

利用改进的百分比法提取多普勒 血流声谱图包络*

刘 斌 汪源源 王威琪

(复旦大学电子工程系 上海·200433)

本文从最大频率的数字估计方法着手,提取声谱图的包络。通过分析以往 4 种最大频率的数字估计方法的不足,提出一种方法,称改进的百分比法。它选取信号加噪声的总功率 $Q_t = Q(f_H)$ 作为判据,对一个心动周期内不同阶段采取不同的最大频率估计。应用该方法对近 20 例临床数据提取声谱图包络,取得了较好效果。

关键词: 声谱图包络, 信号, 噪声, 功率, 百分比法

Extracting the sonogram envelop using the improved percentile method

LIU Bin WANG Yuanyuan WANG Weiqi

(Dept. E. E. , Fudan University, Shanghai · 200433)

In this paper, the extraction of sonogram envelop by estimation of the maximum frequency is discussed. After analyzing the shortcomings of the former four digital estimation algorithms of maximum frequency, an improved percentile method is put forward, which uses the total signal plus noise power as a threshold to choose different ways to estimate maximum frequency under different phases of a cardiac cycle, and gains quite well results of about 20 clinical cases.

Key words. sonogram envelop, signal, noise, power, percentile method

1 引 言

从超声多普勒声谱图上计算出的声谱参数与血流的情况有着一定的关系,这些参数正在被用作医学诊断依据^[1]。从一些常用的声谱参数定义可知,要在声谱图上计算这些声谱参数,首先要提取声谱图的包络。

常用的声谱图包络提取方法分为人工和计算机自动两种。人工提取声谱图包络是利用目前一些超声诊断仪上配备的“跟踪球”、光笔描绘出声谱图的包络。但是,由于操作者的技术、经验和标准各不相同,人工测量存在误差,而且可重复性差,不利于准确诊断和对

照分析、研究。

以往,声谱图包络的计算机自动提取是利用二维图像边缘提取的方法来得到的。通常采用的二维图像边缘提取方法有:二值化法、梯度法、灰度法和边缘点跟踪法^[2]。但这些方法应用在多普勒血流声谱包络的提取上都有较大的缺点,如二值法受处理区域大小影响很大,梯度法和灰度法对噪声干扰十分敏感,边缘点跟踪法运算量大且常因强干扰而使跟踪失败。虽然有人尝试采用梯度灰度综合法对超声多普勒血流信号的声谱图包络进行自动提取^[3],但这种基于图像边缘提取

* 第一作者: 刘斌,男,1971 年 8 月生,博士研究生

收稿日期: 97-2-21

的方法其计算量仍然较大。

作者认为超声多普勒声谱图既是两维灰阶图像,又有不同于一般两维灰阶图像的特性。这个特性即:超声多普勒血流声谱图的包络就是信号的最大频率曲线。因此,如果能得到信号的最大频率曲线,将它叠加到原来的声谱图上,便可将其包络突出出来。本文的目的就是讨论如何提取最大频率曲线,从而获得声谱图的包络。

2 方 法

早期最大频率的估计主要是采用模拟电路的方法,现已基本被数字法所取代。现有的最大频率数字估计主要有4种方法^[4]:百分比法、D'Alessio 过阈值法、修改的过阈值法和混合算法。这4种算法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 主要是高通滤波器(为了滤除血管壁搏动的信号)的转折频率,而高频端 f_H 主要是抗迭混低通滤波器的转折频率。

为了更好地描述最大频率的估计方法,定义多普勒信号功率谱密度积分 $\mathcal{Q}(f)$ 为:

$$\mathcal{Q}(f) = \int_L \Psi(f) df$$

上式中, $\Psi(f)$ 是多普勒信号(包括噪声)的功率谱密度,通常采用谱估计的方法得到。图1为 $\mathcal{Q}(f)$ 的示意图,从图中可以看出,当 $f < f_{\max}$, $\Psi(f) = S(f) + N_0$,即此时既有多普勒信号的功率谱成分,又有噪声的功率谱成分。因此, $\mathcal{Q}(f)$ 在低频区比较陡峭。而当 $f > f_{\max}$, 由于 $\Psi(f) = N_0$,即此时只存在噪声的功率谱成份,而没有信号的功率谱成分。因此, $\mathcal{Q}(f)$ 在高频区斜率较小,表现为 $\mathcal{Q}(f)$ 曲线比较平坦。因此可以认为:从信号加噪声区域变化到纯噪声区域发生在 $\mathcal{Q}(f)$ 曲线上的拐点处,该拐点就是多普勒信号的最大频率。现有的几种多普勒信号最大频率的数字估计方法均是为了确定这一拐点。

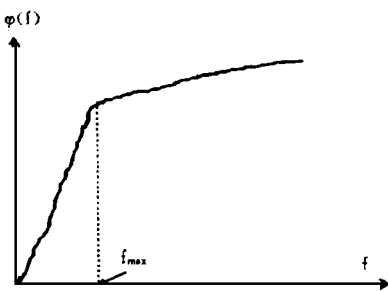


图1 多普勒信号 $\mathcal{Q}(f)$ 的示意图

然而在临床实践中,噪声情况是比较复杂的。由于存在高通滤波器和 $1/f$ 噪声^[4],使其并不能满足上述数字估计方法的假设,即不能认为噪声是功率谱密度为 N_0 的高斯白噪声,特别是对于舒张期较少或缺少血流的情况。例如,对图2所示的小儿动脉血流信号声谱图,其收缩期 $t = 500\text{ms}$ 时刻的 $\mathcal{Q}(f)$ 示意图,如图3(a)与图1吻合得很好,也能得出准确的最大频率估计;而其舒张期 $t = 1000\text{ms}$ 时刻的 $\mathcal{Q}(f)$ 示意图如图3(b),则与图1情况相差较大,不能判断从信号加噪声区域变化到纯噪声区域发生在 $\mathcal{Q}(f)$ 曲线上的拐点,因此运用上述4种估计方法都无法给出能正确反映声谱图包络的最大频率估计值。我们通过计算尾部功率谱密度的平均值加以估计的噪声功率谱如图3(c)。从该图可看出,噪声功率谱密度随时间的变化较大,不能认为是常数 N_0 ,故上述后3种方法利用一个固定的 N_0 估计值来确定计算最大频率的阈值是值得商榷的。运用上述的百分比法获得的最大频率(如图3(d)也未必满意。

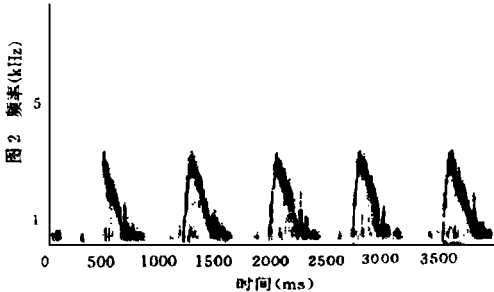
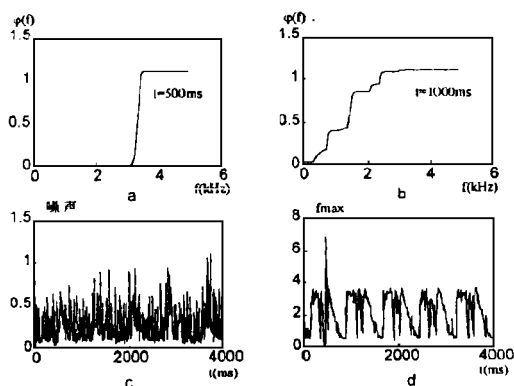


图2 小儿动脉血流信号声谱图



(a) 收缩期($t=500\text{ms}$)时的 φ_f 示意图
(b) 舒张期($t=1000\text{ms}$)时的 φ_f 示意图,
(c) 不同时刻对噪声 N_0 的估计曲线,
(d) 应用未改进的最大频率估计方法所得结果。

图 3

为了适应在一心动周期内血流速度的变化情况下具有不同的噪声情况, 本文对百分比法进行改进, 对信号加噪声的总功率 $\varphi - \varphi_{fH}$ 进行判别, 对一个心动周期内不同阶段采取不同阈值的最大频率估计。选取信号加噪声的总功率 φ 作为判据的理由是: 在一定的信噪比 SNR 下, 信号加噪声的总功率 φ 能反映在一个心动周期内血流速度的变化, 参见图 4。算法的框图参见图 5。

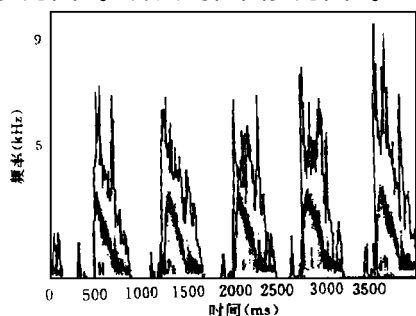


图 4 信号加噪声的总功率 φ 与声谱图的对照图

图 5 所示算法中, 统计过阈值次数的目的是为了区分处于同一心动周期的不同阶段, 以修正阈值; 而同时也利用该参数和信号加噪声的总功率一同来调整百分比法中的参数 α , 调整幅度在 2% 到 5% 之间。在实际运算中, 通常以前几个心动周期的阈值加以平

均作为新的判据。对过阈值的处理, 采用取上一次最大频率值作为本次估计值, 这是考虑到血流速度在短时内变化不会很大的原因。另外, 在统计过阈值次数的基础上采用此处理手段, 也可用于处理因超声测量中探头或患者移动所造成的声谱图短时缺损, 见图 6。

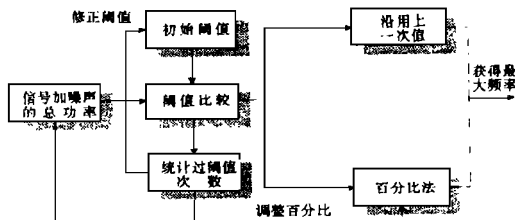
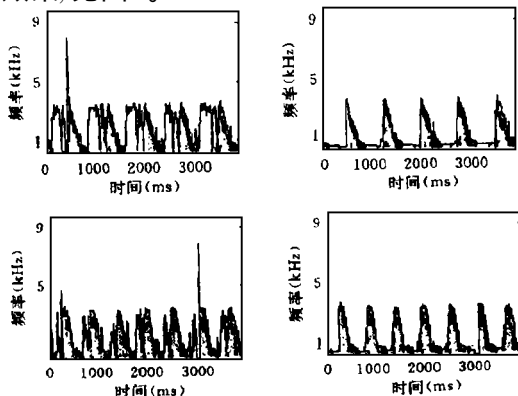


图 5 改进的百分比法算法框图

3 临床数据实验结果

本文运用如上述改进的百分比法对近 20 例小儿的动脉血流声谱图进行最大频率估计, 即获取声谱图包络, 都取得了比较好的效果, 见图 6。



左图为常规百分比法的处理结果,
右图为相应数据运用本文方法所得结果

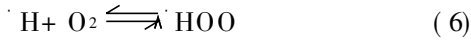
图 6 临床数据实验结果

4 结束语

本文从最大频率的数字估计方法着手, 提取声谱图的包络。通过分析以往 4 种最大频率的数字估计方法, 得出以下结论:

(1) 在临床实践中, 噪声情况比较复杂。由于存在高通滤波器和 $1/f$ 噪声, 使其并不能满足以往 4 种数字估计 (下转第 14 页)

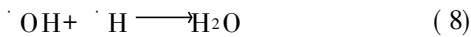
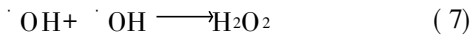
若在溶液中存在氧气, 则会发生如下反应:



$\cdot\text{HOO}$ 是较 $\cdot\text{OH}$ 稳定的自由基^[10], 反应(6) 清除了 $\cdot\text{H}$ 自由基, 使反应(3) 能持续正向进行, 为反应(4) 不断提供 $\cdot\text{OH}$ 。这就解释了为什么在空气环境或充入空气条件下, $\cdot\text{OH}$ 自由基的声化学产率会增大(结论(1) 与(2))。

至于向溶液中充气会使 $\cdot\text{OH}$ 的声化学产率增大(结论(3)), 可解释为: 充气可直接使溶液中的微气泡(空化核) 数目增多, 从而在同样超声辐照下, 空化事件增多, 使总的声化学效率增高。

对于结论(4), 可作如下理解: 低频超声激活的空化泡半径明显大于高频超声, 故其空化泡内含物及空化泡崩溃时释放出的能量较大, 因此 $\cdot\text{OH}$ 自由基在单位时间内的产率应较大, 每个空化事件产生的 $\cdot\text{OH}$ 与 $\cdot\text{H}$ 自由基的浓度都较大, 但这种瞬时局部过浓的 $\cdot\text{OH}$ 相互碰撞发生反应(7)、(8) 的几率亦较大, 从而使得实际与 $(\text{TA})^{2-}$ 发生反应的 $\cdot\text{OH}$ 量减少。



反之, 对高频超声, 虽然每次空化事件产生的 $\cdot\text{OH}$ 量减少, 但每次生成的 $\cdot\text{OH}$ 都因浓度小不易相互碰撞而泯灭, 而是有效地与 $(\text{TA})^{2-}$ 反应, 加之单位时间内高频超声发生空化的次数比低频超声多得多, 所以, 从总体效果看, 就表现为高频声化学效率增大。

参考文献

- 1 K. S. Suslick, Sci., 1990; 247: 1373
- 2 赵逸云, 鲍慈光, 冯若等. 化学通报, 1994; 8: 26
- 3 G. Gum et al., Ultrasonics, 1992; 30(4): 267 ~ 270
- 4 C. Petrier, A. Jeunet, J. L. Luche et al, J. Amer. Soc. Chem., 1991; 8: 3148
- 5 赵逸云, 冯若, 鲍慈光等, 应用声学, 1994; 13(2): 44
- 6 T. J. Mason, et al., Ultrasonic, 1992; 30(1): 40 ~ 42
- 7 Feng R., Qian Y., Xu J., et al., Chinese J. Acoustics, 1991; 10(2): 131 ~ 138
- 8 史群, 钱钺, 冯若, 生物物理学报, 1990; (6): 485 ~ 489
- 9 T. J. Mason, J. P. Lorimer, D. M. Bates et al., Ultrasonics, Sonochemistry, 1994; 1(2): S91
- 10 方允中, 李文杰, 自由基与酶, 基础理论及其在生物学和医学中的应用, 科学出版社, 北京, 1989

(上接第 11 页)

方法的假设, 即噪声是功率谱密度为常数 N_0 的高斯白噪声。

(2) 在一定的信噪比 SNR 下, 信号加噪声的总功率 Q 能反映在一心动周期内血流速度的变化。

因此, 本文对百分比法进行改进, 选取信号加噪声的总功率 $Q = Q_{\text{fn}}$ 作为判据, 对一个心动周期内不同阶段采取不同阈值的最大频率估计方法。近 20 例临床数据的实验结果表明, 本文方法与以往方法相比, 能较好地适应复杂的临床实际噪声情况, 也可以用于处理由于超声测量中探头或患者移动所造成

的声谱图短时缺损的情况, 结果较为满意。

参考文献

- 1 汪源源, 王威琪. 超声多普勒声谱图中参数的意义及应用. 上海生物医学工程, 1997
- 2 阮秋琦. 数字图像处理基础. 北京: 中国铁道出版社, 1988
- 3 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
- 4 L. L. Mo, L. M. Yun, R. S. C. Cobbold. Comparison of the four digital maximum frequency estimators for doppler ultrasound. Ultrasound in Med. & Biol., 1988; 14(5): 355 ~ 363