

一个低失真的心电图滤波算法

阳本厚

(西南电子技术研究所)

摘 要

本文提出的差峰控制逻辑滤波算法的特点是对噪声干扰的平滑效果好, 信号失真小且处理速度快, 已用于微型计算机心电图自动诊断系统。

静息心电图分析的一个重要步骤是进行滤波预处理, 以消除市电和肌电噪声对波形模式识别的干扰。在实用系统中通常采用余弦、辛格和抛物函数加权的 FIR 低通滤波器, 也有采用递归或 FFT 算法的^[1,2]。

由于心电信号和噪声的频谱互相重叠(分别约为 0.05—100 和 20—100 赫兹), 低通滤波截止频率 f_c 的选择十分困难。 f_c 低一些平滑效果好, 但信号中的高频分量也会被衰减, 使 QRS 波幅被减小, 较小的 Q, S 波被削平, 影响了参数测量、波形识别及诊断结论。为了减少信号失真, 文献[3]建议 f_c 不低于 50 赫兹, 但这样又难以取得较好的噪声平滑效果, 特别是 P 波和 Q, S 波的幅度常常很小, 残余噪声容易干扰其起止点的检测和形态分类。

本文提出的差峰控制逻辑滤波(以下简称 EPCL)算法利用心电信号与噪声的谱特征, 使滤波器带宽与输入信号的变化(在 60 赫兹和 22 赫兹之间)相适应, 较好地解决了平滑和失真的矛盾, 且算法简单, 速度快。

一、EPCL 滤波算法原理

图 1 是该算法的原理框图。混入噪声的心电信号一路输入可变带宽低通滤波器, 另一路经一带通滤波器后进入差峰分析器(EPA), EPA 控制低通滤波器随输入信号改变

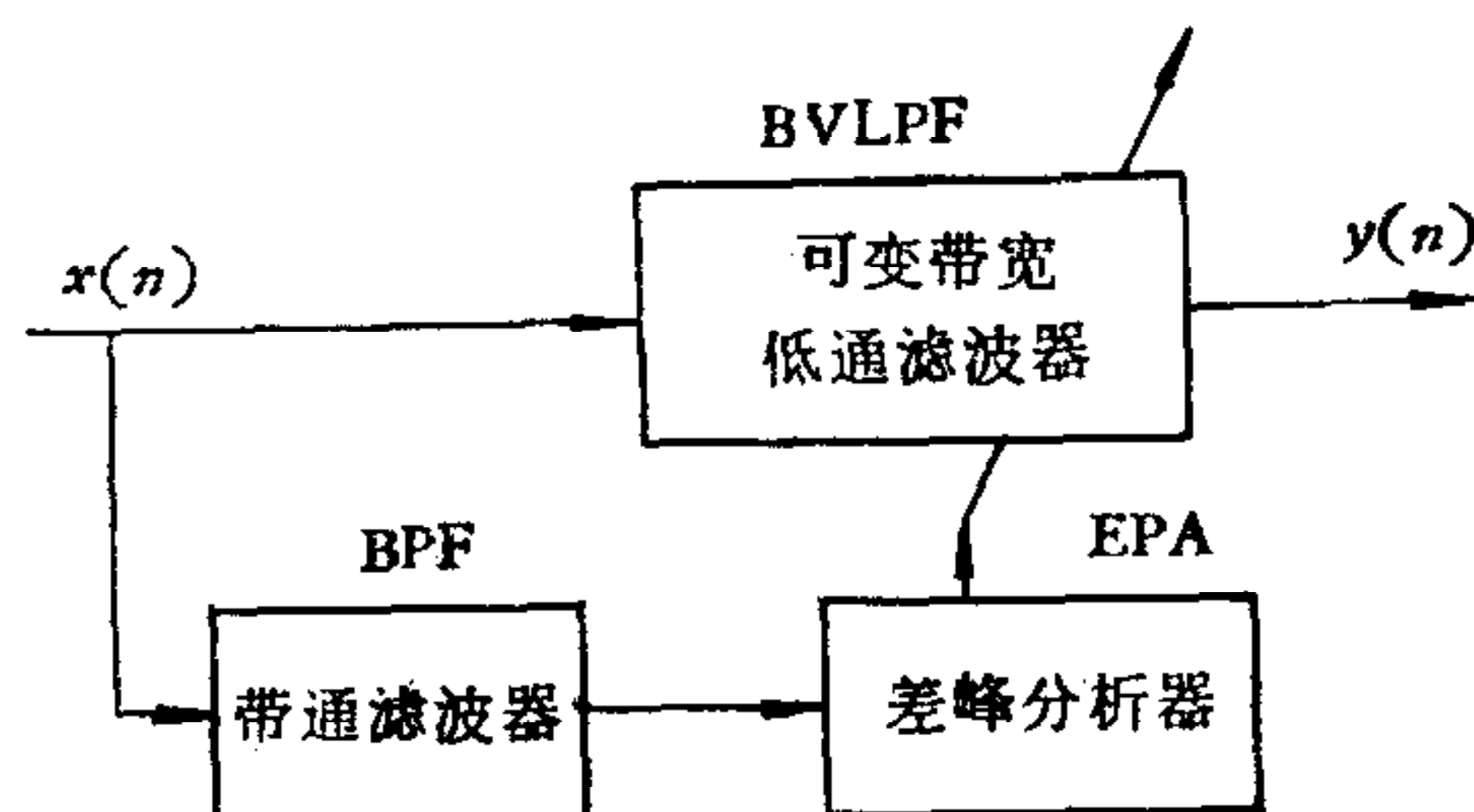


图 1 EPCL 滤波器原理图

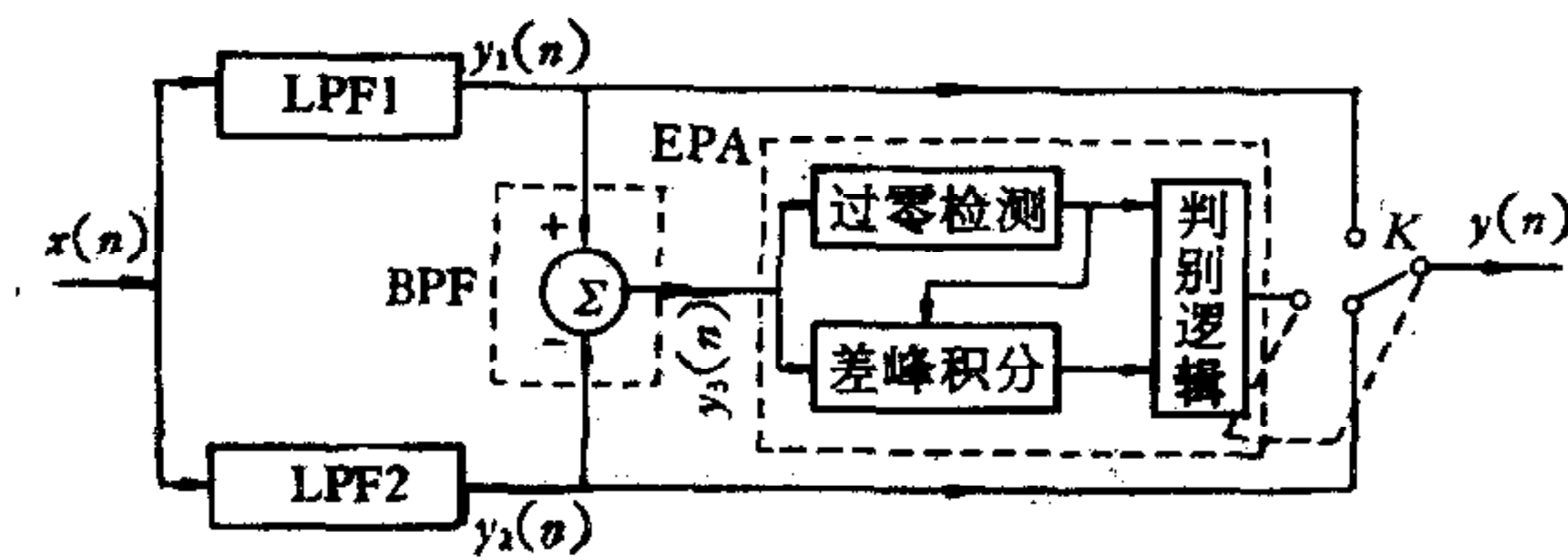


图2 FPCL 滤波器结构图

带宽。图2是 EPCL 滤波器结构图。低通滤波器 LPF1, LPF2 (截止频率分别为 f_{c1} 和 f_{c2})和受控开关 K 组成图1中的可变带宽低通滤波器。LPF1 和 LPF2 的差分方程为

$$y_1(n) = [x(n-1) + 2x(n) + x(n+1)]/4, \tag{1}$$

$$y_2(n) = \frac{1}{5} \sum_{r=-2}^2 x(n-r). \tag{2}$$

对上二式取 Z 变换并以 $z = e^{j\omega}$ 代入,易求得滤波器频响应函数分别为

$$H_1(\omega) = \frac{1}{2} (\cos \omega + 1), \tag{3}$$

$$H_2(\omega) = \sin(5\omega/2) / \sin(\omega/2). \tag{4}$$

式(2), (3)均为实函数,故相移为零。其频响曲线示于图3。对于每秒250样的采样率, f_{c1} 和 f_{c2} 分别约为60和22赫兹。

两滤波器输出之差构成图1中带通滤波器 BPF 的输出

$$y_3(n) = y_1(n) - y_2(n). \tag{5}$$

其波形由一些位于时间轴上方和下方的小峰组成,称之为差峰 P_e (图5.d)。它包含了输入

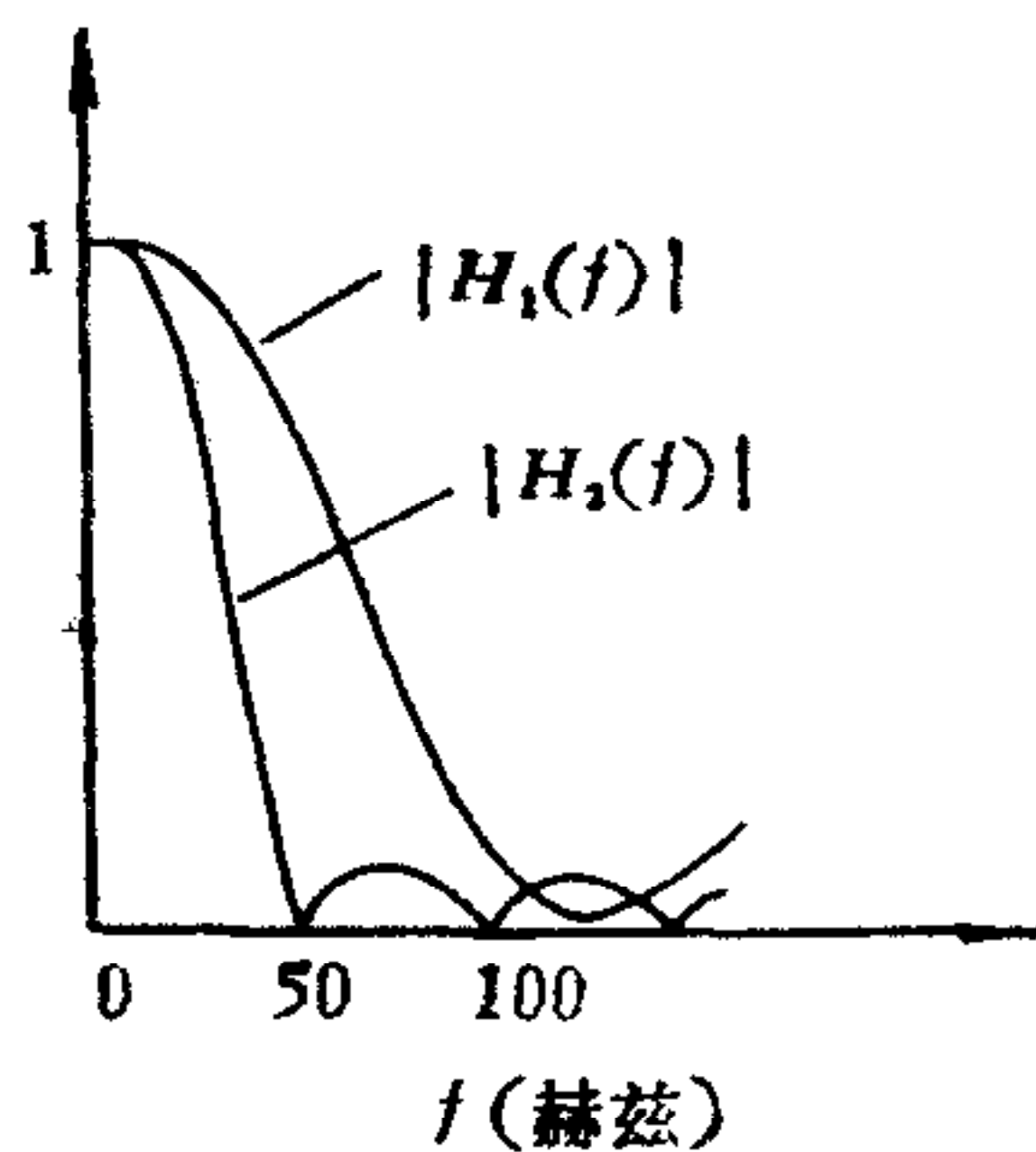


图3 滤波器 LPF1 和 LPF2 的频率响应曲线

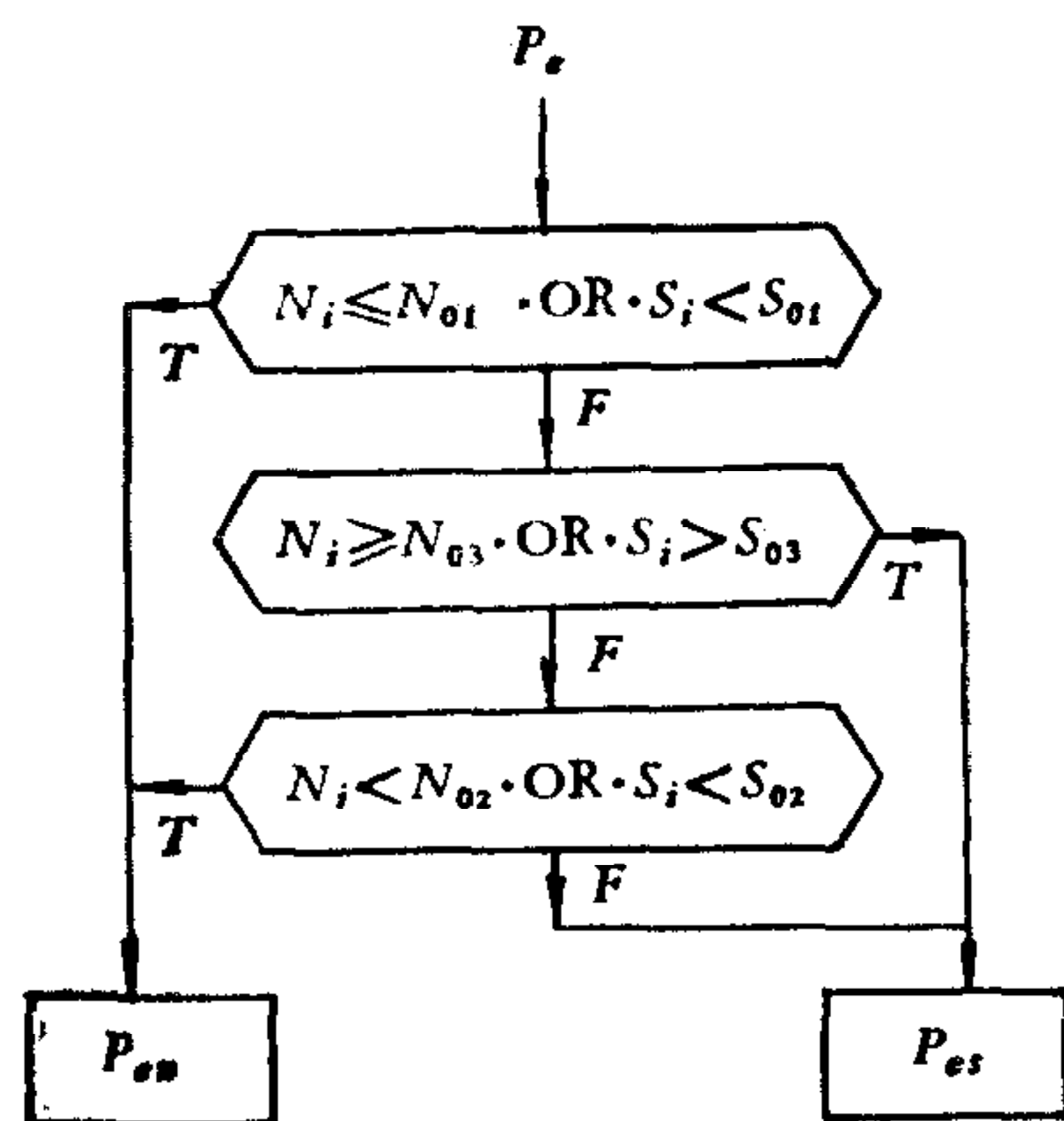


图4 差峰分析器的判别逻辑

的噪声和信号在通带 $f_{c2} - f_{c1}$ 内的分量。由于心电信号中高频分量主要分布于 QRS 波群,而静息心电图在正常的采样条件下,噪声的能量又远远小于 QRS 波群的能量,适当选择 f_{c1} 和 f_{c2} , 则可使信号产生的差峰 P_{es} 和噪声引起的差峰 P_{en} 间的差异足够明显。

差峰分析器在对带通输出作过零检测的同时计算出每一个差峰的持续期 N_i 和面积 S_i 。

$$N_i = n_{ci} - n_{si}, \quad (6)$$

$$S_i = \sum_{r=1}^{N_i} y_3(n_{si} + r). \quad (7)$$

其中 n_{si} 和 n_{ci} 分别是第 i 个差峰的先后过零点. N_i 和 S_i 被用于判别 P_{ci} 是属于 $\{P_{cs}\}$ 还是属于 $\{P_{cn}\}$ 的特征参数. 判别逻辑如图 4 所示. 判别阈值 N_{01}, N_{02}, N_{03} 和 S_{01}, S_{02}, S_{03} 的一组典型值分别为 8, 12, 16 毫秒和 0.24, 0.48, 0.96 毫伏·毫秒. 阈值是在对一批心电图数字记录的带通滤波输出统计了 P_{cs} 和 P_{cn} 的参数 N 和 S 的分布特征后设定的.

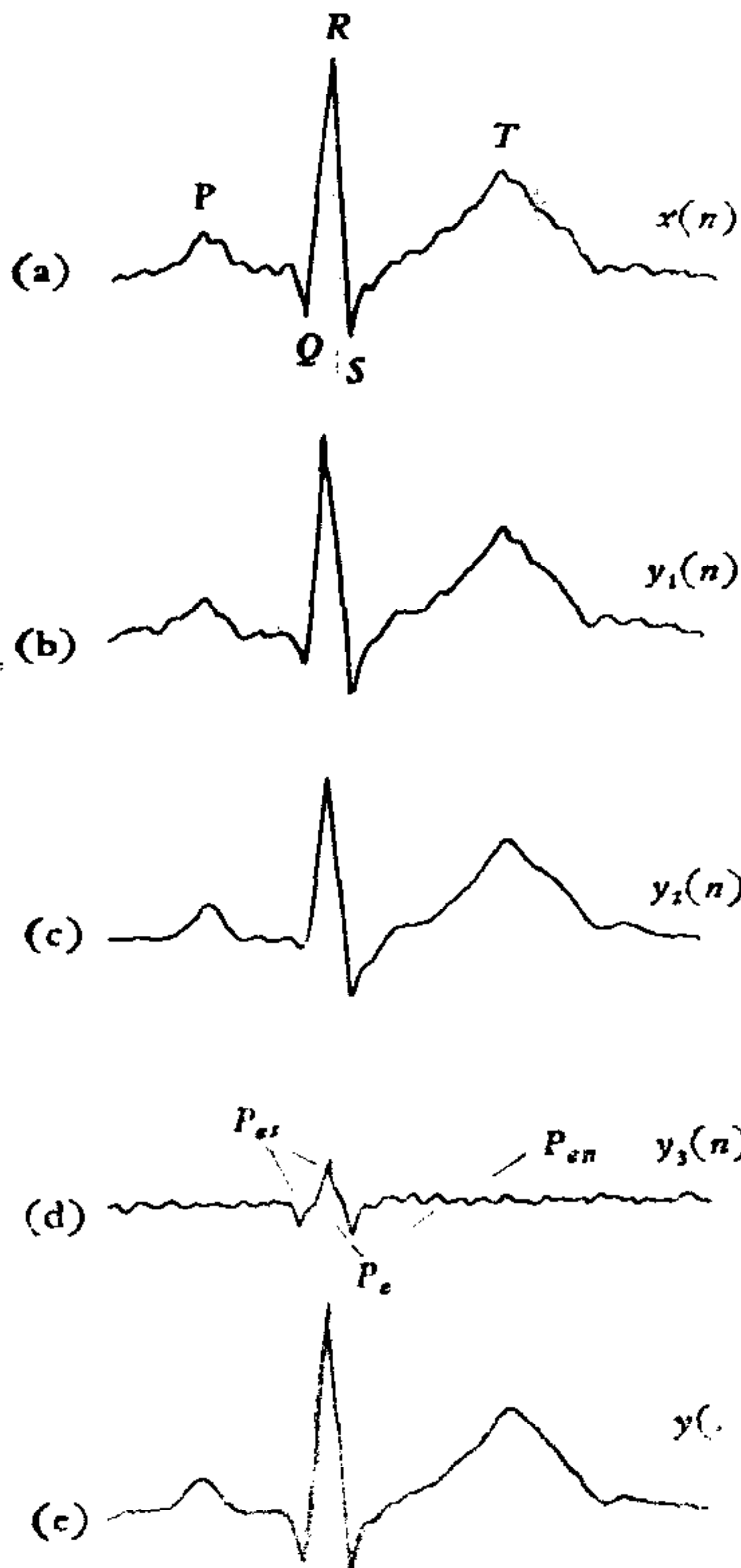


图 5

除检测到一个 P_{cs} 峰外, 输出 $y(n)$ 总是取滤波器 LPF2 的输出值:

$$y(n) = y_2(n), \text{ 当 } P_{ci} \notin \{P_{cs}\}. \quad (8)$$

仅当检测到一个 P_{cs} 峰时, 输出 $y(n)$ 才在其持续区内取滤波器 LPF1 的滤波值:

$$y(n) = y_1(n), n_{si} \leq n \leq n_{ci}, \text{ 当 } P_{ci} \in \{P_{cs}\}. \quad (9)$$

两低通滤波器的零相移特性保证了 P_{cs} 区间与 $y_1(n), y_2(n)$ 相应区间的准确对应关系.

图 5 示出了输入噪声心电信号 $x(n)$ 时, 滤波器 LPF1, LPF2, BPF 和 EPCL 的输出波形 $y_1(n), y_2(n), y_3(n)$ 和 $y(n)$. 可以看出, 带宽 60 赫兹的滤波器 LPF1 对 QRS 波衰减很小, 但对 P, T 波的平滑效果差; LPF2 截止频率低达 22 赫兹且在 50 赫兹处有一零点, 使心电图两种主要的噪声——电源干扰和肌电噪声都能得到有效的衰减, 但信号失真太大, 除

使 R 波幅度严重减小外, 小 Q 波、S 波几乎已被夷平. 只有 EPCL 的输出波形兼有噪声平滑好和信号失真小的优点, 这对提高波形模式识别的正确性和可靠性以及提高波形参数测量结果的准确性都有重要作用.

二、结 语

实现 EPCL 算法的 FORTRAN-IV 程序仅包含约 30 条可执行语句. 根据微型机的特点, 对程序作了改进后, 算法的计算量很小, 处理速度是一个常用的低通滤波算法^[2]的 9 倍. 该算法用于一个微型计算机心电图自动诊断系统的预处理程序后, 使该系统分析一份心电图(16K 字节数据)的时间(包括测量和诊断)从 310 秒减少到 70 秒(其中滤波时间从 262 秒缩短到 30 秒), 并使波形模式识别程序得以在幅度(峰—峰值)达 0.06 毫伏的肌电噪声中正确识别出 0.05 毫伏的 P 波. 小 Q 波和小 S 波的最小检测幅度可达 0.04 毫伏.

当 QRS 波群中出现连续两个以上的幅度都很小的尖细小波时，其中部分小波会被视为噪声而受到平滑。这种情况发生于与小 S 波相连的尖细的 r' 波、由细碎小波组成的 QRS 波（即所谓综错小波型）和 R 波上尖细的切迹。这是本算法有待改进的一个不足之处。不过上述信号失真所引起的临床信息丢失一般很小，尚在临床诊断所要求的精度范围之内。

四川医学院和四川省计算机应用研究中心曾积极地给予协作和方便，谨此致谢。

参 考 文 献

- [1] Taylor T. P. and Macfarlane P. W., Digital Filtering of the ECG, A Comparison of Lowpass Digital Filters on a Small Computer, *Medical Biological Engineering*, (1974), 493—502.
- [2] Pryor T. A., A Note on Filtering Electrocardiograms, *Computers and Biomedical Research*, 4, (1971), 542—547.
- [3] Berson A. S. et al., Filtering and Sampling for Electrocardiographic Data Processing. *Computers and Biomedical Research*, 10, (1977), 605—616.

A FILTERING ALGORITHM WITH LOW DISTORTION FOR ECG ANALYSIS

YANG BENHOU

(Xinan Institute of Electronics Technology)

ABSTRACT

A EPCL (Error Peak Control Logical) filtering algorithm which can attenuate the noise in ECG analysis with little distortion and less executing time is introduced. This algorithm has been used in a microcomputer system for ECG diagnosis.