

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)  
G01P 5/00 (2006.01)



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510036372.0

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 100496409C

[22] 申请日 2005.8.2

[21] 申请号 200510036372.0

[73] 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 李 勇

审查员 陈昭阳

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所  
代理人 陈鸿荫

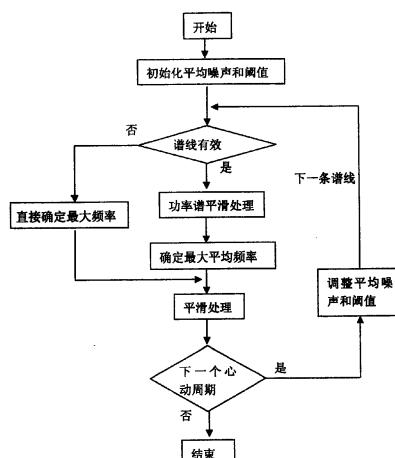
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

### [54] 发明名称

频谱多普勒血流速度的自动检测方法

### [57] 摘要

一种频谱多普勒血流速度的自动检测方法，用于超声系统对血流速度的测量过程，包括步骤：射频超声回波信号经过解调、滤波和模数转换后获得流体的多普勒信号；对所述多普勒信号进行频谱分析，获得该多普勒信号随时间变化的各功率谱线；确定阈值；根据所述阈值和当前功率谱线来确定该功率谱线对应的频偏参数或血流速度；其中，所述阈值与前一基本时间段内的平均噪声水平相关，并自动根据所述平均噪声水平被更新调整。所述方法确定频偏参数前，还可以包括一判断该谱线是否有效的过程及一平滑所述功率谱的过程。采用本发明方法，可以使阈值自动收敛，从而便于系统准确并稳健地进行包络检测，自动实时显示参数计算结果。



1. 一种频谱多普勒血流速度的自动检测方法，用于超声系统对血流速度的测量过程，包括步骤：

- A. 射频超声回波信号经过解调、滤波和模数转换后获得流体的多普勒信号；
- B. 对所述多普勒信号进行频谱分析，获得该多普勒信号随时间变化的各功率谱线；
- C. 确定阈值；
- D. 根据所述阈值和当前功率谱线来确定该功率谱线对应的频偏参数或血流速度，直至测量过程结束或各功率谱线均被处理完毕；

其特征在于，

所述阈值与前一基本时间段内的平均噪声水平相关，除了在系统启动测试时由系统经验确定外，均自动根据所述平均噪声水平被更新调整；

所述阈值更新调整的计算方法是：假设第  $i-1$  个时间段的平均噪声水平是  $NOISE_{i-1}$ ，第  $i$  个时间段的阈值是  $T_i$ ，则当前心动周期的平均噪声水平  $NOISE_i$  可自动更新为

$$NOISE_i = K * NOISE_{i-1} + (1 - K) * \frac{\sum_{t=t_{is}}^{t_{ie}} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} l(t, f) & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}{\sum_{t=t_{is}}^{t_{ie}} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} 1 & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}$$

其中  $l(t, f)$  是功率谱密度， $t$  是时间， $f$  是多普勒频率； $t_{is}$  是第  $i$  个时间段的起始， $t_{ie}$  是第  $i$  个时间段的结束； $f_o$  是声谱图上的截止频率， $K$  是遗忘因子；及第  $i+1$  个时间段的阈值  $T_{i+1}$  可自动更新为

$$T_{i+1} = M * NOISE_i$$

其中  $M$  是一个经验常数。

2. 根据权利要求 1 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述阈值的更新调整是以一预定时间间隔进行的；所述预定时间间隔包括但不限于一个心动周期。

3. 根据权利要求 1 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述遗忘因子  $K$  根据经验设为 0.6 ~ 0.9。

4. 根据权利要求 1 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述步骤 D 中每确定一功率谱线对应的频偏参数或血流速度之前，包括一判断该谱线是否有效的过程；若判断有效，则进行频偏计算，否则直接确定最大频偏。

5. 根据权利要求 4 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述谱线是否有效的判断方法是，将当前谱线中最强峰值  $P(f)_{\max}$  与前一基本时间段的平均噪声水平  $NOISE_i$  进行比较，

若  $P(f)_{\max}$  小于  $NOISE_i$ ，则认为该谱线不含信号，直接将最大频率和平均频率设定为壁滤波的截止频率；

若连续若干次  $P(f)_{\max}$  小于  $NOISE_i$ ，则将所述平均噪声水平  $NOISE_i$  减半，直至一个设定值，并认为只接收到噪声；

若  $P(f)_{\max}$  在  $K_L * NOISE_i$  和  $K_H * NOISE_i$  之间，其中  $K_L$  和  $K_H$  是根据经验选择的系数，则认为当前信号信噪比太小，将最大频率和平均频率设定为与上一谱线相同的检测结果；

若  $P(f)_{\max}$  大于  $K_H * NOISE_i$ ，则判断该谱线为有效谱线。

6. 根据权利要求 1 或 4 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述步骤 D 中每确定一功率谱线对应的频偏参数或血流速度之前，还包括一采用滤波方法来平滑所述功率谱的过程。

7. 根据权利要求 1 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述步骤 D 中的频偏参数包括最大频率，是基于所述阈值、利用谱线上的多个点来共同确定的。

8. 根据权利要求 7 所述频谱多普勒血流速度的自动检测方法，其特征在于：

所述多个点包括依次连续的四个点，第一点对应最大频率当且仅当满足条件：

1) 第一点及第二点的功率谱密度均大于当前阈值；

2) 第三点和第四点均大于一预定值，该预定值是第一点和第二点功率谱密度的平均值与所述当前阈值之和。

## 频谱多普勒血流速度的自动检测方法

**技术领域** 本发明涉及超声技术，特别涉及利用频谱多普勒效应测量流体速度的超声技术，尤其是涉及超声诊断仪利用包络检测来获得血流速度的方法。

**背景技术** 在超声成像系统中，多普勒效应被广泛用于血流检测。例如在应用超声多普勒技术检查心脏与动静脉的超声系统中，需要从多普勒频谱图中提取相关参数来评价心脏与血管的血流动力学状态。该参数包括：峰值速度，舒张最低速度，阻力指数，收缩/舒张指数等，这些参数的确定许多都依赖于血流的峰值速度和平均速度。而对血流峰值速度和平均速度的检测可以转换成对超声回波最大频偏和平均频偏的检测。其原理是，超声换能器发射超声波到受试者体内，并接收从受试者体内返回的超声回波；由于血管中运动红细胞对超声波的散射作用，使得超声回波的频率发生偏移，而该频率偏移大小与发射超声波的中心频率及红细胞的运动速度相关，故只要测量超声回波频率偏移，就可以计算获知红细胞的运动情况。

图 1 所示为传统超声多普勒频谱分析系统处理信号的基本流程。超声回波信号经波束合成分后形成射频回波信号，又经解调模块分解成两路分量，一路是同相位分量 I (In-phase component)，另一路是正交分量 Q (quadrate component)。在脉冲多普勒信号处理系统中，系统分别对所述两路 I、Q 分量作距离选通，即在特定的时间段内分别对两路分量信号进行累加（累加的时间段和脉冲多普勒发射脉冲的长度由操作者根据实际情况选择）；而连续波多普勒信号处理系统则不需该距离选通过程。所述 I、Q 两路分量（对脉冲多普勒信号处理系统则指经过距离累加后的两路分量）再分别经壁滤波（高通滤波）处理，滤除由静止或者慢速运动组织引起的杂波，得到以红细胞运动引起的回波为主的两路分量信号，并被送往谱估计模块。所述谱估计模块一般用快速傅立叶变换(FFT)来估算功率谱，该快速傅立叶变换的点数可以是 128 点，也可以是 256 点。由于估算出来的功率谱动态范围太大，系统需要将每次估算出来的功率谱进行压缩处理，使之落入灰度显示范围，并在屏幕上的多普勒频谱图上显示出对应时刻和速度(频偏)的功率谱强度。

因血流峰值速度的检测对应于多普勒最大频移的检测，所以早期利用超声多普勒频谱图

来手动检测血流峰值速度的方法包括步骤：先保存几个心动周期的功率谱图；接着操作者根据显示屏上的功率谱图来手动标记谱的峰值；最后计算机根据所述标记的峰值来计算出各种参数。这种手动检测的缺点是：操作者标记峰值速度比较单调费时，重复性差，估计精度低；并且在检测时，为了标记峰值速度，操作者需要中断采集多普勒信号，从而无法实时估计。

因而，图 1 的系统还须包括自动包络检测模块，可以自动跟踪血流峰值速度和平均速度与时间相关的变化，并在多普勒频谱图上实时显示。该自动检测可以在谱估计之后对估算的功率谱进行，也可以如图 1 所示对压缩后的功率谱进行。这样医生可以实时自动获取血流的峰值速度，平均速度及其它相关参数。

从原理上来说，检测多普勒血流峰值速度似乎比较简单，只要检测最大多普勒频移就可以了。实际上该检测受两个主要因素影响：一是声谱的内在变宽，因为估算功率谱的数据点有限（如 128 或 256 点），所以估算出的频谱带宽比理想情况要宽，在整个截止频率带内均有功率谱分布；该因素对多普勒最大频移的影响不好定量判断。二是多普勒信号本身含有的噪声（noise），在多普勒频谱图中总包含有信号和噪声，检测最大频移即找出二者之间的转折点，但频谱由噪声到信号的转折点不是很明显，多普勒频移在一个心动周期的心脏射血期间变化很快，但在其他期间则变化缓慢；而且，对特定频率，频谱图的信噪比也随时间而变化。为此，先后有很多自动检测血流峰值速度和平均速度的方法被提出来力图克服上述影响。

为了能准确并稳健地估算出多普勒频谱图的包络，需要区分频谱图上多普勒谱信号和噪声的边界，所以方法之一是设定阈值，将频谱图上大于阈值的视为信号，反之视为噪声。该阈值可以被设定为所有信号和噪声之和的某个固定百分比，在信噪比（signal to noise rate; SNR）比较高的条件下，这种方法效果比较好。临床应用中，这种方法受 SNR 和带宽的影响很大。在 SNR 较低的情况下，固定百分比设定的噪声阈值会低于实际噪声水平；而在 SNR 较高的情况下，固定百分比设定的噪声阈值会高于实际噪声水平。因为该方法对噪声的估计是通过平均靠近截止频率附近谱线来实现的，所以在 SNR 较低时，估计峰值有正向偏移；在 SNR 较高时，估计的峰值有负向偏移。由于噪声具有一定的随机性，这种方法的平均阈值会随着每一根谱线发生变化，导致估计的阈值水平随之而变，而实际上平均噪声水平相对来说会比较平稳，所以这种会自动包络跟踪的方法可能导致结果不可预料。

在文章 “Comparison of four digital maximum frequency estimators for Doppler ultrasound.”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 14, No. 5, pp. 355-363, (1988) 中，Larry Y. L. 等人对四种估算多普勒频率最大频偏的方法作出比较，并提出一种百分比法的改进方法（称之为混合方法）。该方法首先计算每一根谱线的频谱积分曲线，再对该积分谱线进行分析。

通常情况下，因频谱图能量主要集中在频率较低部分，故频谱积分曲线在频率较低部分变化较快，频率较高部分变化较缓。该混合方法寻找预定直线和所述频谱积分曲线的交叉点，并将该交叉点对应的频率视为最大频偏。其中所述直线的斜率和噪声水平有关，而估计噪声采用了同百分比方法类似的方法，即平均截止频率附近的谱线。

在文章“Comparison of the performance of three maximum Doppler frequency estimators coupled with different spectral estimation methods.”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 20, No. 7, pp. 629-638, (1994) 中, K. Marasek 等人对混合方法进行改进，提出了几何方法，也是先计算出每一根谱线的频谱积分曲线，再对每条积分谱线进行分析。该方法和所述混合方法不同的是对最大频偏点的确认法：它设计一条直线，计算积分谱线上每点到该直线的距离，认为距离最短的那个点对应的频率即最大频偏。

在文章“The performance of three maximum frequency envelope detection algorithms for Doppler signals.”, *J. vasc. Invest.* 1: 126-134, (1995) 中, R. Moraes 等人对几何方法进行改进，提出改进的几何方法：设计直线使经过坐标原点，积分曲线和直线之间的垂直距离最大的那个点对应的频率即最大频偏。为了防止信号较弱时出现不可估计的误差，该方法还增加使用一经验阈值。若信号弱于所述阈值，则不进行最大频偏检测，而直接将最大频偏值设为壁滤波截止频率。

在美国专利 US 5,287,753 公开的技术方案中, Routh 等人介绍了一种自适应阈值包络检测方法。它的基本思想是通过对比多普勒功率谱强度和一设定阈值，来确定出最大频偏。在该方法中，阈值能够根据每个心动周期的信噪比来自适应调整，与前几种方法最大的不同点是，该方法假设在一个心动周期内，噪声水平和平均信噪比较稳定，因此根据心动周期来确定平均噪声水平和平均信噪比。而前几种方法中阈值会随着每一根谱线剧烈变化，由此估计的阈值水平也会随着每一根谱线剧烈变化。

上述现有技术的主要不足在于：混合方法以频谱图中最大频偏应该小于截止频率为假设前提。在该前提下，对声谱图上边缘部分平均估计噪声才会有意义；这样当截止频率小于最大频偏时，该方法将失效。同时因最大频偏估计结果受实际估计噪声和积分曲线的影响很大，当噪声阈值设定较小，最大频偏估计会偏小，反之会偏大；故该方法受实际 SNR 和准确估计噪声的影响较大。

几何方法中因最大频偏估计是一种有偏估计，当截止频率小于最大频偏时，该方法有效性会降低。该方法没有直接估计噪声水平，但受积分曲线影响较大；在SNR较小时，积分曲线

不能够保证在频率低时变化较快，频率高时变化较慢，此时估计出的最大频率的误差较大。

改进的几何方法中，因最大频率估计是永远小于真实值的有偏估计，和几何方法类似，当最大频偏和截止频率较接近时，估计误差会变大。虽然该方法增加一阈值来降低弱信号时的误判，但该阈值的选择具有经验性，在不同信噪比条件下，选择差异性较大。同几何方法一样，在信号能量较强，但SNR较小时，积分曲线不能够保证在频率低时变化较快，频率高时变化较慢，此时估计出的最大频率的误差较大。

自适应阈值方法中，因噪声阈值由平均信噪比得到，而信噪比受信号强度影响较大，当噪声水平估计不正确时将会影响到最大频偏估计。另外，因阈值和前一心动周期包络检测结果有关，当多普勒频谱图比较稳定时，自适应阈值调整并不能够保证阈值能被收敛到一个稳定值。在确定包络时，采用简单的阈值判断法，由于FFT计算出来的功率谱起伏较大，也影响了包络检测的稳健性。

**发明内容** 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足，而提出一种频谱多普勒血流速度的自动检测方法，能减小信号信噪比和带宽的影响，准确并且稳健地进行包络检测，从而有利于血流参数被连续自动地准确计算。

为解决上述技术问题，本发明的基本构思为：在自适应阈值方法的基础上，改用基于噪声水平来确定阈值水平，这样当多普勒频谱图稳定时阈值也能够稳定收敛，从而使包络检测更加稳健。此外，还可以对FFT计算出来的功率谱进行平滑处理，以减少功率谱起伏太大引起的包络检测错误。

作为实现本发明构思的技术方案是，提供一种频谱多普勒血流速度的自动检测方法，用于超声系统对血流速度的测量过程，包括步骤：

- A. 射频超声回波信号经过解调、滤波和模数转换后获得流体的多普勒信号；
- B. 对所述多普勒信号进行频谱分析，获得该多普勒信号随时间变化的各功率谱线；
- C. 确定阈值；
- D. 根据所述阈值和当前功率谱线来确定该功率谱线对应的频偏参数或血流速度，直至测量过程结束或各功率谱线均被处理完毕；

尤其是，所述阈值与前一基本时间段内的平均噪声水平相关，除了在系统启动测试时由系统经验确定外，均自动根据所述平均噪声水平来更新调整。

上述方案中，所述阈值的更新调整是以一预定时间间隔进行的；所述预定时间间隔包括

但不限于一个心动周期。

上述方案中，所述阈值更新调整的计算方法是：假设第  $i-1$  个时间段的平均噪声水平是  $NOISE_{i-1}$ ，第  $i$  个时间段的阈值是  $T_i$ ，则当前心动周期的平均噪声水平  $NOISE_i$  可自动更新为

$$NOISE_i = K * NOISE_{i-1} + (1 - K) * \frac{\sum_{t=t_{is}}^{t_{ie}} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} l(t, f) & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}{\sum_{t=t_{is}}^{t_{ie}} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} 1 & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}$$

其中  $l(t, f)$  是功率谱密度， $t$  是时间， $f$  是多普勒频率； $t_{is}$  是第  $i$  个时间段的起始， $t_{ie}$  是第  $i$  个时间段的结束； $f_o$  是声谱图上的截止频率， $K$  是遗忘因子；及第  $i+1$  个时间段的阈值  $T_{i+1}$  可自动更新为  $T_{i+1} = M * NOISE_i$ ，其中  $M$  是一个经验常数。

上述方案中，所述步骤 D 中每确定一功率谱线对应的频偏参数或血流速度前，包括一判断该谱线是否有效的过程；若判断有效，则进行频偏计算，否则直接确定最大频偏。

上述方案中，所述步骤 D 中每确定一功率谱线对应的频偏参数或血流速度前，还包括一采用滤波方法来平滑所述功率谱的过程。

上述方案中，所述步骤 D 中的频偏参数包括最大频率，是基于所述阈值，利用谱线上的多个点来共同确定的。

采用上述各技术方案，可以用简单的阈值更新方法使阈值自动收敛，从而准确并稳健地进行包络检测，还能减小信号信噪比和带宽的影响，有利于血流参数的准确计算。

## 附图说明

图 1 是传统超声多普勒频谱分析系统处理信号的基本流程图

图 2 是本发明包络检测软件流程图

图 3 是本发明最大频率和平均频率检测流程图

图 4 是平滑前的功率谱示意图

图 5 是平滑后的功率谱示意图

图 6 是最大频率判断示意图

图 7 是平均噪声估计示意图

## 具体实施方式

下面，结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

本发明频谱多普勒血流速度的自动检测方法，基于图 1，用于超声系统（因属于现有技

术，不在此赘述）对血流速度的测量过程，包括步骤：

- A. 射频超声回波信号经过解调、滤波和模数转换后获得流体的多普勒信号；
- B. 对所述多普勒信号进行频谱分析，获得该多普勒信号随时间变化的各功率谱线；
- C. 确定阈值；
- D. 根据所述阈值和当前功率谱线来确定该功率谱线对应的频偏参数或血流速度，直至测量过程结束或各功率谱线均被处理完毕；

其中，所述阈值与前一基本时间段内的平均噪声水平相关，除了在系统启动测试时由系统经验确定外，均自动根据所述平均噪声水平被更新调整。

本发明对所述阈值的更新调整是以一预定时间间隔进行的；所述预定时间间隔包括但不限于一个心动周期。这是根据一个基本时间段内噪声水平和阈值水平可以保持不变的前提而作的，主要因为：一，背景噪声主要来源于超声仪器系统，并且受血流速度的影响很小，不同病人的 SNR 可能相差非常大，但是当系统参数确定后，噪声水平应该比较一致。二，噪声水平在不同的心动周期有差异，当波形检查比较稳定时，噪声水平才会相对比较稳定。三，噪声分布符合一定的模型，为了简化计算，假设最大噪声能量仅仅和噪声平均水平相关。所以，对于当前心动周期内的当前谱线，所述平均噪声和所述阈值水平  $T_i$  均不变；但当谱线进入下一个心动周期，则所述的平均噪声和阈值水平将发生变化。

系统计算其它血流参数的基础是包括在步骤 D 中确定的最大频率，图 2 给出了该最大频率偏移的检测过程：系统在开始时，可以根据增益水平和系统参数来初始化平均噪声和阈值；在后续处理中，对 FFT 估算出来的每一条功率谱谱线逐条处理，分别就各谱线分别计算正向和负向血流引起的最大频偏和平均频偏。

其中，平均噪声估计如图 7 所示（所述预定时间间隔以一个心动周期为例）。横轴表示时间，纵轴表示频率偏移，图中实线表示计算出来的最大频偏，中线以上的实线表示正向血流引起的最大频偏，以下的实线表示负向血流引起的最大频偏。虚线处的时间表示一个心动周期的结束，此刻需要重新计算平均噪声水平和阈值水平，则计算噪声的噪声区域是最大频偏以外的区域。假设第  $i-1$  个心动周期的平均噪声水平是  $NOISE_{i-1}$ ，假设  $T_i$  是第  $i$  次心动周期的阈值，则当前心动周期的平均噪声水平是  $NOISE_i$  可自动更新为

$$NOISE_i = K * NOISE_{i-1} + (1 - K) * \frac{\sum_{t=t_0}^{t_n} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} l(t, f) & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}{\sum_{t=t_0}^{t_n} \sum_{f=-f_o}^{f_o} \begin{cases} 1 & l(t, f) < T_i \\ 0 & l(t, f) > T_i \end{cases}}$$

其中  $I(t, f)$  是谱密度，  $t$  是时间，  $f$  是多普勒频率。  $t_{is}$  是第  $i$  个心动周期的起始，  $t_{ie}$  是第  $i$  个心动周期的结束。  $f_c$  是声谱图上的截止频率，  $K$  是遗忘因子， 可根据经验设为  $0.6 \sim 0.9$ 。而第  $i+1$  个时间段的阈值  $T_{i+1}$  因假设仅与平均噪声水平  $NOISE_i$  相关， 可自动更新为

$$T_{i+1} = M * NOISE_i$$

其中  $M$  是一个经验常数。这种阈值更新方法计算简单，而且计算收敛，在信噪比较差的情况下还能稳定检测出包络。

为了排除超声探头从病人身上挪开或者超声探头未对准身体检测区域的情况，所述步骤D中每确定一功率谱线对应的频偏参数或血流速度之前，包括一判断该谱线是否有效的过程；若判断有效，则进行频偏计算，否则直接确定最大频偏。

具体是，假设前一基本时间段的平均噪声是  $NOISE_i$ ，首先寻找当前谱线中最强峰值  $P(f)_{\max}$ ，然后比较  $P(f)_{\max}$  和平均噪声水平  $NOISE_i$ ，来判断当前谱线是否有效：

若  $P(f)_{\max}$  小于  $NOISE_i$ ，则该谱线被认为不含任何信号，不必进行最大频率和平均频率检测，可以直接将最大频率和平均频率设定为壁滤波的截止频率；

若有连续的若干条（比如5条）谱线都出现这种情况，则将平均噪声水平  $NOISE_i$  减半，直到该  $NOISE_i$  被减少到一个设定的阈值；这种情况被认为当前接收到的只是噪声，而没有信号；

若  $P(f)_{\max}$  在某个确定的范围内，比如  $K_l * NOISE_i$  和  $K_h * NOISE_i$  之间（其中  $K_l$  和  $K_h$  是根据经验选择的系数），则认为当前采集到的多普勒信号信噪比太小，最大频率的检测不是很稳健，当前检测到的最大频率和平均频率与上次检测到的相同；

若  $P(f)_{\max}$  大于  $K_h * NOISE_i$ ，则判断该谱线为有效谱线，可以进行频偏检测。

在这里，所述基本时间段表示一段时间，在本发明实施例中可以被设定但不限为一个心动周期。

最大频偏和平均频偏的检测流程可以如图 3 所示。一般采用 FFT 变换估算出来的功率谱会有非常大的起伏，如图 4 所示，采用谱平均方法可以部分减弱该起伏，但所述起伏还是较大，并且不利于后续包络检测的稳健进行。噪声的起伏会使得最大频偏估计偏高，而信号的起伏会使得最大频偏估计偏低。因此，本发明实施例在检测最大频率之前，还包括一对 FFT 计算出来的功率谱进行平滑预处理的过程。该平滑处理可以采用简单的滤波。可以在对谱线执行是否有效的所述判断之前进行，也可以在该判断之后进行。不妨设原始计算出来的功率谱是  $P(f_k)$ ，则经过平滑处理后的功率谱  $P_{average}(f_k)$  可以表示为

$$P_{average}(f_k) = a_2 P(f_{k-2}) + a_1 P(f_{k-1}) + a_0 P(f_k) + a_1 P(f_{k+1}) + a_2 P(f_{k+2})$$

其中  $a_2$ 、 $a_1$ 、 $a_0$  是平滑滤波系数。图5所示是经过平滑后的功率谱图，与图4平滑前的谱图对比

可见，功率谱起伏被较大消除，从而平滑了许多。

如图3所示，检测最大频率时，可以以零频率为基础将谱线分成上下两个部分分别进行处理。其中上半部分对应于正向频率偏移，下半部分对应于负向频率偏移，这样能分别检测出正向频偏和负向频偏。在正向和反向血流同时存在的情况下，这种双边检测的结果更加有效。

本发明实施例中，最大频率是系统基于所述阈值，利用谱线上的多个点来共同稳健地确定的。假设当前心电周期对应的阈值是  $T_i$ ，图 6 示意了最大频偏的判断过程。横坐标表示频率变化，纵坐标表示功率谱密度，曲线表示平滑后的功率谱。设需要检测的是正向频率的功率谱。在频率较高部分，功率谱的主要成分是功率谱估计噪声和系统本身噪声；在频率较低部分，功率谱的主要成分是血流运动引起的频率偏移。最大频偏判断需要判断出从噪声到信号的转折点。具体如：从声谱图的边缘开始寻找第一个满足预定条件的点，则该点所对应的频率为检测到的最大频偏；若找不到该点，则认为最大频偏小于壁滤波截止频率。

如图 6 所示，以所述多个点包括依次连续的四个点为例，第一点对应最大频率应当满足两个条件：1) 第一点及第二点的功率谱密度均大于当前心电周期的对应阈值  $T_i$ ；2) 第三点和第四点均大于一预定值，该预定值可以是第一点和第二点功率谱密度的平均值与心电周期对应阈值  $T_i$  之和。通过这两条条件能够部分消除多普勒频谱图上斑点噪声对包络检测的影响，使包络检测的结果更加稳健。本实施例并不限定本发明方法多点判定的条件，采用其它条件的类似多点判定方法也在本发明的保护范围之内。

检测出最大频偏  $f_{\max}$  后，系统可以进一步计算平均频偏  $f_{\text{mean}}$ ，如

$$f_{\text{mean}} = \frac{\sum_{f=0}^{f_{\max}} f \cdot P(f)}{\sum_{f=0}^{f_{\max}} P(f)}, \quad \text{其中 } P(f) \text{ 表示频率为 } f \text{ 时的功率谱值。}$$

由上述计算出的各谱线最大频偏或平均频偏，可以进一步得到最大频偏或平均频偏的包络曲线，本发明图 2 实施例还包括所述包络曲线的平滑处理过程，目的是消除包络毛刺，使检测出来的包络更加平滑。可以采用中值滤波方法或多点平滑方法。中值滤波是从连续几根谱线计算出来的包络中，取中间值作为当前谱线的包络值。多点平滑即对连续几根谱线计算出来的包络做平滑处理，将这个平滑结果作为最后包络的结果。

本发明方法经过试验验证，在各种信噪比情况下，都能够实时稳健地计算出血流最大速度和平均速度。

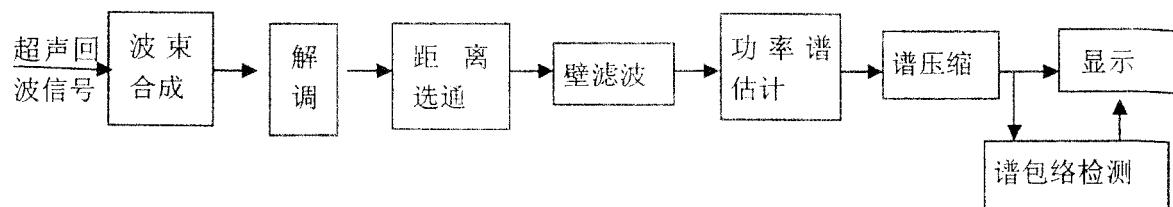


图 1

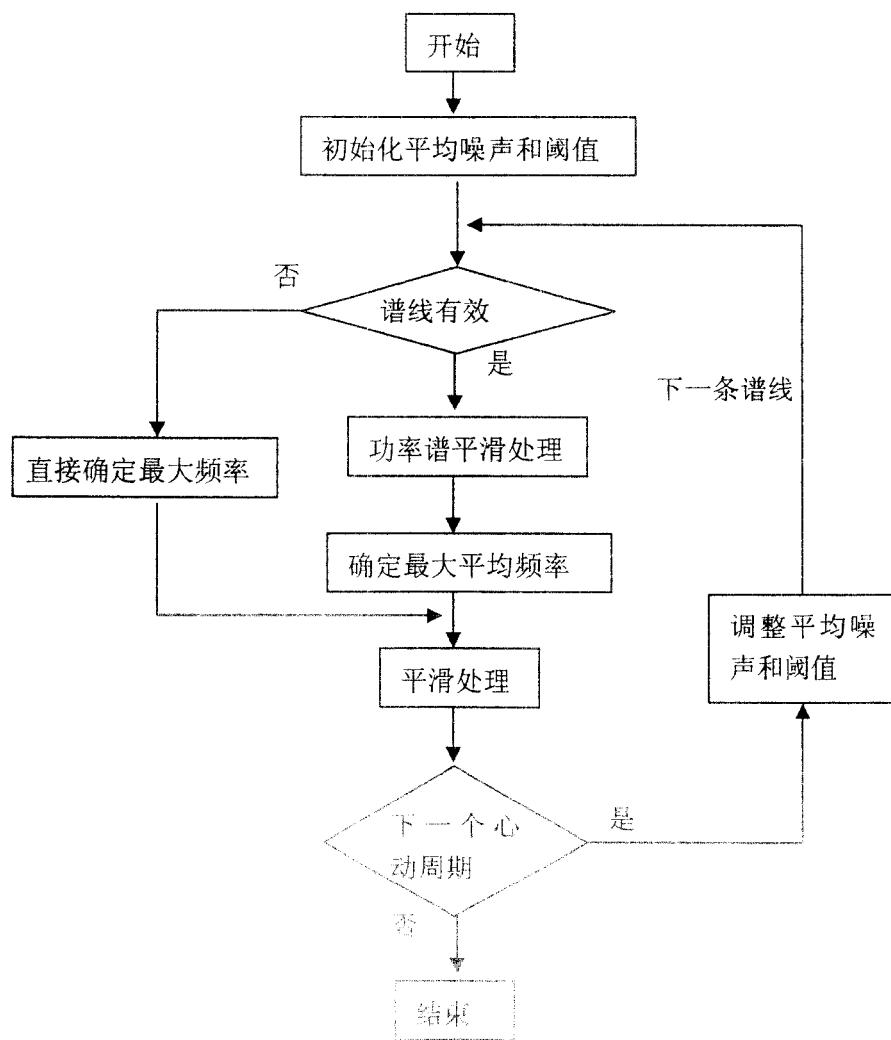


图 2

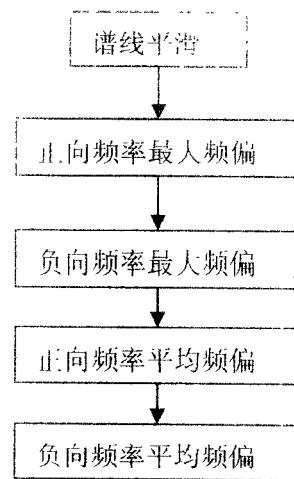


图 3

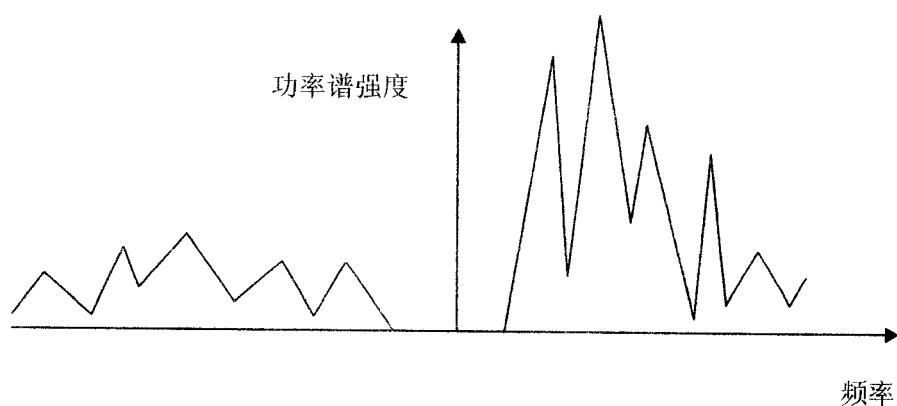


图 4

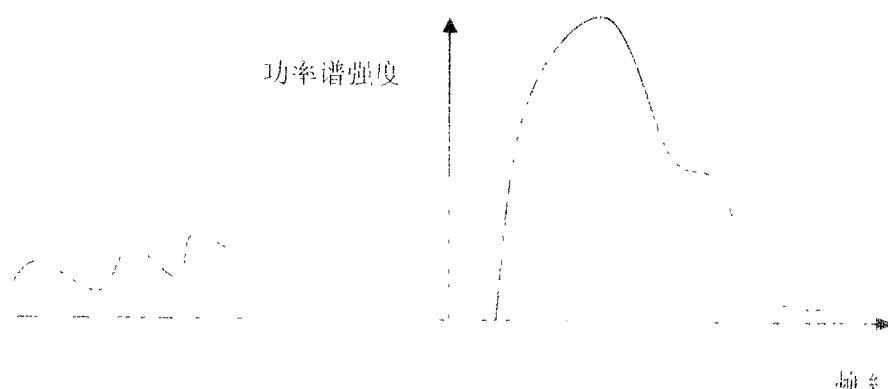


图 5

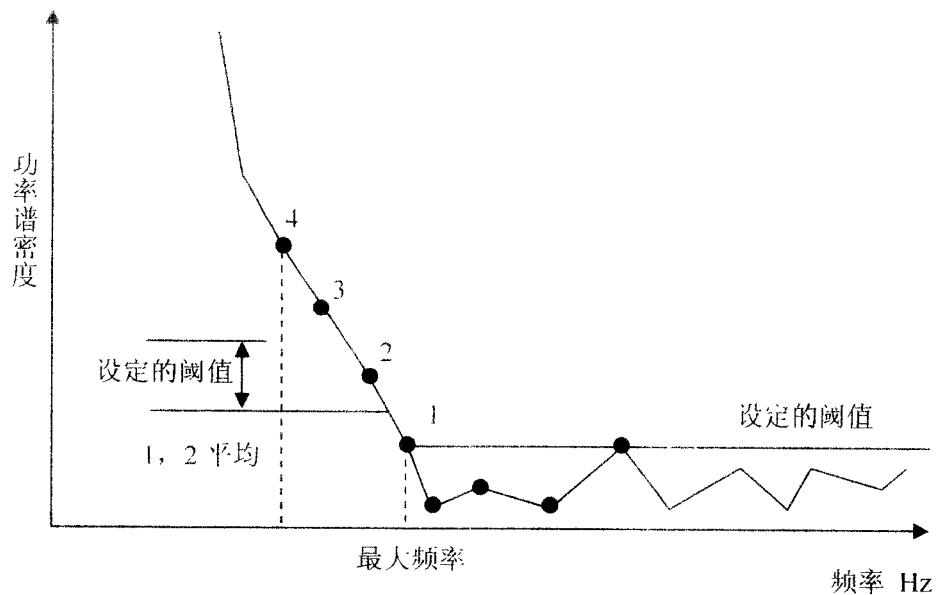


图 6

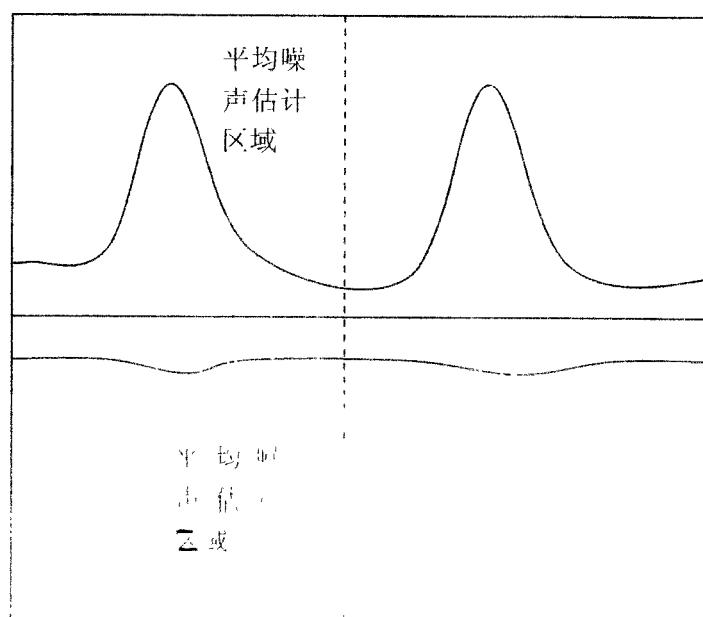


图 7

专利名称(译)	频谱多普勒血流速度的自动检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100496409C</a>	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	CN200510036372.0	申请日	2005-08-02
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	李勇		
发明人	李勇		
IPC分类号	A61B8/06 G01P5/00		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/08 A61B8/06 G01S7/52026 A61B8/488 G01F1/663		
审查员(译)	陈昭阳		
其他公开文献	<a href="#">CN1907230A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">Sipo</a>	

### 摘要(译)

一种频谱多普勒血流速度的自动检测方法，用于超声系统对血流速度的测量过程，包括步骤：射频超声回波信号经过解调、滤波和模数转换后获得流体的多普勒信号；对所述多普勒信号进行频谱分析，获得该多普勒信号随时间变化的各功率谱线；确定阈值；根据所述阈值和当前功率谱线来确定该功率谱线对应的频偏参数或血流速度；其中，所述阈值与前一基本时间段内的平均噪声水平相关，并自动根据所述平均噪声水平被更新调整。所述方法确定频偏参数前，还可以包括一判断该谱线是否有效的过程及一平滑所述功率谱的过程。采用本发明方法，可以使阈值自动收敛，从而便于系统准确并稳健地进行包络检测，自动实时显示参数计算结果。

