

袖带式电子血压计智能充放气研究*

袁森¹ 刘澄玉¹ 刘建¹ 李建清^{1,2}

(1.东南大学 仪器科学与工程学院 南京 210096; 2.南京医科大学 生物医学工程与信息学院 南京 211166)

摘要: 虽然电子血压计具有便捷有效的特点,但是并不能完全替代水银血压计,其准确性、舒适性和快速性有待持续研究。为解决充气阶段反复充气、充气压力过高和测量时间过长的的问题,采集袖带压的同时获取脉搏波,并实时检测最大脉搏波峰值点(对应平均压 MAP),预估最大充气压力 $F_{\max}$,达到智能充气的要求。为解决放气阶段放气速率不固定且不具个体适应性的问题,研究多个固定占空比的放气曲线,拟合得到 PWM 控制函数实现匀速放气;充气阶段实时检测脉搏波峰值点来计算心率,根据心率梯度选择放气速率,达到智能放气的要求。经实验验证,本文方法有较好的个体适应性和稳定性,可以获得合适脉搏波,为下一步信号处理和血压参数识别提供了前提保障。

关键词: 电子血压计;智能充放气;预估最大充气压力;PWM 匀速放气函数;放气心率适应性

中图分类号: R318.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

Research on intelligent inflation and deflation of cuff
electronic sphygmomanometerYuan Sen¹ Liu Chengyu¹ Liu Jian¹ Li Jianqing^{1,2}

(1. School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China;

2. School of Biomedical Engineering and Informatics, Nanjing Medical University, Nanjing 211166, China)

Abstract: Although the electronic sphygmomanometer has the characteristics of convenience and effectiveness, it cannot completely replace the mercury sphygmomanometer, and its accuracy, comfort and rapidity need to be continuously studied. In order to solve the problems of repeated inflation, high inflation pressure and long measurement time during the inflation phase, the pulse wave is acquired while collecting the cuff pressure, and the peak point of the maximum pulse wave (corresponding to the average pressure MAP) is detected in real time to estimate the maximum inflation pressure $F_{\max}$. These methods meet the requirements of smart inflatable. In order to solve the problems that the deflation rate is not fixed and has no individual adaptability, multiple deflation curves with a fixed duty cycle are studied and a PWM control function is fitted to achieve a uniform deflation rate. The peak point of the pulse wave is detected in real time during the inflation phase to calculate heart rate then choosing the gradient deflation rate according to the heart rate. These methods meet the requirements of intelligent deflation. It is verified by experiments that these methods in this paper has good individual adaptability and stability, can obtain appropriate pulse waves, and provides a prerequisite guarantee for the next step of signal processing and blood pressure parameter identification.

Keywords: electronic sphygmomanometer; intelligent inflation and deflation; estimated maximum inflation pressure; PWM uniform speed deflation function; deflated heart rate adaptability

0 引言

使用水银血压计的人工手动血压测量是目前临床无创血压测量的金标准,出于操作方便考虑,电子自动血压计在临床广泛应用。尽管自动血压测量还不能完全替代水银血

压计手工测量^[1],但两个方面的原因一直推动着自动血压测量研究的发展:一是水银血压计的汞污染,根据《水俣公约》规定,2020年前禁止使用血压仪等含汞产品^[2];二是人工手动测量严重依赖医生经验,不如自动方法方便,特别是在家庭血压监测中,自动血压测量仍然非常普遍。

收稿日期:2020-03-04

* 基金项目:江苏省杰青项目(BK20190014)、国家自然科学基金面上项目(81871444,61571113)、江苏省重点研发计划(BE2017735)项目资助

自动血压测量应该具备准确、舒适、快速等特点^[3]。但目前自动血压测量方案仍存在两方面的挑战:一是充气过程的最大充气压力 $F_{\max}$ 无法准确与个体相匹配,个体适应性差。实际测量中会出现反复充气、充气压力过高和测量时间过长等问题^[4-6],影响测量舒适性和快速性。另外,测量系统通常使用单一阈值法,使得血压低者测量时间过长、袖带压力过高,可能导致毛细血管破裂出血情况^[7],影响测量舒适性和快速性;而对收缩压特别高的受试者,可能测量失败^[8-9],影响测量准确性。二是放气过程袖带压线性下降的精准控制。美国心脏协会(AHA)、英国高血压学会(BHS)和欧洲高血压学会(ESH)等多个国际权威组织报告建议袖带放气速率为每秒或心律非常缓慢时每心搏下降 $2\sim 3\text{ mmHg}$ ^[10-12],但据报道,为节约测量时间,仅有 18% 的医生使用了推荐的袖带放气速率^[13]。另外,现有方案放气速率不能依个体差异而动态调整,对测量结果准确性带来很大影响^[14];同样放气速率下,手臂粗细、肌肉丰满、心率快慢的不同,都会导致采集到的脉搏波数量的差异^[9,14],影响最终测量结果。

因此,如何实现充气阶段最大充气压力的智能预判和如何实现放气过程中个体化的线性压力下降控制,是提高自动血压测量准确性和智能化的重要工作。本文对上述两个问题开展研究,充气阶段, $F_{\max}$ 一般为大于收缩压 $30\sim 40\text{ mmHg}$,但是充气阶段信号干扰大,计算收缩压难度大,计算精确度差且选择 $30\sim 40\text{ mmHg}$ 的方法较为简单,本文采用采集袖带压的同时获取脉搏波,并实时检测最大脉搏波峰值点计算平均压 MAP,预估最大充气压力 $F_{\max}$ 的方法,可以更准确的选择 $F_{\max}$ 并且研究 MAP 与 $F_{\max}$ 的关系,是对袖带测量血压时的生理信号进行了有益探索。放气阶段,现阶段市场上大多数基于示波法的电子血压计使用单一孔径的放气阀门控制,不能随时调节大小,放气曲线呈指数下降趋势且放气速率不能根据个人情况进行变化,本文采用 PWM 控制气阀工作,研究 PWM 匀速放气函数并针对不同的心率更换放气速率,解决了袖带不能匀速放气的问题并且基本满足了规定的放气速率要求。

本文旨在建立基于示波法的自动血压测量方案的新的智能工作模式。新的智能工作模式对自动血压测量的准确性、舒适性和快速性的提高具有重要意义,同时为后续精准血压分析奠定良好的基础。

1 方法

1.1 系统总体设计思路

电子血压计的测量主要分为 3 个过程:充气过程、放气过程和血压分析过程,本文对前两个过程进行研究,为第 3 个过程提供良好的数据。下面就系统总体工作过程和硬件设计方法进行分析。

硬件整体结构设计如图 1 所示,包括控制部分(CPU),调压模块(气泵、气阀和驱动电路等),气体压力提取电路

(调理电路、放大电路等),脉搏波提取电路(放大电路、滤波电路等)。

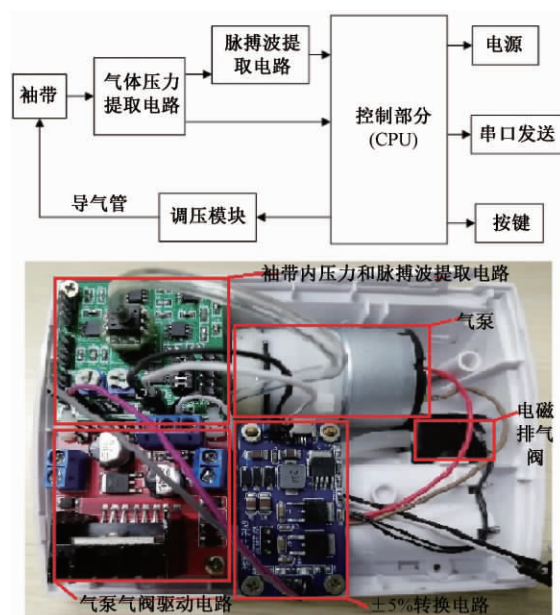


图 1 硬件整体结构

袖带压力调节系统如图 2 所示,电子血压计的充放气过程为:按键启动后,电磁排气阀关闭,CPU 控制驱动电路使气泵对袖带充气;气体压力传感器同步采集袖带内压力信号,再对压力信号进行滤波放大等处理,从而得到脉搏波信号;根据得到的数据确定放气阈值和放气速率,控制电磁排气阀进行匀速直线放气,同时将采集到的数据上传到上位机进行血压分析。

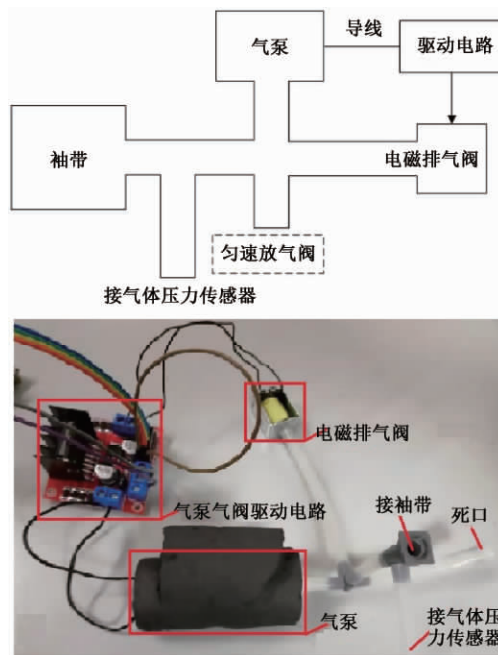


图 2 袖带压力调节系统结构

为完成上述测量过程,保证软件解决方案的有效性,硬件部分主要做两个方面的处理。一是,充气过程获取脉搏波信号,使用二阶有源巴特沃斯滤波电路,对原始袖带压信号进行 10 Hz 低通滤波得到 CPU 输入气压信号,再对压力信号进行 0.8 Hz 高通滤波和信号抬升得到 CPU 输入脉搏波信号。二是,去掉传统无创血压测量技术中的匀速放气阀,使用脉宽调制技术(PWM)控制电磁排气阀根据计算得到的放气速率进行匀速直线放气。

1.2 智能充气研究

为了达到智能充气的目的,充气过程采用 3 段充气方式完成,如图 3 所示。

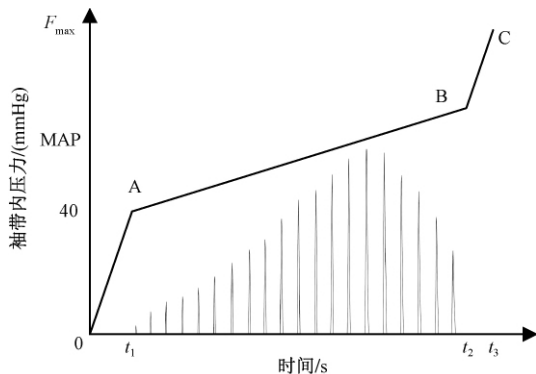


图 3 充气阶段袖带压变化

经分析,充气过程中主要完成 3 个任务。任务 1,根据袖带压、脉搏波峰值、时间等控制气泵充气占空比,使袖带压变化性增长;任务 2,测量平均压 MAP 确定最大充气压力 $F_{\max}$;任务 3,检测脉搏波峰值点,计算被试者心率,确定放气速率。

为了完成任务 1 的需求,本文采用线性充气模式,采用脉宽调制技术(PWM)控制气泵工作,使气泵的充气速率可控。

第 1 阶段(0~ t_1 段),控制电机占空比为 100% 给袖带快速充气至 40 mmHg,得到如图 3 中 OA 直线。此阶段袖带内无脉搏波信号,故只采集袖带内压力信号。

第 2 阶段(t_1 ~ t_2 段),控制电机给袖带较快速充气,经实验验证,充气速率应控制在 20 mmHg/s 左右,否则可能会因为充气速率过快导致无法测量到清晰的脉搏波,本文使用 20 mmHg/s 的速率给袖带充气,得到如图 3 中 AB 直线。此阶段同步采集袖带内压力信号和脉搏波信号。

由于正常人安静状态下心率最小为 40 次/分,再考虑到充气阶段脉搏波一般不超过两个下行波动周期,所以当检测到的最大脉搏波幅度 3 s 无变化时进入第 3 阶段,脉搏波幅度最大时对应的袖带压即平均压 MAP。根据得到的 MAP 预估最大充气压力 $F_{\max}^{[4]}$, $F_{\max}$ 与 MAP 的关系如下(根据实验结果拟合得到):

$$F_{\max} = a \times \text{MAP} + b \quad (1)$$

此方案完成了任务 2 的需求。

为完成任务 3 的需求,在此阶段将脉搏波幅度进行记录(如果采样率较高,芯片内存不足,可以考虑使用外存或记录多个点的平均值或如本文改进算法的下位机实现)。由于采集到的是充气阶段的脉搏波数据,因此不能直接使用一般放气时的脉搏波峰值检测算法。另外,为适应实时采集系统的快速性,采用简单的幅度检测法^[15-16]并配合预设范围进行去噪。设采集到的脉搏波为序列 $X[j]$, $j \in [0, N]$ (N 为脉搏波数据点总量),采样频率为 1 000 Hz 时,考虑到正常人安静状态下心率最大为 200 次/分,将邻域长度定义为 600 个数据点来识别脉搏波峰值点,波峰 $X[j_p]$ 的判别条件为:

$$X[j_p] \geq X[i], i \in [j_p - 300, j_p + 300] \quad (2)$$

对得到的 j_p 序列进行去重、合并等处理,然后计算心率。设得到的脉搏波峰值点采样位置序列为 $T[k]$, $k \in [1, M]$ (M 为脉搏波峰值点总个数),则心率为:

$$60 \times 1000 / \frac{\sum (T_{k+1} - T_k)}{M - 1} \quad (3)$$

虽然由上述算法检测到的脉搏波峰值点基本符合要求,但由于数据量巨大,下位机计算存储能力有限,因此在下位机中改进算法的实现。由于袖带压较低时脉搏波噪声太大,因此首先去掉前面噪声大的数据再进行后续处理。另外,如果对每个脉搏波点都进行检测会极大的增加算法时间,并且下位机一般无法存储大量的数据,所以本文利用循环队列来简化算法的实现。由于是实时的峰值检测,在将每个采样点写入循环队列后(循环队列满后清除前面的 300 点),首先找到一个大于后 300 个点的相对最大点,找到该点后在循环队列中往前检测 300 点,如果前面的 300 点都没有该值大则该点为峰值点,并将该峰值点的值和位置进行记录,然后直接对当前采样点继续进行下一个峰值点的检测,算法实现检测如图 4 所示。

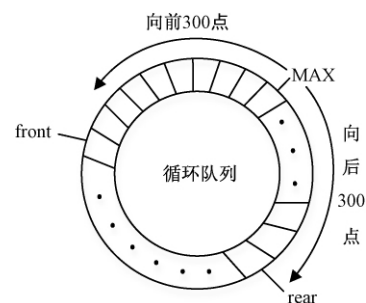


图 4 脉搏波峰值点检测算法循环队列

由于采用了循环队列的方式,峰值点之前大部分无用的数据会被重新覆盖,因此这种方法极大的节约了存储空间;由于是先找到 300 点无变化的最大值再往前检测 300 点并且检测到一个峰值点后跳过了 300 点,这样大大增加了检测效率,提高检测时间的同时适应了实时检测的要求。

第 3 阶段($t_2 \sim t_3$ 段), 控制电机占空比为 100% 给袖带快速充气, 充气至根据 MAP 和式(1)计算得到的最大充气压力 $F_{\max}$, 得到如图 3 中 BC 直线。此阶段无需采集脉搏波信号, 故只采集袖带内压力信号。

在气泵启动、第 1~2 阶段过渡、第 2~3 阶段过渡和气泵停止, 这四个过程, 采用袖带压控制气泵充气占空比, 使充气速率线性变化, 各阶段袖带压和气泵充气占空比变化关系如图 5 所示。

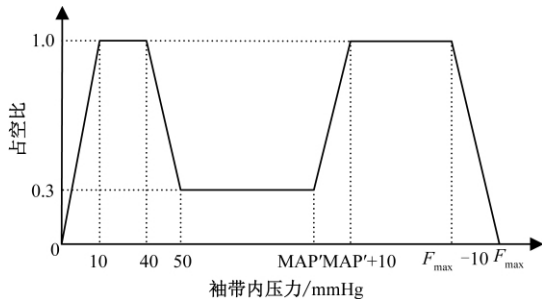


图 5 袖带压和气泵充气占空比关系

其中 MAP' 为第 2 阶段结束时的袖带压, 并不是真正的平均压 MAP。但是经实验验证, 使用袖带压对占空比进行控制会使气泵间断充气或存在较长的过渡时间, 因此可使用时间配合袖带压进行控制。通过这种调节方式, 尽可能的避免充气速率突变带来的噪声影响, 从而提高了气泵工作的效率。

1.3 智能放气研究

研究报告显示, 传统单一电压/电流或单一孔径下放气过程, 由于袖带压随时间的指数衰减特性, 导致会出现脉搏波滤波的精度问题, 影响了血压准确测量^[18]。为了使袖带放气在恒定速率下进行, 采用脉宽调制技术(PWM)在放气速率初始值的基础上, 实现放气占空比动态调整, 进而实现袖带压匀速下降。

图 6 所示为电磁排气阀固定 15 个不同放气占空比时袖带压的变化趋势, 纵轴最大值 264 mmHg 是系统能达到的最大压力上限。通过实验验证, 本文采用的硬件电磁排气阀较合适的控制频率为 160 Hz。由于本文采用的 CPU 时钟为 72 MHz, 通过 450 000 的分频得到 160 Hz, 因此图 6 中各放气曲线占空比的值是通过占空比控制量/450 000 $\times$ 100% 得到 (如 211 400/450 000 $\times$ 100% = 46.98%, 其中 211 400 称为占空比控制量)。显然可见, 占空比越大放气速度越快。

若根据袖带放气速率为每秒 2~3 mmHg, 将放气速率设置为 2.5 mmHg/s。首先对图 6 中各个曲线进行多项式拟合, 再找到各曲线中斜率为 2.5 的位置, 如图 6 中虚线所示。取出各曲线切线处袖带压的值 (即纵轴值) 和各曲线对应的占空比的值, 但是为减少下位机控制时不必要的转换精度丢失, 所以直接使用下位机袖带压采样值和占空比控

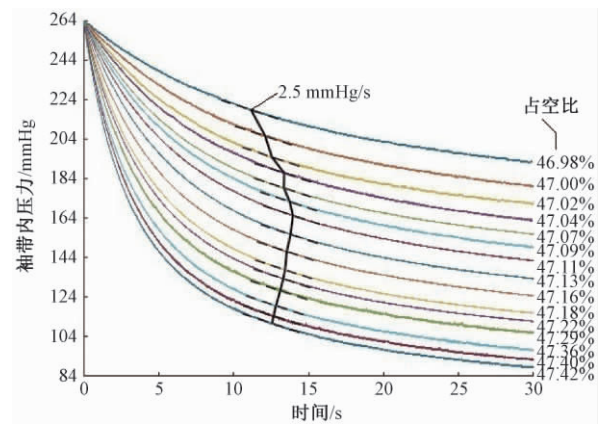


图 6 15 个不同放气占空比下袖带压的变化趋势

制量作为参数进行计算。以各曲线切线处袖带压采样值 D_s 为横坐标, 以各曲线占空比控制量 D_d 为纵坐标, 进行多项式拟合得到 $D_d = f(D_s)$ 的关系。这样在放气过程中根据袖带压 (采样值为 D_s) 计算出电磁排气阀放气占空比 (占空比控制量为 D_d), 对放气速率进行实时动态调整, 使得袖带压在固定速率下进行递减, 达到匀速放气的目的。

另外, 由于受测者的心率变化较大, 从 40 次/分的心动过缓到 200 次/分的心动过速, 并且心率的变化对后续血压判别的影响很大^[17], 所以不同心率值, 放气速率也应该是不一样的。可以设定每个脉搏波之间的袖带压递减值固定为 2.5 mmHg, 这样就可以实现放气速率与心率的对应关系, 通过充气过程中检测到的心率, 即可确定放气速率。因此, 心率快者, 放气速度就快些, 反之则慢, 这样在袖带放气过程中可以根据个体不同进行调整, 使得都能获取到合适数量和质量的脉搏波。

通过上述分析可知, 智能放气方案如下: 1) 根据充气时得到的心率计算放气速率; 2) 对图 6 数据进行拟合、求导、取值再拟合的过程得到该放气速率下的 $D_d = f(D_s)$ 关系。理论上按照得到的 $D_d = f(D_s)$ 关系控制电磁排气阀进行放气即可匀速放气, 但是电磁排气阀使用的 PWM 进行控制, 硬件的响应速度与理论值存在差异, 此时得到的 $D_d = f(D_s)$ 关系不能控制电磁排气阀进行匀速放气。3) 需要对得到的 $D_d = f(D_s)$ 关系进行实验调整, 最后得到适应硬件条件的匀速放气参数。由上可知, 步骤 2) 和 3) 一般不适合在下位机自动实现, 所以本文设计梯度速率放气方案以适合下位机的自动化要求。

根据不同心率, 匀速放气速率有所调整, 但变化不大, 可分为以下 4 个速率进行选择: 2、3、4.5、6.5 mmHg/s。由于放气速率为梯度选择, 因此为了达到心率匹配放气速率的要求 (2~3 mmHg/心搏), 按照表 1 所示的对应的关系根据心率确定放气速率。

对以上 4 种放气速率进行理论参数分析, 得到如图 7 所示的 4 种放气速率的分析曲线。

表 1 放气速率对应的心率范围

心率范围/(次·分钟 ⁻¹)	放气速率/(mmHg·s ⁻¹)
40~60	2
60~90	3
90~135	4.5
135~195	6.5

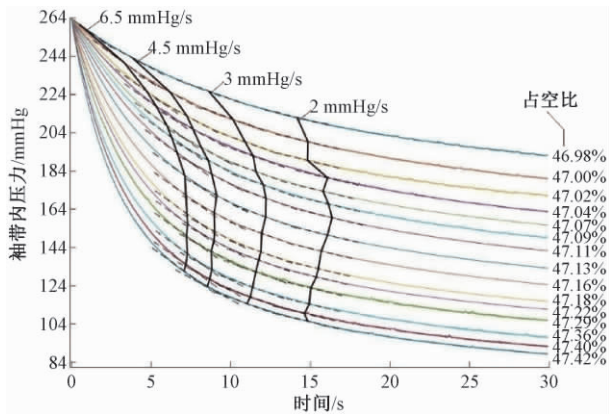


图 7 4 种放气速率的分析曲线

通过图 7 中 4 种放气速率的黑色曲线得到 4 组数据,对这 4 组数据分别进行多项式拟合,得到 4 种放气速率 $Dd=f(Ds)$ 关系的理论值,再通过实验进行参数调整,得到适合下位机的 $Dd=f(Ds)$ 关系,最终实现心率控制的匀速放气。

2 实验验证和结果

充气阶段,本节对式(1)、脉搏波峰值点检测、心率计算和整体充气过程进行实验验证和分析;放气阶段,本节对 $Dd=f(Ds)$ 得到过程和匀速放气速率的调整过程进行试验验证。对充放气阶段的快速性、有效性进行讨论。

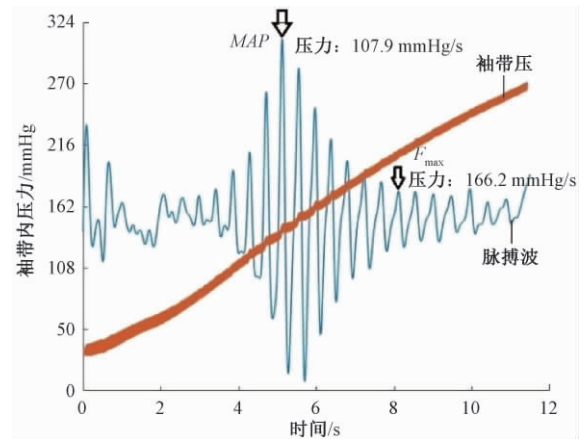
2.1 充气阶段的实验验证

首先,通过实验确定式(1)。为了可以得到较好的脉搏波信号,控制气泵对袖带进行 20 mmHg/s 的充气,充气到系统最大压力值。在充气过程中采集检测脉搏波,当脉搏波最大值时对应的袖带压即为平均压(MAP),如图 8 箭头所示。对袖带进行充气过程,当脉搏波从出现增强减弱到即将消失时对应的袖带压即为最大充气压力 $F_{\max}$,如图 8 箭头所示。这样就可以在一次实验中得到 MAP 和 $F_{\max}$ 。

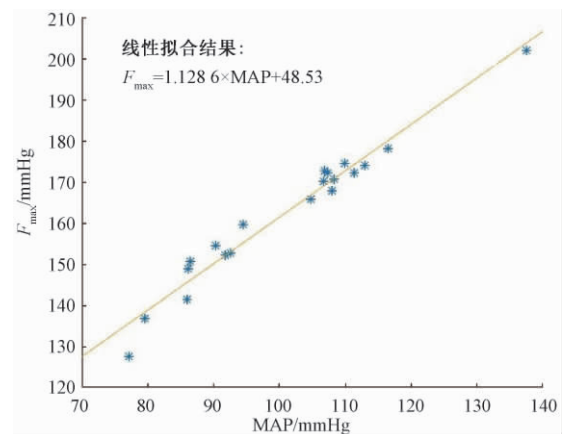
通过上述过程,对 20 人进行实验,每人测量 3 次,每次间隔 10 min,平均化后得到表 2 所示数据。

其中 SBP 为测试者收缩压,DBP 为舒张压,通过欧姆龙血压计测得;MAP 和 $F_{\max}$ 均为实验测量值。对表 2 中数据进行线性拟合,得到如图 9 所示的关系,因此,式(1)的关系确定为:

$$F_{\max} = 1.1286 \times \text{MAP} + 48.53 \quad (4)$$

图 8 充气过程 MAP 和 $F_{\max}$ 实测值表 2 不同血压下的 MAP 和 $F_{\max}$ mmHg

SBP	DBP	MAP	$F_{\max}$	SBP	DBP	MAP	$F_{\max}$
116	67	107.9	167.9	117	69	104.8	165.7
100	65	85.9	141.3	107	66	90.3	154.6
104	56	86.5	150.7	118	66	107.4	172.2
120	61	106.7	170.2	111	67	94.5	159.6
112	61	91.7	152.1	128	80	112.9	174.0
90	53	77.2	127.6	116	79	109.9	174.5
127	92	116.5	178.1	123	76	111.3	172.1
123	73	108.3	170.6	90	60	79.6	136.9
142	101	137.5	201.9	98	59	86.1	148.9
117	67	106.8	172.6	99	72	92.5	152.6

图 9 MAP 和 $F_{\max}$ 的线性拟合

由于本文充气过程中采集到的袖带压干扰较大,并且为调整欧姆龙血压计和本文设计血压计之间的误差,因此参考欧姆龙血压计测得血压值对 MAP 进行矫正。矫正步骤如下:

1)通过公式 $\text{MAP} = (1/3)\text{SBP} + (2/3)\text{DBP}$ 计算得到实际平均压,记为 MAP_1 。

2) MAP₁ 和表 2 中 MAP 差值记为 MAP_D(两个系统之间的系统误差)。

3) 通过表 2 中 MAP 和式(4)计算得到理论最大充气压力, 记为 $F_{\max_1}$ 。

4) 通过 MAP_D 调整 $F_{\max_1}$, 得到 $F_{\max_2} = F_{\max_1} - \text{MAP}_D$ 。 $F_{\max_2}$ 即可理解为表 2 中 SBP 对应的最大充气压力。

计算表 2 中 $F_{\max_2}$ 与 SBP 的差值, 并计算这些差值的平均值为 32.55。对比一般血压计设计的最大充气压力为大于收缩压 30~40 mmHg 的方式, 本文设计的方法既可以有效阻断血管又具有更好的适应性和舒适性。

其次, 验证充气过程中进行脉搏波峰值点检测并确定心率的算法, 即验证式(2)和式(3)的准确性。通过阈值去除大噪声后, 对脉搏波中前后 300 个点进行幅值最大检测, 确定脉搏波峰值点如图 10 中圆圈所示。通过多组实验, 除遇到低频噪声时有部分检错, 整体检测正确率可以达到下位机实时检测的要求。

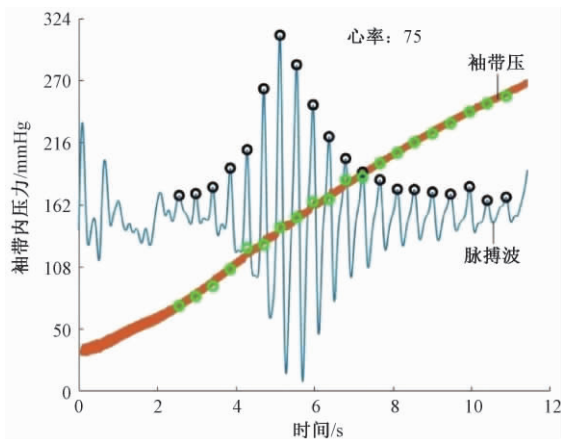


图 10 脉搏波峰值点检测

根据检测到的脉搏波峰值点通过式(3)计算得到心率值, 对 20 个人进行实验验证, 得到如图 11 所示的数据。通过分析实验数据的平均偏差 δ 、准确 $A\%$ 来评估方案的稳定性和准确性^[18-19]。

平均偏差 δ 是衡量实验结果与真实结果的整体偏差程度。

$$\delta = \frac{\sum (x_i - \mu_i)}{n} \quad (5)$$

其中, x_i 为实验数据; μ_i 为 x_i 对应的理论值; n 为样本数量。

准确度 $A\%$ 是衡量实验值与理论值之间的一致程度。值越大, 准确度越差。

$$A\% = \frac{\sum (x_i - \mu_i)^2}{n} \quad (6)$$

通过与真实心率进行对比(去掉两个偏差最大的值),

得到平均偏差 $\delta = 3$, 准确度 $A\% = 23.17$ 。

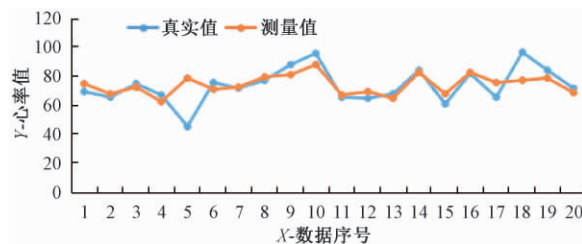


图 11 心率真实值与测量值比较折线

再次验证整体充气过程的快速性。根据上述采集到的 20 个人的数据, 当放气过程采集到 25 个脉搏波时, 对比不同血压值时对应的充气耗时和放气耗时, 如图 12 所示。

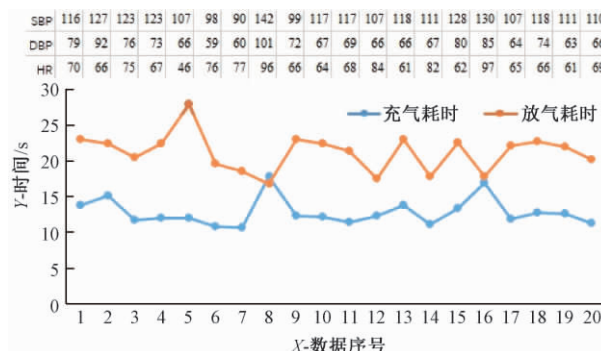


图 12 充气耗时和放气耗时比较折线

其中 SBP 为测试者收缩压, DBP 为舒张压, HR 为心率, 通过欧姆龙血压计测得。通过分析图 12 中数据可知, 充气过程平均耗时 12.7 s, 放气过程平均耗时 21.1 s, 整个充放气过程平均耗时 33.8 s。

对比充气速率为 20 mmHg/s, 充气阈值为系统最大压力值 264 mmHg 的充气方式, 本文设计系统充气过程平均耗时减少 0.5 秒且具有更好的适应性和舒适性。

2.2 放气阶段的实验验证

首先, 对 $Dd = f(Ds)$ 得到过程进行分析验证。以放气速率 2 mmHg/s 为例, 对图 6 中 15 个曲线进行拟合, 再对拟合得到的函数进行求导, 令导数等于 2, 筛选位置正确的点, 取出该位置的 y 值(即此时袖带压的数字量 Ds), 将得到的值为横坐标, 将各个曲线对应的占空比控制量 Dd 为纵坐标, 进行多项式拟合, 如图 13 所示, 得到式(7)拟合函数。

$$Dd = 1.881 \times 10^{-9} \times Ds^4 - 1.2451 \times 10^{-5} \times Ds^3 + 0.03095 \times Ds^2 - 35.304 \times Ds + 227.610 \quad (7)$$

其次, 对式(7)进行实验验证和参数调整。由于受电磁排气阀开始放气响应频率的影响, 计算结果和实验结果存在差异, 对式(7)的低次参数进行调整, 使得放气速率固定并且确保为理论值, 最后得到式(8)。

$$Dd = 1.881 \times 10^{-9} \times Ds^4 - 1.2451 \times 10^{-5} \times Ds^3 +$$

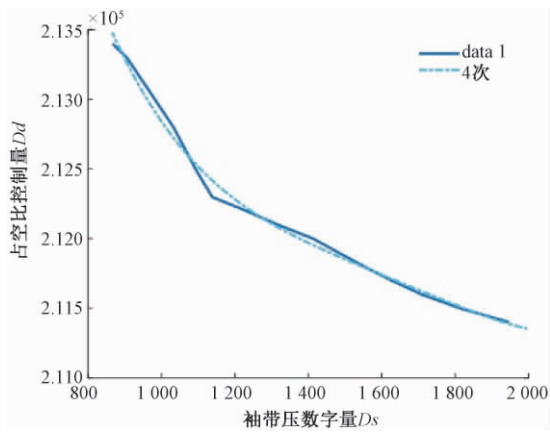


图 13 袖带压数字量和占空比控制量拟合

$$0.030\ 925 \times Ds^2 - 36.884 \times Ds + 230\ 850 \quad (8)$$

根据式(8)控制电磁排气阀进行放气,得到的原始数据如图 14 所示。

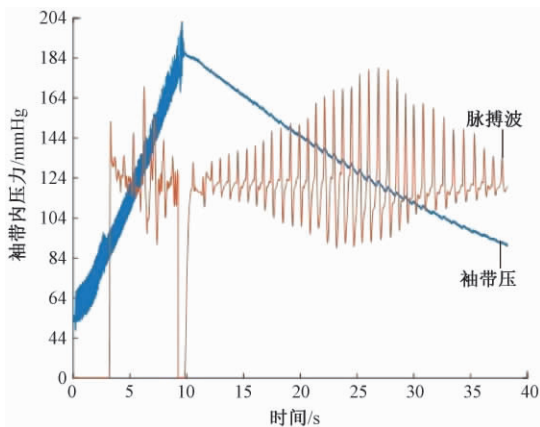


图 14 整体系统测试原始数据

整体智能放气方案,根据充气过程得到的心率按照表 1 确定放气速率,按照实验得到的 4 种放气速率实际参数控制电磁排气阀进行放气。由图 14 得到的原始数据图可知,放气速率较为固定,袖带可匀速放气,得到数量和质量均较为良好的脉搏波波形;按照表 1 也可根据不同心率进行不同速率的匀速放气。整个放气过程一般可获取 25 个脉搏波信号,放气时间根据个体差异,一般耗时 20 s 左右,这样整个测量时间就可控制在 30 s 左右,从而达到智能放气的要求。

3 分析与讨论

为解决充气阶段的问题,采集袖带压的同时获取脉搏波,并实时检测最大脉搏波峰值点(对应 MAP),预估最大充气压力 $F_{\max}$,具有良好的适应性,耗时较短,达到了智能充气的要求。为解决放气阶段的问题,研究了多个固定占空比的放气曲线,拟合得到 PWM 控制函数,实现了匀速放

气,可以获取到合适数量和质量脉搏波;充气阶段实时检测脉搏波峰值点来计算心率,根据心率梯度选择放气速率,具有良好的个体适应性,达到了智能放气的要求。

本文从硬件到软件对电子血压计的充放气过程进行了研究。硬件方面,气泵气阀的驱动控制直接影响了充放气的反应方式,因此在此过程中最重要的莫过于稳定的电压电流,文献[8,20]研究了具体的驱动硬件,但还应考虑到系统工作时的电压变化,本文采用了 3、 ± 5 、8 V 的稳压电路,从而为各个硬件提供稳定合适的电压,保证气泵气阀的正常控制运转。滤波电路主要用于脉搏波采集时的去噪,文献[14,19-21]均论述了滤波电路的设计,本文主要采用了文献[21]的方式进行硬件滤波,但实际工作中,充气过程又引入了气泵工作的振动干扰,因此本文在充气过程中又加入下位机软件滤波。硬件的滤波去除大噪声、工频干扰等,软件滤波保证最后信号的平滑可靠,保证峰值点实时检测的正确率。

软件方面,充气阶段,文献[8,9,22]为基于充气阶段的血压测量方案,本文主要采用了文献[22]的方式进行充气过程的设计,但为适应实际应用需求,本文优化了适合下位机的滤波算法和脉搏波峰值检测算法。对于预估 $F_{\max}$ 方面,本文对文献[4]中的公式进行数据分析和实验验证,得到式(4)中实际可行的参数。相对于文献[8,9,22],本文又考虑充气阶段过渡过程的问题,但由于充气时气压波动相对较大,实际实验中根据气压变化占空比和理论差距较大,因此可以更换为根据时间进行变化或者考虑到过渡过程的影响不大可以去掉这部分控制。放气阶段,本文在文献[14]的基础上进行深入研究,主要做了 3 个方面的工作:1)研究了图 7 中 4 种放气速率曲线;2)研究了心率和放气速率的关系,得到表 1 方案;3)研究了 $Dd = f(Ds)$ 实际情况更精确的关系并进行实际参数调整,得到式(8)等关系。

然而,本文的研究还存在一定缺陷。1)对预估 $F_{\max}$ 方面的研究还不够细致充分,应结合手臂血管特性进行更多的生物学研究。2)根据心率选择放气速率的研究没能达到无梯度选择的目标,应结合更多的参数进行细致控制研究。但本文的研究达到了智能充放气的要求,可以得到较好的脉搏波,为后续血压分析提供了良好的数据基础。

4 结 论

通过本文智能充气方案可以消除电子血压计在测量中存在的反复充气 and 充气压力过高的问题,提高了血压测量效率,减少了血压测量的时间,增强了血压测量的舒适性。通过智能放气方案实现了袖带匀速放气的目的,有较好的个体适应性和稳定性,获取到了合适脉搏波,为下一步的信号处理和血压参数识别提供了前提保障。

参考文献

- [1] JONES D W, APPEL L J, SHEPS S G, et al.

- Measuring blood pressure accurately: New and persistent challenges [J]. *Jama*, 2003, 289(8): 1027-1030.
- [2] COULTER M A. Minamata convention on mercury[J]. *International Legal Materials*, 2013, 55(3): 582.
- [3] USUDA T, KOBAYASHI N, TAKEDA S, et al. A blood pressure monitor with robust noise reduction system under linear cuff inflation and deflation[C]. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, 2010: 1226-1229.
- [4] 张旭, 宋学东, 顾家军, 等. 基于脉搏波识别的电子血压计智能充气研究[J]. *中国医疗器械杂志*, 2015(2): 16-20.
- [5] 汤池, 杨国胜, 席涛. 无创连续血压测量方法的研究进展[J]. *医疗卫生装备*, 2004(10): 30-31.
- [6] 刁卫锋, 张小栋, 姚国兴. 无创血压检测系统研究[J]. *计算机测量与控制*, 2004(9): 19-21.
- [7] 李昱洁. 心电监护仪袖带导致上肢毛细血管破裂引起手臂肿胀 1 例[J]. *现代医药卫生*, 2016, 32(24): 3910-3911.
- [8] 田辉勇, 苏永春, 刘文军, 等. 基于充气测量的电子血压计研制[J]. *医疗卫生装备*, 2007(8): 23-25.
- [9] 尹贻虎, 唐湘枫. 基于充气过程的血压检测技术研究[J]. *电子质量*, 2010(11): 17-20.
- [10] O'BRIEN E, ASMAR R, BEILIN L, et al. European society of hypertension recommendations for conventional, ambulatory and home blood pressure measurement [J]. *Journal of Hypertension*, 2003, 21(5): 821-848.
- [11] PICKERING T G, HALL J E, APPEL L J, et al. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals. Part 1: Blood pressure measurement in humans. A statement for professionals from the subcommittee of professional and public education of the American Heart Association Council on high blood pressure research[J]. *Hypertension*, 2005, 45: 142-161.
- [12] WILLIAMS B, POULTER N R, BROWN M J, et al. Guidelines for management of hypertension: report of the fourth working party of the British hypertension society[J]. *Journal of Human Hypertension*, 2004, 18(3): 139-185.
- [13] MCKAY D W, CAMPBELL N R, PARAB L S, et al. Clinical assessment of blood pressure[J]. *Journal of Human Hypertension*, 1990, 4(6): 639-645.
- [14] 冯学技, 邓亲恺, 梁妃学, 等. 提高电子血压计个体适应性检测能力的研究[J]. *中国医疗器械杂志*, 2009(2): 21-24.
- [15] 行鸿彦, 许瑞庆, 王长松. 基于经验模态分解的脉搏信号特征研究[J]. *仪器仪表学报*, 2009(3): 150-156.
- [16] 张爱华, 王业泰, 赵治月. 视屏显示终端视觉疲劳对脉搏信号的影响[J]. *中国工业医学杂志*, 2010(3): 166-169.
- [17] 邓亲恺. 现代医学仪器设计原理[M]. 北京: 科学出版社, 2004: 5.
- [18] O'BRIEN E, WAEBER B, PARATI G, et al. Blood pressure measuring devices: Recommendations of the European society of hypertension [J]. *BMJ Clinical Research*, 2001, 322(7285): 531-536.
- [19] 李雪晴. 基于示波法和高斯拟合腕式电子血压计设计与验证[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2011: 47-54.
- [20] 刘坚强, 王永才. 基于示波法的电子血压计系统设计[J]. *单片机与嵌入式系统应用*, 2010(4): 63-64.
- [21] 郝德国. 基于柯氏音与示波法结合的血压计设计与实现[D]. 沈阳: 东北大学, 2012: 14-23.
- [22] 王维维, 蒲宝明, 贺宝岳, 等. 基于上气测量的电子血压计的设计与实现[J]. *计算机系统应用*, 2012, 21(2): 150-153.

作者简介

袁森, 在读研究生, 主要研究方向为袖带式血压测量方法。

E-mail: 220173276 @seu.edu.cn

刘澄玉(通信作者), 博士, 教授, 主要研究方向为穿戴式生命体征信号智能监测与分析、医学大数据处理与机器学习。

E-mail: chengyu@seu.edu.cn

刘建, 在读研究生, 主要研究方向为袖带式血压测量方法。

E-mail: 220193299 @seu.edu.cn

李建清(通信作者), 博士, 教授, 主要研究方向为可穿戴医用传感器、康复机器人技术。

E-mail: lj@seu.edu.cn