

冠状动脉血管阻抗估计系统及其临床应用*

罗忠池, 汪源源, 王威琪

(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

张良惠, 钱菊英, 葛均波

(复旦大学附属中山医院心内科, 上海 200032)

摘要: 利用 PC 机和图像、信号采集设备, 建立冠状动脉血管阻抗的估计系统。该系统从血管内超声和血压检测仪器采集冠状动脉内的超声图像、血流多普勒和血压信号, 通过提取管腔的截面积曲线和流速信息, 获取血流量曲线。结合血压曲线, 计算冠状动脉的等效阻抗。系统对不同程度冠脉狭窄、心肌架桥和微循环障碍病人进行临床应用, 结果表明: 血管阻抗可以反映血管供血和扩张能力与不同类型、程度病症间的关系, 有望用于医学临床的辅助诊断。

关键词: 血管阻抗; 血管内超声; 多普勒信号; 冠状动脉

中图分类号: TB559 文献标识码: A 文章编号: 1000-3630(2004)01-0014-06

A coronary artery impedance estimation system and its clinical application

LUO Zhong-chi, WANG Yuan-yuan, WANG Wei-qi

(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

ZHANG Liang-hui, QIAN J-ying, GE Jun-bo

(Department of Cardiology, Zhongshan Hospital of Fudan University, Shanghai 200032, China)

Abstract: A PC-based system with video and signal acquisition boards is constructed to estimate coronary artery impedance. Intra-coronary ultrasound images, blood flow Doppler and pressure signals are acquired from intra-vascular ultrasound imaging and blood pressure detection instruments. The blood volume waveform is calculated based on an estimate of the lumen area of the coronary artery and the blood flow velocity waveform. Together with the blood pressure waveform, the coronary artery impedance is obtained. Clinical applications to patients with coronary stenosis, myocardium bridge and microcirculation dysfunction show that the impedance obtained with this system can reflect coronary artery's blood supply and reservation capability under various types and degrees of coronary diseases. The system is applicable to clinical diagnosis.

Key words: impedance of artery; intra-vascular ultrasound; Doppler signal; coronary artery

1 引言

临床上现有的诊断冠状动脉疾病的指标有: 冠

脉血流储备 (CFR) 和分数血流储备 (FFR_{myo}), 但它们分别只计入血流的平均峰值流速和平均血压, 忽略了血流、血压波形的变化信息, 且 CFR 受心率、血压和其它疾病影响, 在反映微循环障碍上有较大变异性, FFR_{myo} 只能反映狭窄情况, 在诊断合并微血管病变的狭窄时有局限性^[1,2]。为此, 本文用综合了血压和血流量信息的阻抗参数来评价微循环障碍和中等程度狭窄等病变。

血管内超声成像 (IVUS)^[3] 可以实时提供管腔和管壁形态、结构的切面图像, 从中可获得管腔截面

收稿日期: 2003-07-01; 修回日期: 2003-12-10

基金项目: 上海市青年科技启明星跟踪计划资助(01QMH1401)

作者简介: 罗忠池(1978-), 男, 江西南昌人, 硕士生, 研究方向: 医学超声和医学图像处理。

积随心动周期的变化曲线, 而冠脉内多普勒信号可以提供流速信息, 两者相乘可得到截面内的流量。根据机电类比原理, 由血压和流量可以估计冠脉的等效阻抗^[4]。由于冠脉阻抗的引入综合了多种因素, 有望直接反映冠脉对心肌的供血能力, 其最大变化即储备能力能更准确全面地反映血管的扩张能力, 其冠脉支干病变两侧的阻抗差能反映病变段血管对血流的影响。冠脉阻抗的获取, 有望为冠心病的诊断和治疗评价提供定量的指标。

2 系统与方法

本文建立的冠状动脉阻抗估计系统需要采集四路信息: 用视频采集卡(Studio DC10 Plus, Pinnacle 公司)从配有血管内超声导丝(UltraCross, 3.2/4.0 F, 30 MHz, Boston Scientific 公司)的成像仪器(ClearView UltraCVIS)的输出采集冠脉内 IVUS 视频图像, 用帧捕捉软件 Capture Studio 4 分解成 BMP 格式连续图像序列(25 帧/s 帧频, 256 阶灰度); 用多通道数据采集卡(PCI-6024E, National Instrument 公司)和虚拟仪器开发环境 Labview, 从配有血管内超声多普勒导丝(FloWire XT, 0.014in, 15 MHz, 脉冲多普勒探头, Endosonics)的多普勒仪器(FlowMap II, Cardiometric)和配有血管内压力导丝(WaveWire, 0.014in, 压力传感器, JOMETRICS)的压力检测仪器(WaveMap, Endosonics)

的输出分别采集血流多普勒和血压信号; 同时采集心电信号作为同步。其中血压和心电的采样频率为 400 Hz, 多普勒信号的采样频率为 50 kHz。系统的结构框图如图 1 所示, 其中虚线框内为 PC 机内的软硬件。

系统的软件主要也包括四个部分: 通过对每帧(IVUS)图像提取血管腔的轮廓估计出血管截面积的变化曲线; 从多普勒信号提取血流速度信息; 从流速和截面积曲线计算血流量; 从血流量和血压曲线估计等效阻抗。

动态轮廓检测法是边缘提取的常用方法, 它先确定包含目标轮廓的搜索区域; 接着定义一种能量形式来描述目标轮廓的特征(能量的定义要综合考虑图像灰度的变化和轮廓的连续性, 前者称为外部能量, 后者称为内部能量); 再用动态规划法搜寻出全局最小能量路径以得到最优的轮廓。

在 IVUS 图像管腔轮廓的自动提取中, 本系统使用一种改进的动态轮廓提取方法^[5]。动态轮廓算法的性能, 在很大程度上取决于对边界模型描述, 即能量的定义形式。以前方法常用灰度的梯度分布等作为外部能量, 易受噪声的干扰。这里采用了一种混合外部能量形式, 它结合了给定节点处径向灰度梯度和节点两侧径向方差之和。梯度对灰度的微小变化敏感, 而方差则考虑整列的灰阶分布, 受噪声影响小。两者结合的外部能量是对敏感性和抗噪性的

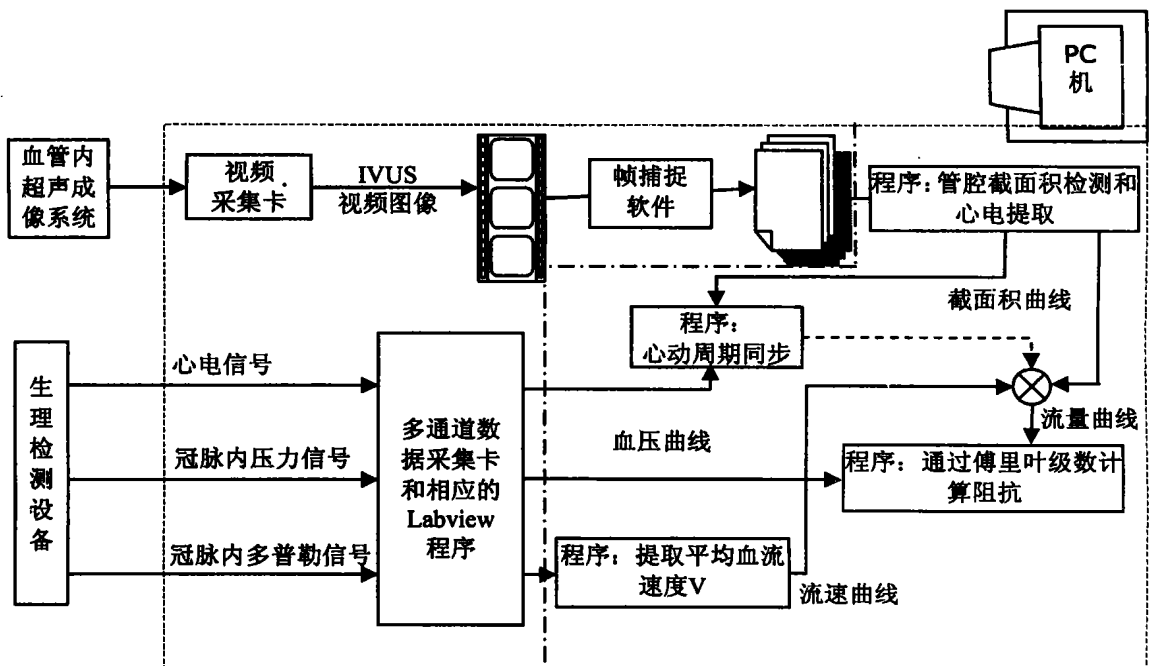


图 1 冠状动脉阻抗估计系统的结构图

折中,从而提高了IVUS图像管腔轮廓自动提取的准确性。

得到管腔的轮廓后,就可以通过积分计算出轮廓所包含的管腔面积。

例如,图2(a)给出了本系统提取一帧人体冠脉IVUS图像轮廓的结果,图2(b)为从IVUS图像序列计算出的大约8个心动周期的内腔截面积曲线。

对采集到的多普勒信号做5ms Hanning窗的短时傅里叶变换^[6],得到血流信号的声谱图 $S(f, t)$ 。结合形态学算子和基于全局最优的动态轮廓检测法对噪声背景的声谱图提取最大频率曲线 $f_{\max}(t)$,然后以功率密度为权计算平均频率曲线 $f_m(t)$ ^[7]:

$$f_m(t) = \frac{\int_0^{f_{\max}(t)} fS(f, t)df(t)}{\int_0^{f_{\max}(t)} S(f, t)df(t)} \quad (1)$$

根据多普勒效应公式,可以由最大频率曲线

$f_{\max}(t)$ 和平均频率曲线 $f_m(t)$,计算出最大流速曲线 $v_{\max}(t)$ 和平均流速曲线 $v_m(t)$ 。

$$v(t) = \frac{cf(t)}{2f_0 \cos \theta} \quad (2)$$

其中 c 为声速, f_0 为超声发射频率, θ 为超声束和血流方向的夹角。

例如,图3给出心电同步下大约5个心动周期的冠脉血流声谱图和最大流速、平均流速曲线。

在心电同步下,从冠腔截面积曲线 $A(t)$ 和平均流速曲线 $v_m(t)$ 可计算相应的血流量曲线 $q(t)$ 。而血压曲线 $p(t)$ 又是直接采集到的,因此通过计算血压和流量的傅里叶级数 $P(k\omega_c)$ 和 $Q(k\omega_c)$ (ω_c 为心动周期对应的圆频率),可按机电类比方法计算冠脉的等效阻抗:

$$R(k\omega_c) = \frac{P(k\omega_c)}{Q(k\omega_c)}, \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad (3)$$

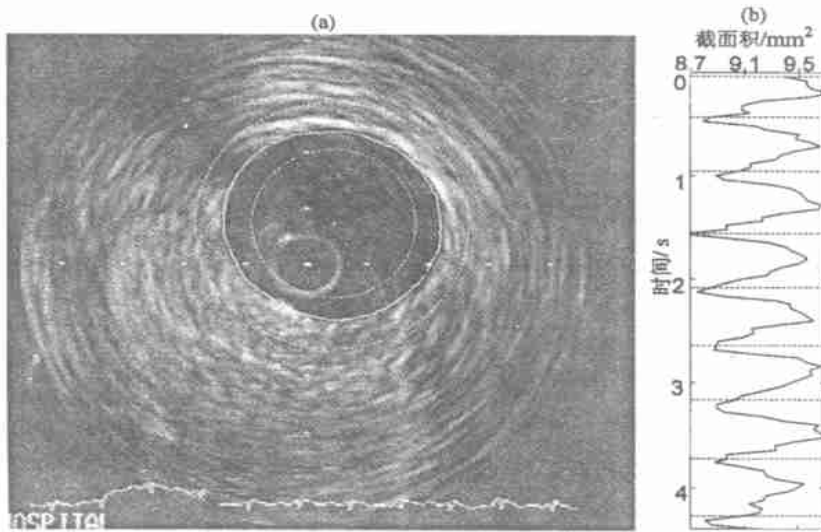


图2 (a) 一帧血管内超声图像,轮廓的环形搜索区域(虚线……)和所得的管腔轮廓线(实线——), (b) 计算出的约8个心动周期(心动周期以R波波峰划分,水平虚线)的冠脉内腔截面积曲线。

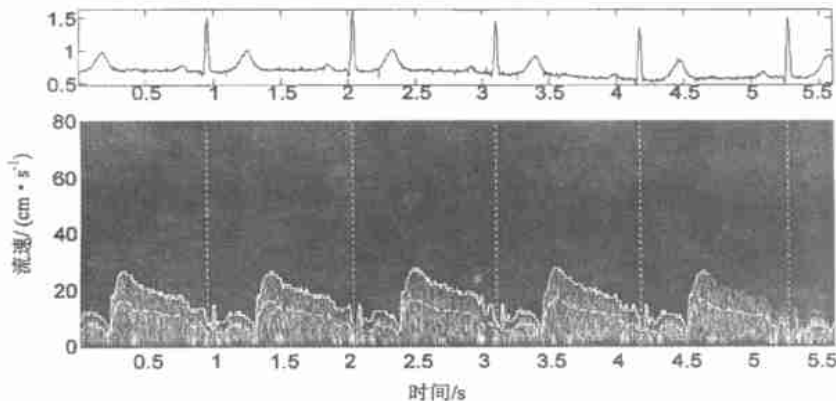


图3 心电同步下的声谱图及其提取出的近5个心动周期(以R波波峰划分, 竖直的点划线)的最大流速曲线(实线——)和平均流速曲线(虚线……)。

$R(k\omega)$ 表示血管对血流各次分量的阻抗, 其中 $P(0)$ 、 $Q(0)$ 分别为平均压和平均流量, 即直流量, 故 $R(0)$ 为正实数, 即为血流的平均阻抗; 其余各项均为复数, 相角表示该分量下的血压与血流的相位差。相角为正, 说明血流相位滞后, 体现血流的惯性因素, 相当于电路中的电感效应; 反之, 说明血流相位超前, 体现血管的顺应性因素, 相当于电路中的电容效应。

3 临床应用和结果

本系统对胸痛、胸闷入院行冠脉造影的病人 22 例进行临床应用, 其中冠脉造影未见明显异常的病人 12 例(微循环障碍 7 例, 排除微循环障碍 5 例), 冠脉肌桥 5 例(收缩期压迫 40%~90%), 冠脉支干中等程度狭窄 5 例(狭窄程度 40%~85%, 其中 2 例安装支架), 年龄为 43~74 岁。

对冠脉造影未见明显异常的 12 例, 将观察点置于冠脉左前降支中段, 测量基础态和最大充血态(分别对应注射血管扩充药物 $4/4$ 腺苷前后)的冠脉等效阻抗。对肌桥、冠脉狭窄(含安装支架前后)的 10 例, 将观察点置于病变的远端, 分别在基础态和最大充血态测量冠脉的等效阻抗, 同时在最大充血态, 用

病变两侧血压差和远端血流量计算病变段的等效输入阻抗。

冠脉内血流速度在注射腺苷后逐渐增大直至最大充血血流, 持续若干心动周期后, 随着药物的代谢, 血流又逐渐下降到基础态。临床上计算几个心动周期的平均峰值流速(APV), 将最大充血态和基础态的 APV 之比称为冠脉血流储备(CFR)。 CFR 是目前临床评价冠脉微血管最大扩张能力的重要指标。但在评价支干中等程度病变和微循环障碍中尚不够准确。对冠脉支干狭窄等病变, 临床上现用心肌血流储备分数(FFR_{myo})这一参数, 其定义为: $FFR_{myo} = (P_d - P_v) / (P_a - P_v) \approx P_d / P_a$, 其中 P_d 、 P_a 、 P_v 分别为冠脉远端、主动脉和静脉的血压, 因静脉压 P_v 相对动脉压很小, 常忽略不计。 FFR_{myo} 对评价单纯的血管狭窄病变有较好的特异性和敏感性, 但不能反映微血管的状况, 在诊断合并微血管病的狭窄病变时可靠性降低。可见, 在对冠脉进行血流动力学方面的功能评价时, 只考虑血压或血流速度是不够的, 需要将两者联系起来考察。

本文建立的系统所估计的阻抗综合了血流量和血压的信息, 不但有反映心动周期内的平均血流、血压的直流阻抗, 还能反映血流、血压的脉动成分(即各次谐波成分的关系), 可以更全面地反映微血管

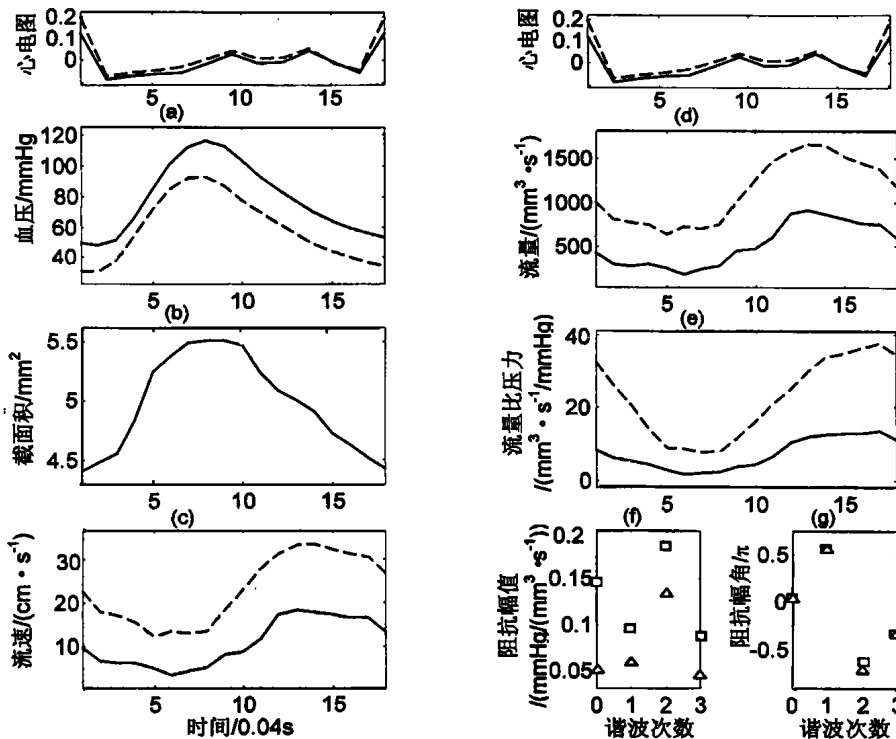


图 4 中度狭窄病例基础态(—和□)和最大充血态(---和△)下, 心电图(a), 冠脉左前降支远端血压(a)、截面积(b)、流速(c)、流量(d)、流量比血压(e)、阻抗的幅值(f)和幅角(g)

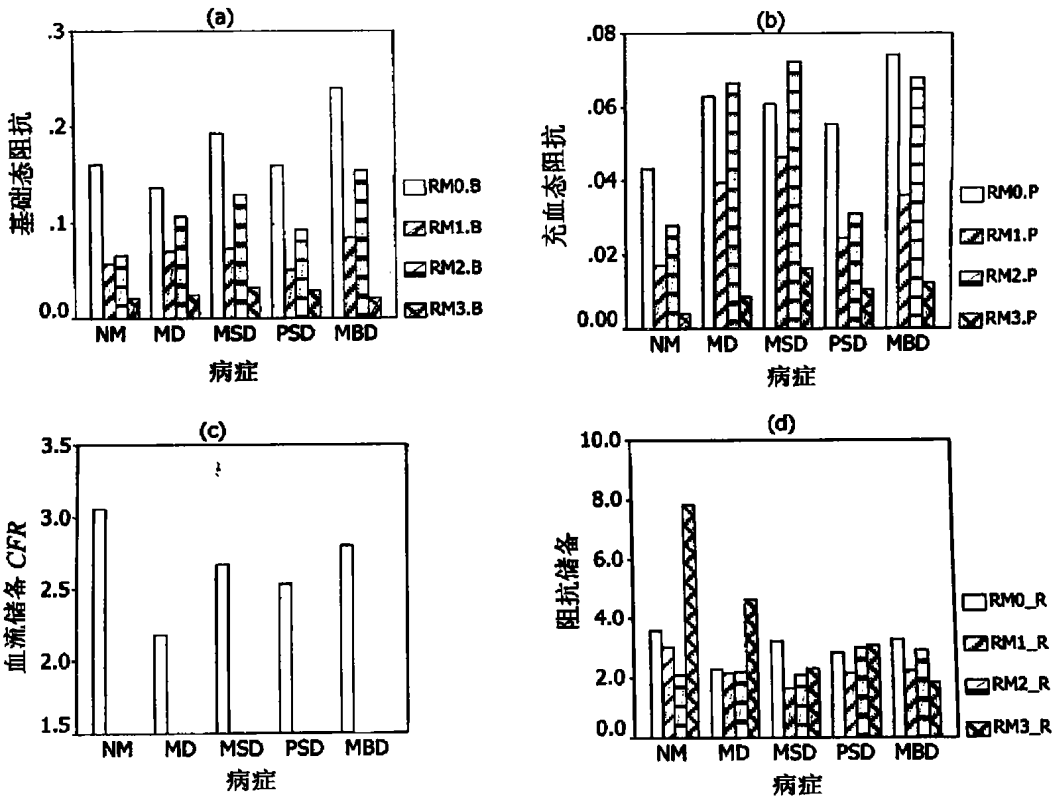


图5 正常血管中段(NM)、微循环障碍血管中段(MD)、中度狭窄远端(MSD)、支架后远端(PSD)和心肌肌桥远端(MBD)的各次谐波的基础态阻抗(a)、最大充血态阻抗(b)、血流储备(c)、阻抗储备(d)均值柱状图

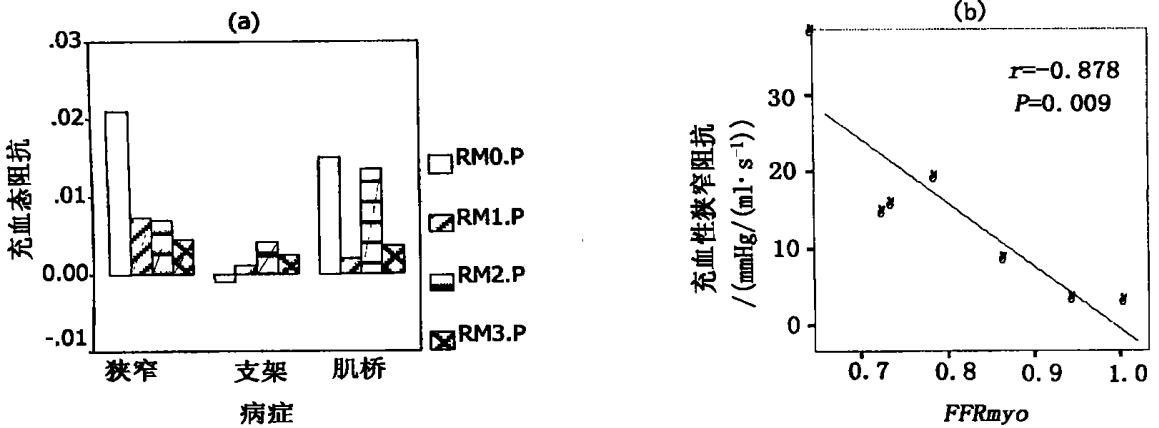


图6 (a)最大充血态下血管病变段各次阻抗的均值柱状图, (b)平均阻抗与 FFR_{myo} 的相关拟合图

的灌注能力。目前仅讨论等效阻抗的幅值, 记作 RM 。若感兴趣的除冠脉的灌注能力外, 还有冠脉微血管的扩张能力, 即储备能力, 可用基础态和最大充血态下微血管灌注能力的差异来表现。对于观察点所得的等效阻抗, 引入基础态各次阻抗和最大充血态各次阻抗之比为各次谐波的阻抗储备, 记作 $RM0_R, RM1_R, RM2_R, \dots$ 。

将病例分为 5 组: 正常血管(Normal, NM) 5 例、

微循环障碍血管(Micro Dysfunction, MD) 7 例; 中度狭窄(Moderate Stenosis Distal, MSD) 5 例(其中 2 例安装支架, Post Stent Distal, PSD); 心肌肌桥(Myocardial Bridge Distal, MBD) 5 例。

作为例子, 图 4 给出一例冠脉左前降支中度狭窄病例, 远端基础态和充血态, 心电同步下各血液动力学参数的曲线(或频谱)。

图 5 为临床测得的各组病人冠脉外周血管基础

态和充血态阻抗、血流储备和阻抗储备的均值柱状图。

从图 4 的曲线和图 5 的统计结果可观察到: 基础状态下 MD 的阻抗较之 NM 的阻抗无显著增大, 其直流阻抗甚至略低于 NM 的阻抗; MSD 和 MBD 的阻抗则要大于 NM 的阻抗。充血状态下, 血压比基础态略有减小, 而血流量显著增加, 各次阻抗的幅值均减小, 但横向来比较, MD、MSD、PSD、MBD 的阻抗较之 NM 阻抗的相对值有了显著的增大。其中 MD 的阻抗相对 NM 的阻抗的变化说明: 微循环障碍引起的阻抗增大要在充血态下才能更明显地反映出来, 此时微血管的扩张能力在外源腺苷作用下达达到饱和; 而基础态下可能由于内源腺苷的代偿作用, 阻抗比之正常血管增加不明显。这与文献 [8] 和其他动物试验的结果和解释是相符的。PSD 只有两例, 安装支架对外周血管阻抗的影响, 还有待于进一步积累数据。另外, 在基础和充血态下均观察到谐波项的阻抗较之直流分量的阻抗更为敏感, 其相对于 NM 阻抗的变化在 MD、MSD、MBD 下均大于直流阻抗的比值。相对于 NM 的血流储备和各次谐波阻抗储备, 储备能力普遍下降, 其中 MD 的减小最为明显, 这和储备能力直接反映微循环的功能障碍是吻合的。

下面来看对支干冠脉狭窄病例(含心肌肌桥病例)病变段阻抗的分析结果, 如图 6 所示。

从图 6 观察到: 支架置入后最大充血态下狭窄段各次阻抗大大减小, 几乎可忽略不计, FFR_{myo} 也显著改善。平均血流的最大充血态阻抗与 FFR_{myo} 呈明显的负相关关系($r = -0.875$)。狭窄段和肌桥段均有一定的阻抗, 但由于肌桥段血管在舒张早期存在“指尖”状血流, 其谐波分量对血流的贡献较其他病变大, 所以肌桥的一次、三次谐波阻抗相对于平均血流阻抗的幅值要显著小于其他病变情况, 这是肌桥病变的又一血流动力学特征。

4 结 论

本文使用血管内超声工程的新技术, 结合计算机的虚拟仪器、信号和图像处理技术, 建立了一种冠状动脉血管阻抗的测量系统。临床应用表明: 该系统测量的冠脉阻抗可以用于反映冠脉不同种类、不同程度病变对血管供血能力和储备能力的影响, 有望为冠状动脉循环的功能评价提供定量的指标, 为冠心病的介入治疗提供客观的指导和帮助。

参 考 文 献

- [1] 葛均波. 血管内超声多普勒学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000.
- [2] Meuwissen M, Siebes M, and Steven A, et al. Hyperemic stenosis resistance index for evaluation of functional coronary lesion severity [J]. *Circulation*, 2002, **106**(4): 441-446.
- [3] Bom N, Lenc e C, and Gussenhoven W J, et al. Basic principles of intra-vascular ultrasound imaging. in: *Intravascular Ultrasound Imaging*[M]. New York: Churchill Livingstone Medical Publishers, 1992. 7-15.
- [4] 柳兆荣, 李惜惜. 血液动力学原理和方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1997.
- [5] LUO Z, WANG Y, and WANG W. Estimating coronary artery lumen area with optimization-based contour detection[J]. *IEEE Trans. Med. Imag*, 2003, **22**(4): 564-566.
- [6] 汪源源, 刘斌, 吴晓峰, 等. 超声多普勒信号的频谱分析[J]. *声学技术*, 1998, **17**(2): 57-62.
- [7] 张羽, 汪源源, 王威琪, 等. 超声多普勒信号平均频率估计方法的比较研究[J]. *声学技术*, 2000, **19**(3): 127-130.
- [8] Hori M, Tamai M, and Kitakaze M, et al. Adenosine-induced hyperemia attenuates myocardial ischemia in coronary microembolization in dogs[J]. *American Journal of Physiology*, 1989, **257**(7): 244-251.

参 考 文 献

- [1] 胡航. 语音信号处理[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 2000. 20-22.
- [2] 刘载芳, 王大训, 张友奎. 声纳听音判型[M]. 海军出版社, 1999. 10-15.
- [3] 梁之安. 听觉感受和辨别的神经机制[M]. 上海: 上海教育出版社, 2001. 35-37.
- [4] Perry R Cook. *Music, Cognition, and Computerized Sound* [M]. MIT Press, 1999. 116-123.

(上接第 13 页)

海情、海况等的影响。因此短时能量分析的方法也存在一些局限性, 如当船舶辐射噪声空化严重, 在听觉上人耳不能很好的听测舰船辐射噪声节拍规律, 同时由于信号的信噪比较低, 在能量计算时造成信号的短时能量的强弱区区别不明显, 不能很好的对船舶辐射噪声进行特征提取。