

基于“T-tube”模型的中心动脉脉搏波双通道盲辨识

王璐¹, 冯澍婷², 姚阳², 徐礼胜^{2,3}

(1. 东北大学 信息科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110819; 2. 东北大学 中荷生物医学与信息工程学院, 辽宁 沈阳 110819;
3. 东北大学 医学影像计算教育部重点实验室, 辽宁 沈阳 110819)

摘 要: 提出了由两路人体外周动脉脉搏波(peripheral artery pulse wave, PAP)来估计中心动脉脉搏波(central aortic pulse wave, CAP)的多通道盲辨识(multi-channel blind system identification, MBSI)方法,旨在实现心血管系统中心动脉脉搏波的实时无创连续监测. 首先简单介绍了多通路盲辨识算法,并证明了心血管系统 IIR 模型特性可由 FIR 模型逼近,从而简化了 MBSI 算法. 然后介绍了心血管“T-tube”模型,并结合两路外周动脉实测(肱动脉、股动脉)脉搏波来重建中心动脉脉搏波和辨识模型. 结果表明, MBSI 算法稳定性较好,估计出的 CAP 波形畸变率百分比小于 6%、形态整体能量误差百分比小于 3%.

关键词: 中心动脉脉搏波; 外周动脉脉搏波; “T-tube”模型; 多通道盲辨识; 无创测量

中图分类号: N 945.14

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2015)02-0199-06

Estimation of Central Aortic Pulse Wave Based on T-tube Model Using Two-Channel Blind System Identification

WANG Lu¹, FENG Shu-ting², YAO Yang², XU Li-sheng^{2,3}

(1. School of Information Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China; 2. Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School, Northeastern University, Shenyang 110819, China; 3. Key Laboratory of Medical Image Computing, Ministry of Education, Northeastern University, Shenyang 110819, China. Corresponding author: WANG Lu, E-mail: wanglu@ise.neu.edu.cn)

Abstract: In order to monitor cardiovascular system (CVS) non-invasively and effectively, a new method based on multi-channel blind system identification (MBSI) is proposed to reconstruct central aortic pulse wave (CAP) from two-channel noninvasive peripheral arterial pulse wave (PAP) and to identify the structures of the two cardiovascular channels. The infinite impulse response (IIR) model can be approximated by high order FIR functions, thus MBSI method is simplified. Then, the ‘T-tube’ model of CVS is employed to reconstruct the CAP from brachial pulse wave and femoral artery pulse wave. Verification results show that the MBSI algorithm can estimate CAP stably and accurately. The error of distortion rate and the error of overall energy of the proposed MBSI algorithm are less than 6% and 3%, respectively.

Key words: central aortic pulse wave; peripheral artery pulse wave; T-tube model; multi-channel blind identification; noninvasive measurement

欧洲心脏病学指南提出,中心动脉压(central aortic pulse wave, CAP)作为直接反映心脏和脑血管压力的参数,可能成为终点心血管事件的预测指标^[1]. 近年来一些前瞻性的临床随访研究证

实, CAP 与心血管系统状态和特性(如心脏负荷、心肌收缩力、动脉顺应性、外周阻力等)密切相关,这对于预测心血管事件的发生意义重大^[2].

目前 CAP 可通过有创或无创手段测量. 有创

收稿日期: 2013-12-18

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61374015, 61202258); 教育部高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(20110042120037); 中央高校基本科研业务费探索导向重点项目(N110219001); 中央高校基本科研业务费种子基金资助项目(N130404016).

作者简介: 王璐(1980-),女,辽宁沈阳人,东北大学讲师,博士; 徐礼胜(1975-),男,安徽安庆人,东北大学教授,博士生导师.

测压法不仅要使病人承受很大的创伤和风险,而且要求实施医院有相当好的技术和设备,临床应用存在局限性. 无创测量法主要采用传递函数法 (transfer function, TF), 它利用外周动脉(如桡动脉、肱动脉)测得的脉搏波经函数转化推测 CAP 波形与压力值, 该方法的准确性和可靠性已由大量实验证实, 但其是否受早搏、心房颤动、药物和心率等因素的影响还有待深入研究^[3]. 传递函数法通过测量外周动脉的脉搏波(peripheral artery pulse wave, PAP), 利用函数转换关系间接推导出 CAP 波形与压力值. 目前已有类似产品应用于临床^[4].

传递函数 (TF) 方法在经历了由 GTF (generalized transfer function) 到 ITF (individualized transfer function) 的多次改进后, 其精度已有显著提高, 但要应用于临床还有一些理论上与实际操作上的问题需要解决. 首先, TF 与脉搏波传导特性并无直接联系, 其中各参数生理意义尚不明确; 其次, 这一方法仅通过单个部位 PAP 和一个先验的 TF 来估计 CAP, 忽略了心血管系统的经时渐变特性与个体间的差异性; 最后, TF 的求解不仅需要大量实验人群, 还要采用有创测量手段, 时间与物质成本较高. 近年来, 随着盲辨识技术在生物医学领域的广泛应用, J. O. Hahn 等^[5] 提出了由多路 PAP 估计 CAP 的多通道盲辨识法 (multi-channel blind system identification, MBSI), 本文将对其进行深入分析与改进.

1 多通道盲辨识算法

MBSI 是盲信号处理技术的一个分支, MBSI 算法在 CAP 估计中的应用大致思路是结合体表两点或多点处的 PAP 信息来估计 CAP^[6]. 该方法将心血管系统视为一个单输入多输出 (single-input multi-output, SIMO) 系统, 如图 1 所示. 心室射血的压力或流量波形可作为系统的输入, 体表多个部位测得的脉搏压力波形可视为系统的多路输出, 脉搏波在外周动脉中传导的过程由系统传递函数描述; 这样, CAP 重建被转换为由多路输出信号估计各通道系数与输入信号问题, 即系统辨识领域的 MBSI 问题^[6].

可辨识系统需满足如下三个必要条件^[5,7]: ①所有通道间没有公共零极点, 即各通道特性要有足够的不同; ②输入信号要足够复杂以激励各个通道, 其模式个数不小于 $L + 2$ (L 为系统传递函数阶次), 例如, 输入序列不能为零、常数或单个正弦信号; ③输出信号足够长, 每一通道输出的

信号长度 $N > 2L + 1$.

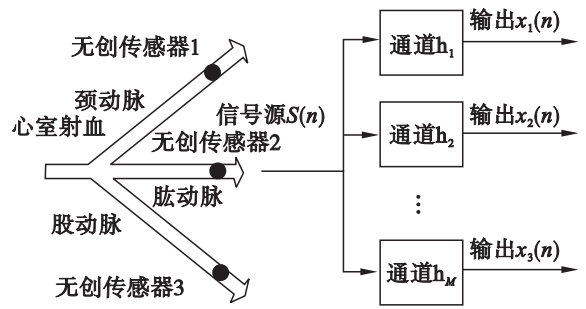


图 1 心血管系统的 SIMO 模型
Fig. 1 SIMO model of the cardiovascular system

综上所述, MBSI 算法克服了传递函数法需建立先验函数或模型的缺点, 可实现 CAP 的无创、个体化测量. Hahn 提出的“灰箱”模型还能反映脉搏波的传导特性, 可间接应用于心血管系统重要参数的推导^[5].

本文在前人研究的基础上, 尝试用 MBSI 算法估计 CAP 波形. CAP 最直接地反映了心血管系统状态, 还可间接用于估计心输出量 (cardiac output, CO)、外周阻力 (total peripheral resistance, TPR)、主动脉与外周动脉顺应性等心血管系统功能参数^[5,8]. 由于 FIR 函数结构简单且能反映心血管系统特性, 而两路 PAP 估计 CAP 运算复杂度低, 临床可操作性强, 因此本文基于心血管系统“T-tube”模型建立双通道“黑箱”模型, 研究心血管系统阶次估计与可辨识性等问题.

2 双通道 FIR 模型的建立

2.1 心血管系统“T-tube”模型

心血管系统可被视为一多通道动态系统. Hahn 提出用非对称“T-tube”模型^[9] (见图 2) 可仿真人体不同生理病理状态下的脉搏波, 该模型结构简单, 原理明确, 现已应用于心血管系统参数计算、脉搏波反射特性分析等^[5]. 本文采用这一模型求解脉搏波传导的传递函数, 进一步分析 CAP 与 PAP 间的关系.

“T-tube”模型结构是传输线理论与弹性腔模型结合的产物, 主要由传输线与末端阻抗两部分组成, 传输线部分表征近心端大血管特性, 末端三元弹性腔模型用于模拟外周小动脉的阻力特性^[10]. 图 2 中 Γ_p 为反射系数, Z_0 表示血管的特性阻抗, C 为血管终端动脉顺应性, R 表示血管外周阻力, R_0 的引入可以更好地描述系统高频特性. 设主动脉处脉搏波 P_A 传导至外周动脉形成

P_P , 其传导时间为 n_{A-P} , 则在 S 域中 P_A 与 P_P 的关系可由式(1)描述.

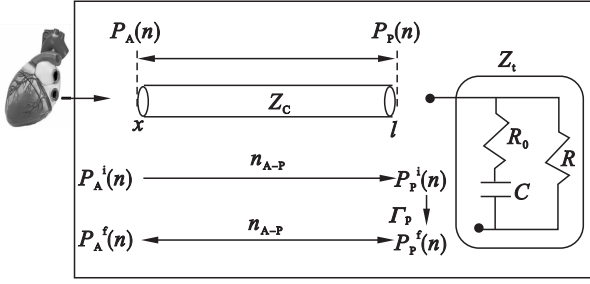


图2 “T-tube”模型结构

Fig. 2 Structure of the ‘T-tube’ model

$$G(s) = \frac{P_A(s)}{P_P(s)} = e^{-n_{A-P} \cdot s} \cdot \frac{s + a + b}{s + a + b \cdot e^{-2n_{A-P} \cdot s}}; \quad (1)$$

$$a = \frac{2R_0 + R}{2R_0 \cdot C \cdot (R_0 + R)}, \quad b = \frac{R}{2R_0 \cdot C \cdot (R_0 + R)}.$$

由 $z = e^{s/F_s}$, $N_{A-P} = n_{A-P} \cdot F_s$ 可将式(1)变换到离散域, 得到式(2).

$$G(z, \theta) = \frac{z^{N_{A-P}+1} + [(a+b)/F_s - 1]z^{N_{A-P}}}{z^{2N_{A-P}+1} + (a/F_s - 1)z^{2N_{A-P}} + b/F_s},$$

$$P_A(n) = G(z, \theta) \cdot P_P(n), \quad \theta = \{N_{A-P}, a, b\}. \quad (2)$$

Campbell 等通过动物实验证明了非对称“T-tube”模型两个通路参数间模型参数随心血管系统生理状态的变化而变化, 当血管处于舒张状态时, 动脉顺应性增加, 外周阻力减小, 脉搏波传导速度降低使延迟时间增加; 而血管处于收缩状态时, 情况正好相反. Campbell 等的实验中还测得了狗在多种状态下的脉搏波, 将主动脉脉搏波作为模型输入, 验证了非对称“T-tube”模型的有效性; 在验证过程中, 需不断对“T-tube”模型参数进行调整, 使输出波形与两路外周动脉实测(肱动脉/颈动脉、股动脉)脉搏波达到最佳拟合^[9]. 图3显示了按照“T-tube”模型在三种生理状态下重建出的脉搏波仿真结果, 由图可见, 血管收缩时血压升高, 血管舒张时血压下降, 与真实情况相符, 也为本文中 MBSI 算法验证提供了依据.

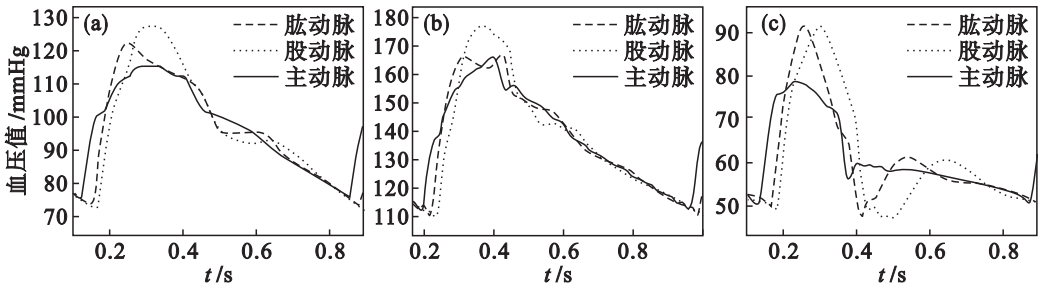


图3 不同生理状态下“T-tube”模型仿真的脉搏波

Fig. 3 Simulated pulse wave under different physiological states using the ‘T-tube’ model

(a) —正常生理状态; (b) —血管收缩状态; (c) —血管舒张状态.

非对称“T-tube”模型用简单电路元件对心血管系统结构做出了假设, 很明显为一灰箱模型. 式(2)给出了该模型传递函数 $G(z, \theta)$, 为一结构基本确定的 IIR 函数, 其未知参数 N_{A-P} 由脉搏波传导时间与采样率决定, 而 a, b 则与末端弹性腔模型的参数有关. 在“T-tube”模型基础上, Hahn 最先设计出了心血管系统“灰箱”模型^[5], 其结构如图4所示.

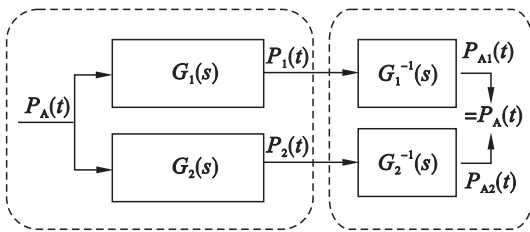


图4 心血管系统“灰箱”模型结构

Fig. 4 Structure of the ‘gray-box’ model of cardiovascular system

$G_1(s), G_2(s)$ 分别为通路1(头通路)与通路2(体通路)的传递函数, 式(3)给出了 $G_1(s), G_2(s)$ 的计算公式, 其离散域表达式与式(2)相同, 其未知系数可通过 MBSI 算法由头通路脉搏波 $P_1(t)$ 与体通路脉搏波 $P_2(t)$ 确定.

$$\left. \begin{aligned} G_1(s) &= \frac{P_1(s)}{P_A(s)} = e^{-\tau_1 s} \cdot \frac{s + a_1 + b_1}{s + a_1 + b_1 e^{-2\tau_1 s}} = \frac{N_1(s)}{D_1(s)}, \\ G_2(s) &= \frac{P_2(s)}{P_A(s)} = e^{-\tau_2 s} \cdot \frac{s + a_2 + b_2}{s + a_2 + b_2 e^{-2\tau_2 s}} = \frac{N_2(s)}{D_2(s)}. \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式(3)中 $G_1^{-1}(s), G_2^{-1}(s)$ 分别为 $G_1(s), G_2(s)$ 的逆函数, 用于估计主动脉脉搏波 $P_A(t)$. MBSI 的“灰箱”方法不仅能估计主动脉脉搏波, 还可用于计算外周阻力、动脉顺应性、脉搏波传导时间等参数^[8, 10]. 但该算法难点是 IIR 分子、分母系数与阶次的确定, 利用两路输出仅能辨识出 IIR 函数分子与分母的乘积 $D_2(z^{-1}) \cdot N_1(z^{-1})$ 和

$D_1(z^{-1}) \cdot N_2(z^{-1})$, 无法确定系统零极点; 增加额外通道虽有助于零极点的辨识, 但会增加运算与操作复杂度, 降低临床实用性^[6].

2.2 脉搏波传导的 FIR 特性

与“灰箱”模型相比, “黑箱”模型无需心血管系统建模理论支持, 仅将各通路传递函数视为结构与系数未知的 IIR 或 FIR 函数. Swamy 等^[8]认为脉搏波传导特性可满足 FIR 滤波器的三个假设条件: 首先, 心血管系统状态在短时间 (60 ~ 120 s) 内是稳定的, 满足线性时不变特性; 其次, 由于不同外周动脉处脉搏波形态差异较大, 可认为各通道传递函数是互质的, 即没有公共零点; 最后, 假设主动脉脉搏波的高频成分高于滤波器阶次, 则 FIR 滤波器不会将高频噪声引入估计的源信号. Swamy 等用 FIR 函数来描述“黑箱”模型各通道特性, 并用动物实验证明了该方法的有效性, 主动脉脉搏波估计的整体误差仅为 4.8%. 该方法最大的优点是模型结构简单, 运算量小^[8]. 但目前尚无精确算法与准则可用于 FIR 阶次的估计, 辨识过程中需要不断调整阶次.

IIR 与 FIR 函数各有优缺点, 在实际应用中需根据系统特性从多方面综合考虑选择. 从性能上来说, IIR 滤波器的极点可位于单位圆内的任何地方, 因此可用较低的阶数获得高的选择性; 但这个高效率是以相位的非线性为代价的, 选择性越好, 则相位非线性越严重. 相反, FIR 滤波器可以得到严格的线性相位, 然而由于 FIR 滤波器的极点固定在原点, 所以只能用较高的阶数达到高的选择性. 对于同样的滤波器设计指标, FIR 滤波器所要求的阶数可以比 IIR 滤波器高 5 ~ 10 倍, 运算过程复杂, 信号延时也大. 当对选择性和线性的要求同等重要时, IIR 滤波器就必须加全通网络进行相位校正, 同样会增加滤波器的复杂性.

从结构上比较, IIR 滤波器必须采用递归结构, 极点位置必须在单位圆内, 否则系统将不稳定; 另外, 由于运算过程中对序列的舍入处理, 这种有限字长效应有时会引入寄生振荡. 相反, FIR 滤波器主要采用非递归结构, 不论在理论上还是实际运算中都不存在稳定性问题, 运算误差也较小. 此外, 采用快速傅立叶变换法求解 FIR 滤波器, 在阶数相同时, 可大大提高运算速度.

整体看来, IIR 与 FIR 滤波器作为系统传递函数时可达达到同样的滤波效果; FIR 主要的优势是其线性相位、简单性与稳定性, 而 IIR 的长处在于可用低阶非线性相位设计实现频域滤波. 在心血管系统特性描述上, 基于“T-tube”模型的 IIR

传递函数有着明显优势, 为满足相同的幅频响应, FIR 和 IIR 所需的阶数相差悬殊. 但就 MBSI 算法而言, FIR 系数的盲辨识更容易实现. 权衡这两大条件, 本文尝试用 FIR 函数来描述脉搏波传导特性, 仿真数据选用图 3 中的三例典型脉搏波, 具体步骤如下.

1) 频域求解两通路传递函数.

两通路传递函数可通过系统输入与输出信号间的互功率谱密度和输入信号的功率谱密度的比值由 Welch's 平均周期法估计得到. 其中, 窗函数采用汉明窗. 将主动脉脉搏波 P_A 作为输入, 两路外周脉搏波 P_1 与 P_2 分别作为输出, 可求得 FIR 类型传递函数 TF_{A_1} 与 TF_{A_2} .

2) 两通路 FIR 系数求解.

两通路 FIR 系数可由频域传递函数的幅值与相位信息求解时域 FIR 模型得到. 设 n 与 m 分别为 IIR 或 FIR 函数分子与分母阶次; 输出 b 和 a 即为 IIR 或 FIR 的分子与分母系数. 将步骤 1 中求得的 TF_{A_1} , TF_{A_2} 分别代入, 设置 $m = 1, n = 5, 6, \dots, 40$, 采用最小二乘方法可得阶次分别为 5 到 40 的两路 FIR 传递函数各 36 组, 系数 b_{ij} 中 $i = 1, 2$ 表示通道的选择, $j = 5, 6, \dots, 40$ 为 FIR 阶次.

3) 还原两路输出波形, 评价 FIR 模型可行性.

将 FIR 的系数 b_{ij} 代入 FIR 差分数字滤波器后得到此 FIR 滤波器的输出 P_{ij} . 各阶次 FIR 性能可由系统输出 P_{ij} , P_{2j} 与原始波形 P_1 , P_2 间的误差来评价. 评价标准波形畸变率 (waveform distortion, WFD) 与整体能量差 (total energy difference, TED) 的定义如下:

$$WFD = \frac{\sum | (P_{ij} - \overline{P_{ij}}) - (P_i - \overline{P_i}) |}{\sum | P_i - \overline{P_i} |} \times 100\%, \quad (4)$$

$$TED = \frac{\sum | P_{ij} - P_i |}{\sum | P_i |} \times 100\%. \quad (5)$$

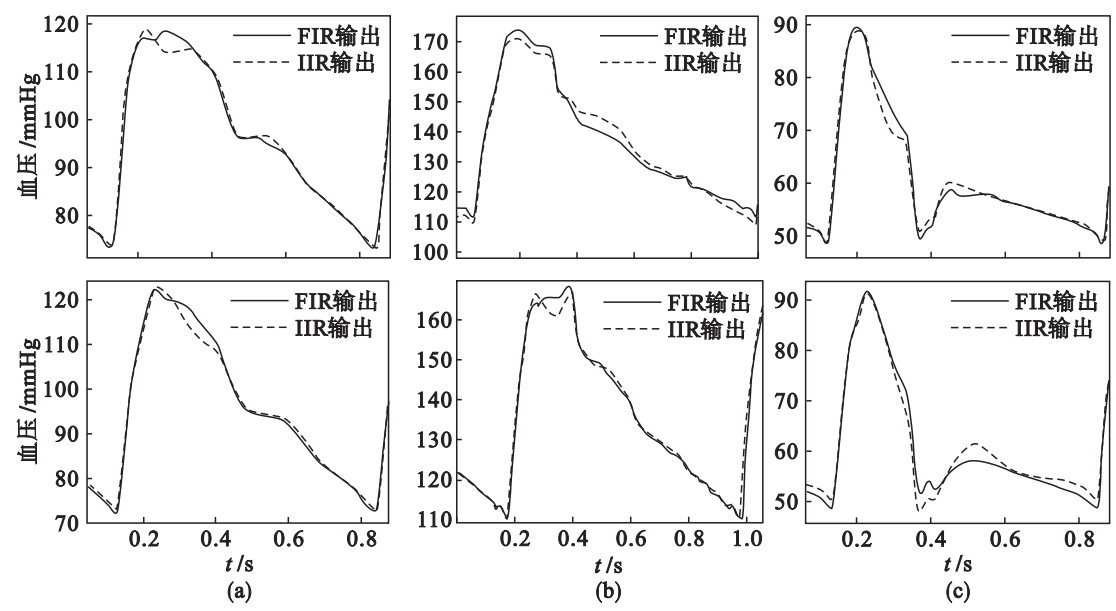
式中: $i = 1, 2$; $\overline{P_{ij}}, \overline{P_i}$ 表示平均值.

图 5 显示, 两波形间整体误差很小, 尤其是收缩压与舒张压误差均在 3 mmHg 以内, 已达临床可接受范围. “T-tube”模型对应为 IIR 数字系统.

图 6 显示了步骤 3 的误差分析结果, 其中 Pulse1, Pulse2, Pulse3 分别对应图 3 中正常生理状态、血管收缩状态以及血管舒张状态的脉搏波. 随 FIR 阶次 n 的增加, WFD 与 TED 均逐渐减小; 但 WFD 不受脉搏波均值影响, 更能反映波形间形态上的差异. 由图中虚线可知, 当 n 在 15 ~ 20

范围内时误差下降幅度开始减小;而 $n > 20$ 时,三种生理状态下 $WFD < 6\%$, $TED < 3\%$, 整体误差在可接受范围内; $n > 25$ 时 WFD 逐渐趋于一固定值,不再继续减小,这说明阶次增加已很难使 FIR

与 IIR 特性更加接近. 综合考虑系统误差与实用性,本文认为“T-tube”模型特性可由 15 到 25 阶 FIR 函数近似,这将为 MBSI 算法的阶次估计提供依据.

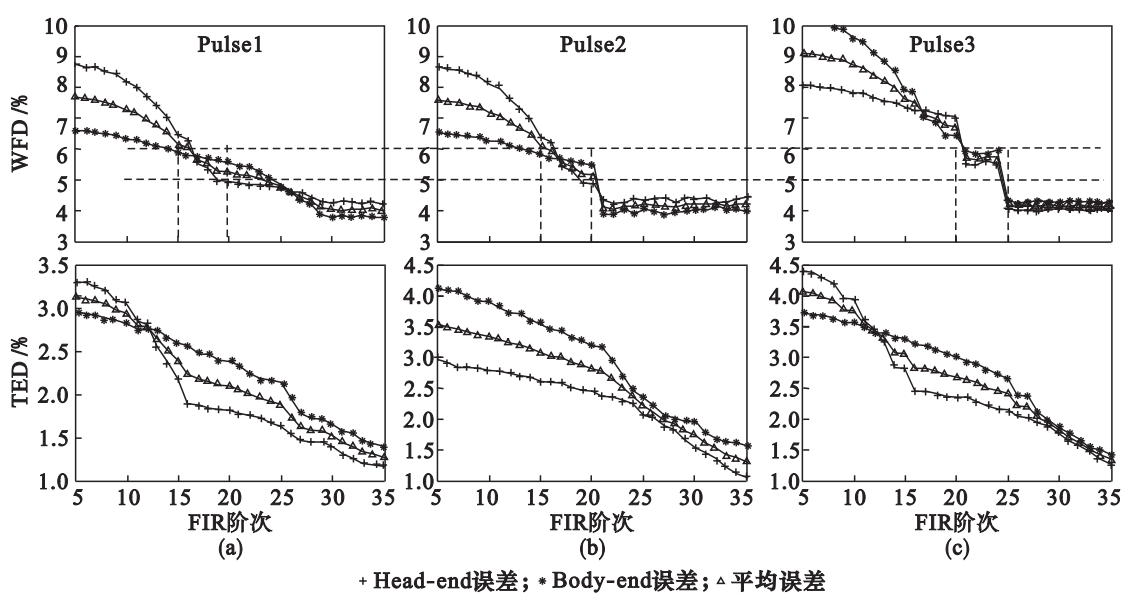


各子图中,上排为 Head-end 输出,下排为 Body-end 输出

图 5 “T-tube”输出波形(IIR 输出)与 FIR 估计波形比较

Fig. 5 Comparison of the output waves from ‘T-tube’ model and FIR

(a) —正常生理状态;(b) —血管收缩状态;(c) —血管舒张状态.



+ Head-end误差; * Body-end误差; ^ 平均误差

图 6 FIR 与“T-tube”输出间的误差变化趋势

Fig. 6 The deviation trend of the FIR and ‘T-tube’ outputs

a) —正常生理状态;(b) —血管收缩状态;(c) —血管舒张状态.

3 结 论

本文采用“黑箱”方法将各通路传递函数视为 FIR 函数,其阶次与系数均可由 CR 算法直接估计,大大降低了辨识难度.“T-tube”模型的验

证结果表明,MBSI 算法稳定性与准确性较好,能及时辨识心血管系统的不同状态.MBSI 算法产生的收缩压误差小于 4.6 mmHg,舒张压误差小于 4.2 mmHg.

(下转第 212 页)