

## 隐蔽脉搏波潮波定位研究

郑刚<sup>1,2</sup> 范琳琳<sup>1,2</sup> 孙莹<sup>2,3</sup> 戴敏<sup>1,2</sup>

(天津理工大学天津市智能计算及软件新技术重点实验室 天津 300384)<sup>1</sup>

(天津理工大学计算机科学与工程学院 天津 300384)<sup>2</sup>

(中国民航大学中国民航信息技术科研基地 天津 300300)<sup>3</sup>

**摘要** 中心动脉压的临床医学意义虽大于传统肱动脉和桡动脉血压,但其推算方法一直以来受基于有创伤数据的通用转换函数(General Transform Function, GTF)的建立和桡动脉脉搏波中隐蔽潮波位置的约束。提出利用公开的有创伤中心动脉数据(麻省理工学院医学院的MIMIC重症监护数据, MIT MIMIC),通过傅里叶变换获得GTF,根据中心动脉收缩压数值,结合小波变换,反推脉搏波的隐蔽型潮波位置。研究发现,桡动脉脉搏波经小波sym4和haar变换后,其各自第3阶差值波的最大值后的第6个过零点为隐蔽型潮波位置。实验结果表明,利用所提方法获得隐蔽型潮波位置的识别准确率达到91.11%。

**关键词** 潮波, MIMIC, 传递函数, 中心动脉压, 脉搏波

**中图分类号** TP391 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2017.10.009

### Study of Hidden Tidal Wave Orientation in Pulse Wave

ZHENG Gang<sup>1,2</sup> FAN Lin-lin<sup>1,2</sup> SUN Ying<sup>2,3</sup> DAI Min<sup>1,2</sup>

(Tianjin Key Laboratory Intelligent Computing and Novel Software Technology, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China)<sup>1</sup>

(School of Computer Science and Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China)<sup>2</sup>

(China Civil Aviation Information Technology Research Base, China Civil Aviation University, Tianjin 300300, China)<sup>3</sup>

**Abstract** Although the clinical significance of central arterial pressure is superior to traditional brachial artery and radial artery blood pressure, its estimation method is bound by the establishment of GTF (General Transform Function) and the tidal wave position determination of radial artery wave. In this paper, GTF was obtained by Fourier transform on published traumatic central arterial data (MIT MIMIC, MIMIC Database(mimicdb)), and according to the central arterial systolic pressure value, combining with wavelet transform on radial artery wave, tidal wave position was calculated. It is found that the sixth zero crossing of the radial wave pulse wave after the sym4 and haar transformations on the radial pulse wave is the concealed tidal wave position after the maximum value of the third order difference wave. The experimental results show that the accuracy of the concealed tidal wave position recognition is up to 91.11%.

**Keywords** Tidal wave, MIMIC, GTF, Central arterial pressure, Pulse wave

长期以来,医生和被测者都通过肱动脉压测量血压,将其作为医学检测指标,并利用收缩压(高压)和舒张压(低压)呈现,用于临床治疗。而实际上,最具临床意义的血压是血被心脏泵出时对大动脉(中心动脉)的压力值,即中心动脉压。一些大型研究指出:中心动脉压与肱动脉压存在差异。如ASCOT-CAFE研究强调中心动脉压具有重要的病理生理意义<sup>[1]</sup>,并具有独立且更强的心血管疾病及相关并发症的预测价值。而中心动脉压的测量只有通过有创方法,即通过将心导管插入大动脉,利用漂浮法测量<sup>[2]</sup>。这限制了中心动脉压的临床应用,大多数情况下认为中心动脉压与肱动脉压一致<sup>[3]</sup>。近期研究表明中心动脉压也可以通过无创方法间接估

测获得,此方法即为间接测量法<sup>[4-6]</sup>(CABP),它通过颈动脉和桡动脉的平面脉搏波分析或颈动脉的扩张波分析等无创方法得到中心动脉压,包括:1)替代法,用颈动脉压力波近似替代升主动脉搏压力波,但无法用血压计直接测量;2)目测法,通过目测桡动脉压力波的迟发收缩期波形的改变来分析升主动脉搏压,属于半定量方式;3)合成法,由桡动脉压力波合成升主动脉搏压,即利用动脉脉搏波分析仪,通过触压式压力探头无创记录桡动脉脉搏波,经计算机处理转换为动脉脉搏波<sup>[7-14]</sup>,可以准确地了解CABP的变化,其转换函数<sup>[15-17]</sup>的可靠性已被许多研究证实,这种方法与直接测压相比相关性更好,有可能成为临床最方便、实用的方法。通过脉搏波来推测

到稿日期:2017-04-26 返修日期:2017-07-27 本文受天津市自然科学基金(16JCYBJC15300,15JCYBJC15800),中国民航大学省部级科研机构开放基金(CAAC-ITRB-201603)资助。

郑刚(1970—),男,博士,教授,硕士生导师,CCF会员,主要研究方向为生物信号处理与智能计算,E-mail:zhenggang@tjut.edu.cn;范琳琳(1992—),女,硕士,主要研究方向为生物信号智能处理,E-mail:m15222612205\_1@163.com;孙莹(1981—),博士,讲师,主要研究方向为生物信息的模式识别;戴敏(1972—),博士,教授,硕士生导师,CCF会员,主要研究方向为智能信息处理,E-mail:daimin@tjut.edu.cn。

中心动脉压的第一步是准确识别潮波<sup>[18]</sup>,脉搏波潮波是由于主动脉根部的初始波向外周传播时,受到外周因素的影响而产生反折波的多次叠加所致。潮波出现的时间及幅值主要与动脉管壁张力、弹性和外周阻力等因素有关,随着年龄的增长,血管壁弹性和外周阻力的变化导致潮波不明显,然而目前只能准确识别明显潮波,对于不明显潮波的识别还没有明确的方法。本文提出了一种基于小波变换<sup>[19-21]</sup>的潮波识别方法,它不仅能准确识别明显潮波(见图1(a)),也能准确识别隐蔽性潮波(见图1(b))。

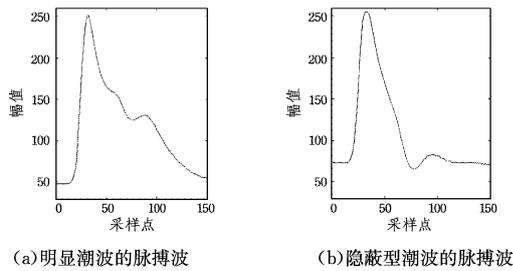


图1 脉搏波波形图

## 1 隐蔽脉搏波潮波定位策略

由统计实验可知,中心动脉压推算和脉搏波潮波位置有强关联性,如果已知脉搏波潮波,就可以计算出中心动脉压的高压。为了确定隐蔽型潮波的位置,利用推算中心动脉压的算法和已知的 MIT 医学数据库中的 MIMIC 数据库中的中心动脉脉搏波波形、桡动脉脉搏波波形、中心动脉压准确值,反推隐蔽型潮波的位置。

首先,通过已知的 MIMIC 数据库中病例的桡动脉脉搏波和中心动脉脉搏波波形,建立它们之间推算的通用传递函数(General Transform Function, GTF)。然后,为准确定位桡动脉脉搏波的潮波,通过对明显脉搏波潮波的定位研究发现,利用 sym4 小波基的第三层分解系数和 haar 小波基的第三层分解系数进行差值计算,得到波形  $D_r$  后,潮波位置在  $D_r$  中最大峰值点后第 3~10 个峰值点之间徘徊,其中涉及 7 个潮波候选点。用同样方法处理 MIMIC 中的桡动脉脉搏波后,也得到 7 个候选点。然后计算 7 个点所对应的中心动脉压数值,与 MIMIC 中的标准值对比,最终确定第 6 个候选点为潮波位置。具体策略图如图 2 所示。

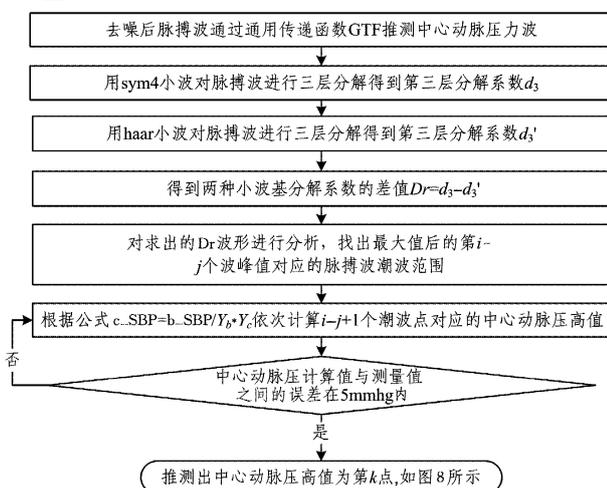


图2 隐蔽潮波定位策略图

## 2 中心动脉压的计算过程

### 2.1 傅里叶变换与传递函数

传统的传递函数  $G(s)$  描述的是输入与输出之间的关系,在输入作用  $u(s)$  给定后,系统的输出响应  $y(s)$  可直接由  $G(s)$   $U(s)$  运用傅里叶反变换方法来确定。

### 2.2 计算通用传递函数 GTF

设在位置  $A$  和位置  $B$  的脉搏波的传递函数定义为:

$$H_{(A-B)} = P_B(\omega) / P_A(\omega) \quad (1)$$

其中,  $P_B(\omega)$ ,  $P_A(\omega)$  是在位置  $A$  和位置  $B$  的压力波的频域表示,例如:

$$P_A(\omega) = M_A(\omega) e^{j\psi_A(\omega)} \quad (2)$$

$$P_B(\omega) = M_B(\omega) e^{j\psi_B(\omega)} \quad (3)$$

在本研究中,位置  $A$  代表中心动脉压力波,位置  $B$  代表脉搏波,  $\omega$  代表角频率,  $M_A(\omega)$  和  $M_B(\omega)$  是模,  $\psi_A(\omega)$  和  $\psi_B(\omega)$  是波的相位,式(1)也可以扩展成:

$$H_{(A-B)} = \frac{M_B(\omega) e^{j\psi_B(\omega)}}{M_A(\omega) e^{j\psi_A(\omega)}} \quad (4)$$

其中,  $M_{A-B}(\omega) = M_B(\omega) / M_A(\omega)$  是传递函数的模,  $\psi_{A-B}(\omega) = \psi_B(\omega) / \psi_A(\omega)$  是传递函数的相位。经过积分减去  $2\pi$  确定相位的值,以使相位落在适当的象限。在平均这些采样点的幅值和频率之后,便得到了该组的平均传递函数的幅值和频率。单个的传递函数被合并成一个组的通用传递函数。为了得到中心动脉压高值,脉搏波首先通过离散傅里叶变换转化到频域,以提取其幅值和频率。为了能从脉搏波中得到一个中心动脉压,将脉搏波的幅值和频率与平均传递函数的幅值和频率进行计算,得到中心动脉压的幅值和频率。复杂的结果值又通过傅里叶逆变换转化到时域。

### 2.3 中心动脉压推算过程

若要根据潮波处的血压值推算中心动脉压,则首先需根据 MIMIC 数据库测量的已有的脉搏波和中心动脉波训练传递函数 GTF,然后任意脉搏波波形通过传递函数就能推算得到中心动脉波波形,从而确定相对幅值  $Y_c$ 。由脉搏波潮波位置和中心动脉压推算的强相关性如式(5)所示:

$$c\_SBP = b\_SBP / Y_b \cdot Y_c \quad (5)$$

其中,  $Y_b$  是潮波点相对幅值,  $Y_c$  是中心动脉压力波相对幅值,  $b\_SBP$  是潮波处的血压值,  $c\_SBP$  是中心动脉压高值。

只有获得潮波血压值、潮波处的相对幅值以及中心动脉波峰值处的幅值才可以计算中心动脉压高值,而潮波点相对幅值可以通过测量得到,中心动脉波峰处的相对幅值可以从推测得到的中心动脉脉搏波处测量得到。上臂收缩压和舒张压也可以通过测量得到。因此,只需要知道潮波处血压值  $b\_SBP2$  的计算公式:

$$b\_SBP2 = b\_DBP + AI \times (b\_SBP - b\_DBP) \quad (6)$$

其中,  $b\_SBP$  和  $b\_DBP$  是上臂收缩压和舒张压。

反射波增强指数  $AI$  (Augmentation Index) 的公式计算如下:

$$AI = \frac{P_2}{P_1} \quad (7)$$

其中,  $P_1$  和  $P_2$  是脉搏波潮波和最高峰相对幅值,如图 3 所示。

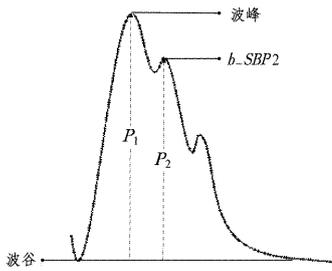


图 3 桡动脉脉搏波

### 3 基于小波变换的候选潮波定位

小波变换是一种时频分析方法,继承了傅里叶变换的局部化思想,同时弥补了傅里叶变换不能时频定位的缺点,因具有多分辨率功能而被誉称为数学显微镜。本文采用不同的小波基在不同分解系数上的差值来识别脉搏波潮波。常用 haar 小波基和 dbN 小波基对信号进行处理,而 Symlet 小波函数是近似对称的小波函数,它是对 dbN 函数的一种改进。Symlet 小波系通常表示为  $\text{sym}N(N=2,3,\dots,8)$ 。symN 小波的支撑范围为  $2N-1$ ,消失矩为  $N$ ,同时也具备较好的正则性。该小波在连续性、支集长度、滤波器长度等方面与 dbN 小波一致,但 symN 小波具有更好的对称性,即一定程度上能够减少对信号进行分析和重构时的相位失真。Haar 小波是目前唯一一个既具有对称性又是有限支撑的正交小波,综合其优点和有效性,最终采用这两种小波来分析脉搏波。

图 4 中  $S$  是原始波形, $d_3$  是 haar 小波的第三层分解系数, $d_{31}$  是 sym4 小波的第三层分解系数, $D_r$  是两种小波系数的差值。

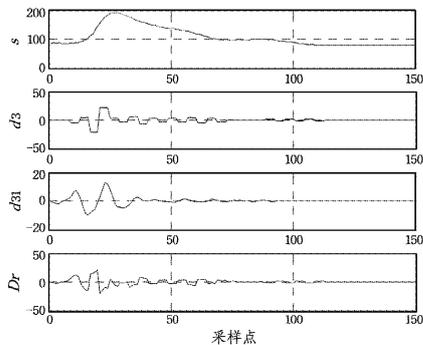


图 4 小波分解及差值波形

## 4 实验设计

### 4.1 实验数据

本实验采用 MIMIC 数据库的数据和实验室自采数据集。对数据库的数据进行筛选,找出同时具有同一时间测量的脉搏波和中心动脉波的数据,经筛选有 30 人符合要求,对每人进行采样的时间为 1 小时;对实验室自采数据进行整理分类,分成脉搏波潮波明显和不明显两种情况进行实验。

### 4.2 实验

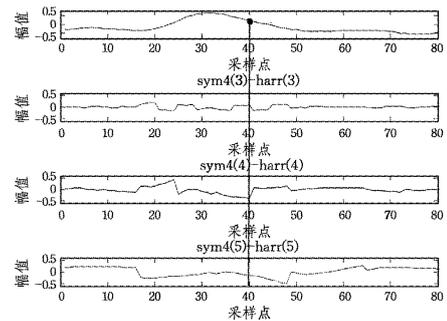
#### 4.2.1 预处理

MIMIC 数据的采样频率是 125Hz,经过多次实验,截取的采样点数量范围在 40~80 之间。综合考虑,在基准点之前截取 30 个采样点、在基准点之后截取 50 个采样点且包含基

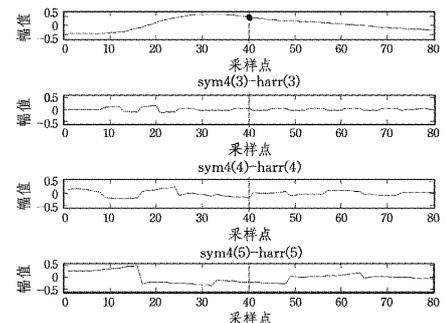
准点在内的一共 80 个采样点的集群较为合理。实验证明,通过此截取方案切割后提取的采样点集群包含大量心血管、血压的相关信息。

#### 4.2.2 实验结果

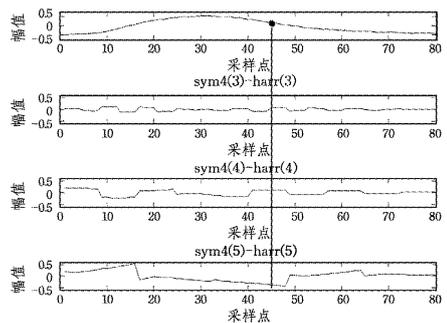
图 5 分别给出了 sym4 和 haar 小波分解的第三层、第四层和第五层的差值识别的数据库中样本的潮波点。从图 6 中可以看出,第三层差值和第四层差值识别的准确率很接近,第五层识别的准确率较低,第六层以后则出现过拟合而无法正确识别,因此综合考虑效率和准确率,最终选择第三层分解的差值来识别潮波。



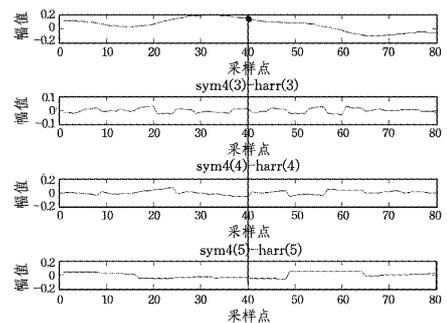
(a)MIMIC 中第 055 号病例



(b)MIMIC 中第 438 号病例



(c)MIMIC 中第 466 号病例



(d)MIMIC 中第 480 号病例

图 5 MIMIC 桡动脉脉搏波经小波变换的处理图

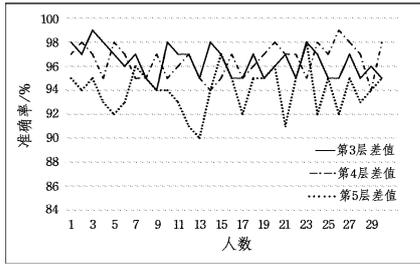


图6 潮波识别准确率对比

用本文提出的方法可以准确定位明显潮波,对不明显潮波可以定位到第3-10点(经大量实验发现第3个点以前的点超过主波波峰,第10个点以后的点超过重搏波前面的波谷),如图7所示。实验证明这7个点推测得到的中心动脉压高值差别很大,只有一个点的推测值最接近实测值,其中出现次数最多的是第6点,如图8所示。潮波定位越准确,推测得到的血压值越接近实测值。

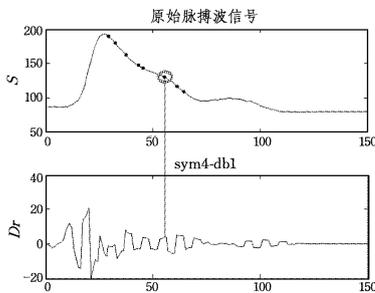


图7 候选潮波位置

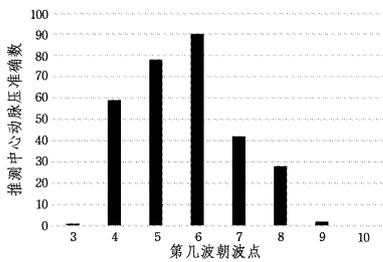


图8 正确推测中心动脉压的候选潮波位置

实验的准确率如表1所列,传统的手动标注法和张巡的方法<sup>[2]</sup>计算小波变换的细节信号的不同阶系数值,然后把该数值加到某一阶识别特征点c的系数上,以识别特征点e。黄庆军<sup>[11]</sup>采用sym4小波第五层和第四层分解系数的差值识别潮波。以上方法识别出的MIMIC数据库中的不明显潮波推测得到的中心动脉压值的准确率较低。而本文方法识别明显潮波的准确率达到97.5%;对于不明显潮波根据推测得到的中心动脉压值可知准确率为91.11%,这也明显高于其他方法。

表1 特征点识别准确率

特征点类型	脉搏波个数	正确识别潮波个数	潮波识别准确率/%
明显潮波	本文识别方法	80	78
	传统识别方法	180	16
隐蔽潮波	张巡改进识别方法 <sup>[22]</sup>	180	78
	黄庆军方法 <sup>[11]</sup>	180	133
	本文识别方法	180	164

### 4.3 讨论

首先,本文提出的识别潮波的方法可以将潮波位置锁定在一定的范围;其次,通过比较潮波推测的血压值和数据库记录的血压值可以准确定位一个潮波点,而且在后期的研究中可以和上臂收缩压进行比较来确定潮波的具体位置,因为不同的潮波点推测得到的血压值差距很大,但是上臂收缩压和中心动脉压的血压值的差值与潮波点推测得到的血压值之间的差值相比很小,所以在没有中心动脉压高值的情况下可以参照上臂收缩压进行确定。

**结束语** 由统计实验可知,中心动脉压推算与脉搏波潮波位置有强关联性,已知脉搏波潮波就可以计算出中心动脉压的高压。为了确定隐蔽型潮波的位置,利用推算中心动脉压的算法,并结合已知的MIT医学数据库中的MIMIC数据库中的中心动脉脉搏波波形、桡动脉脉搏波波形、中心动脉压准确值,反推隐蔽型潮波的位置。实验结果显示该方法能较为准确地识别隐蔽性潮波,从而达到推算中心动脉压的目的。

**致谢** 感谢天津市自然科学基金(16JCYBJC15300, 15JCYBJC15800)和中国民航大学省部级科研机构开放基金(CAAC-ITRB-201603)资助,以及天津市智能计算及软件新技术重点实验室和中国民航大学中国民航信息技术科研基地的支持。

### 参考文献

- [1] CHENG F, TAO J. Clinical Meaning of Central Aortic Pressure and Correlated Indices[J]. Adv Cardiovasc Dis, 2009, 30(6): 922-926. (in Chinese)
- [2] 程飞, 陶军. 中心动脉压及其相关指标的临床意义[J]. 心血管病学进展, 2009, 30(6): 922-926.
- [3] SHAN X, WU J, YANG X, et al. Study of central aortic pressure in hypertensive patients and characteristic of radial artery pressure waveform in Traditional Chinese Medicine[C]// Proceeding of IEEE International Conference on Control & Automation. IEEE Press, 2014: 1125-1130.
- [4] LIU B, FUSUI J, LIN Y. Correlation between central aortic pressure and brachial artery pressure[J]. Chinese Journal of Cardiovascular Medicine, 2010, 15(4): 277-28.
- [5] ANTSIPEROV V, MANSUROV G, POLUPANOV A, et al. Noninvasive arterial blood pressure monitoring: By active sensor based on the principle of pulse wave compensation[C]// proceeding of International Conference on Bioinformatics and Systems Biology. 2016: 1-5.
- [6] CARLSEN R K, PETERS C D, KHATIR D S, et al. Estimated aortic blood pressure based on radial artery tonometry underestimates directly measured aortic blood pressure in patients with advancing chronic kidney disease staging and increasing arterial stiffness[J]. Kidney International, 2016, 90(4): 869-877.
- [7] SALVI P, GRILLO A, PARATI G. Noninvasive estimation of central blood pressure and analysis of pulse waves by applanation tonometry[J]. Hypertension Research, 2015, 38(10): 646-648.
- [7] HU F S. Non-invasive evaluation methos of large artery function based on pulse wave velocity and central arterial pressure[D].

- multiplication on throughput-oriented processors[C]// Proceedings of the Conference on High Performance Computing Networking, Storage and Analysis. ACM, 2009:18.
- [8] HARRIS M. Optimizing parallel reduction in CUDA [J]. NVIDIA Developer Technology, 2007, 2(4): 511-519.
- [9] KLÖCKNER A. Iterative CUDA [OL]. <http://mathematician.de/software/iterative-cuda>.
- [10] THIBAUT J C, SENOCAK I. CUDA implementation of a Navier-Stokes solver on multi-GPU desktop platforms for incompressible flows[C]// Proceedings of the 47th AIAA Aerospace Sciences Meeting. 2009:1-15.
- [11] TÖLKE J. Implementation of a Lattice Boltzmann kernel using the Compute Unified Device Architecture developed by nVIDIA [J]. Computing and Visualization in Science, 2010, 13(1): 29-39.
- [12] KRAWCZYK G P, POOLE G. Accelerating the ANSYS direct sparse solver with GPUs[C]// Proc. Symposium on Application Accelerators in High Performance Computing (SAAHPC). NC-SA, Urbana-Champaign, 2009.
- [13] COMBEST D P, DAY J. Cufflink: a library for linking numerical methods based on cuda c/c++ with openfoam[J/OL]. <http://cufflink-library.googlecode.com>.
- [14] YING Z. Research on Acceleration of Openfoam Based on GPU [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2012. (in Chinese)  
应智. 基于 GPU 的 OpenFOAM 并行加速研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2012.
- [15] HE X, ZHOU M Z, LIU X. Design and Implementation of Multi-level Heterogeneous Parallel Algorithm of 3D Acoustic Wave Equation Forwarded [J]. Computer Applications and Software, 2014, 31(1): 264-267. (in Chinese)  
何香, 周明忠, 刘鑫. 三维声波方程正演多级异构并行算法设计与实现[J]. 计算机应用与软件, 2014, 31(1): 264-267.
- [16] XU J C, GUO S Z, HUANG Y Z, et al. Access Optimization Technique for Mathematical Library of Slave Processors on Heterogeneous Many-core Architectures [J]. Computer Science, 2014, 41(6): 12-17. (in Chinese)  
许瑾晨, 郭绍忠, 黄永忠, 等. 面向异构众核从核的数学函数库访问优化方法[J]. 计算机科学, 2014, 41(6): 12-17.
- (上接第 54 页)
- Hefei: University of Science and Technology of China, 2016. (in Chinese)  
胡福松. 基于脉搏波速度和中心动脉压的大动脉功能无创评估方法研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2016.
- [8] SUN W, TANG N, JIANG G P. Study of Characteristic Point Identification and Preprocessing Method for Pulse Wave Signals [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(1): 197-201. (in Chinese)  
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.
- [9] JI Z, LIU X. Study on feature points recognition of pulse wave based on waveform feature and wavelet [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(2): 379-386. (in Chinese)  
季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.
- [10] 郑君里. 信号与系统[M]. 北京: 高等教育出版社, 2000: 117-176.
- [11] ZHENG G, HUANG Q, YAN G, et al. Pulse waveform key point recognition by wavelet transform for central aortic blood pressure estimation [J]. Journal of Information & Computational Science, 2012, 9(1): 25-33.
- [12] ZHAO Z, ZHENG G, PANG Y, et al. Study on Pulse Wave Signal Noise Reduction and Feature Point Identification [J]. Journal of Convergence Information Technology, 2013, 8(9): 953-960.
- [13] ZHAO H, LI D Z, CHEN X C, et al. Sinus Bradycardia Detection Method Based on Photoplethysmography for Wearable Computing [J]. Computer Science, 2015, 42(10): 25-30. (in Chinese)  
赵海, 李大舟, 陈星池, 等. 基于脉搏波的人体窦性心率过缓检测方法[J]. 计算机科学, 2015, 42(10): 25-30.
- [14] PELTOKANGAS M, VEHKAOJA A, VERHO J, et al. Age dependence of arterial pulse wave parameters extracted from dynamic blood pressure and blood volume pulse waves [J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2015, 21(1): 142-149.
- [15] KARAMANOGLU M, O'ROURKE M F, AVOLIO A P, et al. An analysis of the relationship between central aortic and peripheral upper limb pressure waves in man [J]. European Heart Journal, 1993, 14(2): 160-167.
- [16] CHEB C H, NEVO E, FETICS B, et al. Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure Validation of Generalized Transfer Function [J]. Circulation, 1997, 95(7): 1827-1836.
- [17] GAO M, ROSE W C, FETICS B, et al. A Simple Adaptive Transfer Function for Deriving the Central Blood Pressure Waveform from a Radial Blood Pressure Waveform [J]. Scientific Reports, 2016, 6: 33230.
- [18] HUOTARI M, MÄÄTTÄ K, RÖNING J. Photoplethysmographic measurements of arterial and aortic pulse waveform characteristics [J]. Finnish Journal of Ehealth & Ewelfare, 2015, 7(2-3): 83-87.
- [19] WANG M Z, HE J X, ZHANG S T. The Choice of Best Multi-wavelet Base in Image Compression [J]. Computer Science, 2002, 29(s2): 84-86. (in Chinese)  
王梦哲, 何甲兴, 张淑婷. 基于图像压缩的最佳多小波基选择[J]. 计算机科学, 2002, 29(s2): 84-86.
- [20] TANG X, SHU L, ZHENG W. Premature Best Signal Recognition Algorithm Based on Wavelet Transform and Rough Set [J]. Computer Science, 2015(b11): 32-35. (in Chinese)  
唐孝, 舒兰, 郑伟. 基于小波变换和粗糙集的早搏信号识别算法[J]. 计算机科学, 2015(b11): 32-35.
- [21] Kumar A, Singh M. Optimal Selection of Wavelet Function and Decomposition Level for Removal of ECG Signal Artifacts [J]. Journal of Medical Imaging & Health Informatics, 2015, 5(1): 138-146.
- [22] ZHANG X, XU L, CHEN K, et al. A New Method for Locating Feature Points in Pulse Wave Using Wavelet Transform [C]// 2009 WRI World Congress on Computer Science and Information Engineering. IEEE Press, 2009: 367-371.