

文章编号:1000-582x(2001)04-0095-04

# 分段滤波在心率变异性功率谱分析中的应用

周江, 杨浩

(重庆大学电气工程学院, 重庆 400044)

**摘要:** 心率变异性是了解人体植物神经系统功能状态的方便窗口, 近年来已成为心血管疾病临床研究的一个前沿热点。心率变异性长时程功率谱主要成份分为超低频、极低频、低频、高频。不同的频段具有不同的生理意义。文中介绍了一种可得到各频段局部范围精细结构的分段滤波方法, 从而利于观察各频段的变化趋势, 为医学上对心率变异性信号的进一步研究及临床上的应用提供科学的手段。

**关键词:** 心率变异性; 滤波; 心率变异性功率谱

**中图分类号:** Q 819

**文献标识码:** A

心率变异性(HRV)是指瞬时心率或瞬时心动周期的微小变化, 即逐次心跳 RR 间期(瞬时心率)不断波动的现象。近年来的研究工作认为, 心率变异信号功率谱的主要成份分段如下: 超低频(UHF < 0.003 3 Hz), 极低频(VLF 0.003 3 ~ 0.04 Hz), 低频(LF 0.04 ~ 0.15 Hz), 高频(HF 0.15 ~ 0.5 Hz), 研究表明低频段反映了交感神经的活动情况, 高频段反映迷走神经的调节, 有关极低频和超低频频谱成份的生理意义, 目前尚不清楚。文中受心电信号去基线滤波器设计思想的启发<sup>[1,2]</sup>, 设计一种滤波器将心率变异性信号各频段功率谱<sup>[3]</sup>分开, 从而有利于对心率变异信号功率谱分段进行研究。

## 1 HRV 信号的获得

笔者采用重庆医科大学附属第一医院磁带式动态心电图机记录的心电数据。它的采样频率是 400 Hz, 采集 24 h 心电数据, 然后输入微机进行去噪处理和 R 波检测。计算逐次心动间期, 文中取 1 024 个心动周期的实际 HRV 信号如图 1 所示, 并用 FFT 作谱估计, 结果如图 2 所示(图中纵坐标  $P$  为归一化功率谱)。

## 2 滤波器的设计

考虑对心率变异性信号功率谱超低频成分(UHF < 0.003 3 Hz)和极低频成分(VLF 0.003 3 ~ 0.04 Hz)进行分析。设计一个截止频率为 0.05 Hz 的低通滤波

器, 通过计算 RR 间期平均值, 得到平均采样频率<sup>[4,5]</sup>为  $f_p = 1.21$  Hz, 因此心率变异性信号功率谱的上限频率为  $f_p/2$ 。由于有限冲激响应滤波器具有线性相位和精确的时延特征, 因此用有限冲激响应滤波器可以保证信号不畸变。

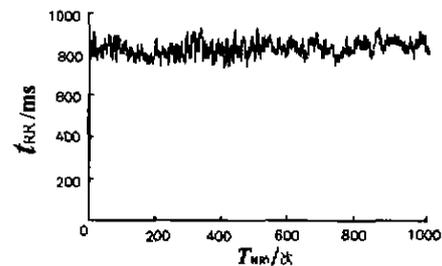


图 1 心率变异性信号

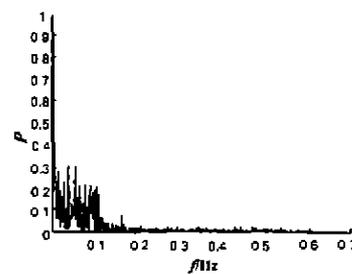


图 2 心率变异性功率谱

### 2.1 滤波器的设计

如图 3 所示理想低通滤波器可以写为:

收稿日期: 2001-02-15

基金项目: 重庆市卫生局资助项目(渝卫科教(99)24 号文)

作者简介: 周江(1971-), 女, 重庆人, 重庆大学硕士, 现在重庆移动规划设计院工作。从事移动通信工程相关设计研究。

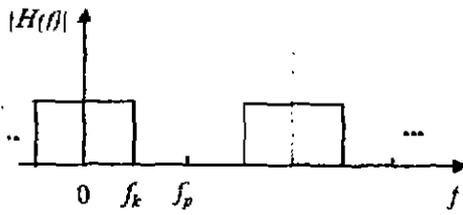


图3 理想低通滤波器

$$H(f) = \begin{cases} 1 & |f - nf_p| \leq f_k, n = \dots, -1, 0, 1, \dots \\ 0 & \text{其它} \end{cases} \quad (1)$$

$H(f)$  是频域周期函数, 可以展开成傅里叶级数:

$$H(f) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos(2\pi n f T_p) + b_n \sin(2\pi n f T_p))$$

式中

$$a_n = \frac{2}{f_p} \int_{-f_k/2}^{f_k/2} H(f) \cos(2\pi n f T_p) df \quad (2)$$

$$b_n = \frac{2}{f_p} \int_{-f_k/2}^{f_k/2} H(f) \sin(2\pi n f T_p) df \quad (3)$$

式中  $f_p = \frac{1}{T_p}$

由  $H(f)$  函数的对称性可知:

$$\begin{aligned} b_n &= 0 \\ \frac{a_0}{2} &= \frac{2f_k}{f_p} \\ a_n &= 2 \frac{\sin(2\pi n f_k / f_p)}{\pi n} \end{aligned} \quad (4)$$

这里  $f_k = 0.05 \text{ Hz}$ ,  $f_p = 1.21 \text{ Hz}$ 。

于是滤波器的冲激响应为:

$$\begin{aligned} h_c(0) &= \frac{a_0}{2} = \frac{2f_k}{f_p} \\ h_c(nT_p) &= h_c(-nT_p) = \frac{a_n}{2} = \frac{\sin(2\pi n f_k / f_p)}{\pi n} \\ n &= \dots, -1, 0, 1, \dots \end{aligned} \quad (5)$$

截取其主周期得:

$$\begin{aligned} h\left(\frac{M-1}{2}T_p\right) &= \frac{2f_k}{f_p} \\ h(nT_p) &= \frac{\sin\left(2\pi\left(n - \frac{M-1}{2}\right)f_k/f_p\right)}{\pi\left(n - \frac{M-1}{2}\right)} \\ 0 \leq n \leq M-1, \text{且 } n \neq \frac{M-1}{2}, M \text{ 为奇数} \end{aligned} \quad (6)$$

文中取  $M = 401$ , 得时延为  $\frac{M-1}{2}T_p = 200T_p$ , 其频率响应如图4所示(图4 - 图7中, 上图为幅频特性, 下图

为相频特性)。

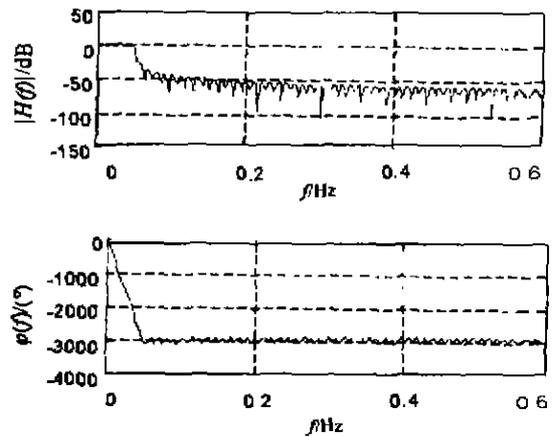


图4 滤波器频率特性

### 2.2 滤波器比较分析

将文中设计的滤波器与文献[6]介绍的滤波器比较。文献[6]提出的滤波器为:

$$\begin{aligned} h\left(\frac{M-1}{2}T_p\right) &= 1 \\ h(nT_p) &= \frac{\sin\left(2\pi\left(n - \frac{M-1}{2}\right)f_k/f_p\right)}{\pi\left(n - \frac{M-1}{2}\right)} \\ 0 \leq n \leq M-1, \text{且 } n \neq \frac{M-1}{2}, M \text{ 为奇数} \end{aligned} \quad (7)$$

取  $M = 401$ , 其频率响应如图5所示。比较图4和图5所示滤波器的相位特性和幅频特性, 可以看出文中设计的滤波器比文献[6]提出的滤波器要好, 但在相同的  $M$  点下, 文中设计的滤波器延时较长。

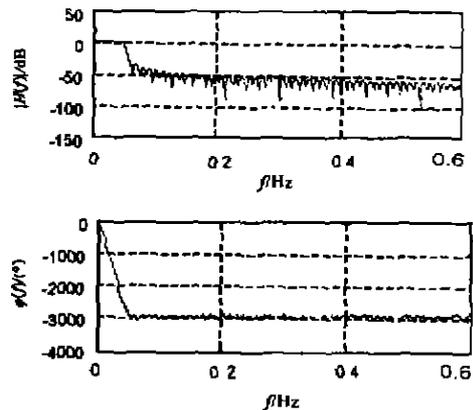


图5 文献[6]滤波器的频率特性

### 2.3 带通滤波器设计

带通滤波器可由两个低通滤波器相减所得<sup>[7]</sup>, 按此思路, 设通带为  $0.03 \sim 0.16 \text{ Hz}$ , 用以对低频(LF  $0.04 \sim 0.15 \text{ Hz}$ )进行滤波, 所得滤波器的频谱特性如图6所示。同理可设计高通滤波器, 高通滤波器截止频率

为 0.14 Hz,用以对高频(HF 0.15 ~ 0.5 Hz)进行分析,

所得滤波器的频谱特性如图 7 所示。

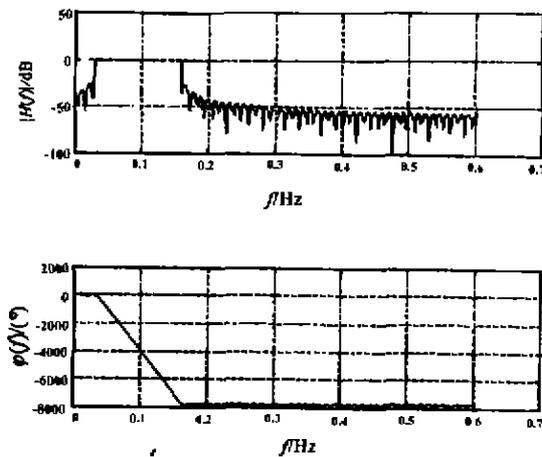


图 6 带通滤波器频率特性

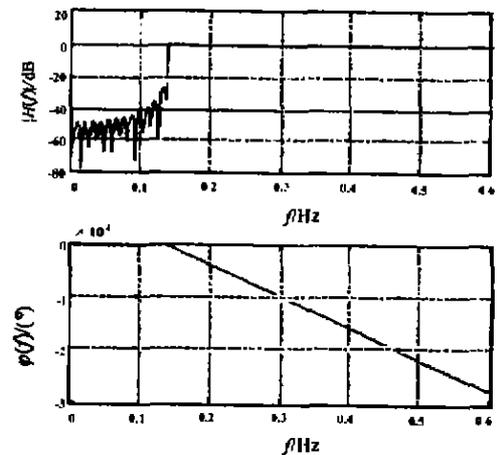


图 7 高通滤波器频率特性

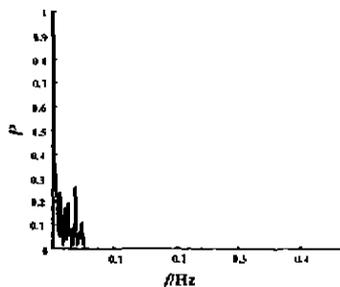


图 8 滤波后功率谱

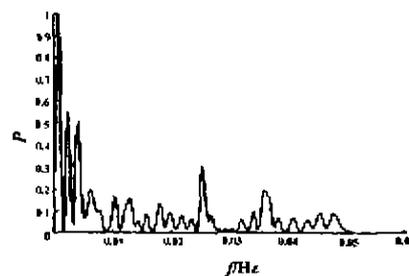


图 9 细化快速傅里叶算法功率谱

### 2.4 滤波后心率变异性信号功率谱各频段谱图

用上述滤波器对图 1 所示心率变异性信号进行分段,各频段谱如图 8、图 9 所示,其中极低频以下应用频谱细化方法处理。

### 3 结论

文中设计了一个将心率变异性信号各频段功率谱分开的滤波器,并对比文献[6]中所用的滤波的方法,通过仿真计算,证实文中提出的方法更优。文中还给出了滤波后 HRV 信号各频段的功率谱,以及对超低频、极低频应用细化快速傅里叶方法进行频谱细化处理后的谱图,从而有利于对心率变异性信号功率谱各频段进行研究。由于本滤波器的设计是依据 RR 间期的平均值取  $f_p$ ,与原始信号的采样频率无关。因此具有普遍的应用价值。

#### 参考文献:

[1] 张开滋,刘海洋,吴杰.心电信息学[M].北京:科学技术文

献出版社,1998.

[2] ALSTE J A V. Removal of Base-Line Wander Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1985, 32 (12):1 502-1 060.

[3] 廖旺才,杨福生,胡广书.心率变异性信号基于小波变换的分解[J].中国医疗器械杂志,1996,20(1):5-10.

[4] DEBOER R W, KAREMAKER J M, STRACKEE J. Comparing Spectra of a Series of Point Events Particularly for heart rate variability Data[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1984, 31(4):384-387.

[5] 张荣,郑军,张立藩,等. Prony 参数模型法在心率变异性谱分析中的应用[J].中国生物医学工程学报, 1994, 13 (4):308-313.

[6] SEYDNEJAD S R. Real-Time Heart Rate Variability Extraction Using the Kaiser Window[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1997, 44 (10):990-1 003.

[7] 胡广书.数字信号处理-理论、算法与实现[M].北京:清华大学出版社,1997.

### 3 结论

1) 在大气气氛下, CaO 碱性熔渣对铁水有 10% ~ 15% 的脱砷效果, 当向熔池加入 Al 粉等还原剂时, 其脱砷率可提高到 50% ~ 70%;

2) 脱砷后炉渣的 X 射线衍射检测表明, 石灰碱性熔渣对铁液的脱砷产物是  $\text{Ca}_3\text{As}_2$ , 脱砷反应为还原反应。

3) 体系氧位越低、铁液硫含量越低, 熔渣碱度越

高, 温度越高, 碱性熔渣的脱砷效果越好。

#### 参考文献:

- [1] 姚培慧. 中国铁矿志[M]. 北京: 冶金工业出版社, 1993.
- [2] 董元饒, 施志平. 铁水脱砷研究[J]. 钢铁, 1984, 19(9): 1-6.
- [3] 大连工业学院无机化学教研室编. 无机化学, 上、下册[M]. 北京: 人民教育出版社, 1983.

## Study on the Dearsenization of Hot Metal Using CaO Basis Fluxes

LIU Shou-ping, SUN Shan-chang, ZHANG Bing-huai, WENG Guang-yuan

(College of Materials Science and Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** There is plenty of iron ore with arsenic in China. Because a proven dearsenization technique does not come into existence in now iron-making and steel-making processes and it is necessary for developing the dearsenization of hot metal technologies. A serial of dearsenization experiments are carried out on electric resistance-heated furnace, it's found that arsenic in hot metal can be removed by CaO basis fluxes. X-ray qualitative analysis of CaO basis slag after dearsenization revealed that the product of hot metal dearsenization with CaO slag is  $\text{Ca}_3\text{As}_2$  and the dearsenization reaction is a reducing one. The thermodynamic conditions of dearsenization of hot metal using CaO basis fluxes are that the lower of oxygen fraction pressure of the system and  $[s]$  in hot metal, the higher of temperature of the system and basically of the slag, the dearsenization efficiency is better.

**Key words:** dearsenization; thermodynamics; CaO basis fluxes; hot metal

(责任编辑 李胜春)

(上接第 97 页)

## Filtering Method for the Decomposition of Heart Rate Variability Power Spectral

ZHOU Jiang, YANG Hao

(College of Electrical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Heart rate variability is a convenient tool to study the autonomic nervous system of human body. It is a focus of studying cardiovascular disease in clinic. The main spectral components are distinguished in the heart rate variability spectrum: ultra low frequency (ULF), very low frequency (VLF), low frequency (LF), high frequency (HF) components. While different part has different physiological meaning. This paper discusses the design of an effective digital filter for heart rate variability power spectral analysis, which provides a scientific measure of heart rate variability power spectral analysis in further studies and clinical applications.

**Key words:** heart rate variability; filter; heart rate variability power spectral analysis

(责任编辑 李胜春)