

肝脏组织区域结构散射超声频谱特征研究^{*}

陈启敏 臧晓非 严碧歌 刘纯荣

刘斌胜

(陕西师范大学应用声学研究所, 西安 710062)

(西安武警技术学院, 西安 710086)

1994年12月26日收到

摘要 本文采用自回归模型得到肝脏组织不同区域的超声结构散射频谱, 并对其频谱特征进行了统计分析。实验和分析结果表明: 肝脏可分为三个特征散射区域, 即近似的瑞利散射区、随机散射区及扩散漫射区; 肝脏组织结构散射表现的区域分布特征是与其结构分布特征、散射相关长度分布相一致的。这为利用区域散射谱特征进行组织辨别提供了可能性。

A study on ultrasonic spectral characteristics of liver's regional structural scattering

CHEN Qimin ZANG Xiaofei YAN Bige and LIU Chunrong

(Applied Acoustics Institute, Shaanxi Teachers University, Xi'an 710062)

LIU Binsheng

(Technical College of the Chinese People's Armed Police Forces, Xi'an 710086)

Received December 26, 1994

Abstract In this paper, the ultrasonic spectra of liver's structural scattering were obtained by using autoregressive model, and the spectral characteristics were analyzed statistically. The results indicate that a liver can be divided into three distinguished scattering region. Referred to the microstructural characteristics of liver's different parts, the results were discussed. And finally, the application prospect of spectral characteristics of tissue's regional structural scattering in clinic is pointed out.

一、引言

近年来, B型超声图像诊断技术的发展极为迅速, 功能亦日趋完善。但由于超声成像只利用了超声散射回波中的幅度信息, 虽有助于发现具有阻抗突变的界面, 即占位性病变或异物, 却对组织的内在性质反映甚少, 从而在诊断一些弥漫性病变时比较困难。因此, 如何从超声回波中提取更多的信息, 特别是反映病理特征的信息, 是当前医学超声领域十分引人关注的前沿课题之一。

近十多年来, 国内外众多学者分别从生物组织超声衰减系数、散射系数、非线性参量 B/A 值等进行大量测量研究, 使人们对生物软组织的声学特性有了进一步的认识。但由于各自的研究方法、测试条件不同, 测量结果离散性仍然较大, 无法形成一个稳定的判别模式。与此同时, 用散射谱分析方法, 揭示软组织微结构变化研究也取得了较大进展。

自从 1976 年 K.L. Lizzi 提出用频谱分析法定征软组织的方法后^[1], 已有对人体腹部

^{*} 国家自然科学基金资助项目

器官,如肝脏、肾脏、脾脏等进行谱分析定征的研究报告^[2,3,4]。Swarnamani 于 1990 年^[5]报导了用超声背散射频谱特征研究正常组织与病变组织微结构变化。我国冯若教授用超声谱参数获取散射微粒间距变化,对猪的正常与病变肝进行了组织定征研究^[6]。Feleppa 等进而提出了把软组织定征的谱参量与超声图像联系起来的研究方法^[7]。

在散射特征研究方面,众多学者^[7-10]多局限于对软组织背散射系数或平均散射系数的测量研究,很少涉及软组织不同结构区域散射谱特征。本文作者采用散射谱特征统计分析方法,研究不同结构散射体散射谱特征的相对变化,作为组织结构变化散射谱特征的特异性表现。文中采用宽带传感检测系统、背向散射的检测方法对正常新鲜猪肝脏组织区域散射谱特征进行实验和统计分析,结果表明:肝脏组织的不同区域,因其结构差异,其散射频谱具有明显的特异性。肝脏可分为三个特征散射区域:肝叶边缘及表层区域,其结构散射近似呈瑞利散射特征;肝叶表层区域以下与肝叶中心之间,其结构散射具有随机散射特征;肝叶中心区域,其结构散射主要呈扩散漫射特征,也有较强的反射。

二、肝脏组织结构特征及结构散射特征

由肝脏组织解剖学可知^[11]:肝的基本单位是肝小叶,成人肝约有 50 万~100 万个肝小叶。从肝门进出的门静脉、肝动脉和胆管,在肝内反复分支并伴行于小叶间结缔组织内,形成由粗细不等的管状组织构成的门管区。肝小叶的中央有中央静脉,若干中央静脉汇合成小叶下静脉。

超声的散射是由生物组织的密度和弹性模量的不均匀性造成的。但在一般的生物组织内,弹性起伏引起的散射要比密度变化引起的散射强得多^[12],因此往往可以忽略后者,而认为组织中弹性量的起伏是主要的散射源。由于肝体本身由肝小叶组成,可以认为是均匀分布的,而其中以胶原蛋白为主的弹性成份构成的管状组织却是随机分布的,其管径亦因反复分支而从 1 mm 左右(肝门区及其主要分支)逐渐变小至 0.1 mm 左右(肝门管区),而大量的胶原纤维、微血管和血窦其线度在几微米到几十微米之间。因此,在肝组织对超声波的散射中,肝小叶虽有重要贡献,但主要仍是肝中以胶原蛋白为主的弹性成份构成的血管和胆管等随机分布的散射体造成了较强的声散射效应。同时,由于这些散射源的散射尺寸不同并具有一定的区域分布特征,使得散射谱的形成和分布具有一定的统计规律性。对生物软组织而言,因组织中的密度、弹性起伏、声阻抗及其散射源的相关长度等的空间分布是随机的,声散射也常具有空间随机散射特性。因此,软组织的结构散射信号是一个随机信号。

三、结构散射信号检测处理系统简介

实验系统的结构框图如图 1 所示。检测探头是-3 dB 带宽为 2.5 MHz~9 MHz 的弱聚焦型收发两用超声波换能器,其-3 dB 波束宽度为 ± 1.5 mm。宽带放大器的-3 dB 带宽为 19.5 MHz (0.5~20 MHz),增益>100 dB。带通滤波器的-3 dB 带宽为 2~10 MHz。高速采样系统的采样率为 30 MHz,分辨率为 7 位二进制数。采样过程的控制及实验数据的分析处理均由 IBM PC/286 微机完成。实验中样品选用完整的新鲜猪肝脏。

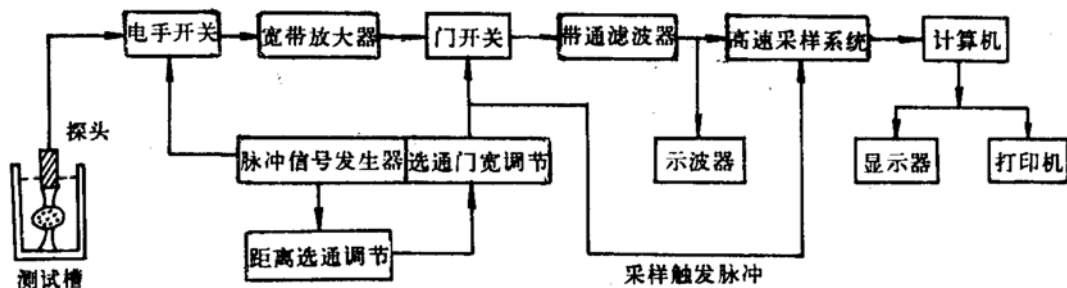


图1 实验系统结构框图

四、背散射信号的采集和处理

实验证明, 肝脏中超声传输衰减特性随深度增加近似为线性衰减, 因此我们可以采用距离选通技术或数据滤波技术, 来提取被测散射体某一部分散射信号。为了减少相位特性影响, 获得较准确的散射信号, 在实验中我们沿声轴方向适当调节探头位置, 通过距离选通调节, 保证被采样区域处于焦区以内。再通过门宽选通调节(选择采样区域在声轴方向上的长度), 得到不同深度处散射体积的散射信号。显然, 该回波中携带着丰富的与采样区域有关的声信息。经过多次测试并对测试结果进行统计分析, 则根据散射频谱的状态及其相对变化趋势、谱峰偏移和频谱衰减特征等情况, 结合每一采样体在肝脏中的部位和结构特征, 即可获得完整肝脏区域结构散射谱的空间分布特征。

1. 实验数据的采集

为了进行统计分析处理, 实验数据的采集采用邻域平均的测试方法, 即先选择一测试位置作为中心测试位置 T_0 , 再在 T_0 四周 10 mm 处选择四个相互距离相等的位置作为邻域测试位置 $T_1 \sim T_4$, 构成统计测试区域, 如图 2(b) 所示。在每一测试方位上, 根据检测深度的不同, 由上向下选择 2~6 个统计测试区, 每一个统计测试区按上述要求设 5 个采样体。考虑到肝脏组织散射相关长度范围及适当提高背散射能量, 采样体应取适当的大小。同时考虑到太短的数据会使散射谱与理论值偏离增大, 在频谱高低两端出现一定的起伏^[13], 因此本文实验采样为 128 点(数据)。对每一采样体共采样 5 次以减小随机误差。为使样品尽量保持正常的水分, 并使实验结果反映出肝组织传输特性的影响, 实验样品选取刚离体的完整猪肝脏。实验中提取猪肝样品 8 副, 按层次和位置分为 16 组测试区域, 共 80 个测试位置。图 2(a) 为猪肝取样位置剖面图, 16 个统计测试区如图所示, a 轴方位取 2 个(a_1, a_2), 位于肝叶尖端部, b 轴方位取 3 个(b_1, b_2, b_3), c 轴方位取 5 个($c_1 \sim c_5$), d 轴方位取 6 个($d_1 \sim d_6$)。

2. 实验数据的预处理

在对采样数据进行谱分析前, 须对采样数据进行一些预处理, 以去除信号中的直流分量, 及 A/D 转换过程中可能出现的强脉冲干扰和转换出错点的影响。

3. 信号的谱分析方法

对于肝脏组织背散射这一随机信号, 在对 AR 谱和 FFT 谱两种谱估计方法的结果进行比较后, 考虑到 FFT 谱因“泄漏”等原因, 谱的分辨率较低, 而自回归(AR)参数模型

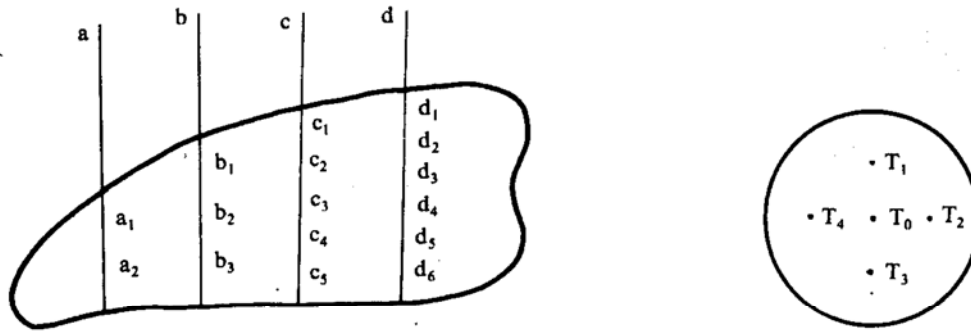


图2 肝脏取样位置剖面图(a)及统计测试区示意图(b)

法具有起伏误差小, 谱分辨率高且平滑等优点。因此, 本文实验中的谱分析采用了自回归参数模型法。

AR 模型的功率谱为

$$\tilde{S}_p(\omega) = \frac{1}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k e^{-j\omega k} \right|^2}$$

式中, a_k 为模型参数, P 为模型阶次。

用 AR 模型进行谱估计, 关键是确定模型的参数 a_k 和阶次 P ^[14]。本文采用了严格意义下的最小二乘法—Marple 算法来确定 a_k 。它的前、后向预测误差分别为:

$$e_f(n|p) = X(n) - \hat{X}(n) = \sum_{k=0}^p f_k X(n-k), \quad f_0 = 1$$

$$e_b(n|p) = X(n-p) - \hat{X}(n-p) = \sum_{k=0}^p b_k X(n-p+k), \quad b_0 = 1$$

而总均方误差为

$$\varepsilon^{(P)} = \sum e_f^2(n|p) + \sum e_b^2(n|p),$$

因此, $\varepsilon^{(P)}$ 可以表示为各 f_k 、 b_k 的函数, 只要适当选择 f_k 、 b_k 的值, 即 a_k 的值, 就可使 $\varepsilon^{(P)}$ 达到极小, 从而获得最好的效果。

在实际应用中, AR 模型阶次 P 的高低对谱估计结果会产生很大影响。阶次过低会使谱过于平滑而丢失信息; 阶次过高又会在谱中出现伪峰。因此, 适当地定阶是非常重要的。定阶的方法有多种, 本文采用了最终预测误差准则 (FPE), 其表达式为 $FPE(P) = [(N-1+P)/(N-1-P)]\varepsilon^{(P)}$, 式中 N 为数据点数, $\varepsilon^{(P)}$ 在此为预测均方误差。当阶次 P 由 1 开始增大时, $FPE(P)$ 将在某一 P 值处取得极小值, 这一 P 值就被认为是最合适的阶次。在实际应用中发现, 这种方法并不能对任何情况的信号都作出有效的判断, 而只能为阶次的选择提供一个依据。对所研究的具体信号, 究竟阶次取多少为最好, 需要对实验结果作多次比较后才能确定。在本文实验的数据处理中, 经过对不同阶次 AR 谱估计结果的反复比较, 发现对肝脏组织背散射信号选取阶次 $P=5$ 较为合适。

4. 测试结果的统计分类

对每一采样的 5 组采样数据的谱分析结果, 采用最大差值去除平均法进行处理, 以减小随机误差。然后, 分以下四步进行统计分类:

(1) 对同一统计测试区域上不同测试点的实验结果进行统计处理, 得到的频谱图作为该统计测试区域的实验结果频谱图。

(2) 将同一测试声轴方位上不同层次测试区域的散射频谱图, 按深度由浅到深依次排列, 形成一散射频谱图组, 并研究组织不同深度结构散射谱特征及随深度的变化规律。

(3) 由于生物本体的发育状况存在着一定的差异, 并考虑到样品在采集和处理过程中情况也有所不同, 故将得到的 16 组实验结果频谱图, 按统计测试区域在肝脏上的不同部位, 分成若干小组进行分析比较, 获得其统计分布特征。

(4) 根据各部位的测试结果, 得到肝脏整体的统计实验结果。

五、实验结果和分析

根据 16 个统计测试区的频谱特征图, 按其相似性进行统计分类, 大体可分为三个统计特征区。

图 3 中 (1)~(6) 是肝脏 16 个不同部位散射频谱特征图统计分析的结果, 图 3(1)、(6)是由 $a_1, a_2, b_1, b_3, c_1, c_5, d_1, d_6$ 八个统计测试区统计分析的结果, 代表肝叶边缘和表层区域的散射频谱图。图 3(4) 是由 c_3, d_3, d_4 三个统计测试区统计分析的结果, 代表肝脏中心区域散射频谱图。图 3(2)、(3)、(5) 是由 b_2, c_2, c_4, d_2, d_5 五个统计测试区统计分析的结果, 代表肝脏表层以下与肝叶中心之间区域的散射频谱图。

大量的实验结果表明: 声波在肝叶表层区域及肝叶的边缘部分的散射主要表现在高频端 (图 3(1)); 随着组织深度的增加, 散射频谱的高频成份逐渐减小, 低频成份呈上升趋势 (图 3(2)); 在肝叶的中心区域, 则主要以低频分量出现 (图 3(3),(4))。在肝叶距探头较远一侧的表层区域, 散射频谱的峰值又出现在较高频率处, 但与近侧相比, 不仅谱峰幅度有所下降, 而且谱峰所对应的频率也向低频端有所偏移 (图 3(5),(6))。

背散射谱特征与散射体空间结构特征有严格的相关性^[15]。肝脏组织区域结构散射谱特征的这种分布是与肝脏组织结构特征, 特别是与声散射效应较强的结构成份的分布有关。

根据声散射理论, 对非均匀介质其背散射幅度 A_B 为^[16]:

$$A_B = A_b \alpha_s(z, f) e^{-2 \int_0^z \alpha(z, f) dz}$$

式中 $\alpha(z, f) = \alpha_a(z, f) + \alpha_s(z, f)$ 。 $\alpha(z, f)$ 、 $\alpha_a(z, f)$ 和 $\alpha_s(z, f)$ 分别为与散射体深度 z 及频率 f 有关的衰减系数、吸收系数及背散射系数。

对于一定深度 z 处的散射体, 其背散射系数除了与频率 f 有关外, 也与散射源相关长度 $\bar{D}$ 有关, 记为 $\alpha_s(\bar{D}, f)$ 。当波长 $\lambda > 2\pi\bar{D}$ 时, $\alpha_s = a_1 \bar{D}^3 f^4$, 为瑞利散射; 当 $\bar{D} < \lambda < 2\pi\bar{D}$ 时, $\alpha_s = a_2 \bar{D} f^2$, 为随机散射; 当 $\lambda < \bar{D}$ 时, $\alpha_s = a_3 / \bar{D}$, 散射介于随机散射与扩散漫射之间; 当 $\lambda \ll \bar{D}$ 时, $\alpha_s = a_4 / \bar{D}$, 为扩散漫射 (diffusion)。 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 分别为各个情况下的散射常数。

对肝脏组织而言, 由于具有较强声散射效应的以胶原蛋白为主的弹性成份构成的胶原纤维、血管、胆管及其形成的散射源相关尺寸大小的分布, 具有一定的区域分布特征, 这

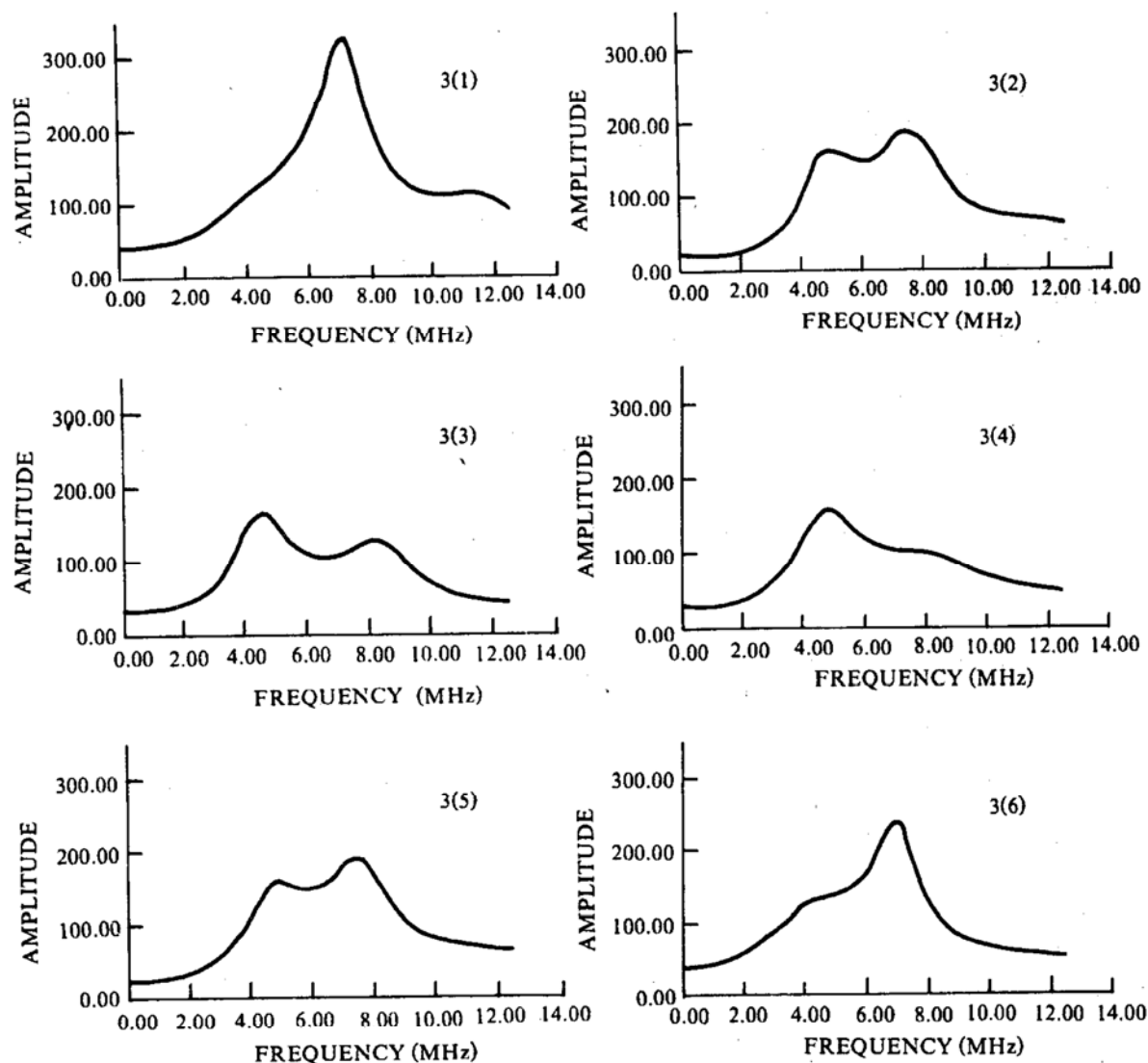


图3 肝脏组织区域结构散射频谱图

就使散射谱的形成与分布也具有一定的空间统计规律性。由于散射效应，相干频移向上移（高频端），由于衰减效应，相干频移向下移（低频端）的现象^[16]，在本实验中也出现。

结合声的散射理论和肝脏组织解剖学特点，对实验结果进行统计分析可知：

(1) 生物软组织结构不同，结构散射超声频谱有明显的特异性。组织中不同大小的散射源对不同频率的声波有不同的散射效应。

肝脏不同结构区域其结构散射特征不同，可以分为三个特征散射区域，如图4所示：

I 区，肝叶边缘部分及表层区域，其结构散射近似呈瑞利散射特征。这是因为这一区域组织结构相对较为致密，伴行于肝小叶间的微血管、微胆管及胶原纤维，其直径在几微米到几十微米之间，所形成的散射相关尺寸，在整个频段范围内都小于波长。在距探头较远一侧的肝叶表层区域，其背散射谱特征与近侧一致，只是谱峰的幅度有所下降，谱峰所对应的频率向低频端有明显的偏移，这是由于声波的衰减效应引起的。

II 区，肝叶表层以下与肝叶中心之间的中间区域，其结构散射呈随机散射特征。这是因为这一区域血管、胆管直径较I 区稍大，有较强的血管散射，肝体散射相对较弱。散射相关尺寸与频段范围内波长相比有大有小，其散射功率谱在整个频段范围内也会因此出现

起伏现象。

Ⅲ区, 肝叶中心区域, 其结构散射呈扩散漫射特征, 也有较强的反射。这是因为这一区域血管、胆管分支较大, 有较强声散射效应的相关长度大部分大于频段范围内的波长, 且随着 $2\pi\bar{D}/\lambda$ 值的增大, 背向散射减弱, 而扩散的前向散射、漫射和透射相对增强, 因此出现低频端的散射效应比高频端要强的现象。

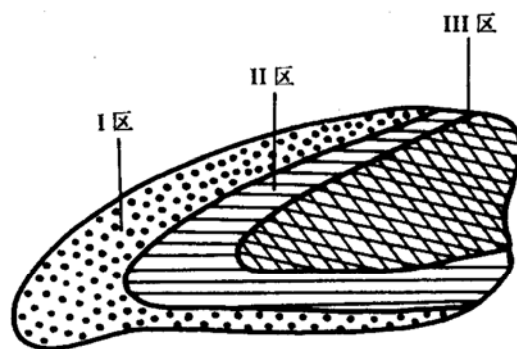


图4 肝脏结构散射特征区域图 (横切面)

(2) 由肝脏组织各层次散射谱可看出, 随着组织深度增加, 由于衰减效应, 其散射谱峰衰减, 且向低频端偏移。由于肝脏组织结构的非均匀性、复杂性及其各部分散射相关长度分布的不一致性, 其散射谱随深度增加衰减变化, 并非完全呈线性关系, 而呈现较复杂的关系变化。

(3) 对肝脏不同部位进行散射谱特征的统计分析, 及进行以谱特征为依据的区域划分, 是与肝脏组织微结构特征相关的。利用区域散射特征谱, 不仅可对各特征区域组织微结构作出粗略估计, 而且可通过区域散射谱特征的相对变化, 对肝脏器官的生理病理变化判断提供可能性。用这种辨识方法, 可为B超的形态学图像信息诊断, 提供一个组织特征的诊断信息, 在临床上是有应用前景的。

参 考 文 献

- [1] Lizzi F L. *Ultrasonics*, 1976, 3: 77—80.
- [2] Sommer F G et al. *Ultrasonics*, 1982, 20(2): 82—87.
- [3] King G L Lizzi F L. *Radiology*, 1985, (5): 457—462.
- [4] Flax S W Pele N J. *Ultrasonic Imaging*, 1985, (5): 95—196.
- [5] Swarnamani et al. *Med. & Biol. & Computing*, 1990, (28): 561—568.
- [6] 冯若等. 声学学报, 1994, 19(4): 252—258.
- [7] Feleppa E J et al. *IEEE Annual International Conference, BME*, 1990, 12(1): 337—338.
- [8] Fei D W. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1985, 78(3): 871—876.
- [9] Nicholas D. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 1982, 8(1): 17—25.
- [10] Yao L X Zagzebski J A. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 1991, 17(2): 187—194.
- [11] 何泽涌. 组织学与胚胎学, 人民卫生出版社, 1978, 56—102.
- [12] 陆宣明, 应崇福等. 声学学报, 1989, 14(5): 346—356.
- [13] Chen J F et al. *IEEE Trans on UFFC*, 1993, 40(5): 603—607.
- [14] 杨福生, 高上凯. 生物医学信号处理, 高等教育出版社, 1989.
- [15] Luigi Landini et al. *IEEE Trans on UFFC*, 1990, 37(5): 448—456.
- [16] Saniie J et al. *IEEE Trans on UFFC*, 1989, 36(3): 365—375.