











数据,其中有 11 名女性参与者,11 名男性参与者,每名参与者包含约 40 个 60 秒的视频数据,共计 874 个视频数据. 本文的实验中使用了这些视频数据用于测量心率值. 数据集原始的数据记录,有 32 个.bdf 文件,每个文件有 48 个录制频道,其中 32 个 EEG 通道,12 个外周通道,3 个未使用通道,1 个状态通道. 其中第 39 个通道包含了由接触式设备记录的 BVP 信号,本文使用了第 39 个通道的 BVP 信号计算心率作为测量结果的参照标准.

表 2 DEAP 数据集参与者基本信息

参与者信息	值
参与者数量	32
包含视频的参与者数量	22
实验次数	约40次/人
实验时间	每次实验60 s

表 3 DEAP 数据集生理参数信息

生理参数	通道
脑电图信号	1-32
眼电图信号	33-34
肌电图信号	35-36
皮肤电流反馈	37
呼吸反馈	38
血容量脉冲信号	39

对于非接触式心率测量来说, DEAP 数据集并不是一个理想的数据集,数据集提供的视频有 3 点对于测量结果造成较大的影响.

(1) 如图 9 所示,参与者面部存在电极,电线,眼镜的遮挡,如图遮挡增加了特征区域检测算法的跟踪难度,非接触式心率测量的实验要求特征区域尽可能稳定.



图 9 DEAP 数据集参与者视频正面图

(2) 参与者在相对较暗的环境下观看彩色视频,进一步加大了人脸面部光照不均对检测结果的影响,而

非接触式测量要求面部光照尽可能稳定和均匀.

(3) 参与者在录制过程中并不被要求静止不动,参与者在实验过程中可以自由转动头部,甚至可以喝水等大幅度动作,这导致录制视频中存在较大的运动伪差问题,而非接触式心率测量要求视频主体尽可能保持不动.

### 3.2 实验评价指标

为了评价本文提出的非接触式心率测量方法,我们在 DEAP 数据集的 874 个视频中选择了 300 个视频进行实验测量心率值  $HR_{nc}$ ,采用数据集提供的 BVP 数据计算心率作为真实心率值  $HR_{gt}$ ,则单次实验的误差  $HR_{err}$  如式 (12) 所示. 本文采用了统计学指标评价所提出方法的准确性和相关性.

$$HR_{err} = HR_{nc} - HR_{gt} \quad (12)$$

采用均方根误差  $RMS E_e$  以及平均误差率  $M_r$  对本文方法测量结果与真实心率值的准确性进行分析,均方根误差和平均误差率的计算方法如式 (13), 式 (14) 所示.

$$RMS E_e = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |HR_{err}(n)|^2} \quad (13)$$

$$M_r = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{|HR_{err}(n)|}{HR_{gt}(n)} \times 100\% \quad (14)$$

采用相关性分析来非接触式测量方法与真实心率数据一致性的评价,相关性分析是指对两个或多个具备相关性的变量元素进行分析,从而衡量两个变量因素的相关密切程度. 采用 Pearson 相关系数进行计算,如式 (15) 所示:

$$\rho_{x,y} = \frac{\text{cov}(x,y)}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (15)$$

式中,  $\text{cov}(x,y)$  表示系统测试数据和血氧仪测试数据的协方差,  $\sigma_x$  和  $\sigma_y$  分别表示测量心率数据和真实心率数据的标准差,

### 3.3 实验对比

本文使用 DEAP 数据集的 300 个视频进行实验,使用 Verkrusse 等人提出的单一通道结合频谱分析的方法, Poh 等人提出的基于 ICA 的三通道盲源分离方法,以及基于独立矢量分解的方法,分别对 300 个视频进行实验,和本文提出的多区域单通道的 FastICA 方法进行对比,实验结果指标如表 4 所示.

表4 实验对比

方法	平均误差(bpm)	均方根误差(bpm)	误差率(%)	相关系数
Verkruysee	7.763	11.174	12.11	0.450
Poh	7.193	9.248	13.32	0.481
IVA	7.023	9.730	10.02	0.523
本文	5.324	8.030	9.33	0.607

从表4中可以看到,本文所提出的非接触式心率测量方法的误差相对于 Verkruysee, Poh 提出的方法,以及 IVA 的方法都要更小,在相关性方面也优于上述3种方法.表中 Verkruysee 和 Poh 的实验结果可以看到, Poh 的方法的平均误差及均方根误差都要优于 Verkruysee 的方法,误差率反而更低,此处是由于 Poh 的方法采用盲源分离的算法处理多通道,由于盲源分离算法输出通道没有顺序, Poh 的方法在脉搏波信号的选择上采用了固定通道导致的.本文方法在使用快速独立成分分析的基础上,加以频谱分析确定脉搏波信号,提高了测量结果的准确性,有效的避免了因盲源分离算法输出通道没有一定的顺序造成的干扰.

为了验证本文方法在实际环境下的性能,本文连续五天在室内自然光环境下进行测量,每天测量一组数据,每组数据包含10次测量,时间为一分钟,测试数据和指夹式血氧仪数据对比分析.实验结果如表5所示.

表5 实验数据

实验组数	实测心率(bpm)	参照心率(bpm)	平均误差(%)	相关系数
Day1	68.24	69.00	1.10	0.617
Day2	70.00	69.70	0.43	0.485
Day3	65.00	67.60	3.84	0.380
Day4	70.87	72.60	2.38	0.330
Day5	65.36	66.50	1.71	0.329

本文采用指夹式血氧仪测量心率作为参照心率,采用平均误差以及相关系数对每组测量数据进行分析,可以看到每组的平均误差最大为3.8%,表现良好,由于每组测量数据为连续测量,本文方法测量的心率值总在参照心率值上下浮动,所以单组测量相关性表现较差,相关系数最小为0.329.本文对于5组实测数据的总体一致性进行分析,相关系数为0.913.验证了本文方法在实际环境下测量心率的有效性.

此外,为了验证本文方法在弱光照,光照不均匀的实测环境下的性能,本文在实验过程中控制测试者房间顶部的LED灯管的打开数量,模拟人脸受光强度,左右脸颊受光不均匀的情况.如图10所示,测试者头顶共有6个灯管,图10(a)为正常光照环境,测试过程

中6个灯管全部打开;图10(b)为弱光照环境,测试过程中关闭位于测试者头部前方的两个灯管,模拟人脸受光强度较低的情况;图10(c)和图10(d)为人脸受光不均匀环境,测试过程中分别关闭测试者头部左前方和右前方灯管,模拟人脸左右两侧受光不均匀的情况.

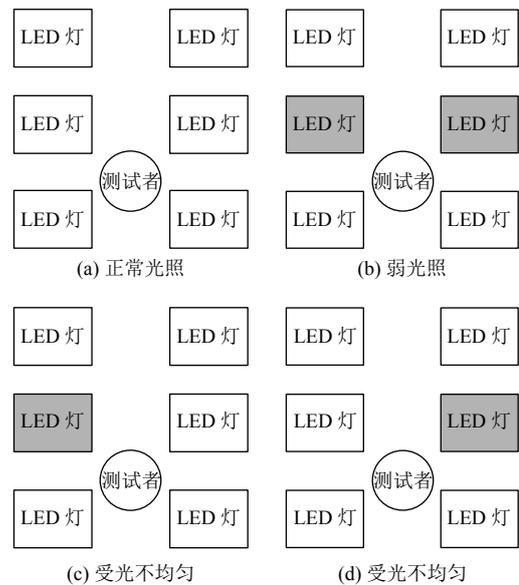


图10 不同光照环境模拟示意图

分别在正常光照,弱光照,光照不均3种情况下进行了实验,每种光照条件下进行了连续20次测量,时间为两分钟,测试数据和指夹式血氧仪数据对比分析,实验结果如表6所示,可以看到3种不同光照条件下测试数据的平均误差均比较小,最大为1.13%,相关系数的数值大小也比较相近.说明了本文方法在不同光照条件下的测试结果具有一定的鲁棒性,验证了本文方法对于弱光照,光照不均情况的光照干扰问题起到了一定的抑制作用.

表6 不同光照条件下实验对比

实验条件	实测心率(bpm)	参照心率(bpm)	平均误差(%)	相关系数
正常光照	68.94	68.50	0.64	0.475
弱光照	68.20	68.85	0.94	0.433
光照不均	68.61	69.40	1.13	0.352

#### 4 结论与展望

本文我们提出了一种新的基于人脸视频的非接触式心率测量方法,针对视频采集过程中运动伪差和光照不均对提取到的脉搏波信号质量的影响,提出了多

特征区域结合单一通道 FastICA 提取脉搏波信号的解决方案,并在公共数据集 DEAP 上进行了实验分析,结果表明本文方法在准确性和相关性方面均优于基于 ICA, IVA 的非接触式心率方法.在实际非受控环境下采集数据进行测量验证,结果表现良好.

### 参考文献

- 1 范强. 心血管生理参数非接触式检测关键技术研究 [博士学位论文]. 武汉: 武汉大学, 2017.
- 2 陈伟伟, 隋辉, 马丽媛. 中国心脑血管病流行现状及防治进展. 心脑血管病防治, 2016, 16(2): 79–83. [doi: 10.3969/j.issn.1009-816X.2016.02.001]
- 3 徐光. 基于光电容积脉搏波成像心率检测技术的研究 [硕士学位论文]. 武汉: 武汉理工大学, 2014.
- 4 Verkruyse W, Svaasand LO, Nelson JS. Remote plethysmographic imaging using ambient light. Optics Express, 2008, 16(26): 21434–21445. [doi: 10.1364/OE.16.021434]
- 5 Poh MZ, McDuff DJ, Picard RW. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. Optics Express, 2010, 18(10): 10762 – 10774. [doi: 10.1364/OE.18.010762]
- 6 Guo ZY, Wang ZJ, Shen ZQ. Physiological parameter monitoring of drivers based on video data and independent vector analysis. Proceedings of 2014 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. Florence, Italy. 2014. 4374–4378.
- 7 Chwyl B, Chung AG, Amelard R, *et al.* SAPPHERE: Stochastically acquired photoplethysmogram for heart rate inference in realistic environments. Proceedings of 2016 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP). Phoenix, AZ, USA. 2016. 1230–1234.
- 8 Koelstra S, Muhl C, Soleymani M, *et al.* DEAP: A database for Emotion Analysis; using physiological signals. IEEE Transactions on Affective Computing, 2012, 3(1): 18–31. [doi: 10.1109/T-AFFC.2011.15]
- 9 Lewandowska M, Rumiński J, Kocejko T, *et al.* Measuring pulse rate with a WebCam —A non-contact method for evaluating cardiac activity. Proceedings of 2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems. Szczecin, Poland. 2011. 405–410.
- 10 Yan YG, Ma X, Yao LF, *et al.* Noncontact measurement of heart rate using facial video illuminated under natural light and signal weighted analysis. Bio-Medical Materials and Engineering, 2015, 26(S1): S903–S909. [doi: 10.3233/BME-151383]
- 11 Wu HY, Rubinstein M, Shih E, *et al.* Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. ACM Transactions on Graphics, 2012, 31(4): 65.
- 12 Rumiński J. Reliability of pulse measurements in videoplethysmography. Metrology and Measurement Systems, 2016, 23(3): 359–371. [doi: 10.1515/mms-2016-0040]
- 13 杨雯. 基于人脸视频的非接触式心测量算法的研究与实现 [硕士学位论文]. 北京: 北京邮电大学, 2019.
- 14 刘晶. 基于盲源分离和噪声抑制的语音信号识别. 计算机测量与控制, 2018, 26(12): 140–144.
- 15 常芳丽, 冶继民. 一种改进的 FastICA 算法. 数学的实践与认识, 2019, 49(21): 132–140.
- 16 陈国良, 黄晓琴, 卢可凡. 改进的快速独立分量分析在语音分离系统中的应用. 计算机应用, 2019, 39(S1): 206–209.