

Research on Non-Contact Measurement of Intraocular Pressure Technology Based on Pulse Bioelectric Information*

LI Guang, KANG Aiguo*

(College of physics and optoelectronic engineering, Taiyuan University of Technology, Jinzhong Shanxi 030600, China)

Abstract: According to the correlative characteristic between intraocular pressure and pulse bioelectric information, it is of great significance for establishing the corresponding relationship between intraocular pressure and pulse information for non-contact measurement of intraocular pressure. By using the self-developed measurement system for intraocular pressure, this study measured the corresponding data of pulse information such as pulse transit time (PTT), stroke volume, pulse characteristic value and pulse rate of 40 testers at different ages. After carrying out fitting processing to the data, three kinds of intraocular pressure models based on pulse information were obtained, which were applied to the measurement system for intraocular pressure. It has been verified that the intraocular pressure model of multi-pulse information can obtain the highest accuracy on intraocular pressure measurement, which is 41% higher than the accuracy on the measurement of PTT_{PCG} intraocular pressure model. Therefore, the intraocular pressure measurement technology by using intraocular pressure model of multi-pulse information provides a new reliable method for non-contact intraocular pressure measurement.

Key words: non-contact measurement of intraocular pressure; intraocular pressure model; correlation properties; pulse bioelectric information; ECG signal; PCG signal

EEACC: 7210A

doi: 10.3969/j.issn.1005-9490.2021.05.039

基于脉搏生物电信息的眼压非接触测量技术研究*

李 广, 康爱国*

(太原理工大学物理与光电工程学院, 山西 晋中 030600)

摘 要: 根据眼压与脉搏生物电信息的相关特性, 建立眼压与脉搏信息的相应关系对眼压非接触测量意义重大。利用自行研制的眼压测量系统, 测量 40 名不同年龄段测试者在不同时刻的脉搏传输时间(PTT)、每搏输出量、脉搏特征值和脉率等脉搏信息的相应数据。对数据进行拟合处理, 得到了三种基于脉搏信息的眼压模型, 并将眼压模型应用于系统。经验证, 多脉搏信息眼压模型的眼压测量准确性最高, 比 PTT_{PCG} 眼压模型提高了 41%, 为眼压非接触测量提供了一个新的可靠方法。

关键词: 眼压非接触测量; 眼压模型; 相关特性; 脉搏生物电信息; 心电信号; 心音信号

中图分类号: TP29

文献标识码: A

文章编号: 1005-9490(2021)05-1260-05

眼压是诊断眼病和心血管疾病的重要参数, 传统接触式眼压测量容易引起交叉感染和角膜意外损伤等问题。近年来非接触式眼压测量已经成为该领域研究的热点。目前, 日本佳能公司研制了 TX-20 眼压计^[1], 芬兰爱科公司研制了 iCare HOME 手持式回弹眼压计^[2], 以及国内研制了索维 SW-500 眼压计^[3]。这些设备在测量时虽不需要眼部麻醉, 也不需要接触眼球, 但需要放到眼部位置, 手动控制,

不能连续测量, 并且误差都在 3 mmHg 以上。为了克服这些缺点, 本文利用脉搏生物电信息可间接检测人体生理指标并且应用于智能化医疗设备的特点^[4-5], 建立基于脉搏信息的眼压模型, 提出了借助脉搏信息间接测量眼压的方法。由于脉搏信息众多, 计算方法不同, 所建眼压模型不同, 给眼压的准确测量带来困难。因此, 找到合适的脉搏信息眼压模型对设计精确的眼压测量系统具有重要意义。

项目来源: 山西省自然科学基金项目(201801D121020, 201801D221132)

收稿日期: 2020-11-25 修改日期: 2021-01-13

1 眼压测量原理及测量系统设计

1.1 眼压测量原理

人体的眼压、血压和脉搏有密切关系,如果人体血管壁和眼球壁的弹性维持不变,则脉搏传输时间 PTT 和血压成正比^[6-7]。大量临床试验证明,人体眼压和血压在正常范围内成线性关系^[8-9],由此可知人体眼压和脉搏传输时间 PTT 也具有线性关系。本文借鉴参考文献[6]中脉搏与血压的关系,结合医学中血压与眼压的关系,得到脉搏信息与眼压的关系,为得出详细的数量关系,本文借鉴文献[6]中脉搏信息与血压的建模方法,通过自取数据,得到了脉搏信息与眼压的模型关系。通过测量脉搏传输时间,可计算出眼压。原理如式(1)所示:

$$IOP = m + n \times PTT \quad (1)$$

式中: IOP 为眼压,单位 mmHg; PTT 为脉搏传输时间,单位为秒。m 和 n 为常数,无量纲。理论上,通过测量同一时刻人体脉搏传输时间和实际眼压值,代入式(1)可计算出 m 和 n,得到基于脉搏传输时间的眼压模型。此外,其他脉搏信息也是眼压的重要影响因素^[9],本文在此基础上建立了基于多脉搏信息的眼压模型。

1.2 脉搏信息测量原理

脉搏信息包括脉搏波传输时间 PTT、每搏输出量 Z、降中峡相对高度(h_1/h)、重搏波相对高度(h_2/h)、脉搏波波形特征量 K、脉率 R、收缩期波形面积 k_1 、舒张期波形面积 k_2 、特征比例 k_1/k_2 ,需要根据脉搏波形的特征点和各个参数计算获得^[10]。利用自行研制的眼压测量系统测得的人体脉搏波形如图 1 所示,其中 b 为脉搏波的起点; c 为主波波峰; d 为重搏前波波峰; e 是左心室舒张期起点; f 为重搏波起点; g 为重搏波最高压力点; h、 h_1 、 h_2 分别为主波波峰高度、降中峡高度、重搏波高度。

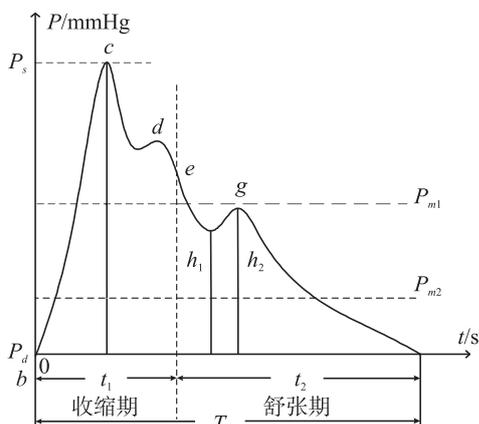


图1 人体脉搏波形

各个脉搏信息的计算方法:

(1) 脉搏传输时间 PTT 包括 PTT_{ECC} 和 PTT_{PCG} 两种^[11-12]。PTT_{ECC} 是心电信号 (ECG) L 波的峰值点到相应周期脉搏特征点的时间。PTT_{PCG} 是心音信号 (PCG) S₁ 的峰值点到相应周期脉搏特征点的时间。脉搏特征点的选取方法包括主波上升沿斜率最大的点 P₁, 主波中值点 P₂ 和主波波峰最大值点 P₃。大量研究结果表明以中值点 P₂ 作为脉搏波特征点计算得到的脉搏波传输时间 PTT 标准差最小, 结果最稳定^[13]。PTT 计算原理如图 2 所示,

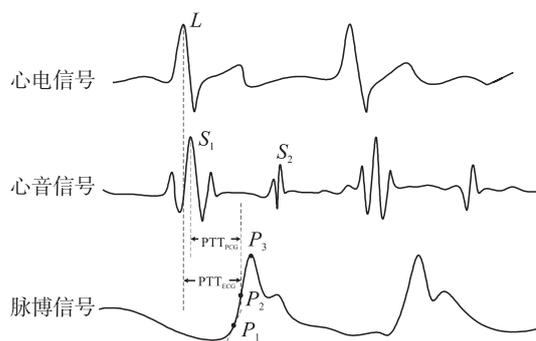


图2 PTT 计算原理图

(2) 每搏输出量 Z 表示心脏每次搏动的射血量,通过影响收缩压进而影响眼压。计算方法如式(2)所示,

$$Z = h * [t_1 / (T - t_1) + 1] \quad (2)$$

式中: h 是脉搏主波波峰高度,单位为 mmHg。t₁ 为收缩期时间, T 为脉搏周期,单位为秒。

③ 脉搏波形特征量 K 表示动脉血管的弹性、外周阻力和血液的粘稠度^[14],与眼压的高低有密切关系。K 值的计算方法如式(3)所示,

$$K = (P_m - P_d) / (P_s - P_d) \quad (3)$$

式中: 平均动脉压

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \quad (4)$$

式(3)中 P_s 和 P_d 分别为收缩压和舒张压,单位为 mmHg,可直接由脉搏波形纵坐标读出。

式(4)中 P(t) 表示脉搏关于 t 的函数。

④ 收缩期波形面积 k₁, 舒张期波形面积 k₂ 和特征比例 k₁/k₂ 的计算公式如下所示,

$$k_1 = (P_{m1} - P_d) / (P_s - P_d) \quad (5)$$

式中: 收缩期平均动脉压

$$P_{m1} = \frac{1}{t_1} \int_0^{t_1} P(t) dt \quad (6)$$

式中: t₁ 为收缩期时间,单位为秒。

$$k_2 = (P_{m2} - P_d) / (P_s - P_d) \quad (7)$$

舒张期平均动脉压

$$P_{m2} = \frac{1}{t_2} \int_{t_1}^T P(t) dt \quad (8)$$

式中: t_2 为舒张期时间, 单位为秒。

$$k_1/k_2 = (P_{m1} - P_d)/(P_{m2} - P_d) \quad (9)$$

⑤ 脉率可以衡量人体外围状况对眼压的影响, 脉率小时眼压低, 脉率大时眼压高。其计算方法如式(10)所示。

$$R = 1/T \quad (10)$$

1.3 眼压测量系统设计

测量系统由下位机(图3)与上位机软件(图4)构成^[15]。眼压测量系统工作流程: 利用脉搏、心电和心音传感器采集到的脉搏、心电和心音信号进行放大、滤波、模数转换, 再由蓝牙传输至上位机显示波形, 利用写入上位机里的脉搏信息计算公式和眼压模型公式在上位机里处理并显示脉搏信息和眼压。



图 3 系统实物图

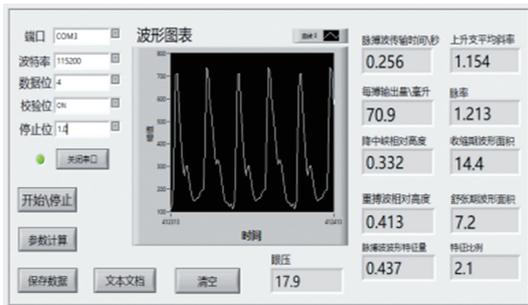


图 4 上位机界面

2 眼压模型建立

由眼压测量系统测得测试对象的脉搏信息, 由 Goldmann 压平式眼压计测得实际眼压 IOP_1 , 对这两组信息建模。Goldmann 压平眼压计是当前国内外公认为“金标准”的测量眼压的仪器。

2.1 PTT_{ECC} 眼压模型的建立

选择 40 名测试者, 男女各一半, 年龄在 20 岁到 40 岁之间, 其中有 10 名血压偏高, 10 名血压偏低。分别在一天内 5、7、10、14、18 时从这 40 名测试者中不放回的随机抽取测试者 16 名, 测量测试者同一时

刻下的实际眼压 IOP_1 和脉搏信息。脉搏传输时间以心电信号为参考计算, 用眼压测量系统测得 PTT_{ECC} , 对 PTT_{ECC} 和 IOP_1 进行数据拟合, 得到 PTT_{ECC} 眼压模型。以脉搏传输时间 PTT_{ECC} 和实测眼压 IOP_1 为横、纵坐标进行数据拟合, 拟合结果如图 5 所示。

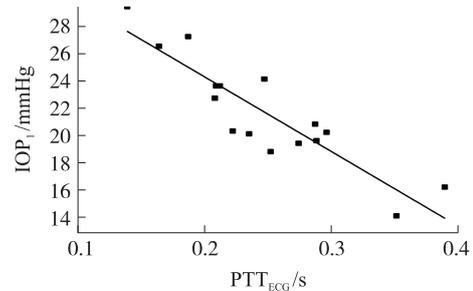


图 5 PTT_{ECC} 和 IOP_1 的拟合曲线

拟合得到的模型如式(11)所示,

$$IOP_1 = 35.19 - 54.66 \times PTT_{ECC} \quad (11)$$

拟合相关系数 $R_1 = 0.8933$, 说明拟合度较高。

2.2 PTT_{PCG} 眼压模型的建立

测试对象与条件同 2.1 节 PTT_{ECC} 眼压模型建立的情况, 脉搏传输时间以心音信号为参考计算, 用眼压测量系统测得 PTT_{PCG} , 用 Goldmann 眼压计测量相同时刻下的实际眼压 IOP_1 。对 PTT_{PCG} 和 IOP_1 进行数据拟合, 得到 PTT_{PCG} 眼压模型。以脉搏传输时间 PTT_{PCG} 和实测眼压 IOP_1 为横、纵坐标进行数据拟合, 拟合结果如图 6 所示。

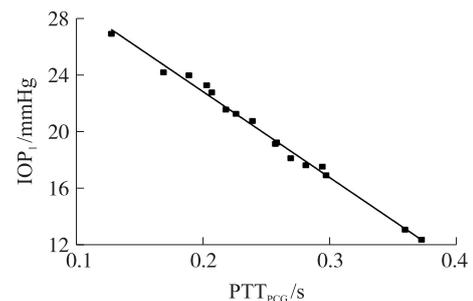


图 6 PTT_{PCG} 和 IOP_1 的拟合曲线

拟合得到的模型如式(12)所示,

$$IOP_1 = 34.83 - 60.32 \times PTT_{PCG} \quad (12)$$

拟合相关系数 $R_2 = 0.9962$, 说明曲线拟合度很高。比较 R_1 与 R_2 , 发现 PTT_{PCG} 眼压模型的拟合程度大于 PTT_{ECC} 眼压模型拟合程度。说明以心电信号为参考计脉搏传输时间对眼压的影响更密切。

2.3 多脉搏信息眼压模型的建立

测试对象与条件同 2.1 节 PTT_{ECC} 眼压模型建立的情况, 脉搏传输时间以心音信号为参考计算, 利用眼压测量系统测得多脉搏波信息, 用 Goldmann 眼压

计测量相同时刻下的实际眼压 IOP_t , 对多脉搏波信息和 IOP_t 进行多元回归分析, 得到多脉搏信息眼压模型。

建立多脉搏信息眼压模型, 要在测得的众多脉搏信息中提取出与眼压相关性强的脉搏信息。本文通过皮尔森相关系数计算脉搏信息与眼压的相关性^[16]。皮尔森相关系数 r 的公式如(13)所示

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (13)$$

式中:

$$\begin{cases} \bar{y} = \sum y_i/n \\ \bar{x} = \sum x_i/n \end{cases} \quad (i = 1, 2, \dots, n) \quad (14)$$

r 表示 x 和 y 之间的相关系数, 取值范围为 $[-1, 1]$, 对相关系数取绝对值, 越接近 1 相关性越好。通常, $0.4 \leq |r| < 0.7$ 为显著相关; $0.7 \leq |r| < 1$ 为高度相关。以每名测试者的眼压 IOP_t 为 y , 脉搏波传导时间 PTT_{PCC} 、每搏输出量 Z 、降中峡相对高度 (h/H)、重搏波相对高度 (g/H)、脉搏波波形特征量 K 、脉率 R 、收缩期波形面积 k_1 、舒张期波形面积 k_2 、特征比例 k_1/k_2 为 x , 代入式(13), 得到 IOP_t 和各脉搏波信息的相关系数。由计算结果表明与 IOP 具有强相关性的脉搏波信息是脉搏波传输时间 PTT_{PCC} 、每搏输出量 Z 、脉搏波波形特征量 K 和脉率 R , 其中 K 无量纲。相关系数分别为 0.901、0.806、0.881、0.84。测得多脉搏信息和 IOP_t 如表 1 所示。

表 1 多脉搏信息与实际眼压值 (IOP_t)

IOP_t/mmHg	PTT/s	每搏输出量 Z/mL	特征量 K	脉率 R/s^{-1}
24.5	0.126	78.9	0.513	1.667
23.5	0.173	77.8	0.495	1.654
22.9	0.191	78.5	0.483	1.621
23.8	0.2	74.3	0.472	1.593
18.4	0.208	73.2	0.468	1.521
19.7	0.216	75.6	0.461	1.483
16.2	0.229	76.2	0.452	1.367
21.2	0.238	70.8	0.443	1.292
17.9	0.256	70.9	0.437	1.213
17.1	0.259	68.9	0.432	1.168
16.2	0.27	68.2	0.425	1.102
18.3	0.284	66.3	0.413	1.074
16.1	0.292	67.6	0.394	0.978
16.6	0.299	68.8	0.381	0.953
13.6	0.36	62.2	0.356	0.923
8.1	0.37	63.4	0.352	0.917

根据多脉搏电信息与眼压的相关特性, 建立多

脉搏信息的眼压模型。多元线性回归模型选取由皮尔森相关系数计算的相关性较强的脉搏信息与眼压作为自变量和因变量, 表达式如式(15)所示,

$$Y = A + B_1 X_1 + B_2 X_2 + \dots + B_K X_K \quad (15)$$

式中: Y 是因变量, X_1, X_2, \dots, X_K 为自变量, A 为常数项, $B_1, B_2 \dots B_K$ 为回归方程系数。以 Y 表示 IOP_t , X_1, X_2, \dots, X_K 表示多脉搏波信息。将每组 IOP_t 和脉搏信息分别代入式(15), 计算 $A, B_1, B_2 \dots B_K$, 得出基于多脉搏信息的眼压模型为

$$IOP_t = 103.317 - 121.977 \times PTT_{PCC} - 0.427 \times Z - 70.832 \times K + 5.193 \times R \quad (16)$$

3 模型有效性及测量准确性实验验证

为了验证所得眼压模型的有效性, 并得到测量准确性最高的眼压模型, 分别将 PTT_{ECC} 眼压模型、 PTT_{PCC} 眼压模型和多脉搏信息眼压模型这三种眼压模型输入到上位机。利用测量系统重新测得上述 40 名测试者的眼压 IOP_1, IOP_2, IOP_3 和脉搏生物电信息。利用 Goldmann 眼压计测量同一时刻的实际眼压 IOP_t 。得到的数据如表 2 所示。

表 2 脉搏传输时间、测量眼压和实际眼压

IOP_t	IOP_1	IOP_2	IOP_3	PTT_{ECC}	PTT_{PCC}
21.1	24.5	23.9	22.4	0.195	0.181
20.4	24.3	23	21.9	0.199	0.196
19.2	22.6	21.3	20.5	0.231	0.223
18.3	21.9	21.2	19.8	0.244	0.226
17.9	20.6	19.8	19.3	0.267	0.249
17.6	20.3	18.9	18.8	0.273	0.264
16.3	19.2	18.2	17.6	0.292	0.279

比较 IOP_1 和 IOP_2 , 说明以心音信号为参考计算脉搏传输时间更准确。比较 IOP_2 和 IOP_3 说明多脉搏信息模型系统测量的眼压更加准确。分别用 IOP_1, IOP_2, IOP_3 与 IOP_t 求差取平均值, 得到误差分析表如表 3 所示。

表 3 测量眼压与实际眼压的平均误差

组别	类型		
	PTT_{ECC} 模型 误差	PTT_{PCC} 模型 误差	多脉搏信息 模型误差
1	3.1	2.8	1.3
2	3.9	2.6	1.5
3	3.4	2.1	1.3
4	3.6	2.9	1.5
5	2.7	1.9	1.4
6	2.7	1.3	1.2
7	2.9	1.9	1.3
平均值	3.2	2.2	1.3

由表 3 可知三种眼压模型的平均测量误差都在误差允许的范围内,证明了利用三种模型测量眼压的正确性。 PTT_{ECC} 眼压模型和 PTT_{PCG} 眼压模型测得眼压的平均误差分别为 3.2 mmHg 和 2.2 mmHg,说明以心音信号为参考计算脉搏传输时间能够更准确地计算眼压。由多脉搏波信息眼压模型测得的眼压平均误差为 1.3 mmHg,相对于 PTT_{PCG} 眼压模型的眼压测量准确性提高了 41%。说明多脉搏信息眼压模型是三种眼压模型中测量眼压最准确的模型。综合分析,三种模型产生误差原因是测试者在饮水、按压眼球情况下会使眼压短时内改变,脉搏并不会随之改变引起的,在误差范围内; PTT_{PCG} 眼压模型比 PTT_{ECC} 眼压模型误差小,是因为 PTT_{ECC} 包括射血前期时间和 PTT_{PCG} 两部分,射血前期的时间是心脏放电到射血的时间,即心电信号 L 波峰值点到心音信号 S_1 的峰值点的时间。L 波峰值点是心脏开始放电的时刻,不是心脏收缩泵血的时刻,在射血前期脉搏没有开始传输;单脉搏信息模型误差比多脉搏信息模型大,这就证明了建立眼压模型要将脉搏信息考虑全面。

4 结 论

本文设计了基于脉搏生物电信息的眼压测量系统,建立了三种眼压模型。经过实验分析,多脉搏信息眼压模型计算眼压的平均误差为 1.3 mmHg,较其余两种模型准确性最高,完全符合医用测量标准。将该模型应用于系统,实现了眼压的非接触测量,准确性高,操作简单,可重复性好,能够连续测量眼压。

参 考 文 献:

[1] 於水清,赵珺彦. Canon TX-20 非接触式眼压计准确性和可重

复性评价[J]. 浙江中西医结合杂志,2015,25(8):764-766.

- [2] Cvenkel Barbara, Atanasovska Velkovska Makedonka. Self-Monitoring of Intraocular Pressure Using Icare HOME Tonometry in Clinical Practice[J]. Clinical Ophthalmology(Auckland, N.Z.), 2019, 13(1):56-61.
- [3] 景明,王兵,周哲,等. SW-500 回弹式眼压计与非接触性眼压计测量结果的比较[J]. 海军医学杂志,2012,33(3):167-170.
- [4] 凌朝东,洪华峰,李国刚,等. 基于 NIOSII 的便携式远程医疗监护器硬件平台的设计[J]. 仪器仪表学报,2008(2):336-341.
- [5] 李珊珊. 基于脉搏波的穿戴式连续血压监测方法的研究[D]. 南京:东南大学,2017.
- [6] 苗长云,穆殿伟,张诚,等. 基于多脉搏波参数的人体血压检测的研究[J]. 生物医学工程学杂志,2015,32(5):1113-1117.
- [7] Fiala J, Bingger P, Ruh D, et al. An Implantable Optical Blood Pressure Sensor Based on Pulse Transit Time[J]. Biomedical Microdevices, 2013, 15(1):73-81.
- [8] 张书平,张珊,罗亚娜,等. 青光眼病人眼压与血压的关系分析及护理[J]. 世界最新医学信息文摘,2019,19(38):299-300.
- [9] 周彦慧. 血压、体质量指数、眼压的相关性[J]. 中国医药指南, 2019,17(11):23-24.
- [10] 张俊利,蔺嫦燕,杨琳,等. 脉搏波波形特征信息检测及与部分血流动力学变化相关分析[J]. 生物医学工程与临床,2008(2):104-107.
- [11] 孙薇,唐宁,江贵平. 脉搏波信号特征点识别与预处理方法研究[J]. 生物医学工程学杂志,2015,32(1):197-201.
- [12] 杜丽莉. 脉搏波传导时间的分段特性研究[D]. 北京:北京工业大学,2017.
- [13] 员振军. 基于脉搏波传输时间的无创血压测量方法研究[D]. 吉林:吉林大学,2008.
- [14] 汪剑鸣,惠芳,韦然. 基于特征参数的脉搏波高斯拟合[J]. 天津工业大学学报,2016,35(5):59-65.
- [15] 陈力颖,倪立强,汤勇,等. CMOS 脉搏血氧采集传感器信号处理电路设计[J]. 传感技术报,2018,31(3):350-354.
- [16] 彭海. 皮尔逊相关系数应用于医学信号相关度测量[J]. 电子世界,2017(7):163.



李 广(1993—),男,硕士研究生。主要研究方向为测试技术研究与应用、微弱生物电信号检测、基于脉搏波信息的眼压模型构建等方面的工作,592680131@qq.com;



康爱国(1966—),男,教授,博士后,从事功能陶瓷的理论和实验研究、新型集成电路及器件的设计和模拟分析。