

基于 AR 倒谱法研究人体脾组织微结构的变化

他得安¹, 陈启敏²

(1. 同济大学声学研究所, 上海, 200092; 2. 陕西师范大学应用声学研究所, 西安 710062)

摘要: 本文利用 AR 倒谱法对人体正常脾和脾增生组织的回波信号进行了分析, 对软组织中散射元的平均间距进行了估计, 结果表明: 两种脾组织散射元的平均间距明显不同; AR 倒谱能有效的反映软组织的微观结构特征, 说明 AR 倒谱是软组织超声散射信号分析与软组织散射元平均间距定征的一种有效方法。

关键词: AR 倒谱; 脾组织; 散射元平均间距

中图分类号: TB52⁺ 6 **文献标识码:** A

Study on the variation of microstructures of human spleen by AR cepstrum

TA De-an¹, CHEN Qi-min²

(1. Institute of Acoustics, Tongji University, Shanghai 200092, China;

2. Applied Acoustics Institute, Shaanxi Normal University, Xi'an 710062, China)

Abstract: The paper applies AR cepstrum to process the back scattered signals of normal and pathological human spleen in vitro, and the mean scatterer spacing (MSS) has been estimated. The results show that the MSS of two tissues is quite different and the AR cepstrum is effective to reflect the microstructure feature of tissue. Therefore, the AR cepstrum can be considered as an effective method for signal analysis of ultrasonic scattering and characterization of tissue scatterers.

Key words: AR cepstrum; spleen tissue; mean scatterer spacing.

1 引言

生物软组织散射元的平均间距成像有望成为超声组织定征及临床病变诊断的有效手段, 而生物软组织结构的不均匀性导致了入射超声波回波的产生, 这构成了超声回波诊断技术的物理基础。由于生物软组织的回波信号属于随机信号, 而对随机信号有意义的是其谱分析。目前, 基于谱分析的生物软组织散射元平均间距估计的方法有经典的谱分析法 (FFT 谱分析法) 和现代谱分析法, 如 AR 功率谱、AR 倒谱、谱自相关法, 以及正在发展应用的子波分析法等。由于现代谱分析法有较好的稳定性, 有可能形成稳定的判别模式, 在组织特征辨识及临床诊断方面有重要的应用前景, 因而一直是人们重视的方法之一。

经典谱分析法是对散射信号进行付氏变换, 得到散射信号的功率谱。若直接由功率谱分布来估计

散射元平均间距, 在有噪声干扰影响时, 可能会淹没某些信号的谱峰分量。所以, 由功率谱中的谱峰位置来估计组织散射元平均间距时将会引入较大误差; 谱自相关法虽能有效的估计软组织散射子的平均间距, 但它的计算量比较大。由于自回归 (AR) 参数模型法具有起伏小, 谱分辨率高且平滑等优点, 所以, 本文采用 AR 模型倒谱法分析人体正常脾和脾增生组织微结构的变化, 以便能为临床病变诊断提供有用信息。

2 AR 倒谱法估计散射元平均间距的原理与方法

假设 $x(t)$ 的采样序列为 $x(n)$, 则序列 $x(n)$ 的 AR 模型为:

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + w(n) \quad (1)$$

上式中 p 为模型阶次, a_k 为 AR 模型系数, $w(n)$ 为激励白噪声, 信号 $x(n)$ 的 AR 模型的功率谱为^[1]:

$$S_p(\omega) = |X(\omega)|^2 = \frac{\sigma^2}{A(\omega)^2} \quad (2)$$

其中 σ^2 为激励白噪声方差, t 为采样间隔, $A(\omega)$ 是

收稿日期: 99-06-23; 修订日期: 99-11-19

作者简介: 他得安(1972-), 男(回族), 博士研究生。

AR 模型系数的 Fourier 变换:

$$A(\omega) = 1 + \sum_{k=1}^n a_k e^{-j\omega k}$$

显然, 根据上式只要计算出 a_k 和 δ^2 , 就能求得功率谱。

AR 模型参数的估计方法有多种, 本文用 Burg 法来确定模型系数^[2]。对于 AR 模型阶次的选取, 利用信息论准则(AIC)法^[3], 并参照了 p 应在 $N/3$ 到 $N/2$ 之间的经验法则, N 为分析段的数据长度。

用 AR 倒谱法估计软组织散射元的平均间距, 其原理如下^[4]: 对上式功率谱求对数谱 $\log X(f)^2$, 再进行 IFFT 变换, 便得到其倒谱 $\hat{x}(t)$ 为:

$$\hat{x}(t) = \text{IFFT}(\log X(f)^2) \quad (3)$$

对于具有规则分布的生物软组织散射元其背向散射信号 $x(t)$, 在功率谱上必然具有谐波成分, 则频谱中也具有很明显的谐波成分, 所以其倒谱必然在某处有很明显的尖峰出现, 由此尖峰位置可以获得散射元的平均间距。通常, 倒谱的横坐标为时间, 为了比较容易地确定平均间距, 我们将时间轴算成距离轴, 若倒谱的主极大峰位置为 τ_m , 换算成对应的距离为:

$$d = c\tau_m / 2 \quad (4)$$

式(4)即为所求散射元的平均间距, 其中 c 为超声波在软组织中的速度。

3 信号检测系统及检测方法

信号采集系统原理框图如图 1 所示。它主要包括以下几部分:

(1) MF-6 型脉冲信号源: 可提供脉宽为 $0.1 \mu\text{s}$ 、重复频率 $0.25\text{kHz} \sim 10\text{kHz}$ 范围内可调、脉冲幅度可达 60V ;

(2) 探头: 弱聚焦型收发两用圆形宽带换能器, 其有效直径为 9mm , -3dB 带宽为 $8\text{MHz} (2\text{MHz} \sim 10\text{MHz})$, -3dB 波束宽度为 $\pm 1.5\text{mm}$, 聚焦焦距 60mm , 焦区长约 $30\text{mm} \sim 60\text{mm}$;

(3) 测试水槽结构: 测试槽上装置了可以进行三维调整的探头支架和探头夹, 使所夹的探头可在空间任意方向平稳调整。其调整的范围是: 横向 290mm 、纵向 120mm 、深度 120mm 。为保证样品组织处于良好的被检测位置, 槽中还放有样品盒, 同时为了消除多次反射声波的影响, 槽的四周及底面均贴覆了吸声材料;

(4) 高增益宽带放大器: -3dB 带宽为 19.5MHz

($0.5\text{MHz} \sim 20\text{MHz}$), 增益 $> 100\text{dB}$;

(5) 带通滤波器: -3dB 带宽为 $8\text{MHz} (2\text{MHz} \sim 10\text{MHz})$;

(6) 数字存储示波器: 数据采集装置为 HP54801A 型数字示波器, 同时起监视发射信号和采集回波信号的作用。整个采样过程全部由 IBM PC/586 微机控制实现。

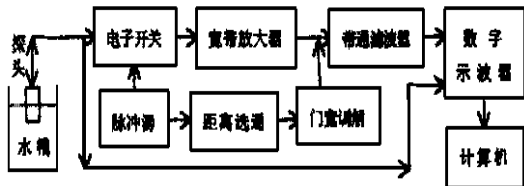


图 1 信号采集系统原理框图

本实验根据非均匀软组织的结构特征, 采用背向散射的检测方法, 对所测样品的散射特征进行统计研究。尖脉冲信号激励换能器发射声脉冲(发射频率为 8MHz), 入射到组织样品中, 产生一系列背向散射信号, 回波经同一换能器接收, 再放大、滤波后

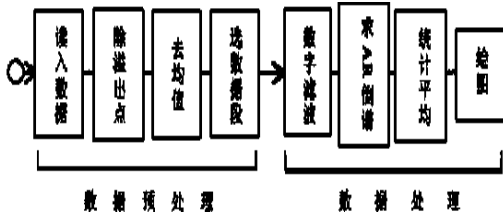
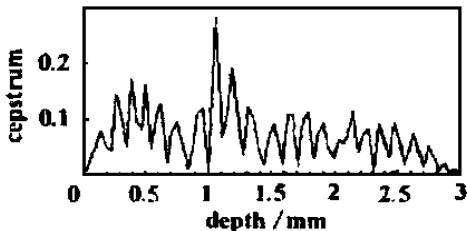
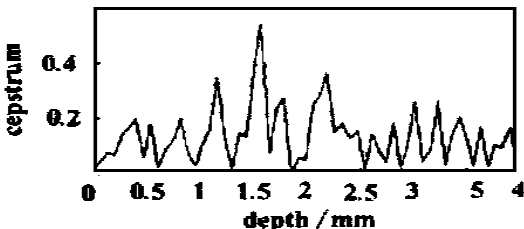


图 2 数据处理流程图



(a) 正常脾组织



(b) 脾增生组织

图 3 人体脾组织回波信号的 AR 倒谱图

进入数字示波器,以40MHz进行采样,然后将采样数据送入计算机进行分析处理,其数据处理流程如图2所示。

4 实验结果的分析与讨论

实验所用样品全部取自西安医科大学第一附属医院,在离体20h内全部做完。

对于人体脾组织的回波信号,正常组织和病变组织分别取280点进行处理,对于阶次的选取,采用信息论准则(AIC)法,并参照了 p 应在 $N/3-N/2$ 之间的经验法则,经多次比较后,最终确定其阶次都为 $p=120$ 。图3为用AR倒谱技术所得的人体脾组织回波信号的AR倒谱图,其中3(a)为人体正常脾组织回波信号的AR倒谱图;图3(b)为人体脾增生组织回波信号的AR倒谱图。

从图3(a)中看出,其主极大的位置约为1.08mm,平均值为 $1.08\text{mm} \pm 0.11\text{mm}$,即正常脾组织的散射元平均间距为1.08mm,这与文献[5]在连体情况下的实验结果($1.10\text{mm} \pm 0.14\text{mm}$)相一致,由于组织摘除后,部分水份丢失,致使组织萎缩,脾小梁间距变小,即散射元平均间距变小。脾组织是一种较为致密的实质性组织,在所研究的小尺度(1cm-2cm)范围内,脾组织中的血管比其它组织(如肝组织)中的少,且其不均匀性起伏小。研究表明,脾组织背向散射的频率依赖关系约为 f^2 ,即散射元间距应与肝组织接近。由此可以认为,脾组织中网状支架脾小梁为主要的散射元。由于脾组织的增生,导致脾肿大,使散射元间距增大到1.58mm,平均值为 $1.58\text{mm} \pm 0.08\text{mm}$,如图3(b)所示;另外,由于脾增生

组织比正常组织明显变硬,而使它的倒谱最大值也明显大于正常脾组织的倒谱最大值。

上述所得的正常脾与病变脾组织的实验分析结果表明,两种组织的散射元平均间距明显不同,组织病变会导致组织中散射元平均间距相应的变化。因此,本文对脾组织散射元平均间距的估计结果可为临床病变诊断提供有用信息。

依据生物软组织内部存在一定程度的有序结构,由AR倒谱估计其相邻散射元的平均间距,可揭示组织微观结构特征,由此方法估计散射元平均间距作为组织结构的一个特征参数用于组织定征,可以识别病变组织,在临床诊断上有潜在的应用前景。

本文得到同济大学声学所博士生导师刘镇清教授的悉心指导,在此表示感谢!

参考文献:

- [1] Iruault J. M., Ossant F. et al. Time-varying autoregressive spectral estimation for ultrasound attenuation in tissue characterization[J]. IEEE Trans. on UFFC, 1998, 45(3): 650-659.
- [2] Kay S. M.. Modern Spectral Estimation—Theory and Application[M]. Prentice-Hall, 1998.
- [3] 张贤达著. 现代信号处理[M], 北京: 清华大学出版社, 1995.
- [4] Wear K. A., Wagner R. F. et al. Application of autoregressive spectral analysis to cepstral estimation of mean scatterer spacing[J]. IEEE Trans. on UFFC, 1993, 40(1): 50-58.
- [5] Fellingham L. L., Sommer F. G.. Ultrasonic characterization of tissue structure in the in vivo human liver and spleen. [J]. IEEE Trans. on SU., 1984, 31(4): 418-428.

(上接第115页)

对称模式与反对称模式的第2、第3……分支。当板很薄时, A_0 对液层的高度的变化最灵敏,当 h 不大时,速度相对变化与 h 近似呈线性,这可以是Lamb波微质量传感、生物传感的理论基础。本文的方法也适用于正交晶体系,正方晶体系4mm, 422, 42m, 4/mmm, 以及六角晶体系和立方晶体系。

参考文献:

- [1] R. M. White and S. W. Wenzel. Fluid loading of a Lamb-

wave sensor[J], Appl. Phys. Lett, May 1988, 52(20): 1653-1655.

- [2] S. G. Joshi and Y. Jin. Propagation of ultrasonic Lamb waves in piezoelectric plates[J]. Appl. Phys., 1991, 70(8): 4112-4119.
- [3] D. E. Chimenti. Acoustic waves in a piezoelectric plate loaded by a dielectric fluid[C], Symposium of International Workshop on Modern Acoustics, Nanjing 1994.
- [4] Vinay Dayal, Vikram K. Kinra. Leaky Lamb waves in an anisotropic plate[J]. J. Acoust. Soc. Am., 1989, 85(6): 2268-2276.