

## 血液成分变化对皮肤漫反射光谱及肤色的仿真分析

原静<sup>1,2</sup>, 赵跃进<sup>1,2,3\*</sup>, 孔令琴<sup>1,2,3\*\*</sup>, 徐歌<sup>1,2</sup>, 董立泉<sup>1,2,3</sup>, 刘明<sup>1,2,3</sup>, 惠梅<sup>1,2</sup><sup>1</sup>北京理工大学光电学院, 北京 100081;<sup>2</sup>精密光电测试仪器及技术北京市重点实验室, 北京 100081;<sup>3</sup>北京理工大学长三角研究院(嘉兴), 浙江 嘉兴 314019

**摘要** 皮肤的漫反射光谱中包含丰富的组织信息,已被广泛应用于生理参数的检测,但由于人体生理参数变化复杂、多种情况下光学数据采集困难等因素,其在无创外周血液生理参数检测技术的发展及应用中受到了限制。鉴于此,使用蒙特卡罗模拟方法仿真了不同总血红蛋白、含氧血红蛋白、脱氧血红蛋白、高铁血红蛋白等多种外周血液成分浓度对皮肤的漫反射光谱及肤色的影响,提出了基于色谱融合的发绀成因分析方法。结果表明,皮肤的颜色特征可区分健康、黄疸病以及发绀,而分析方法解决了仅使用肤色很难对发绀现象的成因进行准确区分的难题。

**关键词** 医用光学; 漫反射光谱; 蒙特卡罗仿真; 生理参数

中图分类号 Q632

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202242.0817001

## Simulation Analysis of Skin Diffuse Reflectance Spectroscopy and Skin Color with Blood Component Change

Yuan Jing<sup>1,2</sup>, Zhao Yuejin<sup>1,2,3\*</sup>, Kong Lingqin<sup>1,2,3\*\*</sup>, Xu Ge<sup>1,2</sup>, Dong Liquan<sup>1,2,3</sup>,  
Liu Ming<sup>1,2,3</sup>, Hui Mei<sup>1,2</sup><sup>1</sup> School of Optics and Photonics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;<sup>2</sup> Beijing Key Laboratory for Precision Optoelectronic Measurement Instrument and Technology, Beijing 100081, China;<sup>3</sup> Yangtze Delta Region Academy, Beijing Institute of Technology, Jiawing, Zhejiang 314019, China

**Abstract** The diffuse reflectance spectrum of skin contains rich tissue information, which has been widely used in the detection of physiological parameters. However, due to the complex changes of human physiological parameters and difficulties in optical data collection under various conditions, its development and application in the detection of non-invasive peripheral blood physiological parameters are limited. In view of this, Monte Carlo simulation method is used to simulate the effects of different concentrations of total hemoglobin, oxygenated hemoglobin, deoxyhemoglobin, methemoglobin and other peripheral blood components on skin diffuse reflectance spectrum and skin color, and a chromatographic fusion based analysis method for cyanosis is proposed. The results show that the skin color features can distinguish healthy, jaundice and cyanosis, and the analytical method solves the difficulty of accurately distinguishing the cause of cyanosis by skin color alone.

**Key words** medical optics; diffuse reflectance spectra; Monte Carlo simulation; physiological parameters

## 1 引言

外周血液的相关生理参数,如血红蛋白浓度等是评估人体健康的重要生理参数指标,临床上常使

用血气分析仪等进行测量,但该类设备具有有创、成本高、需要专业人员操作等缺点,不利于日常推广应用。外周血液成分的变化将影响皮肤的光学特性,从而导致皮肤的漫反射光谱发生改变,基于皮肤的

收稿日期: 2021-09-13; 修回日期: 2021-10-13; 录用日期: 2021-11-02

基金项目: 国家自然科学基金(61705010,11774031,61935001)

通信作者: \*yjzhao@bit.edu.cn; \*\*konglingqin3025@bit.edu.cn

漫反射光谱或颜色等特征信息可以对与外周血液成分相关的生理参数进行检测。McMurdy 等<sup>[1]</sup>对眼睑部位的可见光反射光谱进行探测,实现对血红蛋白浓度的估计。近年来,图像处理技术的飞速发展和成像设备的普及,技术逐渐由评估血红蛋白浓度向评估多种外周血液成分转变,设备由光谱系统向成像系统发展<sup>[2]</sup>。Nkengne 等<sup>[3]</sup>设计了一种对人体皮肤的可见光漫反射光谱进行检测的偏振高光谱成像系统,实现了对人体血红蛋白水平、血氧饱和度及黑色素含量空间分布的估计。Wang 等<sup>[4]</sup>使用手机摄像头和多种光源所组成的光源对手指图像进行探测,基于光电容积脉搏波技术实现了对血红蛋白浓度的评估及贫血的筛查。Park 等<sup>[5]</sup>使用手机来拍摄受试者的眼睑部位图像以进行高光谱重建,并基于重建的高光谱数据实现了对血红蛋白水平的估计,这在移动医疗中展现出了巨大的潜力<sup>[6]</sup>。受到人体生理参数变化复杂、多种情况下光学数据采集困难的影响,仅使用皮肤的漫反射光谱或颜色特征进行外周血液成分含量的检测缺乏足够的、全面的数据支撑,无法使用足量数据来获取光谱中准确的特征信息。

蒙特卡罗模拟方法实现了光在人体组织中的准确模拟<sup>[7-8]</sup>,被广泛应用于生物医学领域。2014 年,Zhong 等<sup>[9]</sup>通过蒙特卡罗模拟方法获得了不同黑色素含量和血氧饱和度下的漫反射光谱数据集,建立了基于查表法的皮肤颜色和漫反射光谱的重构模型。2019 年,Karamavuş 等<sup>[10]</sup>基于蒙特卡罗模拟方法获得了不同胆红素浓度下的皮肤漫反射光谱,实现了基于光谱仪的胆红素浓度的测量。采用蒙特卡罗模拟方法可获取复杂生理参数在变化情况下的光学数据,该方法具有灵活、无健康风险、不受受试者局限等优势,为无创光学检测研究提供了有效的理论支撑。

近年来,基于蒙特卡罗模拟方法的生理参数检测研究对外周血液成分的考虑不全面,如 Nishidate 等<sup>[11]</sup>在使用蒙特卡罗模拟方法进行皮肤漫反射光谱的仿真时,缺乏对非功能血红蛋白成分的考虑。同时,蒙特卡罗模拟方法的仿真结果仅停留在利用单一的漫反射光谱或颜色进行生理参数的检测,未能将漫反射光谱和颜色的变化进行统一的对比分析与利用,如 Karamavuş 等<sup>[10]</sup>仅使用蒙特卡罗模拟方法的仿真结果分析了胆红素浓度对漫反射光谱的影响,但未涉及胆红素浓度对肤色的影响。针对以上问题,本文采用蒙特卡罗模拟方法仿真不同总血

红蛋白浓度、血氧饱和度、高铁血红蛋白浓度、硫血红蛋白浓度以及胆红素浓度下的皮肤漫反射光谱及皮肤颜色,全面分析外周血液成分的变化对皮肤漫反射光谱和颜色特征的影响。同时,本文提出一种基于色谱融合的发绀现象病理分析方法,该方法为利用皮肤的漫反射光谱和颜色特征实现外周血液成分相关生理参数的无创检测提供理论支持。

## 2 理论分析

### 2.1 基于蒙特卡罗模拟方法的皮肤漫反射光谱的仿真原理

研究皮肤的漫反射光谱需要求解光在组织中的传输问题,求解方法有辐射传输理论法、漫反射近似法和蒙特卡罗法等。蒙特卡罗模拟方法在求解光在混浊介质中的传输问题时严谨准确,相比辐射传输理论法和漫反射近似法等更吻合实际测量结果<sup>[12-13]</sup>,在理论研究中常用蒙特卡罗模拟结果代替实验数据进行逆行分析和讨论,该方法已被确立为求解该类问题的金标准<sup>[14]</sup>。由此,本文将采用蒙特卡罗模拟方法对皮肤在 400~700 nm 波段下的漫反射光谱进行模拟。蒙特卡罗模拟方法根据混浊组织的光学特性确定了光子运动的概率分布模型,通过统计多个光子的随机运动过程来实现对多个物理量的求解。使用蒙特卡罗模拟方法来求解皮肤组织的漫反射率,首先需要考虑皮肤组织的光学特性以建立合理的仿真模型。

皮肤组织从外向内主要由三层组成,分别为表皮层、真皮层以及皮下组织层<sup>[15]</sup>,每一层组织的光传输特性不同。表皮层中的黑色素体在可见光波段具有强吸收特性,由此该层表现出强吸收特性。同时由于表皮层中的细胞分布较为分散,整体表现为前向散射,为此可以用米氏散射来描述该层细胞的散射特性<sup>[16]</sup>。真皮层可以被细分为乳头状真皮层和网状真皮层,该层分布着毛细血管、小静脉和小动脉,这些血管中的血红蛋白在可见光波段具有强吸收特性,同时该层还含有胆红素,该成分也会在可见光的部分波段具有吸收作用。光在真皮层上会发生大量散射,散射呈各向同性,并由于乳头状真皮层中含有尺寸小于可见光波长的原纤维<sup>[17]</sup>,因此该层的散射特性需要同时使用米氏散射和瑞利散射来描述。皮下组织中的主要吸光物质是水和脂质,这些物质对可见光的吸收较微弱。同时由于脂质具有后向散射特性,故入射至皮下组织层的大部分可见光会被脂质散射回真皮层<sup>[18]</sup>。根据对皮肤组织结构

的分析,本文建立了表皮层、真皮层以及皮下组织层所组成的三层皮肤组织模型,皮肤各层都为均匀的、无限宽的平板结构,同一层具有相同的光学特性,不同层的光学特性不同。

针对需要讨论的生理参数,本文对皮肤模型中不同层的吸收系数进行建模,具体表示为

$$\mu_a^{\text{Epidermis}} = f_{\text{mel}} \times \mu_a^{\text{mel}} + (1 - f_{\text{mel}}) \times \mu_a^{\text{baseline}}, \quad (1)$$

$$\mu_a^{\text{blood}} = f_{\text{oxy}} \times \mu_a^{\text{oxy}} + f_{\text{deoxy}} \times \mu_a^{\text{deoxy}} + f_{\text{met}} \times \mu_a^{\text{met}} + (1 - f_{\text{oxy}} - f_{\text{deoxy}} - f_{\text{met}}) \times \mu_a^{\text{sulf}}, \quad (2)$$

$$\mu_a^{\text{Dermis}} = f_{\text{blood}} \times \mu_a^{\text{blood}} + f_{\text{bili}} \times \mu_a^{\text{bili}} + (1 - f_{\text{blood}} - f_{\text{bili}}) \times \mu_a^{\text{baseline}}, \quad (3)$$

$$\mu_a^{\text{Sub}} = \mu_a^{\text{baseline}}, \quad (4)$$

式中: $\mu_a^{\text{Epidermis}}$ 、 $\mu_a^{\text{Dermis}}$ 和 $\mu_a^{\text{Sub}}$ 分别表示表皮层、真皮层和皮下组织层的吸收系数,它们分别由发色团成分 $k$ 的吸收系数 $\mu_a^k$ 和各成分的容积分数 $f_k$ 乘积计算得到<sup>[19]</sup>,其中主要发色团成分包括黑色素(mel)、含氧血红蛋白(oxy)、脱氧血红蛋白(deoxy)、高铁血红蛋白(met)、硫血红蛋白(sulf)和胆红素(bili),它们的吸收系数由浓度 $C_k$ 、克分子量 $W_k$ 及其在不同波长下的摩尔消光系数 $\epsilon_k$ 确定,上述发色团在400~700 nm波段的摩尔消光系数如图1所示<sup>[20-24]</sup>; $\mu_a^{\text{blood}}$ 表示多种发色团成分中血液(blood)的吸收系数<sup>[19]</sup>; $\mu_a^{\text{baseline}}$ 表示基线(baseline)的吸收系数<sup>[25]</sup>。各层的散射系数 $\mu_s$ 可表示为

$$\mu_s^{\text{Epidermis}} = 14.74\lambda^{-0.22}, \quad (5)$$

$$\mu_s^{\text{Dermis}} = 7.37\lambda^{-0.22} + 1.1 \times 10^{11}\lambda^{-4}, \quad (6)$$

$$\mu_s^{\text{Sub}} = k_s \times 52.7 \exp\left(-\frac{\lambda}{222}\right) + 9.9, \quad (7)$$

式中: $\mu_s^{\text{Epidermis}}$ 、 $\mu_s^{\text{Dermis}}$ 和 $\mu_s^{\text{Sub}}$ 分别表示表皮层、真皮层以及皮下组织层的散射系数,其中表皮层的散射系数不考虑瑞利散射,真皮层的散射系数主要来自瑞利散射<sup>[18]</sup>和米氏散射,这两层散射系数的构

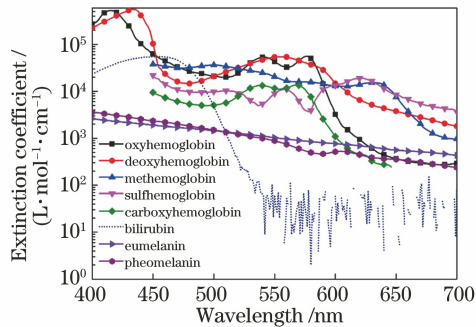


图1 可见光波段下多种皮肤组织成分的摩尔消光系数谱

Fig. 1 Molar extinction coefficient spectra of various skin tissue components in visible light band

建<sup>[19]</sup>如(5)式与(6)式,皮下组织层散射系数的构建<sup>[26]</sup>如(7)式; $k_s$ 表示经验值; $\lambda$ 表示波长,单位为nm。

在建立的皮肤模型中,仿真设计将光源设置为垂直于皮肤表面入射的平行光束,使用 $P_0$ 个光子来模拟入射光源,利用蒙特卡罗方法来模拟光在皮肤组织模型中的传输过程,并统计不同波长 $\lambda$ 下的反射光子数 $P(\lambda)$ ,可得到皮肤的漫反射率光谱 $R(\lambda)$ ,表达式为

$$R(\lambda) = \frac{P(\lambda)}{P_0}. \quad (8)$$

当使用蒙特卡罗方法模拟光在皮肤组织模型中的传输过程时,设置光源的总能量为1 J,检测距离为0.2 cm,体现皮肤各层特性的参数主要包括厚度 $d$ 、吸收系数 $\mu_a$ 、散射系数 $\mu_s$ 、折射率 $n$ 和各向异性因子 $g$ ,具体的参数数值如表1所示。

表1 皮肤的仿真参数

Table 1 Simulation parameter of skin

Parameter	Value
Epidermis thickness $d_1$ <sup>[27]</sup> /cm	0.01
Dermis thickness $d_2$ <sup>[28]</sup> /cm	0.145
Subcutaneous tissue thickness $d_3$ <sup>[28]</sup> /cm	0.6
Anisotropy factor (all tissues) $g$	0.9
Refractive index (all tissues) $n$	1.4
Number of photons $P_0$	$10^7$

## 2.2 基于漫反射光谱的皮肤颜色的重构原理

基于蒙特卡罗模拟方法可以求得不同参数下皮肤的漫反射光谱,本文重构了对应参数下的皮肤颜色,用于分析外周血液参数的变化对皮肤颜色的影响。具体来说,使用皮肤的漫反射光谱来重构白光照明下探测器采集到的RGB三通道值,重构过程可以表示为

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = L \begin{bmatrix} C \sum E(\lambda) R(\lambda) \bar{x}(\lambda) \\ C \sum E(\lambda) R(\lambda) \bar{y}(\lambda) \\ C \sum E(\lambda) R(\lambda) \bar{z}(\lambda) \end{bmatrix}, \quad (9)$$

$$C = \frac{100}{\sum E(\lambda) \bar{y}(\lambda)}, \quad (10)$$

$$L = \begin{bmatrix} 3.2410 & -1.5374 & -0.4986 \\ -0.9692 & 1.8760 & 0.0416 \\ 0.0556 & -0.2040 & 1.0570 \end{bmatrix}, \quad (11)$$

式中: $R$ 、 $G$ 和 $B$ 表示无伽马校正下RGB空间的三通道值; $E(\lambda)$ 表示CIE D65光源的光谱功率,具体分布如图2所示; $\bar{x}(\lambda)$ 、 $\bar{y}(\lambda)$ 和 $\bar{z}(\lambda)$ 表示光源在CIEXYZ空间的颜色匹配函数,具体分布如图2所



示; $L$  表示 CIEXYZ 空间到 RGB 空间的转换矩阵<sup>[29]</sup>。(9)式和(10)式对应的积分范围为 400~700 nm,间隔为 1 nm。

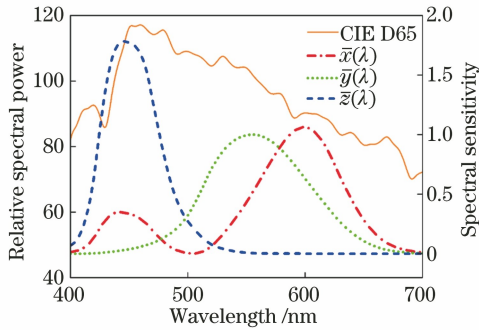


图 2 CIE D65 光源的光谱功率分布及 CIEXYZ 空间的颜色匹配函数

Fig. 2 Spectral power distribution of CIE D65 light source and color matching function in CIEXYZ space

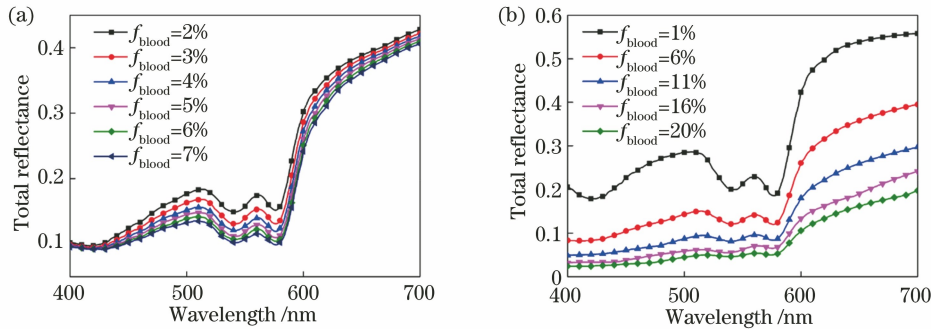


图 3 皮肤组织中主要发色团容积的变化对漫反射光谱的影响。(a)血液容积分数的变化对漫反射光谱的影响;(b)黑色素容积分数的变化对漫反射光谱的影响

Fig. 3 Effect of volume of chromophores in skin on diffuse reflectance spectrum. (a) Effect of changes in blood volume fraction on diffuse reflectance spectrum; (b) effect of volume fraction of melanin on diffuse reflectance spectrum

如图 3 所示,血液含量和黑色素含量的变化对漫反射光谱的影响有显著差异,其中随着黑色素含量的增加,漫反射光谱的谱线特征逐渐消失,因此对黑色素含量较高的部位进行基于漫反射光谱的无创生理信号的检测将更具有难度。

血液中含有丰富的成分,本文选择对漫反射光谱(400~700 nm)具有重要影响且具有一定医学意义的成分进行讨论。首先由于血红蛋白是血液中的重要组成成分,负责运输氧气,其含量可以作为临床医学中诊断疾病的重要依据。血红蛋白主要由含氧血红蛋白和脱氧血红蛋白这两种功能血红蛋白组成,血氧饱和度可以描述含氧血红蛋白相对含氧血红蛋白和脱氧血红蛋白总和的比例,血氧饱和度是评价呼吸循环系统的重要生理参数。因为血红蛋白浓度和血氧饱和度具有重要意义,本文仿真了不同

### 3 结果与分析

#### 3.1 血液成分对皮肤漫反射光谱的影响

由于黑色素含量和血液含量的变化对皮肤的漫反射光谱有重要的影响,而且不同个体和单一个体在不同部位的黑色素含量和血液含量都存在差异,故在讨论血液成分变化的影响时应首先考虑黑色素含量与血液含量所带来的噪声。本文仿真了不同外周血液含量和黑色素含量下皮肤的漫反射光谱,仿真中血液容积分数  $f_{\text{blood}}$  以及黑色素容积分数  $f_{\text{mel}}$  分别对应外周血液含量和黑色素含量。血液容积分数一般被设置在 2%~7% 之间<sup>[30]</sup>,白色人种的黑色素容积分数被设置在 1.3%~6.3% 之间,黄色人种在 11%~16% 之间,黑色人种在 18%~43% 之间<sup>[31]</sup>。本文仿真了  $f_{\text{blood}}$  在 2%~7% 之间和  $f_{\text{mel}}$  在 1%~20% 之间的漫反射光谱,结果如图 3 所示。

总血红蛋白浓度  $C_{\text{Hb}}$  和不同血氧饱和度  $f_{\text{oxy}}$  下皮肤的漫反射光谱,结果如图 4 所示。

由图 4 可知:血红蛋白浓度对 400~700 nm 光谱的影响是一致的,浓度的增加会导致整个可见波段内漫反射率的下降;血氧饱和度的变化对该波段光谱的影响是不一致的,部分波段(452~501 nm、529~545 nm 和 570~580 nm)下漫反射率会随着血氧饱和度的增加而下降,部分波段(400~452 nm、501~529 nm 和 545~570 nm 和 580~700 nm)下漫反射率会随着血氧饱和度的增加而增加。同时,本文仿真了血液容积分数在较高的情况下低血氧饱和度的情况,如图 4 所示。从图 4 可以看到,皮肤漫反射光谱的 w 型特征消失,在短波长波段上的漫反射率增加,在长波长波段上的漫反射率减小。

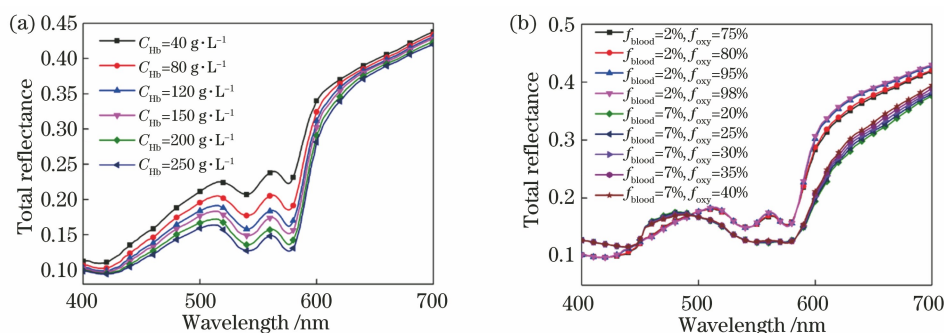


图 4 总血红蛋白浓度和血氧饱和度对漫反射光谱的影响。(a)总血红蛋白浓度对漫反射光谱的影响;(b)血氧饱和度对漫反射光谱的影响

Fig. 4 Effect of total hemoglobin concentration and blood oxygen saturation on diffuse reflectance spectrum. (a) Effect of total hemoglobin concentration on diffuse reflectance spectrum; (b) effect of blood oxygen saturation on diffuse reflectance spectrum

同时,人体血液中还可能含有高铁血红蛋白和硫血红蛋白等非功能血红蛋白<sup>[32-34]</sup>,这些成分含量的异常对应着一些潜在的且威胁生命的疾病<sup>[35]</sup>。

由此,本文仿真了不同高铁血红蛋白浓度  $C_{\text{met}}$  以及硫血红蛋白浓度  $C_{\text{sulf}}$  下在 450~700 nm 波段的皮肤漫反射光谱,结果如图 5 所示。

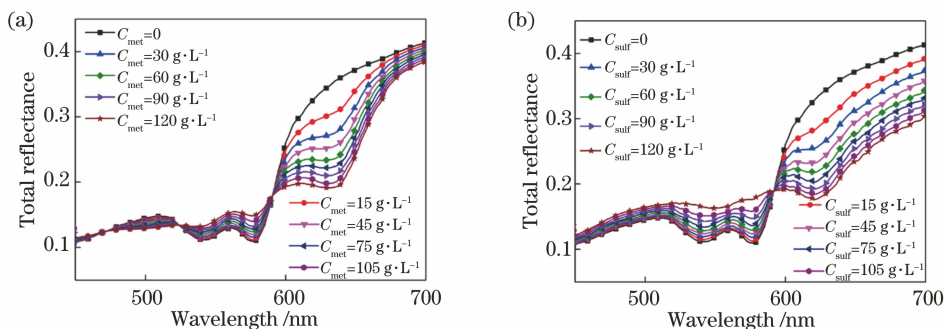


图 5 非功能血红蛋白浓度对漫反射光谱的影响。(a)高铁血红蛋白浓度对漫反射光谱的影响;(b)硫血红蛋白浓度对漫反射光谱的影响

Fig. 5 Effect of nonfunctional hemoglobin concentration on diffuse reflectance spectrum. (a) Effect of methemoglobin concentration on diffuse reflectance spectrum; (b) effect of sulfhemoglobin concentration on diffuse reflectance spectrum

如图 5 所示,高铁血红蛋白和硫血红蛋白的浓度变化都会显著地改变皮肤的漫反射光谱。两种成分对光谱的影响有一定的相似之处,在 600 nm 左右都具有一个拐点;在大于拐点的波段内,高铁血红蛋白浓度与硫血红蛋白浓度的增加都会导致漫反射率的下降;在小于拐点的波段内,硫血红蛋白浓度的增加会导致漫反射率的增加且光谱的  $w$  特征消失,而高铁血红蛋白浓度的变化对光谱的影响依旧不一致,即在 470~525 nm 波段的漫反射率随着高铁血红蛋白浓度的增加而减少,在 450~470 nm 和 525~600 nm 波段的漫反射率随着高铁血红蛋白浓度的增加而增加。

可逆的创伤,据调查 65%~70% 的新生儿该成分含量超标<sup>[36]</sup>,由此研究胆红素具有重要意义。本文仿真了不同胆红素浓度  $C_{\text{bili}}$  下皮肤的漫反射光谱,结果如图 6 所示。

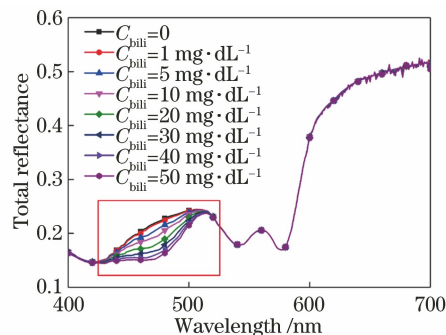


图 6 胆红素浓度对漫反射光谱的影响

Fig. 6 Effect of bilirubin concentration on diffuse reflectance spectrum

外周血液中不仅含有血红蛋白这一主要发色团,由血红蛋白分解产生的胆红素也是血液中的一种发色团。胆红素是一种黄色的物质,具有一定的毒性,含量过高可能会对大脑以及神经系统造成不

如图 6 所示,随着胆红素浓度的增加,其在 400~550 nm 波段会对皮肤的漫反射光谱产生显著的影响。相比上述分析的成分,胆红素对皮肤漫反射光谱的影响具有较强的特征性。

### 3.2 血红蛋白等成分对肤色的影响

为了探究外周血液异常对肤色的影响,首先基于仿真的血液含量变化和黑色素含量变化下的漫反射光谱,本文重构了健康人体的肤色,结果如图 7 所示,横轴为血液容积分数  $f_{\text{blood}}$  从 2% 变化到 7%,纵轴为黑色素体积分数  $f_{\text{mel}}$  从 1% 变化到 20%。

在重构的正常肤色的基础上,本文将进一步重构多种外周血液成分变化(甚至异常)下的肤色。人体的总血红蛋白浓度  $C_{\text{Hb}}$  一般在 110~160 g/L 之间,血红蛋白浓度偏离正常水平会引起贫血等健康问题,为此本文重构了血红蛋白在 40~250 g/L 之间的肤色,结果如图 8 所示。从图 8 可以看到,血红蛋白浓度的降低会导致肤色发黄。由此,当人体血

液成分含量处于正常水平时,血红蛋白浓度与血液含量的变化均会导致肤色变化,而且难以区分。在评估血红蛋白浓度时,需要确定测量部位的血液含量水平。

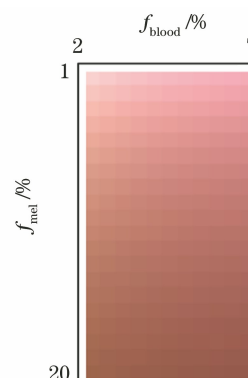


图 7 不同外周血液含量和黑色素含量的皮肤颜色  
Fig. 7 Skin color with different peripheral blood volume and melanin volume

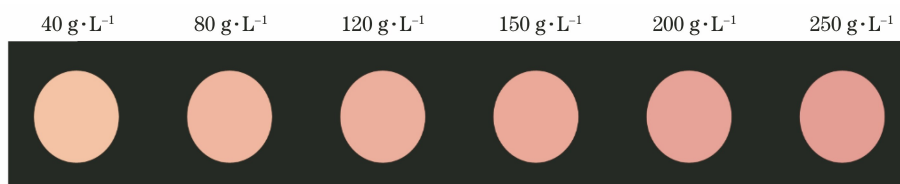


图 8 不同血红蛋白浓度下的皮肤颜色

Fig. 8 Skin color at different hemoglobin concentrations

不仅总血红蛋白浓度对肤色有明显的影响,血红蛋白的组成对肤色也有影响。血液中血红蛋白主要由含氧血红蛋白和还原血红蛋白组成,血氧饱和度可以表示两种血红蛋白浓度的比例关系,因此本文将进一步分析血氧饱和度对皮肤漫反射光谱的影响。考虑到正常动脉的血氧饱和度在 95%~100%

之间,因小于 80% 可能损害器官功能<sup>[37]</sup>,为此本文重构了血液含量较低和血液含量较高的情况下血氧饱和度  $f_{\text{oxy}}$  在 20%~98% 之间的肤色,结果如图 9 所示。从图 9 可以看到:随着血氧饱和度的下降,红色分量逐渐减少,故肤色逐渐变为紫色;当血液含量较高时,血氧饱和度对肤色的影响更为显著,该重构

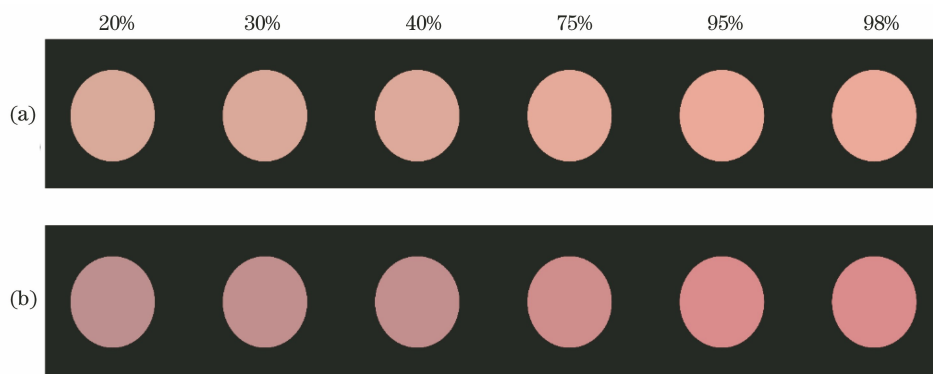


图 9 不同血氧饱和度下的肤色。(a)当血液含量为 2% 时,不同血氧饱和度下的肤色;  
(b)当血液含量为 7% 时,不同血氧饱和度下的肤色

Fig. 9 Skin color at different oxygen saturation levels. (a) Skin colour at different oxygen saturation levels at 2% of blood volume; (b) skin color at different oxygen saturation levels at 7% of blood volume

现象与实际情况下由氧气供应问题引起的外周紫绀现象一致,即引起肤色发紫且指尖等血液含量丰富的部位呈现更明显的变色<sup>[38]</sup>。

在健康人体血液中仅含有微量或不含有非功能血红蛋白(高铁血红蛋白和硫血红蛋白等)时,这些非功能血红蛋白含量的异常可能会导致人体患有严重疾病,因此预测和及时检测这些成分含量的异常情况具有重要意义。为了探究这些非功能血红蛋白

含量异常对肤色的影响,本文重构了高铁血红蛋白和硫血红蛋白两种非功能血红蛋白浓度在 0~120 g/L 之间的肤色,结果如图 10 所示。从图 10 可以看到:随着高铁血红蛋白浓度的增加,肤色逐渐变为紫色;随着硫血红蛋白浓度的增加,肤色逐渐变为青色。上述两者成分对应的变色情况与一些实际病例<sup>[39-40]</sup>的变色情况符合。

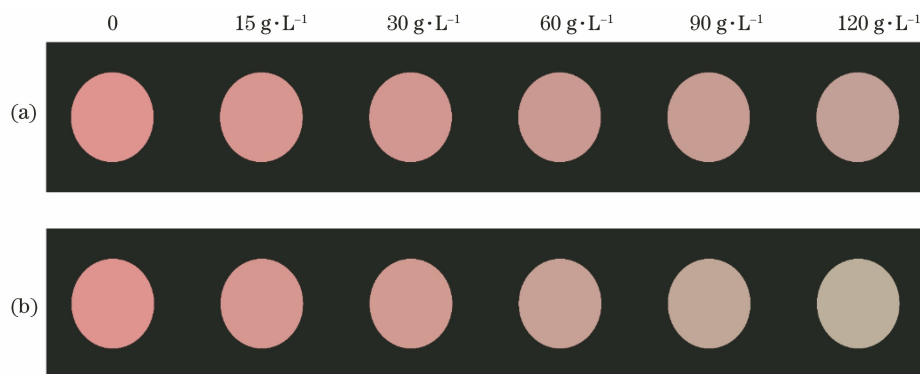


图 10 不同非功能血红蛋白浓度下的肤色。(a)不同高铁血红蛋白浓度下肤色;(b)不同硫血红蛋白浓度下肤色  
Fig. 10 Skin color at different nonfunctional hemoglobin concentrations. (a) Skin color at different methemoglobin concentrations; (b) skin color at different sulfhemoglobin concentrations

血液成分中不仅血红蛋白起到显色作用,胆红素也起到显色作用。正常成人体的胆红素浓度在 0.2~1.9 mg/dL 之间,当胆红素浓度过高且在 29.2~47.5 mg/L 之间时,这会引起脑代谢的改变并产生永久性的损伤,从而对人体带来不可逆转的

危害<sup>[41-42]</sup>。为了分析胆红素浓度对肤色的影响,本文重构了血液中胆红素浓度  $C_{\text{bili}}$  在 0~40 mg/L 之间的肤色,结果如图 11 所示。从图 11 可以看到,随着胆红素浓度的增加,肤色逐渐变为黄色,这与实际胆红素增加的肤色变化现象符合<sup>[43]</sup>。

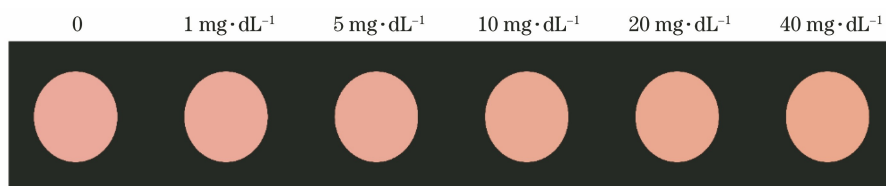


图 11 不同胆红素浓度下的肤色  
Fig. 11 Skin color at different bilirubin concentrations

### 3.3 色谱融合在发绀及黄疸病理分析的应用

针对发绀及黄疸两种现象,本节对其病理进行具体分析并预测。发绀是动脉血栓和心力衰竭等多种疾病的早期症状,最常见的原因因为血氧饱和度低<sup>[44]</sup>,少数情况下是由非功能血红蛋白(高铁血红蛋白和硫血红蛋白)浓度异常导致的<sup>[45]</sup>。对不同血氧饱和度、高铁血红蛋白浓度以及硫血红蛋白浓度下的皮肤漫反射光谱及肤色进行研究,可用于发绀现象的检测以及发绀现象成因的分析。同时,血液中胆红素的堆积会导致黄疸,为此对不同胆红素浓度下的皮肤漫反射光谱及肤色进行研究,可用于黄

疸疾病的检测。

根据对发绀及其成因和黄疸的检测应用需求,本文首先在 RGB 空间对正常肤色和多种外周血液成分异常下的肤色进行分析,结果如图 12 所示。图 12(a)为正常肤色在颜色空间中呈曲面分布。当血液容积分数  $f_{\text{blood}}$  较低或较高,以及血氧饱和度  $f_{\text{oxy}}$ 、高铁血红蛋白浓度  $C_{\text{met}}$  和硫血红蛋白浓度  $C_{\text{sulf}}$  异常时,皮肤会出现发绀现象,异常肤色在颜色空间中的分布如图 12(b)所示。从图 12(b)可以看出,三种情况在颜色空间中具有相似的变化趋势,即在相似方向上呈现非线性的变化趋势。图 12(c)为



胆红素浓度  $C_{\text{bili}}$  异常,患有黄疸的肤色在颜色空间中呈线性。图 12(d)为发绀、黄疸以及正常肤色在颜色空间中的分布。根据观察可知,三种情况的分布并不重叠,发绀和患有黄疸的异常肤色分布在正常肤色曲面的两侧。由这种显著的差异可知,正常

白光下使用数据驱动的分类方法可以实现对三种情况的无创诊断。但对于多种成因所导致的发绀现象,其在颜色空间中的分布十分类似,在一定的异常范围内可能存在无法区分的肤色,仅使用肤色很难对发绀现象的成因进行准确区分。

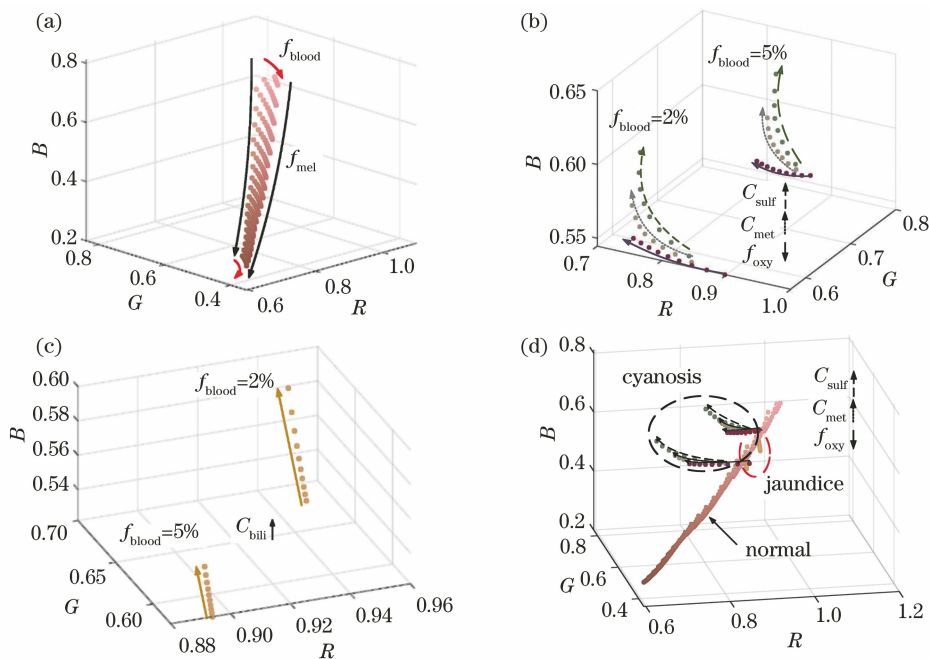


图 12 不同皮肤组织参数下肤色在颜色空间中的分布。(a)正常肤色在颜色空间中的分布;(b)患有发绀的肤色在颜色空间中的分布;(c)患有黄疸的肤色在颜色空间中的分布;(d)正常肤色和外周血液成分异常肤色在颜色空间中的分布

Fig. 12 Distribution of skin color in color space under different skin tissue parameters. (a) Distribution of normal skin color in color space; (b) distribution of cyanosis in color space; (c) distribution of jaundiced skin color in colour space; (d) distribution of normal skin color and abnormal skin color in color space

由于仅使用肤色难以对发绀现象进行区分,为此本文将色谱融合来检测发绀现象的成因,并同时考虑肤色特征和特定波段下的漫反射光谱信息以实现的发绀现象成因的检测。如图 13 所示,血氧饱和度、高铁血红蛋白浓度和硫血红蛋白浓度的异常导致发绀现象下的肤色和漫反射光谱一致。根据观察可知,三种成因所对应的肤色差异并不显著,但漫反射光谱却具有特征差异。对于血氧饱和度过低所导致的发绀,漫反射率在 600~650 nm 之间呈单调递增的趋势且谱线的 w 形特征消失,但由高铁血红蛋白或硫血红蛋白的浓度过高导致在 600~650 nm 之间存在局部下降的拐点。同时,当硫血红蛋白与高铁血红蛋白的浓度过高时,漫反射率在 600~700 nm 之间存在不同的拐点,前者的拐点相对后者更早,且前者的漫反射率在 450~550 nm 之间存在特征峰。综上可知,虽然白光照明下无法准确区分发绀现象的成因,但结合三种情况在漫反射光谱上的差异性,设计合理的照明光源或结合颜色和特定

波段下的漫反射谱信息,可通过肤色实现对发绀现象成因的准确区分。

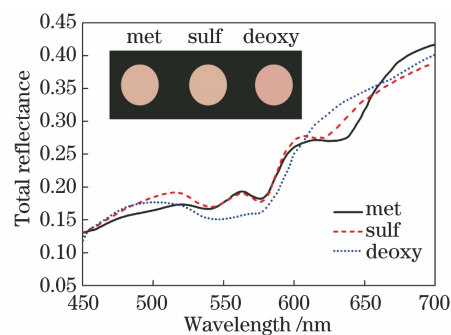


图 13 血氧饱和度异常、高铁血红蛋白浓度异常、硫血红蛋白浓度异常所导致的发绀现象下的肤色及对应的漫反射光谱

Fig. 13 Skin color with cyanosis caused by abnormal oxygen saturation, abnormal methemoglobin concentration, and abnormal sulfur hemoglobin concentration and corresponding diffuse reflectance spectrum



## 4 结 论

本文根据人体皮肤的结构及其与光相互作用的特征构建了皮肤模型,采用蒙特卡罗方法仿真了正常人体以及在不同外周血液总血红蛋白浓度、血氧饱和度、高铁血红蛋白浓度、硫血红蛋白浓度和胆红素浓度下的皮肤漫反射光谱,并重构了白光照射下对应的皮肤颜色。基于仿真数据进一步分析了上述多种外周血液成分对皮肤漫反射光谱以及颜色的影响。实验结果表明,仅在白光照射下即可实现对正常、患有黄疸以及发绀的肤色的区分。同时针对通过肤色难以分析发绀现象成因的难题,本文提出了色谱融合分析方法。所得结果为基于皮肤漫反射光谱和颜色特征实现外周血液成分的检测提供理论支持。

本文着重讨论了不同血液成分下肤色和皮肤的漫反射光谱,然而实际人体肤色和皮肤的漫反射光谱会受到更多复杂因素的影响。对于不同人种而言,最显著的区别是黑色素含量的差异,为此本文分析了皮肤中黑色素含量较低的人种,部分血液成分对肤色和漫反射光谱的影响与黑色素所产生的影响具有可分离性,在颜色空间上选择正交于黑色素浓度变化的方向即可消除黑色素对肤色的影响。对于黑色素含量较高的人种,表皮黑色素对光的吸收过强,这会导致漫反射光谱所含血液成分信息量过低而难以提取,为此可以选择手掌等黑色素含量较低的部位作为探测部位以规避黑色素的影响。另外,不同特征人群在不同皮肤层厚度、水含量、脂质含量下也对肤色和皮肤的漫反射光谱具有一定的影响,未来将进一步探索上述因素对生理参数提取的影响。

### 参 考 文 献

- [1] McMurdy J W, Jay G D, Suner S, et al. Diffuse reflectance spectra of the palpebral conjunctiva and its utility as a noninvasive indicator of total hemoglobin [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, 11(1): 014019.
- [2] Feng Y, Cai J. Age estimation of the bloodstains on different substrates based on the hyperspectral imaging technology [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(5): 053004.  
冯颖,蔡竞. 基于高光谱成像技术的不同介质血迹陈旧度研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(5): 053004.
- [3] Nkengne A, Robic J, Seroul P, et al. SpectraCam®: a new polarized hyperspectral imaging system for repeatable and reproducible *in vivo* skin quantification of melanin, total hemoglobin, and oxygen saturation [J]. *Skin Research and Technology*, 2018, 24(1): 99-107.
- [4] Wang E J, Li W, Hawkins D, et al. HemaApp: noninvasive blood screening of hemoglobin using smartphone cameras [C] // *Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, September 12-16, 2016, Heidelberg, Germany. New York: ACM, 2016: 593-604.
- [5] Park S M, Visbal-Onufrak M A, Haque M M, et al. Health spectroscopy of blood hemoglobin with spectral super-resolution [J]. *Optica*, 2020, 7(6): 563-573.
- [6] Kong L Q, Chen F, Zhao Y J, et al. Non-contact psychological stress detection combining heart rate variability and facial expressions [J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(3): 0310003.  
孔令琴,陈飞,赵跃进,等. 融合心率变异性与表情的非接触心理压力检测[J]. *光学学报*, 2021, 41(3): 0310003.
- [7] Wang L H, Jacques S L, Zheng L Q. MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, 47(2): 131-146.
- [8] Xu G, Dong L Q, Kong L Q, et al. Parameters inversion algorithm of biological tissues based on a neural network model [J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(11): 1117001.  
徐歌,董立泉,孔令琴,等. 基于神经网络模型的生物组织参数反演算法[J]. *光学学报*, 2021, 41(11): 1117001.
- [9] Zhong X, Wen X, Zhu D. Lookup-table-based inverse model for human skin reflectance spectroscopy: two-layered Monte Carlo simulations and experiments [J]. *Optics Express*, 2014, 22(2): 1852-1864.
- [10] Karamavuş Y, Özkan M. Newborn jaundice determination by reflectance spectroscopy using multiple polynomial regression, neural network, and support vector regression [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2019, 51: 253-263.
- [11] Nishidate I, Minakawa M, McDuff D, et al. Simple and affordable imaging of multiple physiological parameters with RGB camera-based diffuse reflectance spectroscopy [J]. *Biomedical Optics Express*, 2020, 11(2): 1073-1091.
- [12] Flock S T, Patterson M S, Wilson B C, et al. Monte Carlo modeling of light propagation in highly

- scattering tissues. I. Model predictions and comparison with diffusion theory [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, 36(12): 1162-1168.
- [13] Ren N N, Liang J M, Qu X C, et al. GPU-based Monte Carlo simulation for light propagation in complex heterogeneous tissues [J]. *Optics Express*, 2010, 18(7): 6811-6823.
- [14] Doronin A, Meglinski I. Online object oriented Monte Carlo computational tool for the needs of biomedical optics [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(9): 2461-2469.
- [15] McGrath J A, Uitto J. Structure and function of the skin [EB/OL]. (2016-10-09) [2021-09-12]. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781118441213.rtd0002>.
- [16] Igarashi T, Nishino K, Nayar S K. The appearance of human skin: a survey [J]. *Foundations and Trends® in Computer Graphics and Vision*, 2007, 3(1): 1-95.
- [17] Saidi I S, Jacques S L, Tittel F K. Mie and Rayleigh modeling of visible-light scattering in neonatal skin [J]. *Applied Optics*, 1995, 34(31): 7410-7418.
- [18] Bashkatov A N, Genina E A, Kochubey V I, et al. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm [J]. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2005, 38(15): 2543-2555.
- [19] Jacques S L. Optical properties of biological tissues: a review [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2013, 58(11): R37-R61.
- [20] Prahl S. Optical absorption of hemoglobin [EB/OL]. [2021-01-05]. <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin>.
- [21] Sardar D K, Mayo M L, Glickman R D. Optical characterization of melanin [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2001, 6(4): 404-411.
- [22] Randeberg L L, Bonesrønning J H, Dalaker M, et al. Methemoglobin formation during laser induced photothermolysis of vascular skin lesions [J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2004, 34(5): 414-419.
- [23] Yarynovska I H, Bilyi A I. Absorption spectra of sulfhemoglobin derivatives of human blood [J]. *Proceedings of SPIE*, 2006, 6094: 60940G.
- [24] Dixon J M, Taniguchi M, Lindsey J S. PhotochemCAD 2: a refined program with accompanying spectral databases for photochemical calculations [J]. *Photochemistry and Photobiology*, 2005, 81(1): 212-213.
- [25] Saidi I S. Transcutaneous optical measurement of hyperbilirubinemia in neonates [D]. Houston: Rice University, 1992.
- [26] Maeda T, Arakawa N, Takahashi M, et al. Monte Carlo simulation of spectral reflectance using a multilayered skin tissue model [J]. *Optical Review*, 2010, 17(3): 223-229.
- [27] Burns T, Breathnach S, Cox N, et al. *Rook's textbook of dermatology* [M]. 8th ed. New York: John Wiley & Sons, 2010.
- [28] Anderson R R, Parrish J A. The optics of human skin [J]. *Journal of Investigative Dermatology*, 1981, 77(1): 13-19.
- [29] Anderson M, Motta R, Chandrasekar S, et al. Proposal for a standard default color space for the internet-sRGB [C] // 4th Color and Imaging Conference, November 19-22, 1996, Scottsdale, Arizona, USA. New York: The Society for Imaging Science and Technology, 1996, 1996(1): 238-245.
- [30] Caduff A, Talary M S, Zakharov P. Cutaneous blood perfusion as a perturbing factor for noninvasive glucose monitoring [J]. *Diabetes Technology & Therapeutics*, 2010, 12(1): 1-9.
- [31] Lu H, Edwards C, Gaskell S, et al. Melanin content and distribution in the surface corneocyte with skin phototypes [J]. *The British Journal of Dermatology*, 1996, 135(2): 263-267.
- [32] van Leeuwen S R, Baranoski G V G, Kimmel B W. Three-wavelength method for the optical differentiation of methemoglobin and sulfhemoglobin in oxygenated blood [C] // 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), July 11-15, 2017, Jeju, Korea. New York: IEEE Press, 2017: 4570-4573.
- [33] Haymond S, Cariappa R, Eby C S, et al. Laboratory assessment of oxygenation in methemoglobinemia [J]. *Clinical Chemistry*, 2005, 51(2): 434-444.
- [34] George A, Goetz D. A case of sulfhemoglobinemia in a child with chronic constipation [J]. *Respiratory Medicine Case Reports*, 2017, 21: 21-24.
- [35] Smith R P. The blue baby syndromes [J]. *American Scientist*, 2009, 97(2): 94-96.
- [36] Shapiro S M. Bilirubin toxicity in the developing nervous system [J]. *Pediatric Neurology*, 2003, 29(5): 410-421.
- [37] Sarkar M, Nirajan N, Banyal P K. Mechanisms of hypoxemia [J]. *Lung India*, 2017, 34(1): 47-60.
- [38] Gharahbaghian L, Massoudian B, Dimassa G. Methemoglobinemia and sulfhemoglobinemia in two pediatric patients after ingestion of hydroxylamine sulfate [J]. *Western Journal of Emergency Medicine*, 2009, 10(3): 197-201.

- [39] Biggs D, Castillo D C. Warm & blue: a case of methemoglobinemia [J]. *Journal of Education and Teaching in Emergency Medicine*, 2019, 4(1): 23-24.
- [40] Raiker R, Lippert W C, Chadha R. Methemoglobinemia in an HIV patient [J]. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, 2018, 85(3): 186-187.
- [41] Bhutani V K, Gourley G R, Adler S, et al. Noninvasive measurement of total serum bilirubin in a multiracial pre-discharge newborn population to assess the risk of severe hyperbilirubinemia [J]. *Pediatrics*, 2000, 106(2): E17.
- [42] Groenendaal F, van der Grond J, de Vries L S. Cerebral metabolism in severe neonatal hyperbilirubinemia [J]. *PEDIATRICS*, 2004, 114(1): 291-294.
- [43] Roche S P, Kobos R. Jaundice in the adult patient [J]. *American Family Physician*, 2004, 69(2): 299-304.
- [44] Baranoski G V G, van Leeuwen S R, Chen T F. Elucidating the biophysical processes responsible for the chromatic attributes of peripheral cyanosis [C] // 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), July 11-15, 2017, Jeju, Korea. New York: IEEE Press, 2017: 90-95.
- [45] Marple C D. Cyanosis [J]. *The American Journal of Nursing*, 1958, 58(2): 222-225.