

基本框架基础上,除需加重语言学层面的内容和声学参数外,还考虑加入:1.环境数据库包括:各种噪声环境、声场环境等,2.电话言语资料库,3.典型(特定)工作条件语音数据库(如:不同紧张程度下的言语通讯),4.汉语语料库部分内容的言语资料库,5.自然口语资料库。

汉语综合资料库是一项系统工程,有很大的难度和极大的工作量,要从一点一滴做起,逐步建立、逐步应用、逐步完善。

参 考 文 献

- [1] Patti Price, Fisher, [W. M.] Bernstein J. and Pallet, D.S. *Proc. ICASSP-88*, 651—654.
- [2] Millar, P.C. Cameron, I., R. Greaves, A. J. and Mopeake, C.M. *Proc. ICASSP-88*, 647—650.
- [3] Kuwabara, H. Takeda, K. Sagisaka Y. et al., *Proc. ICASSP-89*, 560—563.
- [4] Carre, R. Descout, R. Eskenazi M. et al., *Proc. ICASSP-84*, 42, 10, 1—4.

①

医学, 超声波诊断, 脉冲, Doppler效应

94, 13 (3)
11-16

脉冲 Doppler 系统中混叠现象的克服和测速最大值的提高

TH776.1

汪源源

王威琪

(复旦大学电子工程系 上海 200433)

1993年2月22日收到

脉冲 Doppler 系统混叠现象的存在使其最高速度的测量范围受到限制。本文先介绍一种克服混叠现象的方法: 平均频率跟踪法, 然后报导了我们研究的两种克服混叠现象的方法: 最大频率跟踪法和混合跟踪法。通过计算机的模拟实验, 指出: 利用混合跟踪法不仅可较好地克服混叠现象, 而且便于仪器实现。这对于脉冲 Doppler 仪器性能的提高, 具有重要意义。

一、引 言

超声 Doppler 技术在医学临床诊断中占有十分重要的地位, Doppler 技术的一个重要方面: 脉冲 (PW) Doppler 出现于 70 年代初, 经过几十年的应用, 目前已成为临床的一种重要诊断手段。PW Doppler 可以测量人体中不同深度血管中的血流速度, 它需要重复发射声脉冲, 以及相对发射脉冲延迟一段时间设置一个选通门(称为距离选通)。重复发射脉冲和距离门选通构成了时间上、空间上的采样, 其结果使原先的 Doppler 信号频谱展宽。上述过程可以用图 1 说明^[1]: 图 1(a) 为用连续波 Doppler 得到的信号频谱, 其中正向最大血流速度 V'_{max} 对应的 Doppler 频移为 f_H , 反向最大血流速度 V'_{max} 对应的 Doppler 频移为 f_H 。图

1(b) 为 PW Doppler 的信号频谱, PRF 表示脉冲的重复频率。根据采样定理, f_H 和 f_H 必须小于 $\frac{1}{2}$ PRF, 否则如图 1(c) 所示, 正向血流 f' 大于 $\frac{1}{2}$ PRF, 其 oa 部分进入前一个频谱的反向区, 发生频谱混叠 (Aliasing) 现象。正向 oa 部分被误视为反向成分, 在声谱图上表现为声谱顶部削平, 被削去的部分出现在反向声谱中, 如图 1(d) 所示。因此 $\frac{1}{2}$ PRF 被称为 PW Doppler 频谱分析的奈奎斯特极限。这种极限的出现, 使得 PW Doppler 最大测速范围受到限制。

当然提高脉冲重复频率 PRF 可以扩大测高速的范围, 即减轻频谱的混叠现象。但 PRF 的提高会使最大检测距离 d_{max} 缩短, 因为

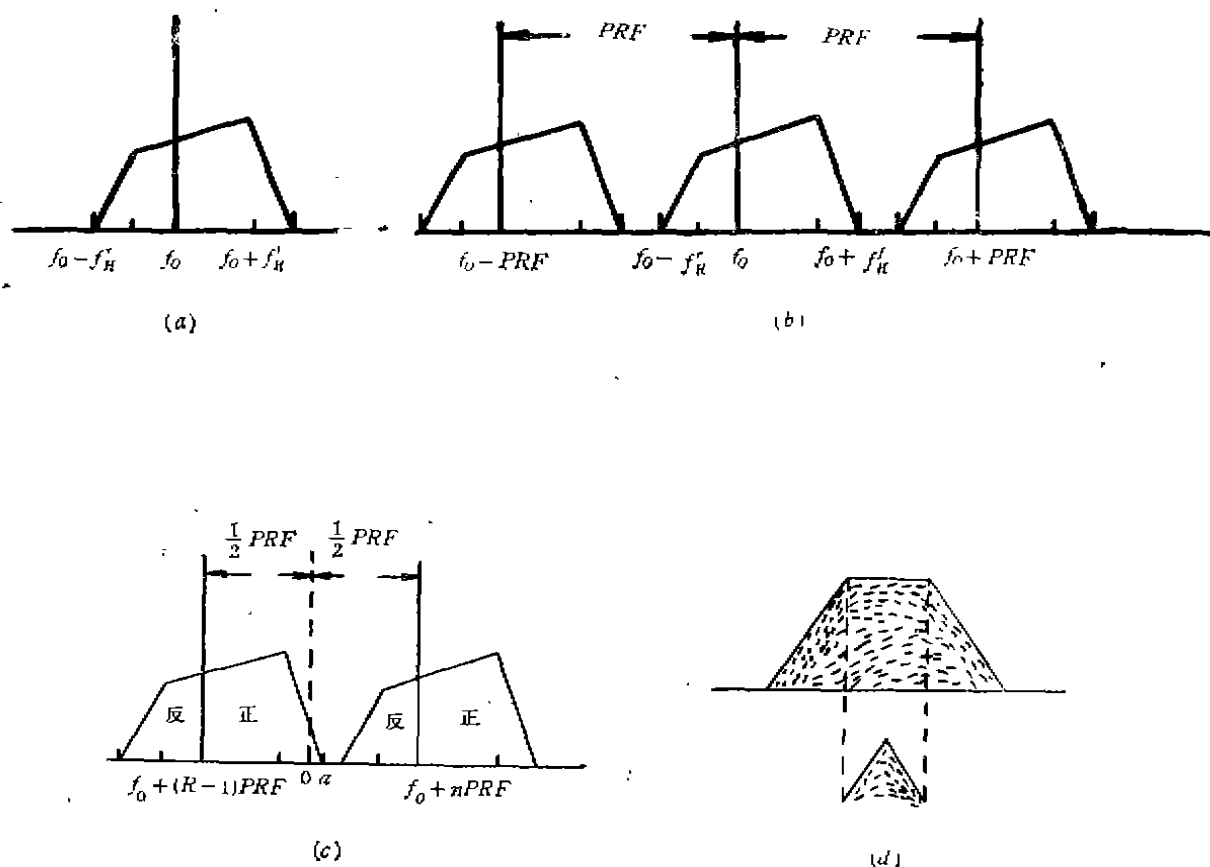


图1 PW Doppler 信号频谱展宽示意图

$$\frac{2d_{\max}}{c} = \frac{1}{PRF}$$

(c 为声波在体内的传播速度), 而且 $d_{\max}$ 和最大测速 $V_{\max}$ 存在约束关系:

$$V_{\max} \cdot d_{\max} \leq \frac{c^2}{8f_0} \tan \theta,$$

其中 f_0 为超声发射频率, θ 为超声束与血管中血流的夹角. 因此在给定 PRF 情况即最大测离距离满足一定要求下, 如何解决 PW Doppler 的频谱混叠现象从而扩展其测速的程 (最大流速), 是许多学者十分关注的课题.

克服上述的混叠现象, 固然可从信号源着手, 例如采用 M 伪随机 Doppler^[2]、交叉 CW Doppler^[3]、线性调频 Doppler^[4]. 但这些方法不是设备比较复杂, 就是实用不太见效. 鉴于 PW Dopple 系统的临床使用已相当普遍, 可以不从信号源着手去研究 PW Doppler 系统的频

谱混叠现象的克服方法. 本文所论述的工作就是基于这样的思想.

二、平均频率跟踪法

Hartley^[5] 曾指出: 只要 Doppler 频移 f_d 是严格带限的, 且处于频段: $f_{\min} \leq f_d \leq f_{\min} + PRF$, 那么不管 $f_{\min}$ 的实际值多大, f_d 均可无混叠地检测出. Hartley 还在他的 PW Doppler 系统中利用过零检测跟踪 Doppler 平均频率从而达到克服奈奎斯特极限的目的. 但 Hartley 的方法只能检测 2.5 倍 PRF 的频率范围, 而且需要已知频移的大致频率范围. 为此, 文献[6]提出了平均频率跟踪的一种新方法. 由于文献中只有结论, 为引导出我们的方法, 我们先介绍这种方法.

Brody^[7] 根据统计理论得出 Doppler 信号

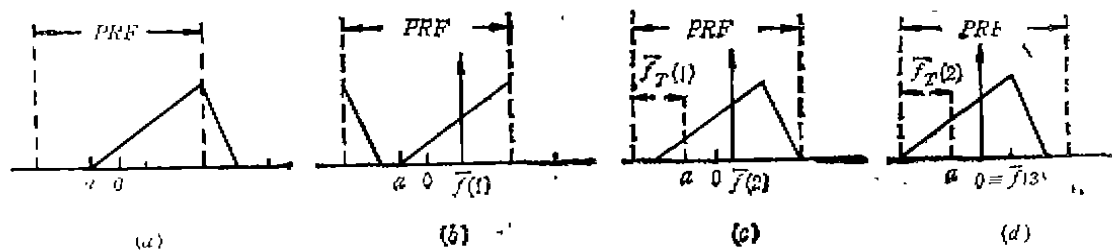


图2 平均频率跟踪法的示意图

的平均频率为:

$$\bar{f} = \int_{-PRF/2}^{PRF/2} fS(f)df / \int_{-PRF/2}^{PRF/2} S(f)df \quad (1)$$

其中 $S(f)$ 是信号的功率谱密度。从 $\bar{f}$ 的定义式也可以看出, $\bar{f}$ 反映了信号频谱的重心。

平均频率跟踪法正是利用了(1)式,其具体方法如下:

1. 计算第 k 时间段的 Doppler 信点的 N 点 FFT;
2. 根据上一时间段计算出的参数 $\bar{f}_T(k-1)$ 进行频谱采样点的序列重排;
3. 在重排后的数据段中计算本次的平均频率 $\bar{f}(k)$ 和 $\bar{f}_T(k) = \bar{f}_T(k-1) + \bar{f}(k)$ 其中 $\bar{f}(k)$ 代表频谱采样点序列重排后的第 k 时间段的频谱重心, $\bar{f}_T(k)$ 表明该段频谱真正的平均频率。

该方法的详细说明如图2所示。此时假设 Doppler 频谱是平稳的。

若连续波 Doppler 所得信号的频谱如图2(a)所示,根据采样原理,FFT计算出的 PW Doppler 信号频谱如图2(b)所示。第一步,设

$\bar{f}(0) = \bar{f}_T(0) = 0$, 根据(1)式计算 $\bar{f}(1)$ 值,然后得出 $\bar{f}_T(1) = \bar{f}_T(0) + \bar{f}(1)$ 。第二步,根据 $\bar{f}_T(1)$ 去重排频谱,得到图2(c)。接着计算 $\bar{f}(2)$ 和 $\bar{f}_T(2) = \bar{f}_T(1) + \bar{f}(2)$ 。一步步重复,直到 $\bar{f}(k)$ 为零。这就是平均频率跟踪法的基本思想。由于 Doppler 信号的平均频率在每次频谱计算所需的时间 T 变化不大,因此这种方法可进行实时的跟踪。但这种方法所得的频率的绝对值是不确定的,主要是由于第一步所得的 $\bar{f}_T(1)$ 是真正的平均频率 $\bar{f}_0$ 除以 PRF 的余数,即 $\bar{f}_0 = nPRF + \bar{f}_T(1)$, 而整数 n 是不确定的。这就要求第一次计算的 Doppler 信号频谱不出现 $|f_d| > \frac{1}{2} PRF$ 的情况,否则必须采用一定的人工方法确定 n 值。

三、最大频率跟踪法

为了克服平均频率跟踪法的缺点,我们提出最大频率跟踪法。我们仍然假设:① Doppler 信号的正向频移大于负向频移(反之亦然);②

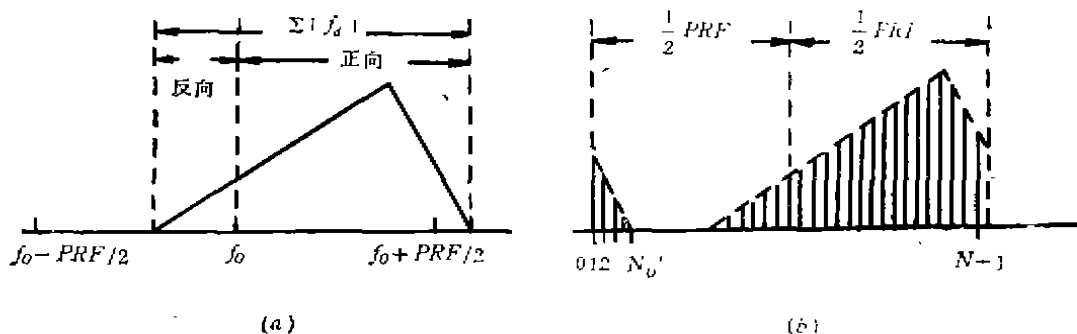


图3 Doppler 信号功率谱密度示意图

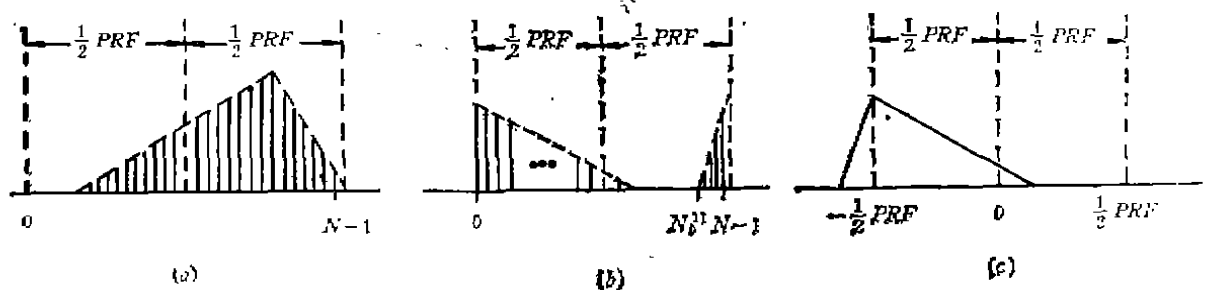


图4 最大频率点确定方法的示意图

Doppler 信号正向最大频移大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$, 但信号的频段仍然是带限的, 且为

$$f_{\min} \leq f_d \leq f_{\min} + \text{PRF}$$

(功率谱密度如图3(a)所示)。此时该 Doppler 信号 N 点 FFT 所得的功率谱密度如图 3(b)所示, 信号中频率 $f_d > \frac{1}{2} \text{PRF}$ 的成分被搬至负频率端。从直观上看出, 如果我们能够确定最大频率点 N'_0 , 那么将图 3(b) 中小于 N'_0 点的谱成分右移 N 点就可以恢复出无混叠的功率谱密度。

至于最大频率点的确定方法有: 百分比法、过阈值法、修改的过阈值法和混合算法等^[4]。本文我们采用自己提出的简易阈值估计法。设功率谱的峰值为 S_0 , 取一阈值 αS_0 ($0 < \alpha < 1$), 自 0 点从左向右搜索, 当某一频率点的功率谱开始小于 αS_0 , 则该点被确定为最大频率点 N'_0 。如果 0 点一开始就小于 αS_0 , 说明不存在大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$ 的正向频移成分, 如图 4(a)

所示。如果在 $-\frac{1}{2} \text{PRF}$ 至 0 区间不存在小于 αS_0 的功率谱, 说明无大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$ 的正向频移, 但提示有小于 $-\frac{1}{2} \text{PRF}$ 的负向频移 (即负向频移的绝对值大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$) 的可能性。此时需自 $N-1$ 点从右向左搜索谱值小于 αS_0 的频率点 N'_0 (如图 4(b) 所示)。得出 N'_0 以后, 将自 N'_0 至 $N-1$ 点的谱成分左移 N 点从而恢复出无混叠的功率谱密度。

严格地说, 这种方法只适用于 ① 正向频移大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$ 或 ② 负向频移绝对值大于 $\frac{1}{2} \text{PRF}$, 但不能适用于二者同时存在的情况。为了恢复更大范围的无混叠 Doppler 频谱, 我们进一步提出最大频率跟踪法: 由于相邻两次谱分析所得的最大频率变化不大, 可假设两者之差 $\Delta f_{\max}$ 绝对值不会超过 PRF , 所以可根据上一次的频率 $f_{\max}(k-1)$ 和相应的 $N'_0(k-1)$ 值, 以及本次的 $N'_0(k)$ 值, 推算出本次的最大频率 $f_{\max}(k)$ 。但是总的来说, 这种方法还存在两个问题: ① 阈值 α 的选取和信噪比有较大关系。不同信噪比下, 应选择不同的 α 值; ② 谱分析所得的频谱往往起伏甚烈, 会影响最大频率点的确定, 此时可采用如频谱平滑等方法提高确定最大频率点的准确性。但往往增加计算量, 从而影响系统的实时实现。

四、混合跟踪法

考虑到平均频率跟踪法和最大频率跟踪法的优缺点, 我们进一步提出了混合跟踪法: 先按照最大频率跟踪法确定起始的最大频率点 N'_0 , 然后利用它进行频谱采样点的序列重排, 并计算重排后频谱的平均频率值作为 $\bar{f}_r(0)$, 下一步起则按照平均频率法进行跟踪。

这种方法既避免了平均频率跟踪法整数 n 值不确定的缺点, 又由于 $\bar{f}_r(0)$ 已比较接近 Doppler 信号的平均频率值, 从而使跟踪能较快达到准确值。另外, 这种方法对信噪比和频谱起伏度的依赖性比最大频率跟踪法有较大改

善。

五、计算机的模拟及结果

为了更好地理解和比较这三种脉冲 Doppler 系统中混叠现象的克服和测速最大值提高的方法,我们进行了计算机的模拟实验。

1. 计算机模拟 PW Doppler 信号的产生^[9]

根据以往的研究, Doppler 信号在相当短的时间 T (通常 $T \leq 10\text{ms}$) 内可看成是准广义平稳的, 且其功率谱密度保持不变。由于 Doppler 信号是窄带的, 可设其功率谱密度 $S_x(f)$ 是带限的, 根据通信理论, Doppler 信号可近似写成:

$$x(t) \approx \sum_{m=1}^M a_m \cos(2\pi f_m t + \phi_m) \quad (2)$$

其中

$$f_m = \left(m - \frac{1}{2}\right) \Delta f,$$

$$a_m = \sqrt{2S_x(f_m)\Delta f y_m},$$

$$\Delta f = f_{\max}/M.$$

这里 y_m 是两自由度的 χ^2 随机变量, ϕ_m 是 $[0, 2\pi]$ 间均匀分布的随机变量。为了满足频谱的精度为 $\frac{1}{T}$, M 应选为 $M \gg f_{\max} \cdot T$ 。因此一旦已知某一时间段 $kT < t \leq (k+1)T$ 内的 Doppler 信号的功率谱密度 $S_x(f)$, 我们就可以合成这段时间内的 Doppler 信号^[10]。

M , 等对正常人的颈动脉血流 PW Doppler 信号的最大频率和其功率谱密度的关系进行了研究, 得出了以下的统计结果^[9]:

$$S(f, t) = A_1(f_{\max} - f)^2 \exp[-B_1(f_{\max} - f)^2] \quad (3)$$

其中

$$B_1 = \frac{1}{0.25f_{\max} - 0.14},$$

$$P_T = 0.6f_{\max} + 2.9,$$

而

$$P_T = \frac{1}{4} A_1 B_1^{-3/2} \pi^{1/2}.$$

应用声学

因此若已知某时间的 $f_{\max}$, 即可得出相应的功率谱密度, 从而在计算机上合成该段时间内的 PW Doppler 信号。当已知几个心动周期的最大频率曲线, 那么就可以合成这几个心动周期内的 PW Doppler 信号。

2. 频谱分析的结果

对于如图 5(a) 所示的两个心动周期的最

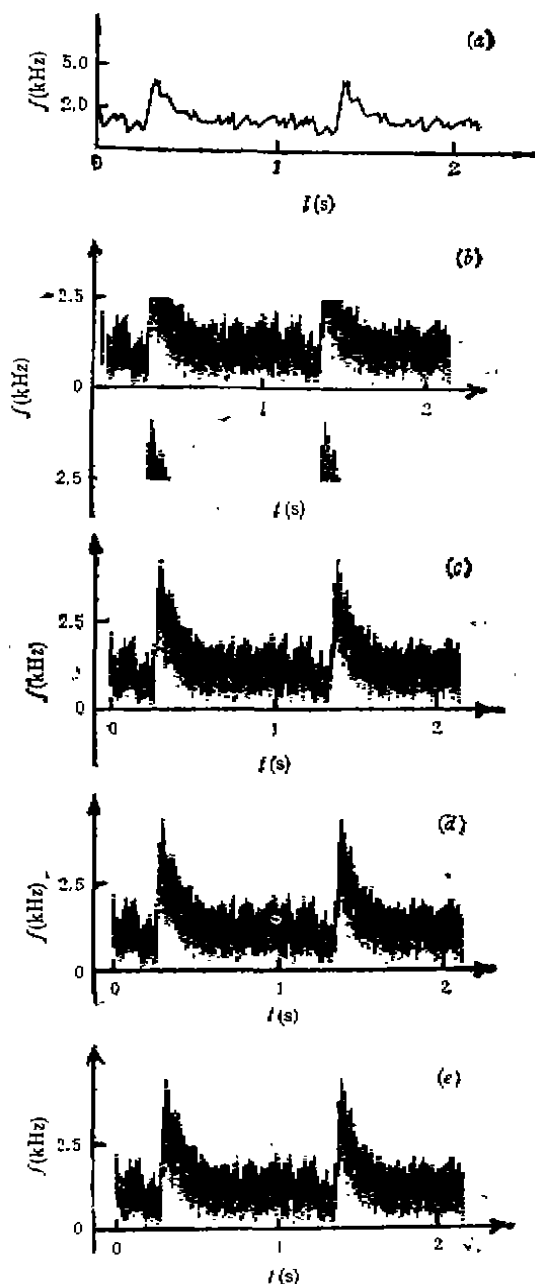


图5 各种方法所得的 Doppler 信号声谱图

大频率变化曲线,可以先根据模拟模型合成这段时间内的 PW Doppler 信号(假设 PRF 为 5kHz),然后进行频谱分析(FFT),图 5(b)、图 5(c)、图 5(d)、图 5(e) 分别为通常方法、平均频率跟踪法、最大频率跟踪法和混合跟踪法所得的信号声谱图。

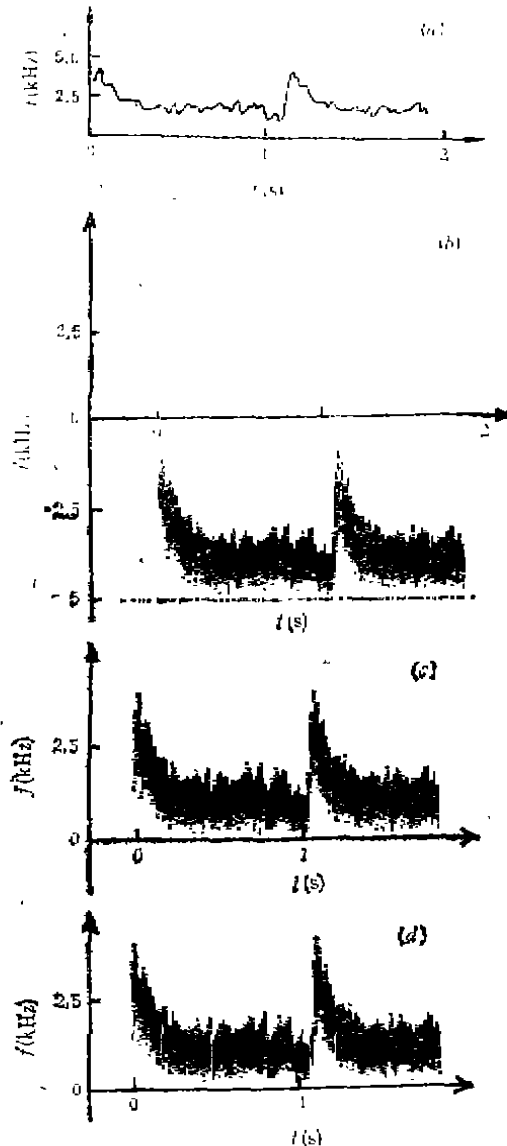


图 6 各种跟踪法所得信号声谱图的比较

在图 5(b) 中明显可见,大于 $\frac{1}{2}$ PRF 的频率谱成分被削平而搬至负端,而 5(c)、5(d)、5(e) 均较好地恢复了无混叠的声谱,但图 5(d) 与阈值的选取有关, α 选择不当,在某些时刻会出现谱恢复的错误,而图 5(c)、5(e) 则较为准确。

但是如图 6(a),当起点频率就出现大于 $\frac{1}{2}$ PRF 的情况,则发觉最大频率跟踪法图 6(c) 和混合跟踪法图 6(d) 能很好地进行跟踪,而平均频率跟踪法所得的声谱图 6(b) 则差一个 PRF 的量程。

因此利用混合跟踪法比平均频率跟踪法和最大频率跟踪法更有效地克服 PW Doppler 系统中混叠现象,从而使系统测速的最大范围得到提高。这种方法只需对功率谱采样点进行序列的重排,因此只需在原先的 PW Doppler 系统中加入软件部分,实现起来比较方便,却能大大提高 PW Doppler 系统的性能,所以具有重要意义。

参 考 文 献

- [1] 王威琪,邵谦明,汪源源等,上海生物医学工程, 36-1 (1992), 7-11.
- [2] Shiozaki A et al, *Ultrasonics*, 17-6(1979), 269-275.
- [3] McHugh R et al, *Ultrasound Med. Biol.*, 7-4 (1981), 371-375.
- [4] McCarty K and Woodcock J, *Biomed. Engn.*, 9(1974), 336-340.
- [5] Hartley C J, *IEEE Trans*, SU-28-3(1981), 69-74.
- [6] Tortoli P, *IEEE Trans*, BME-36-2 (1989), 232-237.
- [7] Brody W and Meinel J, *IEEE Trans*, BME-21(1974), 183-192.
- [8] Mo L, Yun L and Cobbold R, *Ultrasound Med. Biol.*, 14-5(1988), 355-363.
- [9] Mo L and Cobbold R, *IEEE Trans*, *Ultrasonics*, 36-5(1989), 522-530.
- [10] 汪源源,王威琪,邵谦明,复旦学报,31-4(1992), 461-467