

采样频率与数据长度对中心动脉波形重建的影响

徐礼胜, 姜志豪, 姚 阳, 刘文彦
(东北大学 中荷生物医学与信息工程学院, 辽宁 沈阳 110169)

摘 要: 传递函数法重建 CAP (central aortic pressure) 多是基于自回归各态历经 (auto regressive eXogenous, ARX) 模型或傅里叶变换, 未考虑采样频率、数据长度。为了研究采样频率和数据长度对重建 CAP 的影响, 基于 ARX 模型和傅里叶变换, 重建 CAP 并分析误差。结果表明, 采样频率 100 Hz, 数据长度大于 3 s 时, 基于 ARX 模型重建 CAP 效果较好 (均方根误差 (306.6 ± 80.0) Pa, 波形匹配度 89%); 基于傅里叶变换的算法对采样频率不敏感, 数据长度为 6 s 时效果较好 (均方根误差 (493.3 ± 320.0) Pa, 波形匹配度 84%)。

关 键 词: 中心动脉压力波形; 传递函数; ARX 模型; 傅里叶变换; 采样频率; 数据长度

中图分类号: N 945.14 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2019)05-0625-05

Effects of Sampling Frequency and Data Length on the Central Aortic Waveform Reconstruction

XU Li-sheng, JIANG Zhi-hao, YAO Yang, LIU Wen-yan
(Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School, Northeastern University, Shenyang 110169, China.
Corresponding author: XU Li-sheng, E-mail: xuls@bmie.neu.edu.cn)

Abstract: Non-invasive CAP (central aortic pressure) reconstruction is mostly based on the auto regressive eXogenous (ARX) model or Fourier transform in transfer function method, without considering the factors such as sampling frequency and data length. Based on the ARX model and the Fourier transform, the error of reconstruction CAP was analyzed for studing the effects of sampling frequency and data length on the CAP. The results show that when sampling frequency is 100 Hz and data length is greater than 3 s, CAP can be better reconstructed by ARX model (RMSE: (306.6 ± 80.0) Pa; FIT: 89%). The algorithm based on the Fourier transform is insensitive to sampling frequency. When data length is set to 6 s, the reconstructed CAP has a better performance (RMSE: (493.3 ± 320.0) Pa, FIT: 84%).

Key words: central aortic pressure wave; transfer function; ARX model; Fourier transform; sampling frequency; data length

2017 年的中国心血管报告中明确指出, 心脑血管疾病长期危害着我国人民的身体健康, 患病率和死亡率都在逐年上升^[1]。心血管状态监测是预防心血管疾病的重要课题。人体血压是表明心血管状态的关键信息, 人们常说的血压是指中心动脉压, 由于肱动脉处血压较易获得, 通常用来代替中心动脉压。随着医疗水平的发展, 外周血压已经不能满足现代医疗的需求, 早在 2003 年 ESH (European society of hypertension)/ESC (European society of cardiology) 指南中就提出,

在心血管相关疾病的评价中, 中心动脉压较外周动脉压具有独立且更强的价值^[2]。不同的降压药, 对外周血压和中心动脉压的效果也有显著的差异^[3], 因此, 中心动脉压的准确获取对降压药效果的评价有很大的作用。同时研究表明, 脉搏波蕴含大量的心血管信息^[4-5], 通过分析脉搏波波形可以得到脉压、速率、重搏波时间、心输出量、收缩期长度、K 值等反映人体状态的重要参数^[6]。

但是中心动脉压力波形的获取却非常困难, 有创测量 CAP (金标准) 是将介入式导丝伸到升

主动脉处测量动脉压力,这种测量方法的准确性高,但风险和价格较高,同时要求操作的医师技术过硬,才能最大限度地避免并发症出现.所以难以在日常的心血管状态监控中频繁使用.因此,无创测量 CAP 成为当前研究的热点.无创 CAP 是将 CAP 到外周的脉搏波传递系统简化为线性时不变系统^[7-8].方案需先收集有创 CAP 和外周动脉压力波形作为训练数据,利用系统辨识算法得到传递函数(transfer function, TF).基于快速傅里叶变换(FFT)和 ARX 模型^[9-10]的两种方法是对线性系统的传递函数辨识过程中最简单且最常用的方法,但传递函数的辨识效果易受数据长度和采样频率的影响.探索采样频率和数据长度对辨识传递函数的影响,可以一定程度上提高 CAP 的重建精度.

本文主要研究建模时数据长度和采样频率对基于 ARX 模型和 FFT 的上臂脉搏波传播系统 TF 辨识的影响,以期更加精确无创地重建中心动脉压力波形,达到对心血管病人进行更好预防性检测,降低患病率与死亡率的目的.

1 实验数据与实验方法

1.1 数据采集

在中国医科大学附属第一医院心内科手术室,通过介入式导管有创采集得到实验所需数据.采集设备是 St. Jude Medical 公司的 Radi Analyzer Xperss 设备.采集过程中设备同步采集升主动脉和肱动脉两路动脉脉搏波波形,设定采样频率为 100 Hz.本文用到 12 组较好的实验数据,所用实验数据的长度均大于 20 s.实验受试者均为医院的病人,12 个受试者中男性共 5 人,女性共 7 人.被测试的人群的基本身体情况如表 1 所示.

表 1 样本人群基本信息			
Table 1 Basic information of subjects			
变量	均值	方差	范围
年龄/岁	54	10.7	29~66
身高/cm	167	7.7	155~185
体重/kg	69	13.6	49~100

1.2 数据预处理

原始数据含有一定的基线漂移和低频噪声,利用 Matlab 自带的小波算法对数据进行简单的处理,使用“db7”小波基,对脉搏波进行了 7 层的小波分解去除基线.并利用均值滤波的方法去除

数据的高频噪声,窗口宽度为 5 个采样点.另外,中心动脉脉搏波经过上臂血管系统传输到肱动脉处,两处脉搏波会有延时,并且由于每个人的血管状态及外周阻力等因素的差异,延时的时间较难确定,为了降低系统辨识的难度,本文将不考虑延时的影响.两处波形以收缩期斜率最大值点和最低点两处切线的交点作为数据的对齐点.

1.3 实验内容

个体不同上臂脉搏波传播系统会存在较大的差异,通用传递函数是对样本群波传播系统共性部分的辨识,为了准确研究数据长度和采样频率对建立 TF 的影响,本文对样本的每个人做个性化的传递函数.由于要用外周的动脉压力波形来间接估测中心动脉压力波形,因此,本文将肱动脉压力波形作为模型的输入数据,中心动脉压力波形作为模型的输出数据,然后借助 FFT 和 ARX 模型对系统的传递函数进行辨识.数据将分为测试组和训练组,前 10 s 作为训练数据组,用来辨识得到 TF,后 10 s 数据作为测试组,测试 TF 的性能.

采用控制变量法来分别分析采样频率和数据长度对传递特性的影响,首先分析采样频率的影响,固定实验数据的长度为 10 s,并对原数据进行重采样,将数据重采样为 100 Hz 至 2 000 Hz 的间隔为 100 Hz 的数据,并用基于 FFT 和 ARX 模型的两种算法的 TF 辨识,然后对比分析其 TF 的幅频特性和重建 CAP 的性能.在研究数据长度对所建立的传递函数的影响时,本文以 1 s 为间隔,将数据切分为长度 1 s 到 10 s 共 10 组数据,做类似采样频率改变的分析.

2 结 果

2.1 模型辨识原理

自回归各态历经(ARX)模型是一种基于最小二乘法的离散时间序列线性回归模型,模型简单易于实现.ARX 模型的差分方程可表示为

$$y(k) + a_1y(k-1) + \cdots + a_{n_a}y(k-n_a) = b_1u(k-t) + \cdots + b_{n_b}u(k-n_b-t) + e(k).$$

(1)

式中: u 是系统的输入; y 是系统的输出; n_a , n_b 是模型参数 a , b 的个数; t 是 y 和 u 之间的时间延时; e 为噪声,也就是真实系统和 ARX 模型的误差.为方便计算,设 $n_a = n_b$, $t=0$,式(1)经过 Z 变换得到式(2), G 是得到的传递函数.

$$G(z) = \frac{Y(z)}{U(z)}.$$

(2)

本文利用 Akaike 的最终预测估计 (final prediction error, FPE) 确定 ARX 模型的阶数,如公式(3)所示.

$$\text{FPE} = \frac{1 + (n_a n_b) / N}{1 - (n_a + n_b) / N} V. \tag{3}$$

其中: N 是输入数据的长度; V 是损失函数.

$$V = \frac{1}{2N} \sum \varepsilon^2(t). \tag{4}$$

式中, ε 是估测误差.

为了得到最佳的建模阶数,本文计算了建模数据组的所有数据,在不同的 ARX 模型阶数下的 FPE 值如图 1 所示.由图可知,ARX 模型的阶数为 10~15 时,FPE 值的变化已经变得很缓慢了,继续增加模型阶数,也不会对结果有明显的提升,兼顾模型的复杂度和重建 CAP 时的准确度,本文设 ARX 模型阶数为 10.

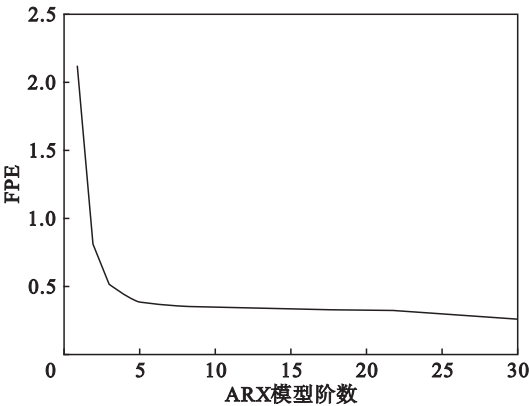


图 1 ARX 模型的阶数变化时的 FPE 值
Fig. 1 FPE of ARX model with different orders

基于 FFT 的 TF 辨识所用到的基本公式:

$$\text{TF}_{\text{Fourier}} = \frac{\sum F(yH) \cdot F(xH)^*}{\sum |F(xH)|^2}. \tag{5}$$

式中: F 表示快速傅里叶变换; $*$ 代表共轭复数; yH, xH 分别代表输入、输出数据与汉宁窗相乘后的结果.最终得到的 $\text{TF}_{\text{Fourier}}$ 是一组复数序列.在重建 CAP 时,输入数据的长度与 $\text{TF}_{\text{Fourier}}$ 的长度不同的情况下,本文将 $\text{TF}_{\text{Fourier}}$ 重采样为输入数据相同的长度.

2.2 系统传递函数准确度评价方式

为了评价建模的数据长度和采样频率对重建 CAP 的影响程度.本文将重建的 CAP 和有创测量的 CAP 按照心动周期分段,每个心动周期进行对齐,对齐方式和建模数据对齐方式相同.然后计算每个心动周期的均方根误差 (RMSE)、均方根误差百分比 (PRD)^[11]、波形匹配度 (FIT)^[12].其中,均方根误差可表示为

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [u(i) - v(i)]^2}. \tag{6}$$

式中: u 为有创的中心动脉压力波形; v 是重建的中心动脉压力波形.为了消除幅值对误差的影响,加入均方根误差百分比参数.

$$\text{PRD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [u(i) - v(i)]^2}{\sum_{i=1}^N u^2(i)}}. \tag{7}$$

波形匹配度的计算公式为

$$\text{FIT} = \left(1 - \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [u(i) - v(i)]^2}{\sum_{i=1}^N [u(i) - \bar{u}]^2}}\right). \tag{8}$$

2.3 采样频率对传递函数幅频特性的影响

1) 传递函数幅频特性.图 2 为 TF 在不同采样频率下的幅频特性色谱图.图 2a 利用 ARX 模型原理,横坐标为幅频特性的频率,纵坐标为样本数据的采样频率,颜色代表传递函数幅频特性的幅值.TF 的幅频特性在 0~4 Hz 基本相同,不受采样频率的影响.幅频特性的高频部分,在采样频率增加时,幅频特性先是逐渐变大,后逐渐减小.随着采样频率的升高幅频特性的最低点在向高频偏移.

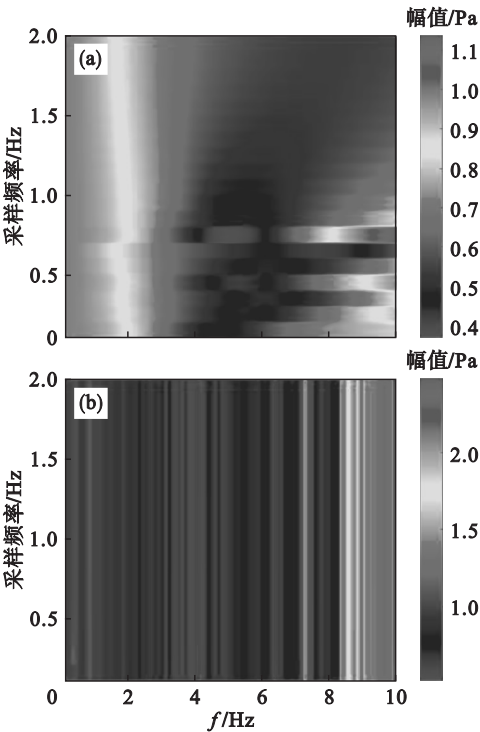


图 2 不同采样频率下的幅频特性
Fig. 2 Amplitude-frequency characteristics with different sampling frequencies
(a)—ARX 模型;(b)—FFT 算法.

图 2b 是基于 FFT 得到的 TF 幅频特性. 不同采样频率的幅频特性基本一致. 低频部分(0 ~ 4 Hz)的幅值波动比高频部分小,幅频特性幅值的最低点在 0.6 Pa 左右,比 ARX 的幅频特性要高 0.2 Pa 左右,总体趋势与 ARX 模型的幅频特性相似.

2) 重建中心动脉压力波形的效果评估. 两种模型使用完全相同的测试数据重建 CAP,是同样的且长度固定为 10 s 的肱动脉脉搏波. 评估 CAP 重建效果时,计算每个心动周期的 RMSE,PRD, FIT 等指标. 结果如图 3 所示.

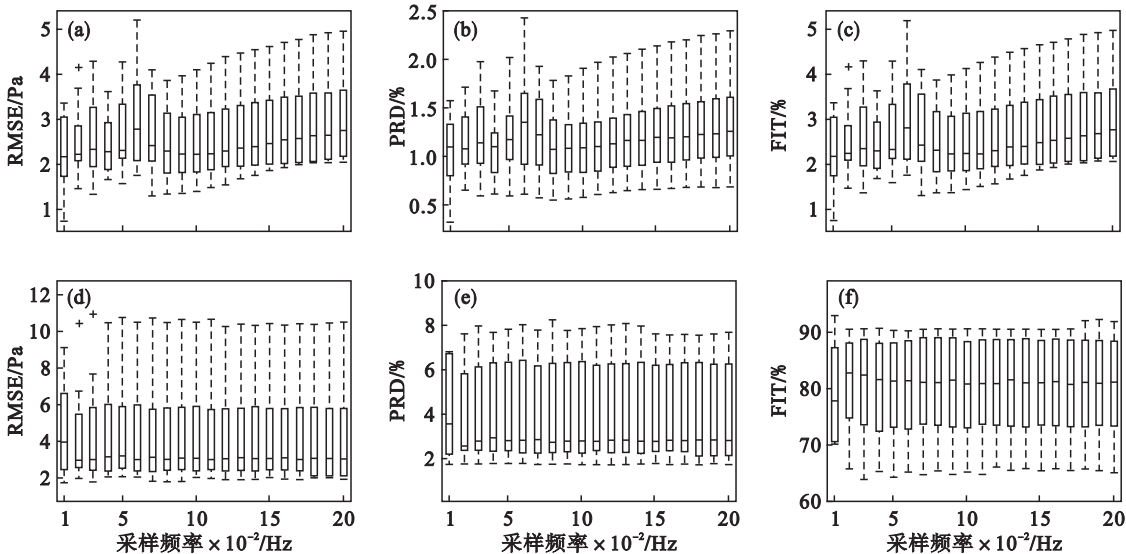


图 3 重建的中心动脉压力波形效果图
Fig. 3 Performance of reconstruction aortic pressure waveform
(a) ~ (c)—ARX; (d) ~ (f)—FFT.

综合比较 3 种参数可以看出 ARX 模型重建 CAP 效果较好.

2.4 数据长度对传递函数的幅频特性影响

1) 传递函数幅频特性分析. 实验结果如图 4 所示. 图 4 在同组数据不同的数据长度下两种方法辨识得到的 TF 幅频特性的情况. 图 4a 在长度变化时幅频特性相似,图 4b 中随长度的变化,幅频特性变化较大.

2) 重建中心动脉压力波形的效果评估. 如图 5 所示,与图 3 的内容相似,是在不同长度下两种算法辨识重建的 CAP 与有创 CAP 比较得到盒形图. 计算时以有创的中心动脉压力波形为金标准. 由图可知 ARX 模型重建 CAP 的效果较好. 辨识数据的长度增加,基于 ARX 模型重建的 CAP 的效果变化不大,在长度为 1 s 时,数据样本所含系统信息较少,得到的 TF 误差较大,与图 4a 相呼应,因为 ARX 模型是基于最小二乘法得到的,输入波形的质量较平稳,长度过度增加也不会有新的信息进入,TF 的总体参数变化不大. 但是,利用 FFT 得到的 TF,重建 CAP 时,若建模数据长度改变,整体误差先下降后上升. 输入数据长度逐渐增加,FFT 对频率的分辨率同时增加,将会得到更多的细节信息,得到的 TF 将会更加准确. 然而长度变长的同时需要辨识的参数个数随之增加,误差

将增加,在长度为 6 s 时重建的 CAP 效果相对较好(RMSE:(493.3 ± 320.0)Pa, FIT:84%).

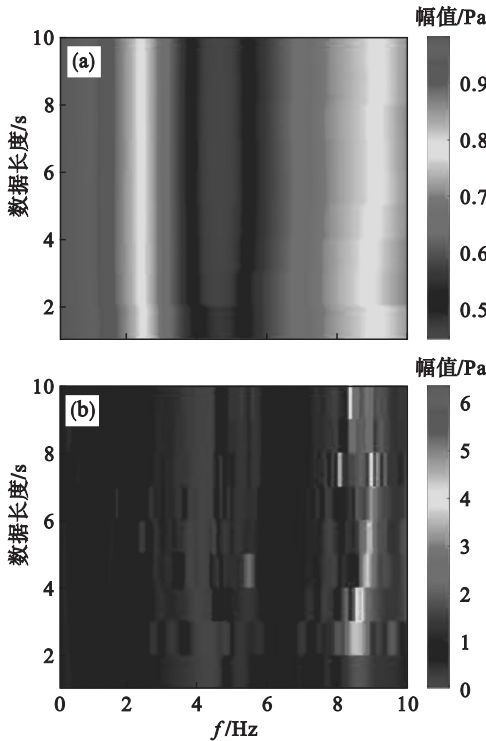


图 4 不同数据长度下的幅频特性
Fig. 4 Amplitude-frequency characteristics with different data lengths
(a)—ARX 模型; (b)—FFT 算法.

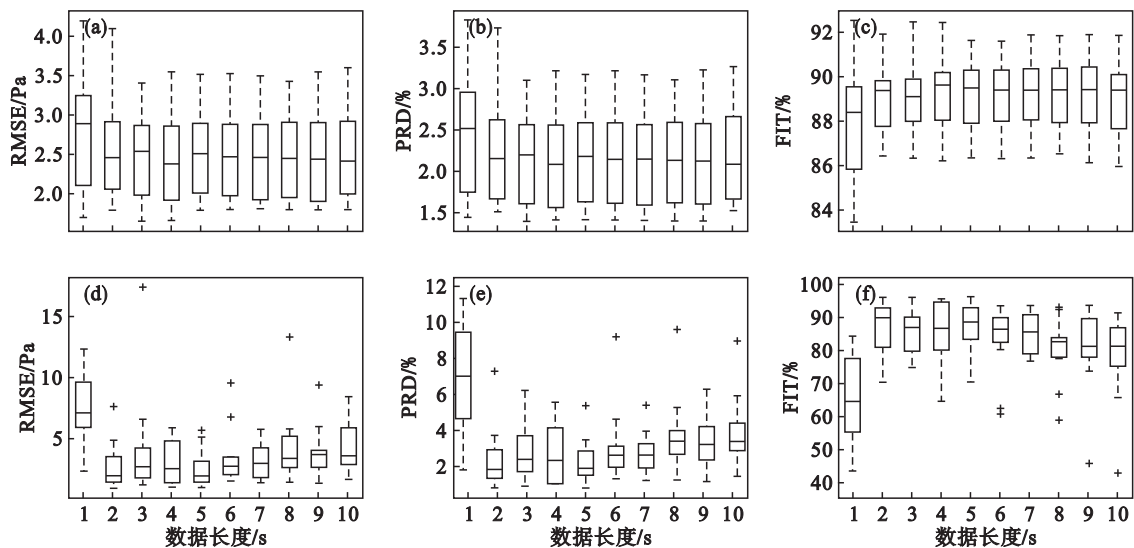


图5 重建中心动脉压力波形效果
Fig. 5 Performance of reconstruction aortic pressure waveform
(a) ~ (c)—ARX; (d) ~ (f)—FFT.

3 结 论

- 1) 辨识上臂脉搏波传播系统的 TF 时,基于 ARX 模型得到的 TF 幅频特性平滑度和重建 CAP 的效果都要优于基于 FFT 得到的 TF 的效果.
- 2) 基于 ARX 模型辨识上臂系统传递函数时,采样频率为 100 Hz 时效果较好;当数据长度大于 3 s 时,ARX 模型可以较为准确地对系统进行辨识.
- 3) 基于 FFT 算法辨识 TF 时,增加数据长度 FFT 算法得到 TF 的分辨率增加,但是在数据过长,需要辨识的参数增加,CAP 重建效果变差,数据长度为 6 s 时效果最佳.

参考文献:

[1] 中国心血管病报告编写组.《中国心血管病报告 2016》概要[J]. 中国循环杂志,2017,32(6):521-530.
(Chinese Cardiovascular Diseases Report Compiling Group. Outline of the “Chinese cardiovascular diseases report 2016” [J]. Chinese Circulation Journal, 2017, 32 (6): 521-530.)

[2] Mancia G, Rosei E A, Cifkova R, et al. 2003 European society of hypertension-European society of cardiology guidelines for the management of arterial hypertension[J]. Journal of Hypertension,2003,21(6):1011-1053.

[3] Williams B,Lacy P S,Thom S M,et al. Differential impact of blood pressure-lowering drugs on central aortic pressure and clinical outcomes principal results of the conduit artery function evaluation(CAFE) study[J]. Circulation,2006,113(9):1213-1225.

[4] Xu L S, Zhang D, Wang K Q, et al. Baseline wander correction in pulse waveforms using wavelet-based cascaded adaptive filter [J]. Computers in Biology and Medicine, 2007,37(5):716-731.

[5] 杨琳,张松,杨益民,等. 基于重搏波谷点的脉搏波波形特征量分析[J]. 北京生物医学工程,2008,27(3):229-233.
(Yang Lin, Zhang Song, Yang Yi-min, et al. Analysis of pulse waveform feature based on multiple waves[J]. Beijing Biomedical Engineering,2008,27(3):229-233.)

[6] Xu L S, Wang K Q, Zhang D. Modern researches on traditional Chinese pulse diagnosis [J]. European Journal of Oriental Medicine,2004,4(6):46-54.

[7] Lehmann E D. Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure data[J]. Circulation,1998,98(2):186-187.

[8] Gallagher D, Adji A, O’ Rourke M F. Validation of the transfer function technique for generating central from peripheral upper limb pressure waveform [J]. American Journal of Hypertension,2004,17(11):1059-1067.

[9] Fetics B, Nevo E, Chen C H, et al. Parametric model derivation of transfer function for noninvasive estimation of aortic pressure by radial tonometry[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering,1999,46(6):698-706.

[10] Yao Y,Xu L,Sun Y,et al. Validation of an adaptive transfer function method to estimate the aortic pressure waveform [J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2016 (99):1-5.

[11] Mamaghanian H, Khaled N, Atienza D, et al. Compressed sensing for real-time energy-efficient ECG compression on wireless body sensor nodes [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering,2011,58(9):2456-2466.

[12] 徐礼胜,杜尚杰,何殿宁,等. 基于传递函数和指端脉搏波的桡动脉脉搏波重建[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2014,35(11):1539-1543.
(Xu Li-sheng, Du Shang-jie, He Dian-ning, et al. Radial pulse wave reconstruction based on transfer function and finger pulse wave [J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2014,35(11):1539-1543.)