

# 光电容积脉搏信号的光学特征建模研究

## ——血容量、红细胞与血管壁模型的耦合作用机制

李 凯<sup>1</sup>, 孙九爱<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

<sup>2</sup>上海健康医学院附属上海市嘉定区中心医院医学影像科, 上海

收稿日期: 2025年4月13日; 录用日期: 2025年5月5日; 发布日期: 2025年5月13日

### 摘要

光电容积脉搏描计法(Photoplethysmography, PPG)是一种无创技术, 广泛应用于心率、血氧饱和度等生理参数的监测。然而, PPG信号的生成机制尚未完全明确。现有的血容量模型、红细胞模型以及近年来提出的血管壁运动模型均无法全面解释在不同解剖部位和检测条件下观察到的PPG信号变化。为此, 本研究提出并验证了一种综合光学模型, 该模型结合了血容量、红细胞和血管壁的影响, 能够更全面地解释PPG信号的生成机制。为验证该模型的有效性, 本研究开发了一套定制的多光谱PPG信号采集平台, 采集了20名健康参与者左手食指远节和中节指节区域的PPG信号。实验结果表明, 不同解剖部位和光谱通道PPG信号的脉动分量存在显著差异。通过定量分析各模型因素对PPG信号的贡献, 验证了综合光学模型在解释这些差异方面的有效性和普适性, 表明其可用于不同解剖部位的PPG信号分析, 并为生理参数监测提供了新的理论支持。

### 关键词

光电容积脉搏波, 光学特征模型, 血容量, 红细胞, 血管壁

# Optical Feature Modeling of Photoplethysmographic Signals

## —Coupling Mechanisms of Blood Volume, Red Blood Cell, and Vascular Wall Models

Kai Li<sup>1</sup>, Jiu'ai Sun<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

<sup>2</sup>Department of Medical Imaging, Jiading District Central Hospital Affiliated Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai

\*通讯作者。

## Abstract

Photoplethysmography (PPG) is a noninvasive technique widely used for monitoring physiological parameters such as heart rate and blood oxygen saturation. However, the signal generation mechanism of PPG remains incompletely understood. Existing models—including the blood volume model, red blood cell model, and the recently proposed vascular wall model—fail to comprehensively explain PPG signal variations observed across different anatomical sites and measurement conditions. To address this, we propose and validate a comprehensive optical model that integrates the effects of blood volume, red blood cells, and vascular wall dynamics, providing a more complete explanation of PPG signal generation. To validate the model, we developed a custom multi-spectral PPG acquisition platform and collected signals from the distal and middle phalanges of the left index fingers of 20 healthy participants. Experimental results demonstrate significant differences in the pulsatile components of PPG signals across anatomical sites and spectral channels. A quantitative analysis of the contributions of each factor in the model confirms its validity and generalizability in explaining these variations. This comprehensive model enhances the understanding of PPG signal generation across various anatomical regions and provides a stronger theoretical foundation for improving physiological parameter monitoring.

## Keywords

Photoplethysmography, Optical Feature Model, Blood Volume, Red Blood Cell, Vascular Wall

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

PPG 是一种广泛应用于临床诊断和健康监测的光学技术, 通过检测特定波长的光在组织中反射或透射时强度随时间的变化, PPG 能捕捉与血液循环相关的脉搏波[1]。尽管 PPG 技术已被广泛应用, 但其信号的生成机制仍存在诸多不确定性。在过去几十年, PPG 信号的来源主要归因于两个经典模型: 血容量模型(Blood Volume Model, BVM)和红细胞模型(Red Blood Cell Model, RBCM)。BVM 假设动脉血容量的周期性波动调节了血液对光的吸收量, 从而调制 PPG 信号的形成[2]。相比之下, RBCM 强调红细胞(Red Blood Cells, RBC)在不同状态下对光吸收和散射的调节作用, 认为其在光强变化中起到关键作用[3]。近年来, 研究人员提出了血管壁模型(Vascular Wall Model, VWM), 认为动脉上方组织的周期性压缩与舒张会导致光吸收的变化, 在 PPG 信号的形成中发挥重要作用[4]。

尽管上述模型从不同角度解释了 PPG 信号的生成机制, 但它们各自的局限性使其难以全面涵盖这一复杂过程。在不同解剖部位和检测条件下, PPG 信号的特征往往存在显著差异, 这进一步凸显了单一模型的不足。例如, BVM 难以解释绿光检测的 PPG 信号, 因为绿光穿透深度有限, 通常无法到达搏动的动脉[5]。在由硬组织(如牙髓或骨骼)包围的区域, PPG 信号的生成则主要依赖于 RBCM 的贡献[6] [7]。在毛细血管区域, 大多数红细胞只能单排通过, RBCM 的作用显著减弱, 此时 VWM 对信号生成的贡献可能更大。而在搏动脉较浅表的区域, 血容量的周期性变化对 PPG 信号的影响占主导地位, 因此 BVM 的作用可能更加显著。

心脏的周期性搏动是 PPG 信号的根本来源, 在心脏收缩过程中, 血液被泵送至全身, 动脉血容量的变化、红细胞状态的调整以及血管壁的运动共同影响 PPG 信号的生成[8]。然而, 在不同解剖部位和光谱条件下, 这些因素对 PPG 信号的相对贡献存在显著差异。以往的研究多集中于单一模型或特定测量部位, 缺乏对多种模型光学特性的综合研究[9]。为克服单一模型的局限性, 亟需一种能够同时整合血容量、红细胞和血管壁等多种因素的综合光学模型, 以更全面地解释 PPG 信号的生成机制[10]。这种综合方法不仅有助于加深对 PPG 信号物理基础的理解, 还能增强其在不同解剖部位、光谱条件和应用场景中的适用性。

本研究的主要目标是提出一种结合上述三种模型的综合光学模型, 并通过手指指节实验验证其有效性和适用性。我们采集了左手食指远节和中节指节区域在不同光谱条件下的 PPG 信号, 并分析了模型中各变量对信号生成的贡献。实验结果表明, 该综合模型能够更准确地解释 PPG 信号的生成机制, 并具有较强的普适性。综合光学模型的引入不仅丰富了 PPG 信号生成的理论基础, 还为 PPG 技术在生理监测和医疗应用领域的进一步发展提供了新的启示。

## 2. 光学特征模型构建

本研究提出的综合光学模型基于朗伯 - 比尔定律, 该定律描述了光在均质介质中的衰减过程, 是 PPG 技术的理论基础。根据朗伯 - 比尔定律, 透射或反射光强度  $I$  可表示为入射光强度  $I_0$ 、吸收系数  $\varepsilon$ 、吸收物质浓度  $C$  和光路长度  $L$  的函数[11]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L} \quad (1)$$

在血容量模型中, 动脉血容量的变化被认为是影响透射或反射光强度的主要因素。当吸收系数和血液浓度保持不变时, 心脏收缩会导致动脉血量增加, 从而影响光的传播。光与增加的血容量之间的相互作用可以用光路长度  $L$  随时间  $t$  的变化来表示为:  $L + \Delta L(t)$ 。考虑到光在皮肤内的散射, 检测器在给定时间  $t$  接收到的光强度可以用修正版的朗伯 - 比尔定律来表示[11] [12]:

$$I(t) = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot (L + \Delta L(t)) + G} + n(t) \quad (2)$$

其中,  $G$  是与皮肤光散射相关的系数,  $n(t)$  表示可忽略的量化噪声。对于光路长度的微小变化  $\Delta L(t)$ , 指数项可通过泰勒展开近似为:

$$e^{\varepsilon \cdot c \cdot (L + \Delta L(t)) + G} \approx e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L + G} \cdot (1 - \varepsilon \cdot c \cdot \Delta L(t)) \quad (3)$$

进一步可简化可得:

$$I(t) \approx I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L + G} \cdot (1 - \varepsilon \cdot c \cdot \Delta L(t)) \quad (4)$$

在心脏舒张阶段, 光路长度没有变化时, 此时传感器检测到的光强( $I_{diastole}$ )可表示为:

$$I_{diastole} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L + G} \quad (5)$$

因此, 相对于舒张期的光强变化  $\Delta I(t)$  可表示为:

$$\Delta I(t) \approx \left| I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L + G} \cdot (1 - \varepsilon \cdot c \cdot \Delta L(t)) - I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot L + G} \right| \quad (6)$$

简化后得到:

$$\Delta I(t) \approx I_{diastole} \cdot \varepsilon \cdot c \cdot \Delta L(t) \quad (7)$$

该表达式提供了心动周期中相对于舒张期光强变化  $\Delta I(t)$  的近似值, 并通过  $\Delta L(t)$  项将其与动脉血容量的变化联系起来。

在红细胞模型中, 光与 RBC 的相互作用至关重要。RBC 的光学特性可随各种生理过程(如聚集、分解、重新定向和变形)而发生变化, 从而影响血液对光的吸收系数。在血液流动过程中, 假设物质浓度和光路长度保持不变时, 这些生理过程会导致 RBC 的光吸收系数  $\varepsilon$  变为  $\varepsilon + \Delta\varepsilon(t)$ 。通过类似推导可得:

$$\Delta I(t) \approx I_{diastole} \cdot L \cdot c \cdot \Delta\varepsilon(t) \quad (8)$$

公式(8)表明, 在 RBCM 框架下, 光强度的变化主要取决于吸收系数  $\Delta\varepsilon(t)$  的变化, 而该变化受 RBC 的聚集、分解、重新定向和变形等生理过程的影响。这些过程可表示为[13] [14]:

$$\Delta\varepsilon(t) \approx w_1 \cdot R(t) + w_2 \cdot A(t) + w_3 \cdot D(t) \quad (9)$$

其中,  $R(t)$ 、 $A(t)$ 、 $D(t)$  表示 RBC 重新定向、聚集、解聚和变形的影响,  $w_1$ 、 $w_2$  和  $w_3$  表示这些过程的相对权重系数。

在血管壁模型中, 光的穿透深度起着关键作用。例如, 由于绿光的穿透深度有限, 它无法到达搏动的动脉层, 但可以与动脉上方富含毛细血管床的组织发生相互作用。当心脏的周期性搏动引起动脉跨膜压力变化时, 动脉上方组织中吸光物质的平均浓度发生改变。当血管壁对上方组织压力增加时, 吸光物质(如红细胞)的平均浓度从  $C$  增加到  $C + \Delta C(t)$ 。在此过程中, 吸光物质的光吸收系数和光路长度可视为恒定[15]。基于这一假设, 光强变化  $\Delta I(t)$  的表达式可类似推导为:

$$\Delta I(t) \approx I_{diastole} \cdot L \cdot \varepsilon \cdot \Delta c(t) \quad (10)$$

实际上, 在使用 PPG 技术捕捉脉搏波时, 上述三个模型会同时发生作用以调制 PPG 信号的形成, 其相对贡献因解剖部位和检测条件而异。假设这些因素的影响相互独立且呈线性叠加, 可以构建如下的综合光学特征模型来描述光强度的变化:

$$\Delta I(t) \approx I_{diastole} \cdot [\varepsilon \cdot c \cdot \Delta L(t) + L \cdot c \cdot \Delta\varepsilon(t) + L \cdot \varepsilon \cdot \Delta c(t)] \quad (11)$$

该表达式基于 BVM、RBCM 和 VWM 模型的线性叠加, 描述了 PPG 信号强度的变化如何随光路长度、吸收系数和吸光物质浓度的变化而改变。通过同时考虑血容量的变化、红细胞吸收特性以及血管壁的运动, 该模型为 PPG 信号生成的复杂机制提供了一个统一的理论框架。

### 3. 实验设计与方法



Figure 1. Multispectral image acquisition platform  
图 1. 多光谱影像采集平台

如图 1 所示, PPG 信号采集平台由多光谱相机(JAI AD-130GE)、高分辨率镜头(Qioptig LINOS MeVis-C 1.6/25)以及 OSRAM 宽光谱卤素光源组成。光源的光谱范围覆盖 350~1000 nm, 光功率为 35 W, 并由直流稳定电源驱动, 从手指上方提供均匀稳定的照明, 形成约 50 cm × 50 cm 的均匀光照区域。光源的强度足以显著抑制环境光干扰。为降低皮肤表面镜面反射对信号的影响, 光源和镜头前安装了相互正交的线性偏振片。多光谱相机通过数据接口连接至计算机, 用于同步记录近红外和可见光通道的视频数据。每次采集持续 30 秒, 视频帧率为 18 帧/秒, 帧分辨率为 1296 × 966 像素。实验在严格控制的环境条件下进行, 实验室温度维持在 20℃~25℃, 相对湿度保持在 40%~50%, 以确保实验数据的稳定性。

本研究以左手食指的远节指节和中节指节为研究对象, 共招募了 20 名健康志愿者(10 名男性, 10 名女性, 年龄范围为 21 至 30 岁)。为确保数据采集的一致性和实验条件的可控性, 所有志愿者在数据采集前均需静坐休息 10 分钟, 以稳定心率及血流状态。实验过程中, 志愿者被要求将手指自然平放于一张 A4 白纸上, 手指朝上并保持均匀放置。采集期间, 志愿者需保持稳定的呼吸节律, 并尽量避免不必要的手部运动, 以最大程度减少运动伪影对信号质量的干扰。实验采用多光谱相机同步记录近红外光和可见光通道的视频数据, 每次采集持续 30 秒。在视频采集完成后, 在相同照明条件下额外拍摄一帧白纸图像, 用作光谱校正的参照帧。需要特别说明的是, 由于蓝光通道信号的信噪比较低, 其数据未被纳入后续分析。

在后续数据处理环节中, 从左手食指的远节指节和中节指节分别均匀选取 100 个感兴趣区域(Region of Interest, ROI), 每个 ROI 为 10 × 10 像素。首先, 将每个 ROI 的平均像素值与白纸参照物对应 ROI 的平均像素值相除, 以完成光谱校正, 从而消除光照不均的影响。随后, 通过对经过校正的 ROI 像素值进行时间序列分析, 提取光强随时间变化的信号, 并生成相应的脉搏波形。

为进一步提高信号质量, 采用经验模态分解和小波变换对信号进行预处理。其中, 小波变换用于去除高频噪声, 而经验模态分解法则用于消除低频基线漂移。经预处理后, 利用峰值检测算法提取脉搏波形中的峰值和谷值, 分别对应每个心跳周期内光电检测到的最大和最小光强。波谷值的平均值定义为直流分量(Direct Current, DC), 反映稳定的光强基线; 峰值与谷值之间的平均差值定义为交流分量(Alternating Current, AC), 代表脉动信号的动态变化幅度。如图 2 所示, 每名受试者两指节的交流分量通过 100 个 ROI 的平均值计算得出, 作为最终的量化分析指标。

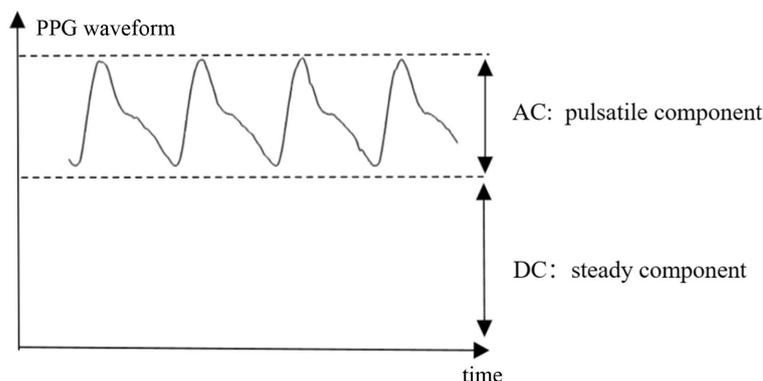


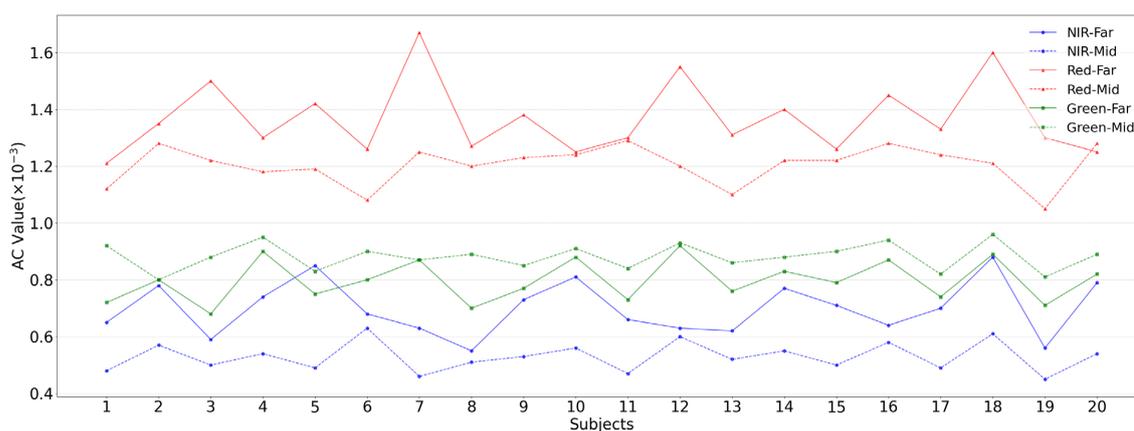
Figure 2. Pulsatile component (AC) and steady component (DC) in PPG waveforms

图 2. PPG 波形中的搏动分量(AC)与稳定分量(DC)

#### 4. 实验结果

图 3 展示了在近红外、红色和绿色光谱通道下, 从 20 名受试者的左手食指远节指节和中节指节采集到的 PPG 信号的脉动分量(交流分量, AC 值)。需要指出的是, 图中呈现的交流值均经过光谱校正处理,

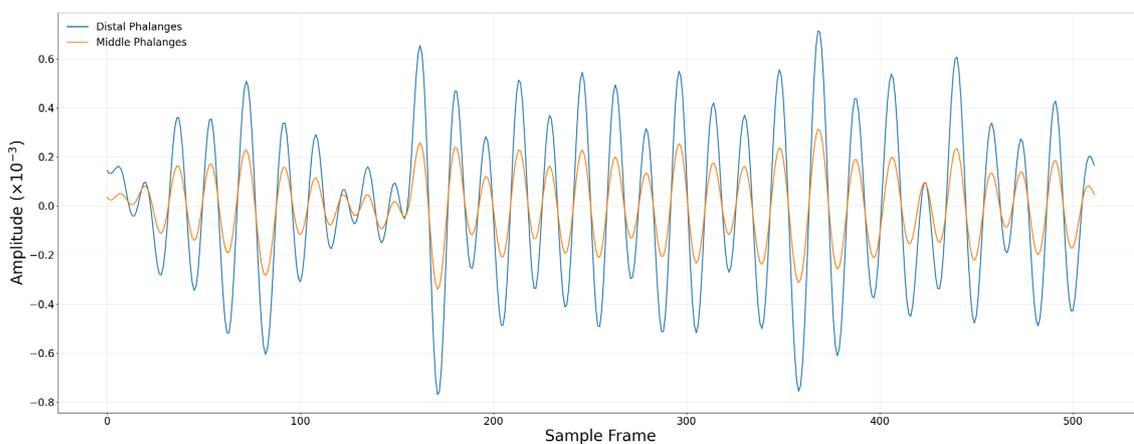
反映了光信号中的动态波动成分。在近红外通道下, 所有受试者远节指节和中节指节的平均 AC 值分别为  $0.71 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.79 \times 10^{-3}$ ) 和  $0.53 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.15 \times 10^{-3}$ )。红色通道的相应数值分别为  $1.35 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.98 \times 10^{-3}$ ) 和  $1.24 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.13 \times 10^{-3}$ ), 而绿色通道的相应数值分别为  $0.80 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.12 \times 10^{-3}$ ) 和  $0.88 \times 10^{-3}$  (标准差:  $0.71 \times 10^{-3}$ )。从图 3 中可以看出, 在近红外和红光通道下, 远节指节的 AC 值普遍高于中节指节的 AC 值, 但在个别受试者中观察到了不一致的情况。配对  $t$  检验结果显示, 在近红外通道下, 远节指节与中节指节的 AC 值差异具有显著性( $t(19) = 8.64, p < 0.01$ ), 而在红色通道下, 差异同样显著( $t(19) = 5.74, p < 0.01$ )。然而, 在绿色通道下, 中节指节的 AC 值高于远节指节, 显示出与近红外和红色通道不同的结果( $t(19) = -6.46, p < 0.01$ )。



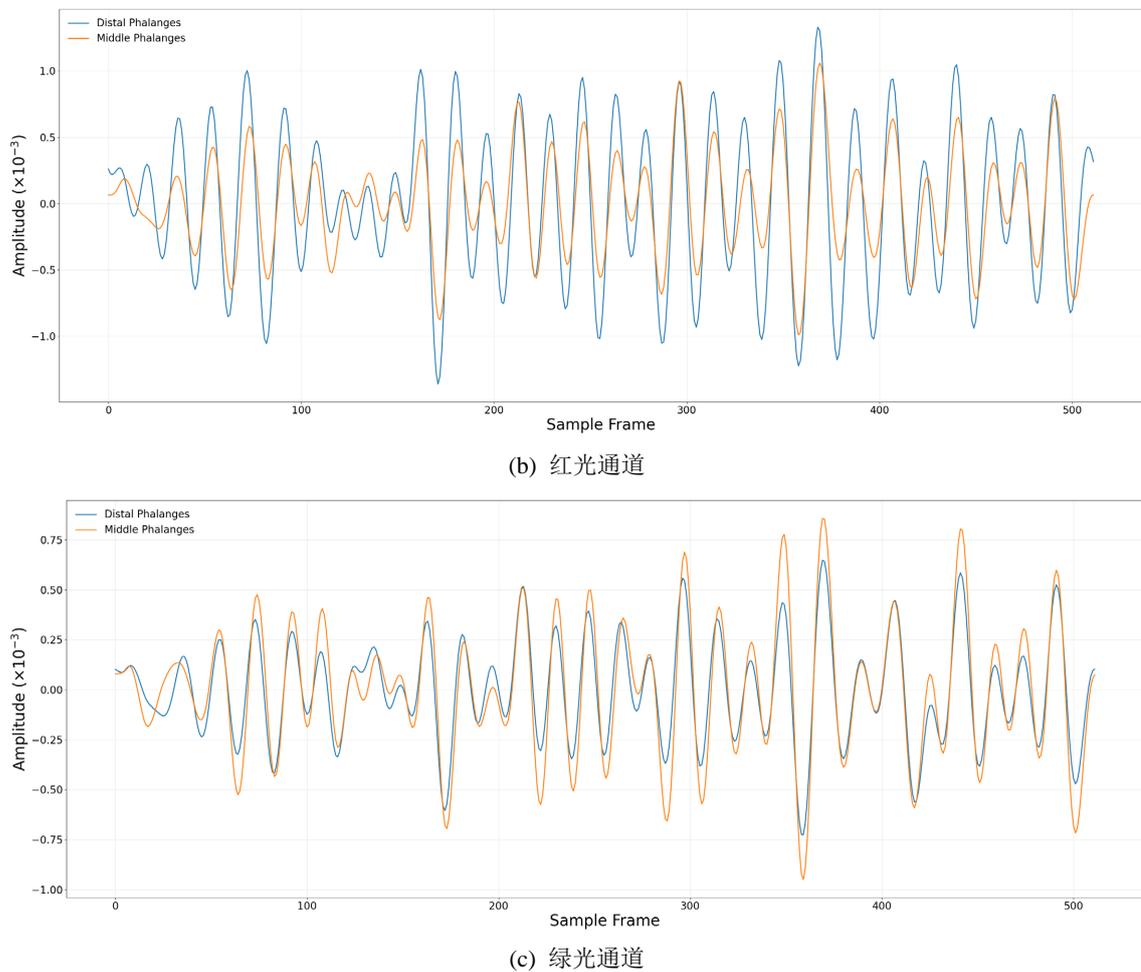
**Figure 3.** AC values of the distal and middle phalanges of 20 subjects under NIR, red and green channels

**图 3.** 20 名受试者的远节和中节指节在近红外、红色和绿色通道下的 AC 值

图 4(a)~(c)分别对应近红外、红色和绿色通道下, 从远节指节和中节指节的  $10 \times 10$  ROI 中提取 PPG 信号。为便于比较, 所有波形信号均中心对齐, 且信号幅度保持不变。从图中可以清晰观察到, 无论是远节指节还是中节指节, 在近红外、红色和绿色光谱通道下采集的 PPG 波形均表现出一致的频率特征, 表明信号的频率与心脏搏动频率同步。此外, 在近红外通道下, 远节指节的脉动分量显著高于中节指节, 显示出远节指节在该通道下更强的脉动信号。然而, 在绿色通道中, 这一趋势发生逆转, 即中节指节的交流分量高于远节指节。这一现象可能与不同光在皮肤组织中的穿透深度及其与血液成分的相互作用有关。



(a) 近红外通道



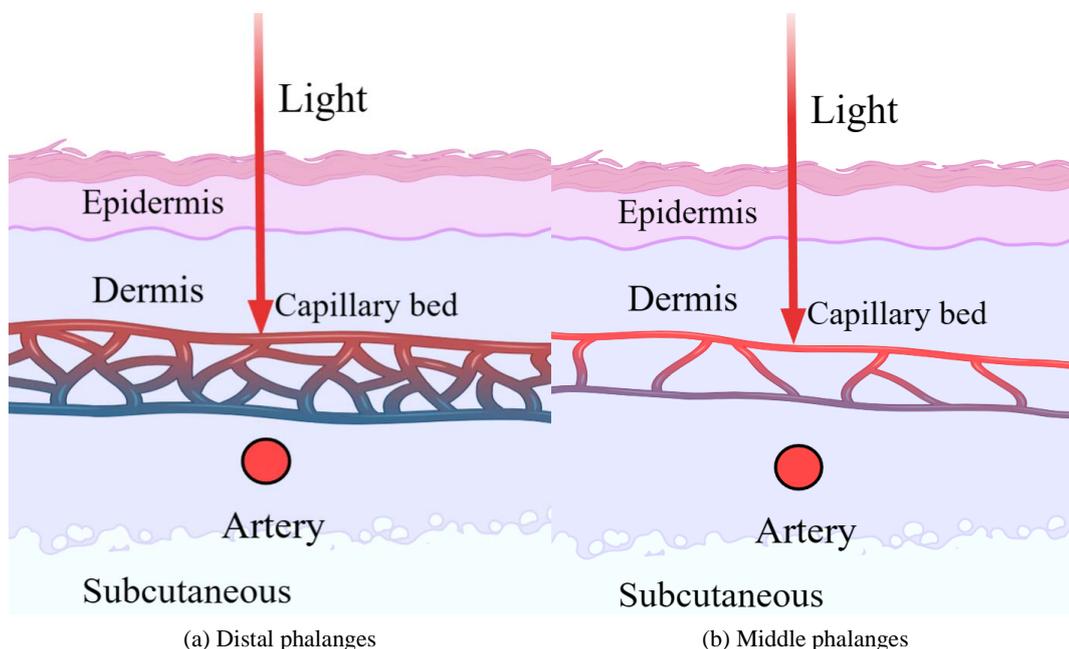
**Figure 4.** PPG waveforms of distal and middle phalanges under NIR channel (a), red (b) and green channel (c)

**图 4.** 远节与中节指节在近红外(a)、红光(b)及绿光通道(c)下的 PPG 波形

## 5. 讨论

本研究选择手指远节指节与中节指节作为实验对象，主要是基于其显著的解剖学结构差异。远节指节通常具有较高的毛细血管密度和较薄的表皮层，而中节指节则表现为较厚的表皮结构以及相对稀疏的毛细血管分布[16]。这种解剖学差异直接影响光在组织中的穿透深度、吸收及散射特性。因此，通过比较两者在 PPG 信号提取中的表现，有助于验证模型参数对信号生成影响的假设。

PPG 信号的形成依赖于光子穿透组织后与吸光物质(如血红蛋白)相互作用引起的光强变化。由于红光和近红外光有较强的组织穿透能力，能够更充分地吸光物质相互作用[17]。实验数据表明，在近红外和红光通道下，远节指节的脉动分量显著高于中节指节，即光强变化  $\Delta I$  更为明显。这一现象可能与光的穿透深度  $L$  和吸光物质浓度  $C$  密切相关[18]。具体而言，心脏搏动引起的血流量增加会对动脉上方的组织施加压力，从而导致动脉上方的组织及毛细血管床受到压缩[19]。由于远节指节的毛细血管网密度显著高于中节指节，在相同的穿透深度  $L$  和吸收系数  $\epsilon$  条件下，当远节指节动脉血管上方的组织受到挤压时，其毛细血管床的密度变化更为显著。这意味着探测器在远节指节处能够捕获到更大的因血红蛋白浓度改变引起的光强变化，如图 5 所示。此时，远节指节的吸光物质浓度变化  $\Delta C_1$  与中节指节的浓度变化  $\Delta C_2$  满足以下关系： $\Delta C_1 > \Delta C_2$ 。



**Figure 5.** (a) Light penetration into the distal phalanges with high density of the microvascular network; (b) Light penetration into the middle phalanges with low density of the microvascular network

**图 5.** (a) 微血管网密度高的远节指节的光线穿透图; (b) 微血管网密度低的中节指节的光线穿透图

另一方面, 由于毛细血管直径极小, 其血容量在心脏搏动过程中保持相对恒定(即  $\Delta L(t) \approx 0$ ) [19]。尽管研究表明, 毛细血管中红细胞的流速可能会受到心脏搏动的调节[20], 但由于毛细血管通常仅允许红细胞单排通过, 红细胞定向和聚集效应对信号的影响微乎其微[21]。然而, 红细胞在通过毛细血管时会发生显著变形, 以增强红细胞的渗透性和物质交换能力。因此, 流速的变化可能会影响红细胞的变形效应即  $D(t)$ 。基于上述分析, 结合光学特征模型, 远节指节和中节指节的光强变化量  $\Delta I_1(t)$  和  $\Delta I_2(t)$  可分别表示为:

$$\Delta I_1(t) \approx L \cdot C \cdot D(t) + L \cdot \varepsilon \cdot \Delta C_1 \quad (12)$$

$$\Delta I_2(t) \approx L \cdot C \cdot D(t) + L \cdot \varepsilon \cdot \Delta C_2 \quad (13)$$

由于  $\Delta C_1 > \Delta C_2$ , 且假设远节指节与中节指节的红细胞变形程度一致, 那么从上述公式可以明显发现  $\Delta I_1 > \Delta I_2$ , 即表示远节指节的光强变化量更大。

相比红光, 近红外光具有更强的组织穿透能力, 能够探测到更深层的血管网络。因此, 在血管壁对组织压迫程度相同的情况下, 近红外光能够覆盖更大范围的血管网络, 从而检测到更大的血液浓度变化。尽管血红蛋白对红光的吸收系数略高于近红外光, 但近红外光在穿透深度  $L$  和血液浓度变化  $\Delta C$  方面的优势可能占据主导地位, 最终导致近红外光下的整体光强变化  $\Delta I$  更为显著。

值得注意的是, 在绿光通道下, 中节指节的脉动成分反而大于远节指节, 这一现象可能与绿光的组织穿透特性密切相关。由于绿光的穿透深度有限, 导致远节和中节指节检测到的吸光物质浓度变化差异不明显。在此情况下, 组织的光学特性(如物质的吸收系数)可能成为影响光强变化的主要因素。具体而言, 表皮厚度和肤色等个体差异因素会显著影响绿光信号的检测, 较厚的表皮层会阻碍绿光向深层组织穿透, 而黑色素在绿光波段的高吸收特性会进一步削弱探测信号。这些因素的协同作用最终可能导致中节指节的光强变化  $\Delta I$  反而高于远节指节。

不同光谱通道下的光强变化  $\Delta I$  呈现明显的梯度特征: 红光 > 绿光 > 近红外光。这一现象可归因于

两个关键光学参数的协同作用：组织穿透深度和血红蛋白吸收特性。由于红光兼具较深的组织穿透能力和较高的血红蛋白吸收系数，因此在心动周期中表现出最显著的光强差异。绿光虽在血红蛋白吸收峰上具有优势，但因组织穿透能力有限，其  $\Delta I$  值介于红光与近红外光之间。近红外光虽然穿透能力最强，但血红蛋白在此波段的吸收系数显著降低，导致其  $\Delta I$  变化幅度最小。

在实际的 PPG 信号检测过程中，模型在不同检测部位下往往表现出不同的敏感性。例如，当检测区域位于较浅表的搏动动脉上方时，光子能够同时检测到由血容量变化引起的光径( $L$ )、红细胞吸收特性( $\epsilon$ )以及吸光物质浓度( $C$ )的变化。在此区域，模型能够检测到更高的脉动信号，反映在 PPG 信号上即表现为更高的振幅，展现出较高敏感性。相反，当检测区域位于牙髓、骨质等部位时，这些特殊部位的生理结构会限制如血管壁运动等因素对 PPG 信号生成的影响，致使模型检测到的脉动信号降低，表现为 PPG 信号上较低的振幅，展现出较低的敏感性。通过对检测部位的生理结构进行分析，模型能够对当前部位的 PPG 波形信号特征(如振幅高低)进行合理预测，为更准确的 PPG 信号提取提供有力支撑。

## 6. 结论

本研究通过构建综合光学模型，系统整合了血容量、红细胞及血管壁运动对 PPG 信号生成的协同作用机制，揭示了不同解剖部位与光谱条件下各因素动态贡献差异。实验结果表明，在远节指节中，近红外与红光通道下脉动分量显著高于中节指节，主要归因于其高毛细血管密度与光穿透深度的协同效应。而在绿光通道下，中节指节的 AC 值反而高于远端指节，这可能受绿光的穿透深度的局限性，以及皮肤表皮厚度和个体肤色的综合影响。综合光学模型通过结合光路长度、吸收系数及物质浓度，首次实现了多因素耦合的 PPG 信号解析，弥补了传统单一模型的局限性。

该光学特征模型为 PPG 技术的临床应用提供了更精准的理论支撑，尤其在解剖异质性区域的信号解译中展现出显著优势。未来研究可进一步扩展至其他生理部位及病理状态，并探索动态权重系数优化方法，以提升模型在复杂生理环境下的普适性与鲁棒性。

## 参考文献

- [1] Allen, J. (2007) Photoplethysmography and Its Application in Clinical Physiological Measurement. *Physiological Measurement*, **28**, R1-R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/r01>
- [2] Moço, A.V., Stuijk, S. and de Haan, G. (2018) New Insights into the Origin of Remote PPG Signals in Visible Light and Infrared. *Scientific Reports*, **8**, Article No. 8501. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-26068-2>
- [3] Fine, I. and Kaminsky, A. (2022) Scattering-Driven PPG Signal Model. *Biomedical Optics Express*, **13**, 2286-2298. <https://doi.org/10.1364/boe.451620>
- [4] Kamshilin, A.A. and Margaryants, N.B. (2017) Origin of Photoplethysmographic Waveform at Green Light. *Physics Procedia*, **86**, 72-80. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2017.01.024>
- [5] Kamshilin, A.A. and Mamontov, O.V. (2022) Physiological Origin of Camera-Based PPG Imaging. In: *Contactless Vital Signs Monitoring*, Elsevier, 27-50. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-822281-2.00010-x>
- [6] Fein, M.E. (1997) Evaluation of Optical Methods of Detecting Dental Pulp Vitality. *Journal of Biomedical Optics*, **2**, 58. <https://doi.org/10.1117/12.261679>
- [7] Binzoni, T., Tchernin, D., Hyacinthe, J., Van De Ville, D. and Richiardi, J. (2013) Pulsatile Blood Flow in Human Bone Assessed by Laser-Doppler Flowmetry and the Interpretation of Photoplethysmographic Signals. *Physiological Measurement*, **34**, N25-N40. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/3/n25>
- [8] Kyriacou, P.A. (2022) Introduction to Photoplethysmography. In: *Photoplethysmography*, Elsevier, 1-16. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-823374-0.00001-3>
- [9] Zaunseder, S., Trumpp, A., Wedekind, D. and Malberg, H. (2018) Cardiovascular Assessment by Imaging Photoplethysmography—A Review. *Biomedical Engineering*, **63**, 617-634. <https://doi.org/10.1515/bmt-2017-0119>
- [10] Li, K. and Sun, J. (2024) Understanding the Physiological Transmission Mechanisms of Photoplethysmography Signals: A Comprehensive Review. *Physiological Measurement*, **45**, 08TR02. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ad6be4>

- 
- [11] Rybynok, V.O. and Kyriacou, P.A. (2010) Beer-Lambert Law along Non-Linear Mean Light Pathways for the Rational Analysis of Photoplethysmography. *Journal of Physics: Conference Series*, **238**, Article 012061. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/238/1/012061>
- [12] Nitzan, M., Nitzan, I. and Arieli, Y. (2020) The Various Oximetric Techniques Used for the Evaluation of Blood Oxygenation. *Sensors*, **20**, Article 4844. <https://doi.org/10.3390/s20174844>
- [13] Shvartsman, L.D. and Fine, I. (2001) Light-Scattering Changes Caused by RBC Aggregation: Physical Basis for New Approach to Noninvasive Blood Count. *SPIE Proceedings*, San Jose, 20 January 2001, 131-142. <https://doi.org/10.1117/12.429331>
- [14] Fine, I. (2014) The Optical Origin of the PPG Signal. *SPIE Proceedings*, Saratov, 24 September 2013, Article 903103. <https://doi.org/10.1117/12.2051228>
- [15] Kamshilin, A.A., Zaytsev, V.V. and Mamontov, O.V. (2017) Novel Contactless Approach for Assessment of Venous Occlusion Plethysmography by Video Recordings at the Green Illumination. *Scientific Reports*, **7**, Article No. 464. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-00552-7>
- [16] Miao, Q.R., Wang, H.X., Yu, Y. and Zhang, Y.L. (2023) Application of Optical Coherence Tomography in Fingertip Biometrics. *Laser & Optoelectronics Progress*, **60**, Article 0811012.
- [17] Anderson, R.R. and Parrish, J.A. (1982) Optical Properties of Human Skin. In: *The Science of Photomedicine*, Springer, 147-194. [https://doi.org/10.1007/978-1-4684-8312-3\\_6](https://doi.org/10.1007/978-1-4684-8312-3_6)
- [18] Nitzan, M. and Ovadia-Blechman, Z. (2022) Physical and Physiological Interpretations of the PPG Signal. In: *Photoplethysmography*, Elsevier, 319-340. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-823374-0.00009-8>
- [19] Sidorov, I.S., Romashko, R.V., Koval, V.T., Giniatullin, R. and Kamshilin, A.A. (2016) Origin of Infrared Light Modulation in Reflectance-Mode Photoplethysmography. *PLOS ONE*, **11**, e0165413. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0165413>
- [20] Volkov, M.V., Margaryants, N.B., Potemkin, A.V., Volynsky, M.A., Gurov, I.P., Mamontov, O.V., et al. (2017) Video Capillaroscopy Clarifies Mechanism of the Photoplethysmographic Waveform Appearance. *Scientific Reports*, **7**, Article No. 13298. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13552-4>
- [21] Wang, T. and Xing, Z. (2010) Characterization of Blood Flow in Capillaries by Numerical Simulation. *Journal of Modern Physics*, **1**, 349-356. <https://doi.org/10.4236/jmp.2010.16049>