

# PPG Signal-Based Blood Pressure Estimation Using Modified Hilbert-Huang Transform

Xiaohang Zhao, Fubo Deng, Yunfang Jia\*

College of Electronic and Optical Engineering, Nankai University, Tianjin  
Email: [jiafy@nankai.edu.cn](mailto:jiafy@nankai.edu.cn)

Received: Apr. 7<sup>th</sup>, 2018; accepted: Apr. 20<sup>th</sup>, 2018; published: Apr. 27<sup>th</sup>, 2018

---

## Abstract

A blood pressure measurement system based on photoplethysmography (PPG) signal is proposed including a hardware setup for signal collecting and a modified Hilbert-Huang Transform (HHT) based PPG signal processing method. In the setup, mobile phone (MP) is used as the upper controller, under its control, PPG signal generated by a finger clip probe is collected, amplified, filtered, stored in SD card and transferred to MP. Furthermore, based on the MATLAB software, a modified HHT algorithm is proposed. Comparisons with wavelet threshold method are performed to evaluate the effectiveness of the proposed method from the views of ratio of signal to noise, feature extraction and blood pressure (BP) calculation. The experimental results indicate though the two-level Rigrsure wavelet threshold denoising method has the best performance in PPG signal denoising, the characteristic information of the processed data is also in great difference with the actual value. In contrast, the proposed modified HHT algorithm makes a little deviation, and retains the basic characteristics of the single periodic signal successfully. In conclusion, a MP based PPG portable setup and a modified HHT signal processing method are proposed and applied for BP estimation, their promising future will be in daily health inspection for the elderly, rehabilitation of patients, etc.

## Keywords

PPG Signal, Wavelet Transform, Modified HHT, Blood Pressure

---

# 改进的希尔伯特-黄变换在基于PPG信号血压测量中的应用

赵晓航, 邓富博, 贾芸芳\*

南开大学电子信息与光学工程学院, 天津  
Email: [jiafy@nankai.edu.cn](mailto:jiafy@nankai.edu.cn)

---

\*通讯作者。

**文章引用:** 赵晓航, 邓富博, 贾芸芳. 改进的希尔伯特-黄变换在基于 PPG 信号血压测量中的应用[J]. 传感器技术与应用, 2018, 6(2): 68-76. DOI: [10.12677/jsta.2018.62008](https://doi.org/10.12677/jsta.2018.62008)

收稿日期: 2018年4月7日; 录用日期: 2018年4月20日; 发布日期: 2018年4月27日

## 摘要

提出了一种基于光电容积脉搏波(PPG)信号的血压测量系统, 包括信号采集硬件设置和基于Hilber-Huang变换(HHT)的PPG信号处理方法。在设置中, 使用手机(MP)作为上位控制器, 在其控制下, 手指夹探头产生的PPG信号被采集, 放大, 滤波后存储在SD卡中并传送到MP。此外, 基于MATLAB软件, 提出了一种改进的HHT算法。通过与小波阈值法(WT)比较, 从信噪比, 特征提取和血压(BP)计算的角度评估了该方法的有效性。实验结果表明, 虽然两级Rigrsure小波阈值去噪方法在PPG信号去噪方面表现最好, 但处理后的数据的特征信息也与实际值存在较大差异。相比之下, 所提出的改进HHT算法去噪效果表现略差, 但成功地保留了单个周期信号的基本特征。综上所述, 本文提出了一种基于MP的PPG便携式设备和改进的HHT信号处理方法, 并将其应用于BP估计, 未来将在老年人日常健康检查, 病人康复等方面发挥应有的作用。

## 关键词

PPG信号, 小波变换, 改进的HHT变换, 血压测量

Copyright © 2018 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

光电容积脉搏波信号(PPG)是一种多指标生理信号, 基于它的血压(BP)估计已被广泛研究。大致有如下几种方法: 在同一心动周期中, 从心电图上(ECG)的R波峰值计时到外周动脉某一位(如手指)的PPG信号中上升支的峰值点的时间称作脉搏传输时间(PTT), 它与动脉血管壁弹性密切相关, 因此可建立模型关系用于计算BP [1] [2] [3]; 由于脉搏波速度(PWV)能够定性地反映血压, 所以使用双通道PPG信号来确定PWV, 最终也获得血压信息[4]; 而在最近的出版物中, 通过整合Windkessel效应[5]与PPG信号特征的关系可以估计出舒张压(Pd)和收缩压(Ps) [6]。所有这些方法表明, PPG信号是一种可用于BP估计的可靠有效的信号, 然而PPG中存在的噪声仍然是一个亟待解决的问题[7]。

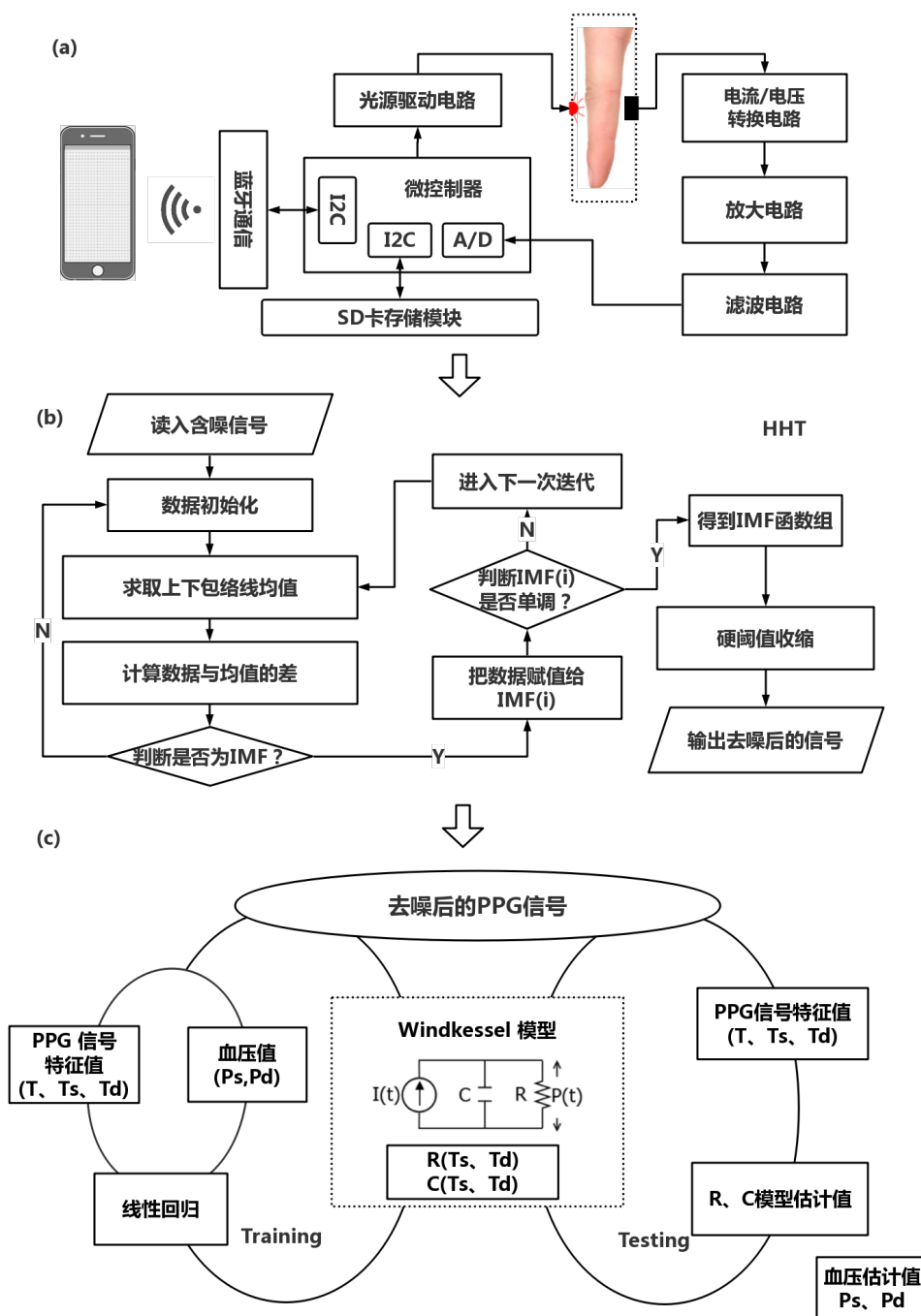
为了解决这个问题, 去噪是必要的一个步骤。小波变换(WT)方法已被提出用于PPG信号去噪[8] [9] [10], 但WT主要用于静态周期性信号处理, 它在去噪过程中将会改变PPG信号中的特征参数, 这会导致测量结果的不准确。希尔伯特-黄变换(HHT)方法是一种可用于非线性和非平稳信号的去噪方法[11], 它具有很好的噪音消除以及保存细节信息的能力。目前, 它被用于心电信号的处理[12] [13]以及生物医学[14]、水印[15]、音频等领域的应用[16]。但是, 这种方法尚未用于PPG信号处理。

本文提出了一种改进的HHT算法, 并进行了PPG信号噪声消除的研究, 然后将其与Windkessel模型相结合来估算BP。为了证实所提出的HHT方法的有效性, 将其与WT去噪算法进行了比较。发现虽然WT具有较强的去噪能力, 经其处理后的PPG信号比HHT处理后的PPG信号更平滑, 同时后者的峰值信噪比(PSNR)低于前者, 但是改进的HHT算法对于BP计算具有更好的效果。通过与测量的BP值进行比较发现, 用经过改进的HHT去噪后的信号估算出的BP值具有更小的偏差。这表明改进的HHT去噪相比于WT去噪更好地保留了PPG信号的主要特征。因此, 本文所做的工作可以证明, 所提出的HHT

信号去噪算法不仅可以去除噪声干扰,而且可以保存有价值的信息。

## 2. 方法与原理

提出的 PPG 信号检测硬件模块设计、信号去噪算法和 BP 算法方案如图 1 所示。对于 PPG 采集的硬件,信号去噪方法和 BP 估计的计算算法的详细描述将在后续部分依次介绍。



**Figure 1.** The diagram of this work (a) hardware for PPG acquisition, (b) signal denoising process, (c) calculating method for BP estimation

**图 1.** 系统结构图 (a) PPG 采集的硬件; (b) 信号去噪过程; (c) BP 估算的计算方法

## 2.1. 信号获取

在图 1(a)中, 指夹探头包括一个波长为 660 nm 的发光二极管(LED)和一个将光信号转换为电信号的光电二极管。弱电流信号通过前置放大电路转化为电压信号, 经过一系列信号处理后即可进行模数转换。微控制器(mega2560)对其进行信号采集, 并将数据保存到 SD 卡中进行后续数据处理和 BP 估计。

## 2.2. PPG 信号去噪

这里将介绍两种滤除 PPG 信号噪声的方法——WT 和 HHT, 具体内容如下:

在 WT 方法中, 对于给定离散函数  $x(n)$ , 内积  $\langle x(n), \psi_{a,b} \rangle$  给出了离散小波变换(DWT), 为:

$$DWT(a,b) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n) \psi_{a,b}(n) \quad (1)$$

其中  $\psi_{a,b}(n)$  表示离散小波:

$$\psi_{a,b}(n) = 2^{-\frac{a}{2}} \psi(2^{-a}n - b) \quad (2)$$

其中  $a$  是缩放变量,  $b$  是位置索引。

由于噪声存在于 PPG 信号的所有频带中, 因此在 DWT 之后, 对于所有尺度的分解信号都必须进行阈值收缩。小波阈值收缩过程分为三个步骤: 小波分解, 阈值收缩, 小波重构。

在分解步骤中, Singh B. N.等人的研究证明 sym8 基函数与 PPG 信号更加一致, 并且在 Symlets 系列中去噪性能最好[17], 因此选择 sym8 作为小波变换的基函数。当待分析信号的采样率满足采样定理(Nyquist)要求时候, 可测量的归一频带必将限制在  $-\pi \sim \pi$  之间, 此时可分别用理想低通与理想高通滤波器  $H_0$  与  $H_1$  将它分解成(对正频率而言)频带在  $0 \sim \pi/2$  的低频部分和频带在  $\pi/2 \sim \pi$  的高频部分, 分别对应信号的概貌和细节。处理后两路输出必定正交(因为频带不交叠), 而且由于两种输出的带宽均减半, 因此采样率可以减半而不致引起信息的丢失(带通信号的采样率决定于其带宽, 而不是决定于其频率上限)。类似的过程对每次分解后的低频部分可再重复进行下去, 即: 每一级分解把该级输入信号分解成一个低频的粗略逼近(概貌)和一个高频的细节部分, 而且每级输出采样率都可以减半, 这样就将原始  $x(n)$  进行了多分辨率分解。

在收缩步骤中, 满足一定阈值收缩条件的小波系数将被滤波。本文比较了四种不同阈值对 PPG 信号去噪的影响, 即 Rigrsure 阈值, Sqtwolog 阈值, Heursure 阈值和 Minimax 阈值。Rigrsure 是一个基于 Stein 无偏估计的软阈值评估器。Sqtwolog 使用产生阈值的固定阈值公式:  $\text{sqrt}(2 * \log(\text{length}(x)))$ 。Heursure 是前两个阈值的组合, 并且是最佳预测器阈值选择。Minimax 使用 Minimax 原理找到一个固定的阈值, 它产生最小均方误差(MMSE)的极值。

在 HHT 方法中, 包含两个部分: 第一部分是经验模式分解(EMD), 第二部分是希尔伯特频谱分析(HHP)。对于输入信号  $x(t)$ , EMD 可以表示为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^N h^{(i)}(t) + d(t) \quad (3)$$

其中,  $h^{(i)}(t)$  表示第  $i$  个本征模函数(IMF)。对于每个 IMF  $h_j(t)$ , 其希尔伯特变换  $y_j(t)$  为:

$$y_j(t) = \frac{P}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{h_j(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (4)$$

其中  $P$  是柯西主值。

结合  $x(t)$  和  $y(t)$ , 我们可以得到分析信号  $z(t)$ :

$$z_j(t) = h_j(t) + iy_j(t) = a_j(t)e^{i\varphi_j(t)} \quad (5)$$

其中  $i = \sqrt{-1}$ ，并且

$$a_j(t) = [h_j^2(t) + y_j^2(t)]^{1/2}, \varphi_j(t) = \arctan(y_j(t)/h_j(t)) \quad (6)$$

$a_j$  和  $\varphi_j$  分别为第  $j$  阶 IMF 的瞬时幅度和相位。瞬时相位  $\varphi_j(t)$  的时间导数是瞬时频率  $\omega_j(t)$  的物理意义，如下所示：

$$\omega_j(t) = \frac{d\varphi_j(t)}{dt} \quad (7)$$

受到 WT 去噪的启发，我们在重构信号之前使用硬阈值函数对每个 IMF 进行阈值判断。如果瞬时频率  $|\omega_j| > \lambda$ ，则保持 IMF <sub>$i$</sub>  不变，否则，令 IMF <sub>$i$</sub>  = 0。 $\lambda$  是固定的阈值，本文中取为 0.01。判断 IMF 的单调性，如果输出几乎是单调或恒定的，则退出循环，最后重构所有非零 IMF 得到去噪后的信号  $s(t)$ ：

$$s(t) = \text{Re} \left[ \sum_{j=1}^n a_j(t) e^{i\int \omega_j(t) dt} \right] \quad (8)$$

### 2.3. 血压估计算法

本文采用特征点较为简化的 Windkessel 模型求取血压值。Windkessel 模型将人体循环系统看做为一个简单电路，并将血流特征和血压的数学关系反应在该电路中，如图 1(c)所示。在该模型中将血流在血管中的流动看做液体在弹性腔中的流动，并把其简化为一个含二参数的电路模型，其中血管壁的阻力和血液粘度模拟为阻值  $R$  (mmHg·s/mL)，血管容量模拟为电容  $C$  (mL/mmHg) [6]。血流流经弹性管可模拟为电流  $I(t)$ ，而血管内的压力波模拟为电势  $P(t)$ 。

根据基尔霍夫定理，可将电路模型各参数关系表示为：

$$\frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt} = I(t) \quad (8)$$

将人体脉搏波信号单周期波形分解为上升支以及下降支，分别对应上升时间  $T_s$  以及下降时间  $T_d$ 。单脉搏波周期下电流关系可表示为：

$$I_0 = \frac{C_0 T_c}{60 \int_0^{T_s} \sin(\pi t/T_s) dt} \quad (9)$$

其中  $C_0$  为单周期 PPG 信号的传播常数， $T_c = T_s + T_d$ 。

由式(8)和(9)可推导出模型各参数与血压的关系：

$$P_s = P_{ts} e^{-T_s/RC} + \frac{I_0 T_s C \pi R^2}{T_s^2 + C^2 \pi^2 R^2} (1 + e^{-T_s/RC}) \quad (10)$$

$$P_d = P_{td} e^{-T_d/RC} \quad (11)$$

其中  $P_{ts}$  为初始高压， $P_{td}$  为初始低压。 $T_s$  与  $T_d$  可以从单周期 PPG 中求出。

利用 Windkessel 模型公式(10)和(11)进行血压计算。该模型的关键是建立合适的参数模型求解  $R$ 、 $C$  的值。把模块三中求出的 PPG 特征数据按照血压值分成两组，一组为训练组，另一组为测试组，如图 1(c)所示。

训练组中，把血压以及 PPG 特征值看做已知量，利用最小二乘的线性回归求出均方根误差值(RMSE)

最小的一对参数。最后，将测试组中的 PPG 特征值和模型估计的参数做为已知量，解出相应的血压值，比较其与实际血压值的均方根误差，以判断两种不同去噪方法下整个系统对 PPG 信号的处理效果。

### 3. 结果与讨论

#### 3.1. 光源驱动电压选择

驱动电压  $V_t$  可以在 PPG 信号采集系统中进行控制(图 1(a))。图 2 显示了不同  $V_t$  下采集到的 PPG 信号。结果表明，PPG 信号随着  $V_t$  的增加而增加，为了使 PPG 采集系统在适当的工作条件下工作，我们选择 1.73 V 作为电源电压。

#### 3.2. 去噪效果

WT 方法中，wden 函数可选择不同的分解层数、阈值函数以及阈值处理过程。该函数可提供前文提到的四种阈值方法(Heursure、Sqrtwolog、Minimax、Rigrsure)。分别比较四种不同阈值选择下小波阈值去噪算法的表现，并纵向讨论不同分解层数对于阈值去噪的影响，同时与改进的 HHT 去噪算法做了比较。由于脉搏波信号特征主要分布在 0~10 Hz，故而仅对 2~4 层分解系数进行讨论。

本文将采用峰值信噪比(PSNR)来对比不同算法的去噪效果，PSNR 的单位为 dB。PSNR 值越大，就代表信号质量越好，PSNR 的计算公式如下：

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \left( \frac{x_{\max}^2}{\text{MSE}} \right) \quad (12)$$

其中  $x_{\max} = (\max(x(t)), \max(s(t)))$ ，MSE 为均方差：

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [x(t) - s(t)]^2 \quad (13)$$

其中  $N$  表示信号长度。

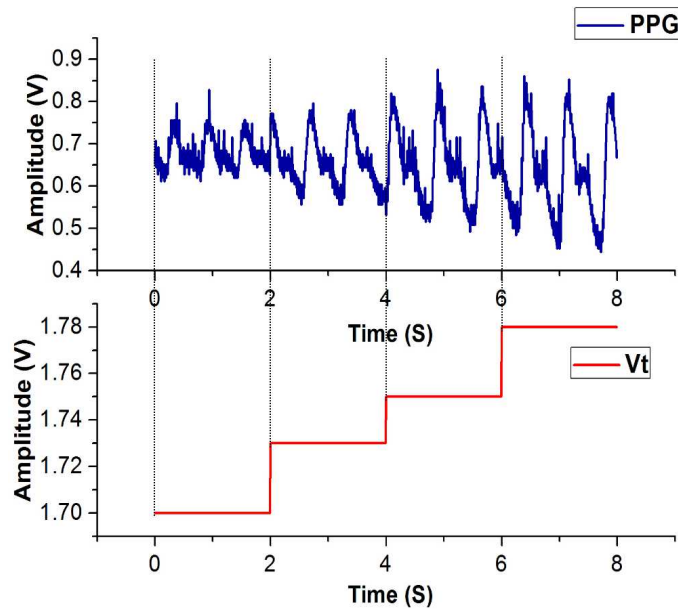


Figure 2. PPG signals in different voltages

图 2. 不同电压的 PPG 信号



图 3(a)~(c)分别显示了检测到的 PPG 信号、2 层 rigrsure 阈值选择下 WT 去噪后的 PPG 信号和 HHT 去噪后的 PPG 信号。图 3(d)显示了不同阈值函数及不同分解层次选择下的 WT 方法和 HHT 方法的 PSNR 值的比较, 不同的颜色代表不同的分解级别。

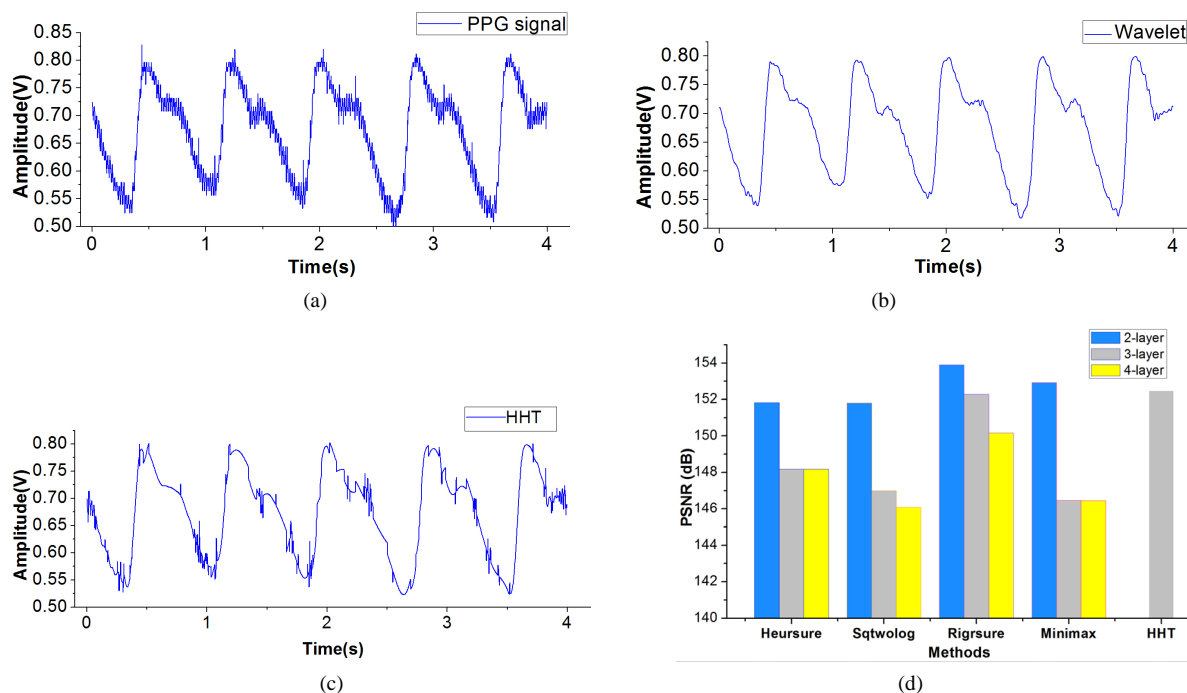
当分解层数大于 2 时, 小波阈值去噪算法的处理能力呈下降趋势, 其中 Minimax 阈值算法下降的最为明显, 而 3 层与 4 层对阈值算法的影响不大。

可以看出小波变换算法处理能力受阈值选择影响, 无偏风险估计(Rigrsure)阈值法对于被测脉搏波的处理效果较好。同时该算法受分解层数影响, 分解层数过多反而会使信号 PSNR 降低。改进的 HHT 去噪算法是寻求单调子集的自适应性算法, 其峰值信噪比优于 2 层 Heursure 阈值与 Sqrtwolog 阈值, 而其运算速度优于小波变换。

### 3.3. 血压估算

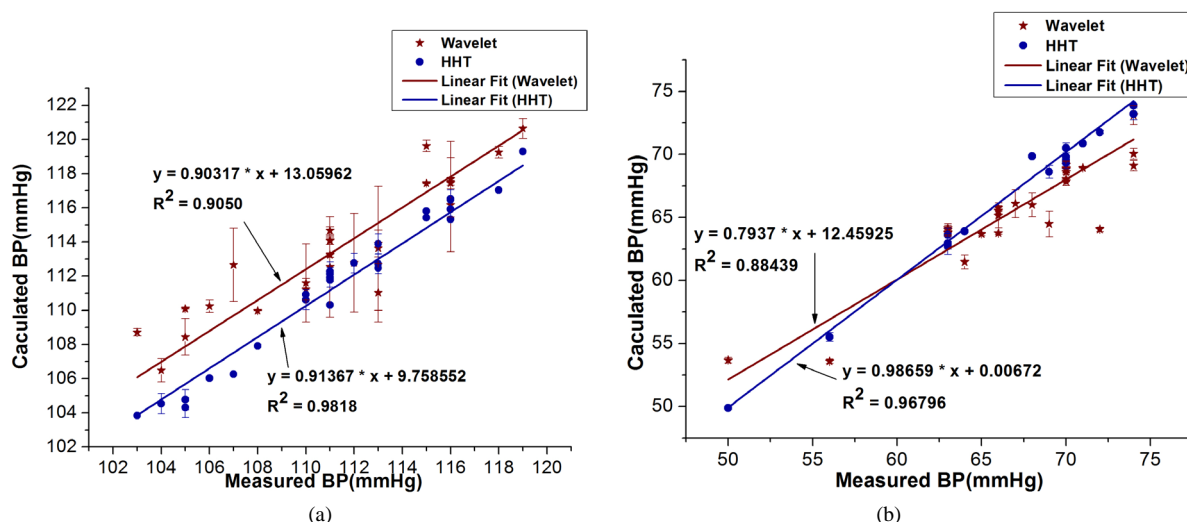
选择两层 Rigrsure 阈值算法和改进的 HHT 算法作为去噪算法, 根据上述过程对数据进行处理。图 4 显示了血压计测得的血压与血压估算值之间的关系。x 轴表示估计的 BP, 而 y 轴表示测量的 BP。图 4(a)显示了高压关系 Ps, R2 为 0.90 和 0.98, 分别代表了小波和 HHT 的相关系数。图 4(b)显示了低压值 Pd, 而 R2 是 0.88 和 0.96。

根据这些数据, 通过比较两种算法的结果, 显示了改进的 HHT 算法在 BP 计算中的优越性。使用改进的 HHT 算法处理数据, 获得的血压更接近测量值, 偏差更小。在实验中, 我们发现不同算法得到的 PPG 信号的特征值存在一些差异, 极值和周期不固定。在 BP 算法中, 改进的 HHT 算法比 WT 算法显示出更好的特征保留能力。我们认为 WT 阈值条件很强, 这可能会改变拐点处的信号和特征的极值。改进的 HHT 算法着重于降噪中的瞬时频率特性, 具有更好的适应性。



**Figure 3.** (a) PPG signal detected by the system, (b) Signal after Wavelet denoising, (c) Signal after modified HHT denoising, (d) Comparison of PSNR values for different algorithms

图 3. (a) 系统检测到的 PPG 信号; (b) 2 层 rigrsure 小波去噪后的信号; (c) 改进的 HHT 去噪后的信号; (d) 不同算法的 PSNR 值比较



**Figure 4.** BP values comparison of the two test methods: (a) Systolic blood pressure (Ps), (b) Diastolic blood pressure (Pd)

**图 4.** 两种测试方法的 BP 值比较: (a) 收缩压(Ps); (b) 舒张压(Pd)

## 4. 结论

本文设计的系统有效地获取了光电容积脉搏波(PPG)信号,但含有一定的噪声,后续实验对 PPG 信号进行了小波阈值去噪以及改进的 HHT 去噪算法的比较。在阈值函数确定的条件下,分析了四种不同阈值处理脉搏波信号的能力。实验表明用两层 Rigrsure 阈值条件处理脉搏波是合适的,且较低的分解层数避免了伪吉布斯现象的产生,处理所得的信号较为平稳光滑,波幅特征清晰,但同时会改变信号的一些特征值。本文提出的改进的 HHT 去噪方法在 HHT 变换基础上加入了阈值过滤步骤,去除特定频率的噪声,其在峰值信噪比上表现出不错的结果,且不包含复杂的计算过程,很好地保留了信号的特征信息。实验结果表明了改进的 HHT 算法对去除 PPG 信号中的噪声是有效的,从而为后续的血压计算奠定了基础,保证了数据的准确性,对实际的便携式设备应用系统有重要意义。

## 基金项目

本文工作得到国家自然科学基金(批准号: 61771260、61371028);天津市科技支撑计划(批准号: 15ZCZDSF00060)的资助。

## 参考文献

- [1] Ahlstrom, C., Johansson, A., Uhlin, F., Länne, T. and Ask, P. (2005) Noninvasive Investigation of Blood Pressure Changes Using the Pulse Wave Transit Time: A Novel Approach in the Monitoring of Hemodialysis Patients. *Journal of Artificial Organs*, **8**, 192-197. <https://doi.org/10.1007/s10047-005-0301-4>
- [2] Choi, Y., Zhang, Q. and Ko, S. (2013) Noninvasive Cuffless Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Hilbert-Huang Transform. *Computers & Electrical Engineering*, **39**, 103-111. <https://doi.org/10.1016/j.compeleceng.2012.09.005>
- [3] Teng, X.F. and Zhang, Y.T. (2016) An Evaluation of a PTT-Based Method for Noninvasive and Cuffless Estimation of Arterial Blood Pressure. *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 30 August-3 September 2006, New York, NY, 6049-6052.
- [4] McCombie, D.B., Reisner, A.T. and Asada, H.H. (2006) Adaptive Blood Pressure Estimation from Wearable PPG Sensors Using Peripheral Artery Pulse Wave Velocity Measurements and Multi-Channel Blind Identification of Local Arterial Dynamics. *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 30 August-3 September 2006, New York, NY, 3521. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260590>
- [5] Westerhof, N., Lankhaar, J.W. and Westerhof, B.E. (2009) The Arterial Windkessel. *Medical & Biological Engineering-*



- ing & Computing, **47**, 131-141. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0359-2>
- [6] Choudhury, A.D., Banerjee, R., Sinha, A. and Kundu, S. (2014) Estimating Blood Pressure Using Windkessel Model on Photoplethysmogram. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 26-30 August 2014, Chicago, IL, 4567-4570. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944640>
  - [7] Brouse, C.J., Gatzke, R., Freeman, D. and Chen, Y. (2014) Increasing the Dynamic Range of a Pulse Oximeter Using Heart Rate Characteristics. *Computing in Cardiology Conference*, **41**, 793-796.
  - [8] Kasambe, P.V. and Rathod, S.S. (2015) VLSI Wavelet Based Denoising of PPG Signal. *Procedia Computer Science*, **49**, 282-288. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.04.254>
  - [9] Joseph, G., Joseph, A., Titus, G., Thomas, R.M. and Jose, D. (2014) Photoplethysmogram (PPG) Signal Analysis and Wavelet De-Noising. 2014 Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives, 1-5. <https://doi.org/10.1109/AICERA.2014.6908199>
  - [10] Bai, T., Li, D., Wang, H.Q., Pang, Y., Li, G.Q., Lin, J.Z., Zhou, Q.N. and Jeon, G. (2017) A PPG Signal De-Noising Method Based on the DTCWT and the Morphological Filtering. *IEEE International Conference on Signal-Image Technology & Internet-Based Systems*, 24-26 July 2014, Kottayam, 503-506.
  - [11] Norden, E.H., Zheng, S., Steven, R.L., Manli, C.W., Hsing, H.S., Zheng, Q.N., Yen, N.C., Chi, C.T. and Henry, H.L. (1998) The Empirical Mode Decomposition and the Hilbert Spectrum for Nonlinear and Non-Stationary Time Series Analysis. *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, **454**, 903-995.
  - [12] Tang, J., Zou, Q., Tang, Y., Liu, B. and Zhang, X.K. (2007) Hilbert-Huang Transform for ECG De-Noising. *IEEE The 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 6-8 July 2007, Wuhan, 664-667. <https://doi.org/10.1109/ICBBE.2007.173>
  - [13] Han, G., Lin, B. and Xu, Z. (2017) Electrocardiogram Signal Denoising Based on Empirical Mode Decomposition Technique: An Overview. *Journal of Instrumentation*, **12**, P03010. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/12/03/P03010>
  - [14] Zhang, Y., Gao, Y., Wang, L., Wang, L., Chen, J.H. and Shi, X.L. (2007) The Removal of Wall Components in Doppler Ultrasound Signals by Using the Empirical Mode Decomposition Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **54**, 1631-1642. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.891936>
  - [15] Bi, N., Sun, Q., Huang, D., Yang, Z.H. and Huang, J.W. (2007) Robust Image Watermarking Based on Multiband Wavelets and Empirical Mode Decomposition. *IEEE Transactions on Image Processing*, **16**, 1956-1966. <https://doi.org/10.1109/TIP.2007.901206>
  - [16] Molla, M.K.I. and Hirose, K. (2007) Single-Mixture Audio Source Separation by Subspace Decomposition of Hilbert Spectrum. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, **15**, 893-900. <https://doi.org/10.1109/TASL.2006.885254>
  - [17] Singh, B.N. and Tiwari, A.K. (2006) Optimal Selection of Wavelet Basis Function Applied to ECG Signal Denoising. *Digital Signal Processing*, **16**, 275-287. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2005.12.003>

#### 知网检索的两种方式:

1. 打开知网页面 <http://kns.cnki.net/kns/brief/result.aspx?dbPrefix=WWJD>  
下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2331-0235, 即可查询
2. 打开知网首页 <http://cnki.net/>  
左侧“国际文献总库”进入, 输入文章标题, 即可查询

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>

期刊邮箱: [jsta@hanspub.org](mailto:jsta@hanspub.org)