

三层膜管壁结构的颈动脉超声仿真*

胡 晓¹ 张榆锋^{1†} 高 莲¹ 蔡光卉¹
贾志国¹ 章克信² 邓 丽¹

(1 云南大学信息学院电子工程系 昆明 650091)

(2 昆明医学院第二附属医院 昆明 650031)

2014 年 6 月 23 日收到

2014 年 9 月 11 日定稿

摘要 颈动脉超声仿真有助于血管壁超声检测及信号处理方法的性能评价。提出三层膜管壁结构的颈动脉超声仿真方法。根据组织散射点分布的形状和密度与超声回声斑点分布的变化规律,对临床图像统计分析,确定对应组织散射点分布、密度及强度等特征参数,利用 FIELD II 产生超声射频回波信号并得到 B 超图像。30 例仿真试验结果表明,血管壁内、中、外膜及血流回声的统计分布与临床 B 超图像的一致;与中心频率为 8 MHz 的结果相比,12 MHz 仿真的内、中、外膜厚度及管腔直径测量均值与预设值相等,最大相对误差分别为 4.01%, 1.25%, 0.04% 及 0.15%,仿真效果更为逼真。

PACS 数: 43.35, 43.60

An ultrasound simulation method for carotid arteries with a wall structure of three membranes

HU Xiao¹ ZHANG Yufeng¹ GAO Lian¹ CAI Guanghui¹ JIA Zhiguo¹ ZHANG Kexin² DENG Li¹

(1 Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University Kunming 650091)

(2 The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College Kunming 650031)

Received Jun. 23, 2014

Revised Sept. 11, 2014

Abstract The ultrasound simulation for carotid arteries is helpful to the performance assessment of vessel wall detection and signal processing method by using ultrasound techniques. A method for ultrasound simulation of carotid artery wall with a 3-membrane structure is proposed in this paper. According to the ultrasound speckle distributions varying with the shapes and densities of scatterer distributions, as well as the statistic results of the clinical images, the parameters of distributions, densities and intensities of scatterers for different kinds of tissues in the carotid artery phantoms are determined. Each region is acoustically characterized using FIELD II software to produce the radio frequency echo signals, from which ultrasound images are derived. The results based on 30 simulations show that the echo distributions of the intima, media, adventitia and blood are consistent with the clinical ones. Moreover, compared with the results from the central frequency of 8 MHz, the mean measurements of thicknesses of the intima, media and adventitia membranes, as well as the lumen diameter from the simulation images based on 12 MHz are as the same as the preset ones, and the maximum relative errors are the 4.01%, 1.25%, 0.04% and 0.15%, respectively. The simulation under this condition is more realistic.

独立危险因素,对人类的健康造成极大危害。研究表明,颈动脉血管壁内-中膜厚度(Intima-media thickness, IMT)增加是动脉粥样硬化的早期迹象,是评价动脉粥样硬化发生的重要临床指标^[1]。最新的病理

引言

颈动脉粥样硬化作为脑卒中等心脑血管疾病的

* 国家自然科学基金(61261007, 61561049)和云南省自然科学基金(2013FA008)资助

† 通讯作者: 张榆锋, Email: yfengzhang@yahoo.com

生理研究表明, 不仅 IMT 能表征颈动脉粥样硬化, 颈动脉血管内膜、中膜及外膜各自的组织结构、厚度及其在脉动周期内径向、轴向变化模态也与其有一定的临床关联。王华等^[2] 对新西兰大白兔分别采用胶原酶消化颈动脉内膜和外膜的方法建立血管损伤模型, 结果表明内、外膜损伤均可诱发形成典型的动脉粥样硬化斑块; Cinthio 等使用最新开发的高分辨率超声, 分别比较 20 名健康人体连续测量的颈动脉 B 超^[3] 和 10 名健康人体在两个不同场合相隔 4 个月的右颈总动脉 B 超^[4], 检测在心动周期管壁直径变化时的内膜与中膜轴向位移改变, 进而研究管壁内中膜间的剪切应变。该实验表明, 深入研究轴向运动的动脉壁对更好的理解心血管系统的病理生理有重要意义, 也进一步验证了单独检测内膜和中膜厚度及超声回声纹理对评价动脉粥样硬化有着紧密联系。由于血管壁的三层膜, 特别是内膜厚度薄, 超声回声分布不一致, 加之受超声斑点的影响, 对颈动脉 B 超图像的处理进而准确分割、检测和追踪内膜、中膜、外膜厚度及其回声分布的复杂变化来提取这类参数存在困难, 也是相关研究的重点^[3-5]。

利用计算机仿真模型可模拟大量逼真的基于临床特征的超声回声射频信号, 进而生成与临床特征有关的血管和组织超声图像, 在超声异常病变组织测量、信号处理和检测特征提取及可视化等方面具有广泛应用^[6]。为此有研究提出了一些颈动脉超声仿真建模方法。Balocco 等^[7] 建立了仿真人体三维颈动脉血管的超声模型。该模型以广义圆柱为基础组成单层管壁结构, 用来表达颈动脉内-中膜血管壁及其周边组织。血管壁和周围组织的散射点都设定位置服从均匀分布, 振幅服从高斯分布, 应用 FIELD II 软件仿真其各个区域的声学特性, 产生对应回声扫描的射频回波信号, 得到仿真的 B 超图; Swillens 等^[8] 构建了一个包括血池、单层膜血管壁及周围组织的颈动脉血管超声仿真模型。该模型与流固耦合 (FSI) 力学相结合, 使用 Field II 软件来模拟超声回波信号。反射组织设定为位置均匀随机分布的散射点, 并依据 FSI 的流场与血管壁形变等情况进行更新。研究中使用上述模型来评估颈动脉应变估计的准确性; 汪源源等^[9] 提出了一种基于极坐标图像生成模型 (Polar Image-Formation Model, PIFM) 的血管内超声图像仿真方法。该方法在上述模型中引入环晕、导丝伪影, 先对粥样硬化斑块进行静态图像仿真, 随后应用血管随心脏脉动的变化得到血管的序列图像仿真。然而这些模型在仿真真实颈动脉管壁时存在局限性——没有细分血管壁的分层结构, 也

没考虑各层组织回声图像的统计特性差异。

就超声仿真方法本身而言, 以线性假设为基础的常用方法有卷积法、超声回波后处理法及声波压力场计算法等^[10]。卷积法用连续分布的点状散射体分布函数表达组织建模, 用点传播方程表达散射体和超声波干涉的成像系统, 最后将二者卷积得到模拟图像。但其存在过分简化临床超声成像的基本步骤及细节, 使得仿真结果与实际图像存在较大误差; 超声回波后处理法主要是合成已得到的超声回波信号生成超声仿真图像, 但其严格来说并不属于超声成像仿真, 而是超声成像应用; 声波压力场计算法是基于 Tupholme 和 Stepanishen 等^[11] 提出的线性系统理论和空间脉冲响应的概念来计算超声场, 在超声成像仿真中 FIELD II 软件很好的应用了这一方法。该方法较于前两种考虑了换能器激励函数、发射孔径空间脉冲响应、接收孔径空间脉冲响应、换能器机电传输函数及接收换能器空间冲激响应, 各项卷积得到总接收响应及射频回波信号。而不同散射体密度、分布和声学反向散射振幅可以界定不同组织结构的超声特性。临床超声换能器中的聚焦和变迹在 FIELD II 中也可应用且可动态控制。Laporte 等就分别使用了卷积法^[12] 和 FIELD II 软件^[13] 对超声成像进行仿真研究, 结果表明: 声波压力场计算法克服了卷积法只能应用于二维散射点组织建模的不足, 不仅能够仿真三维组织模型, 而且仿真图像的超声回声斑点分布和组织散射点分布保持了较好的理论一致性, 不论是模型的稳定性还是灵活性都较卷积法更好。只是该方法的计算量大, 时间较长。

为了更准确精细的建立颈动脉管壁超声仿真模型, 本文提出基于位置伽马随机分布组织散射点模型的三层膜管壁结构颈动脉超声仿真方法。研究了组织散射点分布的形状和密度参数与超声回声斑点分布的变化规律, 为产生与临床超声特征一致的回波信号, 对临床采集的颈动脉血管各组织回声斑点进行统计分析, 确定对应组织散射点随机分布参数、密度及强度等特征参数, 使用三维希尔伯特曲线映射散射点到血管空间, 进而利用 FIELD II 产生超声射频回波信号并得到 B 超图像。最后, 为验证所提方法的性能, 对 30 例仿真的颈动脉 B 超图像进行了管壁内膜、中膜、外膜及血流的分割, 并对各分割部分的回声分布及几何尺寸分别进行了统计分析。

1 模型建立原理

1.1 FIELD II 软件超声仿真原理

我们采用 FIELD II 软件仿真符合超声声学特性

的超声射频回波信号及 B 超图像^[11]。FIELD II 软件采用由 Tupholme 和 Stepanishen 等提出的线性系统理论和空间脉冲响应这一概念来计算超声场。在脉冲反射波中,换能器激励函数、发射孔径空间脉冲响应、接收孔径空间脉冲响应及换能器机电传输函数与接收换能器空间冲激响应卷积,得到总接收响应,从而产生我们所需的射频回波信号。

不同组织结构的超声声学特性由不同散射体密度、分布和声学反向散射振幅来界定,调整上述参数值即可得到所需组织模型。而虚拟超声探针可以置于仿真组织任意区域,生成所需 B 超、M 超及彩色 / 脉冲多普勒图像。临床超声换能器中使用到的聚焦和变迹在 FIELD II 中也可应用且可动态控制。

1.2 三层膜管壁颈总动脉几何结构

颈动脉血管壁结构以广义圆柱为基础,通过控制圆柱的直径、面积、体积等相关形态学参数得到所需血管结构。本文三层膜血管壁模型使用了直径分别为 6.5 mm, 7.0 mm, 8.6 mm, 10.0 mm, 长度为 28.0 mm 的 4 个圆柱同心嵌套,从而形成了直径为 6.5 mm 的动脉血管内腔,厚度分别为 0.25 mm, 0.80 mm, 0.70 mm 的内膜、中膜及外膜。如图 1 所示。

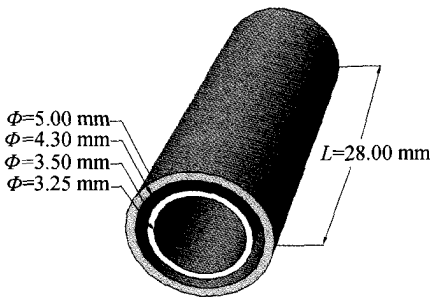


图 1 三层膜管壁颈总动脉几何模型

1.3 组织散射点模型

1.3.1 组织散射点及其三维映射

由 Cramblitt 和 Parker^[14] 建立了一个一维散射点模型:

$$s(x) = \sum_i a_i \delta(x - X_i), \tag{1}$$

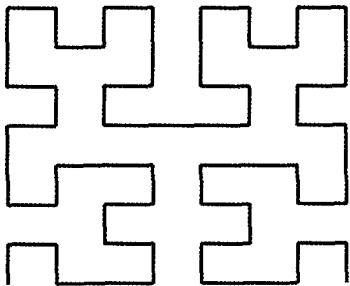
其中 a_i 和 X_i 分别表示散射点的强度与位置, x 是一维实线上的位置变量。在模型中,散射点强度服从正态分布,散射点间距 $d_i = |X_i - X_{i+1}|$ 服从形状参数为 α 、尺度参数为 β 的伽马分布:

$$f(d) = \frac{d^{\alpha-1} \exp(-d/\beta)}{\Gamma(\alpha)\beta^\alpha}, \quad \alpha, \beta, d > 0, \tag{2}$$

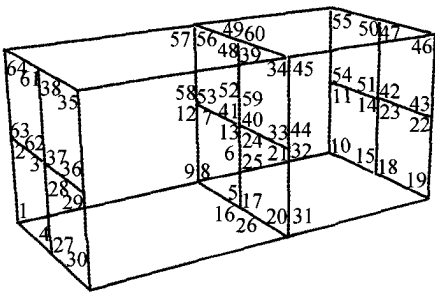
该分布的均值和方差分别为 $\bar{d} = \alpha\beta$ 和 $\sigma_d^2 = \alpha\beta^2 = \bar{d}^2/\alpha$ 。因此,散射点分布的特征可通过密度参数 $(1/\bar{d})$

和形状参数 (α) 来调整控制。当 $\alpha=1$ 时,模型符合指数分布,散射点在空间中随机放置; $\alpha<1$ 时,散射点间方差变大,散射点的分布集中成簇; $\alpha>1$ 时,散射点间距方差减小,散射点间隔变得更加均等。

为保证将散射点分布从一维拓展到二维或三维时空间结构仍满足各向同性,应用二维或三维的希尔伯特曲线对服从形状参数为 α 、尺度参数为 β 的伽马分布的一维散射点序列进行映射。在二维映射中,空间填充顺序在一个正方形单元中从一个顶点沿着其中一条边到另一顶点,填充次序如图 2(a) 所示。而在三维映射中,每个单元是一个有着 8 个顶点的立方体,在一个单元中的空间填充次序是从立方体的一个顶点沿着其中一条边到另一顶点,如图 2(b) 所示,其中的顶点编号显示填充次序。



(a) 二维映射



(b) 三维映射

图 2 基于希尔伯特曲线的散射点映射示意图

1.3.2 组织散射点与超声斑点回声分布

由 Cramblitt 和 Parker 构建模型所给出的理论解释可知^[14],对于回声振幅 A ,组织散射点模型的不同特性(密度和形状)对应产生三个不同参数模型:

(1) 瑞利 (Rayleigh) 分布模型:

$$f(A) = \frac{A}{r^2} \exp\left(-\frac{A^2}{2r^2}\right), \tag{3}$$

其中, r^2 反映了斑点强度的方差。此时,在一个分辨单元内有较多散射点,它们在空间中分布一致 ($\alpha=1$),导致反向散射波之间产生随机干扰形成斑点,表达式中参数 r 能够体现这一特性。

(2) K 分布模型:

$$f(A) = \frac{2b}{\Gamma(v)} \left(\frac{bA}{2}\right)^v K_{v-1}(bA), \quad v > 0, \quad (4)$$

其中, $K_{v-1}(\cdot)$ 是 $v-1$ 阶的第二类修正贝塞尔函数。该模型是在散射点密度低或高聚集度 ($\alpha < 1$) 时, 对超声斑点的精确统计描述, 表达式用参数 v 体现这一特性。当参数 $v \rightarrow \infty$ 时, 该模型转变为参数为 r 的瑞利分布模型。

(3) 莱斯 (Rician) 分布模型:

$$f(A) = \frac{A}{k^2} \exp\left(-\frac{A^2 + s^2}{2k^2}\right) I_0\left(\frac{As}{k^2}\right), \quad s \geq 0, \quad (5)$$

其中, $I_0(\cdot)$ 为 0 阶第一类修正贝塞尔函数。参数 s 描述的是相干散射的数量与由镜面反射和其他形式干涉所形成的高度有组织的斑点结构 ($\alpha > 1$)。当参数 $s=0$ 时, 该模型转变为参数为 r 的瑞利分布模型。

为进一步说明散射点密度和形状参数与回声斑点的分布规律, 对密度 ρ 从 0.5 到 50 个 $/\lambda^3$ (λ 为超声波长) 不等, 位置伽马分布的形状参数 α 从 0.01 到 120 不等的散射点集构成体积为 $50 \times 50 \times 10 \text{ mm}^3$ 的组织模型, 借助 Field II 仿真产生 B 超图像。使用中心频率为 8 MHz, 128 阵元的线性探头。每组参数生成 30 例 B 超图像, 并对图像做直方图统计及极大似然估计, 图 3 所示为其中一例, 其中的曲线是对直方图

进行三种分布 (瑞利分布、K 分布及莱斯分布) 的极大似然估计的最好结果。单独考虑形状参数 α 对回声斑点分布的影响时可以看出, α 值小时, 回声斑点最符合 K 分布, 但随着密度参数 ρ 的增大也会倾向于瑞利分布; α 值大时, 回声斑点最符合莱斯分布。单独考虑密度参数 ρ 对回声斑点分布的影响时可以看出, ρ 值小时, 回声斑点最符合 K 分布, 但随着形状参数 α 的增大也会倾向于瑞利分布; ρ 值大时, 回声斑点最符合莱斯分布。故在建立模型时, 应综合考虑这两个参数的影响。

1.3.3 颈动脉管壁组织散射点分布及参数

为了产生与临床超声相一致的各组织射频回波信号, 应对临床颈动脉血管 B 超图像各组织回声进行统计分析, 再与上述组织散射点与超声斑点回声分布的关系作对比, 以确定组织散射点分布及参数。采用 PHILIPS iU22 (Philips Medical Systems, Andover, MA) 彩超的 L12-5 高频线阵探头 (12 MHz), 成像参数设定为: 灰度 55%, 对比度 56%, 总增益 6 (最高为 12), 时间增益补偿从近场、中场到远场为 $[-4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4]$ dB, 采集 30 例健康人体的颈动脉血管 B 超图像, 并通过手工精细分割, 获取内膜、中膜、外膜及血液回声图像, 作直方图统计和极大似然估计。图 4 方框给出了其中一例的分割区域。

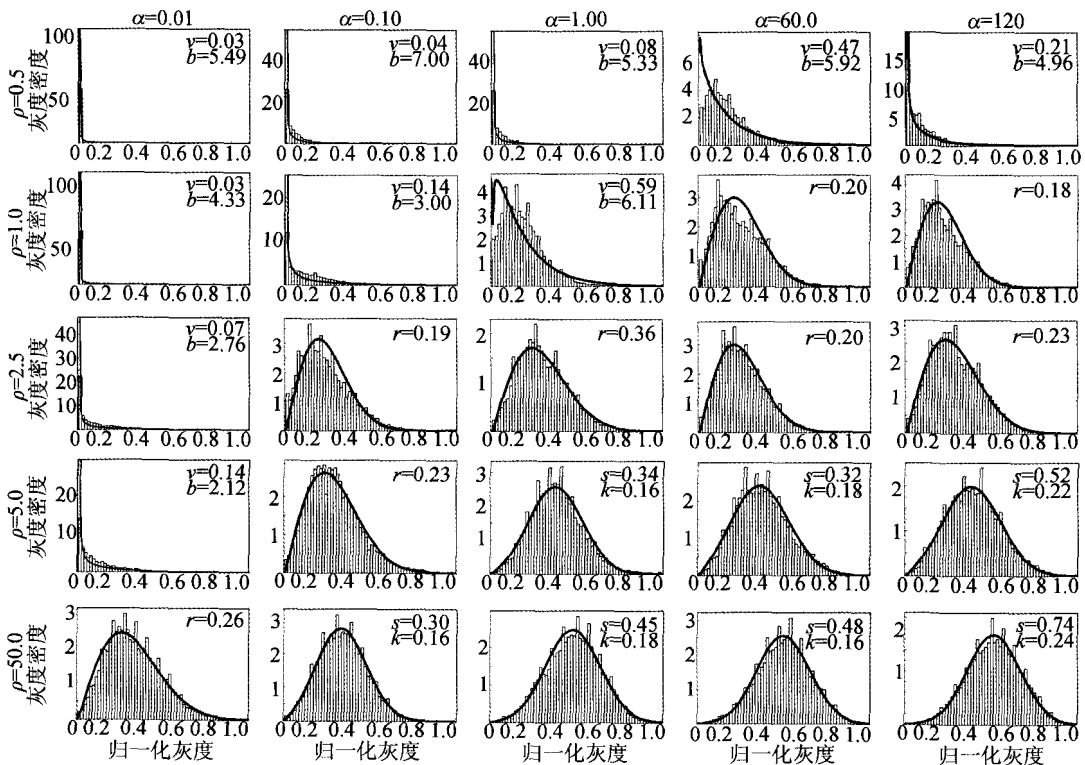


图 3 不同密度 ρ 及位置分布 (参数为 α 的伽玛分布) 散射点仿真的 B 超斑点分布统计结果



图 4 临床颈动脉 B 超各组织回声分布统计区域

图 5 给出了对图 4 进行定量分析得到的对应各组织回声斑点直方图统计和极大似然估计分布及参数, 其中的曲线是对直方图进行三种分布 (瑞利分布、 K 分布、莱斯分布) 的极大似然估计^[12]的最好结果。可以看出, 图 5(a) 表示的内膜回声斑点服从参数 $s=0.44, k=0.20$ 的莱斯分布, 图 5(b) 表示的中膜回声斑点服从参数 $v=0.13, b=2.04$ 的 K 分布, 图 5(c) 表示的外膜回声斑点服从参数 $s=0.53, k=0.20$ 的莱斯分布, 图 5(d) 表示的血流回声斑点服从参数为 $r=0.35$ 的瑞利分布。表 1 列出了不同组织的斑点回声特征参数, 其中分布参数与归一化灰度值是 30 例 B 超图像的统计结果, 表示为均值 \pm 标准差。

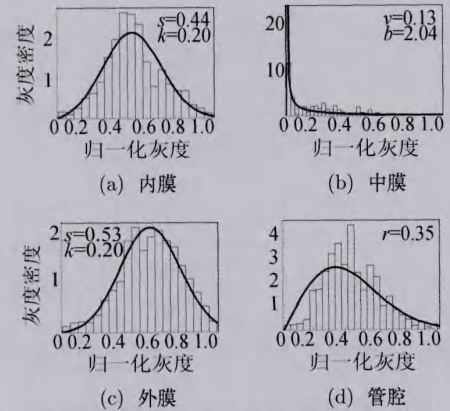


图 5 图 4 所示区域各类组织回声斑点分布统计结果

表 1 临床 B 超图像各类组织回声斑点特征参数

组织	统计分布		归一化灰度
	分布	参数	
内膜	莱斯分布	$s=0.43\pm0.06$	0.27 ± 0.06
		$k=0.19\pm0.03$	
中膜	K 分布	$v=0.13\pm0.07$	0.05 ± 0.02
		$b=1.96\pm0.06$	
外膜	莱斯分布	$s=0.55\pm0.04$	0.67 ± 0.06
		$k=0.19\pm0.02$	
血流	瑞利分布	$r=0.34\pm0.05$	0.13 ± 0.02

综合对照分析表 1 与图 3 的结果, 建立符合临床超声特性的颈动脉各组织散射点模型的相关参数如表 2 所示。

表 2 临床颈动脉各组织散射点模型相关参数

组织	参数		归一化强度
	密度参数 ρ	形状参数 α	
内膜	50	1	0.27
中膜	5	0.01	0.05
外膜	5	120	0.67
血流	2.5	1	0.13

2 实验与结果

2.1 颈总动脉组织散射点及仿真 B 超图像

由表 2 所确定的各组织散射点密度参数、形状参数及归一化强度随机构建 30 例颈动脉三层膜三维散射点模型, 图 6(a) 给出了其中一个模型的轴向平面图。当中, 血管周围组织由位置服从均匀分布, 振幅服从高斯分布的散射点填充而成。图中血管壁三层结构清晰可分, 从对应的散射点参数看, 内膜的密度高, 但形状参数小; 与之相反, 外膜密度低, 形状参数大, 但综合起来, 内膜与外膜的散射点在血管空间中同属最致密的分布, 然而, 从图中仍可分辨出外膜的散射强度高于内膜; 中膜的散射点强度最低、分布最稀疏, 聚集程度高; 血流也是其中散射点强度较低的组织, 综合其密度参数和形状参数, 血流的散射点属于随机分布。这些结果与散射点模型的理论分析一致。

用 FIELD II 软件对散射点模型进行超声仿真, 中心频率 (f_0) 分别为 8 MHz 和 12 MHz、由 128 个换能器阵元组成线性阵列探头模拟扫描散射点模型, 生成超声射频回波信号, 并通过提取包络、插值及对数压缩等处理得到 B 超图像。图 6(b) 和图 6(c) 分别是中心频率为 8 MHz 和 12 MHz 的仿真 B 超图像, 可从图中清晰的分辨出颈动脉的三层膜结构、血流及周边组织, 也可看到各组织中的超声斑点分布。相对于 8 MHz 中心频率的 B 超图像, 12 MHz 图像中呈现的组织更细致分明, 斑点的粒度也较小。这些结果与临床超声图像表现一致, 符合超声成像规律。从几何尺寸来看, 内膜的厚度最小, 中膜的厚度最大, 外膜的厚度略小于中膜的, B 超图像中血管壁各组织的空间尺寸与散射点模型的一致。从图像灰度看, 外膜最亮, 回声强度最高; 内膜的灰度略低于外膜, 但也属回声强度较高的组织; 灰度最低的是中膜, 血流的略高于中膜, 但二者都属于回声强度较低的组织,

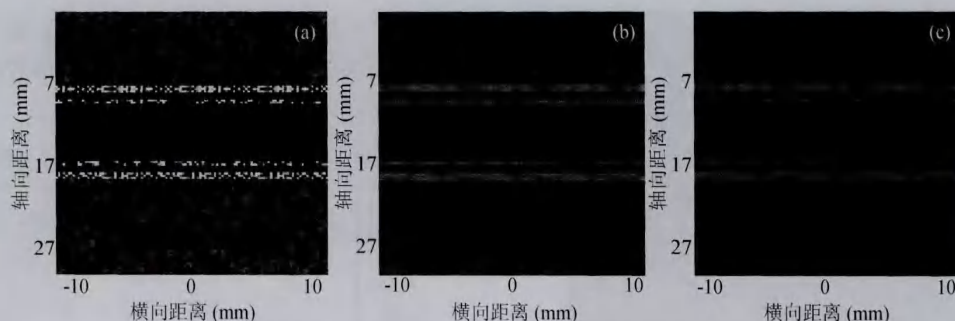


图6 散射点模型 (a) 及中心频率 8 MHz(b) 和 12 MHz(c) 仿真的 B 超图

相对于高强度回声的内膜和外膜, 血流与中膜在图像中表现为低回声, 但组织特征仍可分辨。图像中回声强度的特征与散射点模型一致, 也符合临床超声图像的表现。

2.2 仿真结果的定量对比分析

对仿真的颈动脉 B 超图像各组织进一步采用手工精细分割, 分别进行回声统计、几何尺寸测量及误差分析。回声统计结果如表 3 所列。由表可知, 仿真回声斑点的分布和各参数值与表 2 中临床超声的总体一致。其中, 内膜与外膜同属于莱斯分布, 对超声回声斑点的研究表明, 组织中在一个分辨单元内有大量散射点及有确定性成分时其回声斑点表现为莱斯分布^[15-16]。内膜是血管壁的最内层, 在三层中最薄, 由内皮和内皮下层组成; 外膜由疏松结缔组织组成, 成纤维细胞是血管壁内疏松结缔组织的主要细胞成分^[17], 两者都属存在明确组织成分的高声学反射体, 因此对应为莱斯分布回声。中膜回声属于 K 分布, 一般认为组织中单位分辨单元内的散射点量少且没有确定性成分时的回声属于该分布^[15-16]。中膜位于内膜和外膜之间, 颈动脉以弹性膜为主, 少许平滑肌间或其中^[17], 但由于处在内膜和外膜两层高声学反射组织之间, 影响了其对声波的反射效果, 因此呈现出 K 分布回声。血液回声属于瑞利分布, 当组织中单位分辨单元内的散射点分布充分且没有确定性成分时的回声属瑞利分布^[15-16]。血液属于结缔组织的一种, 主要成分是血浆和血细胞^[17], 回声主要由血细胞产生, 因此表现为瑞利分布回声。综上所述, 仿真图像中各组织的回声分布不仅与临床超声一致, 也与组织学及对应的超声斑点分布特性的研究结果一致。

几何尺寸测量及误差统计结果如表 4 所示。可以看出, 中心频率为 8 MHz 时, 内膜、中膜、外膜厚度及管腔直径的均值分别为 0.26 mm, 0.81 mm, 0.70 mm 和 6.49 mm, 与预设值相比, 最大相对误差分别为 8.03%, 3.75%, 2.86% 及 0.31%, 仿真结果与

预设值相比误差较大; 而中心频率为 12 MHz 时, 内膜、中膜、外膜厚度及管腔直径的测量均值与预设值一致, 最大相对误差分别为 4.01%, 1.25%, 0.04% 及 0.15%。该结果与预设值相比误差较小, 仿真效果更为逼真。误差产生的原因在于超声斑点的影响, 由于斑点在组织上的随机分布可能会模糊组织边界, 影响测量精度。中心频率为 8 MHz 时, 斑点的粒度较大, 与 12 MHz 时的结果相比, 误差更为显著。一般认为, 高频超声分辨率高, 图像清晰, 但穿透性差, 多用于浅表器官和组织检测; 超声频率低则恰好相反, 声波穿透距离远, 但分辨率低, 精度相对较差, 仿真结果和实际相符。

表 3 仿真 B 超图各类组织回声斑点特征参数

组织	统计分布		归一化灰度
	分布	参数	
内膜	莱斯分布	$s=0.45\pm0.05$	0.24 ± 0.08
		$k=0.18\pm0.07$	
中膜	K 分布	$v=0.14\pm0.04$	0.04 ± 0.02
		$b=2.12\pm0.03$	
外膜	莱斯分布	$s=0.52\pm0.06$	0.59 ± 0.07
		$k=0.22\pm0.02$	
管腔	瑞利分布	$r=0.36\pm0.02$	0.16 ± 0.03

表 4 仿真 B 超图像各类组织几何参数测量结果

组织	预设值 (mm)	测量值	
		$f_0=8\text{ MHz}$	$f_0=12\text{ MHz}$
内膜厚	0.25	0.26 ± 0.01	0.25 ± 0.01
中膜厚	0.80	0.81 ± 0.02	0.80 ± 0.01
外膜厚	0.70	0.70 ± 0.02	0.70 ± 0.00
管腔直径	6.50	6.49 ± 0.01	6.50 ± 0.01

3 讨论与结论

本文提出三层膜管壁结构颈动脉超声仿真方法。通过对临床采集的颈动脉各组织进行统计分析,

建立对应的散射点模型, 进而应用 FIELD II 软件产生超声射频回波信号并生成 B 超图像。对仿真的结果统计分析可知, 本文方法仿真的 B 超图像能够准确刻画颈动脉血管壁三层膜及血流组织的斑点回声统计特征及几何尺寸, 获得与临床超声回声分布相一致的三层膜管壁颈动脉超声图像, 为相关超声异常病变组织测量、信号处理和特征提取及可视化研究提供仿真试验手段。但该方法仍有待提高, 首先, 没有考虑随心脏脉动周期颈动脉三层膜结构厚度及管腔直径的变化; 其次, 没有考虑在血液流动及心脏脉动时三层膜结构间的运动差异。通过拓展本文方法建立动态模型以刻画上述运动特征是下一步研究的重点。

参 考 文 献

- van der Meer I M, Bots M L, Hofman A *et al.* Predictive value of noninvasive measures of atherosclerosis for incident myocardial infarction: The Rotterdam study. *Circulation*, 2004; **109**(9): 1089—1094
- 王华, 贺治青, 刘星等. 损伤血管内、外膜致动脉粥样硬化形成及信号转导机制的对比研究. *上海医学*, 2009; **32**(4): 293—296
- Cinthio M, Ahlgren A R. Intra-observer variability of longitudinal displacement and intramural shear strain measurements of the arterial wall using ultrasound noninvasively in vivo. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2010; **36**(5): 697—704
- Ahlgren A R, Cinthio M, Persson H W. Different patterns of longitudinal displacement of the common carotid artery wall in healthy humans are stable over a four-month period. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2012; **38**(6): 916—925
- Cinthio M, Jansson T, Ahlgren A R *et al.* A Method for Arterial Diameter Change Measurements Using Ultrasonic B-Mode Data. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2010; **36**(9): 1504—1512
- Kremkau F W. *Diagnostic ultrasound: principles and instruments*. Philadelphia: Saunders, 2006: 128—326
- Balocco S, Basset O, Azencot J *et al.* 3D dynamic model of healthy and pathologic arteries for ultrasound technique evaluation. *American Association of Physicists in Medicine*, 2008; **35**(12): 5440—5449
- Swillens A, Santis G D, Degroote J *et al.* Accuracy of carotid strain estimates from ultrasonic wall tracking: A study based on multiphysics simulations and in vivo data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2012; **31**(1): 131—139
- 张麒, 汪源源, 王威琪等. 血管内超声图像的仿真. *声学学报*, 2008; **33**(6): 512—519
- 余锦华, 汪源源. 医学超声成像的模拟研究. *声学技术*, 2011; **30**(1): 33—40
- Jensen J. Field: A program for simulating ultrasound systems. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1996; **37**: 351—353
- Laporte C, Clark J, Arbel T. A fractal multi-dimensional ultrasound scatterer distribution model. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, 2007: 880—883
- Laporte C, Clark J, Arbel T. Generalized poisson 3-D scatterer distributions. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2009; **56**(2): 410—415
- Cramblitt R M, Parker K J. Generation of non-Rayleigh speckle distributions using marked regularity models. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1999; **46**(4): 867—874
- Thijssen J M. Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization. *Pattern Recognition Letters*, 2003; **24**(4-5): 659—675
- Vegas-Sánchez-Ferrero G, Seabra J, Aja-Fernández S *et al.* Gamma mixture classifier for plaque detection in intravascular ultrasonic images. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2014; **1**(1): 44—61
- 邹仲之. *组织学与胚胎学*. 北京: 人民卫生出版社, 2013: 30—104