

基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量

李章俊 王 成* 朱 浩 金 凡 马俊领

(上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘 要: 为了摆脱传统血压计充气袖带的束缚、实现长期连续的血压监测, 很多学者开展了基于 PPG 实现无创、连续血压监测的研究。阐述基于光电容积脉搏波描记法(PPG)实现无创、连续血压测量的基本原理。将当前基于 PPG 无创血压监测的研究分为 3 类, 分别为心电(ECG)与 PPG 结合的血压测量技术、两路 PPG 结合的血压测量技术、脉搏波特征参数血压测量技术, 分析这 3 类技术的基本测量原理、测量精度及其优缺点。在此基础上, 论述基于 PPG 实现无创、连续监测血压的发展方向。

关键词: 血压; 光电容积脉搏波描记法; 无创

中图分类号 R318 文献标志码 A 文章编号 0258-8021(2012)04-0607-08

The Research Progress of Non-Invasive and Continuous Blood Pressure Measurement Based on Photoplethysmography

LI Zhang-Jun WANG Cheng* ZHU Hao JIN Fan MA Jun-Ling

(School of Medical Instrument & Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Noninvasive and continuous blood pressure monitoring have been intensively investigated and developed in attempt to getting rid of inflatable cuff and realizing the long term blood pressure monitoring. This article analyzed the principle of noninvasive and continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography (PPG). The researches of current noninvasive blood pressure monitoring based on the PPG were classified into three categories including combination of electrocardiograph (ECG) and PPG, two channels PPG, and utilization of pulse characteristic parameter. The measurement accuracy, advantage and disadvantage of the three technologies were summarized. The development tendency of the noninvasive and continuous monitoring blood pressure based on the PPG was discussed.

Key words: blood pressure; photoplethysmography (PPG); noninvasive

引言

如今, 高血压已经成为最常见的心血管系统慢性病, 是全球的公共卫生问题之一^[1]。医院与家庭中所使用的血压测量装置, 主要是基于柯氏音法或示波法^[2], 虽然能够较为准确地测量出血压值, 但袖带需要充气放气, 只能测量出某个时刻的血压值, 无法对血压进行连续监测。此外, 袖带还会对被测对象的手臂或者手腕等测量位置产生压力, 使被测者产生不适感。连续血压监测能够让人们了

解血压的昼夜变化规律, 掌握血压变化率, 可以大大减少高血压患者出现致命危险的情况^[3]。Kikuya M 等人利用 Cox 比例危险率模型, 证实了白天的收缩血压动脉变异的加剧会显著增加由心血管疾病引起的死亡率^[4]。此外, 长期、连续的血压监测数据能够给医生提供患者长期血压监测信息, 对于心血管状况的评估、疾病的诊断有很大的帮助, 这是一般的检查手段难以得到的^[5]。

当血液流过外周血管中的微动脉、毛细血管和微静脉等微血管时, 该部分微血管的血液容积在心

doi: 10.3969/j.issn.0258-8021.2012.04.00

收稿日期: 2012-01-08, 录用日期: 2012-06-06,

基金项目: 上海市科委 2011 年度“科技创新行动计划”生物医药领域产学研医合作项目(11DZ1921703)

* 通信作者。E-mail: shhwangcheng@yahoo.com.cn

脏搏动下同样会呈现脉动性变化。血液容积的脉动性变化反映出心搏功能、血液流动、外周血管和微循环等诸多心血管的重要信息^[6],这种血液容积的脉动性可以通过光电传感器进行记录,即光电容积脉搏波描记法(photoplethysmography, PPG)。光电容积脉搏波描记法的基本原理为:光源与光电接收器组成的探头与皮肤相接触,发射光束将会与皮肤组织以及血液发生反射、吸收和散射^[7],光电接收器接收光信号并转换为电信号,从而反映出容积脉搏波的脉动情况,用此方法获得的信号叫做 PPG 信号。利用光电容积脉搏波描记法进行血压监测,能够克服传统血压测量的缺点,摆脱袖带的束缚,佩戴舒适,不会造成额外的负担,可以 24 h 对人体血压进行连续监测。

早在 1871 年,Moens 与 Korteweg 就提出脉搏波传播速度(pulse wave velocity, PWV)与血压之间具有线性关系。之后,他们的开创性研究被 Bramwell 与 Hill 进一步验证与推广^[8]。正是由于脉搏波沿动脉传播的速度与动脉血压之间的正相关特点,可以通过测量 PWV 间接推算出血压值。PWV 无法直接容易地测得,但若知道脉搏波通过动脉两点之间的距离, PWV 就可以通过脉搏波在动脉中两点间传递时间(pulse transit time, PTT)计算出来。下面系统介绍基于 PPG 实现无创、连续测量血压的原理以及发展状况,研究 3 种具有代表性的技术并对它们的优劣做出评价,阐述基于 PPG 血压测量技术的发展方向。

1 基于 PPG 的血压测量理论基础

现有的 PWV 与血压值最为有效的理论模型有: Moens-Korteweg 与 Bramwell-Hill 模型。1878 年 Moens 与 Korteweg 对脉搏波传播速度做了实验,提出波速公式为

$$C = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (1)$$

式中 h 表示血管壁的厚度, E 是管壁的杨氏弹性模量, D 是平衡状态下弹性管的内径, ρ 是流体的密度。

对于人体主动脉脉搏波的波速

$$PWV = K \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (2)$$

式中,人体主动脉的 $K = 0.8$ ^[6]。

从式(2)可以看出, PWV 与动脉管壁的弹性大小有关,弹性越大(弹性模量 E 越小),则脉搏波的

传播速度越慢,反之则越快。

Hughes 等对动脉管壁弹性模量的模型进行了研究^[9]。利用超声的方法测量动脉的直径与动脉壁的厚度,然后利用放置在一段已知距离的动脉导管两端的两个压力传感器测得脉搏波波速,提出了弹性模量(E)与血管跨壁压(P_{tm})之间的关系式,即

$$E = E_0 \exp(\alpha P_{tm}) \quad (3)$$

式中: E_0 是压力为零时的血管弹性模量; P_{tm} 是血管跨壁压; α 表征血管特征的一个量,数值为 $0.016 \sim 0.018 \text{ mmHg}^{-1}$ 。

由于 Hughes 模型是基于 Moens-Korteweg 模型而得出的,将两个方程相结合,便可以得到 PWV 与 P_{tm} 之间的关系,有

$$PWV = \sqrt{\frac{hE_0}{\rho D} \exp(\alpha P_{tm})} \quad (4)$$

式中 $P_{tm} = P_i - P_{ex}$, P_i 表示动脉内部压力, P_{ex} 表示动脉外部压力。

从该方程可以看出, PWV 随着 P_{tm} 的增加而增加,反之减小。然而该方法无法预测当 $P_{tm} < 0$ 的情况,即 $P_{ex} > P_i$ 的情况。

Bramwell-Hill 模型认为, PWV 与动脉膨胀性 D 相关^[10],之间的关系可以表示为

$$PWV = (\rho D)^{-1/2} \quad (5)$$

式中 ρ 表示血液密度。

动脉膨胀性 D 可以表示为

$$D = \frac{(dV/dP)}{V} \quad (6)$$

式中, V 表示动脉血容量, P 表示动脉血压。

将式(5)与式(6)合并, PWV 与体积压力变化之间的关系可以表示为^[11]

$$PWV = \sqrt{\frac{V \partial P}{\rho \partial V}} \quad (7)$$

可见,两个模型都表现了 PWV 与动脉血压之间的关系。然而,由于脉搏波波速 PWV 较难测得,因此现有的基于 PWV 的血压测量方法都依赖于 PTT 的测量。PTT 表示同一动脉脉搏波在动脉两点之间的传播时间,而 PWV 与 PTT 的关系可以表示为

$$PWV = \frac{\Delta x}{PTT} \quad (8)$$

式中, Δx 表示动脉两点之间的距离^[12]。

2 基于 PPG 的血压测量技术

目前,基于 PPG 的血压测量技术主要包括 ECG

与 PPG 结合的血压测量技术、两路 PPG 结合的血压测量技术和脉搏波特征参数测量技术。

2.1 ECG 与 PPG 结合的血压测量技术

ECG 与 PPG 结合的血压测量技术,就是利用同一动脉脉搏波从心电 R 波传输至 PPG 特征点之间的时间间隔为 PTT 来估计血压^[13]。Chen 等认为,只要血管壁的弹性模量保持恒定,收缩压(SBP)的变化量可由高频分量来表示,其中高频分量是由心电 R 波作为起点至 PPG 特征点的时间间隔 PTT 计算得到,低频分量为间歇地由听诊或者示波法测得的收缩压数据。将高频分量与低频分量结合起来计算收缩压^[14]。运用式(1)、式(3)以及下式

$$v = \frac{K}{T} \quad (9)$$

可推导出血压的计算公式

$$P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d K^2}{g a E_0} \right) - 2 \ln T \right] \quad (10)$$

v 表示脉搏波波速, K 表示经过的距离, T 表示传播时间。

由于动脉壁的厚度 a 、内部直径 d 可以忽略,动脉壁的弹性 E_0 变化足够缓慢,所以对式(10)两边求导可得

$$\frac{dP}{dT} = -\frac{2}{\gamma T} \quad (11)$$

故高频分量可以表示为

$$\Delta P = -\frac{2}{\gamma T} \Delta T \quad (12)$$

收缩压值的计算公式为 $P_e = P_b + \Delta P$, 其中, P_b 表示示波法或听诊法测得的血压值。然而,低频分量是会缓慢改变的,该方法需要在一段时间后对低频分量进行重新校准。对 20 位心血管患者进行实验并与有创方法进行比较,结果显示两种方法得到的收缩压值的相关系数为 0.97 ± 0.02 (平均差 \pm 标准偏差),误差范围在 10% 内的监测数据占总数据的 97%。

Ma 等对 PTT_p (同一个心动周期内,心电 R 波为起点至 PPG 波形顶点的时间间隔)、 PTT_f (心电 R 波为起点至 PPG 波形底部的时间间隔,如图 1(a)所示)与收缩压、舒张压(DBP)进行相关性的分析,最后得出结论: PTT_f 与 SBP、PBP (收缩压与舒张压之差) (如图 1(b)所示)的相关性要好于 PTT_p ^[15]。

Heard 等根据 Bramble-Hill 模型,推导出了脉搏波传播时间 C_{dx} 与收缩压、舒张压之间的关系式,并且为了提高舒张压的计算精度,还在舒张压计算公

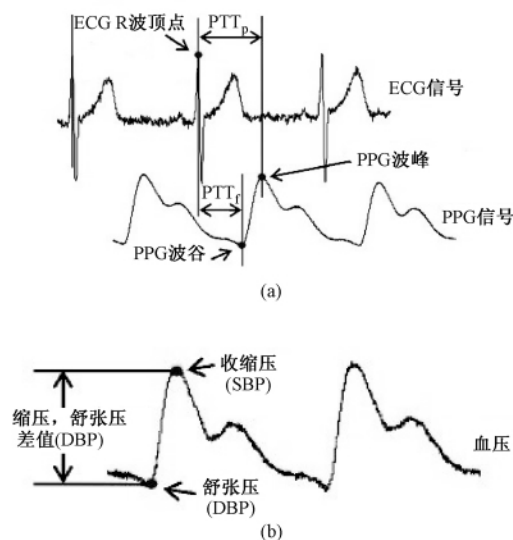


图 1 图解说明^[15]。(a) PTT_p 与 PTT_f ; (b) PBP

Fig. 1 Illustration^[15] (a) PTT_p 与 PTT_f ; (b) PBP

式中引入了人体的心率信号作为参数^[16],即

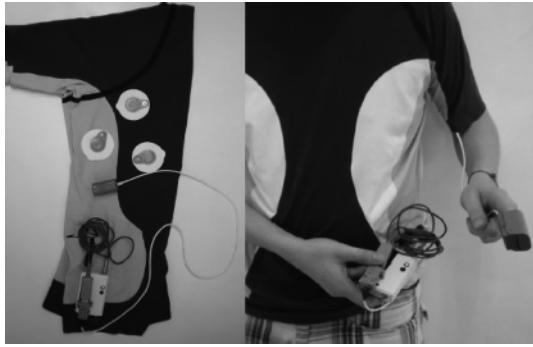
$$P_{Si} = [k_s (C_{dx})_i^2] + k_{sys_cal} \quad (13)$$

$$P_{Di} = [k_d (C_{dx})_i^2] + [k_{IHR} IHR_i] + k_{dis_cal} \quad (14)$$

式中, P_{Si} 与 P_{Di} 分别代表收缩压、舒张压, IHR_i 代表第 i 个脉搏波的瞬时心率, k_s 、 k_d 与 k_{IHR} 为固定的常量, k_{sys_cal} 与 k_{dis_cal} 为校准参数。

该方法获得的血压值与示波法测得的血压值进行对比,平均差与标准偏差的结果分别为: SBP, 4.0 ± 9.6 mmHg; DBP, 小于 1.5 ± 6.4 mmHg; MBP, 小于 1.5 ± 6.3 mmHg。基于该方法, Ferreira 等设计了可穿戴的医疗设备“生命夹克”(见图 2),可实时地对心电、血压进行监测^[17]。由于把心电与 PPG 传感器都设计在了夹克衫上,提高了监测装置的移动性。此外,该装置还能够收集并建立一个被测对象生理参数的数据库,可以将该库存储至 MicroSD 卡上,且能无线传输至电脑或移动设备。对比电子血压计,该装置估计的收缩压准确率为 94.6%,舒张压准确率为 92.35%。

由于心电 R 波较容易被检测,并且能够忽略运动伪影的影响,现有的研究主要是利用心电 R 波至 PPG 特征点之间的时间间隔 PTT 来估计血压。然而,从图 2 中可以看到,为了获取手指的 PPG 信号,采用了指夹式的 PPG 传感器,导线都暴露在外面,给使用者的日常生活带来不便。Payne RA 对该技术的准确性做了研究,认为在心电活动的开始与心室机械射血开始之间存在一个必须要考虑的延迟,该延迟被称为预射血期^[18]。由于无法检测预射血

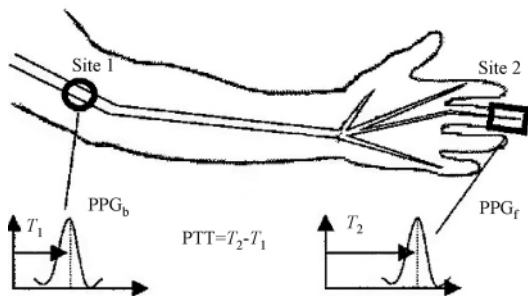
图2 “生命夹克”与数据采集部分^[17]Fig. 2 Vital jacket and Data Logging Unit^[17]

期的变化情况,因此预射血期的存在会导致测量的 PTT 变化,这种变化与血压是不相关的。同时,脉搏波流过的血管长度过长,更容易受到血管状况不同的影响,这些因素都会影响 PTT,导致估计的血压不够精确。此外该方法还要设计一套心电的传感器,会给被测者增加负担,使便携性能受到影响。

2.2 两路 PPG 结合的血压测量技术

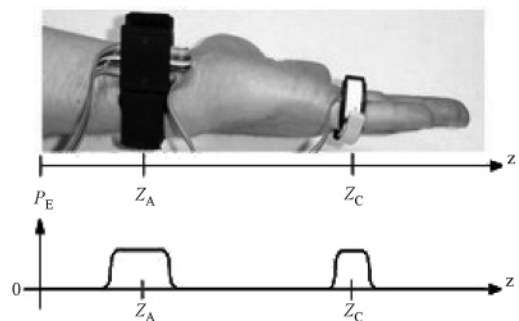
一些研究者利用人体两个不同部位,如手指与脚趾或者手指与耳朵这些位置的传感器,将测得的两路 PPG 信号时间间隔 PTT 作为参数来估计血压值。然而,该方法获得的时间间隔 PTT 与收缩压变化量具有一定的相关性,而与舒张压变化量的相关性不多^[19-21],因此无法准确获取舒张压值。

Maguire 等提出了一种创新性的 PTT 测量方法^[22],将两个 PPG 传感器分别安置于肱动脉与中指指动脉的皮肤上,其中肱动脉上采用反射式光电传感器,指动脉采用的是透射式传感器(如图 3 所示)。由于两个测量位置接近,大大缩短了脉搏波流过血管的距离,保持了血管的一致性。经过相关性实验分析,运用该技术得到的 PTT 同利用 ECG 与 PPG 结合的技术得到的 PTT 相关性为 0.7,可以看出该方法具有估计血压的潜力。

图3 图解手臂上测量部位^[22]Fig. 3 Diagram of the PPG sites^[22]

美国麻省理工大学的 McCombie 等开发了一种具有自我校准功能的穿戴式无创血压监测装置(如图 4 所示)^[23]。该装置分别在人体手腕以及小拇指根部位置安置了 PPG 传感器,通过这个传感器得到了桡动脉与指动脉的 PPG 波形,通过获取两 PPG 信号特征点的时间间隔,便可得到脉搏波传播时间 PTT。McCombie 等人将传感器对测量部位的压力作为一种校准以及系统确立的工具。建立了 2 段弹性带、3 种不同压力的理论模型,利用改变外部压力,对 PTT 进行校准。根据外部压力的不同将动脉分成 3 段—— Z_A 、 Z_B 、 Z_C 。 Z_A 段与 Z_C 段分别受到来自两段弹性带的压力,而 Z_B 段只受到大气压的作用,可以认为没有外界压力。基于该模型(如图 5 所示)的 PTT 可表示为^[24]

$$\begin{aligned} \text{PTT}(t) = & \frac{\Delta Z_A}{\text{PWV}_0} \exp(-k(P_{bp}(t) + \rho gh(t) - P_{exA})) + \\ & \frac{\Delta Z_B}{\text{PWV}_0} \exp(-k(P_{bp}(t) + \rho gh(t))) + \\ & \frac{\Delta Z_C}{\text{PWV}_0} \exp(-k(P_{bp}(t) + \rho gh(t) - P_{exC})) \end{aligned} \quad (15)$$

图4 McCombie 开发的无创血压监测装置^[23]Fig. 4 Non-invasive blood pressure monitor designed by McCombie^[23]

此外,还利用调整手臂的高度,改变心脏与测量部位的高度差(h),对方程进行校准。由于跨壁压力 $P_{tm} = P_m + P_h - P_{ex}$,当 $P_{tm} = 0$ 时,PPG 波形的振幅最大^[25],因此可以通过调节手臂高度,观察 PPG 波形,确认 $P_{tm} = 0$ 的情况,从而可以确定测量部位的内外压力差 $\Delta P = P_m - P_{ex} = \rho gh$,其中高度是通过手腕部位的高度传感器获得的。再通过改变 Z_A 段的外部压力,得出两种不同压力下的 PTT 公式,进行公式的进一步推导,可以得出传感器对于手腕与手指被测部位的压力以及平均血压,即

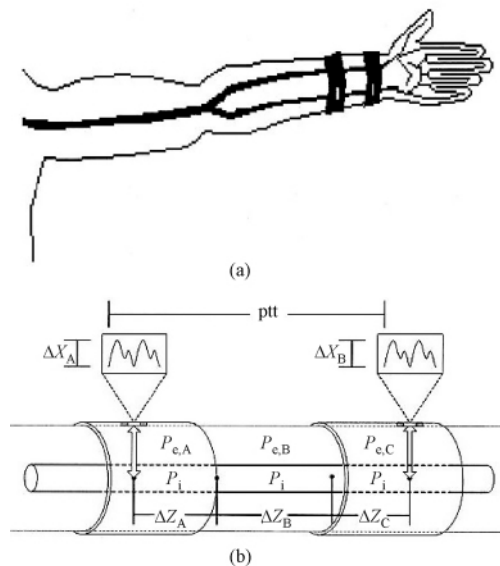


图 5 两段弹性带三种不同压力的理论模型^[24]。
(a) 测量位置; (b) 受力分析
Fig. 5 Two elastic bands with three different external pressures model^[24]. (a) Measurement site; (b) Force analysis

$$\dot{P}_m = \frac{1}{k} \left(\ln \left(\frac{1}{PTT} \right) - \ln \left(\frac{PWV_0}{A + \Delta Z_B + C} \right) \right) - P_{h,2} \quad (16)$$

其中, $A = \Delta Z_A \exp(kP_{ex,A})$, $C = \Delta Z_C \exp(kP_{ex,C})$ 。

此方法不需要外部激励,便可方便地完成自我校准,从而保持测量结果的精确性。该方法确定了平均压与 PTT 之间的关系,但并没有推导出收缩压与舒张压与 PTT 之间的关系。

两路 PPG 结合的血压测量技术能够保持动脉血管的一致性,并且避免了心脏预射血期的影响。然而,从图 4 可以看到,手腕与手指部位的 PPG 传感器显得十分突兀,与 ECG 与 PPG 结合的血压测量技术所使用的传感器一样,传感器部分与其他部分通过有线方式连接,给生活带来不便,连洗手、洗衣服等日常生活都将受到影响。此外,由于两个传感器之间的距离易受到人体运动产生变化,会直接反映到测量的时间间隔 PTT 上,使得估计得到的血压产生误差。

2.3 脉搏波特征参数测量技术

除了上述的两种技术外,脉搏波特征参数测量技术也可用来测量血压;提取 PPG 信号中的特征参数,通过分析特征参数与血压之间的相关性,找到一个与血压相关性最好的特征参数,将其作为变量,进行回归分析,建立回归方程用于血压的估计。

该技术运用的 PPG 信号采集方法和 ECG 与 PPG 结合的测量技术所使用的采集方法相同,主要采集手指部位的 PPG 信号^[13,26]。文献[13]从脉搏波中提取了 4 个较为重要的特征,分别为 3/2 脉搏波振幅宽度(width1)、1/2 脉搏波振幅宽度(width2)、心脏收缩时间(t_1)、心脏舒张时间(t_2),如图 6 所示:

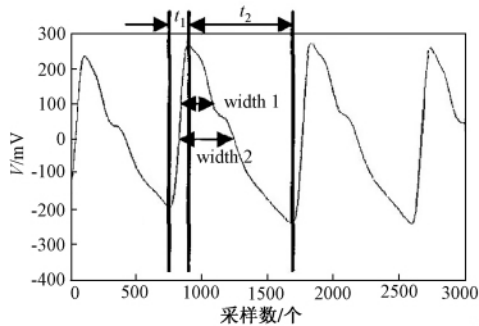


图 6 图解收缩时间 t_1 与舒张时间 t_2 ^[13]
Fig. 6 Diagram of systole time t_1 and diastole time t_2 ^[13]

在对它们进行血压相关性分析实验后,从表 1 看出舒张时间 t_2 与 SBP、DBP 的相关性最好,分别为 $R = -0.811$, $R = -0.690$ 。

表 1 特征参数与血压之间的平均相关性^[13]
Tab.1 The mean correlation coefficients between a certain feature and blood pressure^[13]

R	SBP	DBP
width1	-0.566	-0.387
width2	-0.574	-0.412
width1 - wt	-0.720	-0.575
width2 - wt	-0.732	-0.603
t_1 - wt	-0.781	-0.666
t_2 - wt	-0.811	-0.690

* wt 表示从经小波变换后的波形中提取的特征

利用特征参数,建立一个线性回归方程,作为血压估计的关系式,即

$$\begin{cases} \text{SBP} = a_{\text{SBP}}t_2 + b_{\text{SBP}} \\ \text{DBP} = a_{\text{DBP}}t_2 + b_{\text{DBP}} \end{cases} \quad (17)$$

运用该方法估计的收缩压、舒张压与测量血压的平均差和标准偏差 SBP 为 -0.31 ± 6.64 mmHg, DBP 为 -0.36 ± 5.21 mmHg。

Yoon 等对 5 名实验对象 5 天的血压值以及 ECG、PPG 的监测数据进行了采集,并从 PPG 波形中提取了 5 个特征参数(如图 7 所示)^[26],分别为 PTT-dp(脉搏波在心电 R 波至 PPG 最大一阶导数点之间的传播时间)、PTT-foot(脉搏波在 R 波至 PPG 波谷之间的传播时间)、Sys-t1(心脏收缩时

间)、Dia-t2(心脏舒张时间)、2/3-wt(PPG波形2/3振幅的宽度)。表2列出了各PPG特征参数与血压之间的相关系数。通过分析发现,PTT-dp与收缩压相关性较高,为 $R = -0.712$ 。然而,与舒张压之间的相关性不高,估计的舒张压无法满足临床的标准,发现心脏舒张时间Dia-t2与舒张压相关性达到 $R = -0.764$,同样认为利用心脏舒张时间估计舒张压将更为准确。

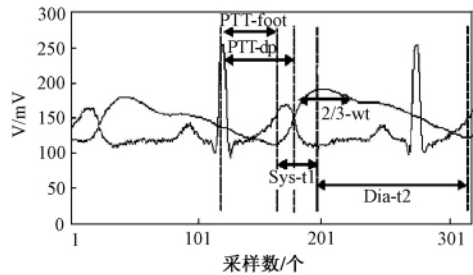


图7 图解 PPG 特征参数^[26]

Fig 7 Diagram of PPG parameters^[26]

表2 各参数与血压之间的平均相关系数

Tab. 2 The mean correlation coefficients between a certain feature and blood pressure

<i>R</i>	SBP	DBP
PTT-dp	-0.712	-0.422
PTT-foot	-0.652	-0.255
Sys-t1	-0.605	-0.663
Dia-t2	-0.605	-0.764
2/3-wt	-0.327	-0.381

然而,有研究者认为,建立的回归方程不能从本质上表示出脉搏波与血压变化的相关关系^[27]。脉搏波特征参数测量技术通常采用对脉搏波特征参数与传统方法测得的血压数据进行回归分析的方法来建立收缩压、舒张压与脉搏波特征参数之间的方程,并未对血压产生的生理机制以及血压与脉搏波参数之间的生理关系进行研究,也没有一个完整的数学模型反映血压、心血管系统参数、脉搏波之间的关系。此外,PPG信号由指夹式PPG传感器从手指部位获得,同样会引起佩戴者日常生活的不便。

3 总结与展望

笔者概括了近些年利用PPG信号对血压监测的研究与进展。将当前基于PPG无创血压监测的研究分成3类,分别为ECG与PPG结合的血压测量

技术、两路PPG结合的血压测量技术、脉搏波特征参数血压测量技术,3种技术都具有血压监测的潜力,然而都有需要改进的地方。ECG与PPG结合的血压测量技术由于心脏预射血期的存在,以及无法确定脉搏波传递的血管长度,都影响了该方法的准确性。同时,需要利用ECG传感器,影响了血压监测的便捷性。两路PPG结合的血压测量技术由于传感器之间的距离,易因人体运动而产生变化,造成对血压监测值准确性的影响,安置于手腕与手指部位的传感器则对使用者的日常生活造成影响。此外,脉搏波特征参数测量技术对于收缩压的估计不如另外两种方法^[16]。

PPG技术在血氧饱和度以及脉率检测的临床应用上相对比较成熟,但若想要准确测量血压以及开展临床应用,还需要在以下方向进行深入研究。

1) 流行病学研究显示,脉搏波传播速度是心血管疾病的独立危险因素^[28]。与传统危险因素相比,PWV易于测量并且可作为评估高血压、动脉粥样硬化的心血管危险或血管损害严重程度的指标。然而,除了血压会影响PWV之外,年龄、性别、肥胖都是PWV的影响因素。有研究发现,年龄、性别、血压这3个因素代表了50%以上的主动脉PWV的变异性^[29],且收缩压会随年龄增长而逐渐增高,舒张压多于50~60岁之后开始下降。此外,对高血压合并肥胖患者与单纯高血压患者的脉搏波传播速度进行实验分析^[30],发现高血压合并肥胖患者臂踝脉搏波传播速度较单纯高血压患者显著提高。未来应将这些除血压之外影响PWV的因素进行深入研究,更好地对容积脉搏血流进行标定,从而建立更为精确的脉搏波波速与血压之间的非线性关系,保证模型的可重复性与稳定性。

2) 需考虑外界因素的影响,如测量部位受到的外部压力以及高度变化对于血压估计的影响,保证在人体不同状态下(如平躺、跑步时)血压监测的有效性。传感器在测量部位产生的外部压力对PPG信号的影响被广泛报道^[5,23,31]:Teng等基于动脉壁的压力-体积曲线的形状对传感器对于手指的接触压力使PTT产生的变化进行了研究^[31]。理论与实验的结果都表明,PTT随着接触力的增加而增加,直到透壁压力大约为零时,PTT维持接近恒定的水平。因此,当利用PTT估计血压时,要小心控制传感器的压力。

3) 传感器探测点应选择在动脉血管离皮肤表面距离较近、易探测出人体脉搏搏动而传感器不易

被人体日常活动所影响的位置,还需综合考虑佩戴的舒适度、方便性,设计出合理的传感器^[32-33]。对于不同位置的传感器设计,还应考虑到以下问题:由于各探测位置的血流感受面积大小不同,对检测位置的要求也各不相同。例如,手指端的血流感受面积较大,对检测位置的要求不太严格^[34]。而相对于手指端,手腕处的血流感受面积较小,对于检测位置的要求更高,故手腕处的传感器需要保证检测时的位置精度。此外针对不同的探测位置(如手指、手腕),其所在的指动脉、桡动脉血管参数有所不同,还需要针对不同部位进行模型的校准。例如,指动脉与桡动脉在血管直径以及弹性上都有所不同,具体表现为手指部位的脉搏波传播速度(PWV)要比手腕处的PWV快^[6],因此未来应对各探测位置脉搏波流速与血压之间关系进行标定。传感器电路还需要保证发光二极管的发光强度与波长的稳定,并且避免环境光的干扰。

4) 采用合理的信号处理技术,提高获取PPG波形的准确度,如采用小波变换^[35]、希尔伯特-黄变换^[36]对PPG信号进行信号处理。

基于PPG设计的传感器可以测量出连续血压值、血氧饱和度、呼吸频率、心率等生理参数^[37],若与移动计算、无线传输技术结合,可以组成移动医疗系统^[38],这将提供比远程医疗更为方便多样的保健服务。

参考文献

- [1] Dai X, Diamond JA. Intracerebral hemorrhage: a life-threatening complication of hypertension during pregnancy [J]. J Clin Hypertens (Greenwich), 2007, 9(11): 897-900.
- [2] 焦学军, 房兴业. 连续每搏血压测量方法的研究进展 [J]. 航天医学与医学工程, 2000, 13(2): 148-151.
- [3] 滕晓菲, 张元亭. 移动医疗: 穿戴式医疗仪器的发展趋势 [J]. 中国医疗器械杂志, 2006, 30(5): 330-340.
- [4] Kikuya M, Hozawa A, Ohokubo T, et al. Prognostic significance of blood pressure and heart rate variability: the ohasama study [J]. Hypertension, 2000, 36(5): 901-906.
- [5] Rhee S, Yang BH, Asada HH. Artifact-resistant, power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. I. Design and analysis [C]// 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Chicago: IEEE, 2000: 2792-2795.
- [6] 罗志昌, 张松, 杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2006: 11-13.
- [7] 李顶立. 基于脉搏波的无创连续血压测量方法研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
- [8] Nichols WW, Rourke MFO. McDonald's Blood Flow in Arteries

- Theoretical, experimental, and clinical principles [M]. (4th edition). London: Hodder Arnold Publication, 1998: 16-18.
- [9] Hughes DJ, Babbs CF, Gedes LA, et al. Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound [J]. Ultrasonic Imaging, 1979, 1(4): 356-367.
- [10] Nitzan M, Khanokh B, Slovik Y. The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography [J]. Physiol Meas, 2002, 23(1): 85-93.
- [11] Lehmann ED, Hopkins KD and Gosling R. Aortic compliance measurements using Doppler ultrasound: in vivo biochemical correlates [J]. Ultrasound Med Biol, 1993, 19(9): 683-710.
- [12] Spulak D, Cmejla R, Fabian V. Parameters for mean blood pressure estimation based on electrocardiography and photoplethysmography [C]// International Conference On Applied Electronics. Pilsen: IEEE, 2011: 1-4.
- [13] Teng Xiaofei, Zhang Yuanting. Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach [C]// Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Cancun: IEEE, 2003: 3153-3156.
- [14] Chen W, Kobayashi T, Ichikawa S, et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration [J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 2000, 38(5): 569-574.
- [15] Ma T, Zhang Yuanting. A correlation study on the variabilities in pulse transit time, blood pressure, and heart rate recorded simultaneously from healthy subjects [C]// Proceedings of the 27th Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Shanghai: IEEE, 2005: 996-999.
- [16] Heard SO, Lisbon A, Toth L, et al. An evaluation of a new continuous blood pressure monitoring system in critically ill patients [J]. Journal of Clinical Anesthesia, 2000, 12(7): 509-518.
- [17] Ferreira Marques FA, Ribeiro DMD, Colunas MFM, et al. A real time, wearable ECG and blood pressure monitoring system [C]// 6th Iberian Conference on IEEE Information Systems and Technologies. Chaves: IEEE, 2011: 1-4.
- [18] Payne RA, Symeonides CN, Webb DJ, et al. Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure [J]. Journal of Applied Physiology, 2006, 100(1): 136-141.
- [19] Young CC, Mark JB, White W, et al. Clinical evaluation of continuous noninvasive blood pressure monitoring: accuracy and tracking capabilities [J]. J Clin Monit, 1995, 11(4): 245-252.
- [20] Nitzan M, Khanokh B, Slovik Y. The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography [J]. Physiol Meas, 2002, 23(1): 85-93.
- [21] Jago JR, Murray A. Repeatability of peripheral pulse measurements on ears, fingers and toes using photoelectric

- plethysmography [J]. Clin Physiol Meas, 1998, 9(4): 319 – 329.
- [22] Maguire M, Ward T, Markham C, *et al.* A comparative study in the use of brachial photoplethysmography and the QRS complex as timing references in determination of pulse transit time [C]// 23rd Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Istanbul: IEEE, 2001: 215 – 218.
- [23] McCombie DB. Development of a wearable blood pressure monitor using adaptive calibration of peripheral pulse transit time measurements [D]. California: Massachusetts Institute of Technology, 2008.
- [24] McCombie DB, Reisner A, Andrew T, *et al.* Motion based adaptive calibration of pulse transit time measurements to arterial blood pressure for an autonomous, wearable blood pressure monitor [C]. // 30th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vancouver: IEEE, 2008: 989 – 992.
- [25] Shaltis P, Reisner A, Asada HH. A Hydrostatic Pressure Approach to Cuffless Blood Pressure Monitoring [C]// 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Francisco: IEEE, 2004: 2173 – 2176.
- [26] Yoon Y, Cho JH, Yoon G. Non-constrained blood pressure monitoring using ECG and PPG for personal healthcare [J]. J Med Syst, 2009, 33(4): 261 – 266.
- [27] 李顶立. 基于脉搏波的无创连续血压测量方法研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
- [28] Sutton – Tyrrell K, Najjar SS, Boudreau RM, *et al.* Elevated aortic pulse wave velocity, a marker of arterial stiffness, predicts cardiovascular events in well-functioning older adults [J]. Circulation, 2005, 111(25): 3384 – 3390.
- [29] 周宁, 谢建洪. 老年高血压患者脉搏波传导速度与颈动脉内膜中层厚度的相关性研究[J]. 心脑血管病防治, 2010, 10(5): 363 – 365.
- [30] 李洁芳, 袁洪, 黄志军, 等. 高血压合并肥胖患者脉搏波传导速度的变化及其相关影响因素分析[J]. 中国动脉硬化杂志, 2009, 17(5): 387 – 390.
- [31] Teng Xiaofei, Zhang Yuanting. Theoretical Study on the Effect of Sensor Contact Force on Pulse Transit Time [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(8): 1490 – 1498.
- [32] Asada HH, Shaltis P, Reisner A *et al.* Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2003, 22(3): 28 – 40.
- [33] Wang Lei, Lo BPL, Yang Guangzhong. Multichannel reflective ppg earpiece sensor with passive motion cancellation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2007, 1(4): 235 – 241.
- [34] 丁有得. 基于容积脉搏波血流多参数测量的研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2010.
- [35] Sahoo A, Manimegalai P, Thanushkodi K. Wavelet based pulse rate and Blood pressure estimation system from ECG and PPG signals [C]// International Conference of IEEE Computer Communication and Electrical Technology. Tamilnadu: IEEE, 2011: 285 – 289.
- [36] Zhang Qiao, Shi Yang, Teng D, *et al.* Pulse transit time-based blood pressure estimation using hilbert-huang transform [C]// 31st Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Minneapolis: IEEE, 2009: 1785 – 1788.
- [37] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [J]. Physiol Meas, 2007, 28(3): 1 – 39.
- [38] Istepanian RSH, Jovanov E, Zhang Yuanting. Guest Editorial Introduction to the Special Section on M-Health: Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity [J]. IEEE Trans on Information Technologies in Biomedicine, 2004, 8(4): 405 – 414.