

文章编号:1672-058X(2012)11-0040-05

# 基于整系数滤波器的 40 Hz 认知脑电信号的提取

杨 浩, 冉慧敏

(重庆大学 电气工程学院输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400044)

**摘 要:**基于 MATLAB 软件, 设计了整系数带通滤波器来提取 40 Hz 的 EEG 信号; 由于采集到的脑电信号中可能混杂有头皮、眼动等肌电干扰, 对 40 Hz 的 EEG 在频率上完全覆盖, 所以在提取 40 Hz EEG 时要考虑肌电干扰的影响, 以 80 Hz 超出一定阈值作为肌电干扰存在的标志, 对 80 Hz 和 40 Hz 两通道信号采用一致性检测方法, 当某两段重合率达到一定程度时剔除 40 Hz 中对应段, 最后留下的视为阵发性 40 Hz EEG, 从而实现 40 Hz EEG 的自动检测。

**关键词:**40 Hz EEG; 整系数滤波器; 插值; 一致性检测

**中图分类号:**TP274.2, R338.6

**文献标志码:**A

脑电信号(EEG)是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反应, 其中包含了大量的生理和疾病信息, 在临床医学上, 通过研究脑电信号可以为某些脑疾病提供诊断依据或有效地治疗手段。以前重点研究的脑电信号频率变化范围一般在 0.5 ~ 35 Hz, 但近年来发现 40 Hz 的脑电活动与人的思维、短时记忆和集中精神等认知功能密切相关, 这种脑电信号具有短程非周期、阵发性、纺锤形、中心频率为 40 Hz、低幅窄带等特性, 被称为阵发性 40 Hz EEG。<sup>[1]</sup>目前, 临床上采集脑电信号一般是采取在头皮上安放电极的方法, 所以采集到的 EEG 就不可避免地带有大量的头皮、眼动等肌电干扰以及工频干扰等, 而与认知功能相关的 40 Hz EEG 相比于背景 EEG 总体幅度又比较小, 这给 40 Hz EEG 阵发性波形的提取带来困难。

## 1 系统设计

### 1.1 整系数滤波器的设计

数字滤波器用于实时系统时, 存在计算时间过长的缺点。而工程中对信号进行滤波处理时, 一般对滤波的精度要求不高, 但要求计算速度快, 实时性好, 滤波器设计追求尽量简易可行。

Lynn 在 1977 年提出著名的整系数型滤波器的设计方法, 整系数滤波器是一种特殊的数字滤波器, 它的传递函数中仅含有整数系数。其设计思想: 首先, 在单位圆上均匀分布零点, 这些零点表明在与其位置相对应的频率处幅值完全衰减, 其次, 选择位于单位圆上的极点, 精确抵消一些零点, 当极点与零点抵消后, 与此位置相对应的频率处幅值就不会衰减了。由于用整数的移位及累加指令代替了浮点乘法指令, 整系数滤波器所需要的计算量急剧地减少, 所以实时性好, 数据处理速度快<sup>[2]</sup>。

在此需要对 40 Hz 的认知信号进行提取, 所以需要设计整系数带通滤波器来实现。在零极点图上, 整系数带通滤波器是在  $\omega = 0 \sim \frac{\pi}{2}$  和  $\omega = 0 \sim \frac{-\pi}{2}$  之间设置一对共轭的极点以抵消掉此处的零点, 其传递函数:

$$H(Z) = \frac{1 - Z^{-K}}{(1 - Z^{-1}e^{j\omega})(1 - Z^{-1}e^{-j\omega})} = \frac{1 - Z^{-K}}{1 - 2Z^{-1}\cos\omega + Z^{-2}} \quad (1)$$

式(1)中  $K$  为零极点沿单位圆分布的零点个数。要保证设计滤波器的系数为整数,式(1)中的  $2\cos\omega$  也必须取整数,即圆周角频率  $\omega$  取的值只有  $0, \pi/3, \pi/2, 2\pi/3, \pi$ , 其中极点在  $Z$  平面实轴上的情况归类于低通和高通滤波器,剩下几种情况下设计的整数系数带通滤波器的中心频率为  $f_s/6, f_s/4, f_s/3$  ( $f_s$  为采样频率)。

以设计中心频率为  $f_s/6$  的整数系数带通滤波器为例,取额定带宽为  $f_s/12$ ,则应将 24 个零点均匀放置在单位圆上,并在  $\pm\pi/3$  处放置一对共轭的相消极点,滤波器的传递函数:

$$H(Z) = \frac{1 - Z^{-24}}{1 - Z^{-1} + Z^{-2}}$$

带通滤波器的零极点分布图和幅频响应曲线分别如图 1 和图 2 所示。

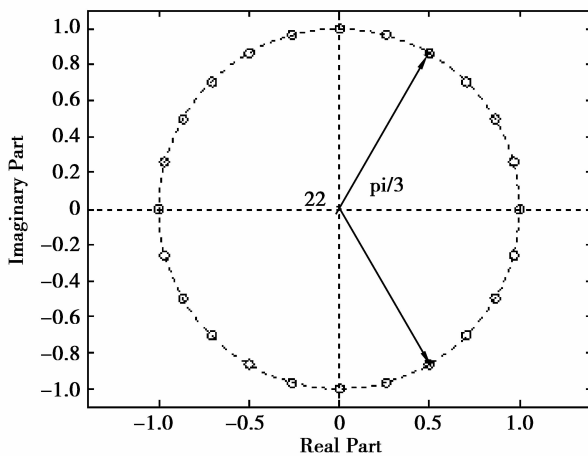


图 1 中心频率为  $f_s/6$  的整数系数带通滤波器的零极点分布图

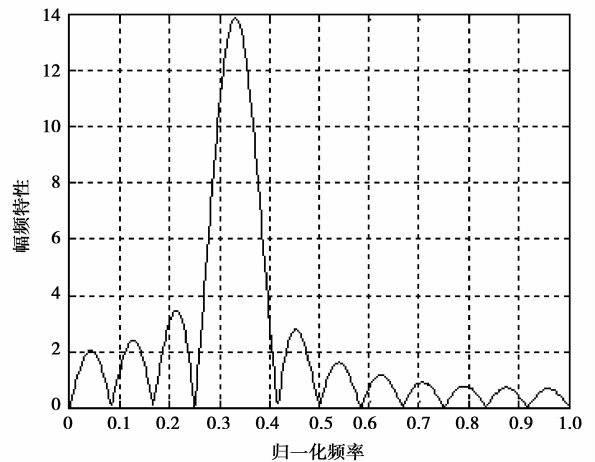


图 2 中心频率为  $f_s/6$  的整数系数带通滤波器的幅频特性曲线

另外,有文献[4]提出一种变通的方法,将传递函数分母中含有三角函数项消去,设计出  $\omega = \pi/4$  (中心频率为  $f_s/8$ ) 时的整数系数滤波器。这种变通方法不但把  $\omega = \pi/4$  的零点抵消掉,还同时把  $\omega = 3\pi/4$  的零点抵消掉,形成具有两个通带的带通滤波器,此时滤波器的传递函数分母为  $(1 - Z^{-1}e^{j\pi/4})(1 - Z^{-1}e^{-j\pi/4})(1 - Z^{-1}e^{j3\pi/4})(1 - Z^{-1}e^{-j3\pi/4}) = 1 + Z^{-4}$ 。最后得到  $\omega = \pi/4$  时,中心频率  $f_s/8$  为带通滤波器传递函数:

$$H(Z) = \frac{1 + Z^{-k}}{1 + Z^{-1}}$$

此处  $K$  必须为 4 的奇数倍。由上述分析,由于滤波器传递函数分母中三角函数的取值限制,只能设计出中心频率为  $f_s/6, f_s/4, f_s/3$  以及  $f_s/8$  的整数系数带通滤波器。

这样设计的整数系数滤波器不但要求采样频率与截止频率满足一定倍数关系,而且只适用于倍数较小的情况下。但是很多情况下,面对的是高采样率,低截止频率的问题,为解决这一问题,考虑采用插值的方法。插值可以压缩频带。经过  $L$  倍插值,在  $-\pi \sim \pi$  内的频带会被压缩  $L$  倍,产生  $L - 1$  个映像,所以选取合适的插值倍数  $L$ ,就可以使上述 4 个归一化频率处的频率特性,出现在某一个映像处,即可实现高采样率下的低频整数系数滤波。

用  $X$  表示插值前的频域表达式,  $V$  表示插值后的频域表达式,则二者之间满足关系为  $V(Z) = X(Z^L)$ 。利用这个思路,如果要设计一个中心频率为  $f_2$  的带通滤波器,先设计出中心频率为  $f_1$  的带通滤波器,其中  $f_1 = f_s/6, f_s/4, f_s/3, f_s/8$ , 计算出插值倍数  $L = f_1/f_2$ , 然后进行插值,得到高采样率、低中心频率的带通滤波器。

而由于进行了插值,所以会在被压缩的频带上每一个映像处都会产生一个通带,这一点要注意,在实际应用中要注意屏蔽滤波器对其他有用频率分量的影响。另外,在设计高采样频率下的滤波器的时候要综合考虑选取哪一种原始带通滤波器进行插值,确保插值后的传递函数系数为整数。

## 1.2 一致性检测理论与方法

在此研究的是从复杂的背景噪声中提取出 40 Hz EEG,40 Hz EEG 幅值很低,且为窄带信号,肌电干扰对它在频率上完全覆盖,要将 40 Hz EEG 单独提取出来,这里采用一致性检测方法,如图 3 所示。具体思路如下:

(1) 首先让采集到的脑电信号分别通过数字带通滤波器得到 40 Hz 和 80 Hz 的信号。

(2) 给得到的两个信号分别选定一个阈值,由于个体之间存在差异,而且同一个样本中信号各段也存在差异,所以分段选择阈值,阈值的确定由下面的公式:

$$yuzhi = a \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2)$$

其中为比例系数,为信号各峰值,为选定信号段的峰值点数。在实际应用中要根据具体情况调节比例系数的大小,以保证检测的有效性。

(3) 根据设定的阈值,按照一定规则分别筛选出两列信号中超出阈值的区段,比对筛选后的 40 Hz 和 80 Hz 的区段,当 40 Hz EEG 超过阈值,如果 80 Hz 的相应时段也超出阈值,则认为有肌电干扰存在,剔除 40 Hz 中对应段,否则视为阵发性 40 Hz EEG<sup>[5]</sup>。

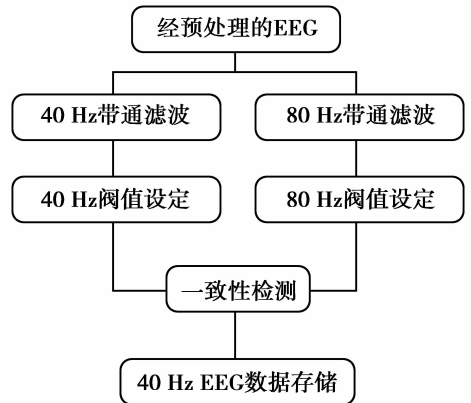


图 3 阵发性 40 Hz EEG 一致性检测的流程图

## 2 系统测试与结果分析

本次研究的脑电信号采样频率为 800 Hz,首先设计两个带通滤波器,中心频率分别为 40 Hz 和 80 Hz,所以  $40/800 = 1/20$ ,  $80/800 = 1/10$ 。基于整系数的考虑,分别选取  $f_s/8$  和  $f_s/4$  的原始带通滤波器,然后进行插值,插值倍数  $L$  都为 2.5。

得到提取 40 Hz 带通滤波器传递函数如下:

$$H(Z) = \left[ \frac{1 + Z^{-4L(2n+1)}}{(2n+1)(1 + Z^{-4L})} \right]_{L=2.5}^2 = \left[ \frac{1 + Z^{-10(2n+1)}}{(2n+1)(1 + Z^{-10})} \right]^2 \quad (3)$$

式(3)中的  $n$  决定  $Z$  平面单位圆上零点个数,也就决定了滤波器的带宽,所以  $n$  值越大,阻带特性越好,但  $n$  值过大,又增加了计算量,所以  $n$  值的选取只要满足阻带的要求即可。当  $n = 10$  时,40 Hz 带通滤波器的频率响应如图 4 所示。

从幅频特性曲线中可以看到,设计的 40 Hz 带通滤波器通带很窄,基本上满足阻带衰减的要求,虽然同时还有几个额外通带,但对于脑电信号而言,有效频带一般位于 100 Hz 以下的低频段,所以可以认为其余几个通带并不影响 40 Hz EEG 的提取检测。

相似地,也可以得到 80 Hz 带通滤波器的传递函数(图 5):

$$H(Z) = \left[ \frac{1 - Z^{-KL}}{1 + Z^{-2L}} \right]_{(L=2.5)}^2 = \left[ \frac{1 - Z^{-2.5K}}{1 + Z^{-5}} \right]^2 \quad (4)$$

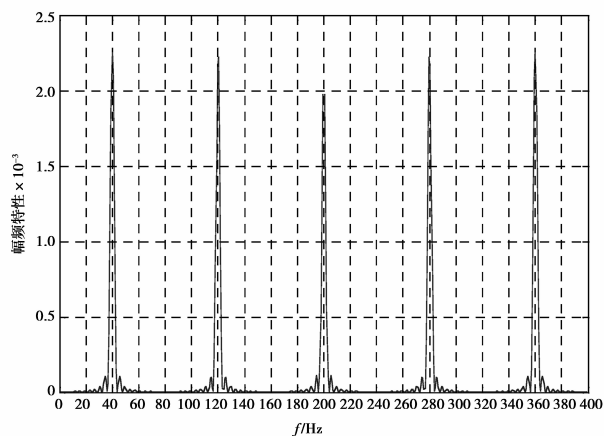


图 4 40 Hz 整系数带通滤波器幅频特性

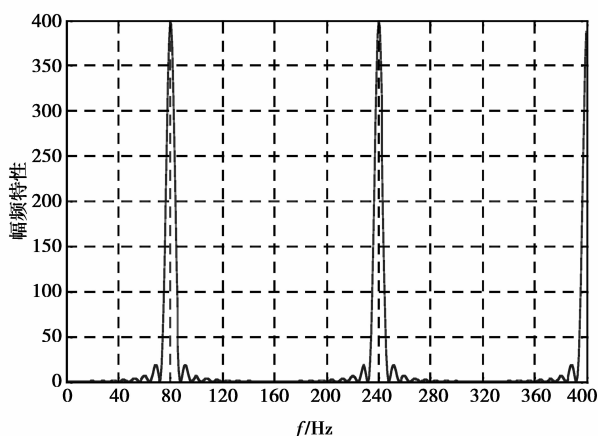


图 5 80 Hz 整系数带通滤波器幅频特性

下面以实例脑电信号观察滤波效果,图 6 为 40 Hz 和 80 Hz 整系数带通滤波器对应原始 EEG 的滤波效果图。对提取出来的两段信号按照式(2)分别计算阈值,并根据一致性检测的标准,就可以判断出这一段应该剔除还是视作阵发性 40 Hz EEG。

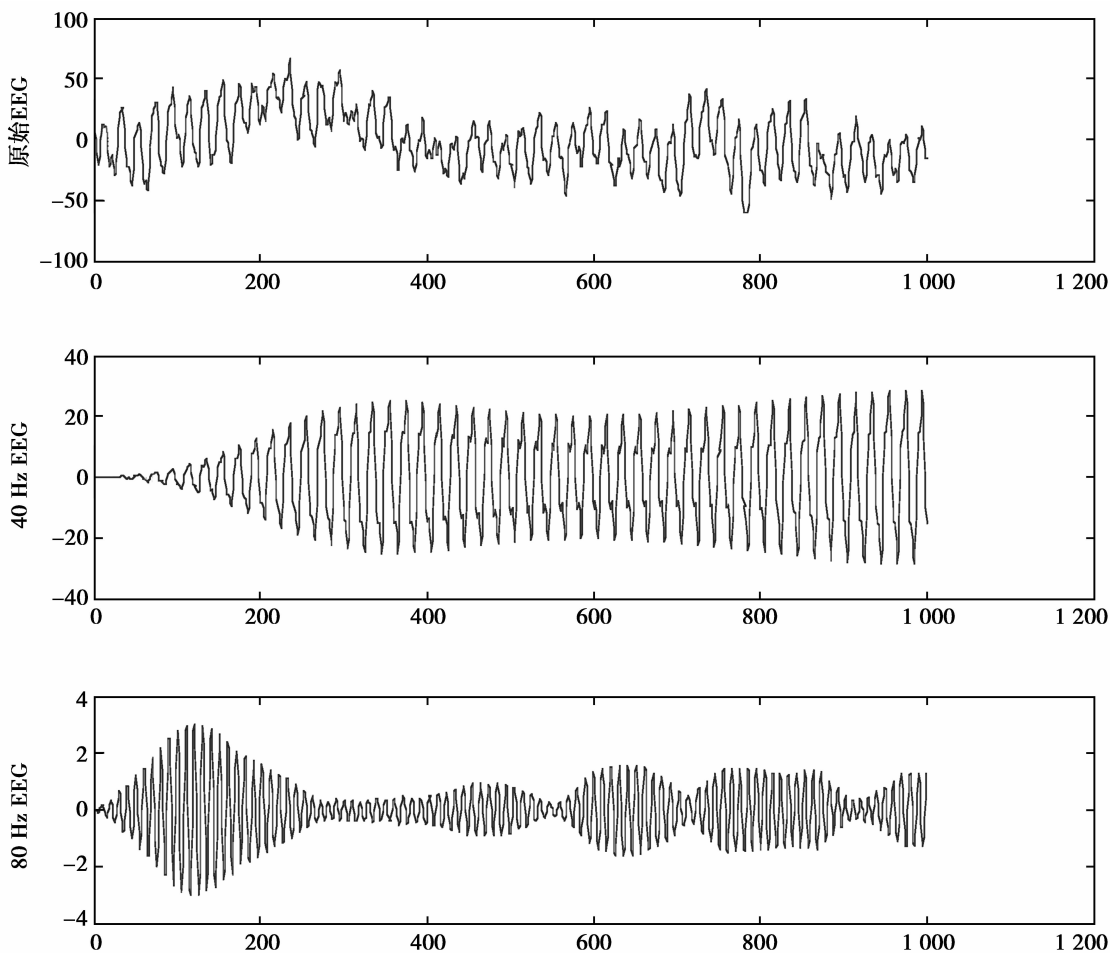


图 6 40 Hz 和 80 Hz 整系数带通滤波器对应原始 EEG 的滤波效果图

### 3 结 论

简单整系数滤波器的系数都是整数,在滤波器过程中不需要乘法运算,所以大大减少了计算量,并且通过增加阶数可获得严格的线性相位。通过本文的研究,所设计的整系数带通滤波器可以快速地提取出40 Hz的认知信号,并且用一致性检测法排除掉肌电干扰的数据段。整系数滤波器实时性好,失真率小,有利于生物医学信号的实时处理。

#### 参考文献:

- [1] 李颖洁,樊飞燕,陈兴时. 脑电分析在认知研究中的进展[J]. 北京生物医学工程,2006,25(3):321-324
- [2] 唐渝,赵干清. 简单整系数递归数字滤波器及其在生物医学中的应用[J]. 中国医疗器械杂志,1989,13(6):358-361
- [3] 白奉天,罗飞路. 基于零极点对消的简单整系数数字滤波器的设计与实现[J]. 电子设计应用,2003,(12):34-36
- [4] 胡广书. 数字信号处理[M]. 北京:清华大学出版社,2003
- [5] 兰瑞芬,胡广书. 高采样率下简单整系数工频陷波器的设计[J]. 航天医学与医学工程,2008(2):152-156
- [6] 方良,杨浩. 阵发性40 Hz脑电信号的自动检测[J]. 华北电力大学学报,2002(4):19-21
- [7] 肖镛,周守昌,杨浩. 阵发性40 Hz EEG提取方法的研究[J]. 重庆大学学报:自然科学版,1995,18(3):14-19
- [8] 陈城辉,徐永能,杨爱梅. 遗传算法在多车型军备物资配送路径优化中的应用[J]. 四川兵工学报,2010(2):13-15
- [9] 许佳. 认知脑电信号检测分析软件的研究[D]. 重庆大学硕士学位论文,2008:19-23

## Extracting 40 Hz Cognition EEG Based On Integer Coefficients Filter

**YANG Hao, RAN Hui-min**

(State Key Lab of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology,  
School of Electrical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Integer coefficients filters, based on MATLAB, are designed to extract the 40 Hz EEG. Since the collected EEG may be mixed with Electromyographical interference that comes from the scalp, eye movement and so on, the EEG in the frequency of 40 Hz is completely covered, therefore, EMG interference should be considered when extracting 40 Hz EEG. So in this paper, the 80Hz composition beyond a certain threshold is regarded as the existence of EMG interference. By the method of consistency detection between the two channels of 80Hz and 40 Hz, the part of 40 Hz where their coincidence rate reaches a certain extent will be rejected, leaving the true paroxysmal 40 Hz EEG, so that 40 Hz EEG auto-detection is achieved.

**Key words:** 40 Hz EEG; integer coefficients filter; interpolation; consistency detection

责任编辑:代小红