

网络出版时间: 2016-01-11 14:22:12

·基础研究·

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/12.1329.R.20160111.1422.008.html>

# 孤立性囊肿肾脏的混合分布超声仿真研究

陈 含<sup>1</sup>, 张榆锋<sup>1</sup>, 胡 晓<sup>1</sup>, 张应云<sup>1</sup>, 姚瑞晗<sup>1</sup>, 李支尧<sup>2</sup>

**摘要:**目的 3 种斑点分布(瑞利分布、莱斯分布和 K 分布)混合下的孤立性囊肿肾脏的超声仿真研究及性能评价。方法 依据肾脏组织结构,分析组织散射点三维特点,超声斑点与组织散射点分布,得到瑞利、莱斯、K 分布参数模型,建立组织散射点模型。用 FIELD II 软件对其进行超声仿真。选择 45 例经超声检查诊断为孤立性囊肿肾脏病变患者,其中男性 20 例,女性 25 例;年龄 30~75 岁,平均年龄 51 岁。随机抽取 30 例用于确定组织散射点模型的参数。其余 15 例用于后续仿真结果的定量统计比较分析。结果 通过 30 例肾脏各参数进行超声仿真,用超声中心频率为 5 MHz、换能器为 128 阵元的线性阵探头对超声射频回波信号经过包络提取、函数插值及对数压缩等处理得到仿真 B 超图像;同基于传统单一分布散射点模型的仿真结果相比,新方法仿真的肾脏肾髓质、肾皮质、孤立性肾囊肿及囊肿结缔组织回声与实际组织切片一致,也符合临床超声图像的表现。15 例临床 B 超图像验证,仿真回声斑点的分布和各参数值与临床超声各参数一致性更好 ( $P < 0.01$ ),最大相对误差为 0.08,组织结构也更细致分明。结论 混合分布构造散射点模型的孤立性囊肿肾脏超声仿真方法具有优越性,仿真效果更为逼真。

**关键词:** 超声仿真;混合斑点分布;肾脏;孤立性囊肿;FIELD II

**中图分类号:** R445

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1009-7090(2016)01-0019-07

**Research on mixed distribution ultrasonic simulation for solitary cyst of kidney** CHEN Han<sup>1</sup>, ZHANG Yu-feng<sup>1</sup>, HU Xiao<sup>1</sup>, ZHANG Ying-yun<sup>1</sup>, YAO Rui-han<sup>1</sup>, LI Zhi-yao<sup>2</sup> (1. Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming 650091, Yunnan, China; 2. The Third Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650031, Yunnan, China)

Corresponding author: ZHANG Yu-feng. E-mail: yfengzhang@yahoo.com.

**Abstract: Objective** To study and evaluate the ultrasonic simulation of solitary cyst kidney by speckle distribution mixed with 3 statistical models(Rayleigh, Rice and K distribution). **Methods** A total of 45 patients with solitary cyst of kidney diagnosed by ultrasound scan were enrolled, included 20 males and 25 females, aged 30 - 75 years old with mean age of 51 years old. Thirty patients were chosen for determination of parameters in tissue scatter distribution models, and the rest for comparative analysis with simulated results. By clinical characteristics of tissue and distribution of echo speckle, the parameters for spatial distribution, density and intensity of tissue scatterer model(Rayleigh, Rice and K distribution) were obtained, and then simulated by FIELD II software. **Results** The 30 cases of kidney were simulated with 5 MHz center frequency and 128 linear array transducer, then obtained the simulation B-mode images after envelope extraction, function interpolation and logarithmic compression. Compared with traditional sole scatterer model, the statistical distribution were consisted with actual tissue sections and performances of clinical ultrasound images in kidney of cortex, medulla, solitary cyst and cyst. Fifteen clinical B-mode connective tissue showed better consistency ( $P < 0.01$ ) with the maximum relative error was 0.08, and provided clearly B-mode images in details of organizational structure. **Conclusion** It is demonstrated that the simulation for kidney with solitary cyst based on the scatterer model by mixed speckle distribution has superiority and better realistic effects.

**Key words:** ultrasonic simulation; mixed speckle distribution; kidney cyst; kidney with solitary cyst; FIELD II

超声诊断肾脏囊性病变是一种快捷、无创、操作简便的诊断技术,在临床上有着广泛应用。对于含大量肾小体和肾小管的肾脏来说,更具临床意义。孤立性肾囊肿的超声诊断效果显著,肾内显示单个圆形或

椭圆形无回声区,边缘细薄而光滑,后方回声增强并逐渐内收,是超声诊断孤立性肾囊肿的佐证。由于囊肿可能发生在肾实质的任何部位,可根据超声显像中囊肿的位置、大小、形态、轮廓,以及内部回声、微小钙

**作者单位:** 1. 云南大学 信息学院电子工程系, 云南 昆明 650091; 2. 昆明医科大学 第三附属医院, 云南 昆明 650031

**作者简介:** 陈含(1988-), 男, 安徽省人, 硕士, 工程师, 主要从事超声信息处理研究。电话: 0871-65031301。E-mail: 197168993@qq.com。

**基金项目:** 国家自然科学基金资助项目(61261007; 61561049); 云南省自然科学基金重点项目(2013FA008)

**通讯作者:** 张榆锋(1965-), 男, 云南大理人(白族), 博士, 教授, 博导, 主要从事超声医学工程研究。电话: 0871-65031301。E-mail: yfengzhang@yahoo.com。

版权©保护, 不得翻录。

化点和血流分布等特征信息的综合分析评价,来提高诊断的准确率<sup>[1]</sup>。

然而,人工操作肾脏囊肿的超声诊断存在着诸多不确定性因素。首先囊肿的几何形态上不规则的变化与病变程度有着密不可分的关系,而不同个体的孤立性肾囊肿的轮廓、体积和形变存在较大差异,这些几何特征提取对医生的临床经验有较强的依赖性。其次,囊肿内无增强回声的细小钙化或短棒样钙化,以及轻微的回声增强的多发细薄分隔、囊壁或分隔有小结节状钙化与囊性病变的趋向性密切相关,这些回声分布特征提取也依赖医生的临床经验。而计算机图像处理方法如图像分割、组织图像统计特征提取及分类的研究具有很强的针对性,近年来应用这些方法从超声图像中提取病变组织的边缘信息和灰度分布的特征,能一定程度上获得更客观的诊断依据<sup>[2]</sup>。这类研究中都需要为信息处理和特征提取方法的性能评价提供客观有效的数据源。其中,建立逼真的高性能超声计算机仿真模型是产生评价数据源的有效途径之一<sup>[3]</sup>。

为了更准确精细地仿真囊肿肾脏的超声图像,笔者提出了基于 3 种回声分布(瑞利分布、莱斯分布和 K 分布)混合下的超声仿真方法。该方法在组织散射点建模过程中采用位置基于伽马随机分布,其不同的形状参数和密度产生连续变化的瑞利、莱斯和 K 分布的超声斑点。根据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,结合临床采集的肾脏各组织回声斑点分布统计特性和组织切片的几何尺寸,确定对应组织散射点随机分布的形状、密度和强度参数,使用三维希尔伯特曲线映射散射点到组织空间,进而利用 FIELD II 仿真超声射频回波信号并得到 B 超图像。

## 1 材料与方法

### 1.1 模型建立原理

#### 1.1.1 FIELD II 软件超声仿真原理

FIELD II 软件是基于线性声学理论设计的一个超声仿真工具包<sup>[4]</sup>,它可以模拟各种超声换能器的声场,并将探头接收的回声信号处理生成 B 超图像。系统通过发射孔径的空间冲击响应及接收孔径的空间冲击响应的卷积计算脉冲和连续波的超声场,并与激励信号及组织散射点分布卷积得到探头接收到的射频回波信号。组织的建模是根据器官的几何结构,确定不同散射体模型中散射点的空间分布和幅度分布来完成。最后通过正交解调、动态压缩等处理生成 B

超图像。回声信号的斑点分布特性是由组织散射点的分布、密度和超声声场共同决定的。该软件的最大特点就是能够模拟几乎所有种类的超声换能器,同时换能器的聚焦和变迹也可动态控制。实验便是基于 FIELD II 软件系统,并结合混合斑点分布的组织散射点建模思想开展囊肿肾脏的超声仿真研究。

#### 1.1.2 孤立性囊肿肾脏的组织划分

试验提出了混合分布建模思想,即基于肾脏的组织结构和声学特征把原始的孤立性囊肿肾脏的组织切片图像进行手工精确分割,得到各向异性的几个部分,并采用不同的分布模式加以描述,建立具有混合分布特征的散射点模型。对肾脏组织结构的讨论和划分是以发表在《Kidney International》杂志上对肾脏制定的一系列标准为依据<sup>[5]</sup>。

#### 1.1.3 肾脏及囊肿的组织结构与声学特征

人体肾脏可分为肾皮质、肾髓质和肾盂三大部分。肾盂位于内侧,肾单位作为肾皮质和肾髓质的基本单元,每个肾约有 100 万个。肾单位由肾小体和肾小管组成。肾囊肿是由正常的肾组织演化为大小不一的腔囊,多发生于肾实质或近表面处,逐渐长大并向外突出,不与肾盂或肾盏相通。在超声影像中,囊肿边缘光滑、密度均匀、与周围肾实质分界清楚。但由于相邻组织的灰度相似性、不同肾脏之间的个体差异及部分容积效应,导致肾脏图像的分辨率不高,诊断效果差。而基于组织结构的分割法是解决这一问题的有效途径,它在肾脏解剖结构的研究、病灶的定位和计算机辅助手术等方面有着重要的应用,且分割后对于边缘的细化处理是仿真研究、临床诊断的重要依据。对于孤立性囊肿肾脏,肾皮质、肾髓质、囊肿边缘及囊肿结缔组织是对病变部分进行评价的重要依据。在超声图像中肾髓质和肾皮质的界限模糊不清,肾髓质为肾实质内层,含有大量肾椎体,细胞致密,属高密度声学反射体,回声较强;肾皮质为肾实质外侧,由肾小球和肾曲小管构成,回声较弱。而囊肿实际是受压变形的肾实质,其边缘光亮圆滑,囊壁厚薄不同,回声强弱也随之不同。囊肿内部密度均匀,集合系统受到挤压变形,影响了声波的反射效果,回声较弱。囊肿结缔组织由致密的细胞构成,也属高密高强回声。当囊肿内的声波信号大幅增强时,囊肿就有可能是恶性的,囊肿后方回声一般较强<sup>[1,5]</sup>。

#### 1.1.4 孤立性囊肿肾脏的组织分割

根据孤立性囊肿肾脏的组织结构和声学特征对其进行分割。图 1 所示为含有孤立性囊肿的肾脏组织切片局部放大的灰度图像,自侧上腹肋间斜切取肾

脏最大冠状断面。灰白部分为肾髓质,褐色部分为肾皮质,孤立性肾囊肿呈圆形,囊壁薄而光滑,向肾表面凸出。而在囊肿内部,透明隔膜状的结缔组织清晰可见。图 2 所示即为手工精细分割得到的肾髓质、肾皮质、孤立性囊肿及囊肿结缔组织。

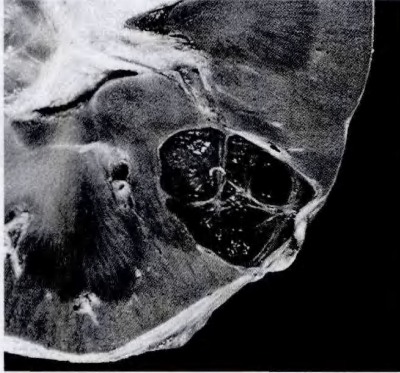
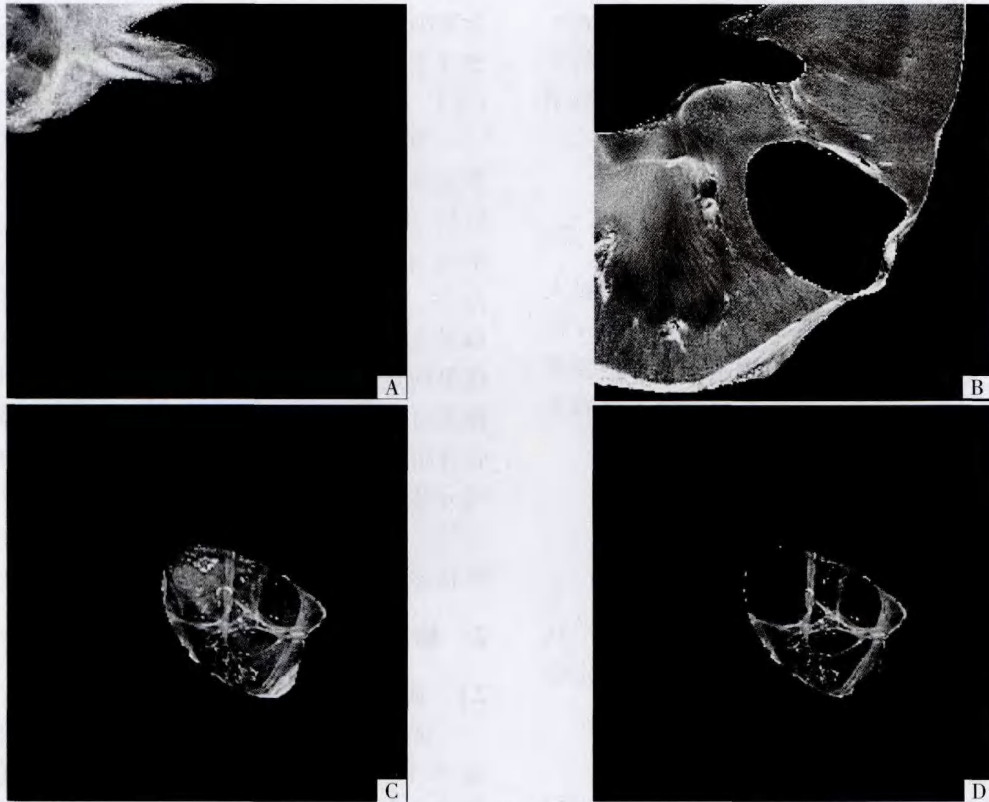


图 1 孤立性囊肿肾脏的组织切片局部放大图

Fig. 1 Magnified region image of tissue slice in kidney with solitary cyst



A.肾髓质;B.肾皮质;C.孤立性囊肿;D.囊肿结缔组织。

图 2 分割出的 4 部分组织

Fig. 2 Images of 4 types of tissue segmented from kidney with solitary cyst

射点间距方差减小,一致性增强,生成较为均匀分布的空间散射点。因此,形状参数  $\alpha$  控制了散射点空间分布从聚集、随机到规律分布的连续变化。

## 1.2 组织散射点模型

### 1.2.1 组织散射点及其三维映射

Cramblitt RM 等<sup>[6]</sup>提出泊松过程一维散射模型为:

$$s(x) = \sum_i a_i \delta(x - X_i) \quad (1)$$

其中: $x$  是一维直线上的位置变量,描述了位于位置  $X_i$ ,回声强度为  $a_i$  的散射点集合。模型中的散射点回声强度服从正态分布,相邻散射点间距  $d_i = |X_i - X_{i+1}|$  服从伽马分布:

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

其中: $\alpha$  为形状参数; $\beta$  为尺度参数; $d$  的均值  $\bar{d} = \alpha\beta$  代表了散射点的密度;方差  $\sigma_d^2 = \alpha\beta^2 = \bar{d}^2/\alpha$  代表了散射点分布的离散程度。在给定密度  $1/\bar{d}$  条件下,参数  $\alpha$  可以被认为是散射点分布规律性的控制参数。当  $\alpha = 1$  时,  $\sigma_d = \bar{d}$ , 散射点呈现随机分布;当  $\alpha < 1$  时,散射点间距的方差增大,散射点集聚成簇;当  $\alpha > 1$  时,散

为了保证散射点分布从一维拓展到三维空间仍满足各向同性,采用三维希尔伯特填充曲线将一维散射点序列映射到三维空间来完成<sup>[7]</sup>。如图 3 所示,每个

单元是一个有着 8 个顶点的小立方体,并依次填充各单元实现映射。

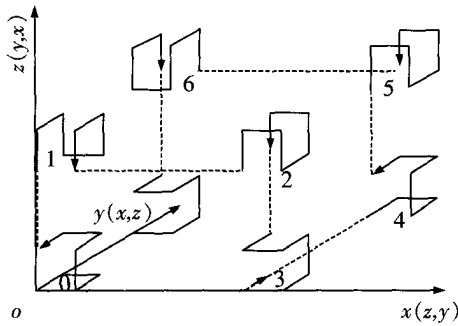


图 3 二阶三维 Hilbert 曲线的散射点映射示意图

Fig. 3 Hilbert curves for scatterer mapping of 3 dimensional with second order

### 1.2.2 组织散射点与超声斑点回声分布

人体不同特性组织的回声分布特性不同。研究认为,组织内散射点分布充分且没有确定性成分时的回声属于瑞利分布;组织内散射点量少且没有确定性成分时的回声对应 K 分布;而组织中分布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<sup>[8]</sup>。通过控制组织散射点伽马模型的密度和形状参数可以产生不同斑点分布。并将结果与仿真对象临床检测的回声斑点分布比对,确定组织模型参数。

瑞利分布模型<sup>[8]</sup>:

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

其中: $r^2$ 反映了斑点灰度分布的方差。该模型假设大量的散射点在空间内均匀随机分布(形状参数 $\alpha$ 接近于 1),从而使后向散射波之间产生随机干扰。该模型描述没有确定性成分但分辨单元内散射点分布充分的组织回声。

K 分布模型<sup>[9]</sup>:

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

其中: $K_{v-1}()$ 是改进的  $v-1$  阶第二类贝塞尔函数。参数  $v$  反映了低密度或高聚集度散射点分布程度(形状参数 $\alpha < 1$ )的回声斑点分布。该模型描述没有确定性成分且散射点密度低、聚集程度高的组织回声。

莱斯分布模型<sup>[8]</sup>:

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

其中: $I_0()$ 是改进的 0 阶第一类贝塞尔函数;参数  $s$  描述的是镜面散射点分布产生相干散射的程度(形状参数 $\alpha > 1$ ),与高度有组织的斑点结构相关联。该模型描述存在确定性成分且单位散射点数量充分的组织回声。

为了进一步说明散射点密度、形状参数与回声斑点分布的统计规律,对密度 $\rho$ 从 0.5~50.0  $l^3$ ( $l$ 为超声波长)的范围以 0.5 的步长、形状参数 $\alpha$ 从 0.01 到 120.00 以 1.0 的步长构建体积为 50 mm × 50 mm × 50 mm 的组织模型,使用中心频率为 7 MHz,线性探头的阵元数为 128 个,借助 FIELD II 仿真产生 30 组 B 超图像。对图像做直方图统计及极大似然估计,图 4 所示为其中 1 例,密度 $\rho$ 分别取 0.5、1.0、5.0、50.0,形状参数 $\alpha$ 分别为 0.01、0.10、1.00、120.00。其中的曲线是对斑点灰度直方图进行 3 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拟合结果。

横向考察形状参数 $\alpha$ 对回声斑点分布的影响发现,密度小时,回声斑点最符合 K 分布,但随着形状参数 $\alpha$ 的增大会逐渐向瑞利分布转化;当 $\alpha$ 和 $\rho$ 的值都大时,回声斑点最符合莱斯分布;纵向考察密度 $\rho$ 对回声斑点分布的影响发现, $\alpha$ 值小时,回声斑点也最符合 K 分布,但随着密度参数 $\rho$ 的增大会逐渐倾向于瑞利分布; $\alpha$ 和 $\rho$ 的值都大时,回声斑点最符合莱斯分布。因此,在建立散射点模型时,需综合考虑这 2 个参数的影响<sup>[10]</sup>。

### 1.2.3 孤立性囊肿肾脏组织各个散射点分布的参数

为了建立符合临床超声特性的病变肾脏各组织散射点模型,产生与临床超声相一致的各组织射频回波信号,选择 45 例经超声检查诊断为孤立性囊肿肾脏病变患者,其中男性 20 例,女性 25 例;年龄 20~75 岁,平均年龄 51 岁。随机抽取 30 例用于确定组织散射点分布模型的参数。余下的 15 例用于后续仿真结果的定量统计分析。对肾脏 4 部分组织的 B 超图像进行手工精细分割,作直方图统计和极大似然拟合分析,并与不同密度 $\rho$ 及位置分布(参数为 $\alpha$ 的伽玛分布)散射点仿真的 B 超斑点分布统计及最优拟合结果(图 4)对照,确定组织的散射点分布的密度与形状参数(表 1)。

## 2 结果

### 2.1 孤立性囊肿肾脏的仿真 B 超图像

试验首先以表 1 所确定的各组织散射点密度参数、形状参数及归一化强度,结合图 1、2 孤立性囊肿肾脏的几何结构随机构建 30 例的散射点模型,再用 FIELD II 软件对其进行超声仿真。设定超声中心频率为 5 MHz,换能器为 128 阵元的线性阵探头,对超声射频回波信号经过包络提取、函数插值及对数压缩等处理得到仿真 B 超图像,并与传统单一分布的散射点模型获得的结果相比较。



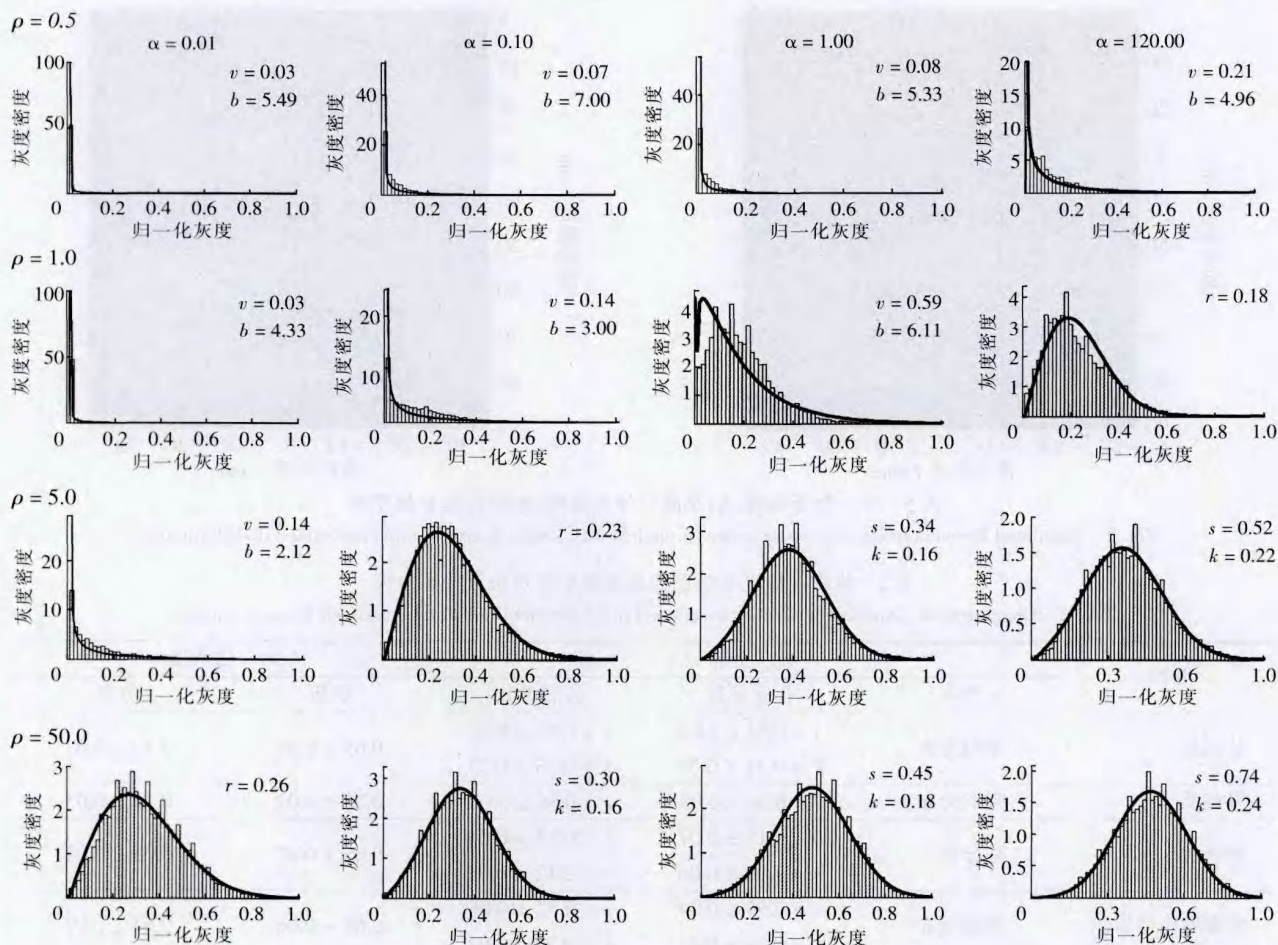


图4 不同密度 $\rho$ 及位置分布(参数为 $\alpha$ 的伽玛分布)散射点仿真的B超斑点分布统计及最优拟合结果

Fig. 4 Statistical histograms and fitted curves for ultrasonic speckle distributions of simulated B-mode images with different scatterer densities( $\rho$ ) and shape parameters( $\alpha$ )

表1 孤立性囊肿肾脏各组织散射点模型相关参数

Tab. 1 Parameters for tissue scatterer models of kidney with solitary cyst

组织	参数		归一化 强度
	密度参数 $\rho$	形状参数 $\alpha$	
肾髓质	5.5	120.0	0.59
肾皮质	10.5	60.5	0.16
肾囊肿	5.0	0.5	0.50
囊肿结缔组织	50.0	120.0	0.64

图5A是未做组织分割而采用单一分布散射点建模仿真的B超图像;B是分割后采用混合分布散射点建模的仿真结果。相对于传统单一分布的B超图像,从混合分布建模的仿真结果中更能清晰地分辨出囊肿肾脏组织4个部分的结构及边缘,呈现的组织更细致分明,各组织的边界也更清晰。这些结果与临床超声图像表现一致,符合超声成像规律。从图像灰度来看,肾髓质最亮,回声强度最高;囊肿灰度最低,属

于回声强度较低的组织;相对于高强度回声的肾髓质,肾皮质在图像中表现为较低回声,但组织特征仍可分辨。图像中回声强度的特征与实际组织切片一致,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

为了将上述仿真结果与临床B超图像进行定量对比分析,采用Philips IU2彩色超声的高频线阵探头,临床采集了15例孤立性囊肿肾脏组织的B超图像,通过手工精细分割,获取了肾皮质、肾髓质、肾囊肿和囊肿结缔组织回声图像,分别对各组织回声斑点作直方图统计及极大似然估计拟合,并与仿真的结果比较。表2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15例B超图像的统计结果,表示为均值 $\pm$ 标准差。

对比表中临床和仿真的数据列表可知,仿真回声斑点的分布和各参数值与临床超声的总体一致。而单一分布建模的结果4种组织均为瑞利分布,符合图



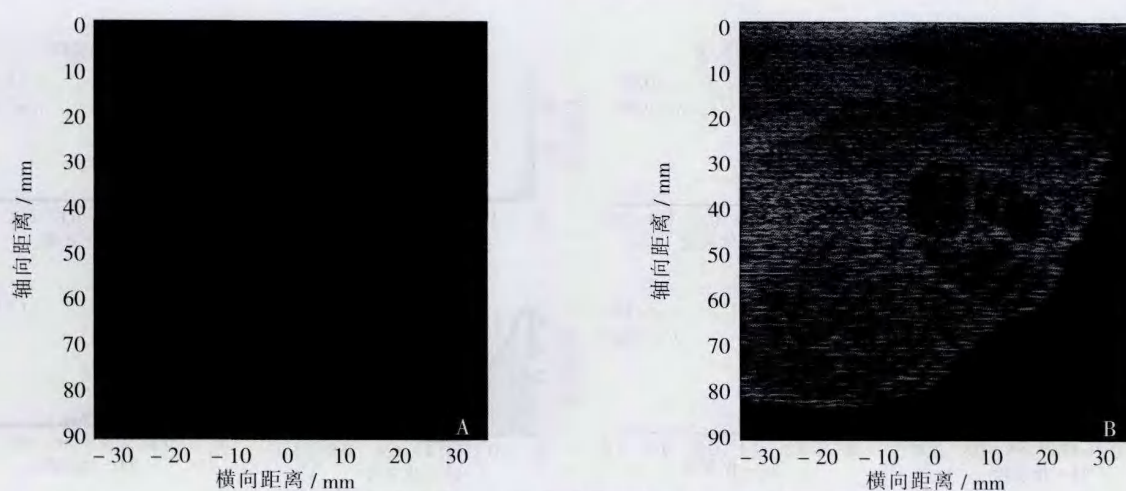


图 5 单一分布建模(A)及混合分布建模(B)的仿真 B 超图像

Fig. 5 Simulated B-mode images by tissue scatterer models with single distribution(A) and mixed distributions(B)

表 2 临床及仿真 B 超图像各类组织回声斑点特征参数

Tab. 2 Characteristic parameters of speckles echoed in tissues of clinical and simulated B-mode images

组织	统计分布		归一化灰度		
	分布	临床参数	仿真参数	临床	仿真
肾髓质	莱斯分布	$s = 0.54 \pm 0.04$ $k = 0.21 \pm 0.02$	$s = 0.51 \pm 0.05$ $k = 0.18 \pm 0.07$	$0.65 \pm 0.07$	$0.59 \pm 0.08$
肾皮质	瑞利分布	$r = 0.34 \pm 0.05$	$r = 0.36 \pm 0.02$	$0.13 \pm 0.02$	$0.16 \pm 0.03$
肾囊肿	K 分布	$v = 0.13 \pm 0.07$ $b = 1.96 \pm 0.06$	$v = 0.14 \pm 0.04$ $b = 2.12 \pm 0.03$	$0.05 \pm 0.02$	$0.05 \pm 0.02$
肾囊肿结缔组织	莱斯分布	$s = 0.55 \pm 0.04$ $k = 0.19 \pm 0.02$	$s = 0.52 \pm 0.06$ $k = 0.22 \pm 0.02$	$0.67 \pm 0.06$	$0.64 \pm 0.07$

5 的结果,但与表中的临床结果不符,进一步验证了该方法的有效性和优越性。

### 3 讨论

肾脏囊性病变在日常放射学检查中十分常见,尤其多见于中老年患者。孤立性肾囊肿属于囊性肾脏病中较为普遍的一类,它在肾脏的某些区域造成血液循环障碍,继而发展为肾功能不全或者肾功能衰竭,降低了肾脏的排毒和排害功能,对人体健康危害极大。近年来的研究发现,孤立性肾囊肿是后天形成的,随着年龄的增长,远端肾小管和集合管憩室不断增加,从而导致发病率也逐年增加<sup>[1]</sup>。

肾脏的计算机超声仿真作为一种系统而有效的生物医学工程研究方法而被人们所重视始于 20 世纪 80 年代。Kuipers BJ<sup>[11]</sup>研制了肾脏系统疾病诊断专家系统,为肾脏疾病的超声仿真、诊断和治疗提供了依据。此后学者对组织的超声定量仿真展开了广泛研究<sup>[12-14]</sup>。这类方法基于线性理论的卷积法,将超声图像的仿真分成组织特性建模和仿真信号成像两个部

分。前者采用了连续分布的点状散射体模型,而后者采用了点传播方程表达组织散射体与超声波干涉的成像系统。典型的如 VRKidney 平台系统<sup>[12]</sup>,可以完成原始肝脏图像的分割及其宏观模型的绘制,并在病变模型中进行交互操作和超声仿真。但是这种模型在微细结构层面上的仿真并没有完全展开,难以实现对囊肿边缘和内部结构的仿真。近年来,一种新的肾脏超声仿真方法为研究人员所重视,它不需要建立精确的肾脏数学模型及完整的肾脏病变信息,而是从组织切片中直接获取目标散射点的强度信息,再经过散射点空间位置信息的调制得到组织散射点模型。最具代表性的是 Jensen JA<sup>[14]</sup>利用线性声学理论设计的 FIELD II 超声仿真系统。作为一个研究实例,它以人工仿体或组织切片图像确定二维散射点幅度分布的平均强度,得到含有密度和强度等特征信息的组织散射点模型,并用模拟的线性阵列探头对组织散射点模型扫描产生射频信号,进而合成肾脏 B 超图像。然而,此方法存在明显不足,在组织建模中整个肾脏组织都采用统一的位置均匀分布、幅度高斯分布的散

射点模型。这种整体仿真的思路没有考虑到不同组织对超声散射的差异性,使得仿真结果无法完整体现不同组织回声的差异性,丢失了许多重要的医学诊断信息。

人体不同特性组织的回声分布特性不同。研究认为,组织内散射点分布充分且没有确定性成分时的回声属于瑞利分布;组织内散射点量少且没有确定性成分时的回声对应 K 分布;而组织中分布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<sup>[8]</sup>。3 类不同程度的回声分布反映了对应组织结构特征,在 FIELD II 仿真过程中通过组织散射点模型的密度和形状参数变化控制产生对应回声斑点分布。针对组织的不同特征建立散射点模型,并根据仿真对象的几何结构建立混合组织模型有可能获得更逼真的仿真效果。

笔者提出 3 种斑点分布混合下的孤立性囊肿肾脏的超声仿真方法。通过对病变肾脏组织切片图像分割及临床超声图像的统计分析,确定各组织的散射点分布、密度及强度等特征参数,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,该方法仿真的 B 超图像能够更准确地刻画肾脏各主要部分及病变组织的斑点回声统计特征,获得与临床超声回声分布相一致的仿真结果,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,组织的分割可以更为精细,以适应更复杂的异常组织如肾脏肿瘤的特征描述;其次,采用泛化的斑点描述统计模型如零差 K 分布可以获得具物理意义的组织参数,有可能比笔者的三段混合斑点模型更具普适性。通过拓展该方法建立复杂病变肾脏模型以刻画异常组织特征是下一步研究的重点。

#### 参考文献:

[1] XU Guang, GUO Fa-jin, WANG Yu-lan, *et al.* Application of ultrasound in the diagnosis of simple renal cyst[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 1999, 15(11): 887-889. [徐光, 郭发金, 王玉兰, 等. 应用超声随诊探讨单纯性肾囊肿自然变化规律[J]. 中国医学影像技术, 1999, 15(11):

887-889.]

- [2] Selver MA, Kocaoğlu A, Demir GK, *et al.* Patient oriented and robust automatic liver segmentation for pre-evaluation of liver transplantation[J]. Comput Biol Med, 2008, 38(7): 756-784.
- [3] YU Jin-hua, WANG Yuan-yuan. Simulation study of medical ultrasound imaging[J]. Technical Acoustics, 2011, 30(1): 33-44. [余锦华, 汪源源. 医学超声成像的模拟研究[J]. 声学技术, 2011, 30(1): 33-40.]
- [4] Jensen JA. Users' guide for the Field II program[EB/OL]. [http://field-ii.dk/documents/users\\_guide.pdf](http://field-ii.dk/documents/users_guide.pdf). 2014-05-12.
- [5] LIN Mao-zhang. Clinical renal physiology[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2004: 1-439. [林茂樟. 临床肾脏生理学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2004: 1-439.]
- [6] Cramblitt RM, Parker KJ. Generation of non-Rayleigh speckle distributions using marked regularity models[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 1999, 46(4): 867-874.
- [7] Laporte C, Clark J, Arbel T. Generalized Poisson 3-D scatterer distributions[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2009, 56(2): 410-414.
- [8] Vegas-Sánchez-Ferrero G, Seabra J, Rodriguez-leor O, *et al.* Gamma mixture classifier for plaque detection in intravascular ultrasonic images[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2014, 61(1): 44-61.
- [9] Destremes F, Cloutier G. A critical review and uniformized representation of statistical distributions modeling the ultrasound echo envelope[J]. Ultrasound Med Biol, 2010, 36(7): 1037-1051.
- [10] Saha RK, Kolios MC. Effects of cell spatial organization and size distribution on ultrasound backscattering[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2011, 58(10): 2118-2131.
- [11] Kuipers BJ. Qualitative simulation: reasoning with qualitative models[J]. Artificial Intelligence, 1984, 24(1-3): 169-203.
- [12] Chen G, Li XC, Wu GQ, *et al.* Three-dimensional reconstruction of digitized human liver: based on Chinese visible human[J]. Chin Med J(Engl), 2010, 123(2): 146-150.
- [13] Datta P, Gupta A, Agrawal R. Statistical modeling of B-Mode clinical kidney images[C]. 2014 International Conference on Medical Imaging, m-Health and Emerging Communication Systems(MedCom). IEEE, 2014: 222-229.
- [14] Hu X, Zhang Y, Gao L, *et al.* An ultrasound simulation method for carotid arteries with a wall structure of three membranes[J]. Chinese Journal of Acoustics, 2015, 34(3): 241-252.

(收稿日期: 2015-09-01; 修回日期: 2015-10-30)