

时域上不同信号频率估计方法比较

李文哲¹, 何萌², 徐丽¹, 袁芳¹, 张保航¹

1. 解放军兰州军区乌鲁木齐总医院放疗科, 新疆 乌鲁木齐 830000; 2. 新疆武警边防总队乌鲁木齐边防检查站, 新疆 乌鲁木齐 830000

【摘要】目的:比较时域上不同频率估计方法对加噪呼吸信号频率估计的仿真和实验结果,为生命体征监护信号处理方法提供参考。**材料和方法:**本文研究首先在MATLAB平台上采用自相关法、平均幅度差分函数法、加权法和低复杂度极大似然估计法(Low Complexity Maximum Likelihood, LCML)对混入不同信噪比的0.3 Hz呼吸信号进行频率估计的仿真,然后,利用多导生理记录仪对采集到的成年人体目标呼吸信号进行算法性能评估。**结果:**自相关法估计结果与仿真信号真实频率相差最大,超过0.306 Hz。虽然平均幅度差分法与LCML得到的结果都在0.3 Hz附近,但后者标准差更小,估计结果精确性更高。人体目标呼吸信号频率估计结果中,不同算法的性能与仿真结果相似,LCML结果较为理想,但是,实际呼吸信号频率估计结果误差大于仿真结果误差。**结论:**LCML对于时域上信号频率估计有一定的优势。

【关键词】呼吸信号;频率估计;平均幅度差分函数;低复杂度极大似然估计法

【中图分类号】R33

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)02-0185-05

Comparison of different signal frequency estimation methods in time-domain

LI Wen-zhe¹, HE Meng², XU Li¹, YUAN Fang¹, ZHANG Bao-hang¹

1. Department of Radiotherapy, Urumqi General Hospital of Lanzhou Military Command, Chinese People's Liberation Army, Urumqi 830000, China; 2. Urumqi Frontier Inspection Station, Xinjiang Armed Police Frontier Corps, Urumqi 830000, China

Abstract: Objective To provide some references for signal processing method for vital signs monitoring by comparing the simulation and experimental results of different method for noisy respiratory signal frequency estimation in time-domain. **Methods** Respiratory signals of 0.3 Hz were mixed with different additive white Gaussian noise. Based on the software MATLAB, the autocorrelation, average magnitude difference function (AMDF), weight algorithm and low complexity maximum likelihood (LCML) were used to simulate the frequency estimation of the respiratory signals. And the algorithm performances were evaluated by analyzing the adults' respiratory signals obtained by multipurpose polygraph. **Results** The difference between the estimation result of autocorrelation and the actual frequency of simulation signals was largest, higher than 0.306 Hz. Both the results of AMDF and LCML were close to 0.3 Hz, but the latter had smaller standard deviation and better accuracy of estimated results. For the frequency estimation results of respiratory signal, the estimation results of different algorithms were similar to the simulation results. The LCML had the most satisfactory algorithm performance, but its error of frequency estimation results of actual respiratory signal was larger than the error of simulation results. **Conclusion** LCML has some certain advantages in signal frequency estimation in time-domain.

Key words: respiratory signal; frequency estimation; average magnitude difference function; low complexity maximum likelihood

前言

当前,临床监护和人体生命体征信号处理中,信

号的频率往往都是关注的重点,例如,人体呼吸和心跳的频率。但是,在实际信号处理中,甚至是地震压埋等非接触特殊条件下,人体生命体征信号的获得比较困难,加之信号本身也在随着人体生理状态的变化而不断变化,这些都增加了信号处理的难度^[1-2]。此外,目标所处环境带来的干扰,也是信号处理中必须克服的问题^[3]。目前,信号处理中对于频率的获

【收稿日期】2015-10-02

【作者简介】李文哲(1984-),博士研究生,主管技师,主要研究方向:精确放射治疗和放疗敏感性。Tel: 0991-4991842, E-mail: wenzhel@163.com。

得,多在频域或时频域利用傅里叶变换(短时傅里叶变换)、小波变换、希尔伯特-黄变换等方法获得信号频率。这些处理信号方法中,一些方法还需要设置基础条件,如小波基函数^[4]、希尔伯特变换中希尔伯特分解的终止条件以及短时傅里叶变换中设置傅里叶窗^[5]。此外,这些算法计算量往往较大,耗时较长,更对处理器有一定要求,不利于信号快速处理,及时获得监测对象的信息,甚至,有可能就会为监护患者留下一定的安全隐患^[6]。本文从实际需要出发,通过对不同噪声条件下呼吸信号频率计算的仿真和人体目标呼吸信号实验来比较几种时域上信号频率的计算方法,希望能够为临床监护和人体生命体征信号处理提供参考。

1 时域常用信号频率估计方法

1.1 平均幅度差分函数法

平均幅度差分函数(Average Magnitude Difference Function, AMDF)是由 Ross 等^[7]人在 1974 提出的,它的原理是利用周期信号的相关性来估计信号频率。对于离散信号 $x(k)$,AMDF 的定义为:

$$D_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |x(k) - x(k-n)| \quad (1)$$

式中 K 是数据的长度,延迟 n 的范围从 $-(K-1)$ 到 $(K-1)$ 。我们知道一个不等式:

$$\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J |x(j)| \leq \left(\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J x(j)^2 \right)^{1/2} \quad (2)$$

式中左边是信号幅度的平均值,右边是信号的均方根值。将公式(2)代入公式(1),可以得到:根据公式(2),公式(1)可以改写成:

$$D_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |x(k) - x(k-n)| = \kappa_n \left(\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (x(k) - x(k-n))^2 \right)^{1/2} \quad (3)$$

其中 κ_n 为尺度因子,对于高斯脉冲,其值在平均值和有效值的和之间,对于其它的分布, κ_n 只能通过大量的实验数据获得。 $x(k)$ 、 $x(k-n)$ 的联合概率密度分布函数决定了 κ_n , 因为联合概率密度函数与 n 有关,所以 κ_n 也是关于 n 的函数。将公式(3)展开得到:

$$D_n = \kappa_n \left(\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(k)^2 + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(k-n)^2 - \frac{2}{K} \sum_{k=1}^K x(k)x(k-n) \right)^{1/2} \quad (4)$$

其中自相关函数(Autocorrelation Function, ACF)可表示为:

$$R_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(k)x(k-n) \quad (5)$$

很明显式(4)右边第三项为 $-R_n$, 前两项可以看作是当 $n=0$ 时的结果。

$$R_0 = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(k)^2 = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(k-n)^2 \quad (6)$$

这样公式(4)就可以表示为:

$$D_n = \kappa_n [2(R_0 - R_n)]^{1/2} \quad (7)$$

从上式可以看出,当 n 为信号周期时, D_n 取得最小值,此时

$$P_{AMDF} = \arg \min(D_n) \quad n \in (n_{\min}, n_{\max}) \quad (8)$$

其中, n_{\max} 和 n_{\min} 分别是可能周期最大、最小值。

1.2 加权算法

加权算法(Weight Algorithm)利用了信号自相关函数和 AMDF 的倒数^[8]。AMDF 是产生一个最小值,而加权算法是产生一个最大值。因为在统计方法上,二者是独立的,如果自相关函数中包含 AMDF 的倒数,自相关算法得到峰值就能够明显的加强。那么从呼吸信号的齿节周期中获得真实周期的准确性就能够有效的提高。信号 $x(k) = r(k) + n(k)$, 其中 $r(k)$ 、 $n(k)$ 分别是呼吸信号和加性噪声信号,则 $x(k)$ 的 ACF 可以表示为:

$$R(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N x(k)x(k-\tau) \quad (9)$$

其中, τ 为输入信号的延迟,根据自相关的性质,当原始输入信号周期为 P ,延迟信号的时延为 lp (l 为自然数),此时两者较为近似,自相关函数取得极大值。当延迟为零时,ACF 取得最大值,随着延迟的增加,峰值逐渐降低。此时 ACF 为:

$$\begin{aligned} R(\tau) &= \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} [(r(k) + n(k))(r(k-\tau) + n(k-\tau))] \\ &= \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} [r(k)r(k-\tau) + 2n(k)r(k-\tau) + n(k)n(k-\tau)] \\ &= R_1(\tau) + 2R_2(\tau) + R_3(\tau) \end{aligned} \quad (10)$$

R_1 、 R_3 分别是呼吸信号和噪声的 ACF, R_2 是信号和噪声的相关函数。我们假设信号和噪声是不相关的,则 R_2 等于零。如果噪声也是不相关的,那么 $R_3=0$ 。在某些情况下,出现在 $\tau=2p$ 时的峰值可能大于 $\tau=p$ 时的峰值,为了能够准确检测到自相关函数的峰值,引入了 AMDF 倒数加权值。函数式如下所示:

$$f(\tau) = \frac{R(\tau)}{D_n + \phi} \quad (11)$$

ϕ 是一个固定的数,且大于 0。当 $D_n=0$ 时,公式(11)能够取得最大值,由于 ϕ 存在使得函数不会趋于无穷

大。此时

$$P_{WEIGHT} = \arg \min_{P \in I_p} f(P) \quad (12)$$

1.3 极大似然估计

1.3.1 极大似然估计法 极大似然估计(Maximum Likelihood, ML)是一种新的对于未知周期信号进行周期估计的方法^[9]。这种方法对于强周期的干扰特别适用,例如,一个高序列的叠加。在文献中,ML方法被用来从一个被高斯噪声污染的信号中估计目标信号的周期。采样信号可以表示为 $x(k)=r(k)+\eta(k)$,有 N 个采样点,周期为 \bar{P} ,功率为 σ_η^2 , $\eta(k)$ 为独立的高斯白噪声。我们的目标就是估计信号 $r(k)$ 的周期,对于人体目标生命体征的周期范围, N 的取值至少要大于一个完整周期。我们将采样得到的信号 $x(k)$ 按照估计周期 P 划分,得到:

$$L_p = \left\lceil \frac{N}{P} \right\rceil \quad (13)$$

其中, $\lceil X \rceil$ 表示大于 X 的最小整数。那么每一段信号利用向量表示为:

$$\mathbf{r}_p = [x(1), x(2), \dots, x(L_p - 1)] \quad (14)$$

L_p 段的信号平均得到:

$$\mathbf{m}_p(k) = \frac{1}{L_p} \sum_{l=0}^{L_p-1} x(k+lp) = \frac{1}{L_p} \sum_{l=0}^{L_p-1} r(k+lp) + \bar{\eta}_p(k) \quad (15)$$

式中 $k=0,1,\dots,P-1$, $\bar{\eta}_p(k) = \frac{1}{L_p} \sum_{l=0}^{L_p-1} \eta(k+lp)$,那么它的功率为 σ_η^2/L_p 。此时,我们令向量 $\text{rep}_{L_p} \mathbf{m}_p$ 为 $\mathbf{m}_p(k)$ 重复 L_p 次,如果估计周期 P 等于信号实际周期 \bar{P} ,那么当 $N \rightarrow \infty$ 时, $\text{rep}_{L_p} \mathbf{m}_p \rightarrow r(k)$,信号 $\text{rep}_{L_p} \mathbf{m}_p$ 就是 $r(k)$ 的估计。那么信号 $r(k)$ 的周期为 P ,就能使用ML估计。

令 $f(\mathbf{r}_p|P)$ 为 \mathbf{r}_p 的条件概率密度函数(Probability Density Function, PDF),那么ML的对数为:

$$\Delta_p = \log f(\mathbf{r}_p|P) \quad (16)$$

同时ML估计为:

$$P_{ML} = \arg \max_{P \in I_p} \Delta_p \quad (17)$$

I_p 为可能出现的周期集合。如果利用 \mathbf{r}_p 的PDF:

$$f(\mathbf{r}_p|P) = \frac{1}{(2\pi)^{N/2} \left(\frac{P\sigma_\eta^2}{L_p}\right)^{1/2}} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{L_p}{P\sigma_\eta^2}\right) \|\mathbf{r}_p - \text{rep}_{L_p} \mathbf{m}_p\|^2} \quad (18)$$

直接计算信号的周期一般较复杂,所以通常是通过在 I_p 中进行穷举搜索得到。即便是这样,很多情况下信号噪声的功率我们是无法得到的,这样也大大限制了ML的应用。

1.3.2 低复杂性极大似然估计 对于上一节提出的ML方法,为了降低复杂性和计算量,我们引入了低复杂性极大似然估计(Low Complexity Maximum Likelihood, LCML)^[9]。利用信号相关估计:

$$C(p) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(k)x^*[(k+p)_N], \quad p=0,1,\dots,N-1 \quad (19)$$

式中 $(a)_N$ 表示 a 除以 N 的余数。如果信号 $x(k)$ 的周期为 P 且为随机信号,那么信号平均自相关函数 $\frac{1}{L_p} \sum_{m=0}^{L_p-1} C(mP)$ 也是周期的且与原信号周期相同。此时,平均自相关函数可以表示为:

$$\begin{aligned} \frac{1}{L_p} \sum_{m=0}^{L_p-1} C(mP) &= \frac{1}{P} \sum_{l=0}^{P-1} \frac{1}{L_p} \sum_{i=0}^{L_p-1} \sum_{j=0}^{L_p-1} x(l+iP)x^*(l+jP) \\ &= \frac{1}{P} \sum_{l=0}^{P-1} |\zeta(l, P)|^2, \quad P \in I_p \end{aligned} \quad (20)$$

式中 $\zeta(l, P) = \frac{1}{L_p} \sum_{m=0}^{L_p-1} x(l+mP)$, $l=1,2,\dots,P-1$ 。

LCML算法的基本思想就是在公式(20)中,求和取平均后能够减小噪声对周期估计的影响。因此我们可以先计算 $\zeta(l, p)$,然后再计算公式(20)得到平均自相关函数。假设 $L_p P \approx N$,那么,LCML方法可以表示为

$$P_{LCML} = \arg \max_{P \in I_p} \frac{1}{2\sigma_\eta^2 P} \sum_{l=0}^{P-1} |\zeta(l, P)|^2 \quad (21)$$

式中,虽然也含有噪声功率 σ_η^2 ,但是它为一个常数,不影响 P 值的选择。使用LCML后,克服了原来ML的缺点,既降低了原有的复杂性,又大大增加了ML的应用场合。

2 算法仿真及结果分析

为了验证前文中信号频率时域估计方法,我们采用MATLAB软件进行加噪呼吸信号仿真计算。根据成年人呼吸频率,设计频率为0.3 Hz的正弦信号模拟正常人体呼吸信号,为了模拟环境中噪声和干扰,实验中混合信号加入不同信噪比(Signal-Noise Ratio, SNR)的加性高斯白噪声(Additive White Gaussian Noise, AWGN)。为了便于比较,加入了基本自相关处理结果进行对比。

不同SNR情况下频率估计的结果如表1所示,为了便于比较,仿真结果取4位有效数字。从表1可以清楚的发现,随着信号SNR的提高,不同方法对于频率的估计误差也越来越小。但是,相比较之下,ACF方法估计的频率结果与仿真信号真实频率0.3 Hz相

差最大,而且结果都超过了实验设计的0.3 Hz标准频率,最大频率值超过0.306 Hz。而LCML估计的频率值都在0.3 Hz附近,变化不大。

表1 不同噪声情况下呼吸信号频率仿真结果(频率/Hz)

Tab.1 Frequency simulation results of respiratory signal with different noises (Frequency/Hz)

SNR/dB	ACF	AMDF	Weight*	LCML
1	0.304 9	0.297 9	0.299 9	0.299 7
2	0.302 6	0.300 3	0.301 8	0.299 5
3	0.301 5	0.297 2	0.300 7	0.299 4
4	0.306 1	0.301 1	0.304 0	0.299 7
5	0.302 9	0.299 8	0.301 4	0.299 8
6	0.301 1	0.300 3	0.300 6	0.300 0
7	0.304 3	0.299 9	0.303 1	0.300 0
8	0.303 5	0.302 1	0.303 2	0.300 0
9	0.304 0	0.300 9	0.302 8	0.300 0
10	0.302 3	0.300 6	0.300 6	0.300 0

Note: ACF: Autocorrelation function; AMDF: Average magnitude difference function; Weight*: Weight algorithm; LCML: Low complexity maximum likelihood; SNR: Signal-noise ratio

频率仿真结果的平均值和标准差如图1所示。从图中可以清楚的发现,LCML法估计结果的平均值要小于AMDF法的结果,但是,前者的稳定性较好,处理结果更加接近实验中频率设计的真实值。为了清楚直观地展示频率估计的准确性,不同方法估计频率均值与实际设定呼吸信号频率误差结果如图2所示。图中清楚直观地表示了4种不同估计频率方法的误差,自相关方法、加权方法、AMDF和LCML的频率估计性能依次提高,LCML法与实验设计信号频率误差小于0.3%,均低于其它3种方法。同时,自相关法频率估计的误差最高,且超过了2%。

3 人体目标实验及结果分析

为了验证本文对于人体目标呼吸信号不同监测方法的性能,在实验中采用美国Biopac公司多导生理记录仪(MP150型)进行接触式实时监测,如图3所示。呼吸绑带紧贴目标胸部,在绑带内侧有一压力传感器TSD201,感受呼吸引起的胸廓扩张和收缩的变化,从而产生呼吸信号。对于采集的呼吸信号,与MP150系统给出的结果相比较。用前文中不同方法

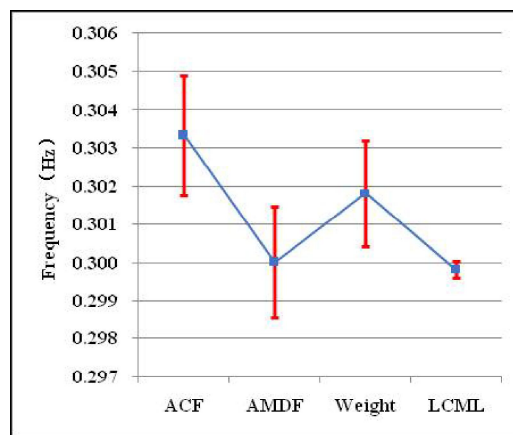


图1 呼吸信号频率仿真结果

Fig.1 Frequency simulation results of respiratory signal

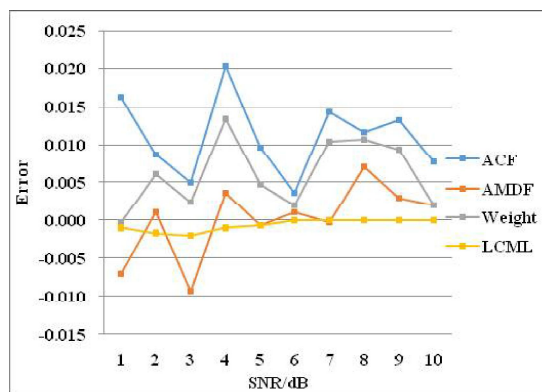


图2 信号频率仿真误差

Fig.2 Errors of signal frequency simulation results

进行信号处理,将得到的结果与MP150系统给出的结果相比较。



图3 佩戴呼吸绑带后人体目标

Fig.3 Human target with different pressure transducers (TSD201)

为了验证算法在不同目标间的运行情况,实验中我们选择了5个成年人体目标(3男2女)。得到结果如表2所示。从表中可以发现,4种方法对采集得到的呼吸信号进行频率估计时,LCML法效果最好,ACF法结果误差最大。其中,4号目标LCML法估计结果误差最小(0.3%),号目标频率估计误差较其他

目标大,最大超过10%。

以上频率估计结果可能与男性、女性呼吸方式差异有关,前者以腹式呼吸为主,后者以胸式呼吸为主^[10]。此外,男、女性在身体结构上的差异也可能产生一定的影响,女性身体脂肪含量较男性多,特别是身体胸腹部的含量。

表2 不同人体目标呼吸信号频率仿真结果(频率/Hz)

Tab.2 Frequency simulation results of respiratory signals of different adults (Frequency/Hz)

NO.	Gender	MP150	ACF	AMDF	Weight	LCML
1	M	0.2639	0.2756	0.2714	0.2684	0.2536
2	M	0.4167	0.4267	0.4208	0.4197	0.4098
3	M	0.1648	0.1552	0.1758	0.1727	0.1641
4	F	0.3295	0.3438	0.3342	0.3217	0.3286
5	F	0.1498	0.1639	0.1312	0.1385	0.1527

4 讨论

本文针对生命体征监测中呼吸频率估计的问题,在MATLAB软件中采用不同时域频率估计方法对混杂着加性高斯白噪声的呼吸信号进行频率估计仿真。仿真结果显示LCML法得到的频率估计结果实验设计的真实值最接近,且估计结果精确性较高。为了验证算法的有效性,在人体目标实验中,与实际呼吸频率相比较,误差大于仿真结果,但是,不同算法的性能与仿真结果一致,LCML法频率估计结果误差最小。这可能是由于实际呼吸信号的准周期性以及与系统干扰有关。

AMDF和加权算法都是基于信号的相关性实现的,后者建立在前者的基础上。而ML建立在一种无穷假设的基础上。对于ML的实施,需要知道信号中噪声的能量情况,可是在实际使用中这一重要参数往往需要大量实验才能测量出来,甚至无法得知。此外,ML中PDF的计算也是非常复杂的,通常采用

穷举搜索的办法。为了克服这一缺点,才引入LC-ML,通过计算平均相关函数来确定LCML。

本研究中,不论是仿真实验还是人体目标实验,均能对信号频率进行有效估计。然而,实验中人体目标监测中获得的呼吸信号处理后频率估计结果在不同性别中表现出一定的差异,这是下一步研究的方向之一。

【参考文献】

- [1] 张贤达. 现代信号处理[M]. 2版. 北京: 清华大学出版社, 2002.
ZHANG X D. Modern signal processing [M]. 2nd ed. Beijing: Tsinghua University Press, 2002.
- [2] Lü H, LI W Z, LI Z, et al. Characterization and identification of IR-UWB respiratory- motion response of trapped victims [J]. IEEE Trans Geosci Remote Sens, 2014, 52(11): 7195-7204.
- [3] LI W Z, LI Z, Lü H, et al. A new method for non-line-of-sight vital sign monitoring based on developed adaptive line enhancer using low centre frequency UWB radar [J]. Prog Electromag Res, 2013, 133: 535-554.
- [4] LI Z, JING XJ, LI WZ, et al. A wavelet-based strong clutter removal technique for UWB life detection [C]// Ground Penetrating Radar (GPR), 2012 14th International Conference on. IEEE, 2012: 957-960.
- [5] 苗晨, 王威廉, 姚绍文. Hilbert-Huang 变换发展历程及其应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(8): 812-818.
MIAO S, WANG W L, YAO S W. Historic development of HTT and its applications [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2014, 28(8): 812-818.
- [6] LI W, JING X, LI Z, et al. A new algorithm for through wall human respiration monitoring using GPR [C]// Ground Penetrating Radar (GPR), 2012 14th International Conference on. IEEE, 2012: 947-952.
- [7] ROSS M, SHAFFER H, COHEN A, et al. Average magnitude difference function pitch extractor [J]. Acoustics, IEEE Trans Signal Proces, 1974, 22(5): 353-362.
- [8] KOBAYASHI H, SHIMAMURA T. A weighted autocorrelation method for pitch extraction of noisy speech: Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2000 [C]. ICASSP'00. Proceedings. 2000 IEEE International Conference on, 2000. IEEE.
- [9] CONTE E, FILIPPI A, TOMASIN S. ML period estimation with application to vital sign monitoring [J]. IEEE Signal Proc Lett, 2010, 17(11): 905-908.
- [10] HALL J E, GUYTON A C. Textbook of medical physiology [M]. New York: Saunders, 2010.