

文章编号 1004-924X(2012)04-0873-07

自适应滤波在近红外无创生化分析中的应用

卢启鹏^{1*}, 陈丛^{1,2}, 彭忠琦¹

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室, 吉林 长春 130033;
2. 中国科学院 研究生院, 北京 100039)

摘要: 提出用血流容积差光谱相减法来消除近红外无创生化分析中组织背景的干扰。为提高光谱相减中所需获得的脉搏波近红外光谱信号的信噪比, 研究了自适应滤波处理方法。介绍了最小均方算法(LMS)自适应滤波的基本原理, 在此基础上提出了一种适用于处理本实验脉搏波光谱信号的自适应滤波方法; 采用实验室自行研制的16元近红外脉搏波采集系统, 获得人体脉搏波光谱信号; 最后, 利用提出的自适应滤波方法处理脉搏波光谱信号并分析其滤波效果。结果表明, 利用该方法处理采集的脉搏波信号, 可使血流容积光谱相减后血液光谱吸光度噪声由800 μ AU降低至12 μ AU, 相邻波长的脉搏波相关系数由0.994 0提高至0.999 9。分析结果说明该自适应滤波方法可以有效地应用于近红外无创生化分析中。

关键词: 自适应滤波; 最小均方算法; 脉搏波; 近红外光谱; 无创生化分析

中图分类号: O657.33; Q503 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20122004.0873

Application of adaptive filter to noninvasive biochemical examination by near infrared spectroscopy

LU Qi-peng^{1*}, CHEN Cong^{1,2}, PENG Zhong-qi¹

(1. State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;
2. Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China)

* Corresponding author, E-mail: luqipeng@126.com

Abstract: Subtracted blood volume spectrometry was employed to the noninvasive biochemical examination with near infrared spectroscopy(NIRS) to eliminate the influence of tissues. To raise the Signal to Noise Ratio(SNR) of the NIRS pulse wave signal needed by the spectral subtraction, an effective adaptive filter method was proposed to process the pulse wave signal. The principles of Least Mean Square(LMS) adaptive filter were described, and a new adaptive filtering way fit for the pulse wave signal of this experiment was proposed. Then, a 16-pixel near-infrared pulse wave acquisition system made by ourselves was used to collect the pulse wave signals of human body. Finally, the proposed adaptive filtering way was used to process the NIRS pulse wave signals and analyze the results. The result shows that the noise level of blood spectrum has reduced from 800 μ AU to 12 μ AU after spectral

收稿日期: 2011-03-15; 修订日期: 2011-04-08.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No. 60878052, 60938002, 61078038); 中国科学院知识创新工程领域前沿资助项目(No. Y00232Q100); 应用光学国家重点实验室开放基金资助项目(No. Y1Q03FQ113)

subtraction by using the proposed method, and the related coefficient of pulse wave of adjacent wavelength has raised from 0.994 0 to 0.999 9. The analysed result verifies that the method is effective in the NIR noninvasive biochemical examination area.

Key words: adaptive filtering; Least Mean Square (LMS) algorithm; pulse wave; Near Infrared Spectroscopy(NIRS); noninvasive biochemical examination

1 引言

血液生化检验是健康诊断的基本手段之一。目前,医学上常规的检验方法属于有创,不仅给人们带来疼痛,而且存在交叉感染的隐患,同时对一些重症患者也很难实现在线实时监测^[1-2]。因此,无创生化检验一直是国内外学者研究的热点之一。

近红外无创生化分析技术具有无创伤、无污染、低成本,可实时监测等特点,具有广阔的临床应用前景^[3-6]。但是由于血液中生化成分的含量少,且皮肤、骨骼、肌肉等各种组织背景对近红外血液光谱的干扰严重,使得近红外无创生化分析技术至今未达到临床应用的水平^[7-8]。

为了消除人体复杂的组织背景干扰,有学者提出了血流容积差光谱相减法。该方法将同一个体一个脉搏波周期内的两个时间点(t_1, t_2)所得光谱相减,扣除组织背景的干扰,得到纯净的血流容积差血液光谱^[1]。光谱相减法虽然能够扣除背景差异对血液光谱的影响,但相减后会降低信号的幅度。因此光谱相减法的实现需要高信噪比的脉搏波信号。

目前,国内外对于脉搏波信号的去噪方法主要有:独立分量分析法(ICA)、小波分析法、形态滤波法和卡尔曼滤波法。其中 ICA 方法在处理过程中需要引入适当的虚拟观测来扩展一维的脉搏波加噪信号,并且在优化混矩阵时需要大量的迭代运算,计算量大,对工频干扰、运动伪差等消除效果不明显^[9-10]。小波分析法需要合理的选取小波变换尺度使脉搏波信号的频率与噪声频率互不交叠,再利用重构算法恢复脉搏波信号,虽然能够获得较好的去噪效果,但其运算复杂,实现速度较慢^[11]。形态滤波法相比于 ICA 和小波分析法,只进行了加减运算和比较判断,其运算速度快,计算简单,能够较好地去除脉搏波信号的基线漂移干扰,但对于抑制随机噪声尚未取得理想效果^[12]。卡尔曼滤波法具有计算量小、速度快,可

递推实时处理等优点。但只有在已知信号和噪声的统计特性时,才能实现最优滤波^[13-14],对于实时监测得到的脉搏波信号,很难预知其统计特性。自适应滤波法是在卡尔曼滤波法的基础上加以改进,使其可以自动地调整自身参数,不需要已知信号的统计特性也可以实现最优滤波。正是由于自适应滤波的这些优点,使其应用于脉搏波去噪领域成为可能,并有望取得理想的效果。

本文在传统自适应滤波理论的基础上,根据脉搏波采集实验中可同时获得不同波长脉搏波信号的特性,提出了一种自适应噪声抵消的新方法,并利用该方法完成了对脉搏波信号的去噪处理。结果表明,使用该方法取得了较好的滤波效果,对光谱相减后的信号精度也有显著的提高。

2 LMS 自适应滤波的基本原理

2.1 自适应滤波的基本原理^[14-15]

自适应滤波是在传统的卡尔曼、维纳滤波等理论的基础上,发展起来的一种适用于非平稳随机信号的滤波方法。具有运算速度快、处理简单、实时性好、适应性强等优点。基本结构框图如图 1 所示。

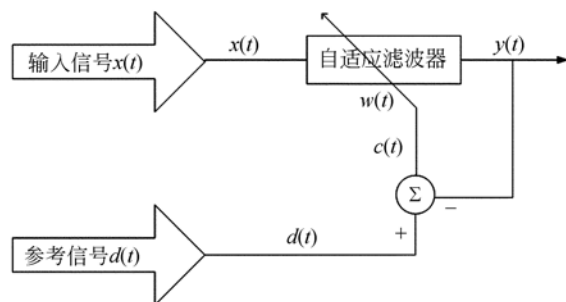


图 1 自适应滤波器基本结构图

Fig. 1 Basic structure for adaptive filter

图 1 中 $x(t)$ 为 t 时刻的输入信号, $y(t)$ 为 t 时刻的输出信号, $d(t)$ 为 t 时刻的参考信号或所期望的信号, $e(t)$ 为误差信号,可表示为 $d(t)$ 与

$y(t)$ 的差值。自适应滤波过程中,滤波系数 $w(t)$ 根据 $e(t)$ 的取值自动调整,使其适合于 $(t+1)$ 时刻的输入信号 $x(t+1)$,即使输出信号 $y(t+1)$ 接近于参考信号 $d(t+1)$ 。

2.2 最小均方(LMS)算法

最小均方算法(LMS)是在最陡下降法的基础上,由 Widrow 等人提出的^[14]。它以最小均方误差(MSE)为准则,对输入信号进行最优估计,从而得到减小噪声的输出信号。

由于 MSE 是滤波参数 w 的二次函数,因此形成了一个多维超抛物曲面,称为误差性能曲面。自适应滤波过程是从误差性能曲面的任意点开始,寻找曲面最低点的过程。最陡下降法是实现这一过程的一种优化技术。它利用梯度来分析自适应滤波的性能,寻找最佳的滤波状态^[15]。由最陡下降法可推出 $(t+1)$ 时刻的滤波系数为:

$$w(t+1) = w(t) - \mu \nabla(t), \quad (1)$$

其中 μ 为控制自适应收敛速度的常数,称为收敛因子或步长。 $\nabla(t)$ 为 t 时刻均方误差函数的梯度。

最陡下降法在收敛至最优解的过程中,需要准确测量每次迭代的梯度矢量,这在实际应用中是很难做到的。最小均方算法(LMS)是在最陡下降法的基础上,利用瞬时平方误差代替均方误差估计梯度矢量。由此可以得到 $(t+1)$ 时刻的滤波系数为:

$$w(t+1) = w(t) + 2\mu e(t) x(t). \quad (2)$$

LMS 算法因其具有性能稳定,计算简单,计算量小等优点,现已得到广泛的应用。

2.3 归一化最小均方(NLMS)算法

收敛速度和收敛精度是评价自适应滤波的两个重要指标。减小步长因子 μ 可提高收敛精度,但会降低收敛速度;反之增大步长因子 μ 会提高收敛速度,但会降低收敛精度。因此对 LMS 这类固定步长的算法来说,很难找到合适的步长因子 μ 来协调收敛速度和收敛精度之间的矛盾。

归一化最小均方(NLMS)算法^[16]是针对这一矛盾提出的一种变步长自适应滤波算法。其步长调整的原则是:在初始阶段,步长较大,收敛速度较快;当算法收敛后,保持较小的步长,以保证较高的收敛精度。NLMS 算法的滤波系数迭代公式为:

$$w(t+1) = w(t) + \frac{\mu}{\gamma + x^T(t)x(t)} e(t) x(t), \quad (3)$$

式(3)中 γ 是为了避免 $x^T(t)x(t)$ 过小导致步长过大而设置的参数,通常情况下, $0 \leq \gamma \leq 1$ ^[16]。

3 针对脉搏波的自适应滤波新方法

由上述自适应滤波的基本原理可知,自适应滤波需要已知输入信号的期望信号作为参考信号。但在人体近红外无创生化分析的实验中,由于人体脉搏跳动的随机性和不稳定性,很难找到符合条件的信号作为实测脉搏波信号的参考信号。因此本文提出一种自适应滤波的方法,无需已知输入信号的先验统计特性,利用实验中测得的输入信号的相关信号,即可达到较好的滤波效果。其基本结构图如图 2 所示。

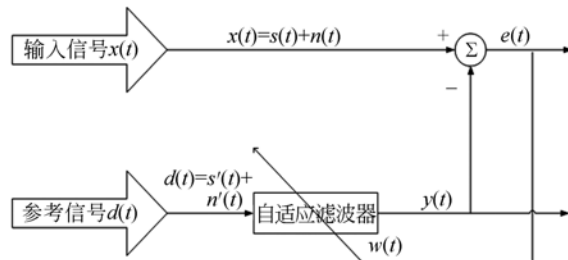


图 2 自适应滤波新方法的结构图

Fig. 2 Structure for a new adaptive filter method

图 2 中输入信号 $x(t)$ 可表示为真实信号 $s(t)$ 与噪声 $n(t)$ 之和,即:

$$x(t) = s(t) + n(t). \quad (4)$$

参考信号 $d(t)$ 表示为真实信号的相关信号 $s'(t)$ 与噪声 $n'(t)$ 之和,即:

$$d(t) = s'(t) + n'(t). \quad (5)$$

$y(t)$ 为输出信号, $w(t)$ 为滤波系数, $e(t)$ 仍为误差信号,且满足:

$$e(t) = x(t) - y(t). \quad (6)$$

由式(6)可得系统的均方误差为:

$$E[e^2(t)] = E\{[x(t) - y(t)]^2\}. \quad (7)$$

将式(4)代入式(7)中得:

$$E[e^2(t)] = E\{[s(t) + n(t) - y(t)]^2\},$$

展开得:

$$E[e^2(t)] = E\{[s(t) - y(t)]^2\} + E[n^2(t)] + 2E[s(t)]E[n(t)] - 2E[y(t)]E[n(t)]. \quad (8)$$

由于真实信号 $s(t)$ 与随机噪声 $n(t)$ 不相关, 所以式(8)中, $2E[s(t)]E[n(t)]$ 等于 0。而式(5)中的 $s'(t)$ 与原始信号相关, 与 $n(t)$ 不相关; 且 $n'(t)$ 与 $n(t)$ 都为随机噪声, 也不具有相关性。因此参考信号 $d(t)$ 与 $n(t)$ 不相关, 通过横向自适应滤波器后的输出信号 $y(t)$ 与 $n(t)$ 也不相关。由此可见, 式(8)中, $-2E[y(t)]E[n(t)]$ 为零。式(8)可简化为:

$$E[e^2(t)] = E\{[s(t) - y(t)]^2\} + E[n^2(t)]. \quad (9)$$

自适应滤波过程即是寻找 $E[e^2(t)]$ 最小值的过程, 当 $E[e^2(t)]$ 收敛至最小值时, 滤波效果最佳。式(9)中, 当 $E[e^2(t)]$ 为最小值时, $E\{[s(t) - y(t)]^2\}$ 取得最小值。此时在理想情况下, 有 $s(t) = y(t)$ 。输出信号 $y(t)$ 即为输入信号中的真实信号 $s(t)$, 噪声部分得到滤除。

4 脉搏波处理实验及结果分析

4.1 实验原理

如上所述, 实现脉搏波自适应滤波的必要条件是获取脉搏波信号的相关信号。根据郎伯-比尔定律 $A = \epsilon bC$, 其中 ϵ 为吸光系数, 对某一固定物质, 固定波长下的 ϵ 为定值; b 为光程; C 为物质的浓度。对同一时间同一个体测得不同波长下的脉搏波信号, 其光程 b 和物质的浓度 C 相同, ϵ 随波长的变化而变化。可见, 不同波长下脉搏波的吸光度是相关的。且在理想情况下, 相关系数为 1。实验中, 只需采集不同波长下的脉搏波信号即可获得脉搏波的相关信号。

4.2 近红外无创脉搏波光谱采集系统

实验中为了同时获取相关的脉搏波信号, 采



图 3 近红外脉搏波采集系统

Fig. 3 Acquisition system of near-infrared pulse wave

用了实验室自行研制的 16 元近红外无创脉搏波光谱采集系统, 如图 3 所示。光源采用 50 W 的卤钨灯; 探测器为 HAMAMATSU 公司的 16 元 InGaAs 光电探测器, 波段为 1 116~1 384 nm; 分光部分采用光栅光谱仪; 数据采集部分选用 NI (National Instruments) 公司的数据采集卡 NI6281。

4.3 脉搏波光谱信号的采集

实验采自一位 28 岁健康男性志愿者的右手食指指尖的吸光度曲线。设定采样速率为 $5 \text{ k data} \cdot \text{s}^{-1}$, 采样时间为 10 s。本实验选择测得脉搏波光谱信噪比较高的 2 个像元输出的信号作为自适应滤波的输入信号和参考信号, 即实验系统中第 15 (1 134 nm) 和 16 (1 116 nm) 像元输出的脉搏波吸光度信号, 其实测的脉搏波吸光度曲线图如图 4 和图 5 所示。

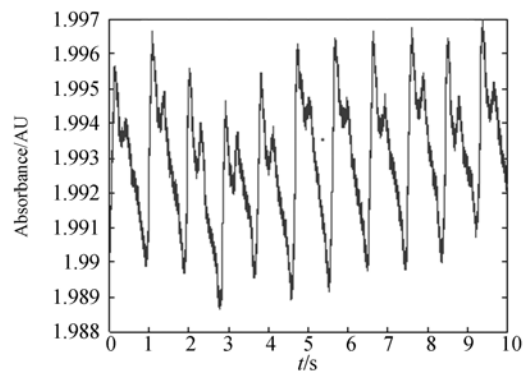


图 4 第 15 像元输出的脉搏波吸光度信号

Fig. 4 Output absorbance pulse wave signal of the 15th channel

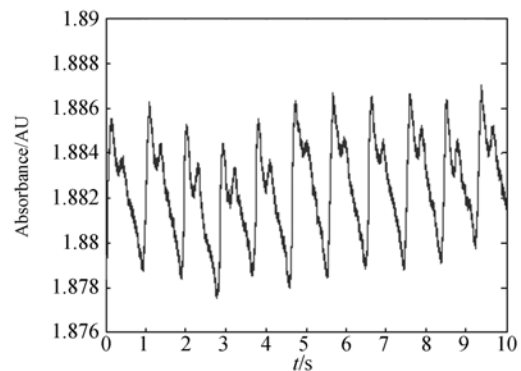


图 5 第 16 像元输出的脉搏波吸光度信号

Fig. 5 Output absorbance pulse wave signal of the 16th channel

4.4 自适应滤波处理过程及结果分析

根据上述的实验原理,分别对第 15 和 16 像元输出的脉搏波信号进行自适应滤波处理。具体步骤如下:

(1)以 15 像元输出的信号作为自适应滤波器的输入信号,16 像元输出的信号作为参考信号。自适应滤波算法采用归一化最小均方(NLMS)算法。

(2)调节自适应滤波器的滤波参数,经测试,当滤波阶数为 32 阶,收敛因子取 0.006 时,滤波效果最佳,得到滤波后的波形图如图 6 所示。

(3)以 16 像元输出的信号作为自适应滤波器的输入信号,15 像元输出的信号作为参考信号。重复步骤(2)的自适应滤波过程,得到 16 像元输出吸光度信号的滤波后波形图如图 7 所示。

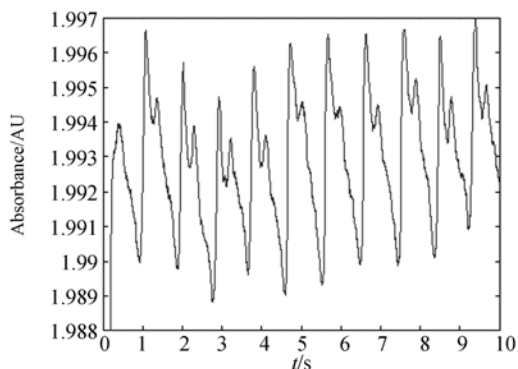


图 6 滤波后的第 15 像元吸光度信号

Fig. 6 Absorbance signal of the 15th channel after adaptive filtering

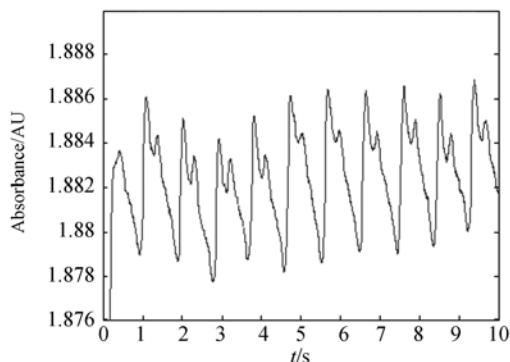


图 7 滤波后的第 16 像元吸光度信号

Fig. 7 Absorbance signal of the 16th channel after adaptive filtering

根据相关系数的定义: $r = \frac{E([X-E(X)][Y-E(Y)])}{\sqrt{E[X-E(X)]^2 E[Y-E(Y)]^2}}$, 计算得到 15 像元与 16 像元输出信号的相关系数为 0.994 0, 滤波后信号的相关系数为:0.999 9。可见滤波后的相关系数更接近无噪声条件下的理论值 1。

本课题组利用光谱相减法扣除人体的组织背景干扰,为了获取相减后较大血流容积的脉搏波光谱,所选取的 t_1 和 t_2 时刻应尽量在脉搏波的波峰和波谷处。因此,脉搏波波峰和波谷处的位置精度直接影响光谱相减后所得血液光谱的信噪比。本文取自适应滤波收敛后(1 s)采集的完整脉搏波波峰和波谷点各 9 个。以每个波峰和波谷附近 20 个点的波动范围作为波峰和波谷值的波动范围。自适应滤波前后脉搏波吸光度的波峰和波谷取值波动范围如表 1 和表 2 所示。

表 1 自适应滤波前波峰和波谷的测试结果

Tab. 1 Measurement results of peaks and troughs before adaptive filtering

个数	15 像元		16 像元	
	波峰(AU)	波谷(AU)	波峰(AU)	波谷(AU)
1	$1.9964 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.9898 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8861 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8786 \pm 2 \times 10^{-4}$
2	$1.9955 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.9889 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8851 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8777 \pm 2 \times 10^{-4}$
3	$1.9945 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.9896 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8843 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8787 \pm 3 \times 10^{-4}$
4	$1.9953 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.9891 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8854 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8782 \pm 2 \times 10^{-4}$
5	$1.9961 \pm 5 \times 10^{-4}$	$1.9893 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.8861 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.8786 \pm 1 \times 10^{-4}$
6	$1.9963 \pm 4 \times 10^{-4}$	$1.9899 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8865 \pm 4 \times 10^{-4}$	$1.8791 \pm 2 \times 10^{-4}$
7	$1.9965 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.9900 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8863 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8790 \pm 2 \times 10^{-4}$
8	$1.9966 \pm 4 \times 10^{-4}$	$1.9901 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8865 \pm 3 \times 10^{-4}$	$1.8793 \pm 1 \times 10^{-4}$
9	$1.9963 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.9909 \pm 1 \times 10^{-4}$	$1.8862 \pm 2 \times 10^{-4}$	$1.8800 \pm 3 \times 10^{-4}$

表 2 自适应滤波后波峰和波谷的测试结果

Tab. 2 Measurement results of peaks and troughs after adaptive filtering

个数	15 像元		16 像元	
	波峰(AU)	波谷(AU)	波峰(AU)	波谷(AU)
1	$1.996\ 638 \pm 7 \times 10^{-6}$	$1.989\ 775 \pm 3 \times 10^{-6}$	$1.886\ 080 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.878\ 627 \pm 5 \times 10^{-6}$
2	$1.995\ 728 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.988\ 795 \pm 2 \times 10^{-6}$	$1.885\ 100 \pm 7 \times 10^{-6}$	$1.877\ 743 \pm 3 \times 10^{-6}$
3	$1.994\ 716 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.989\ 607 \pm 3 \times 10^{-6}$	$1.884\ 188 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.878\ 717 \pm 3 \times 10^{-6}$
4	$1.995\ 576 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.989\ 006 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.885\ 226 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.878\ 148 \pm 6 \times 10^{-6}$
5	$1.996\ 260 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.989\ 319 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.886\ 180 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.878\ 603 \pm 4 \times 10^{-6}$
6	$1.996\ 525 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.989\ 897 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.886\ 454 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.879\ 086 \pm 5 \times 10^{-6}$
7	$1.996\ 534 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.989\ 869 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.886\ 402 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.879\ 014 \pm 6 \times 10^{-6}$
8	$1.996\ 785 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.990\ 104 \pm 3 \times 10^{-6}$	$1.886\ 565 \pm 6 \times 10^{-6}$	$1.879\ 324 \pm 5 \times 10^{-6}$
9	$1.996\ 448 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.990\ 906 \pm 5 \times 10^{-6}$	$1.886\ 229 \pm 4 \times 10^{-6}$	$1.880\ 041 \pm 4 \times 10^{-6}$

表 1 中,第 15 和 16 像元输出脉搏波的波峰最大吸光度噪声范围为 $\pm 500\ \mu\text{AU}$,对应的波谷最大吸光度噪声范围为 $\pm 300\ \mu\text{AU}$,因此表 1 中峰-峰值的最大吸光度噪声范围为 $\pm 800\ \mu\text{AU}$,也就是说,光谱相减后得到“纯净”血液光谱的最大噪声变化为 $\pm 800\ \mu\text{AU}$ 。对于无创生化检验来说,要求血液光谱的误差为微吸光度量级才有可能实现。 $800\ \mu\text{AU}$ 的吸光度误差已经远超过血液中生化指标变化引起的吸光度变化,难以实现血液生化检测。表 2 中,经过自适应滤波处理后的脉搏波峰-峰值最大吸光度噪声范围仅为 $\pm 12\ \mu\text{AU}$ 。可见,处理后血液光谱的吸光度噪声明显减小,为进一步实现近红外无创生化分析奠定了基础。

参考文献:

- [1] 陈星旦. 近红外光谱无创生化检验的可能性[J]. 光学精密工程, 2008, 16(5): 760-762.
CHEN X D. The possibility of noninvasive near-infrared biochemical analysis [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5): 760-762. (in Chinese)
- [2] 丁海泉, 卢启鹏, 王动民, 等. 近红外光谱无创血糖检测中有效信号提取方法的研究[J]. 光谱学与光谱分析, 2010, 30(1): 50-53.
DING H Q, LU Q P, WANG D M, *et al.*. Research on noninvasive near-infrared spectral detection and effective signal extraction[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2010, 30(1): 50-53. (in Chinese)

5 结 论

本文针对 16 元 InGaAs 近红外实验系统采集的脉搏波光谱信号,提出一种有效的自适应滤波处理方法。经测试,相邻波长的脉搏波在同一时间、同一部位相关系数为 0.994 0,经该自适应滤波方法处理后,相关系数提升至 0.999 9。实验系统采集的脉搏波吸光度信号光谱相减后血液光谱的吸光度噪声为 $800\ \mu\text{AU}$,采用该自适应滤波处理后,噪声降为 $12\ \mu\text{AU}$,进一步证实了该处理方法的有效性。由于该方法具有算法简单、计算量小、无时间延时、噪声抑制效果好等优点,因此可以作为近红外无创生化分析中处理脉搏波信号的一种有效方法。

- [3] WILLIAMS P, NORRIS K. *Near-Infrared Technology in the Agricultural and Food Industries* [M]. 2nd ed. American Association of Cereal Chemists, 2001.
- [4] OSBONE G. *Practical NIR Spectroscopy with applications in food and beverage analysis*[M]. 2nd ed. An imprint of Pearson Education, 1993.
- [5] SIESLER H W, OZAKI Y, KAWATA S, *et al.*. *Near-infrared Spectroscopy Principles, Instruments, Applications* [M]. Wiley-Vch Verlag Gmb H, 2002.
- [6] 陆婉珍. 现代近红外光谱分析技术[M]. 2 版. 北京: 中国石化出版社, 2007.
LU W ZH. *Modern Near Infrared Spectroscopy Analytical Technology* [M]. 2nd ed. Chinese Pet-

- rochemical Press, 2007. (in Chinese)
- [7] 刘蓉,徐可欣,陈文亮,等. 光学无创血糖检测中的主要问题及研究进展[J]. 中国科学 G 辑:物理学 力学 天文学,2007,37(增):124-131.
- LIU R, XU K X, CHEN W L, *et al.*. Primal problem and headway of optics noninvasive glucose sensing[J]. *China Science: Physics Mechanics Astronomy*, 2007,37(Supp.): 124-131. (in Chinese)
- [8] MARUO K. In vivo noninvasive measurement of blood glucose by nearinfrared diffuse-reflectance spectroscopy [J]. *Applied Spectroscopy*, 2003,57(10):1236-1244.
- [9] LEE T W. *Independent Component Analysis-Theory and Applications*[M]. Kluwer Academic Publishers,1998.
- [10] GIROLAMI M. *Self-Organising Neural Networks-Independent Component Analysis and Blind Source Separation* [M]. Atheneum Press Ltd, 1999.
- [11] 姜印平,李艳文. 基于提升方法的脉搏波信号处理 [J]. 计算机仿真,2006,23(7):98-100.
- JIANG Y P, LI Y W. The pulse wave signal processing based on a lifting way[J]. *Computer Simulation*, 2006,23(7):98-100. (in Chinese)
- [12] 刘艳丽. 基于形态滤波的人体脉搏信号去噪处理 [J]. 安徽建筑工业学院学报,2010,18(5):78-81.
- LIU Y L. Denoising human pulse signals based on the morphological filter [J]. *Anhui Institute Journal of architecture*, 2010,18(5):78-81. (in Chinese)
- [13] CHARLES F P. An analysis of Kalman filtering model errors[J]. *IEEE Trans Automatic Control*, 1968:699-702.
- [14] KALMAN. A new approach to linear filtering and prediction problems [J]. *Transactions of the ASME-Journal of Basic Engineering*,1960,82:35-45.
- [15] 黎旭,孙静. 基于 LMS 自适应滤波的噪声抵消[J]. 云南民族学院学报,2000,9(3):134-136.
- LI X, SUN J. The noise cancellation based on LMS adaptive filtering [J]. *Journal of Yunnan Nationalities University*, 2000,9(3):134-136. (in Chinese)
- [16] FARHANG B. Fast LMS/Newton algorithm based on auto-regressive modeling and their application to acoustic echo cancellation[J]. *IEEE Trans. on Signal Processing*,1997,45(8):1987-2000.

作者简介:



卢启鹏(1964—),男,黑龙江齐齐哈尔人,研究员,博士生导师,1987年于浙江大学获得学士学位,1990年于中国科学院长春光学精密机械与物理研究所获硕士学位,主要从事现代光谱技术与光谱仪器等方面的研究。E-mail: luqipeng@126.com



彭忠琦(1957—),男,吉林榆树人,高级工程师,1984年毕业于吉林工学院,主要从事光谱仪器的研究工作。E-mail: pengzhongqi@126.com



陈丛(1986—),女,黑龙江大庆人,博士研究生,2008年于电子科技大学获学士学位,主要从事近红外光谱技术方面的研究。E-mail: ccangel1111@163.com