

# 基于心音信号的一种血压评估方法\*

成谢锋<sup>1)</sup> 戴世诚<sup>1)†</sup> 赵鹏军<sup>2)</sup>

1) (南京邮电大学电子与光学工程学院, 南京 210023)

2) (上海交通大学附属新华医院, 小儿心脏病学, 上海 200092)

(2020年2月20日收到; 2020年5月7日收到修改稿)

心血管疾病尤其是高血压已成为人类生命健康最大杀手之一. 本文探究主动脉瓣心音信号与血压之间的关系, 提出一种基于心音信号的无创血压估计方法. 首先, 根据血压与心音信号的关系, 提取第一心音和第二心音峰值点的时间间隔以及第二心音的峭度作为特征; 接着将第一心音和第二心音峰值点的时间间隔、第二心音的峭度与所测收缩压和舒张压进行线性拟合; 最后根据第一心音和第二心音峰值点的时间间隔、第二心音的峭度与血压的线性关系, 提出基于心音的血压评估公式. 实验结果表明, 第一心音和第二心音峰值点的时间间隔、第二心音的峭度能够作为血压评估的特征参数, 与血压具有良好的线性关系, 其拟合优度分别为 0.801 和 0.765, 通过本文推导出的血压计算公式所得血压与商用电子血压计测量值的平均误差小于 5 mmHg, 标准偏差小于 8 mmHg. 本文提出基于心音对血压进行评估的一种新方法, 可用于血压的连续测量, 针对某些特殊条件下, 具有显著的应用前景.

**关键词:** 血压, 主动脉瓣心音, 峰值检测, 峭度**PACS:** 87.19.ug, 43.60.+d, 87.85.-d**DOI:** 10.7498/aps.69.20200254

## 1 引言

心血管疾病 (例如, 高血压, 动脉硬化, 冠心病) 是人类生命的最大杀手之一. 据世界卫生组织报告, 全球超过 2000 万人死于心血管疾病<sup>[1]</sup>. 随着人们饮食结构的改变, 人口老龄化现象的加剧, 这个数字会继续增加. 因此, 早期发现和预防心血管疾病对促进人们的健康具有重要意义.

心音是由心房和心室的收缩和舒张, 瓣膜运动和血流相关动态事件产生的混合可听声音<sup>[2]</sup>. 心脏周期中心音的两个主要成分是第一心音 (the first heart sound, S1) 和第二心音 (the second heart sound, S2). S1 标志着心脏收缩的开始, 产生于二尖瓣和三尖瓣关闭期间; S2 标志着心室收缩的结

束和舒张的开始, 产生于主动脉瓣和肺动脉瓣关闭后<sup>[3]</sup>. 目前, 心音的诊断价值已被认可用于多种心脏疾病的筛查.

临床医学中, S2 被公认在高血压患者中具有特征性“加重”<sup>[4]</sup>, 信号波形会更加“陡峭”<sup>[5]</sup>. Bartels 和 Harder<sup>[4]</sup> 将这种现象解释为由血管壁的弹性和血柱的惯性引起的机械振荡. 当血压升高时, 动脉壁将施加增加的复位力以抵消动脉壁的切向张力, 导致血柱的振荡频率增加. 据此, Zhang 和 Zhang<sup>[6]</sup> 建立了闭合主动脉瓣振动的数学模型, 模拟结果表明, 主动脉压的增加导致产生心音的频率和幅度增加; Peng 等<sup>[7]</sup> 表明, 主动脉瓣第二心音频谱峰值会随着血压上升向低频偏移; 后来, Bombardini 等<sup>[8]</sup> 研究了 146 名测试者的 S2 与血压之间的关系, 记录 S2 与血压的变化, 结果发现 S2 的振幅与

\* 国家自然科学基金 (批准号: 61271334) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: demisdsc@163.com

收缩压 (systolic blood pressure, SBP), 舒张压 (diastolic blood pressure, DBP) 之间具有相关性, 相关系数分别为 0.544 和 0.502.

因此, 本文根据心音信号的特点以及与脉搏波、心电信号的时程关系, 选取人体主动脉瓣听诊区心音信号 (主动脉瓣听诊区 S2 比其他听诊区强) 进行研究. 提出以 S1 和 S2 峰值点的时间间隔、S2 的峭度作为特征, 探究其与 SBP 和 DBP 的关系, 并利用上述特征对传统的基于脉搏波传导时间 (pulse wave translation time, PWTT) 的血压计算方法进行优化, 提出基于心音对血压进行评估的公式. 与传统方法相比, 本文提出的方法只需采集一种类型的生理信号, 信号采集便捷, 准确度高, 不仅适用于新生儿以及四肢残疾患者在特定环境下的血压监测, 而且可广泛应用于血压的连续测量.

## 2 基于心音的血压评估方法

### 2.1 数据采集方案

为验证本文所提方法的有效性, 数据采用本课题组在自然环境下采集的心音进行分析, 选取了 35 名测试者参与实验 (25 名男性, 10 名女性, 年龄 20—65 岁, 身高 155—185 cm, 体重 45—90 kg), 将 35 名测试者分为 7 组, 每组 5 个人, 并对其进行编号 (例: 第一组二号测试者定义为 1-2). 他们都健康, 没有任何重大疾病, 要求测试者在实验前 2 h 小时避免接触咖啡因、酒精及香烟.

在实验中, 心音信号传感器采用本课题组自主研发的  $\Omega$  型肩戴式无线心音采集装置<sup>[9]</sup>, 测试者需要经历静止, 运动 (高抬腿) 和运动后恢复 3 个阶段; 同一个测试者在不同时间段多次测量 (最多测量 10 次, 最少测量 3 次). 首先, 测试者静坐在椅子上, 采集 1 min 的主动脉瓣心音信号, 同时利用 OMRON 电子血压计测量测试者血压, 作为静止状态的心音和对比数据; 接着, 测试者高抬腿 2 min, 运动结束后立即同步采集心音信号及血压, 作为运动状态的心音和对比数据; 然后测试者休息 5 min, 再次同步采集心音信号及血压, 作为运动后恢复状态的心音和对比数据. 最终, 共采集 162 组静止状态心音, 148 组运动心音, 148 组运动后恢复状态心音. 图 1(a) 为采集心脏听诊区的位置示意图, 图 1(b) 为  $\Omega$  型肩戴式无线心音采集装置.

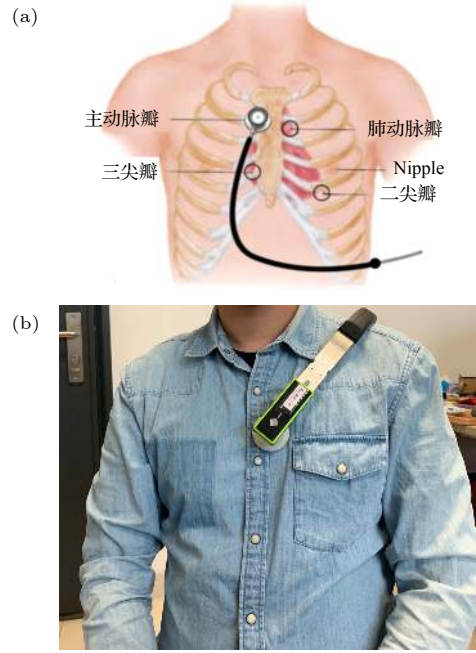


图 1 心音信号采集位置和采集装置示意图 (a) 心脏听诊区位置; (b)  $\Omega$  型肩戴式无线心音采集装置

Fig. 1. Heart sound signal acquisition position and acquisition device: (a) Heart auscultation area location; (b) shoulder-mounted wireless heart sound acquisition device of  $\Omega$  shape.

### 2.2 数据处理

#### 2.2.1 信号预处理

由于心音信号的主要成分在 1000 Hz 以内, 因此首先将心音信号通过截止频率为 1000 Hz 的巴特沃兹低通滤波器, 以降低高频噪声, 然后通过截止频率为 5 Hz 的巴特沃兹高通滤波器, 消除基线漂移. 此时便可获得较为纯净的心音信号. 为方便后续研究, 将采集的心音信号数据的时间长度统一为 30 s.

#### 2.2.2 心音信号峰值点提取

根据香农能量的包络对采样的心音信号进行分段. 首先, 将采集的心音信号归一化, 心音信号归一化公式为

$$x = \frac{x(n) - A(x)}{D(x)}, \quad (1)$$

式中,  $x(n)$ ,  $n = 1, 2, \dots, N$  为采集的初始心音序列,  $A(x)$  为离散时间序列的均值, 方差为  $D(x)$ .

在心音信号归一化的基础上, 根据以下公式计算香农能量:

$$E = -x^2 \log(x^2), \quad (2)$$

式中,  $E$  是香农能量,  $x$  为归一化信号. 接着, 将香农能量平均为 20 ms 的滑动窗口. 其中, 每个平均后的香农能量间隔 10 ms, 平均香农能量计算公式如下:

$$E_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E, \quad (3)$$

式中,  $E_A$  为平均香农能量,  $N$  是窗口长度. 由于采样频率为 2000 Hz, 因此,  $N$  的值为 40. 然后, 对平均香农能量  $E_A$  进行标准化<sup>[10]</sup>, 计算公式如下:

$$E_N = \frac{E_A - M(E_A)}{S(E_A)}, \quad (4)$$

其中  $E_N$  是归一化后的平均香农能量,  $M(E_A)$  和  $S(E_A)$  分别为平均香农能量的均值和标准偏差.

最后, 将两个阈值应用于  $E_N$  以识别 S1 和 S2 的潜在峰值. 将高阈值设置为最大振幅平均值的预设系数, 以检测出高振幅峰值并消除噪声的影响. 将低阈值设置为包络平均值的一半 (略高于背景噪声), 用于获得可能被高阈值视为噪声的低振幅峰值. 根据收缩期短于舒张期, 将这些波峰分为 S1 或 S2. 图 2 为任意一段心音 S1 和 S2 标定效果示意图, 图 2(a) 为 S1 和 S2 的包络图, 图 2(b) 为 S1 和 S2 峰值定位图.

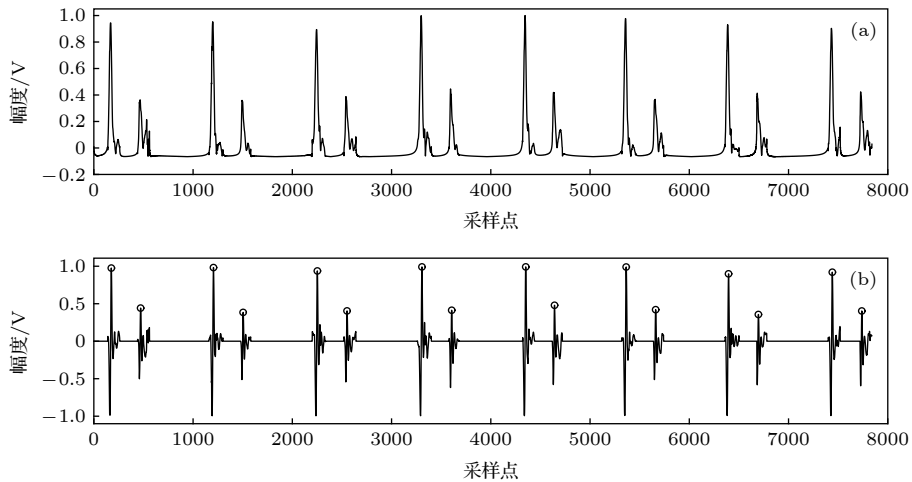


图 2 第一心音和第二心音标定效果示意图 (a) 包络图; (b) 峰值定位图

Fig. 2. Calibration effect diagram of the first heart sound and the second heart sound: (a) Envelope; (b) peak location.

### 2.3 心音与血压的相关分析

#### 2.3.1 心音信号与心电信号、脉搏波信号时程关系

脉搏波传导时间 (PWTT) 是脉搏波从主动脉到周边动脉的传播时间<sup>[11]</sup>, 和血压具有密切关联. 1957 年, Lansdown<sup>[12]</sup> 提出在一定时间范围内, PWTT 和动脉血压 (blood pressure, BP) 之间呈线性相关; Payne 等<sup>[13]</sup> 提出可以用心电信号 R 波峰值点和对应的脉搏波峰值点时间间隔作为脉搏波传导时间. 为进一步探究心音信号与血压的关系, 随机选取了 15 名测试者, 同步采集了他们的心音信号、脉搏波信号和心电信号, 其中, 第 5 组第 2 名测试者 (编号: 5-2) 三种生理信号对应关系如图 3 所示.

大量研究表明, 第一心音的峰值点与心电图

的 R 波峰值点在时间上存在对应关系 (基于心电信号对心音进行分段的算法就是利用这一对应关系)<sup>[14]</sup>; 通过对 15 名测试者同步采集的心音信号和脉搏波信号进行时域分析发现, 第二心音的峰值点与脉搏波信号的峰值点在时间上有明显的对应关系, 其中, 第 5 组第 2 名测试者 (编号: 5-2) 第二心音峰值点与脉搏波峰值点在时间上的对应关系如表 1 所列.

表 1 编号 5-2 测试者第二心音峰值点与脉搏波峰值点在时间上的对应关系

Table 1. Correspondence between the peak point of the second heart sound and pulse wave of No. 5-2 subject.

信号类型	时间/ms
第二心音峰值点	205 976 1722 2481 3233 3956 4697 5446 6184
脉搏波峰值点	209 982 1727 2486 3238 3960 4704 5454 6189

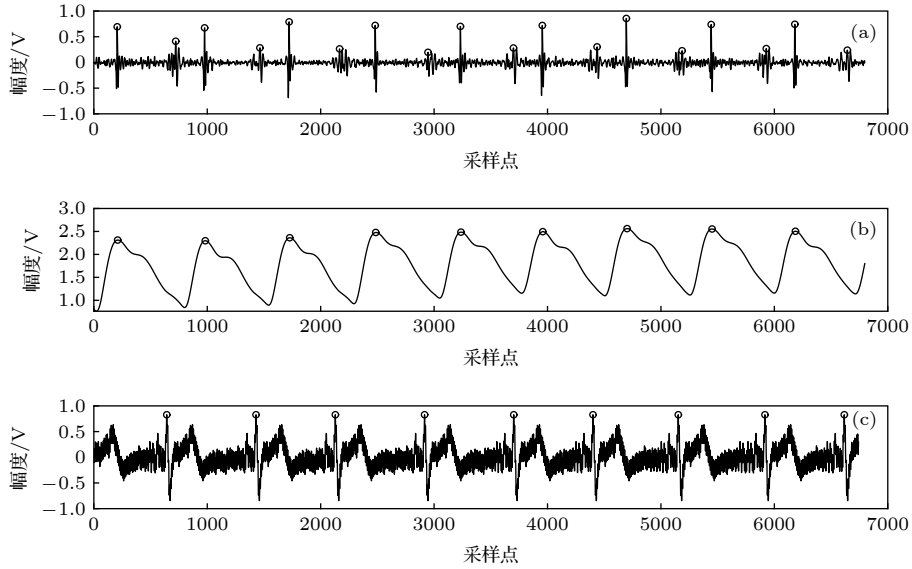


图 3 心音信号、脉搏波信号和心电信号时程关系图 (a) 心音信号; (b) 脉搏波信号; (c) 心电信号

Fig. 3. Heart sound signal, pulse wave signal, and ECG signal time diagram: (a) Heart sound signal; (b) pulse wave signal; (c) ECG signal.

由于脉搏波传导时间的计算可通过同一周期心电信号  $R$  波峰值点和脉搏波峰值点的时间间隔获得<sup>[13]</sup>, 因此将心音信号第一心音与第二心音峰值点的时间间隔定义为相对脉搏波传导时间.

### 2.3.2 心音信号特征选取

根据心音信号与心电信号、脉搏波信号的时程关系以及第二心音与血压的相关性, 选取以下 2 个心音信号的特征作为血压计算核心公式的主要参数.

#### 1) S1, S2 峰值点时间间隔

心音信号第一心音与第二心音峰值点的时间间隔 (heart sound time interval, HSTT), 即 2.3.1 节定义的相对脉搏波传导时间, 计算公式如下:

$$\text{HSTT} = \frac{P_{S2}[i] - P_{S1}[i]}{f_s}, \quad (5)$$

式中,  $P_{S1}[i]$  为第一心音峰值点位置,  $P_{S2}[i]$  为第二心音峰值点位置,  $f_s$  为信号采样频率.

#### 2) S2 峭度

峭度是表示波形平缓程度的, 用于描述变量的分布. 峭度小于 4 时表示分布的曲线会较为平缓, 大于 4 时分布的曲线较为陡峭<sup>[15]</sup>. 峭度计算公式如下:

$$K = \frac{1}{\sigma^4} \int_{-\infty}^{+\infty} [x(t) - \bar{x}]^4 p(x) dx, \quad (6)$$

式中,  $x(t)$  为瞬时振幅,  $\bar{x}$  为振幅均值,  $p(x)$  为概率

密度,  $\sigma$  为标准差.

## 2.4 评价指标

对于每个测试者的实验数据, 采用皮尔森相关系数 (Pearson correlation coefficient, CC)、平均绝对误差 (mean absolute error, MAE)、平均误差 (mean error, ME) 和标准偏差 (standard deviation, SD) 作为实验结果的评价指标, 计算公式如下:

$$\text{CC} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}, \quad (7)$$

$$\text{MAE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - x_i|, \quad (8)$$

$$\text{ME} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i), \quad (9)$$

$$\text{SD} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i - \text{ME})^2}, \quad (10)$$

式中, CC 为皮尔森相关系数, MAE 为平均绝对误差, ME 为平均误差, SD 为标志偏差,  $n$  代表向量长度,  $y_i$  是预测值,  $x_i$  是测量值,  $\bar{y}$  和  $\bar{x}$  分别为两个向量的平均值.

### 3 实验

#### 3.1 基于心音信号的血压估算模型

为了得到心音信号与血压的关系, 将提取的心音信号特征与对应的 SBP 和 DBP 数据进行拟合, 选取拟合优度作为数据拟合程度的评价指标.

拟合优度  $R^2$ : 回归直线对观测值的拟合程度.  $R^2$  范围在  $[0, 1]$  之间,  $R^2$  的值越接近 1, 说明回归直线对观测值的拟合程度越好, 线性关系越强; 反之,  $R^2$  的值越小, 说明回归直线对观测值的拟合程度越差.

$$SS_{\text{tot}} = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2, \quad (11)$$

$$SS_{\text{reg}} = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2, \quad (12)$$

$$SS_{\text{res}} = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2, \quad (13)$$

$$R^2 = \frac{SS_{\text{reg}}}{SS_{\text{tot}}} = 1 - \frac{SS_{\text{res}}}{SS_{\text{tot}}}, \quad (14)$$

式中,  $n$  为样本数量,  $y$  为待拟合数值,  $\bar{y}$  为均值,  $\hat{y}$  为拟合值,  $SS_{\text{tot}}$  为总离差平方和,  $SS_{\text{reg}}$  为回归平方和,  $SS_{\text{res}}$  为残差平方和.

#### 3.1.1 第一心音与第二心音峰值点的时间间隔 (HSTT) 与血压的关系

在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下, 将 35 名测试者多次测量的 HSTT 分别与相对应的 SBP 和 DBP 数据进行拟合, 拟合结果如图 4 所示.

图 4 显示了 35 名测试者在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下, 多次测量的 HSTT 分别与之对应的 SBP 和 DBP 之间的拟合结果. 测试者在运动状态下与静止状态相比, HSTT 明显降低, 而 SBP 与 DBP 有所上升; 运动后, 由于每位测试者的身体机能不同, 休息 5 min 后和运动中相比, HSTT 有所上升, SBP 与 DBP 有所下降, 但未能完全恢复到静止状态下的水平. 为进一步评价 HSTT 与血压线性拟合程度, 计算 HSTT 与血压的拟合优度如表 2 所列.

3 种状态下, HSTT 与 SBP 和 DBP 的拟合优度均大于 0.5, 均值达到 0.801, 证明 HSTT 与血压线性拟合程度较好, HSTT 的降低能够较好地解释血压的升高, 总体数据呈线性负相关.

表 2 HSTT 与血压拟合优度  
Table 2. Goodness of fit between HSTT and BP.

状态	SBP	DBP	均值
静止	0.847	0.774	
运动	0.826	0.753	0.801
运动后恢复	0.839	0.768	

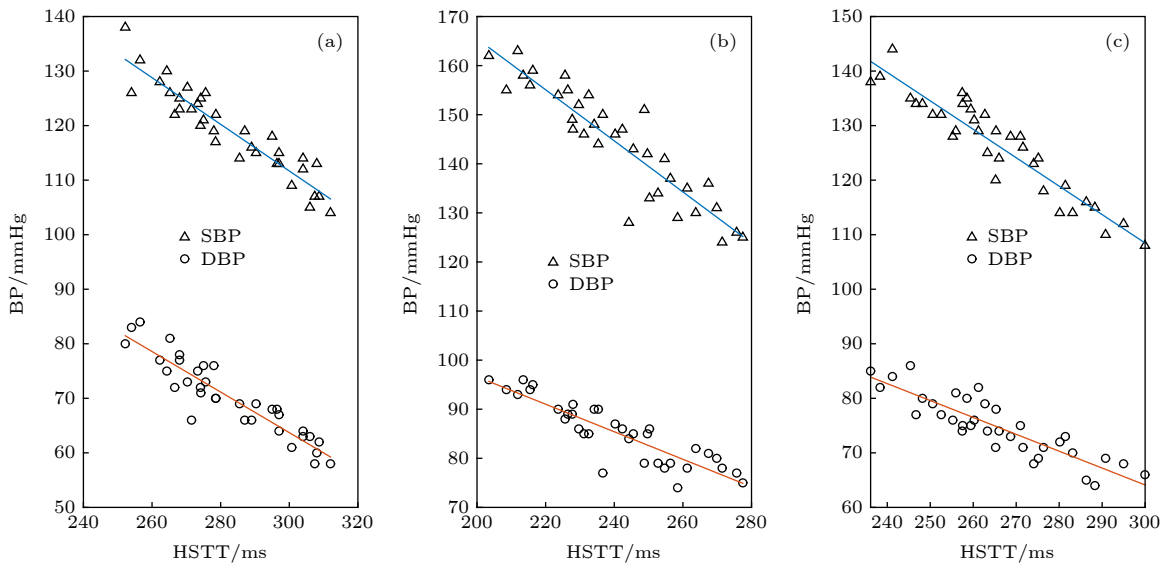


图 4 测试者 HSTT(均值) 与血压(均值) 拟合结果 (a) 静止状态; (b) 运动状态; (c) 运动后恢复状态

Fig. 4. Fitting results of HSTT (mean) and blood pressure (mean): (a) Stationary state; (b) exercise state; (c) recovery state after exercise.

### 3.1.2 第二心音峭度 ( $K$ ) 与血压的关系

在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下, 将 35 名测试者多次测量的第二心音峭度 ( $K$ ) 分别与相对应的收缩压 (SBP) 和舒张压 (DBP) 数据进行拟合, 拟合结果如图 5 所示.

图 5 显示了 35 名测试者在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下, 多次测量的  $K$  分别与对应的 SBP 和 DBP 之间的拟合结果. 测试者在运动状态下与静止状态相比,  $K$ , SBP 和 DBP 有所上升; 运动后, 由于每位测试者的身体机能不同, 休息 5 min 后和运动中相比,  $K$ , SBP 和 DBP 有所下降, 但未能完全恢复到静止状态下的水平. 为进一步评价  $K$  与血压线性拟合程度, 计算  $K$  与血压的拟合优度如表 3 所列.

表 3 第二心音峭度 ( $K$ ) 与血压拟合优度  
Table 3. The second heart sound kurtosis ( $K$ ) and goodness of fit of blood pressure.

状态	SBP	DBP	均值
静止	0.824	0.703	
运动	0.818	0.724	0.765
运动后恢复	0.806	0.718	

3 种状态下,  $K$  与 SBP 和 DBP 的拟合优度均大于 0.5, 均值达到 0.765, 证明  $K$  与血压线性拟合

程度较好,  $K$  的上升能够较好地解释血压的升高, 总体数据呈线性正相关.

### 3.1.3 基于心音信号的血压评估公式

Lansdown<sup>[12]</sup> 提出在一定时间范围内, PWTT 和 BP 之间呈线性负相关, 这种关系对于个体而言, 在一段时间内是相对稳定的, 基于 PWTT 的方法在过去 6 年中引起广泛关注<sup>[16]</sup>. 同时, 影响 BP 的心音信号时域参数有很多种, 而且多呈线性关系. Lim 等<sup>[17]</sup> 提出, BP 与心音信号 S1 和 S2 的峰值比线性正相关. 通过本文实验可知, 主动脉瓣心音信号第二心音峭度 ( $K$ ) 与血压具有线性关系, 能够较好地反映血压的变化, 可利用  $K$  对传统基于 PWTT 血压计算公式进行修正.

基于 2.3 节和 3.1 节的研究成果, HSTT 可以近似等价于 PWTT, 第二心音峭度 ( $K$ ) 与血压具有较强的线性正相关性. 提出基于心音信号的血压评估公式模型如下:

$$BP = a \times HSTT + b \times K + c + \varepsilon, \quad (15)$$

式中,  $a$ ,  $b$  和  $c$  为偏回归系数,  $\varepsilon$  为引入的误差项, 目的是为了捕获除了 HSTT 和  $K$  之外的随机因素对 BP 的影响. 偏回归系数求解过程使用最小二乘法,  $a$ ,  $b$  和  $c$  应使残差平方和  $SS_{res}$  达到最小, 根据极值存在的必要条件, 有

$$\begin{cases} \frac{\partial}{\partial a} \sum \varepsilon^2 = -2 \sum (BP_i - a \times HSTT_i - b \times K_i - c) HSTT_i = 0, \\ \frac{\partial}{\partial b} \sum \varepsilon^2 = -2 \sum (BP_i - a \times HSTT_i - b \times K_i - c) K_i = 0, \\ \frac{\partial}{\partial c} \sum \varepsilon^2 = -2 \sum (BP_i - a \times HSTT_i - b \times K_i - c) = 0, \end{cases} \quad (16)$$

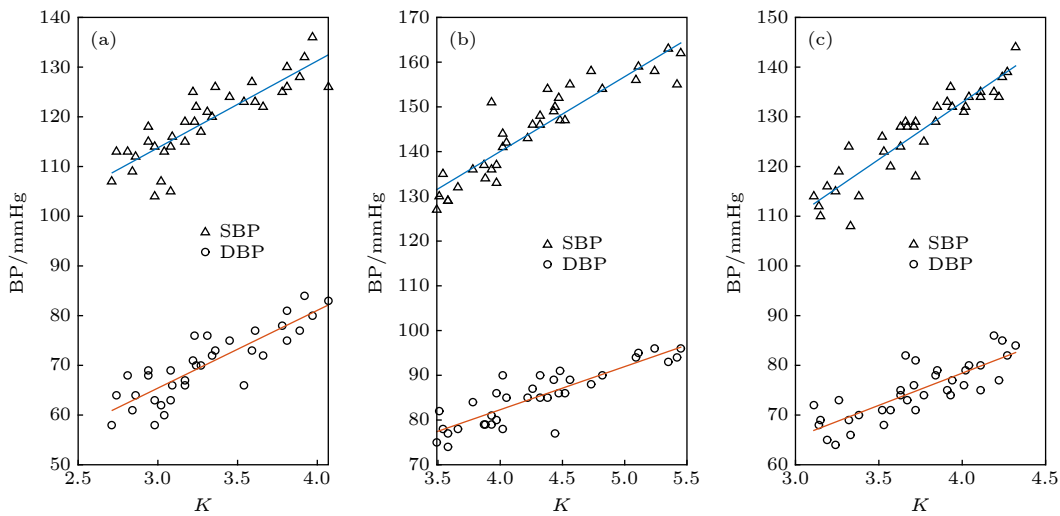


图 5 测试者  $K$  (均值) 与血压 (均值) 拟合结果 (a) 静止状态; (b) 运动状态; (c) 运动后恢复状态

Fig. 5. Fitting results of  $K$  (mean) and blood pressure (mean): (a) Stationary state; (b) exercise state; (c) recovery state after exercise.

式中,  $i = 1, 2, \dots, N$ , 解 (16) 式, 便可得到偏回归系数,  $a$ ,  $b$  和  $c$  的值为

$$\begin{cases} a = \frac{(\sum bp_i \times hstt_i)(\sum k_i^2) - (\sum bp_i \times k_i)(\sum hstt_i \times k_i)}{(\sum hstt_i^2)(\sum k_i^2) - (\sum hstt_i \times k_i)^2}, \\ b = \frac{(\sum bp_i \times k_i)(\sum hstt_i^2) - (\sum bp_i \times hstt_i)(\sum hstt_i \times k_i)}{(\sum hstt_i^2)(\sum k_i^2) - (\sum hstt_i \times k_i)^2}, \\ c = \overline{BP} - a \times \overline{HSTT} - b \times \overline{K}, \end{cases} \quad (17)$$

式中,  $bp_i = BP_i - \overline{BP}$ ,  $hstt_i = HSTT_i - \overline{HSTT}$ ,  $k_i = K_i - \overline{K}$ , 其中  $BP_i$ ,  $HSTT_i$  和  $K_i$  分别为 35 名测试者的血压实测值、S1 和 S2 峰值点时间间隔以及 S2 的峭度,  $\overline{BP}$ ,  $\overline{HSTT}$  和  $\overline{K}$  为血压实测值、S1 和 S2 峰值点时间间隔和 S2 的峭度的均值,  $a$ ,  $b$  和  $c$  为求得的偏回归系数.

SBP 和 DBP 的计算公式如下:

$$\begin{cases} SBP = a_1 \times HSTT + b_1 \times K + c_1, \\ DBP = a_2 \times HSTT + b_2 \times K + c_2, \end{cases} \quad (18)$$

式中,  $a_1$ ,  $b_1$ ,  $c_1$  和  $a_2$ ,  $b_2$ ,  $c_2$  为 (17) 式计算得到的收缩压和舒张压计算公式中的偏回归系数.

### 3.2 验证实验

#### 3.2.1 不同运动状态下血压和心音相关数据分析

按照 2.1 节的数据采集方案, 用本文所述的血压评估公式, 计算测试者在静止、运动和运动后恢复状态下相应的 SBP 与 DBP, 并与 OMRON 电子血压计同步测量的血压进行对比. 其中, 第 5 组测试者在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下多次测量的第一心音与第二心音峰值点时间间隔 (HSTT)、第二心音峭度 ( $K$ )、血压评估值以及血压实际测量值的统计结果如表 4 所列.

测试者在运动状态下第一心音和第二心音峰值点时间间隔 (HSTT) 明显低于静止和运动后恢复状态, 而第二心音峭度 ( $K$ ) 明显高于静止和运

动后恢复状态. 在运动状态下, 血压的评估值和实际测量值相较于静止和运动后恢复状态均有明显上升.

第 5 组测试者在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下, 血压的实际测量值和评估值的对比结果以及变化趋势如图 6 所示 (曲线表示 3 种状态下血压的变化趋势). 测试者在 60 min 内, 在静止、运动、运动后恢复 3 种状态下分别测量 10 次血压, 共 30 次, 每次测量时间 1 min 左右. 图中, 1—10 次为静止状态, 11—20 次为运动状态, 21—30 次为运动后恢复状态. 测试者在静止状态下, 血压较为稳定, 变化浮动较小; 运动中, 血压会有明显升高, 波动较大; 运动后休息一段时间, 血压有所下降, 逐渐恢复到静止状态, 部分测试者血压略高于静止状态血压, 恢复时间根据个人身体机能而定.

#### 3.2.2 实际测量血压值和评估公式计算结果对比

通过本文提出的基于心音信号的血压估算方法, 计算 7 组共 35 名测试者的收缩压和舒张压的均值; 利用 2.4 节提出的皮尔森相关系数 (CC)、平均绝对误差 (MAE)、平均误差 (ME) 和标准偏差 (SD) 评价指标对测试者血压评估值和血压计实测值进行评价. 35 名测试者的 CC, MAE, ME 和 SD 如图 7 所示.

图 7(a) 显示, 35 名测试者血压评估值的与实际测量值的皮尔森相关系数 (CC) 均大于 0.5, 意味着测试者血压的评估值与实测值具有强相关性. 图 7(b) 显示, 除了 1 名测试者的收缩压和 3 名测

表 4 第 5 组测试者 3 种状态下心音与血压相关数据统计结果 (均值)  
Table 4. Data related to heart sounds and blood pressure in the 5<sup>th</sup> group.

测试者状态	HSTT/ms	$K$	计算 SBP/mmHg	实测 SBP/mmHg	计算 DBP/mmHg	实测 DBP/mmHg
静止	277.9	3.31	120.28	122.6	71.86	71.2
运动	246.7	4.19	139.00	140.2	84.34	83.0
运动后恢复	264.3	3.72	128.43	128.8	77.29	75.8

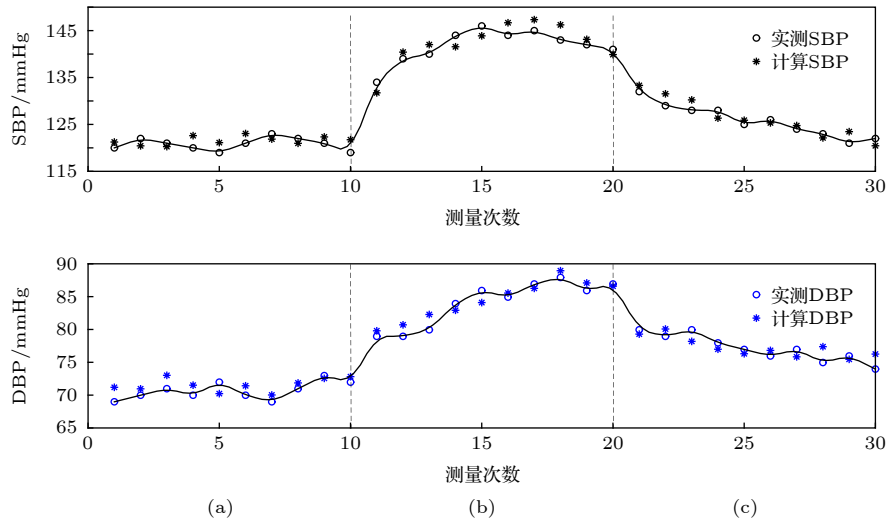


图 6 第 5 组测试者血压实测值 (均值) 和评估值 (均值) 对比图 (a) 静止状态; (b) 运动状态; (c) 运动后恢复状态

Fig. 6. Comparison of measured blood pressure (mean) and evaluation (mean) of blood pressure in the test subjects of the 5<sup>th</sup> group: (a) Stationary state; (b) exercise state; (c) recovery state after exercise.

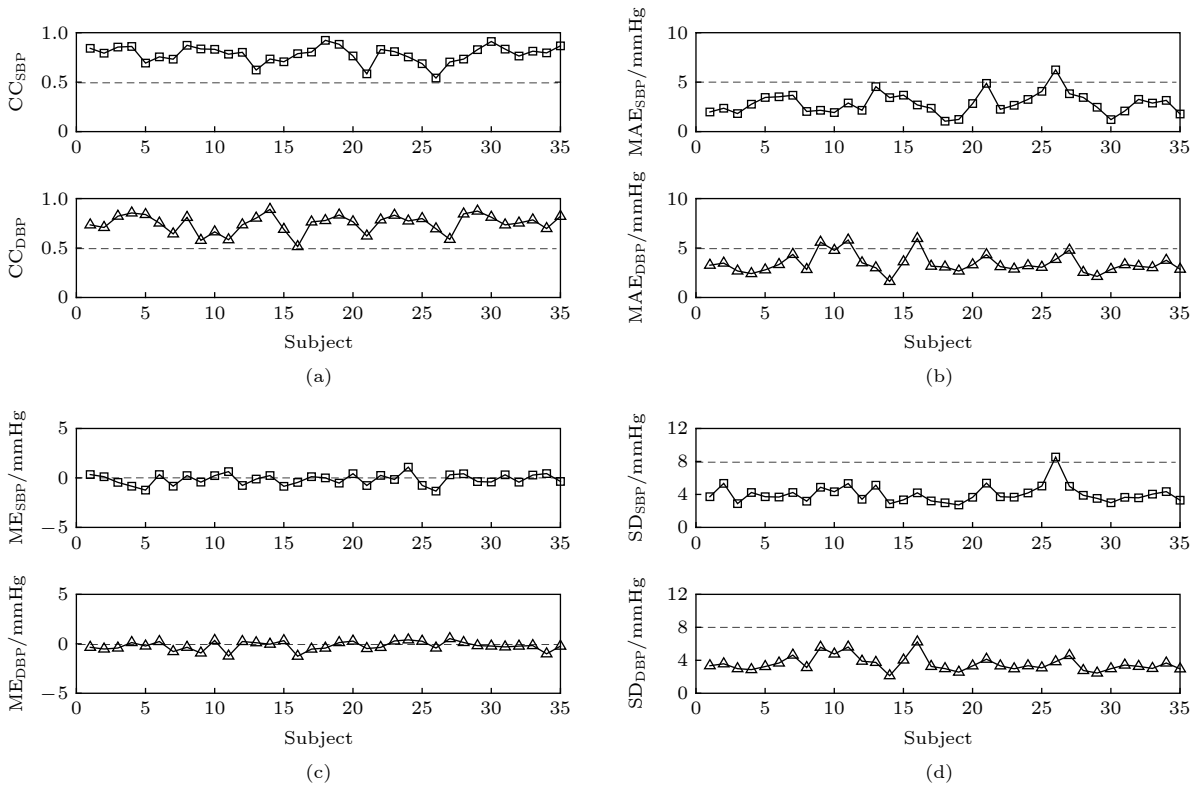


图 7 35 名测试者血压实测值 (均值) 和评估值 (均值) 对比 (a) CC; (b) MAE; (c) ME; (d) SD

Fig. 7. Comparison of measured blood pressure (mean) and evaluation values (mean) of 35 subjects: (a) Pearson correlation coefficient CC; (b) mean absolute error MAE; (c) mean error ME; (d) standard deviation SD.

试者的舒张压, 大多数测试者的平均绝对误差 (MAE) 小于 5 mmHg, 说明评估值与实测值相差较小, 其距离基本小于 5 mmHg. 在图 7(c) 中, 平均误差 (ME) 在 0 上下浮动很小, 说明评估值几乎不偏离实测值, 它们之间只有很小的系统误差.

图 7(d) 中, 除了 1 名测试者的收缩压, 大多数测试者的标准偏差 (SD) 小于 8 mmHg, 意味着评估值和测量值之间差异的变化较小.

所有测试者的 CC, MAE, ME 和 SD 具体统计结果如表 5 所列, 表中 SBP 和 DBP 下标分别表



示收缩压和舒张压的相应数据. 测试者平均 ME 分别为 $-0.401$  和 $-0.812$  mmHg; 平均 SD 分别为 $3.584$  和 $4.053$  mmHg. 根据血压检测精确性的评估方案, 如果平均误差不超过 $5$  mmHg, 标准差不超过 $8$  mmHg, 则表明该血压计算精准度符合标准. 本文提出的血压评估方法平均误差低于 $5$  mmHg, 标准偏差小于 $8$  mmHg, 因此该方法可用于人体血压的评估.

表 5 所有测试者数据参数统计结果  
Table 5. Data parameter statistics of all subjects.

参数	最大值	最小值	平均值
CC <sub>SBP</sub>	0.923	0.542	0.781
CC <sub>DBP</sub>	0.891	0.515	0.748
MAE <sub>SBP</sub> /mmHg	6.245	1.054	2.712
MAE <sub>DBP</sub> /mmHg	5.968	1.628	3.264
ME <sub>SBP</sub> /mmHg	1.091	-1.331	-0.401
ME <sub>DBP</sub> /mmHg	0.526	-1.254	-0.812
SD <sub>SBP</sub> /mmHg	8.534	2.723	3.584
SD <sub>DBP</sub> /mmHg	6.234	2.132	4.053

表 6 15 名测试者血压和心音相关数据统计结果

Table 6. Datas related to heart sounds and blood pressure of 15 testers.

测试者状态	HSTT/ms	$K$	计算SBP/mmHg	实测SBP/mmHg	计算DBP/mmHg	实测DBP/mmHg
健康	279.4	3.38	122.46	121.63	73.16	72.02
高血压患者	267.8	4.52	151.94	148.58	84.34	81.17

## 4 结 论

本文提出了基于心音信号的一种血压评估方法, 使用主动脉瓣心音信号对血压进行分析, 提出以 HSTT 和  $K$  作为特征对血压进行评估. 实验结果表明:

1) 在静止、运动和运动后恢复 3 种状态下, HSTT 和  $K$  与血压具有良好的线性关系, 能够有效反映血压的变化情况; HSTT 在数值上近似等价于脉搏波传导时间 (PWTT), 可作为相对脉搏波传导时间,  $K$  作为心音信号时域特征可以对传统的基于脉搏波传导时间的血压计算公式进行修正;

2) 与健康测试者相比, 高血压患者 HSTT 有所降低, 第二心音的峭度 ( $K$ ) 则明显升高, HSTT 缩短以及  $K$  的显著升高是高血压患者心音的典型特征;

3) 基于 HSTT 和  $K$  提出的血压计算公式, 血

## 3.2.3 实际应用效果

为进一步验证本文提出的基于心音信号的血压评估方法的准确性和有效性, 随机选取了实验中 35 名测试者之外的 15 名志愿者, 其中 10 名为健康测试者, 5 名为高血压患者 (无其他心血管疾病), 在静止状态下分别于早中晚测试 3 次, 在采集心音信号的同时利用 OMRON 电子血压计测量血压, 总计 45 组数据.

15 名测试者血压和心音相关数据统计结果如表 6 所列. 与健康测试者相比, 高血压患者的第一心音和第二心音峰值点时间间隔 (HSTT) 有所降低, 第二心音的峭度 ( $K$ ) 则明显升高. 由此可见, HSTT 缩短以及  $K$  显著升高是高血压患者心音的典型特征. 利用本文提出的基于心音信号的血压评估方法对高血压患者和健康测试者进行计算, 与 OMRON 电子血压计同步测量的血压数据相比, 平均误差小于 $5$  mmHg, 符合血压检测精确度评估标准.

压评估结果和实际测量值相比, 收缩压和舒张压的平均误差分别为 $-0.401$  mmHg 和 $-0.812$  mmHg, 标准差分别为 $3.584$  mmHg 和 $4.053$  mmHg, 均符合血压检测精确度评估标准.

本文给出的血压评估方法分析了心音与血压的变化关系. 相较于传统的血压计算方法, 仅需采集心音信号一种生理信号. 测试者只需将心音传感器紧贴主动脉瓣听诊区, 便可对 SBP 和 DBP 进行有效评估. 本方法操作便捷, 可用于血压的连续监测, 对于婴幼儿以及四肢残疾病人在某些特定医疗环境下的血压监测, 具有显著的应用前景.

## 参考文献

- [1] WHO NCD Mortality and Morbidity [http://www.who.int/gho/ncd/mortality\\_morbidity/en/](http://www.who.int/gho/ncd/mortality_morbidity/en/) [2015-09-07]
- [2] Durand L G, Pibarot P 1995 *Crit. Rev. Biomed. Eng.* **23** 163
- [3] Liu C C, Springer D B, Clifford G D 2017 *Physiol. Meas.* **38** 1730
- [4] Bartels A, Harder D 1992 *Clin. Phys. Physiol. Meas.* **13** 249

- [5] Tanigawa N, Smith D, Craige E 1991 *Jpn. Circ. J.* **55** 737
- [6] Zhang X Y, Zhang Y T 2006 *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* New York, USA, August 30–September 3, 2006 p2888
- [7] Peng R C, Yan W R, Zhang N L, Lin W H, Zhou X L, Zhang Y T 2015 *Sensors-basel* **15** 23653
- [8] Bombardini T, Gemignani V, Bianchini E, Venneri L, Petersen C 2008 *Cardiovasc. Ultrasoun.* **6** 41
- [9] Tao Y W CN104510491A [2015–04–15]
- [10] Huang Z Q 2014 *M. S. Thesis* (Kunming: Yunnan University) (in Chinese) [黄正钦 2014 硕士学位论文 (昆明: 云南大学)]
- [11] Shriram R, Wakankar A, Daimiwal N 2010 *Proceedings of International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology* Chengdu, China, April 16–18, 2010 p100971242
- [12] Landowne M 1957 *Circ. Res.* **5** 594
- [13] Payne R A, Symeonides C N, Webb D J, Maxwell S R J 2006 *J. Appl. Physiol.* **100** 136
- [14] Cai R P 2012 *Science Monthly* **507** 236 (in Chinese) [蔡任圃 2012 科学月刊 **507** 236]
- [15] Zhou J, Yang Y M, He W 2005 *Chin. J. Biomed. Eng.* **24** 685 (in Chinese) [周静, 杨永明, 何为 2005 中国生物医学工程学报 **24** 685]
- [16] Ding X R, Zhao R, Yang G Z, Pettigrew R 2016 *IEEE J. Biomed. Health* **20** 1
- [17] Lim K H, Shin Y D, Park S H, Bae J H, Lee H J, Kim S J 2013 *Pak. J. Med. Sci.* **29** 1023

## Blood pressure estimation based on heart sound signals\*

Cheng Xie-Feng<sup>1)</sup> Dai Shi-Cheng<sup>1)†</sup> Zhao Peng-Jun<sup>2)</sup>

1) (College of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210023, China)

2) (Pediatric Cardiology, Xin Hua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200092, China)

( Received 20 February 2020; revised manuscript received 7 May 2020 )

### Abstract

Cardiovascular disease, especially hypertension, has become one of the biggest killers of human life and health. Therefore, early detection and prevention of cardiovascular diseases are of great significance for people's health. In this paper, we explore the relationship between aortic valve heart sound signal and blood pressure, and propose a method of non-invasively estimating blood pressure based on heart sound signals. First, according to the relationship between blood pressure and the heart sound signal, both the time interval between the peak point of the first heart sound and that of the second heart sound and the kurtosis of the second heart sound are extracted as features. Then the time interval between the first heart sound and the second heart sound, and the kurtosis of the second heart sound are linearly fitted to the measured blood pressure. Finally, according to the linear relationship between heart sound and blood pressure, a blood pressure evaluation formula based on the heart sound is established. The experimental results show that the time interval between the peak point of the first heart sound and that of the second heart sound, and the kurtosis of the second heart sound can be used as the characteristic parameters of blood pressure evaluation, which have a good linear relationship with blood pressure. The goodness of fit is 0.801 and 0.765, separately. The average error between the blood pressure calculated from the blood pressure calculation formula and the blood pressure measured by a commercial electronic sphygmomanometer is less than 5 mmHg, and the standard deviation is less than 8 mmHg. For hypertensive patients, the time interval between the peak point of the first heart sound and the second heart sound is shortened, and the kurtosis of the second heart sound is increased, which is a typical feature of heart sounds in patients with hypertension. Compared with the traditional blood pressure calculation method, the blood pressure assessment method proposed in this paper only needs to collect heart sound signals to effectively assess the blood pressure. The method is convenient to operate and can be used for continuously monitoring the blood pressure, and is especially suitable for monitoring the blood pressures of infants, disabled patients with limbs, and disabilities in certain medical environments.

**Keywords:** blood pressure, aortic valve heart sound, peak detection, kurtosis

**PACS:** 87.19.ug, 43.60.+d, 87.85.-d

**DOI:** 10.7498/aps.69.20200254

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61271334).

† Corresponding author. E-mail: [dennisdsc@163.com](mailto:dennisdsc@163.com)