

消除个体条件测量差异的动态光谱及其频域提取法的研究

李 刚¹, 李晓霞^{1, 2}, 林 凌¹, 刘玉良¹, 王 焱^{1, 3}

1 天津大学精密仪器与光电子工程学院生物医学工程系, 天津 300072

2 河北工业大学电气与自动化学院电气工程系, 天津 300130

3 辽宁工程技术大学, 辽宁 阜新 123000

摘 要 在近红外光谱的皮肤无创检测中, 个体差异是一个相当大的技术难题。在血液成分无创检测中, 个体差异包括毛发、角质层、表皮、真皮、皮下组织、肌肉、骨骼等。研究表明, 个体差异随着个体不同而不同, 是阻碍血液成分无创检测技术实用化的重要因素。文章提出了基于光电容积脉搏波的产生机理和傅里叶变换的检测血液成分浓度的新方法——频域提取法, 这种方法可以消除测量中由于皮肤组织和肌肉组织产生的差异; 提出了动态光谱的概念, 从理论和实验两个方面说明了这种方法的优点, 并通过实验直接提取了各波长中仅由血液成分产生的吸光度光谱图, 对于近红外光谱无创检测血液成分的实际应用有着重要意义。

主题词 傅里叶变换; 近红外光谱; 无创检测; 脉搏波动; 个体差异; 频域提取法

中图分类号: TN21, TH 7, R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-0593(2006)02-0263-04

引 言

近红外人体内成分无创伤检测是生物医学领域的前沿课题之一, 它可实现实时、安全、无痛的自我监测。20 世纪 70 年代, 西德的 Kaiser、美国的 Jobsis 开始了应用光学的方法进行人体内化学成分测量的尝试, 揭示了近红外光(700~1300 nm)在生物组织内较低的衰减率和用近红外光谱法无创检测组织血氧浓度的可行性, 从而开始了人体内成分无创检测的理论和应用研究。近年来世界各地的研究小组已经取得了一定的研究成果^[1-5]。

在近红外光谱无创检测中, 经研究表明, 检测中测量部位的不同, 检测部位皮肤的厚度, 皮肤表面及皮下组织的状况, 测量位置的情况等都是影响测量的重要因素。由于这些因素对于吸光度的影响尚无法测量, 因此需设法消除皮肤组织及其皮下组织对于吸光度的影响成为近红外光谱无创检测血液成分是否能够实施的关键。目前, 在临床中脉搏血氧饱和度的检测, 是利用光谱中的两个波长, 成功地实现了血氧饱和度的检测, 同时消除了个体差异的影响, 但这种方法仅利用了两个波长, 且不能测量其他血液成分的浓度。目前血液成分检测中个体差异的问题仍然是没有克服的问题, 阻碍了近红外光谱血液成分无创检测技术的实际临床应用^[6-10]。

本文提出了一种根据光电脉搏波的产生原理检测血液成分浓度的新方法, 并利用傅里叶变换的特性来得到动脉充盈与动脉收缩时吸光度的变化量, 以此来消除测量中由于皮肤组织和肌肉组织产生的差异, 并得到了吸光度动态光谱图。

1 基本原理

1.1 光谱检测理论基础

简单的光谱分析是一般的比色分析, 如果吸收峰的强度与某一物质的浓度成正比, 即符合朗伯-比尔定律,

$$A = -\varepsilon cl = \ln \frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)} \quad (1)$$

式中, A 为介质的吸光度, $I_0(\lambda)$, $I(\lambda)$ 分别为介质的入射光强和出射光强, ε 为介质的吸光系数, c 为介质的浓度。

1.2 光电容积脉搏波的产生原理

脉搏是动脉脉动的简称, 它是指随着心脏节律性的收缩和舒张, 主动脉内的压力也一升一降, 从而引起血管壁相应出现一次次扩张和回缩的搏动。由于血液为高度不透明的液体, 光照在一般组织中的穿透性要比在血液中大几十倍, 脉搏的存在使得血管中的血流量呈周期性的变化。根据朗伯-比耳定律可知, 近红外光谱仪所测吸光度与溶液的浓度及液层的厚度成正比。因此脉搏搏动的变化必然引起近红外光谱

收稿日期: 2005-01-18, 修订日期: 2005-06-16

基金项目: 国家自然科学基金(60174032)资助项目

作者简介: 李 刚, 1959 年生, 天津大学精密仪器与光电子工程学院教授, 博士生导师

© 1994-2012 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. <http://www.cnki.net>

吸光度的变化^[11, 12]。因此通过记录动脉充盈至最大时的吸光度值与动脉收缩至最小时的吸光度值的差, 就可以消除皮肤组织、皮下组织等一切具有恒定吸收特点的人体成分对于吸光度的影响。

1.3 动态光谱的定义与测量

1.3.1 动态光谱的定义与时域测量

分别从多个波长入射光所对应的光电脉搏波中, 提取相应的脉动动脉血液的吸光度, 由这些吸光度组成的光谱, 我们称为动态光谱。

考虑动脉血管充盈度最低状态, 来自光源的入射光没有受到脉动动脉血液的作用, 此时的出射光强 $I_{\max}$ 最强, 可视为脉动动脉血液的入射光 I_0 ; 而动脉血管充盈度最高状态的光电脉搏波谷点, 即脉动动脉血液作用最大的时刻, 此时的出射光强 $I_{\min}$ 最弱, 为脉动动脉血液的最小出射光强 $I_{\min}$, 如图 1 所示。根据朗伯—比尔定律得

$$A = -\varepsilon cd = \ln \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \ln \frac{I_{\min}}{I_{\max}} \quad (2)$$

式中 $I_{\max}$ 为光电脉搏波峰点出射光强; $I_{\min}$ 为光电脉搏波谷点出射光强; ε 为脉动动脉血液的吸光系数, c 为脉动动脉血液的浓度, A 为脉动动脉血液吸光度, d 为最大充盈状态下脉动动脉血液的等效光程长。

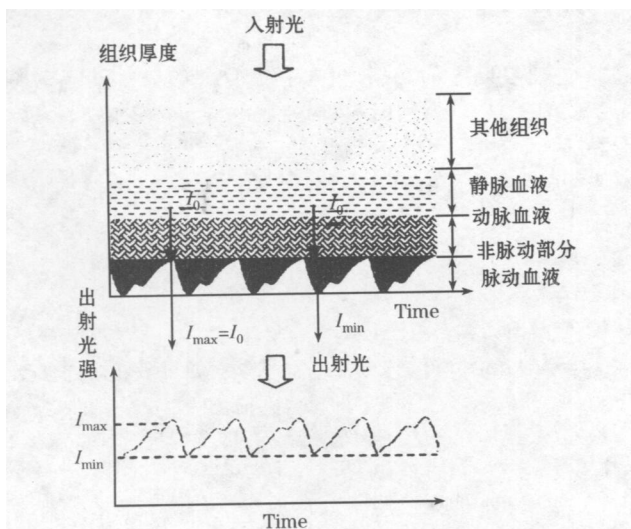


Fig 1 The photoelectricity pulse signal

1.3.2 动态光谱的频域测量

由于自然界的任何信号都可以表达成一连续的函数 $x(t)$, 它总可以用下列的傅里叶变换来表示, 且其基波数值为

$$X_{\text{base wave}} = \frac{1}{T} \int_T x(t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (3)$$

基波的数值无疑是与原函数成正比。可以看到频域中的基波对应于时域信号中脉动部分的成分, 且数值上成正比, 因此可用所采数据做傅里叶变换后的基波的成分来代替脉动部分的峰的峰值。

分别从多个波长入射光所对应的光电脉搏波中, 提取相应的脉动动脉血液的出射光强的基波幅值, 用这个基波幅值除以出射光强的峰值的对数值, 组成吸光度光谱, 这种方法

称为动态光谱的频域测量方法。

$$A = \ln \frac{I_{\min}}{I_{\max}} = k \ln \frac{X_{\text{base wave}}}{I_{\max}} \quad (4)$$

1.4 动态光谱的频域测量的讨论

1.4.1 光电容积脉搏波在各波长下的特性

由于光电容积脉搏波在各波长下的特性表现为:

(1) 各波长的光电容积脉搏波是相似的。如图 2 所示。图中由下向上的波长分别为 631, 641, 651, 661, 671, 681 nm。

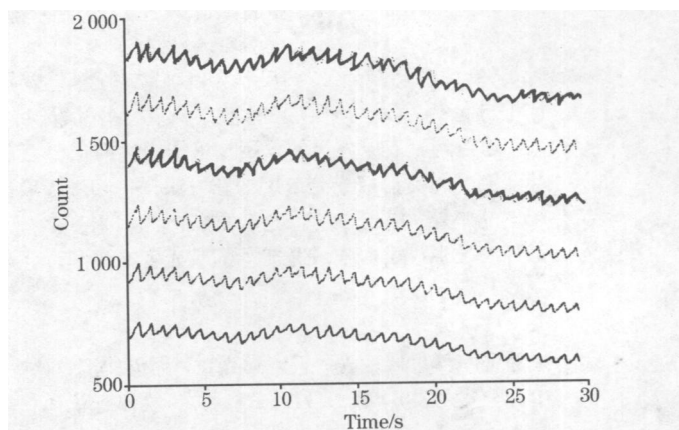


Fig 2 The similar photoelectricity pulse signal at different wavelengths

从图中可以看出各个波长下的脉搏波具有相似形, 它们的光强数值只相差一个系数。

(2) 傅里叶变换本身的性质是线性的。它可将时域信号变换到频域, 它具有时域—频域的线性关系变化。频域上基波幅值的变化与时域上总的信号幅值的变化关系成比例, 可作为定量测量的依据。

(3) 对于光谱而言, 所有波长吸光度的值同时乘一个系数, 并不改变光谱的性质。

1.4.2 在时域和频域中测量由于脉搏变动引起吸光度变化的比较分析

在频域得到的动态光谱比较从时域得到的动态光谱而言, 可以解决时域中的动态光谱的 4 个问题。

(1) 在时域上测量脉搏波, 由于采样速度有限和采样时间的随机性, 采样点不一定能够采到脉搏的最大值点或最小值点。要想在时域上采样的精度高, 则对于硬件的要求很高, 目前的测量仪器由于自身精度的影响, 很难达到要求。通常应用数学方法——例如样条插值得到最大值和最小值点, 但这存在着计算量大, 误差大的缺点。

(2) 时域中信号的信噪比较低, 由于 FFT 的滤波作用, 频域中得到的信号的信噪比得到了大大的改善。

(3) 时域中的动态光谱的脉动部分比整个的光谱小了大约两个数量级, 因此在测量中会遇到很大的困难, 而在频域中的测量可以更直接。

(4) 直接在时域中测量动态光谱, 需要高速高精度的光谱仪, 大多数的光谱仪不能满足要求, 并且采样速度越高, 积分时间越短, 积分时间和采样速度成反比。但在频域测量

可以缓解采样速度与积分时间的矛盾和显著地降低对光谱仪速度的要求。

2 实验研究

2.1 实验装置

在实验研究中采取经皮肤透射在体测量, 试验装置如图3所示。光源采用稳定的卤素灯光源, 光谱仪采用美国 OCEAN OPTIC 公司生产的 USB2000 型便携式光谱仪。光谱仪的扫描范围从 462 到 1 136 nm。本次实验中选用积分时间为 60 ms, 测量时间为 30 s。由于脉搏波的采集过程中, 光强及其他检测条件的影响, 从 462 到 591 nm 及从 1 000 到 1 136 nm 的测量效果较差。因此在动态光谱的选取上, 选取从 591 到 1 000 nm 的波长范围。

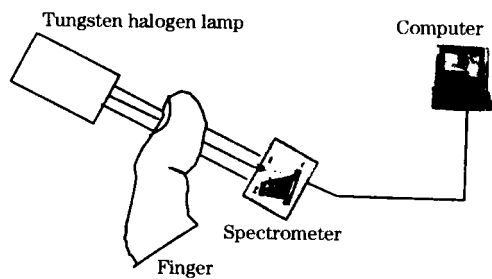


Fig 3 Experimental setup

2.2 动态光谱的频域测量方法

- (1) 取每一波长处的 30 s 的出射光强数值进行计算。
- (2) 对其进行傅里叶变换, 并取其幅频特性, 根据傅里叶变换的性质可知, 幅频特性只与频率和幅值有关, 而与采样的时间无关, 因此适合于任意时间的采样。
- (3) 各光波波长的傅里叶变化后的最大幅频值, 即基频值, 再除以本次测量中各波长脉搏波的峰值。
- (4) 对所除得的商取对数, 即可得到已去除皮肤等组织影响的吸光度图谱。

测量所得到的时域的单波长下的光电容积脉搏波如图4所示。

经 FFT 变换后得到频域的由各个波长的基频除以相应波长的峰值并取对数所得到的只由血液成分影响的动态光谱图如图5所示。

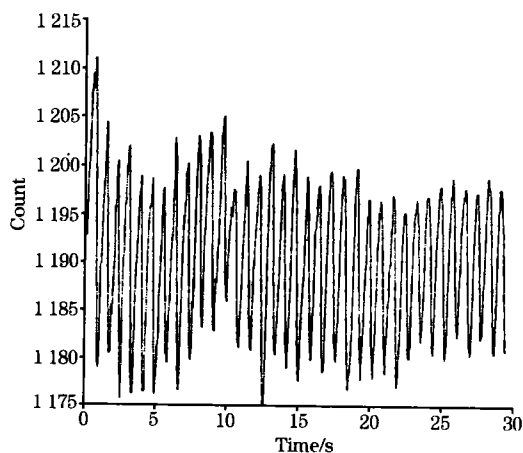


Fig 4 The photoelectricity pulse signal at single wavelength

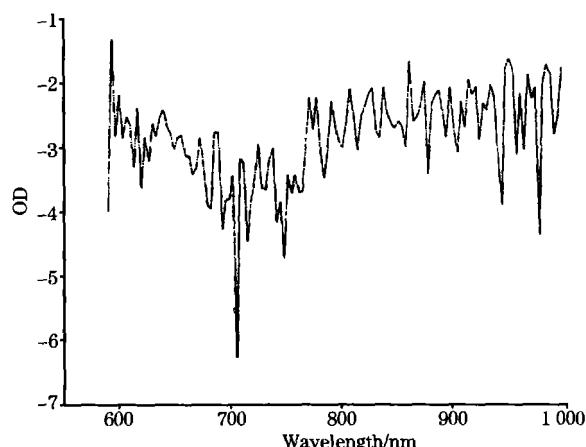


Fig 5 The dynamic spectrum

3 结论

通过理论和实验研究表明, 动态光谱的频域提取法可以直接提取各波长中仅由血液成分产生的吸光度图谱, 可以去除由于皮肤组织和肌肉组织产生的个体差异引起的吸光度的变化, 并且动态光谱频域的提取方法比时域有着诸多优点, 对于保证近红外光谱无创检测血液成分的精度及其实际应用有着重要意义。

参 考 文 献

- [1] Lafrance Denis, Lands Larry C, Burns David H. *Talanta*, 2003, 60(4): 635.
- [2] Rosen Noah A, Charash William E, Hirsch Erwin F. *Journal of Surgical Research*, 2002, 106(2): 282.
- [3] da Costa Filho Paulo A, Poppi Ronei J. *Analytica Chimica Acta* 2001, 446(1-2): 39.
- [4] Nahm W, Gehring H. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 1995, 29(1-3): 174.
- [5] Niwayama M, Shiga T, Lin L, et al. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1998. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE*. 1998, Vol 4, 1849.
- [6] DING Hai-shu, WANG Feng, LIN Fang, SU Chang(丁海曙, 王 峰, 林 芳, 苏 畅). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2001, 21(2): 155.
- [7] Xu Kexin, Lu Yanhui, Li Qingbo, et al. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, 2004, 5486: 100.
- [8] WANG Le-xin, ZHAO Zh+min, YAO Hong-bing, et al(王乐新 赵志敏, 姚红兵, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2002, 22(6): 980.
- [9] TIAN Feng-hua, DING Hai-shu, WANG Guang-zhi, et al(田丰华, 丁海曙, 王广志, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2002, 22(2): 209.
- [10] Korolevich Alexander N, Meglinsky Igor V. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 2000, 52(2): 223.
- [11] Payne J P, Severinghaus J W. *Pulse Oximeter*. Berlin: Springer, 1986.
- [12] XIONG Zheng-gang, LU O Jia-qing(熊政纲, 罗建清). *Practical Preventive Medicine(实用预防医学)*, 2003, 10(2): 258.

Study on Dynamic Spectrum and Its Frequency Domain Extracting Method

LI Gang¹, LI Xiao-xia^{1, 2}, LIN Ling¹, LIU Yu-liang¹, WANG Yan^{1, 3}

1. College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

2. School of Electrical and Automatic Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China

3. Liaoning Technical University, Fuxin 123000, China

Abstract For non-invasive blood components detection using near-infrared spectrum, eliminating the influence of the individual difference is very important. In the non-invasive component measurement, the individual discrepancy refers to the difference of personal feature in measured tissues except the pulsatile component of artery blood, including hairs, horny layer, subcutaneous tissue, muscle, skeleton etc. It is declared that the individual discrepancy is different from the personal feature; it is an important factor blocking the practice of the technology. In the present article, a new method of detecting blood components is presented, which is based on the principle of photoplethysmography and Fourier transform. With this method, the influence of individual difference caused by skin and other tissues can be mostly eliminated, and the absorbance of artery blood could be obtained. The concept of the frequency domain extracting method was presented. The experiment was done and the dynamic spectrum which only evaluates the pulsatile part of the entire optical signal was obtained. The advantage of dynamic spectrum with frequency domain extracting method is analyzed. The result shows that the method can be realized and has many advantages.

Keywords Fourier transform; Near-infrared spectrum; Non-invasive detection; Pulse wave; Individual difference; Frequency domain extracting method

(Received Jan. 18, 2005; accepted Jun. 16, 2005)