

基于小波变换利用超声估计生物组织 散射元平均间距*

严加勇, 牛金海, 寿文德, 谢志行, 王鸿樟

(上海交通大学生物医学工程系, 上海 200030)

摘要: 生物组织散射元平均间距是描述生物组织微观结构和生物组织超声散射特性的重要参数。文中构建并物理仿真了生物组织散射元一维超声散射模型, 用小波变换方法估计了仿真生物组织散射元的平均间距。分析结果表明, 对规则性较强的散射体用多分辨分析容易产生漏检, 而利用连续小波变换时频图则可以得到较好的效果。

关键词: 超声; 生物组织; 散射元平均间距; 小波变换

中图分类号: O426.5; **文献标识码:** A

Ultrasonic estimating mean scatterer spacing of biotissue based on wavelet transform

YAN Jia-yong, NIU Jin-hai, SHOU Wen-de, XIE Zhi-xing, WANG Hong-zhang

(Shanghai Jiaotong University, Shanghai · 200030)

Abstract: Mean scatterer spacing(MSS) is an important parameter for describing biotissue microstructure and its ultrasonic scattering characteristics. In this paper, one dimensional ultrasonic scattering model of biotissue is constructed and physically simulated. Our analysis indicates that multiresolution analysis has the disadvantage of miss some scatterers, especially for relative regular scattering, however, using the time-frequency graph of continuous wavelet transform can obtain the better result.

Key Words: ultrasound; biotissue; mean scatterer spacing; wavelet transform

1 引言

研究表明, 超声波作用在生物组织上时, 生物组织可视为由半规则离散散射体点阵组成的随机介质^[1]。该随机介质主要由散射元平均间距(Mean Scatterer Spacing)这一参数来表征。自 1979 年 Fellingham 首次提出该参数以来, 许多学者研究了这一参数的估计方法, 这些方法主要有功率谱法、倒谱法、谱自相关法、小波变换法等。倒谱法可分离出测量

系统与传播介质特性的影响, 但是, 由于倒谱法对噪声很敏感, 在干扰噪声存在的情况下, 该方法不能获得平均间距的无偏估计。此外, 对于不大规则分布的散射元, 倒谱法(包括功率谱法)不能估计出散射元的平均间距。时间平均和频率平滑的谱自相关函数均优于基于 FFT 功率谱的倒谱与 AR 倒谱, 但是这种改进的谱自相关法较难给出生物组织散射元在空间的分布情况, 且计算较为复杂。

与上述研究方法不同, 一些学者基于小

* 收稿日期: 99-06-23; 修订日期: 99-08-18

作者简介: 严加勇(1975-), 男, 硕士生

波分析是检测信号突变特性的有效方法, 将小波变换引入随机介质的超声测量^[2]。1991年 Kikuchi 和 Sato^[2] 通过背向散射信号的时间-尺度能量分布获得能量时间曲线, 然后由这一曲线得到散射元的空间分布情况及平均间距, 但是这种方法的计算量较大, 比较繁琐, 在较大干扰噪声存在时, 容易误检或漏检相对强度较弱的散射元。鉴于此弱点, 1996年, 徐泾平等人将超声与空间随机分布的散射元相互作用的过程看成是一系列的突发事件, 然后用样条小波对一些散射信号作了多分辨分析^[4]。本文在分析生物组织超声散射特性和仿真、实验结果的基础上发现该方法在对比较规则分布的散射元的检测中很容易产生漏检, 而利用小波变换良好的时频分析特性, 对超声背向散射信号作一定的连续小波变换分析, 却能很好地估计出散射元的平均间距及其空间分布情况, 且具有良好的空间分辨率和较大的实用价值。

2 建模与仿真

2.1 生物组织超声散射的一维离散模型

本文构建了生物组织超声散射的一维离散模型^[2,3], 如图 1 所示, 假设一系列离散散射元分布在一条直线上, 每个散射元的散射系数相同且忽略散射体彼此之间的影响。

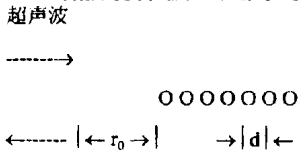


图 1 生物组织超声散射的一维离散模型

采用典型的医用钟形脉冲波来作用于散射元, 其表达式为^[3]:

$$F(t) = F_0 e^{-a^2 t^2} \cos(bt)$$

其中 $a, b > 0$, 且 a 决定脉冲信号的带宽, b 决定脉冲信号的中心频率。该脉冲波傅立叶变换为

$$\Phi(\omega) = \frac{F_0}{4\pi} \frac{\pi}{a} \left[e^{-\frac{1}{4a}(\omega+b)^2} + e^{-\frac{1}{4a}(\omega-b)^2} \right]$$

其对应的频率为 ω 的平面波为

$$F_w(x, t) = \Phi(\omega) e^{-j(\omega x - kx)}$$

该平面波作用于单个离散小微粒的散射波为^[3]:

$$\Phi_{S1} = \Phi(\omega) \left[-\frac{(ka_0)^3}{3kr_1} e^{jkr_1} \left(1 - \frac{3}{2} \cos\theta \right) \right]$$

其中 $r_1 = r_0 + d$ 为第 1 个粒子到接收换能器的距离, $\Phi(\omega)$ 为发射脉冲波的频谱, θ 表征接收方向。微粒的半径为 a_0 且满足 $a_0 \ll \lambda$, λ 为波长, 微粒之间的距离为 d , N 为粒子个数。上式对频率的积分并累计 N 个粒子, 可得脉冲波作用于 N 个粒子总的散射波声压为

$$\Phi_{NS} = 2 \int_0^+ \sum_{n=1}^N \Phi(\omega) \left[-\frac{(ka_0)^3}{3kr_n} e^{jkr_n} \cdot \left(1 - \frac{3}{2} \cos\theta \right) \right] d\omega$$

其中 $r_n = r_0 + nd$ 为第 n 个粒子到接收换能器的距离。

2.2 仿真结果

数值仿真过程中, 我们设信号的中心频率为 10MHz, 带宽为 30% (在对换能器灵敏度要求不高的情况下, 这一条件并不苛刻), 声速为 1500m/s, 接收换能器正对着散射元, 则 $\theta = \pi$ 图 2 给出了散射元数 $N = 16$ 情况下多个脉冲的回波信号, 其中散射元平均间距 $d_{\text{mean}} = 0.5\text{mm}$ 。在进行小波变换时我们只截取一个脉冲周期的信号进行分析, 且不考虑出现多个脉冲波信号彼此之间的混叠。

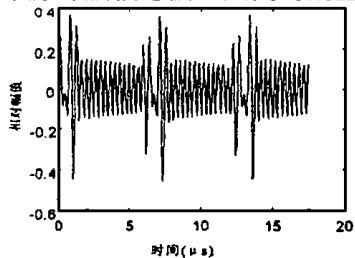


图 2 仿真回波信号

本文用墨西哥小帽 (Mexh) 小波和三阶样条小波^[5] 分别对上述仿真信号作了连续小波变换和多分辨分析, 图 3、图 4 分别为回波信号连续小波变换和多分辨分析的结果, 图 3 中横坐标为采样点数且表示时间(也反应

了散射元空间分布的情况), 每点的采样时间为 $0.035\mu\text{s}$, 纵坐标为尺度大小(小尺度对应高频, 大尺度对应低频)。中间部分为均匀离散介质回波信号相互混叠的结果, 而两头出现起伏是由于介质的边界介质密度发生突变而引起。图 3 中, 两明纹之间的距离 d 即为散射元粒子之间的间距(散射元之间间距这样估计: $d = \text{采样点数} \times \text{每点采样时间} \times \text{声速}$), 其它图中情况类同。从图 3 可以估计出散射元粒子之间的平均间距为 0.5075mm , 其相对误差精度可达到 1.5% 左右。图 4 中横坐标的意义同图 3, s 为回波信号, a_5 为多尺度分析的近似信号, $d_1 \sim d_5$ 为多尺度分析中不同尺度细节信号。很显然, 若用图 4 中的变换结果来估计散射元平均间距, 我们无论用那一分辨率下的变换结果都会产生较大的误差或漏检较多的散射元。

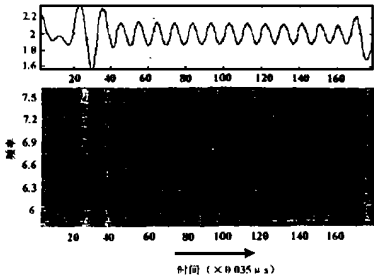


图 3 回波信号及相应的 M_{exh} 连续小波变换的结果

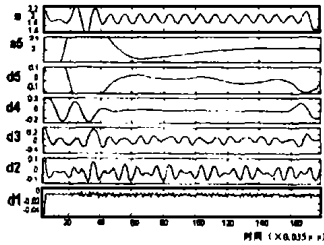


图 4 用 3-Spline 小波对图 2 所示信号作多分辨分析的结果

3 实验及实验结果

3.1 实验样品及装置

实验测量系统主要包括超声分析仪, 数字示波器, 宽带换能器(中心频率为声学技术

3.5MHz), Pentium II 计算机, 样品是平均间距为 1.103mm 的 33 根尼龙线(尼龙线直径 0.1mm) 等, 实验装置如图 5 所示。

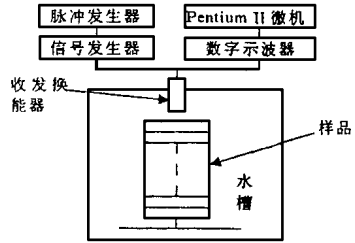


图 5 实验装置

3.2 实验结果

室温下 14 水中声速 c 取值为 1465m/s , 实验过程中, 回波信号的采样点数为 2000 点, 采样时间为 $100\mu\text{s}$ 。利用上述测量装置测得该样品的超声背向散射信号及该信号的连续小波变换和多分辨分析(为便于比较, 此处用与仿真时同样的连续小波)的结果如图 6、7 所示, 其中图 7 各标注的意义同图 4。

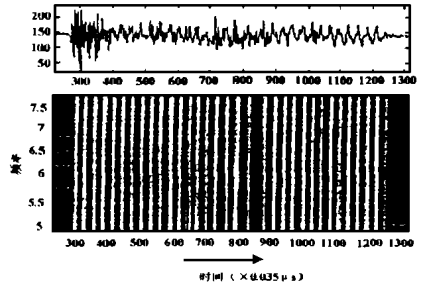


图 6 样品超声背向散射信号及其连续小波变换

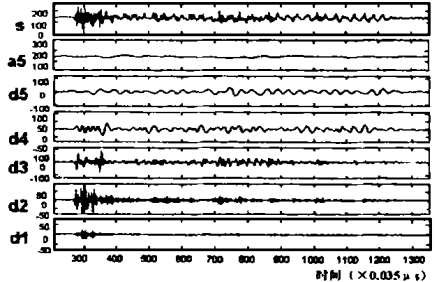


图 7 样品超声背向散射信号及其多分辨分析

由图 6 我们不仅可以测出散射样品中的尼龙线数为 33 根, 而且可以看出其空间分布情况, 从而计算出散射元之间的平均间距为 1.095mm , 其相对误差为 0.71% ; 图 8 给出了从连续小波变换中得到的样品间距和实测

间距的比较,其中“o~实线”为利用放大镜得到的实测间距,“*~点划线”为实验结果。但从图7的d5尺度仅能测得28根尼龙线,由此估计出的散射元平均间距为1.298mm,其相对误差为17.6%。显然用多分辨分析从回波信号中检测散射元,容易漏检;特别是在散射元排列较为规则,散射波没有明显突变起伏的情况下,用小波多分辨分析检测散射元很容易产生漏检,从而产生较大的误差,但用连续小波则可以得到较为满意的结果。

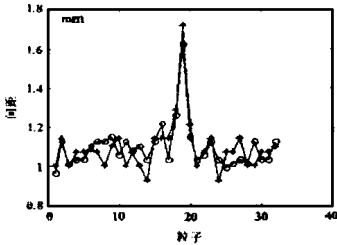


图8 样品的实际间距及用 Mexh 估计的间距

4 结语

本文构建了生物组织散射元一维超声散射模型,用小波变换方法分析了仿真生物组织超声回波信号,得到了生物组织散射元平均间距,及其空间分布情况。比较两种小波变换的结果,可以看出用多分辨分析虽然在检

测信号突变点时较为有效,但是在检测相对规则排列的散射元时容易产生散射元的漏检。而利用连续小波变换良好时-频特性图可以得到较好的结果,同时分析结果也表明连续小波变换法具有良好的空间分辨率,能分辨出生物组织散射元平均距离的微小变化。

感谢同济大学声学所刘镇清教授在实验方面提供的帮助。

参考文献:

- [1] LL Fellingham, FG Sommer. Ultrasonic characterization of tissue structure in vivo human liver and spleen [J]. IEEE Trans. Ultrasound, 1984: 418 ~ 428.
- [2] T Kikuchi and S Sato. An application of wavelet transform to ultrasonic measurements of random media [J]. In Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, 1991: 1191 ~ 1175.
- [3] 王鸿樟. 声学及医学超声应用 - 生物医学声学[M]. 上海交通大学出版社, 1991年.
- [4] 徐泾平等. 生物组织散射元平均间距估计的一种新方法[J]. 生物物理学报, 1996: 653 ~ 662.
- [5] 秦前清等. 实用小波分析[J]. 西安电子科技大学出版社, 1998年.