

血管内超声图像的仿真*

张 麒¹ 汪源源¹ 王威琪¹ 马剑英² 钱菊英² 葛均波²

(1 复旦大学电子工程系 上海 200433)
(2 复旦大学附属中山医院心内科 上海 200032)

2008 年 2 月 15 日收到
2008 年 4 月 17 日定稿

摘要 血管内超声 (IVUS) 图像的仿真有助于检验诸如图像分割等图像处理算法的性能。提出一种 IVUS 图像仿真的方法。该方法在极坐标图像生成模型中引入环晕、导丝伪影, 并分别对粥样硬化斑块的纤维、脂质、钙化三个区域进行模拟, 实现静态图像的仿真; 运用血管随心脏搏动的变化规律, 实现序列图像的仿真。通过对 15 例真实 IVUS 图像、每例各 50 次的实验表明, 相对于传统的极坐标图像生成模型, 该方法仿真的图像与真实图像的相关系数提高了 56.9%, 互信息提高了 24.3%, 其仿真效果更加接近真实图像。
PACS 数: 43.35, 43.60

Simulation of intravascular ultrasound images

ZHANG Qi¹ WANG Yuanyuan¹ WANG Weiqi¹ MA Jianying² QIAN Juying² GE Junbo²

(1 Department of Electronic Engineering, Fudan University Shanghai 200433)
(2 Department of Cardiology, Zhongshan Hospital of Fudan University Shanghai 200032)

Received Feb. 15, 2008
Revised Apr. 17, 2008

Abstract It is helpful to use simulated intravascular ultrasound (IVUS) images during the validation of image processing algorithms such as the image segmentation. A method is proposed to simulate IVUS images. To accomplish the simulation of the static IVUS image, it introduces the ringdown and guidewire artifacts to the polar image-formation model, and simulates the fibrous, lipid and calcific content in the atherosclerotic plaque respectively. Utilizing characteristics of the pulsatile artery, the simulation of sequential IVUS images can also be achieved. The method is evaluated via 15 real IVUS images (with 50 experiments on each image), and results demonstrate that it outperforms the traditional polar image-formation model by 56.9% in terms of the correlation coefficient of simulated and real images, and 24.3% in terms of the mutual information of simulated and real images.

引言

血管内超声 (intravascular ultrasound, IVUS) 是一种实时显示血管横截面结构的超声成像技术, 对冠状动脉疾病的诊断和治疗有重要价值^[1-3]。近年来, IVUS 在动脉粥样硬化斑块的研究中得到了广泛应用^[4-6]。由于 IVUS 是一种基于导管的侵入性成像技术, 获取 IVUS 图像需要借助介入性手段, 较为繁琐^[7]。而计算机仿真可以在有限的硬件设备、较短的时间内得到大量的 IVUS 图像, 不失为一种

方便快捷的图像获取方法。IVUS 仿真图像数据库的创建, 为基于 IVUS 的图像处理算法 (如图像分割) 的性能测试提供了便利。此外, 计算机仿真有助于分析不同的成像参数对 IVUS 图像效果的影响, 从而为临床上获取更高质量的图像提供有益的参考^[8]。

目前 IVUS 图像的计算机仿真主要有 3 种方法: 极坐标图像生成模型 (Polar Image-Formation Model, PIFM)^[9-10], 差分背散射横截面法 (Differential Back-scattering Cross-section, DBC)^[8], 以及基于组织病理学的方法^[11]。PIFM 法在极坐标系下模拟超声束的

* 国家重点基础研究规划基金项目 (2006CB705707)、国家自然科学基金项目 (30570488, 30671998)、上海市重点学科建设项目 (B112) 和上海曙光追踪计划 (06GG03)。

传播特性得到图像，并插值重建出笛卡尔坐标系下的图像；该方法基本原理与实际图像的生成过程较接近，且简单易行，但是它尚未考虑 IVUS 图像中广泛存在的伪影现象。DBC 法根据散射体的离散分布及其背散射横截面构建仿真模型，该方法虽已考虑了环晕伪影，但未涉及其它伪影。基于组织病理学的方法需要提供组织病理学图片作为仿真的依据，但组织病理学图片一般通过尸检得到，因此大大降低了该方法的可行性和便捷性。以上三种方法还有一些共同的缺点：它们均未考虑粥样硬化斑块的不同组成部分在 IVUS 图像上的不同影像特征，所以仿真效果与实际图像存在一定差异；它们均侧重于静态图像的仿真，而 IVUS 是实时视频成像，因此有必要进一步研究视频序列的仿真方法。

针对以往方法的不足，本文提出了一种 IVUS 图像仿真的新方法。该方法以 PIFM 法为基础，引入了环晕伪影、导丝伪影两类常见的伪影干扰，并有针对性地对粥样硬化斑块的纤维、脂质、钙三类不同组成部分进行仿真，最后，该方法根据心脏搏动的规律，自动生成 IVUS 序列图像。

1 原理与方法

1.1 极坐标图像生成模型

IVUS 系统是通过声束旋转扫描进行成像的 B 型超声系统^[1,6]，因此在极坐标系下进行仿真的 PIFM 模型能较贴切地反映成像过程。这里先介绍 PIFM 模型^[9-10]。

在极坐标系下，IVUS 系统采集的原始射频信号 $F(r, \theta)$ 可以表示为：

$$F(r, \theta) = h(r, \theta) * T(r, \theta), \tag{1}$$

其中 $h(r, \theta)$ 为 IVUS 系统的点扩散函数，即冲激响应， $T(r, \theta)$ 为待成像目标区域的声阻抗差异函数。假定 $h(r, \theta)$ 是时不变、可分离的，则 $h(r, \theta)$ 可表示为：

$$h(r, \theta) = \cos(2k_0r) \exp[-r^2/(2\sigma_r^2) - \theta^2/(2\sigma_\theta^2)], \tag{2}$$

其中波数 $k_0 = 2\pi f_0/c$ ， c 为声波在组织中的传播速度， f_0 是中心频率； σ_r 代表发射超声波的脉冲宽度， σ_θ 代表波束宽度。 $T(r, \theta)$ 表征目标区域中声阻抗的差异^[9]，一般为^[12]：

$$T(r, \theta) = G(r, \theta)E(r, \theta), \tag{3}$$

其中 $G(r, \theta)$ 为均值 $\mu = 0$ ，标准差 $\sigma = 1$ 的高斯白噪声； $E(r, \theta)$ 为预先设定好的各组织（如内腔、内膜、外膜等）的分布图，其数值代表了高斯白噪声的标准差，亦即组织产生回声的能力。若某个组织的 E 值较大，则该组织的声阻抗的差异较大，回波信号较强，该组织在 B 超图像上的亮度较强。

由式 (1) 得到的 $F(r, \theta)$ 是带通信号，经包络幅度检波^[12] 后的图像为：

$$A(r, \theta) = |F_a(r, \theta)| = |F(r, \theta) + j\hat{F}(r, \theta)|, \tag{4}$$

其中 $\hat{F}(r, \theta)$ 是 $F(r, \theta)$ 的希尔伯特变换。 $A(r, \theta)$ 经过对数压缩得到极坐标系下的 B 型超声图像 $I(r, \theta)$ ，再经双线性插值即得到笛卡尔坐标系下的 IVUS 图像 $I(x, y)$ 。

1.2 伪影的仿真

PIFM 模型并未考虑伪影现象，但实际 IVUS 图像中伪影往往是较难避免的^[1,7]。本文根据 IVUS 伪影的特性，对其中两种比较典型的伪影，即导丝伪影 (guidewire artifact) 和环晕伪影 (ringdown artifact) 进行仿真，以使得仿真效果与实际情况更加接近。

IVUS 系统机械探头使用侧面导丝，超声发射信号在传播到导丝时，由于导丝与其前方的组织声阻抗差异非常大，在界面上发生强反射，而后方几乎没有声波透射，因此导丝位置在 IVUS 图像上呈现为亮的回声信号，在导丝后方是声影，这种现象称之为导丝伪影^[7]。由上述成像原理可知，只要在式 (3) 血管组织的分布图 $E(r, \theta)$ 中加入导丝因素，便可仿真导丝伪影。

设导丝在极坐标系下的位置为 (r_g, θ_g) ，导丝尺寸为 $\Delta r_g \times 2\Delta \theta_g$ ，则加入导丝后的组织分布图为：

$$E_G(r, \theta) = \begin{cases} E_g \exp[-(\theta - \theta_g)^2/\delta_g], & \text{if } r \in [r_g, r_g + \Delta r_g], \theta \in [\theta_g - \Delta \theta_g, \theta_g + \Delta \theta_g], \\ E_s, & \text{if } r > r_g + \Delta r_g, \theta \in [\theta_g - \Delta \theta_g, \theta_g + \Delta \theta_g], \\ E(r, \theta), & \text{elsewhere,} \end{cases} \tag{5}$$

其中 E_g 取大值，表示导丝处声阻抗差异很大，在 B 型超声图像中呈亮点； E_s 取小值，模拟导丝的遮挡

效应，使得后方组织在 B 型超声图像中呈声影；高斯加权项 $\exp[-(\theta - \theta_g)^2/\delta_g]$ 中 δ_g 可以控制导丝亮点

的实际宽度, δ_g 大, 则亮点较宽, 呈条状。导丝伪影在图像上可呈现为多重亮回声^[7]。由于多重回声的角度 θ_g 是相同的, 只需在径向 r 的不同位置进一步修正式 (5) 即可达到预期效果。

环晕伪影是由超声压电晶体启动时的环晕效应引起的。在声波脉冲的传播期间, 接受器的电路关闭以防止其电流的超负荷, 信号返回时接受器打开接收回波信号, 传播脉冲的轨迹将出现在 IVUS 图像中央空白区的周围, 呈现为高亮度的晕环^[1,7]。环晕伪影并非声阻抗差异引起的超声影像, 仿真时不需像导丝伪影一样对 $E(r, \theta)$ 进行修正, 因此本文直接在极坐标系下的 B 型超声图像 $I(r, \theta)$ 中加入环晕伪影。由于机械扰动, 不同 θ 处的环晕伪影的厚度是不尽相同的。将环晕伪影依据 r 从小到大拆分为两部分, 固定厚度部分及扰动部分, 则加入环晕伪影的新图像为:

$$I_R(r, \theta) = \begin{cases} I_1, & \text{if } r \in [r_p, r_{p1}], \\ I_1 \exp[(r - r_{p1})^2 / \delta_\theta], & \text{if } r \in [r_{p1}, r_{p2}], \\ I(r, \theta), & \text{elsewhere,} \end{cases} \quad (6)$$

其中 I_1 为环晕伪影贴近探头处的灰度值, r_p 为探头半径, $r \in [r_p, r_{p1}]$ 间存在固定厚度的环晕伪影, 而 $r \in [r_{p1}, r_{p2}]$ 间存在环晕扰动, 由高斯扰动项中的 δ_θ 决定, 不同 θ 处将随机产生不同的 δ_θ 。

1.3 纤维、脂质、钙化区的仿真

IVUS 图像仿真过程中, 设定好内腔轮廓、内 - 中膜边界, 即确定了动脉粥样硬化斑块的分布位置。以往各方法均对整个斑块内部设定相同的参数 (如 PIFM 法的 $E(r, \theta)$ 值) 进行仿真。但是实际斑块中存在不同的物质, 主要有纤维、脂质、钙等三类^[1,3,13], 其声学性质不同, 在 IVUS 图像上的表现也不同: 脂质表现为低回声, 钙表现为高回声, 而纤维介于两者之间^[1,3,14]。因此, 为使仿真效果尽可能接近实际图像, 应该对三类物质所处的区域区别对待, 分别进行模拟。

一般情况下, 纤维化区域占斑块的大部分面积^[1], 因此, 我们在斑块中手工设定好脂质区和钙化区的边界, 则剩余部分即为纤维区。三个区域的 $E(r, \theta)$ 值不同, 设纤维区 Ω_f 、脂质区 Ω_l 和钙化区 Ω_c 的 $E(r, \theta)$ 分别为 E_f, E_l, E_c , 则三者应满足: $E_l < E_f < E_c$ 。钙化区后方回声衰减, 常伴有声影^[1,7,14], 为符合这种情况, 减小钙化区后方的 $E(r, \theta)$ 值。综上所述, 考虑了斑块不同组成部分的组织分布图 $E_P(r, \theta)$ 为:

$$E_P(r, \theta) = \begin{cases} E_f, & \text{if } (r, \theta) \in \Omega_f, \\ E_l, & \text{if } (r, \theta) \in \Omega_l, \\ E_c, & \text{if } (r, \theta) \in \Omega_c, \\ \alpha_c E(r, \theta), & \text{if } r > r_{c,\theta}, \theta \in [\theta_{c1}, \theta_{c2}], \\ E(r, \theta), & \text{elsewhere,} \end{cases} \quad (7)$$

其中 θ_{c1}, θ_{c2} 表示钙化区在极坐标系下所处的角度范围, $r_{c,\theta}$ 表示角度为 θ 的声束扫描线上钙化区离探头距离的最大值, $\alpha_c < 1$ 是乘法因子, 用以减弱钙化区后方的 $E(r, \theta)$ 值。

1.4 序列图像仿真

上述 1.1 至 1.3 已能较逼真地模拟出一幅静态的 IVUS 图像。由于实际 IVUS 图像是视频序列, 有必要实现序列图像的仿真。以往方法很少考虑序列图像的仿真。文献 10 预先给定每一帧图像的血管轮廓从而得到不同组织的分布图, 对每帧图像进行仿真后形成视频序列, 但是这样做显然只是对静态图像仿真的简单扩展。若序列图像帧数较多, 手工设定每一帧图像的轮廓将耗费大量时间、精力, 为减少手动工作量, 希望能够根据第一帧设定好的轮廓, 快速、自动地演变得到后续帧的轮廓, 从而得到各帧相应的组织分布图。本文借助血管收缩舒张的变化规律实现上述功能。

首先在笛卡尔坐标系中给定第一帧图像的探头位置、导丝位置、内腔轮廓、中 - 外膜边界、脂质区及钙化区轮廓, 由上述 1.1 至 1.3 得到第一帧仿真图像。

假定第一帧图像为心脏舒张末期图像 (血管内腔面积最小), 由该帧的内腔面积自动确定一条面积变化曲线 $S(t)$:

$$S(t) = \begin{cases} \gamma \sin(f_c \pi t) \exp(-\alpha \pi t) + \beta, & \text{if } t \in (0, 1/f_c], \\ S(t - 1/f_c), & \text{if } t > 1/f_c, \\ S(t + 1/f_c), & \text{if } t \leq 0, \end{cases} \quad (8)$$

$S(t)$ 是一个四参数的周期函数, 该函数为正弦函数和指数函数的乘积。其中 f_c 为心跳频率, 即 $S(t)$ 的频率; β 为最小面积 S_{\min} , 出现在 $t = 0$ 时刻 (即第一帧); 最大面积 S_{\max} 出现在 $t = \arctg(f_c / \alpha) / (f_c \pi)$ 时刻, 可见在 f_c 确定的情况下, α 控制着血管扩张到 S_{\max} 的时刻; γ 为扩大系数, 影响 S_{\max} 的大小。 $S(t)$ 的波形能较好地表征内腔面积随心脏搏动的变化规律。

设第 n 帧图像的内腔面积为 $S(t_n)$, 则第 $n + 1$ 帧的内腔轮廓由第 n 帧的轮廓向外扩展 (或向内收缩) 得到。在极坐标系下, 假设第 n 帧的内腔轮廓离

散化为 K^L 个点 $p_{i,n}^L = (r_{i,n}^L, \theta_{i,n}^L)$, $i = 1, \dots, K^L$, 则第 $n + 1$ 帧的内腔轮廓点 $p_{i,n+1}^L$ 变为:

$$\begin{cases} r_{i,n+1}^L = \lambda^L \sqrt{S(t_{n+1})/S(t_n)} r_{i,n}^L, \\ \theta_{i,n+1}^L = \theta_{i,n}^L, \end{cases} \quad (9)$$

其中 $\lambda^L \sqrt{S(t_{n+1})/S(t_n)}$ 称之为扩大系数, 对于内腔轮廓 $\lambda^L = 1$ 。同理, 第 $n + 1$ 帧的中 - 外膜边界、斑块钙化区、脂质区轮廓均可以通过第 n 帧轮廓向外扩展 (或向内收缩) 得到, 公式同式 (9)(将式中上标分别替换为 MA , c 和 l)。由于钙化区弹性较差^[13], 其轮廓伸缩能力不如其它组织, 所以 $\lambda^c < 1$; 而脂质区弹性较好^[13], $\lambda^l > 1$ 。由此可知, 只要给定了第一帧的血管轮廓, 便可以依次得到后续帧的轮廓, 进而仿真得到相应的 IVUS 图像。

为了使仿真效果与实际情况更相符, 对每一帧图像都加入了探头轻微扰动所产生的影响。因为探头在 IVUS 图像中的坐标点是静止不动的, 所以探头的扰动相当于成像目标平移 (dx, dy) 、旋转 $d\theta$ 。

2 实验与结果

本文先仿真单帧静态图像, 接着仿真序列图像,

最后与以往方法进行比较, 给出定性、定量比较的结果。

2.1 静态图像仿真结果

先仿真一帧图像。作为例子, 图 1(a) — 图 1(f) 给出了仿真的全过程。先在笛卡尔坐标系中设定好探头位置、导丝位置, 并确定血管几何结构, 即通过手工描点给定血管内腔轮廓、中 - 外膜边界、脂质区及钙化区轮廓 (如图 1(a) 所示)。为减少手工操作, 内 - 中膜边界并非手工描点得到, 而是通过中 - 外膜边界内缩 d_M (即中膜厚度) 距离得到。接着, 将上述各轮廓变换到极坐标系下, 设定组织分布图 $E(r, \theta)$ (如图 1(b) 所示)。这里, 各参数设置如下: 内腔、中膜、外膜的 $E(r, \theta)$ 分别设为 $E_L = 0.1$, $E_M = 0.1$, $E_A = 0.9$, 而斑块 (内膜) 的纤维、脂质、钙化区的 $E(r, \theta)$ 分别设为 $E_f = 0.4$, $E_l = 0.1$, $E_c = 1.5$, 钙化区后方乘法因子 $\alpha_c = 0.2$ 。加入导丝伪影后的组织分布图如图 1(c) 所示。这里, 设置导丝有三重伪影, $E_g = 0.9$, $E_s = 0.1$ 。模拟得到 B 型超声图像 $I(r, \theta)$ 如图 1(d) 所示, 各参数设置为 $f_0 = 30 \text{ MHz}$, $c = 1540 \text{ m/s}$ 。加入环晕伪影后如图 1(e) 所示。最后双线性插值得到图 1(f), 即笛卡尔坐标系下的 IVUS 图像。

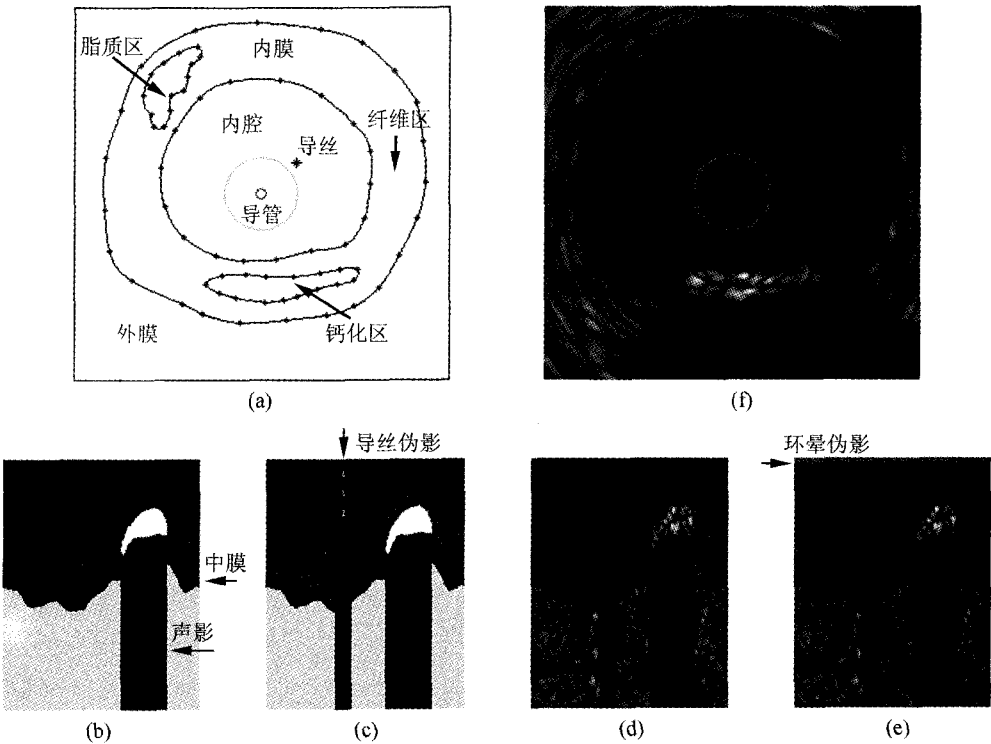


图 1 IVUS 静态图像仿真全过程, (a) 血管几何结构, (b) 组织分布图, (c) 加入导丝伪影, (d) B 型超声图像, (e) 加入环晕伪影, (f) 最终生成的 IVUS 图像。

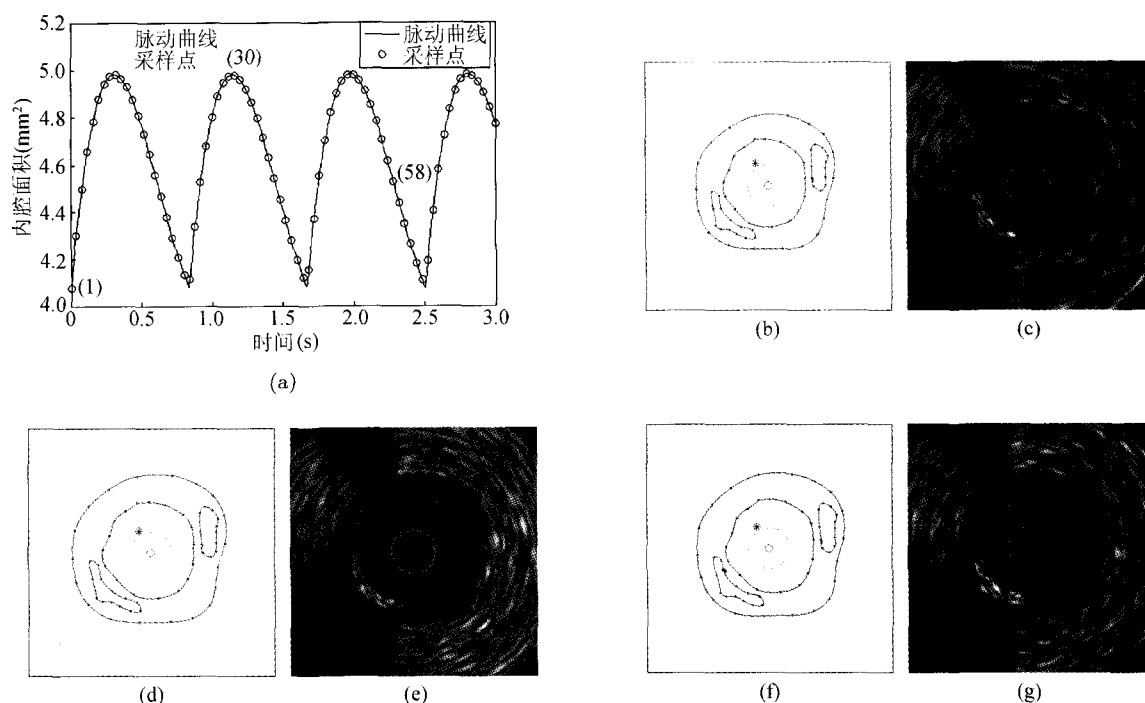


图 2 IVUS 序列图像仿真, (a) 血管内腔面积变化曲线, (b), (d), (f) 第 1, 30, 58 帧的血管几何结构, (c), (e), (g) 第 1, 30, 58 帧的仿真 IVUS 图像。

2.2 序列图像仿真结果

依据 1.4 得到仿真的序列图像, 图 2 为一例仿真结果。图 2(a) 为式 (8) 得到的血管内腔面积变化曲线。图 2(b)、图 2(d)、图 2(f) 为算法根据内腔面积变化曲线自动确定的第 1, 30, 58 帧的血管几何结构, 图 2(c)、图 2(e)、图 2(g) 为相应的各帧仿真图像, 从图中能看出血管不同时相的伸缩。仿真时的参数设置如下: 心跳频率 $f_c = 1.2$ Hz, 视频采样率为 25 Hz, $\alpha = 0.5$ Hz, $\beta = 4.0779$ mm², $\gamma = 1.6$ mm², $\lambda^L = \lambda^{MA} = 1$, $\lambda^c = 0.97$, $\lambda^l = 1.03$ 。

2.3 方法比较

给定一幅实际 IVUS 图像, 并在图像上手工描点得到血管几何结构, 分别用本文方法和 PIFM 法进行仿真, 定性观察仿真图像与实际图像是否吻合, 继而用定量指标量化仿真图像与实际图像的吻合程度。

2.3.1 比较静态图像仿真效果

实际 IVUS 图像均是在复旦大学附属中山医院心内科导管室采集到的灰度图像, 设备有 Boston Scientific 公司的血管内超声导管 (UltraCrossTM 3.2, 3.2/4.0F, 30 MHz, 机械探头) 及其超声仪器 (ClearView UltraCVIS)。根据 15 例样本, 设计了 3 组实验。第 1 组实验对象为 5 例纤维斑块 (不含显著的脂质和钙化区) 的 IVUS 图像, 第 2 组实验对象为 5 例含有钙化区的斑块图像, 第 3 组实验对象

为 5 例含有脂质区的斑块图像。每个样本均取一帧图像, 以比较静态图像的仿真效果。由于式 (3) 中的高斯白噪声 $G(r, \theta)$ 是随机产生的, 所以对每个样本都进行 50 次实验, 以验证方法的稳定性。

先进行定性比较, 通过视觉观察判断仿真图像与真实图像是否相似。作为例子, 图 3(a) 给出一幅含有两个钙化区域的实际 IVUS 图像, 图 3(b) 是本文方法的仿真结果, 图中探头周围的环境伪影, 7 点钟方向的导丝伪影, 2~3 点钟、8~9 点钟方向的钙化区及后方声影等信息都已得到较好的反映, 而图 3(c) 为 PIFM 法仿真结果, 与图 3(a) 的视觉效果有较大差距。图 3(d)~图 3(f) 分别为图 3(a)~图 3(c) 的直方图, 图 3(e) 与图 3(d) 均为“单峰”, 形态较接近, 而图 3(f) 中出现“双峰”, 形态与图 3(d) 有较大差别。

以往文献在验证 IVUS 图像仿真效果时一般只进行视觉上的定性比较, 未给出定量指标^[8-11]。为了更好地比较仿真图像与实际图像的接近程度, 我们从图像配准领域引入两个定量指标。根据图像配准原理, 相关系数 (Correlation Coefficient, CC)^[15] 和互信息 (Mutual Information, MI)^[16-17] 可以比较好地刻画两幅图像的相似程度, 图像越相似, 则相关系数和互信息越大。因此可以用相关系数和互信息来定量评价 IVUS 仿真图像与实际图像的吻合程度。

真实图像 $I_{re}(x, y)$ 和仿真图像 $I_{si}(x, y)$ 间的相关

系数定义为:

$$CC = \frac{\sum_x \sum_y (I_{re} - \bar{I}_{re})(I_{si} - \bar{I}_{si})}{\sqrt{\sum_x \sum_y (I_{re} - \bar{I}_{re})^2 \sum_x \sum_y (I_{si} - \bar{I}_{si})^2}}, \quad (10)$$

其中 \bar{I}_{re} 和 \bar{I}_{si} 分别为 I_{re} 和 I_{si} 的均值。 I_{re} 和 I_{si} 的互信息定义为:

$$MI = H(I_{re}) + H(I_{si}) - H(I_{re}, I_{si}), \quad (11)$$

其中 $H(I_{re}), H(I_{si})$ 分别为 I_{re} 和 I_{si} 的香农熵, $H(I_{re}, I_{si})$ 为两图的联合熵。

表 1、表 2 和表 3 分别给出了 3 组实验的定量结果。表格以“均值 ± 标准差”的形式列出每例样本 50 次实验的结果, 并列出了每组实验 5 例样本的平均结果。图 4 绘出了全部 15 例样本与相应的仿真图像的相关系数和互信息, 图中 1—5 例样本为第 1 组实验, 6—10 为第 2 组实验, 11—15 为第 3 组实验。

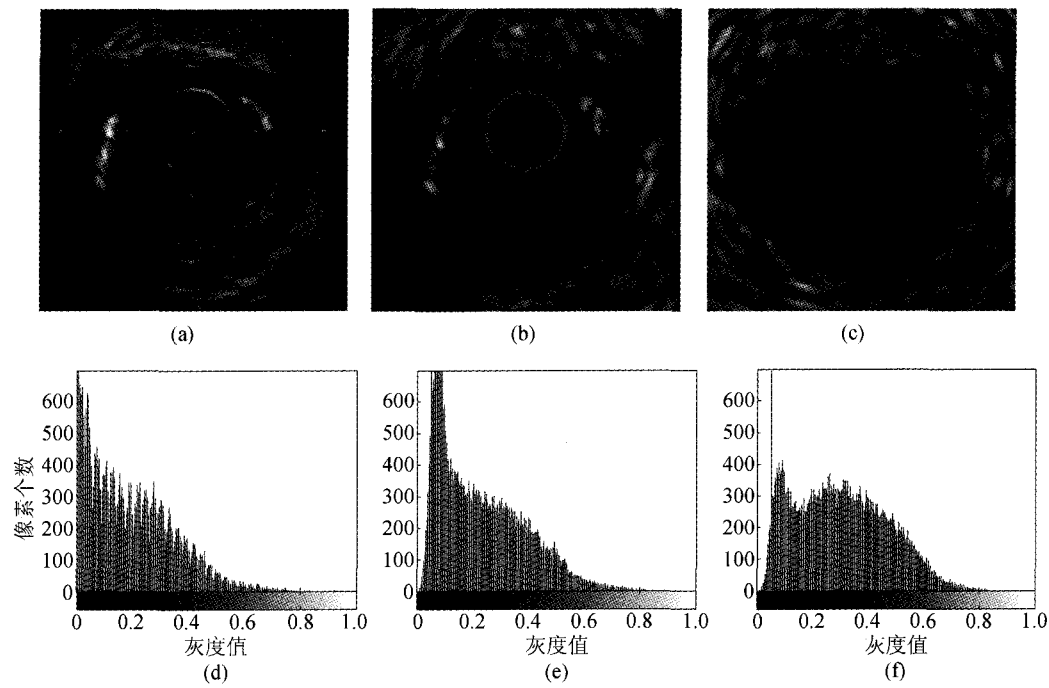


图 3 本文方法与 PIFM 法的定性比较, (a) 真实图像, (b) 本文方法仿真的图像, (c) PIFM 法仿真的图像, (d) — (f) 依次为 (a) — (c) 的直方图。

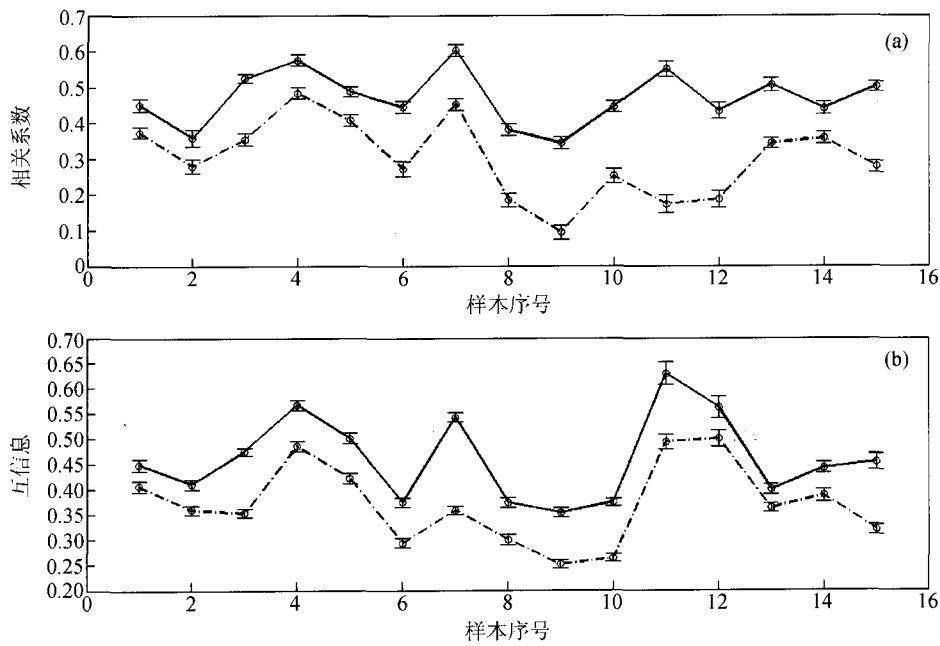


图 4 本文方法与传统 PIFM 法的定量比较 (实线代表本文方法, 点划线代表传统 PIFM 法), (a) 相关系数, (b) 互信息。

表 1 纤维斑块的仿真结果定量比较

指标	方法	五例样本					样本平均
相关系数	本文方法	0.450±0.018	0.358±0.024	0.524±0.012	0.575±0.016	0.488±0.015	0.479
	PIFM	0.373±0.015	0.279±0.020	0.354±0.018	0.484±0.016	0.407±0.016	0.379
互信息	本文方法	0.448±0.012	0.410±0.010	0.475±0.008	0.567±0.010	0.501±0.011	0.480
	PIFM	0.406±0.011	0.359±0.010	0.353±0.008	0.485±0.010	0.422±0.010	0.405

表 2 含脂质区斑块的仿真结果定量比较

指标	方法	五例样本					样本平均
相关系数	本文方法	0.445±0.017	0.602±0.016	0.381±0.017	0.344±0.017	0.446±0.016	0.444
	PIFM	0.271±0.021	0.452±0.017	0.185±0.019	0.095±0.020	0.252±0.020	0.251
互信息	本文方法	0.374±0.009	0.543±0.009	0.373±0.010	0.354±0.010	0.374±0.008	0.404
	PIFM	0.293±0.009	0.359±0.009	0.300±0.010	0.251±0.009	0.263±0.007	0.293

表 3 含钙化区斑块的仿真结果定量比较

指标	方法	五例样本					样本平均
相关系数	本文方法	0.551±0.020	0.434±0.022	0.507±0.019	0.441±0.017	0.502±0.014	0.487
	PIFM	0.173±0.024	0.187±0.023	0.344±0.014	0.357±0.016	0.278±0.017	0.268
互信息	本文方法	0.630±0.023	0.562±0.022	0.400±0.010	0.442±0.011	0.454±0.016	0.498
	PIFM	0.494±0.015	0.500±0.017	0.363±0.008	0.387±0.012	0.320±0.010	0.413

表 4 序列图像仿真结果定量比较

指标	方法	纤维斑块	含钙化区斑块	含脂质区斑块	样本平均
相关系数	本文方法	0.412±0.064	0.349±0.059	0.342±0.058	0.368
	PIFM	0.356±0.022	0.193±0.024	0.182±0.037	0.244
互信息	本文方法	0.348±0.042	0.529±0.033	0.297±0.023	0.392
	PIFM	0.333±0.014	0.476±0.022	0.256±0.012	0.355

由表 1—表 3 和图 4 可知, 无论对何种斑块, 本文方法的仿真图像与真实图像的 CC 和 MI 相对 PIFM 法均有不同程度的提高, 尤其是第 2 组、第 3 组实验效果的提高更显著。这是由于第一组实验的斑块只含纤维区, 本文方法只比 PIFM 法多考虑了伪影的干扰, 而后二组实验本文方法还兼顾了脂质、钙化的特点, 所以仿真效果比 PIFM 法有了较大提高。总体而言, 对 15 例样本, 本文方法得到的 CC 为 0.470, 比 PIFM 法提高了 0.170, 提高百分比为 56.9%; 本文方法得到的 MI 为 0.460, 比 PIFM 法提高了 0.090, 提高百分比为 24.3%。

2.3.2 比较序列图像仿真效果

从 2.3.1 所述的实际 IVUS 图像库中取三例样本, 其中纤维斑块、含钙化区斑块、含脂质区斑块各一例。每例样本均取 20 帧连续图像, 以比较序列图像的仿真效果。类似于评价静态图像的仿真效果, 这

里仍然以相关系数和互信息两个量化指标衡量仿真序列图像与实际图像的吻合程度。表 4 给出了各例样本 20 帧图像的 CC 和 MI 的均值与方差。相对于 PIFM 法, 仿真序列图像的 CC 提高了 0.124(51.0%), MI 提高了 0.037(10.3%)。

3 结论与讨论

本文提出了一种 IVUS 图像仿真的新方法。该方法在极坐标图像生成模型中引入环晕、导丝伪影, 并对粥样硬化斑块的纤维、脂质、钙化三个区域分别进行处理, 实现静态图像的仿真; 运用血管随心脏搏动的变化规律, 实现序列图像的仿真。通过对 15 例样本、每例各 50 次的实验表明, 该方法对静态图像的仿真效果相对 PIFM 法有了较大提高, 更加接近真实图像。通过对 3 例样本、每例各 20 帧图像的实验表明, 该方法对序列图像的仿真效果也优于 PIFM 法。

真实 IVUS 图像样本数还较少, 需要在今后工作中进一步积累病例, 以更有效地验证本文算法的性能。本文在生成序列图像时做了简化, 只考虑了轮廓的径向伸缩, 今后将考虑更多的因素, 结合血流动力学、血管壁的弹性力学 (如应力与应变关系) 等知识, 使仿真模型更符合实际情况。

参 考 文 献

- Mintz G S, Nissen S E, Anderson W D *et al.* ACC clinical expert consensus document on standards for the acquisition, measurement and reporting of intravascular ultrasound studies; a report of the American College of Cardiology task force on clinical expert consensus documents. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 2001; **37**(5): 1478—1492
- 罗忠池, 汪源源, 王威琪等. 血管内超声技术估计冠状动脉阻抗的方法和实验. *声学学报*, 2005; **30**(1): 15—20
- Nissen S E, Yock P. Intravascular ultrasound: Novel pathophysiological insights and current clinical applications. *Circulation*, 2001; **103**(4): 604—616
- Waxman S, Ishibashi F, Muller J E. Detection and treatment of vulnerable plaques and vulnerable patients: novel approaches to prevention of coronary events. *Circulation*, 2006; **114**(22): 2390—2411
- Chrzanowski L, Drozd J, Strzelecki M *et al.* Application of neural networks for the analysis of intravascular ultrasound and histological aortic wall appearance. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2008; **34**(1): 103—113
- Macneill B D, Lowe H C, Takano M *et al.* Intravascular modalities for detection of vulnerable plaque: current status. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.*, 2003; **23**(8): 1333—1342
- 葛均波 (主编). 血管内超声波多普勒学. 北京: 人民卫生出版社, 2000: 9—36
- Ramirez M D R, Ivanova P R, Mauri J, Pujol O. Simulation model of intravascular ultrasound images. *MICCAI 2004, LNCS*, 2004; **3217**: 200—207
- Maurice R L, Ohayon J, Finet G, Cloutier G. Adapting the Lagrangian speckle model estimator for endovascular elastography: theory and validation with simulated radio-frequency data. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2004; **116**(2): 1276—1286
- Cardinal M R, Meunier J, Soulez G *et al.* Intravascular ultrasound image segmentation: a three-dimensional fast-marching method based on gray level distributions. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 2006; **25**(5): 590—601
- Groot S C, Hamers R, POST F H *et al.* IVUS simulation based on histopathology. *Computers in Cardiology*, 2006; **33**: 681—684
- Yu Y, Acton S T. Speckle reducing anisotropic diffusion. *IEEE Trans. Image Process.*, 2002; **11**(11): 1260—1270
- Korte C L de, Siervogel M J, MASTIK F *et al.* Identification of atherosclerotic plaque components with intravascular ultrasound elastography in vivo: a Yucatan pig study. *Circulation*, 2002; **105**(14): 1627—1630
- Filho E S, Saijo Y, Tanaka A, Yoshizawa M. Detection and quantification of calcifications in intravascular ultrasound images by automatic thresholding. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2008; **34**(1): 160—165
- Brown L G. A survey of image registration techniques. *ACM Computing Surveys*, 1992; **24**(4): 326—376
- Maes F, Collignon A, Vandermeulen D *et al.* Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1997; **16**(2): 187—198
- Pluim J P W, Maintz J B A, Viergever M A. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 2003; **22**(8): 986—1004