

文章编号 1004-924X(2016)06-1264-08

光电容积脉搏波无创测量人体血液成分的评估

刘瑾^{1*}, 蔡子晋¹, 张紫杨¹, 孙迪¹, 王文^{1,2}

- (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. 天津市计量监督检测科学研究院, 天津 300192)

摘要: 为了评估光电容积脉搏波法在人体血液主要成分检测方面的精度水平, 基于朗伯比尔定律及简化的光电容积脉搏波法测量模型, 给出了物质成分测量的极限分辨浓度公式。对公式中的三个要素, 即人体测量时的光强信噪比、光程、被测物质的摩尔消光系数进行了评估, 获得了理论上光电脉搏波法对血红蛋白、白蛋白、血糖的极限分辨浓度。评估结果表明, 光电容积脉搏波法可以测量的血红蛋白、白蛋白和血糖的极限分辨浓度水平分别约为 100 mg/dL, 5000 mg/dL 以及 10 000 mg/dL。将该评价结果与现阶段临床需要的检测精度进行对比, 可知光电容积脉搏波法能够满足需求, 有望实现对血红蛋白的无创检测。

关键词: 光电容积脉搏波; 人体无创成分检测; 血红蛋白; 白蛋白; 血糖

中图分类号: O657.33; O433.1 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20162406.1264

Evaluation on noninvasive blood components measurement based on photoplethysmography

LIU Jin^{1*}, CAI Zi-jin¹, ZHANG Zi-yang¹, SUN Di¹, WANG Wen^{1,2}

- (1. State Key Laboratory of Precision Measuring Technology and Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
 2. Tianjin Institute of Metrological Supervision and Testing, Tianjin 300192, China)
- * Corresponding author, E-mail: liu_jin@tju.edu.cn

Abstract: To evaluate the precision level of Photoplethysmography (PPG) in detection of the main components of human blood, the formula for the limit resolution concentration of material components measurement was given based on the Lambert-Beer's Law and simplified measurement model of PPG. Through the evaluation of three elements-Signal-to-Noise Ratio (SNR) of light intensity, optical path and the molar extinction coefficient of the blood components during human measurements, the theoretical limit resolution concentrations of the pulse oximeter signal method for hemoglobin, albumin and blood glucose were obtained. The evaluation result shows that the limit resolution concentration levels of hemoglobin, albumin and blood glucose which can be measured through PPG are respectively 100 mg/dL, 5000 mg/dL and 10 000 mg/dL. The comparison of the evaluation result with the detection precision needed on clinic at the present stage indicates that the PPG can meet the demands for the

收稿日期: 2016-03-22; 修订日期: 2016-04-12.

基金项目: 国家 863 高技术研究发展计划资助项目 (No. 2012AA022602); 国家自然科学基金资助项目 (No. 60938002)

non-invasive detection of hemoglobin.

Key words: photoplethysmography; human non-invasive component detection; hemoglobin; albumin; blood glucose

1 引言

光电容积脉搏波法是一种无创伤的检测手段。它利用活体的脉搏所产生的血流容积变化前后的差值对光谱数据进行差分,从而达到减小或消除背景等干扰因素影响的目的,进而得到能够真实反映血液成分信息的有效光谱数据^[1-3]。但从光电容积脉搏波中提取的测量信号是脉搏周期内血液容积不同时的差分光学信号,差分后信号较弱,等效光程太短。它的等效测量光程只占实际光程的千分之几,光程大部分消耗在背景组织中,从而造成光强较大程度的减弱。利用该信号进行血液成分测量易受到外界干扰,产生测量误差。脉搏波信号的稳定性会直接影响血液成分测量的精度水平。

血氧饱和度检测是光电容积脉搏波法在血液成分测量领域较为成熟的例子^[4],并已实现了临床应用。而该方法却未在血红蛋白^[5]或血糖^[6-7]等血液成分测量方面实现临床应用。在国内李刚课题组进行了大量的相关研究,他们采用多种数学方法优化测量模型,并优选了测量波长,对血红蛋白的预测精度达到了 5.11 g/L^[8-9]。日本的 Y. Yamakoshi 等人^[7]采用 900~1 700 nm 近红外光谱的高速采集系统获得了手指透射的脉搏波光谱,利用偏最小二乘回归(PLS)所建立的血糖预测模型,对 22 人的血糖进行预测,其精度达到了 22.3 mg/dL(1.23 mmol/L)。但是血糖信号极微弱,易受测量条件变化、个体差异等因素的影响,因此,在实验室条件下获得的测量结果难以推广到临床应用中。陈星旦等人为验证基于光电容积脉搏波法在血液成分测量方面的可行性进行了大量工作^[10-12],研制了近红外光谱快速测量系统。该装置的系统噪声小于 20 μ AU,重复性信噪比大于 20 000 : 1,达到了国内领先水平。本文的人体脉搏波信号就是利用该测量系统采集的。

与其他人体无创血液成分测量遇到的难题类似,光电容积脉搏波法在人体测量应用中也遇到了人体测量信号信噪比低的问题。与血氧饱和度

这一比值量不同,其它血液成分浓度值的测量难以消除不同人体脉搏波信号强度的干扰。因此,为了使光电容积脉搏波法达到满意的测量精度水平,除了优化仪器、优选波长等手段,还有必要评估和改善人体脉搏波信号的信噪比水平,这也是决定该方法能否实现一些微弱成分测量的瓶颈之一。不过,现阶段人体信号信噪比的评价还未得到人们的关注。

在人体测量时,若不考虑个体间的差异,仅测试单一受试者,光谱信号由于仪器的热噪声水平、人体皮肤的自然变动以及体内生理状态的自然波动等固有因素的影响,一定会存在信噪比极限。它将产生难以消除的随机测量误差,也将决定光谱测量的极限精度,因此需要测试和评估这个信噪比。

光电容积脉搏波法常用的近红外光波段为 1 000~1 350 nm,该波段可以穿透手指,兼顾了血红蛋白、白蛋白和血糖的吸收波段。本文拟采用高信噪比的光谱仪评估 1 000~1 350 nm 波段单一个体的人体光电容积脉搏波信号的短期(小于 1 min)信噪比,以反映现阶段脉搏波信号在人体测量时的最好水平。

根据物质成分的理论测量极限公式^[13-14],等效光程项、单位浓度的吸收系数项(实际测量中需要考虑溶质-溶剂的置换)均可视为常数,代入这些数值可以获得此时的血红蛋白、白蛋白和血糖的理想测量精度。本文通过分析这些评价结果,获得了满足测量精度要求的测量项目,从而避免了尝试那些不满足要求的测量项目。

2 极限检测精度水平的评价模型与参数选择

根据修正的郎伯比尔定律^[15]以及近红外光谱法测量的简化模型,某成分浓度的极限分辨浓度可表示为^[13-14]:

$$\Delta C_i = \frac{1}{\text{SNR} \cdot L \cdot \frac{\partial \mu_a}{\partial C_i}}, \quad (1)$$

其中: ΔC_i 代表了光谱法在噪声水平 σI 下能分辨的最小物质浓度; $SNR = \frac{I}{\sigma I}$, 为光强 I 的重复性测量信噪比; σI 为光强 I 的重复性测量标准差(或三倍的重复性标准差); L 为简化模型中的等效光程(即光在心脏搏动收缩期与舒张期行走的光程差); $\partial \mu_a / \partial C_i$ 为单位浓度的成分 i 变化所导致的介质吸收系数变化。

根据式(1)还可以推测出目标浓度检测精度 ΔC_i 所需的最低 SNR, 即:

$$SNR \geq \frac{1}{\Delta C_i \cdot L \cdot \frac{\partial \mu_a}{\partial C_i}}. \quad (2)$$

对于待评价的测量方法, L 可设定为一个范围值, 或者一个平均水平值, 这里认为 L 不影响对 ΔC_i 水平, 即精度水平的评价。从式(1)可以看出, 光程 L 一定, 仪器的信噪比 SNR 将制约光谱法的检测精度, 同时可以选择吸收较强的测量波长, 使 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 尽可能大。当 SNR 和 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 均为最好水平时, 可对该测量方法的极限精度水平进行评估。以血红蛋白、白蛋白、葡萄糖在水溶液中的测量为例, $\partial \mu_a / \partial C_i$ 包括了成分本身吸收改变和成分-水置换作用引起的吸收改变两部分, 即有:

$$\frac{\partial \mu_a}{\partial C_i} = \epsilon_i - k_i \cdot \epsilon_w, \quad (3)$$

其中: ϵ_i 和 ϵ_w 分别为被测成分 i 和水的摩尔消光系数, k_i 为物质 i 与水之间的摩尔置换系数。

3 光电容积脉搏波法的光程与几种血液成分的吸收系数

3.1 光电容积脉搏波法的光程估计

光电容积脉搏波法的等效测量光程与脉搏容积差引起的血液厚度变化有关, 可用式(4)来估算:

$$L = d \cdot DPF, \quad (4)$$

其中: d 是血液厚度的变化量, DPF 是血液路径差分因子^[16]。

Thomas K Aldrich 等人利用超声波测微计测量手指直径^[2], 手指直径的变化量 d 为 0.005 ~ 0.02 mm。根据蒙特卡罗 (Monte-Carlo) 模拟以及对手指透射的实验结果, 人体血液的 DPF 一般

为 2~3, 所以可以将 1 000~1 350 nm 处光电容积脉搏波法的等效光程记为 0.01~0.06 mm。

3.2 血红蛋白、白蛋白、葡萄糖在水溶液中的吸收系数测量

依据式(3), 若已知被测成分与水之间的置换系数, 并将它们和水的摩尔消光系数代入公式, 可以计算得到 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 。从文献中查到的室温下葡萄糖-水的置换系数约为 0.577 9, 白蛋白-水的置换系数约为 0.894 4^[17-18]。而 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 的测量也较易实现, 本课题组采用光谱仪实际测量了几种浓度的血红蛋白、白蛋白和葡萄糖在水溶液中的吸光度, 扣除纯水的吸光度, 除以光程和浓度后可获得 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 。为了保障测量的有效性, 应尽可能

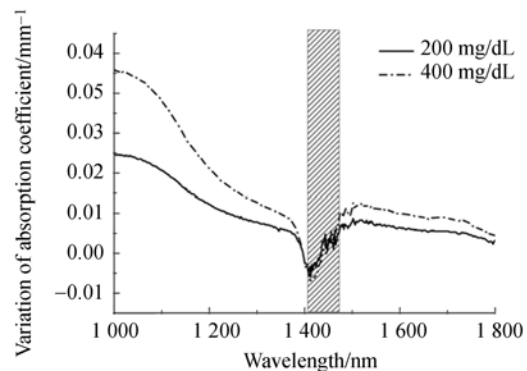


图 1 两种浓度的血红蛋白在水溶液中引起的溶液吸收系数变化

Fig. 1 Variation of absorption coefficient caused by two different concentrations of hemoglobin in aqueous solution

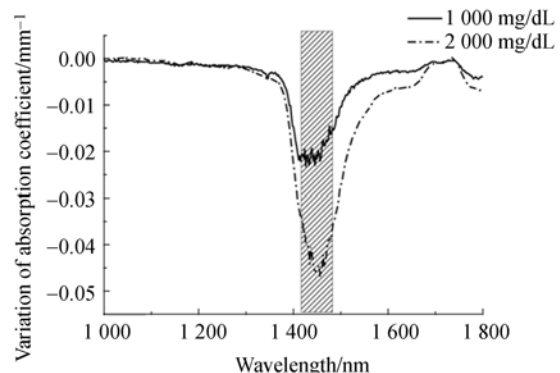


图 2 两种浓度的白蛋白在水溶液中引起的溶液吸收系数变化

Fig. 2 Variation of absorption coefficient caused by two different concentrations of albumin in aqueous solution

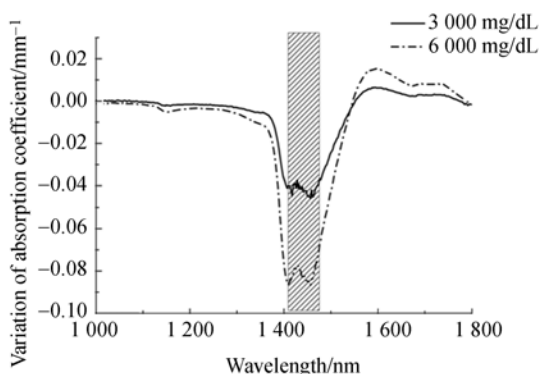
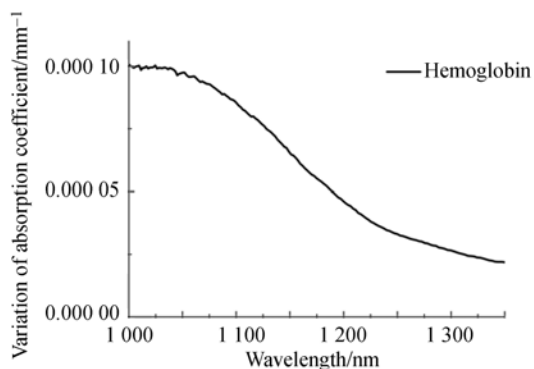


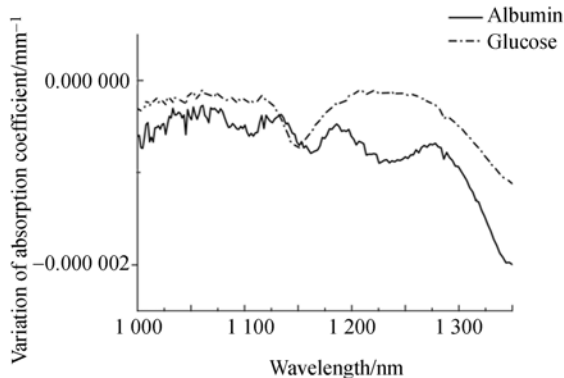
图 3 两种浓度的葡萄糖在水溶液中引起的溶液吸收系数变化

Fig. 3 Variation of absorption coefficient caused by two different concentrations of glucose in aqueous solution



(a) 血红蛋白

(a) Hemoglobin



(b) 白蛋白与葡萄糖

(b) Albumin and glucose

图 4 在 1 000~1 350 nm 波段单位浓度(1 mg/dL)的 3 种血液成分在水溶液中分别引起的溶液吸收系数变化

Fig. 4 Variation of absorption coefficient caused by per mg/dL concentration variation of measured components in aqueous solution in waveband of 1 000~1 350 nm

采用靠近水溶液最佳光程长^[19]的光程,实验中在 1 000~1 350 nm 波段选用 20 mm 的光程池,在 1 350~1 800 nm 选用 1 mm 的光程池。实验结果如图 1~图 3 所示,单位浓度变化(1 mg/dL)引起的介质吸收系数变化量 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 如图 4 所示。其中 1 400~1 470 nm 处水吸收太强,光强信噪比较低,为无效数据。

4 人体光电容积脉搏波信号的评估与结果

4.1 实验与仪器

本文采用单波长的高信噪比滤光片式近红外实验系统进行手指脉搏波透射光谱的测量,如图 5 所示。光源采用 120 W 的 OSRAM 卤钨灯,其供电稳定度可以达到 10^{-5} 量级。滤光片的中心波长为 1 130 nm 和 1 250 nm,采样率为 50 Hz。探测器采用 FEMTO 公司的低噪声 InGaAs 光电探测器(LCA-S-400K-IN, Min. NEP = 75 fW · Hz^{-1/2})。

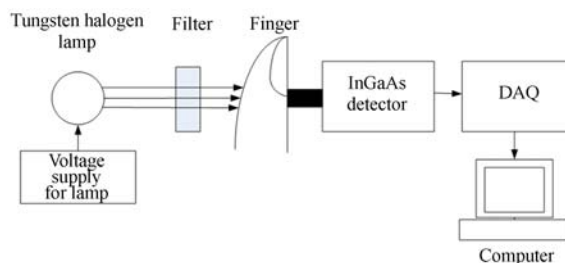


图 5 手指脉搏波透射光谱测量系统示意图

Fig. 5 Schematic diagram of measurement system for transmissive spectra of finger pulse waves

首先检测该测量系统的仪器信噪比。为防止检测器的输出电压饱和,在光路中添加了衰减片,使得检测器接收到的光强幅度与经过手指后的光强幅度基本一致。对测量系统噪声及重复性信噪比共进行了 20 次测试,每次持续 1 min。经测试,采样频率为 50 Hz 时该系统的信噪比约为 20 000 : 1 ~ 30 000 : 1,吸光度噪声约为 15 μ AU。然后评估人体测量时的信噪比水平,对 5 名受试者(年龄为 22 岁~23 岁)在早上空腹状态下进行检测,将受试者的手掌固定在有 10 mm 开孔的检测台上,食指指端置于开孔处。待受试者静息片刻后,开始采集食指指端部位的透射光

谱。实验过程中手臂和手要处于放松状态,如图 6 所示,对每个受试者采集透射脉搏波 1 min,重复测量 10 次。选取较为稳定的 1 min 的脉搏波信号进行处理,采用 S-G 滤波器对光谱信号进行滤波和统计分析。

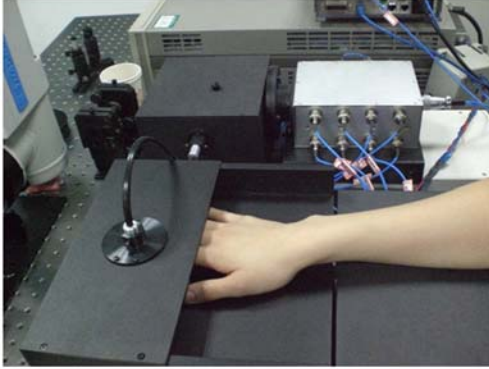


图 6 人体测量实验示意图

Fig. 6 Schematic diagram of body measurement experiment

4.2 光电容积脉搏波法的人体测量信号信噪比水平

脉搏波信号的计算公式为:

$$I' = \frac{I_s}{I_d}, \quad (5)$$

其中: I_s 和 I_d 分别是收缩期和舒张期测得的透射光强。

对 1 min 内的 50 个脉搏波信号 $I' = I_1/I_2$ 进行统计分析,获得其均值和标准差。5 人中脉搏波信号的最佳信噪比如下: I' 的重复性信噪比 SNR_I 在 1 130 nm 处约为 1 400 : 1 ~ 1 500 : 1, 在 1 250 nm 处约为 1 800 : 1 ~ 1 900 : 1, 此时, 光强信号的均值和标准差分别为 $(1.006\ 773 \pm 6.851\ 8) \times 10^{-4}$ (1 130 nm) 和 $(1.009\ 346 \pm 5.364\ 3) \times 10^{-4}$ (1 250 nm)。

对 1 000 ~ 1 350 nm 内的其他波长,这里采用 1 130 nm 和 1 250 nm 的最好信噪比水平 1 900 : 1 进行估计。可见,脉搏波信号本身并不稳定,这是由于人体无法完全静止,且每次脉搏的幅度有差异造成的。因此,1 900 : 1 可以看作人体测量时脉搏波信号的信噪比水平。

该仪器在最佳状态下对光强的信噪比水平约为 30 000 : 1。由于脉搏波是采用不同时刻两次测量到的光强进行差分处理后得到的,则误差传递带来了至少 $1/\sqrt{2}$ 的损失^[20], 即有:

$$SNR = \frac{SNR_I}{\sqrt{2}}. \quad (6)$$

将 30 000 : 1 代入式(6),可计算得到仪器的信噪比水平,约为 21 000 : 1。与仪器的检测能力相比,人体测量信噪比下降了约 10 倍。

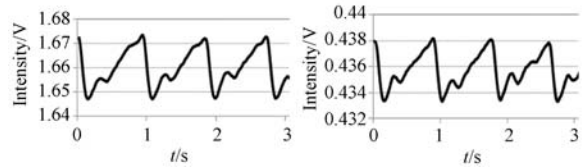


图 7 某受试者手指脉搏波光强信号

Fig. 7 Light intensity signals of finger pulse wave of test subjects

4.3 光电容积脉搏波法用于血液成分检测的评价

将 3.1 中的光程估计结果、4.2 中的信噪比水平以及仪器最佳信噪比水平列于表 1 中,将它们以及 3.2 中测量得到的 $\partial \mu_a / \partial C_i$ 代入式(1),可获得血红蛋白、白蛋白和葡萄糖的仪器极限检测浓度水平和人体极限检测浓度水平,分别如图 8 ~ 图 10 所示。

表 1 测量极限的估计参数

Tab. 1 Parameters used in detection limit estimation			
	仪器信噪比	人体测量信噪比	等效光程/mm
估计值	21 000 : 1	1 900 : 1	0.06

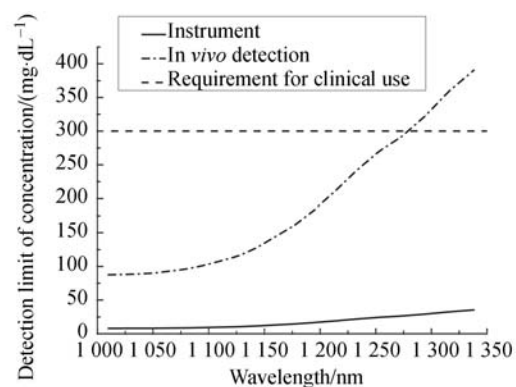


图 8 血红蛋白的极限检测浓度水平

Fig. 8 Detection limits of hemoglobin concentration

由检测结果可知,在 1 000 ~ 1 350 nm 波段内,脉搏波法在人体检测中对血红蛋白的最好极限分辨浓度约为 100 mg/dL (1 g/L),对白蛋白为 5 000 mg/dL (50 g/L),对葡萄糖为 10 000

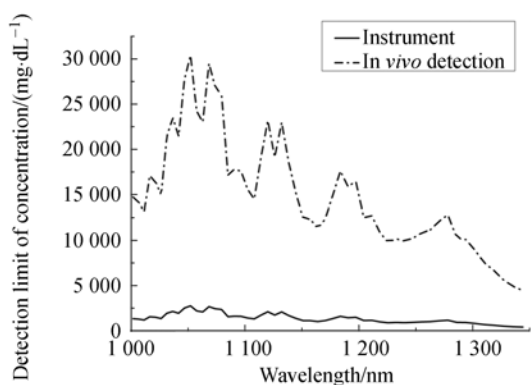


图 9 白蛋白的极限检测浓度水平

Fig. 9 Detection limits of albumin concentration

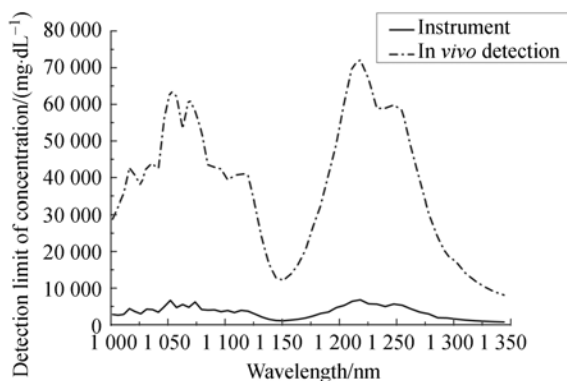


图 10 血糖的极限检测浓度水平

Fig. 10 Detection limits of glucose concentration

mg/dL (555 mmol/L)。

临床上常用的生化分析仪对血红蛋白、白蛋白、血糖的检测精度分别约为 3~7 g/L, 42.59 mg/dL 和 2.42 mg/dL^[21-23]。与此相比,本文中只有血红蛋白的检测精度水平能满足要求。若不考虑活体测量的影响,在现阶段最佳的仪器水平下,脉搏波法对血红蛋白的最好极限分辨浓度约为 7 mg/dL(0.07 g/L),对白蛋白约为 500 mg/dL(5 g/L),对葡萄糖约为 1 000 mg/dL(55.5 mmol/L)。与临床需要相比,也只有血红蛋白的检测精度可以满足要求。

根据式(2),本文还估算出达到血红蛋白临床生化分析仪的检测精度,即 3~7 g/L,所需的人体脉搏波信噪比水平,如图 11 所示。由图 11 可知,在 1 000~1 350 nm 波段,检测信噪比需要达到 1 000:1 以上,才可以满足临床要求的最低检测精度 7 g/L。因此,血红蛋白的测量需首先评价仪器与人体脉搏波信噪比水平,从而摒弃不满足要求的测量信号。

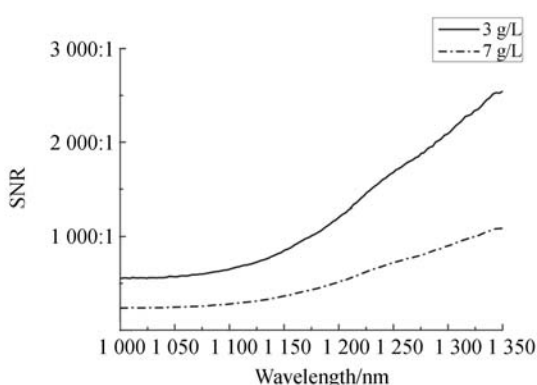


图 11 血红蛋白临床检测精度所需的信噪比

Fig. 11 Required values of SNR for clinical detection of hemoglobin

5 结 论

本文分析了光电容积脉搏波法中信号重复性、信噪比、被测物质的摩尔消光系数(含成分与水的置换效应)、等效光程 3 个测量因素,并利用实验给出了这 3 个因素的数值水平。从理论上评估出了血红蛋白、白蛋白和血糖 3 种血液成分的极限分辨浓度水平。从评估结果可以看出,现阶段脉搏波法还只能满足对血红蛋白的测量精度要求,而对于白蛋白和血糖来说,其测量精度与目标相差太大。白蛋白和血糖测量对人体测量信噪比提出了过高的要求,因此短期内该方法还难以实现对它们的测量。虽然阻塞血流等方法可用于增大等效光程,但其改善能力有限,光程仅能提高 5~10 倍^[12],提升后的测量精度仍不能满足白蛋白和血糖的测量要求。另外,通过多变量回归等数学方法也可适当提高测量精度,但其提升能力也是有限的。

本文仅评价了光电容积脉搏波法在现阶段较高仪器水平下的人体测量信号,并且该信号来自同一个体在短时间内的测量结果;然而随着测量时间增长,脉搏波信号的信噪比会下降,可能导致测量精度的下降,因此,研究人体测量信号的信噪比水平的稳定方法,是光电容积脉搏波法走向应用的必要条件之一。本文提出的光谱测量评价方法具有一定的通用性,也可用于其他光谱测量场合。

参考文献:

- [1] ALLEN J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [J]. *Physiological Measurement*, 2007, 28(3): R1.
- [2] ALDRICH T K, MOOSIKASUWAN M, SHAH S D, *et al.*. Length-normalized pulse photoplethysmography: A noninvasive method to measure blood hemoglobin, bronx, NY[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2002, 30(10):1291-1298.
- [3] BERGSTRAND S, LINDBERG L G, EK A C, *et al.*. Blood flow measurements at different depths using photoplethysmography and laser Doppler techniques[J]. *Skin Research and Technology*, 2009, 15(2): 139-147.
- [4] JOBSIS F F. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters [J]. *Science*, 1977, 198(4323): 1264-1267.
- [5] MCMURDY J W, JAY G D, SUNER S, *et al.*. Noninvasive optical, electrical, and acoustic methods of total hemoglobin determination[J]. *Clinical Chemistry*, 2008, 54(2): 264-272.
- [6] 陈星旦, 高静, 丁海泉. 论无创血糖监测的红外光谱方法[J]. *中国光学*, 2012, 4(4):317-326.
CHEN X D, GAO J, DING H Q. Infrared spectroscopy for non-invasive blood glucose monitoring[J]. *Chinese Optics*, 2012,4(4):317-326. (in Chinese)
- [7] YAMAKOSHI K, YAMAKOSHI Y. Pulse glucometry: a new approach for noninvasive blood glucose measurement using instantaneous differential near-infrared spectrophotometry[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, 11(5): 054028-054028-9.
- [8] 李刚, 王焱, 李秋霞, 等. 动态光谱法对提高近红外无创血液成份检测精度的理论分析[J]. *红外与毫米波学报*, 2006, 25(5):345-348.
LI G, WANG Y, LI Q X, *et al.*. Theoretic study on improving noninvasive measurement accuracy of blood component by dynamic spectrum method[J]. *Journal of Infrared and Millimeter Waves*, 2006, 25(5): 345-348. (in Chinese)
- [9] 林凌, 李威, 周梅, 等. EMD 算法在动态光谱无创测量血红蛋白浓度中的应用[J]. *光谱学与光谱分析*, 2014, 34(8):2106-2111.
LIN L, LI W, ZHOU M, *et al.*. Application of EMD algorithm to the dynamic spectrum non-invasive measurement of hemoglobin[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2014, 34(8): 2106-2111. (in Chinese)
- [10] 陈星旦. 近红外无创生化检验的可能性[J]. *光学精密工程*, 2008,16(5): 759-763.
CHEN X D. Possibility of noninvasive clinical biochemical examination by near infrared spectroscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5): 759-763. (in Chinese)
- [11] 罗云瀚, 陈哲, 陈星旦. 近红外光谱无创血糖测量的极限检测浓度研究[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(5):784-789.
LUO Y H, CHEN ZH, CHEN X D. Detection limit of glucose concentration in noninvasive sensing with near infrared spectroscopy [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5):784-789. (in Chinese)
- [12] 高洪智, 卢启鹏, 丁海泉, 等. 应用光程校正空间方法提升近红外无创生化分析模型性能[J]. *光学精密工程*, 2013, 21(8): 1974-1980.
GAO H ZH, LU Q P, DING H Q, *et al.*. Improvement of model performance for near-infrared non-invasive biochemical analysis by pathlength correction space method [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(8): 1974-1980. (in Chinese)
- [13] LIU J, LIU R, XU K. Accuracy of noninvasive glucose sensing based on near-infrared spectroscopy[J]. *Applied Spectroscopy*, 2015, 69(11): 1313-1318.
- [14] 李庆波, 徐可欣, 汪曦, 等. 人体血糖浓度无创检测的必要测量条件[J]. *天津大学学报: 自然科学与工程技术版*, 2003, 36(2):139-142.
LI Q B, XU K X, WANG Y, *et al.*. Primary discussion on prerequisites to noninvasive blood glucose[J]. *Journal of Tianjin University: Science and Technology*, 2003, 36(2): 139-142. (in Chinese)
- [15] DELPY D T, COPE M, VAN DER ZEE P, *et al.*. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1988, 33(12): 1433-1442.
- [16] ULTMAN J S, PIANTADOSI C A. Differential pathlength factor for diffuse photon scattering through tissue by a pulse-response method [J]. *Mathematical Biosciences*, 1991, 107(1): 73-82.
- [17] CHEN J, ARNOLD M A, SMALL G W. Comparison of combination and first overtone spectral regions for near-infrared calibration models for

- glucose and other biomolecules in aqueous solutions[J]. *Analytical Chemistry*, 2004, 76(18): 5405-5413.
- [18] 陈韵. 近红外无创血糖测量——基准波长浮动基准法的研究[D]. 天津:天津大学, 2009.
CHEN Y. *Study on Reference Wavelength Method for Non-invasive Blood Glucose Sensing with Near Infrared Spectroscopy*[D]. Tianjin: Tianjin University, 2009. (in Chinese)
- [19] JENSEN P S, BAK J. Near-infrared transmission spectroscopy of aqueous solutions; Influence of optical pathlength on signal-to-noise ratio[J]. *Applied Spectroscopy*, 2002, 56(12): 1600-1606.
- [20] TAYLOR J R. *An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements* [M]. California: University Science Books, 1982;93-110.
- [21] GÓMEZ-SIMÓN A, NAVARRO-NUREZ L, PÉREZ-CEBALLOS E, *et al.*. Evaluation of four rapid methods for hemoglobin screening of whole blood donors in mobile collection settings[J]. *Transfusion and Apheresis Science*, 2007, 36(3): 235-242.
- [22] BAI C, CRAHAM L T, ARNOLD M A, *et al.*. Assessing and advancing technology for the noninvasive measurement of clinical glucose[J]. *Analytical*, 2008, 41:2773-2793.
- [23] 张玲玲. 血液中的其他成分对近红外无创血糖检测影响的研究[D]. 天津:天津大学, 2012.
ZHANG L L. *Influence of Other Blood Components on Non-invasive Blood Glucose Sensing Studied with NIR Spectroscopy* [D]. Tianjin: Tianjin University, 2012. (in Chinese)

作者简介:



蔡子晋(1991—),男,福建泉州人,硕士研究生,2013年于天津大学获得学士学位,主要从事光谱检测与光谱分析、光散射理论研究方面的研究。E-mail: czj122@tju.edu.cn

导师简介:



刘瑾(1979—),女,河北保定人,副教授,2001年、2006年于天津大学分别获得学士、博士学位,主要从事光谱检测与光谱分析、光散射理论研究、无创成分测量方面的研究。E-mail: liu_jin@tju.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)