

## 动态光谱的单拍提取

李刚<sup>1</sup>, 熊婵<sup>1</sup>, 王慧泉<sup>1</sup>, 林凌<sup>1</sup>, 张宝菊<sup>2</sup>, 佟颖<sup>2\*</sup>

1. 天津大学精密测试技术及仪器国家重点实验室, 天津 300072
2. 天津师范大学物理与电子信息学院, 天津 300387

**摘要** 为了提高动态光谱(dynamic spectrum, DS)数据处理方法的效率与精度,采用单拍提取技术,即对所采集全部波长对应的光电容积脉搏波(photoelectric plethysmography, PPG)叠加平均所得到的全波段PPG,以单个脉搏为周期,提取其上升沿作为模板;用该模板校正各个波长PPG的上升沿,再以此计算吸光度的差分值,进而得到单拍DS;然后根据 $3\sigma$ 准则,剔除其中含有粗大误差的单拍DS,对剩余单拍DS进行叠加平均,作为最终输出的DS。测量10名志愿者的数据,与频域提取法的处理结果进行对比:同一个体同一手指DS相关系数离差平方和由0.006775改善到0.0003840;同一个体不同手指DS相关系数离差平方和由0.01393改善到0.002205,而不同个体DS之间的差异性有明显增加。结果表明,单拍提取技术可以更快地得到高质量的DS数据,加速了DS进入实际应用的进程。

**关键词** 动态光谱(DS);单拍提取;光电容积脉搏波(PPG);精度;血液成分无创检测

中图分类号: TH744.4 文献标识码: A DOI: 10.3964/j.issn.1000-0593(2011)07-1857-05

## 引言

近年来采用近红外光谱技术探索血液成分无创检测取得了一系列重要的进展<sup>[1-4]</sup>:国内学者陈星旦对该方法进行了深入的研究<sup>[5]</sup>,详细地论述了其现状、应用的可行性和存在的困难,但仅限于理论分析,没有具体实验数据的支持。日本学者Yamakoshi等设计了脉搏血糖仪<sup>[6,7]</sup>,采用150W卤素光源,最小曝光时间20 $\mu$ s、最大光谱速率1800spectra/s的InGaAs阵列光电探测器和光谱范围在900~1700nm、分辨率高于8nm的分光计组成测试系统,采集了27名志愿者的OGTT(口服葡萄糖耐量试验)透射光谱数据,获得了在80~220mg $\cdot$ L<sup>-1</sup>血糖范围内,标准偏差为22mg $\cdot$ L<sup>-1</sup>的实验结果;该脉搏血糖仪虽然采用了很高性能的实验设备,所取得的结果并不够理想,其原因在于所选择的提取光谱信息的方法存在不足<sup>[8]</sup>。作者所在课题组于2004年提出的DS理论,从原理上消除了个体差异和测量条件对光谱检测的影响,并在光谱提取、信号采集与处理、临床试验和模型建立与验证等方面取得了一系列的成果<sup>[9]</sup>。在迄今为止的研究中所采用的DS频域提取法,既避免了时域提取动脉血液光谱

信息的困难,又提高了光谱精度和降低了对系统的要求,因而取得了一系列引人注目的进展。但该方法存在速度慢、容易受到异常脉搏和其他干扰的问题。为此,本文提出了一种单拍提取的方法,可弥补频域提取法的缺陷,显著地改善DS提取的效率和精度。

## 1 DS原理与频域提取

用近红外和可见光照射指尖部位可获得含有脉动动脉血液信息的PPG。理论上可以证明,透射光强的变化仅仅和脉动动脉血的充盈和收缩有关,而对不同波长光的吸光度差异则会反映在对应波长的PPG的幅值上。因此,DS可以消除角质层、皮下脂肪、静脉及其血液等容(体)积不变的组分对测量脉动动脉光谱的影响。各个波长光电容积脉搏波取对数后,其峰值即为组成DS的吸光度幅值。

## 2 DS的单拍提取

### 2.1 DS单拍提取的原理

根据DS的理论,频域提取法比直接提取时域信号峰峰

收稿日期: 2010-06-17, 修订日期: 2010-09-10

基金项目: 国家自然科学基金项目(30973964), 天津市应用基础及前沿技术研究计划(10JCYBJC00400)和天津市应用基础及前沿技术研究计划项目(11JCZDJC17100)资助

作者简介: 李刚, 1959年生, 天津大学精仪学院教授 e-mail: ligang59@tju.edu.cn

\* 通讯联系人 e-mail: china\_xc@163.com

值的精度有所提高,但所需采样时间较长(60 s 左右)。在长时间测量情况下,人体正常生理活动可导致脉搏波的周期、幅值和基线的不稳定,从而使各个脉搏周期波形之间存在一定的差异。频域提取法对于正常的人体生理活动造成的差异,不能实时反映;对于异常波形、奇异值也缺少处理方法,只能在全部测量结束之后,对数据质量进行评价,影响了测量效率。现有的数据质量评价标准虽能发现光谱数据存在的问题,但无法改善光谱数据质量,同时光谱数据的精度也受数据质量评价标准的影响。

文献 [5] 中特别指出:在一个光电容积脉搏波周期内任意两个时间点的光谱信号,用两点间吸光度的差值作为动脉血液脉动部分的吸收光谱。同时,该文献也指出:“应用 PPG 方法,在技术上有两点是至关重要的。一是光谱的测量必须在一个时间点上完成,任何时间差都会带来误差;二是测量系统对信噪比要求较高。”

为了解决上述两个难题,可利用所有波长叠加平均建立的模板来剔除和校正各个波长 PPG 的波形误差,并用  $3\sigma$  准则,剔除单拍 DS 的粗大误差,将剔除粗大误差后剩余的单拍 DS 叠加平均,其结果作为最终输出的 DS,这样既降低各个波长光电容积波信号中的噪声和剔除有粗大误差的单拍 DS,又使得光谱的测量相当于在一个时间段上完成。

## 2.2 DS 单拍提取的过程

基于以上原理,本文提出的 DS 单拍提取法步骤如下:

(1) 首先对采集到的所有波长光电容积脉搏波信号取对数,得到对数脉搏波。

(2) 将 550 个波长对应的 PPG 叠加平均得到全波段 PPG。

(3) 如图 1 所示,脉搏波上升沿一侧不包含重搏波峰,容易进行曲线拟合,且相对下降沿一侧,上升沿一侧的时间间隔短,吸光度变化率大,信噪比更高,所以利用上升沿来计算单拍 DS。

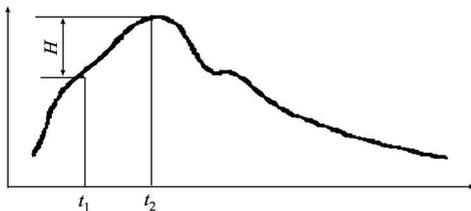


Fig 1 Single pulse

(4) 用某一脉搏周期内的全波段 PPG 的上升沿作为模板来剔除和校正各波长对应脉搏周期内 PPG 的波形误差,其校正方法如下:采用最小二乘拟合,用模板对应的最佳拟合曲线方程来拟合各波长对应脉搏周期内 PPG 的上升沿。由于各个脉搏周期必然存在差异,为了使不同时间长度对应的吸光度差分值能计算得到稳定的 DS,拟合函数需有一次导数之比为常数的特性,即满足如下 4 个条件

$$y = a + b \ln x \quad (2)$$

$$y' = b \left\{ \frac{1}{x} \right\} \quad (3)$$

$$y'_{-1} = b_1 \left\{ \frac{1}{x} \right\} \quad (4)$$

$$\frac{y'}{y'_{-1}} = \left( \frac{b}{b_1} \right) = C (\text{常数}) \quad (5)$$

式中  $a$  和  $b$  为拟合函数的系数,  $y'$  和  $y'_{-1}$  为拟合函数的一次导数。

(5) 用拟合曲线的差分值  $\Delta D'_{\lambda}$ , 代替各波长 PPG 的吸光度差分值  $\Delta D_{\lambda}$ , 由于时间间隔相等,拟合曲线的差分值  $\Delta D'_{\lambda}$  等同于相邻两点的斜率。根据 DS 的定义,将各波长拟合曲线差分值  $\Delta D'_{\lambda}$  与模板拟合曲线的差分值  $\Delta D'_0$  的比值  $K_{\lambda}$  按波长  $\lambda$  排序并归一化得到一个脉搏周期内的 DS, 即单拍 DS。  $K_{\lambda}$  的计算过程如下

$$k_{\lambda} = \frac{\Delta D'_{\lambda}}{\Delta t} (\Delta t \text{ 为常数}) \quad (6)$$

$$k_0 = \frac{\Delta D'_0}{\Delta t} (\Delta t \text{ 为常数}) \quad (7)$$

$$K_{\lambda} = \frac{\Delta D'_{\lambda}}{\Delta D'_0} = \frac{k_{\lambda}}{k_0} = \frac{b_{\lambda}}{b_0} \quad (8)$$

式中  $k_{\lambda}$  为拟合曲线的斜率,  $k_0$  为模板斜率,  $b_{\lambda}$  为波长  $\lambda$  对应的拟合函数的系数,  $b_0$  为模板对应的拟合函数的系数。

(6) 顺序截取每个周期内全波段 PPG 及每个波长 PPG 的上升沿,并计算对应脉搏周期内的吸光度差分值  $K_{\lambda}$ , 得到一系列单拍 DS, 将所有单拍 DS 叠加平均的结果作为本次测量的 DS。

(7) 我们采用欧式距离来描述单拍 DS 与叠加平均结果的相似程度。欧式距离是时间序列相似性研究中最广泛采用的相似性度量方法,其几何表达形式如下

$$D(X, Y) = \left( \sum_{\lambda=1}^n |x_{\lambda} - y_{\lambda}|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

欧式距离越小说明该单拍 DS 与叠加平均结果的相似程度越高。

处理一个样本中的全部采样数据,得到所有的单拍 DS, 每个单拍 DS 与叠加平均结果的欧式距离用  $D_i$  表示, 计算  $D_i$  的平均值  $\bar{D}$ 、残差  $v_i$ 、标准差  $\sigma$

$$\bar{D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_i \quad (10)$$

$$v_i = D_i - \bar{D} \quad (11)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n v_i^2}{n-1}} \quad (12)$$

(8) 按照判别粗大误差的  $3\sigma$  准则(莱以特准则), 如下所示

$$|v_i| > 3\sigma \quad (13)$$

如果有单拍 DS 的残余误差大于  $3\sigma$ , 可以认为该单拍 DS 中包含有粗大误差, 应予删除; 否则, 认为评价样本中没有粗大误差。对剔除粗大误差后剩余的单拍 DS 再重复步骤 (7), 进行新的一次处理, 直到没有存在粗大误差的单拍 DS 为止, 将剩余的单拍 DS 叠加平均得到 DS 作为最终输出。

## 3 实验与结果分析

10 名志愿者, 年龄 20—50 岁之间, 每人采集不同手指的 PPG 各 2 组数据, 共 4 组数据。实验过程中将手指前端完

全遮盖光纤入口, 接触压力保持基本稳定, 由光谱仪采集光谱数据并送入计算机保存, 光谱仪(型号 QE65000, Ocean Optics 公司出品)积分时间 50 ms, 测量时间 60 s, 可获得 1 200 个光谱数据。在光谱采集过程中, 由于光源波长范围及光谱仪特性的限制, 选取的波长范围为 587.77~1 005.03 nm, 波长分辨率约为 0.81 nm, 共 550 个波长。

按照数据处理方法的不同, 将单拍提取法和频域提取法计算得到的 DS 相关系数, 分为实验组和对照组。

同一志愿者 DS 之间的相关系数越高, 离差平方和越小, 说明其 DS 的一致性越好, 该 DS 去除个体差异、测量条件和测量中各种干扰的能力越强。用两种方法提取不同个体同一手指的 PPG 所得的 DS 相关系数如表 1 所示, 用两种方法提取同一个体不同手指的 PPG 所得的 DS 相关系数如表 2 所示。

表 1 和表 2 中方框里的数据, 是采用频域提取法所得到的 DS 相关度系数中较低的几组, 这表明了频域提取法无法去除粗大误差对 DS 的影响。表 1 和表 2 中单拍提取法所得的 DS 相关系数的最大值、最小值、平均值均高于频域提取法的。表 1 中的离差平方和由对照组的 0.006 775 改善到实验组的 0.000 384 0, 表 2 中的离差平方和由对照组的 0.013 93 改善到实验组的 0.002 205, 说明单拍提取法有效的提高了同一个体 DS 之间的相似程度, 去除了粗大误差对 DS

的影响。

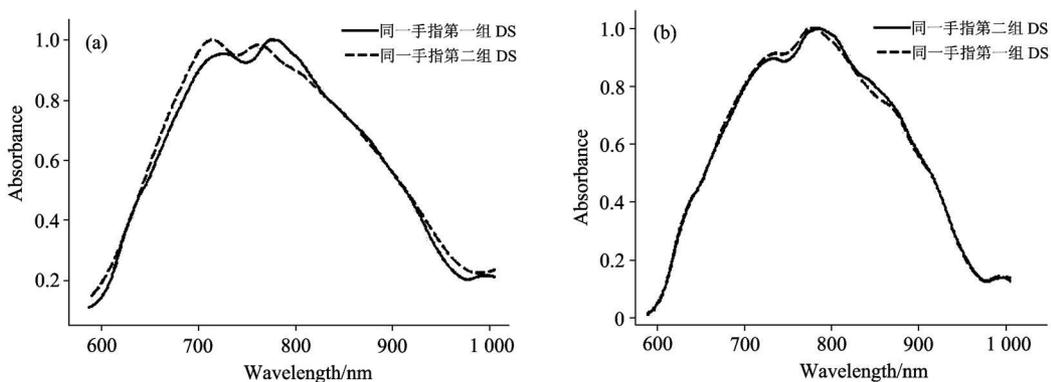
**Table 1 Correlation coefficients of the DS from the same finger of the same individual**

志愿者	单拍提取法		频域处理法	
	1	2	1	2
1	0.996 6	0.992 6	0.979 0	0.976 8
2	0.990 7	0.989 0	0.996 9	0.998 6
3	0.994 5	0.995 4	0.984 3	0.988 0
4	0.996 4	0.997 7	0.944 9	0.987 6
5	0.997 4	0.987 2	0.996 0	0.996 0
6	0.996 2	0.993 7	0.994 2	0.962 2
7	0.987 9	0.985 9	0.997 3	0.996 7
8	0.993 1	0.993 8	0.990 2	0.927 1
9	0.988 4	0.983 5	0.994 7	0.991 4
10	0.983 9	0.992 7	0.988 7	0.993 4
Max	0.997 4		0.998 6	
Min	0.983 5		0.927 1	
Average	0.991 8		0.984 2	
Devsq	0.000 384 0		0.006 775	

为了直观描述 DS 精度的变化, 图 2(a) 和(b) 分别对应 6 号志愿者同一手指经两种方法处理所得的 DS, 图 3(a) 和(b) 分别对应 8 号志愿者不同手指经两种方法处理所得的 DS。

**Table 2 Correlation coefficients of the DS between the different fingers of the same individual**

志愿者手指编号	单拍提取法				频域处理法			
	1	2	3	4	1	2	3	4
1	0.996 0	0.991 4	0.996 9	0.993 6	0.984 2	0.978 6	0.972 8	0.980 5
2	0.997 5	0.997 0	0.995 8	0.993 5	0.981 9	0.963 2	0.992 9	0.983 0
3	0.993 6	0.992 3	0.989 1	0.977 5	0.973 6	0.971 3	0.966 5	0.964 5
4	0.995 9	0.995 5	0.991 8	0.997 7	0.941 1	0.935 6	0.988 9	0.987 2
5	0.985 6	0.982 4	0.985 4	0.981 3	0.970 4	0.975 4	0.973 0	0.978 3
6	0.994 6	0.988 2	0.977 8	0.987 0	0.965 5	0.947 8	0.979 7	0.958 8
7	0.998 4	0.996 4	0.995 5	0.992 7	0.972 7	0.963 5	0.984 2	0.976 5
8	0.981 6	0.973 8	0.963 9	0.979 9	0.944 0	0.920 4	0.950 7	0.915 9
9	0.991 0	0.989 5	0.989 2	0.988 4	0.967 5	0.983 5	0.981 7	0.961 6
10	0.993 6	0.991 1	0.993 0	0.992 7	0.994 2	0.994 8	0.983 6	0.994 0
Max		0.998 4				0.994 8		
Min		0.963 9				0.915 9		
Average		0.989 7				0.970 1		
Devsq		0.002 205				0.013 93		



**Fig 2 DS of the same finger from the No 6**

(a): The DS of the control group; (b): The DS of the experimental group

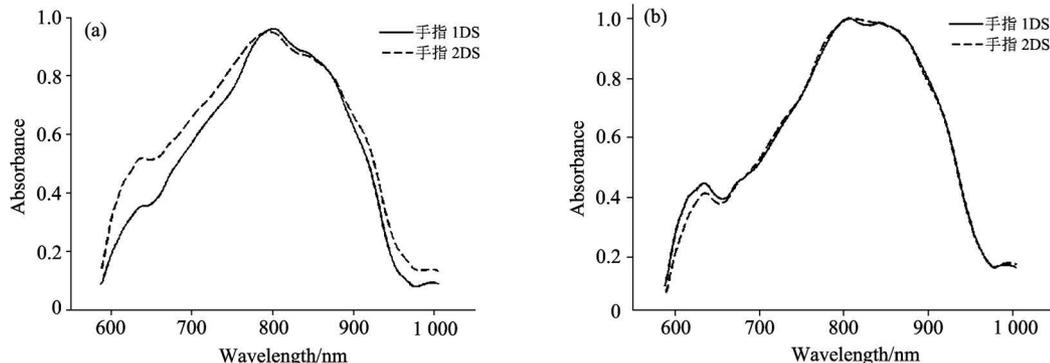


Fig 3 DS of the different fingers from the No 8

(a): The DS of the control group; (b): The DS of the experimental group

图中为经过归一化之后的 DS, 从图中可以发现单拍提取法处理所得同一个体 DS 的相似程度比频域提取法的要高很多。

同一个体的 DS 之间相关系数高, 不同个体之间的 DS 相关系数低, 说明 DS 有效的去除了个体差异、测量条件和测量中干扰的影响, 而又很好地保留了血液成分的信息。表 3 所示为用两种方法处理得到的不同志愿者之间 DS 相关系数的特征值。

Table 3 Correlation coefficient of the DS between the different individuals

	单拍提取法	频域处理法
Max	0.987 8	0.997 3
Min	0.639 0	0.653 3
Average	0.887 1	0.928 0
Devsq	0.376 745	0.471 8

由于频域测量法提取得到的部分志愿者的测量数据中包含粗大误差, 使得不同志愿者之间的 DS 相关系数有可能取到很低的值, 所以表中 DS 相关系数的最小值的改善程度不明显; 而表 3 中 DS 相关系数的平均值由 0.928 0 改善到 0.887 1, 说明了单拍提取法显著增加了不同个体 DS 之间的差异性。

由于 1 号、3 号志愿者的 DS 比较稳定, 如表 1、表 2 中所示, 1 号、3 号志愿者同一手指和不同手指所对应的两种处理方法所得的 DS 相关系数都比较接近, 因此可以排除其中含有粗大误差的影响, 且 1 号、3 号志愿者的 DS 之间相似性不高。为了直观描述不同人之间 DS 精度的变化, 图 4(a) 和 (b) 分别对应经两种方法处理所得的 1 号、3 号志愿者的 DS。

根据图 4 可以发现, 经过单拍提取处理所得的 1 号、3 号志愿者的 DS 细节部分更为清晰, 高频信号明显, 富含的信息量大, 不同个体之间 DS 差异性显著提高。

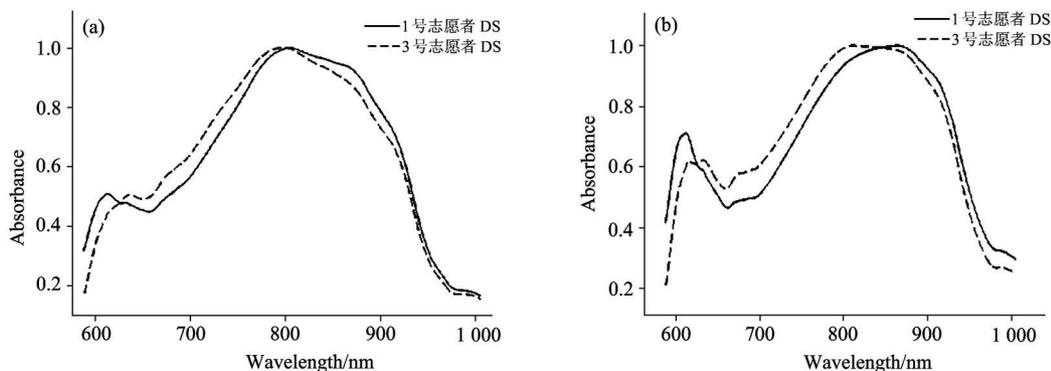


Fig 4 DS of the different individuals No 1 & No 3

(a): The DS of the control group; (b): The DS of the experimental group

## 4 结论

DS 采样过程中, 由于各种原因存在各种各样的噪声、异常脉搏和其他干扰。单拍提取技术既利用了单个脉搏周期

内各个波长的平均效应剔除各波长光电容积脉搏波波形不稳定引入的误差, 又利用了不同周期对应的单拍 DS 的平均效应剔除了其中含有异常波形的脉搏周期所对应的单拍 DS, 充分利用了采集得到的光谱数据, 提高了各波长及各周期内光电容积脉搏波波形的准确性, 有效地提高了 DS 的信噪比,

从而提高基于 DS 法无创血液成分检测的精度。显然, DS 的 显著地提高测量速度。  
单拍提取法可以比频域提取法不仅具有更高的精度, 还可能

## References

- [1] Arnold M, Small G. Analytical Chemistry, 2005, 77(17): 5429.
- [2] Jonathon T, Mark A, Mermelstein C, et al. Applied Spectroscopy, 2005, 59(12): 1480.
- [3] LIU Rong, XU Kerxin, CHEN Werrliang, et al(刘蓉, 徐可欣, 陈文亮, 等). China Science: Physics Mechanics Astronomy(中国科学 G 辑: 物理学 力学 天文学), 2007, 37(Supp.): 124.
- [4] LU O Yurhan, CHEN Zhe, CHEN Xingdan(罗云瀚, 陈哲, 陈星旦). Optics and Precision Engineering(光学精密工程), 2008, 16(5): 785.
- [5] CHEN Xingdan(陈星旦). Optics and Precision Engineering(光学精密工程), 2008, 16(5): 760.
- [6] Yamakoshi Y, Ogawa M, Yamakoshi T, et al. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007, August 23-26, Lyon, France, FrC06. 4: 2964.
- [7] Yamakoshi Y, Ogawa M, Yamakoshi T, et al. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2009, September 2-6, Minneapolis, Minnesota, USA, 126.
- [8] LI Gang, LI Shangying, LIN Ling, et al(李刚, 李尚颖, 林凌, 等). Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析), 2006, 26(10): 1821.
- [9] LI Gang, YANG Yingchao, LIN Ling, et al(李刚, 杨英超, 林凌, 等). Computer Engineering and Applications(计算机工程与应用), 2009, 45(35): 145.

## Single-Trial Estimation of Dynamic Spectrum

LI Gang<sup>1</sup>, XIONG Chan<sup>1</sup>, WANG Huiquan<sup>1</sup>, LIN Ling<sup>1</sup>, ZHANG Baoju<sup>2</sup>, TONG Ying<sup>2\*</sup>

1. State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China

2. College of Physics & Electronic Information, Tianjin Normal University, Tianjin 300387, China

**Abstract** To improve the efficiency and accuracy of the dynamic spectrum data processing, the method of single trial estimation was adopted. First, the rising edge of the whole band PPG was extracted, which was calculated by averaging superimposed collected photoelectric plethysmography (PPG) at all wavelengths as a template per single pulse; Second, this template was used to correct the rising edge of PPG at all wavelengths, and the difference of absorbance was calculate, and then a single trial DS was obtained; finally, the single trial DS which contained the gross error under the  $3\sigma$  criterion was removed, and then the remaining superimposed single trial DS was averaged as the final output of the DS. Data measured from 10 volunteers were compared with the results of the extraction in frequency domain: the correlation coefficient distribution of the DS from the same finger of the same individual was improved from 0.006775 to 0.0003840; the correlation coefficient distribution of the DS from the different fingers of the same individual was improved from 0.01393 to 0.002205, whereas the differences of DS between different individuals were significantly increased. The results show that the method of single trial estimation can get the DS data more quickly with high quality, and accelerate the process of DS put into practical application.

**Keywords** Dynamic spectrum (DS); Single trial estimation; Photoelectric plethysmography (PPG); Accuracy; Non invasive measurement of blood compositions

(Received Jun. 17, 2010; accepted Sep. 10, 2010)

\* Corresponding author