

# 超声Doppler血流信号最大频率估计的数字方法及意义

汪源源 王威琪

(复旦大学电子工程系 上海·200433)

本文首先介绍了四种超声Doppler血流信号最大频率估计的数字方法,然后讨论了如何利用最大频率的数字估计法自动提取血流声谱轮廓的方法。

## Digital maximum frequency estimators for Doppler ultrasound flow signals and their application value

Wang Yuanyuan Wang Weiqi

(Department of electronic engineering Fudan University)

In this paper four methods for digitally estimating the maximum frequency waveform from the Doppler ultrasound spectrum are first described. Then it is discussed how to automatically obtain the contours of Doppler flow sonogram by digital maximum frequency estimators.

### 1 前言

从本世纪60年代初超声Doppler技术应用于临床医学以来,它在临床诊断中占有越来越重要的地位。目前超声Doppler技术在临床中主要用于:在已知截面的情况下估计血液流量;区别液区性质;测量血流速度;利用简化的伯努利方程 $\Delta P = 4V^2$ 估计压强差;鉴别动静脉和积液等。在应用时往往提取Doppler血流信号的最大频率波形或平均频率波形,因为最大频率正比于超声束照射

区域中红细胞的运动速度;在不考虑频谱扩展的情况,且认为超声束只照到单一血管时,平均频率正比于血管中的平均血流速度。这两种波形在定量诊断血管疾病中有重要的意义,特别最大频率对诊断血管狭窄有十分重要的意义。同时,作为Doppler技术另一重要方面的频谱分析技术,其临床应用时常先获取血管中血流的声谱图,然后在冻结的声谱图上计算一些声谱参数,如:收缩期最大血流速度和舒张末期血流速度比S/D、搏动指数PI和阻力指数RI<sup>[1]</sup>等,把它们当作诊断血管疾病的指标。但在计算这些参数时,需要人工或自动描绘声谱图的包络

收稿日期:93-2-23

即最大频率曲线。

早期最大频率的估计主要采用模拟电路的方法,有窄带模拟滤波器法<sup>[2]</sup>、相位锁定环路法<sup>[3]</sup>和带反馈环路的压控高通滤波器法<sup>[4]</sup>等。现在由于数字处理技术的发展和高速处理芯片的出现,大量的医疗仪器均采用数字方法来实现超声Doppler血流信号的实时频谱分析。因此,利用数字处理的方法从Doppler信号的频谱来直接估计信号的最大频率,既方便又有较高的精度。本文主要先介绍超声Doppler血流信号最大频率数字估计的几种方法,然后讨论这些方法应用于声谱图轮廓检测的方法及意义。

## 2 超声Doppler血流信号最大频率的数字估计方法<sup>[5]</sup>

图1给出了超声Doppler血流信号最大频率数字估计方法的示意图。Doppler信号和噪声先通过抗迭混低通滤波器,目的是防止频谱迭混,然后经A/D采样变为数字信号,接着分析Doppler信号的频谱,最后由最大频率估计算法从信号的频谱中得到信号的最大频率。图中虚框内的A部分是一般的Doppler信号频谱分析系统都已具备的,为了估计信号的最大频率,只需接入B部分即最大频率估计器。现有的最大频率数字估计主要有四种方法:百分比法;D'Alessio过阈值法;修改的过阈值法和混合算法。

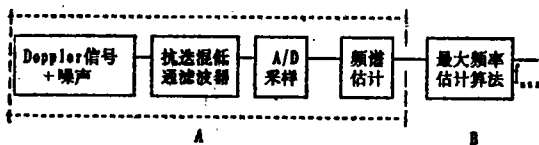


图1 Doppler血流信号最大频率数字估计框图

在四种算法中,均假设噪声为高斯白噪声,其功率谱密度为 $N_0$ ,存在于 $f_L$ 到 $f_H$ 的频率范围。其中低频端 $f_L$ 主要指高通滤波器(为了滤除血管壁搏动的信号)的转折频率,而高频端 $f_H$ 主要指抗迭混低通滤波器的转折

频率。假设 $\psi(f)$ 是Doppler信号(包括噪声)的功率谱密度(可以采用FFT等谱估计方法得到),我们可以定义 $\phi(f)$ 为:

$$\phi(f) = \int_{f_L}^f \psi(f) df \quad (1)$$

图2为 $\phi(f)$ 的示意图。从图2可以看出,当 $f < f_{max}$ 时, $\psi(f) = s(f) + N_0$ ,即此时既有Doppler信号的功率谱成分,又有噪声的功率谱成分。因此, $\phi(f)$ 在低频区斜率较大,表现为 $\phi(f)$ 曲线比较陡峭。而当 $f > f_{max}$ 时,由于 $\psi(f) = N_0$ ,即此时只存在噪声的功率谱成分。因此, $\phi(f)$ 在高频区斜率就较小,表现为 $\phi(f)$ 曲线比较平坦。综合这两点,可以看出:从信号加噪声区域变化到纯噪声区域发生在 $\phi(f)$ 曲线的拐点上,该拐点就是Doppler信号的最大频率。四种超声Doppler信号最大频率的数字估计方法均是为了确定这一拐点。

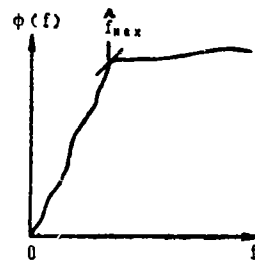


图2  $\phi(f)$ 示意图

### (1) 百分比法<sup>[5]</sup>

在百分比法中,最大频率可以从下式中解出:

$$\phi(\hat{f}_{max}) = \frac{100 - \alpha}{100} \phi_T \quad (2)$$

这里, $\phi_T = \phi(f_H)$ 是信号加噪声的总功率, $\alpha$ 是根据信噪比SNR和信号带宽所选择的参数。如图3所示, $\hat{f}_{max}$ 为 $\phi(f)$ 曲线和水平线 $\frac{100 - \alpha}{100} \phi_T$ 交点处的 $f$ 值。对于比较高的SNR( $>20\text{dB}$ ), $\alpha$ 取2%到5%均能得到对最大频率的较好估计。但是当SNR比较低的时候,这种估计方法中 $\alpha$ 的选取便和SNR及信号带宽有较大的关系。

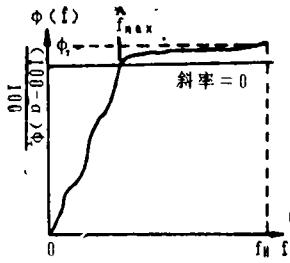


图3 百分比法示意图

## (2) D'Alessio过阈值法<sup>[6]</sup>

D'Alessio过阈值法根据白噪声功率谱的 $\chi^2$ 统计特性并假设频谱分析时采用矩形数据窗得出的。具体方法是：从功率谱的末端向前，各个频率点的功率谱值依次和阈值 $\psi^{D_{TH}}$ 比较。当在连续的 $r$ 个频率点中至少有 $m$ 个频率点的功率谱值超过 $\psi^{D_{TH}}$ ，那么最高的那个频率点的频率就是所要估计的 $\hat{f}_{max}$ 。如果设 $r = m = 2$ ，那么阈值可以选为：

$$\psi^{D_{TH}} = -N_0 \ln(1 - P_S) \quad (3)$$

上式中 $P_S$ 是选取的特别常数。实际应用时， $N_0$ 通常通过计算尾部功率谱密度的平均值加以估计，所以式(3)中的 $N_0$ 可以写成 $\hat{N}_0$ 。

## (3) 修改的过阈值法<sup>[5]</sup>

如果采用非矩形数据窗(如Hanning窗)，则噪声频谱的统计特性就发生了变化，D'Alessio的理论就不再适用了。为了将这种最大频率估计的方法进一步推广到非矩形数据窗的情况，我们采用修改的过阈值法。这种方法在 $r = m = 2$ 时和D'Alessio过阈值法是一致的，但是由于是非矩形的数据窗，阈值 $\psi^{M_{TH}}$ 的选取设为 $\hat{N}_0$ 的若干倍。

在 $\phi(f)$ 曲线上，两种过阈值法都是通过比较频率点 $f$ 的曲线斜率和阈值( $\psi^{D_{TH}}$ 或 $\psi^{M_{TH}}$ )，当某一频率点 $f$ 的曲线斜率超过阈值，则该频率点就是信号的最大频率点。应用中，确定阈值( $\psi^{D_{TH}}$ 或 $\psi^{M_{TH}}$ )的 $\hat{N}_0$ 通常以在纯噪声区域中通过最小二乘法用直线拟合

$\phi(f)$ 曲线得到的直线斜率加以估计。如图4所示。

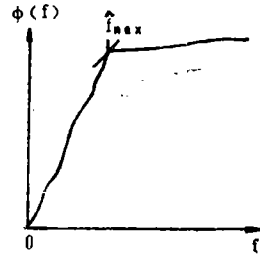


图4 两种过阈值法示意图

## (4) 混合算法<sup>[6]</sup>

混合算法综合了百分比法和过阈值法，如图5所示。和百分比法相似，混合算法也是寻找曲线 $\phi(f)$ 和某一直线的交点。但在混合算法中，该直线不是斜率为0的水平直线，

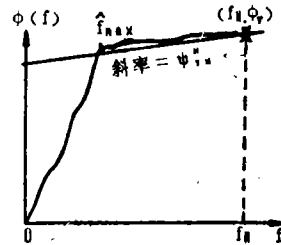


图5 混合算法示意图

而是通过点 $(f_H, \phi_T)$ 而斜率却依赖于 $\hat{N}_0$ 的直线。和过阈值法相似，混合算法可以根据噪声水平加以调整。假设Doppler信号在较短的时间( $T \leq 10ms$ )是准广义平稳的，且对 $f \geq f_L$ ，有

$$E[\psi(f)] = E[S(f) + N(f)] \quad (4)$$

上式中 $S(f)$ 是信号的功率谱密度， $N(f)$ 是噪声功率谱， $E[\ ]$ 代表样本的平均。当噪声功率占据频带 $f_{max}$ 到 $f_H$ ，其总功率贡献基本上等于 $\hat{N}_0(f_H - f_{max})$ ，所以 $f_{max}$ 可通过下式解得：

$$\phi(\hat{f}_{max}) = \phi_r - \hat{N}_0(f_H - \hat{f}_{max}) \quad (5)$$

该式表明 $\hat{f}_{max}$ 是通过确定曲线 $\phi(f)$ 和斜率为

$\hat{N}_0$  的直线的交点而得到的。由于  $\hat{N}_0$  常会估计偏低，从而导致  $\hat{f}_{max}$  高于其真值。因此在混合算法中， $\hat{f}_{max}$  由  $[f_L, f_H]$  中满足下式的最小频率决定：

$$\phi(\hat{f}_{max}) = \phi_T - \psi^{H_{TH}}(f_H - \hat{f}_{max}) \quad (6)$$

上式中阈值  $\psi^{H_{TH}}$  选为大于或等于  $\hat{N}_0$  的值。

### 3 利用最大频率数字估计法提取血流声谱的轮廓

Doppler 信号的频谱分析在临床上的应用越来越广。由于动脉血流的脉动性，Doppler 血流信号的频谱通常以声谱图的形式进行显示。所谓声谱图，就是将三维信息的 Doppler 信号频谱在二维平面上进行显示，即以横轴表示时间，纵轴表示 Doppler 信号的频率（血流速度），而某一点频率（血流速度）的频谱幅度则以灰度（或颜色）加以调制。随着超声 Doppler 声谱技术在医学临床中的应用，已经发现了一些从声谱图上计算出的参数与血流状况有着一定的关系，这些参数正在被用作医学诊断的依据<sup>[7]</sup>。

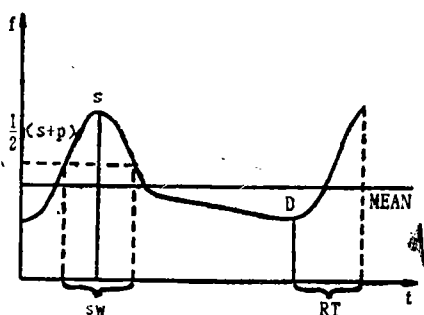


图 6 声谱参数示意图

如图 6 所示曲线为声谱图的轮廓（包络）即最大频率曲线。从该曲线上可以计算一些声谱参数：收缩期最大频率 S；舒张末期频率 D；收缩期最大频率和舒张末期频率之比

$S/D$ ；搏动指数  $PI = \frac{S-D}{MEAN}$ （MEAN 为最大频率曲线的时间平均值）；阻力指数

$RI = \frac{S-D}{S}$ ；收缩上升时间 RT；收缩期持续时间 SW 等等。

因此为了在冻结的声谱图上计算这些参数，就必须先提取声谱图的包络。过去经常采用人工干预描绘频谱的轮廓，然后进行声谱参数的计算。但由于操作者的技术、经验和标准不同，人工测量误差大，可重复性差而不利于正确诊断和对照研究。也有应用数字图像处理技术自动提取声谱图轮廓的报导<sup>[8]</sup>，它是一种把超声 Doppler 声谱图当作二维图像而采用不同灰度二维图像的边缘提取方法而得到声谱图轮廓的技术。我们认为：超声 Doppler 声谱图不同于一般的二维灰度图像，有其特异性。所以我们在所研制的伪彩色血流实时声谱系统<sup>[9]</sup>中，通过估计信号的最大频率曲线来得到声谱图的包络。由于在声谱图中已知信号的功率谱密度，因此这种方法的计算量较小，而且由于这种方法基于 Doppler 信号的特点，所以可以通过最大频率的数字估计方法来得到更为准确的声谱图包络。

具体的方法是在所冻结的声谱图上，从左到右逐列计算每次的最大频率点，估计的方法可以是以上所介绍的四种方法之一，从而得到整个声谱图的最大频率曲线，该曲线就是声谱图的包络。为了得到更为平滑的声谱图包络，我们还可以对所得的最大频率曲线进行平滑处理。一种较为简单的平滑处理方法是滞后平滑法<sup>[10]</sup>。该方法是利用一个从左向右在信号波（最大频率曲线）上滑动的游标，当信号波到达或超过游标顶端时，游标向上浮动；当信号波到达或低于游标下端时，游标向下浮动。浮动的幅度为二分之一游标长度，如图 7 所示。平滑的结果与所选

取的游标长度有一定关系。

我们在研制的伪彩色血流实时声谱系统

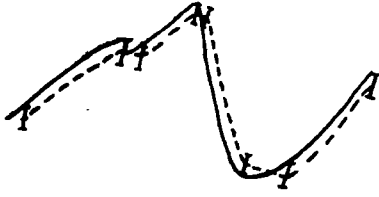


图7 滞后平滑法示意图

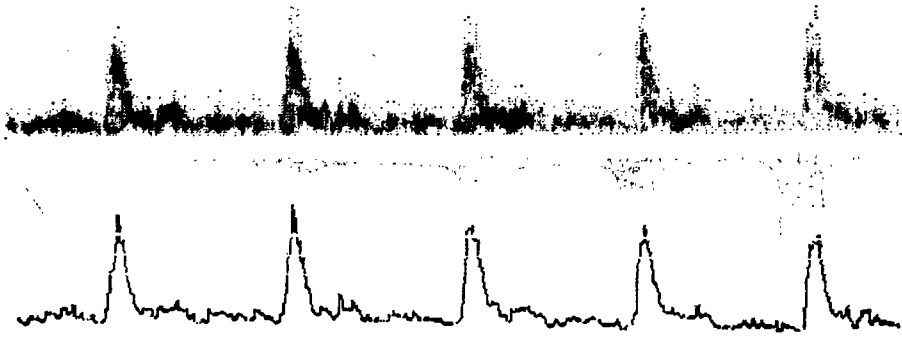


图8 颈动脉声谱图和其包络曲线

### 参考文献

1. Sillesen H, Schroeder T. Changes in Doppler waveforms can predict pressure reduction across internal carotid artery stenoses. *Ultrasound in Med & Biol*. 1988, 14(8): 649~655.

2. Johnston K W, Maruzzo B C, Cobbold R S C. Doppler methods for quantitative measurement peripheral arterial occlusive disease by analysis of the blood flow velocity waveform. *Ultrasound in Med & Biol*. 1978, (4): 209~223.

3. Sainz A, Roberts V C, Pinardi G. Phase-locked loop techniques applied to ultrasonic Doppler signal processing. *Ultrasonics*. 1976, (14): 128~132.

4. Skidmore R, Follett D H. Maximum frequency followers for the processing of ultrasonic Doppler shift signals. *Ultrasound*

中,采用较大频率估计方法先得到声谱图的包络,然后自动识别和计算各心动周期中的S、D、MEAN、S/D、PI、RI、SW和RT值,达到了自动计算参数的目的。这种方法算法简单,计算时间短,重复性强,准确性高,避免了人工分析的低效率和带入的操作误差。图8为我们伪彩色声谱系统所得的颈动脉血流声谱图和相应的包络曲线。可见,这种利用最大频率估计的方法来得到声谱图的包络,从而进一步自动地计算声谱参数,不失为一种既简便又准确的方法。

in *Med & Biol*. 1978, (4): 145~147.

5. Mo L Y L, Yun L C M, Cobbold R S C. Comparison of four digital maximum frequency estimators for Doppler ultrasound. *Ultrasound in Med & Biol*, 1988, 14(5): 355~363.

6. D'Alessio T. "Objective" Algorithm for maximum frequency estimation in Doppler spectral analysers, *Med. Biol. Engng and Comput*. 1985, (23): 63~68.

7. 汪源源, 王威琪, 超声Doppler声谱图中参数的意义及应用(待发表)

8. 陈良龙, 李金国, 蓝玉福. 多普勒超声心动图血流频谱计算机自动分析系统. *中国医疗器械杂志*, 1992; 16(3): 135~139.

9. 汪源源, 伪彩色血流实时声谱分析系统和超声Doppler信号的计算机模拟, 复旦大学1992年硕士论文. 导师: 王威琪.

10. 黄智, 图象处理和识别实用程序库, 天津科学技术出版社.