

基础研究

DOI:10.13406/j.cnki.cyx.003809

基于光电容积脉搏波的连续血红蛋白测量方法实验研究

赵龙¹, 彭玲², 张雪², 张义², 黄宇诚³, 姜浩³, 林志彬³, 高博³, 魏蔚²

(1.成都市第三人民医院心脏大血管外科, 成都 610014; 2.四川大学华西医院 麻醉科, 成都 610041;

3.四川大学物理学院, 成都 610065)

【摘要】目的: 研究使用降主动脉光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 测量血红蛋白 (photoplethysmography hemoglobin, pHb) 含量的可行性。**方法:** 选 3~5 月龄实验猪 17 只, 体质量 30~50 kg。麻醉后将反射式 PPG 探头置入食道并检测降主动脉 PPG 信号。通过血液稀释建立血红蛋白 (hemoglobin, Hb) 下降梯度变化, 然后通过输血建立 Hb 上升梯度变化。每一梯度采集 2 min PPG 信号与血气分析的 Hb 参考值 (Hb_{ref}) 对应建立关联数据集。在 Matlab 编写程序提取 PPG 信号中红光和红外光的交流分量和直流分量, 并引入前馈神经网络模型获得 pHb。使用直线相关分析、Bland-Altman 和 Polar Plot 极坐标图分析 pHb 与 Hb_{ref} 的一致性。使用误差网格图评估 pHb 测量误差的临床意义。**结果:** 在所有实验动物中均成功检测到降主动脉 PPG 信号。pHb 与 Hb_{ref} 的直线相关系数为 0.81 ($P < 0.01$), 测量偏倚较小 (0.6 g/L) 但一致性范围略大 (-20.49~21.69 g/L); 趋势变化一致率为 59.3%; Clark 误差网格图显示 pHb 和 Hb_{ref} 测量误差在 A/B/C 区的分布分别为 83%/16%/0%。**结论:** 基于降主动脉 PPG 构建连续 pHb 趋势测量是可行的, pHb 与 Hb_{ref} 具有中等相关性。连续 pHb 测量有作为趋势预测工具的潜力用于辅助临床决策。这项动物研究为未来开发床旁连续 pHb 监测奠定了实验基础。

【关键词】 光电容积脉搏波; 血红蛋白; 降主动脉; 神经网络**【中图分类号】** R-33**【文献标志码】** AContinuous hemoglobin measurement based on photoplethysmography :
an experimental studyZhao Long¹, Peng Ling², Zhang Xue², Zhang Yi², Huang Yucheng³, Jiang Hao³, Lin Zhibin³, Gao Bo³, Wei Wei²

(1. Department of Cardiac Vascular Surgery, The Third People's Hospital of Chengdu; 2. Department of Anesthesiology, West China Hospital, Sichuan University; 3. College of Physics, Sichuan University)

【Abstract】Objective: To investigate the feasibility of descending aortic photoplethysmography (PPG) in the measurement of hemoglobin (pHb). **Methods:** A total of 17 experimental pigs with an age of 3–5 months and a weight of 30–50 kg were selected. After anesthesia induction, a reflectance PPG probe was inserted into the esophagus to detect characteristic descending aortic PPG signal. The method of hemodilution was used to establish the gradient changes of the reduction in hemoglobin (Hb), and the method of transfusion was used to establish the gradient changes of the increase in Hb. Two-minute PPG signal was collected for each gradient to pair with the corresponding hemoglobin reference value (Hb_{ref}) measured by blood gas analysis and establish a correlation dataset. A program was written in Matlab to extract alternating component and direct component for both red and infrared lights in PPG signal, which was introduced into a feedforward neural network model to obtain pHb. The linear regression analysis, Bland-Altman plot, and Polar Plot analysis were used to evaluate the consistency between pHb and Hb_{ref} . The error grid analysis was also used to assess the clinical significance of pHb measurement error. **Results:** The descending aortic PPG signal was successfully detected in all experimental pigs in this study. The linear correlation coefficient between pHb and Hb_{ref} was 0.81 ($P < 0.01$), with a relatively small bias (0.6 g/L) and a wide limit of agreement (-20.49 to 21.69 g/L), and the consistency rate of trend ability was 59.3%. The Clark error grid analysis showed that 83% of the data were distributed within the Zone A, 16% within the Zone B, and 0% within the Zone C. **Conclusion:** It is feasible to establish a continuous pHb trend measurement based on descending aortic PPG signal, and there is a moderate correlation between pHb and Hb_{ref} .

作者介绍: 赵龙, Email: godfather122000@126.com,

研究方向: 围术期氧供需平衡监测与调控。

通信作者: 魏蔚, Email: weiw@scu.edu.cn。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (编号: 81971772)

优先出版: <https://link.cnki.net/urlid/50.1046.r.20250319.1545.004>

(2025-03-20)

Continuous pHb measurements may be used a potential trend prediction tool to facilitate clinical decision-making. This animal study provides an experimental foundation for the development of bedside continuous pHb monitoring in the future.

【Key words】 photoplethysmography; hemoglobin; descending aorta; neural network

光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 是发光二极管照射具有搏动血容量的组织如手指、脚趾、耳垂等,记录随心脏搏动所引起监测部位血容量周期性变化而产生的光吸收值变化,并将这种光吸收信号转换为电信号。PPG 信号包含 2 个分量:①交流分量(alternating current, AC),是同步于心动周期变化的分量,由动脉血搏动成分的光吸收值组成;②直流分量(direct current, DC),是不随脉动变化的分量,由动脉血的非搏动成分、静脉血、肌肉、皮肤组织等的光吸收值组成,AC 分量的幅值约占 DC 分量的 1%~2%,且叠加于 DC 分量之上。目前,PPG 最成熟的临床应用则是经典的脉搏血氧饱和度(pulse oxygen saturation, SpO₂)。

血红蛋白(hemoglobin, Hb)是氧运输的载体,术中密切监测 Hb 含量变化对维持人体氧供安全和指导临床输血策略至关重要。PPG 信号中含有丰富的血流动力学信息,随着信息技术和光学计量学的发展,已有研究提取了 PPG 信号中所包含的 Hb 含量信息,即在双波长 SpO₂ 传感器基础上,增加一个 1 000 nm 的单色光源实现了无创 Hb 测量—指脉搏 Hb(spectrophotometric hemoglobin, SpHb)^[1-3]。然而,这些研究采用的指尖末梢 PPG 信号存在固有的局限性:该信号强度相对较弱,并且易受多种因素的影响,包括低温、低灌注和缩血管药物使用等。因此,在休克患者中,往往无法获得可靠的 SpHb 读数^[4-5]。本课题组前期研究显示,经食道可以检测到与其相邻的心脏和大血管的 PPG 信号,且信号强度和信噪比优于末梢 PPG 信号^[1]。其中降主动脉 PPG 信号特征与左心室或主动脉弓的 PPG 信号特征明显不同:降主动脉 PPG 信号主波向上,而左心室 PPG 信号主波向下且有深切迹,主动脉弓 PPG 信号主波向上有轻微切迹。成人降主动脉与食道之间的距离通常 <5 mm,在距门齿 23~26 cm 的深度范围内,向下 5~10 cm 的区域内,可以在 6~7 点钟方向检测到特征性降主动脉 PPG 信号。因此,通过调整食道内传感器的位置和方向,结合波形特征识别,则可以建立稳定的食道内降主动脉 PPG 信号测量位点^[6]。为了解决末梢信号源不稳定问题,本研究拟以食道降主动脉作为 PPG 信号源,建立相应的体内检测位点。近年来,先进的数据分析方法,如基于神经网络的深度学习,已被用于从 PPG 信号中准确提取血流动力学信息,显示出该方法在 PPG 信号监测应用中的潜力^[7]。因此,本研究拟采集降主动脉 PPG 信号,结合血气分析获得 Hb 参考值,建立二者之间的关联数据集。通过应用人工神经网络分析方法,评估从降

主动脉 PPG 信号中提取 Hb 含量信息的可行性。

1 材料与方法

1.1 动物模型

本实验已通过四川大学华西医院动物伦理委员会审查批准(编号:2019056A)。选用健康实验用长白猪,雌雄不限,体质量 30~50 kg。麻醉诱导前肌内注射 3~5 mg/kg 舒泰[®]50(Zoletil[®]50,法国维克宠物保健公司 Virbac)行镇静,然后通过耳缘静脉建立 14 G 静脉通道,给予咪唑安定 0.05 mg/kg、丙泊酚 3 mg/kg、维库溴铵 0.1 mg/kg 和舒芬太尼 0.5 μg/kg 行全麻诱导,插入 6.5 号气管导管与麻醉机连接行机械控制通气,FiO₂ 100%,潮气量维持 5~8 mL/kg,呼吸频率 12~20 次/min,维持呼气末二氧化碳分压(ETCO₂) 35~45 mmHg。麻醉维持采用七氟烷吸入,间断静脉给予维库溴铵和舒泰[®]50。必要时给予血管活性药物(肾上腺素、间羟胺、盐酸尼卡地平、艾司洛尔等)维持心率、血压等血流动力学稳定。股动脉置入脉冲轮廓心输出量(PiCCO)压力监测导管(PV2015L20, Pulsion Pacific, Brisbane)并连接 PiCCO 监测仪,供有创血压、心输出量(CO)监测以及血样采集;右侧颈内静脉穿刺置入 8.5 F 三腔导管供中心静脉压监测、放血和回输血液使用。监测心电图和尾部 SpO₂,电热毯维持动物体温 35~37 ℃。

1.2 经食道降主动脉 PPG 信号检测

1.2.1 材料及仪器设备 Nellcor 传感器(Nellcor Puritan Bennett Inc, Pleasanton, CA, USA); AFE4400 芯片(爱思客科技有限公司,中国);印制电路板(PCB 板)(爱思客科技有限公司,中国);装有 Matlab 软件的电脑(hp pavilion dv2500)。

1.2.2 降主动脉 PPG 信号采集 将包含有 660 nm 红光和 940 nm 红外光的透射式 Nellcor 传感器改制为反射式传感器,LED 光源与光接收器距离设置为 10 mm。将试制的反射式传感器置于桡动脉处可检测到与指尖透射式传感器相似的稳定 SpO₂ 信号,视为探头试制成功,使用黑色防水胶带将反射式探头固定于印制电路板(PCB 板)(图 1A)。将自制的反射式 PPG 传感器置入食道,连接信号采集与处理系统(APS)并实时显示 PPG 信号,通过前进、后退以及旋转传感器,直至检测到特征性降主动脉 PPG 信号(图 1B),然后固定探头深度和方向。为了确保 PPG 信号特征的有效捕捉和分析,以利于实现较高的测量准确性和系统可用性,本课题组将采样频率设置为 500 Hz,信号采集和处理系统结构如图 2 所示。

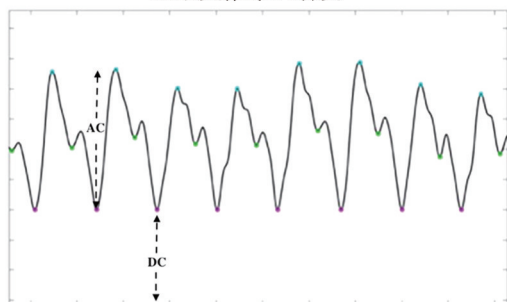
1.3 实验步骤

1.3.1 建立 Hb 梯度变化 通过颈内静脉置管缓慢放血 400~600 mL,存储于含有枸橼酸钠的一次性无菌储血袋中。每放血 50 mL 后输入等容的晶体液或胶体液,以建立 Hb 下降梯度变化。然后再缓慢回输血液,以建立 Hb 上升梯度变化。每放血或回输血液 50 mL 则建立 1 个 Hb 梯度平台,每例实验动物总共建立至少 16 个 Hb 梯度变化。期间必要时给予艾司洛尔、间羟胺等血管活性药维持心率、血压稳定。

1.3.2 建立 Hb 参考值与 PPG 信号关联数据集 在每一 Hb 梯度平台期,连续采集 PPG 信号 2 min 并以 txt 文本格式存储。同时从股动脉置管采集 1 mL 动脉血进行血气分析,获得 Hb 参考值(Hb_{ref}),并记录相应的 BP、HR 和尾部 SpO₂。建



A. 示反射式 PPG 探头



B. 示采集的降主动脉 PPG 信号及特征参数, 包括交流分量 (AC) 和直流分量 (DC)

图 1 食道内 PPG 探头及其检测的降主动脉 PPG 信号

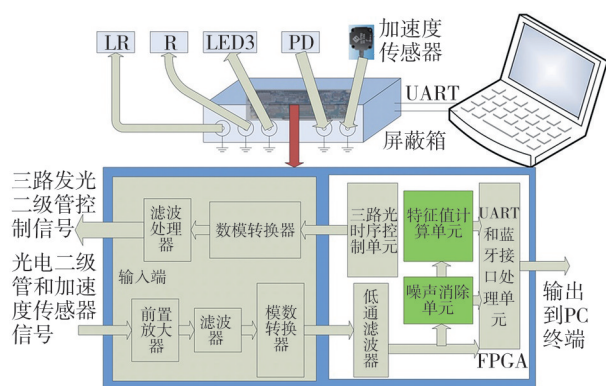


图 2 信号采集与处理系统结构示意图

立各阶梯 Hb_{ref} 、对应的降主动脉 PPG 信号和常规生命体征值的关联数据集。

1.3.3 提取 PPG 信号特征参数 在个人计算机通过 LabVIEW 将采集的降主动脉 PPG 信号再现为波形, 并使用低通

滤波器 (FIR, Bandpass, 20th order) 进行滤波处理, 消除食道蠕动、呼吸运动等运动伪相。在 Matlab 平台编写程序提取 PPG 特征参数, 包括红光和近红外光的 AC 分量 (AC_{red} 、 AC_{inf}) 和 DC 分量 (DC_{red} 、 DC_{inf}) (图 1B)。

1.3.4 基于人工神经网络分析方法测量 Hb 根据 Hb 在 660 nm 和 940 nm 波长处存在最大光吸收差异, 将双波长降主动脉 PPG 信号特征参量 (AC_{red} 、 AC_{inf} 、 DC_{red} 、 DC_{inf}) 作为输入因子 x 引入前馈神经网络分析模型, 用于测量基于降主动脉 PPG 信号的 Hb (ρHb)。将关联数据集中 70% 的数据用于训练, 30% 的数据用于预测。

1.4 统计学方法

采用 SPSS 17.0、SigmaPlot 12.0 和 GraphPad Prism 8.0 软件进行统计分析和作图。计量资料行正态分布检验, 数据采用均数 \pm 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示, 连续变量采用配对 t 检验或非参数检验进行比较; 两变量相关性采用 Pearson 直线相关; 使用 Bland-Altman 行一致性检验, 使用 Polar Plot 极坐标图进行测量变化趋势一致性分析, 一致性 > 80% 为测量偏倚一致性好, 60%~80% 为良好, 低于 60% 为弱^[8]。此外, 采用 Clarke 误差网格图进行临床决策分析^[9]。检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

17 例实验动物 [体质量 (33.0 ± 3.5) kg] 均成功检测到降主动脉 PPG 信号, 在测量过程中, 无连续 2 min PPG 信号消失的情况发生。当 PPG 波形变化时, 通过轻微调整探头位置, 均可重新获得特征性降主动脉 PPG 信号。共获得了 376 对特征性降主动脉 PPG 信号和 Hb_{ref} 的关联数据集。通过随机分组将 376 对关联数据分为训练数据集 ($n=263$) 和预测数据集 ($n=113$)。测量过程中血流动力学参数和提取的 PPG 特征参数如表 1 所示。

将 PPG 特征参数 AC_{red} 、 AC_{inf} 、 DC_{red} 、 DC_{inf} 引入前馈神经网络分析模型, 经 1 个输入层、1 个隐藏层和 1 个输出层的网络结构获得 ρHb 测量值 (图 3)。训练集中 ρHb 与 Hb_{ref} 的平均值分别为 (83.56 ± 13.20) g/L 和 (83.89 ± 7.49) g/L, 二者的 Pearson 相关系数 r 为 0.76 ($P < 0.01$) (图 4A); 预测集中的 ρHb 与 Hb_{ref} 的平均值为 (86.25 ± 13.35) g/L 和 (86.85 ± 18.09) g/L,

表 1 测量过程中降主动脉 PPG 特征和参数血流动力学参数

参数	训练集 ($n=263$)			预测集 ($n=113$)			t 值	P 值
	均数 \pm 标准差	最小值	最大值	均数 \pm 标准差	最小值	最大值		
AC_{red} (v)	0.20 ± 0.15	0.01	0.73	0.18 ± 0.16	0.01	0.74	0.500	0.340
DC_{red} (v)	7.20 ± 5.27	0.27	17.71	6.17 ± 5.10	0.39	17.46	1.760	0.080
AC_{inf} (v)	0.18 ± 0.14	0.01	0.71	0.09 ± 0.11	0.01	0.71	0.060	0.120
DC_{inf} (v)	3.38 ± 3.52	0.01	5.83	2.53 ± 2.96	0.02	12.67	2.250	0.080
Hb_{ref} (g/L)	83.90 ± 17.49	51	143	86.85 ± 18.09	51	133	-1.490	0.140
CO (L/min)	3.82 ± 0.99	1.99	6.79	4.01 ± 1.09	1.84	6.36	-1.660	0.140
SBP (mmHg)	118.30 ± 26.02	68	174	122.94 ± 25.01	83	171	-1.610	0.130
DBP (mmHg)	68.67 ± 19.68	34	119	72.19 ± 21.10	39	119	-1.560	0.140
MAP (mmHg)	94.67 ± 27.22	45	165	97.67 ± 26.18	54	155	-0.990	0.330
HR (bpm)	95.71 ± 19.28	56	159	99.70 ± 21.06	60	155	-1.800	0.080
SpO ₂ (%)	97.54 ± 7.13	95	100	96.78 ± 6.93	96	100	0.960	0.280

注: AC, alternating component; DC, direct component; Hb, hemoglobin; CO, cardiac output; SBP, systolic blood pressure; DBP, diastolic blood pressure; MAP, mean arterial pressure; HR, heart rate; SpO₂, pulse oxygen saturation; v, voltage

二者的 Pearson 相关系数 r 为 0.81 ($P < 0.01$) (图 4B)。训练集和预测集的 pHb 与 Hb_{ref} 之间差异均无统计学意义 (图 5)。Bland-Altman 分析显示, 训练集 pHb 与 Hb_{ref} 之间的测量偏移为 0.34 g/L, 占 pHb 整体值的 0.40%, 一致性范围为 -21.96 ~ 22.64 g/L, 百分误差 27.18% (图 6A); 预测集 pHb 与 Hb_{ref} 之间的测量偏移为 0.6 g/L, 占 pHb 整体值的 0.69%, 一致性范围为 -20.49 ~ 21.69 g/L, 百分误差 24.86% (图 6B)。Polar Plot 趋势分析显示训练集 pHb 与 Hb_{ref} 的趋势变化一致率为 64.6% (图 7A), 预测集 pHb 与 Hb_{ref} 的趋势变化一致率为 59.3% (图 7B)。

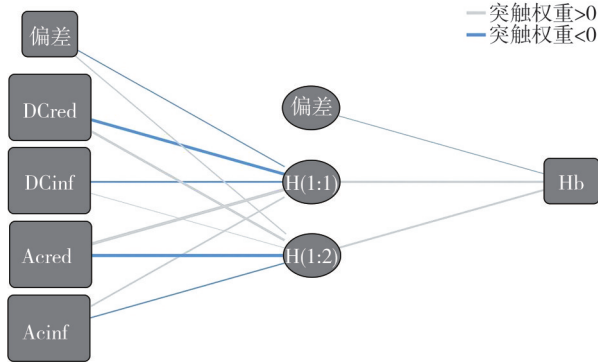
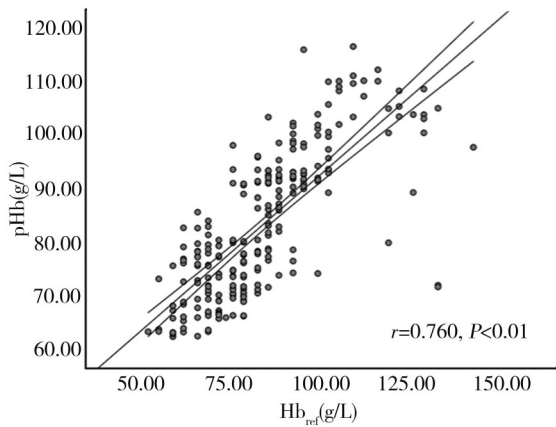
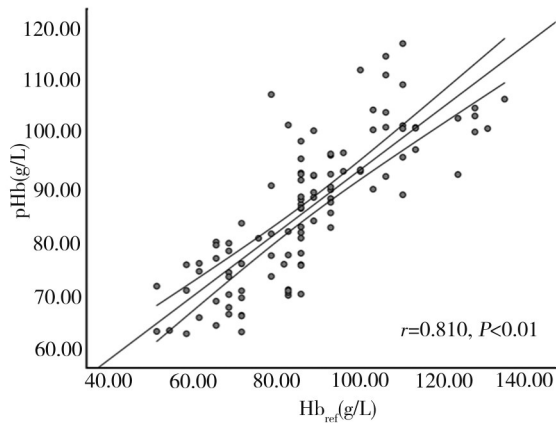


图 3 获得 pHb 测量值的前馈神经网络结构, 包含 1 个输入层, 1 个隐藏层和 1 个输出层



A. 示训练数据集中 pHb 与 Hb_{ref} 的直线相关性



B. 示预测数据集中 pHb 与 Hb_{ref} 的直线相关性

图 4 pHb 与 Hb_{ref} 的相关性分析

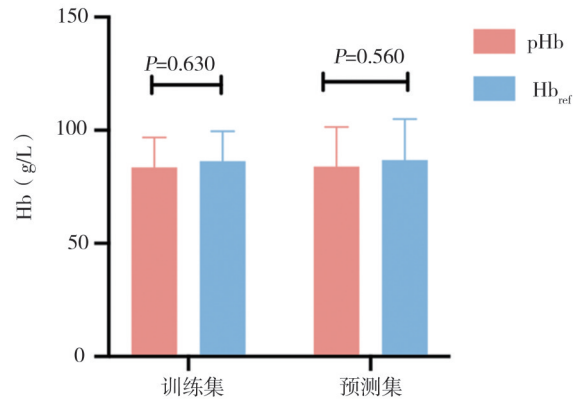
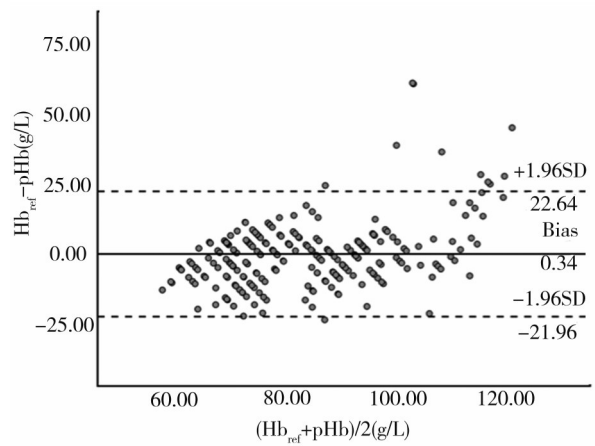
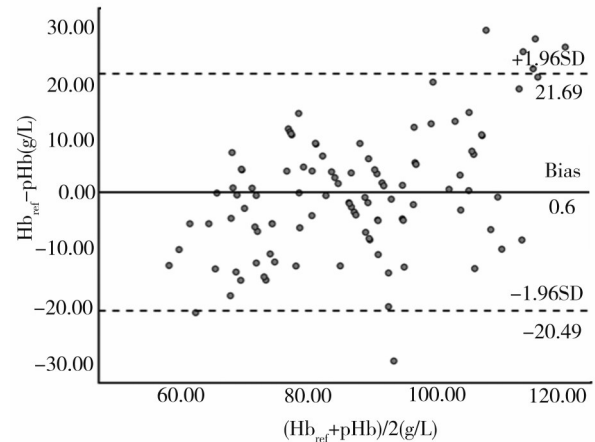


图 5 示训练集和预测集中 pHb 与 Hb_{ref} 测量值均无显著差异



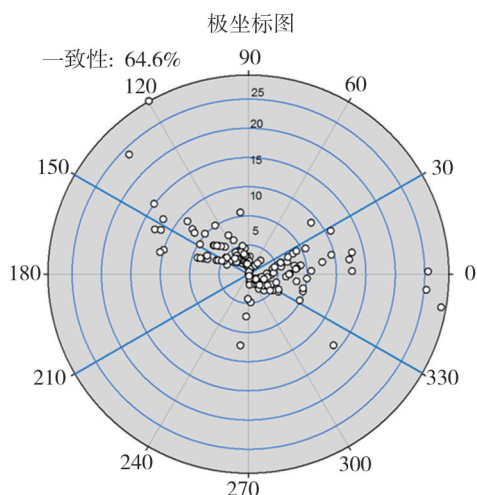
A. 示训练数据集中 pHb 与 Hb_{ref} 的 Bland-Altman 一致性



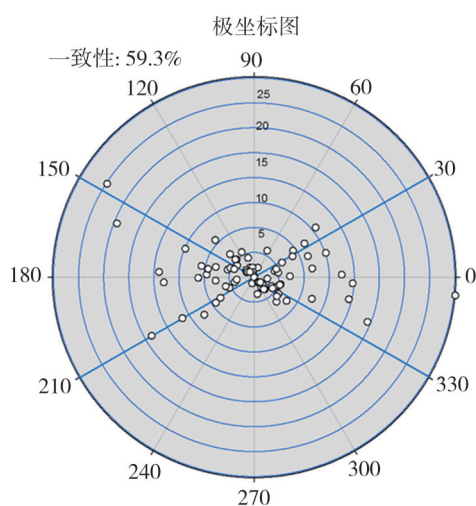
B. 示预测数据集中 pHb 与 Hb_{ref} 的 Bland-Altman 一致性

图 6 pHb 与 Hb_{ref} 的一致性分析

根据美国麻醉医师协会输血指南, $Hb < 60$ g/L 需输入红细胞, $Hb > 100$ g/L 通常无需输入红细胞, 因此以 60 g/L 和 100 g/L 为干预阈值, Clark 误差网格图显示, 经前馈神经网络分析模型计算的 pHb 和 Hb_{ref} 测量误差在 A/B/C 区的分布分别为 83%/16%/0%, 也即无落入引起临床决策错误区域的数值 (即红色 C 区域) (图 8)。



A. 示训练数据集中pHb与Hb_{ref}测量值的极坐标图趋势一致性



B. 示预测数据集中pHb与Hb_{ref}测量值的极坐标图趋势一致性

图7 pHb与Hb_{ref}测量值的趋势一致性分析

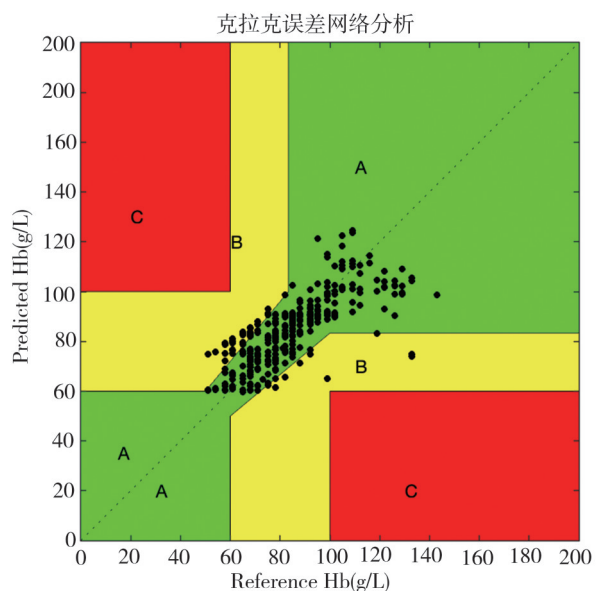


图8 示pHb与Hb_{ref}测量值的误差网格图

3 讨论

基于脉搏血氧检测的无创 Hb 监测,即 SpHb (Radical-7 Pulse CO-Oximeter, Masimo, Irvine, CA, USA) 现已应用于部分临床实践,结果显示 SpHb 与实验室检测差异在 10~27 g/L,一致性范围为-50.5~33.0 g/L^[10-13]。在血流动力学稳定、Hb 变化缓慢以及外周灌注良好的情况下,SpHb 误差则较小,位于临床可接受范围。Park YH 等^[14]研究显示当灌注指数 (PVI)>4 时,SpHb 与 Hb 标准值的相关性可达 0.81; Colquhoun DA 等^[15]对 20 例胸腰椎手术患者的 88 对测量值分析显示,SpHb 与 Hb 标准值的误差为 12.7 g/L,趋势变化一致率可达 90%;Lamhaut L 等^[16]分析了 85 对外科手术患者 SpHb 与实验室 Hb 检测值,结果显示两者相关系数为 0.77,误差为 11 g/L 左右,一致性范围为-27.5~27.0 g/L。然而,当出血量较大、循环波动大、外周灌注指数低时,SpHb 检测的误差则较大,甚至信号缺失。如在脊柱手术出血过程中,SpHb 监测误差>20g/L^[11];在 ICU 对 33 例严重胃肠道出血患者进行的研究中,Coquin J 等^[17]发现 SpHb 较 Hb 标准值差异大于 20 g/L,且 SpHb 监测增加了输血决策错误的风险,导致该研究提前终止;创伤出血患者中 SpHb 信号监测失败率为 24.5%,SpHb 与 Hb 标准值仅有中等一致性 (LOA -30~19 g/L)^[18]。分析原因主要考虑 SpHb 监测来自指端末梢信号,必然容易受组织低灌注、低血压以及缩血管药物应用的影响,这是 SpHb 信号源的固有限制。

本研究通过检测食道内特征性降主动脉 PPG 信号来解决外周信号源不稳定问题,以期获得基于中心大血管 PPG 信号的 Hb 解算方法。尽管已知氧合血红蛋白和还原血红蛋白对 660 nm 红光和 940 nm 红外光存在特征性光吸收差异,然而尚无明确的 Hb 含量计算物理模型。基于神经网络分析的深度学习目前正应用于不同的医学领域,既往研究表明,当血流动力学不稳定时,使用神经网络分析方法在提取 PPG 信号或压力信号中的心输出量信息时优于传统模型^[7,19]。因此,本课题组提出了一种使用前馈神经网络分析的学习模型,引入与 Hb 光吸收特性密切相关的参量,即 660 nm 红光和 940 nm 红外光双波长的 AC 分量 (AC_{red}, AC_{inf}) 和 DC 分量 (DC_{red}, DC_{inf}) 作为输入因子进行学习。通过动物实验所获得的训练数据集和预测数据集在血流动力学参数

和 PPG 量化参数之间并无统计学差异,表明两个数据集之间 Hb 梯度样本比例和循环状态是均衡的。结果分析显示训练集中基于特征性降主动脉 PPG 信号的 pHb 与 Hb_{ref} 有中等相关性($r=0.760$),误差为 11.38 g/L;预测数据显示 pHb 与 Hb_{ref} 相关系数为 0.81,误差为 10.76 g/L,略优于训练集。考虑到训练集和预测集之间微弱的测量差异并无较大临床差异,因此,本课题组认为预测集的结果与训练集是一致的,说明基于前馈神经网络分析的学习模型可用于提取降主动脉双波长 PPG 信号中的 Hb 含量信息。本研究中 pHb 与 Hb_{ref} 的相关性和 Lamhaut L 等^[16]和 Vos JJ 等^[20]的研究中 SpHb 与 Hb 标准值相关性是比较接近。可见,基于经食道特征性降主动脉 PPG 信号结合前馈神经网络分析方法进行 Hb 定量检测是可行性的。

虽然本研究证实了基于降主动脉 PPG 信号的 Hb 定量检测的可行性,但 Bland-Altman 分析显示一致性范围略大,检测误差略高于临床可接受值(标准值 ± 10 g/L),Polar Plot 分析显示趋势变化一致率稍弱(<80%)。pHb 检测误差可能与以下因素有关,首先,混杂在交流分量中的与心率同频的运动噪声未被消除;其次,有研究报道胶体液输注会影响血红蛋白的光吸收值,Vos JJ 等^[20]的研究显示输入晶体液和胶体液的 SpHb 与 Hb 标准值的相关性是有显著差异的,相关系数分别为 0.84 和 0.74,推测胶体液可能影响血红蛋白的无创分光光度分析^[4,20]。在本研究中,晶体液和胶体液均有用于血液稀释,因此无法评估输入液体对 pHb 准确性的影响程度,将来需设计随机对照研究来评估晶体液和胶体液对 Hb 光吸收的可能影响;第三,最近的 1 项初步研究发现,在血容量和血红蛋白含量没有明显变化的情况下,高浓度预氧期间,SpHb 值在预氧前后发生了显著变化,表明 Hb 的光吸收值可能受到高浓度氧气的影响^[21]。在本研究中,受试动物的通气为纯氧,也即 FiO_2 为 100%,因此可能是影响 pHb 测量准确性的 1 个因素;最后,pHb 测量误差还可能与本研究中 Hb 标准值的参考设备有关,本研究中采用 i-STAT 床旁血气分析仪测量的 Hb 作为参考值,该设备是利用电导法使用电导率测量红细胞压积水平来计算血红蛋白水平,它的测量结果受白细胞值升高、高血脂水平、低总蛋白水平以及低血红蛋白水平的影响,在低血红蛋白水平下检测误差可超

过 20 g/L^[22]。尽管 pHb 监测的精确度有限,但仍然可提供 Hb 浓度变化趋势,有利于临床医师及时反应并处理 Hb 的潜在下降。并且本研究中,食道降主动脉 PPG 信号在整个血液稀释和输血过程中提供了 100% 的连续信号,即使在低血压情况下。此外,放置食道内 PPG 探头与放置胃管相似,操作简单,损伤小。可见,基于前馈神经网络分析模型,从降主动脉 PPG 信号中提取血红蛋白含量信息,建立无创连续的血红蛋白含量趋势监测是可行的。

Clark 误差网格图是根据是否影响患者的干预措施来评估设备或方法的准确性,Morey TE^[9]等建议理想的测量值应至少有 95% 落入 A 区,5% 位于 B 区,C 区为 0%。本研究中 pHb 测量值在 A/B/C 区的分布为 83%/17%/0%,尽管不符合这一标准,但根据美国麻醉医师协会 2006 年的输血阈值,基于经食道特征性降主动脉 PPG 信号的 pHb 测量误差无落入 C 区的数值,即其测量误差与临床不必要或延迟输血决策无关。然而,由于该干预阈值主要基于人类患者的临床研究和实践经验,因此需谨慎地将动物研究的结果外推到人类应用中。未来还需通过真实的临床数据进行验证。

通过监测食道 PPG 信号建立连续的 pHb 测量,在全麻患者术中监测、大失血及休克等危重患者的输血和复苏策略中具有重要的指导价值。连续 pHb 监测能够提供实时的血红蛋白水平数据,这对于评估失血量和机体的生理反应具有重要意义。趋势数据分析可以帮助临床医生及时判断患者的血红蛋白水平是持续下降、波动还是趋于稳定,从而合理调整输血策略,确保患者得到及时的补液和输血,以防止休克和其他并发症。因此,连续血红蛋白监测作为对临床决策的趋势预测工具,是有利于提高患者安全的安全性和改善临床预后。

本研究存在以下局限性,首先,本研究中样本数据量较小,特别是极端值 Hb 浓度数据。其次,虽然使用带通滤波器消除了 PPG 信号中与食道蠕动和呼吸运动相关的低频运动伪像,但与心率同频的由心脏大血管本身搏动引起的运动噪声未被消除,这也是当前存在的一技术局限。第三,由于本研究中未同步采集外周 PPG 信号,因此无法比较中心降主动脉 PPG 信号与 Hb 的相关性和外周末梢 PPG 信号与 Hb 的相关性。第四,在本研究中,未对基于 PPG 测量的 pHb 进行校正。将来可考虑采用实验室检

测或血气分析中获得的基础 Hb 标准值对 pHb 进行初始校正,以提高其连续测量的准确性。第五,本研究获得的数据来自动物实验,因此尚需通过真实的临床数据进一步验证其准确性和相关模型。

综上所述,基于降主动脉 PPG 信号和神经网络分析进行连续 Hb 测量是可行的。由于连续 Hb 监测目的不是替代有创 Hb 测量,而是通过提供连续数据来辅助临床决策。因此,对于 Hb 绝对准确度不十分重要的患者或者血样采集困难的患者,基于神经网络分析和特征性降主动脉 PPG 信号的连续的血红蛋白测量作为趋势监测具有巨大临床价值。这项动物研究可为未来开发床旁连续 pHb 监测提供实验依据。

利益冲突 所有作者声明不存在利益冲突

作者贡献声明 赵龙:实施研究、分析数据、论文撰写;彭玲:研究方案设计、分析数据、论文修改;张雪:实施研究;张义:实施研究;黄宇诚:实施研究;姜浩:实施研究;林志彬:分析数据;高博:研究方案设计;魏蔚:研究方案设计、论文修改

参 考 文 献

- [1] Peng L, Gong Q, Yu SY, et al. Can the descending aortic stroke volume be estimated by transesophageal descending aortic photoplethysmography? [J]. *J Anesth*, 2017, 31(3):337-344.
- [2] Lu YQ, Yu ZJ, Liu JK, et al. Assessing systemic vascular resistance using arteriolar pulse transit time based on multi-wavelength photoplethysmography [J]. *Physiol Meas*, 2022, 43(7):075005.
- [3] Coquin J, Dewitte A, Le Manach Y, et al. Precision of noninvasive hemoglobin-level measurement by pulse co-oximetry in patients admitted to intensive care units for severe gastrointestinal bleeds [J]. *Crit Care Med*, 2012, 40(9):2576-2582.
- [4] Giraud B, Frasca D, Debaene B, et al. Comparison of haemoglobin measurement methods in the operating theatre [J]. *Br J Anaesth*, 2013, 111(6):946-954.
- [5] Coquin J, Bertarrex A, Dewitte A, et al. Accuracy of determining hemoglobin level using occlusion spectroscopy in patients with severe gastrointestinal bleeding [J]. *Anesthesiology*, 2013, 118(3):640-648.
- [6] Mou L, Gong Q, Wei W, et al. The analysis of transesophageal oxygen saturation photoplethysmography from different signal sources [J]. *J Clin Monit Comput*, 2013, 27(3):365-370.
- [7] Xu XC, Tang QF, Chen ZC. Improved U-Net model to estimate cardiac output based on photoplethysmography and arterial pressure waveform [J]. *Sensors (Basel)*, 2023, 23(22):9057.
- [8] Critchley LA, Yang XX, Lee AN. Assessment of trending ability of cardiac output monitors by polar plot methodology [J]. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2011, 25(3):536-546.
- [9] Morey TE, Gravenstein N, Rice MJ. Let's think clinically instead of mathematically about device accuracy [J]. *Anesth Analg*, 2011, 113(1):89-91.
- [10] Macknet MR, Allard M, Applegate RL 2, et al. The accuracy of noninvasive and continuous total hemoglobin measurement by pulse CO-Oximetry in human subjects undergoing hemodilution [J]. *Anesth Analg*, 2010, 111(6):1424-1426.
- [11] Miller RD, Ward TA, Shiboski SC, et al. A comparison of three methods of hemoglobin monitoring in patients undergoing spine surgery [J]. *Anesth Analg*, 2011, 112(4):858-863.
- [12] Applegate RL 2, Barr SJ, Collier CE, et al. Evaluation of pulse co-oximetry in patients undergoing abdominal or pelvic surgery [J]. *Anesthesiology*, 2012, 116(1):65-72.
- [13] Nguyen BV, Vincent JL, Nowak E, et al. The accuracy of noninvasive hemoglobin measurement by multiwavelength pulse oximetry after cardiac surgery [J]. *Anesth Analg*, 2011, 113(5):1052-1057.
- [14] Park YH, Lim S, Kang H, et al. Comparison of the accuracy of noninvasive hemoglobin monitoring for preoperative evaluation between adult and pediatric patients: a retrospective study [J]. *J Clin Monit Comput*, 2018, 32(5):863-869.
- [15] Colquhoun DA, Forkin KT, Durieux ME, et al. Ability of the Massimo pulse CO-Oximeter to detect changes in hemoglobin [J]. *J Clin Monit Comput*, 2012, 26(2):69-73.
- [16] Lamhaut L, Apriotesesi R, Combes X, et al. Comparison of the accuracy of noninvasive hemoglobin monitoring by spectrophotometry (SpHb) and HemoCue® with automated laboratory hemoglobin measurement [J]. *Anesthesiology*, 2011, 115(3):548-554.
- [17] Coquin J, Bertarrex A, Dewitte A, et al. Accuracy of determining hemoglobin level using occlusion spectroscopy in patients with severe gastrointestinal bleeding [J]. *Anesthesiology*, 2013, 118(3):640-648.
- [18] Baulig W, Seifert B, Spahn DR, et al. Accuracy of non-invasive continuous total hemoglobin measurement by Pulse CO-Oximetry in severe traumatized and surgical bleeding patients [J]. *J Clin Monit Comput*, 2017, 31(1):177-185.
- [19] Moon YJ, Moon HS, Kim DS, et al. Deep learning-based stroke volume estimation outperforms conventional arterial contour method in patients with hemodynamic instability [J]. *J Clin Med*, 2019, 8(9):1419.
- [20] Vos JJ, Kalmar AF, Struys MF, et al. Accuracy of non-invasive measurement of haemoglobin concentration by pulse co-oximetry during steady-state and dynamic conditions in liver surgery [J]. *Br J Anaesth*, 2012, 109(4):522-528.
- [21] Gayat E, Bodin A, Fischler M. Instability in non-invasive haemoglobin measurement: a possible influence of oxygen administration [J]. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2011, 55(7):902.
- [22] Berkow L. Factors affecting hemoglobin measurement [J]. *J Clin Monit Comput*, 2013, 27(5):499-508.

(收稿:2024-09-30;修回:2025-02-08;录用:2025-02-13)

(责任编辑:李青颖)

本文引用格式:

赵龙,彭玲,张雪,等.基于光电容积脉搏波连续血红蛋白测量方法实验研究[J].重庆医科大学学报,2026,51(1):93-99.