

① 1-1-2

抑制心阻抗信号呼吸基线漂移的小波变换法

Restraining Respiratory Baseline Drift of Impedance Cardiogram Signals Using Wavelet Transform

R 540.4

郑小林^①
Zheng Xiaolin

王志刚^②
Wang Zhigang

吴楠^②
Wu Nan

肖岚^②
Xiao Lan

(① 重庆大学电子信息工程学院, 重庆, 400044; ② 重庆大学医院, 第一作者 40 岁, 男, 副教授, 博士)

摘要 提出了基于小波变换的循环减法来抑制心阻抗微分波呼吸基线漂移。仿真表明, 在呼吸基线漂移较大的情况下, 该法可有效抑制漂移而又不使信号失真。医学临床测量

关键词 漂移; 仿真 / 小波变换

中国图书资料分类法分类号 R318.04

心阻抗图, 呼吸基线漂移

ABSTRACT A wavelet transform based circular subtraction is introduced to restrain respiratory baseline drift of cardio-impedance differential waveforms. Simulation indicates that, when respiratory baseline drift is severer, this method can effectively restrain respiratory baseline drift while maintaining signals' fidelity.

KEYWORDS drift; simulation / wavelet transform

0 引 言

心阻抗图(Impedance Cardiogram, 缩写 ICG)中含有的呼吸基线漂移是医学临床测量中一个不容忽视的问题。这种基线漂移对准确选择阻抗微分波的波幅、特征点及波形分析带来了困难, 影响根据 Kubicek 公式计算心输出量的精度, 严重时甚至使得测量无法进行。为了避免呼吸干扰, 传统测量方法要求被测者屏气, 这给被测者带来了不适, 且限制了使用范围。尔后, 提出了相关平均、逐拍基线校正等方法来抑制呼吸基线漂移。但相关平均法不能反应出每一心拍的心功能状况, 损失了一些信息; 逐拍基线校正法中校正量的确定依赖于某些特征点的正确选取, 在干扰较严重的情况下, 误差较大。

小波变换是近年来引起人们关注的一种信号的时间-频率分析方法^{**}, 其特点是把待分析的信号用基本小波的尺度伸缩和位移来处理, 目前已广泛应用于信号处理领域^[1]。笔者应用小波变换具有多分辨率的特性, 将小波变换方法应用于 ICG 信号呼吸基线漂移的抑制, 取得了较好的效果。

* 收文日期 1996-10-16

** 杨福生. 信号的时间-频率分析. 清华大学电机系讲义, 1994

1 原理与方法

1.1 二进小波变换与多分辨率信号分解

信号 $f(x)$ 的连续小波变换定义为:

$$Wf(S, x) = f(x) * \psi_s(x) = \frac{1}{S} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{x-t}{S}\right) dt \quad (1)$$

其中, $\psi(x)$ 为基本小波, S 为尺度, $\psi_s(x) = \frac{1}{S} \psi\left(\frac{x}{S}\right)$ 是 $\psi(x)$ 在尺度 S 上的伸缩。

当尺度按二进制变化(即 $S = 2^j$; $j \in$ 整数集合 Z) 时, 数字信号 $f(n)$ 的二进小波变换可由 Mallat 算法求得^[2]:

$$S_{2^j} f(n) = \sum_{k \in Z} h_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K) \quad (2)$$

$$W_{2^j} f(n) = \sum_{k \in Z} g_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K) \quad (3)$$

其中, S_{2^j} 为光滑算子, $S_{2^j} f(n) = f * \varphi_{2^j}(n)$, φ 为尺度函数, $W_{2^j} f(n)$ 是信号 $f(n)$ 的二进小波变换, h_k, g_k 分别是低通滤波器 $H(\omega)$ 和高通滤波器 $G(\omega)$ 的系数, 即:

$$H(\omega) = \sum_{k \in Z} h_k \exp(-jK\omega) \quad (4)$$

$$G(\omega) = \sum_{k \in Z} g_k \exp(-jK\omega) \quad (5)$$

且

$$|H(\omega)|^2 + |G(\omega)|^2 = 1$$

式(2)、(3)也是二进小波变换的数字滤波器形式, 具有如下特性:

- 1) $S_{2^j} f(n)$ 为 $f(x)$ 的离散表示, 可看成 $f(n)$ 被 $\varphi(n)$ 的平滑;
- 2) $S_{2^j} f(n)$ 是在第 j 级分辨率下 $f(n)$ 的平滑逼近, 具有低通性质;
- 3) $W_{2^j} f(n)$ 是在第 j 级分辨率下 $f(n)$ 的细节部分, 具有高通性质。

因此可利用小波变换上述的多分辨率分析的特性, 把信号分解而得到在不同频道上的成分^[3]。

由式(2)、(3)还可见, 计算小波变换并不涉及小波函数 ψ 的具体形式, 只需知道 h_k, g_k 的值即可。

在本项工作中, 选用三级样条小波, 相应的 g_k, h_k 如下:

$$h_{-1} = 0.1250, h_0 = 0.3750, h_1 = 0.3750, h_2 = 0.1250$$

$$g_0 = -2.0, g_1 = 2.0$$

实际计算中的二进小波变换为 Mallat 算法的变形:

$$S_{2^j} f(n) = \begin{cases} \sum_{k \in Z} h_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K) & j = 1 \\ \sum_{k \in Z} h_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K + 2^{j-2}) & j \geq 2 \end{cases} \quad (6)$$

$$W_{2^j} f(n) = \begin{cases} \sum_{k \in Z} g_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K) & j = 1 \\ \sum_{k \in Z} g_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1} K + 2^{j-2}) & j \geq 2 \end{cases} \quad (7)$$

1.2 心阻抗微分信号的二进小波变换^[4]

图1、图2示出了对含有呼吸基线漂移的心阻抗微分信号进行二进小波变换的结果(图中横坐标为相对时间坐标轴)。

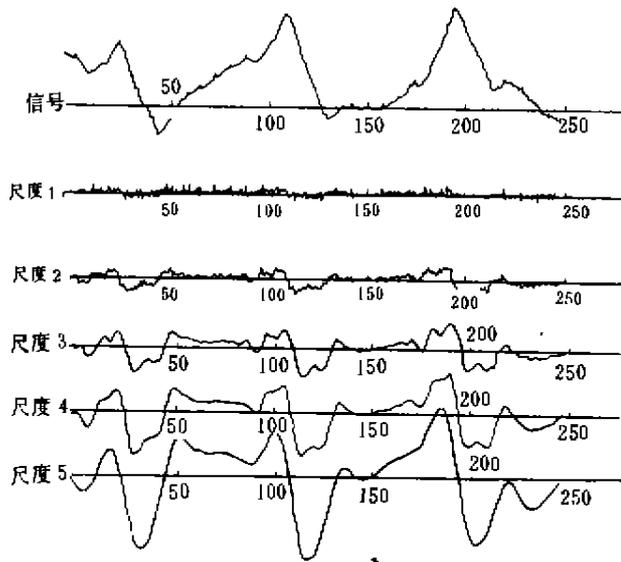


图1 ICG 微分信号及其在不同尺度下的小波变换

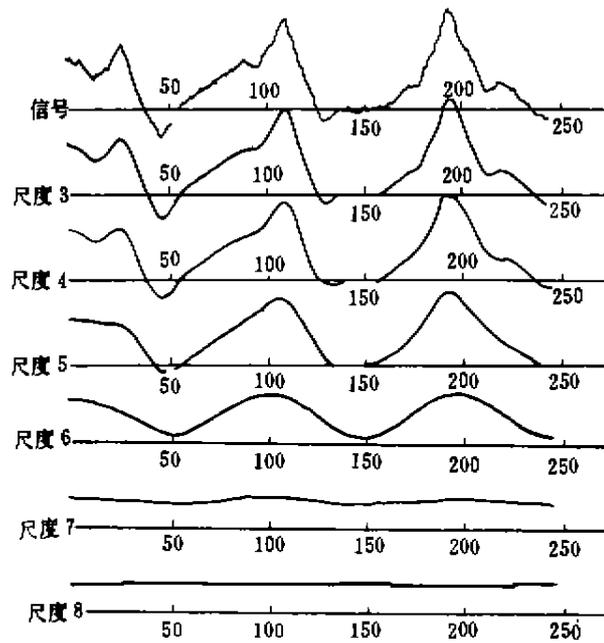


图2 ICG 微分信号及其在不同尺度下的平滑逼近

图1是对原始信号在尺度1到尺度5下的小波变换,所得数据为两个相邻尺度平滑逼近之差,反映了两级逼近之间的细节差异,为心阻抗微分波信号在某一分辨率下的细节,属高频分量,可用于分辨信号的奇异点和突变处。由图1可见,尺度1包含的高频分量最多,而

低频分量几乎没有,而尺度5所包含的低频分量较多。即,当尺度小时,时间轴上观察范围小,而在频域上相当于用较高频率作分辨率较高的分析;当尺度大时,时间轴上考察范围大,而在频域上相当于用低频小波作概貌观察。

图2为对信号进行分解所得到的各次平滑逼近结果。从尺度3到尺度8,分解出的频率越来越低。就仿佛逐次通过中心频率逐渐减小的低通滤波器。由图2可以看出,当尺度为6时,已将基线漂移从原始信号中分解出来,但此时还残留有阻抗微分信号中频率较低的成分,在尺度7下,可认为基本上是基线漂移成分,而微分信号的频率成分都被滤除了。

1.3 呼吸基线漂移抑制的循环减法

由上分析可见,尺度7下的平滑逼近输出基本上是基线漂移成分。若将此尺度下的平滑逼近输出从原始信号中减去,则可达到抑制呼吸基线漂移的目的。但是在此尺度下基线漂移信号也被部分滤除了,因此不可能一次就将基线漂移从原始信号中滤除干净。为此,我们提出循环减法的方法来达到抑制基线漂移的目的。

方法流程图见图3。

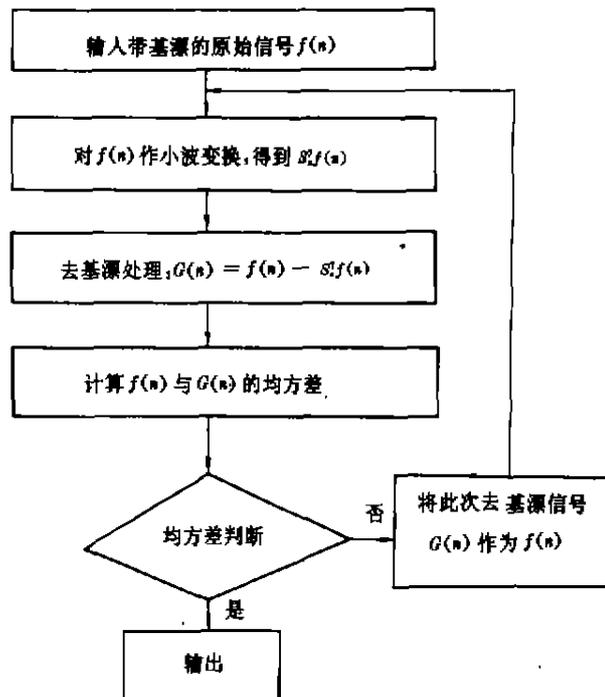


图3 循环减法抑制基线漂移方法流程图

2 结果与讨论

将原始心阻抗微分波信号叠加一定频率的余弦波来模拟呼吸基线漂移,所进行的仿真实验结果如图4所示。图4(a)为无基线漂移时的信号波形。图4(b)示出了叠加有与心阻抗微分波信号重复频率相近的余弦波时的波形(上排)以及经处理后的波形(下排)。图4(c)中叠加的余弦波频率低于心阻抗微分波频率。由图可见,虽然其线漂移较大,但经循环减法处理后其基线漂移得到了有效抑制,肉眼已分辨不出,且信号无明显失真。

仿真表明,用小波变换方法抑制心阻抗微分波信号基线漂移是可行的,即使在较强的基

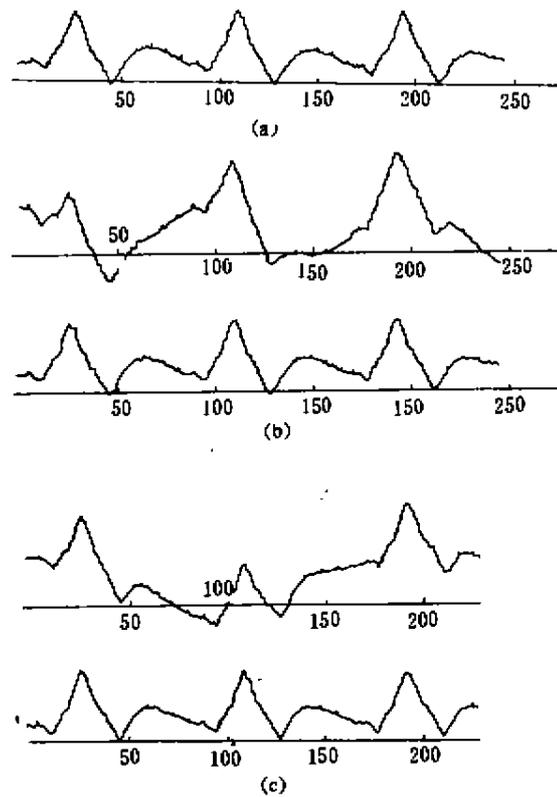


图4 仿真实验结果

线漂移干扰下也能取得较好的抑制效果,且基线漂移频率越远离信号重复频率抑制效果越好。本文的方法可应用于其它一些生理信号的基线漂移抑制。需要指出的是,欲取得好的抑制效果而又不致使有用信号失真,要求在所选定的尺度下,有用信号的频率成分与被抑制的干扰的频率成分互不交叠(直流成分除外),因此,实际应用时应根据具体情况合理选取小波变换的尺度。

参 考 文 献

- 1 Daubechies. The Wavelet Transform, Time—frequency Localization and Signal Analysis. IEEE Trans IT, 1990, 36(5), 961~1 005
- 2 Mallat Stephen. Singularity Detection and Processing with Wavelets. IEEE Trans Information Theory, 1992, 38(2), 617~643
- 3 Mallat Stephen. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition, the wavelet Representation. IEEE Trans PA-MI, 1989, 11(11), 674~693
- 4 秦前清, 杨宗凯. 实用小波分析. 西安: 西安电子科技大学出版社, 1993. 18~58