

五、结 论

通过试验研究表明:玻璃棉管的吸声效果与布置方式有关,特别是与间距大小关系密切。悬挂在声场中的玻璃棉管实际上是一种圆柱形空间吸声体,这种空间吸声结构一般具有较高的吸声系数,可应用于大厅的混响控制和工厂的噪声控制。用密铺式布置时具有很高的吸声系数,除个别低频(100、125Hz)外,吸声系数均

超过1,这些密铺管套可代替短吸声尖劈,应用于工程级消声室。

王季卿教授对本研究提过许多宝贵意见,钱慧敏和朱芳英同志参加过测试工作,上海平板玻璃厂为我们提供了大量试件,作者在此表示衷心地感谢。

参 考 文 献

- [1] GBJ47-83 混响室法吸声系数测量规范.

肌肉组织超声衰减和散射频谱特征*

陈启敏 白 湧 减小非 刘纯荣

(陕西师范大学应用声学研究所)

1990年10月24日收到

本文结合肌肉组织结构特征,讨论了正常肌纤维组织与肌纤维瘤组织的超声衰减和散射的频谱特征。实验结果和分析表明,组织结构的变化,在频谱图上有明显特征表现。正常肌纤维组织,谱衰减有明显方向性;肌纤维瘤组织,谱衰减和散射明显大于正常组织,且方向性不明显。

一、引 言

利用超声对软组织定征,是近年来超声医学领域内组织研究的主要内容之一。从1976年Lizzi^[1]提出用频谱分析法定征软组织的方法后,不断有人从这方面进行研究。K. L. Lizzi和D. L. King等人对人体的肝脏、肾脏、脾脏等器官进行了超声频谱分析^[2-4]。结果证实,可以用组织的背散射信号的幅频特征改变和谱峰偏移对软组织进行定征。我国陆宣明、应崇福等曾系统地阐明了用超声鉴别生物组织特征的意义、发展和方法^[5-6],并根据组织结构特点,提出组织弹性起伏对超声散射的意义,改进了Chivers组织超声散射模型^[7]。冯若^[8]等人的研究表明,肌纹组织的声速存在各向异性。以上研究无疑把软组织定征推进了一步。为了搞清

组织的超声衰减和散射在频谱上的特征,本文结合肌肉组织结构特征,对正常肌纤维组织和肌纤维瘤组织的声衰减信号频谱、背散射频谱的实验结果,进行分析和讨论。

二、肌纤维组织结构特征和结构散射

由解剖学可知^[9],肌肉组织主要由有规排列的肌纤维和肌浆组成。骨骼肌纤维直径大约在10—100 μm 之间,长度约为1—4mm,纤维之间为肌浆组织。肌纤维瘤中,正常肌纤维的有规排列被破坏,由新生的杂乱无规的癌变组织替代。软组织结构上的这些不同,决定了它的声学特性。如声速及散射和衰减谱分布的某

* 国家自然科学基金资助项目

些差异。利用这些差异识别组织特征,将是有意義的。

软组织的超声衰减,除了因粘滞、吸收、弹性起伏等引起的损耗外,在小信号情况下,结构散射(和反射)有着重要意义。正是这些结构散射(和反射)为诊断和组织定征提供了有意的信号。肌纤维组织其物理模型类似于无数圆柱体取向排列的散射体。由于软组织是一个具有弹性的随机分布的不均匀散射体,不同组织其散射尺寸、散射形状不同,则其散射强度,散射方向及其与频率的相关性也都有所差异。当辐射器,测试点位置及样品确定后,对平行声束,换能器接收的散射声压信号为^[10]

$$P_i = A \iiint g(x) \varphi(x) F^2(y \cdot z) e^{-ikz} \cdot dx dy dz \dots \dots \quad (1)$$

式中 A 为与观测位置、辐射器面积,初始声压有关的常数, $g(x)$ 为与取样位置及换能器带宽有关的函数, $F^2(y \cdot z)$ 为波束空间响应函数, $\varphi(x)$ 为与组织结构特征有关的函数,我们称为特征函数,可表示为

$$\varphi(x) = \frac{1}{\rho_0 c_0} \cdot \frac{\partial \Delta(\rho c)}{\partial x} + j \frac{2c_0}{c} \cdot \frac{\Delta c}{c_0} \dots \dots \quad (2)$$

这里, $\rho_0 c_0$ 为正常组织特性阻抗, $\frac{\partial \Delta(\rho c)}{\partial x}$ 为沿声波传播方向上,组织特性阻抗变化量,它是产生散射(和反射)的原因。特征函数反映了组织声阻抗空间分布特征及其随频率的变化特征。

三、实验结果和讨论

1. 用插入法和背散射法分别获得声衰减谱图和散射谱图。以去气蒸馏水为样品所测得的谱作为基准参考谱。图 1 为窄带换能器基准参考谱, -3dB 带宽为 0.5MHz ; 图 2 为宽带换能器基准参考谱, -3dB 带宽为 $4.5\text{—}8.2\text{MHz}$ 。

可以看出,由于窄带门函数的作用,谱图上出现了旁瓣泄漏。宽带换能器由于带宽有限,

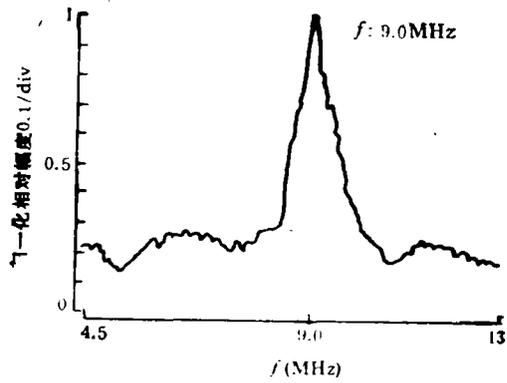


图 1 窄带换能器基准参考谱

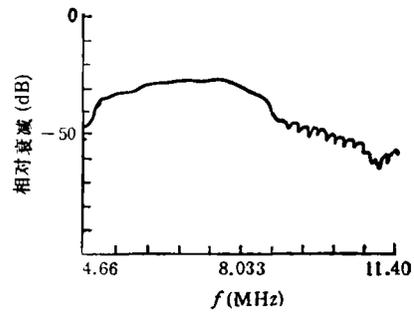


图 2 宽带换能器基准参考谱

谱图两边出现明显下降趋势。换能器声压响应的时域特征,反映的是换能器窗函数与声脉冲函数卷积的结果。在频域,频谱的这种特征分布,恰是由于时域卷积的结果造成的。

2. 图 3 和图 4 分别为窄带换能器对猪骨骼肌纤维组织,声束平行与垂直于纤维入射时所获得的声衰减频谱图。图 5 和图 6 分别为宽带

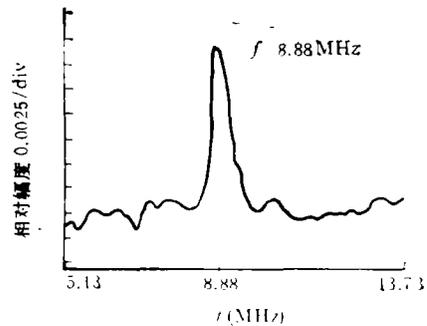


图 3 猪骨骼肌,窄带换能器声束平行于纤维入射时所获的超声衰减频谱图

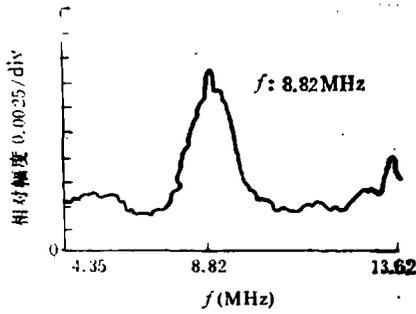


图4 猪骨骼肌,窄带换能器声束垂直于纤维入射时所获的超声衰减频谱图

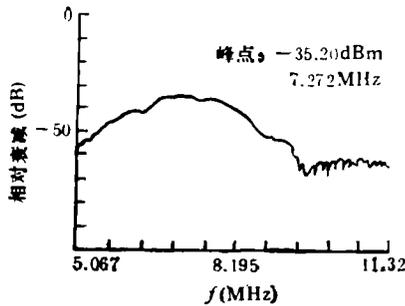


图5 牛骨骼肌宽带换能器声束平行于纤维入射时所获的超声衰减频谱图

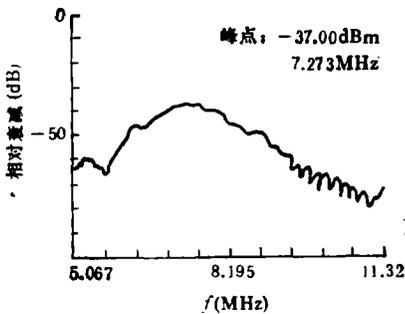


图6 牛骨骼肌宽带换能器声束垂直于纤维入射时所获超声衰减频谱图

换能器对牛骨骼肌纤维组织,在声束平行于纤维与垂直于纤维入射的条件下,所获得的声衰减频谱图。

可以看出,声束垂直于纤维入射比平行于纤维入射时谱峰衰减与谱峰偏移都略大一些,窄宽门函数的影响,频谱上的旁瓣仍然存在。正常纤维组织在频谱衰减上表现的方向特征与肌纤维组织的有规排列有关。声束在垂直于纤维

入射时,其 $\frac{\partial \Delta(\rho c)}{\partial x}$ 明显大于平行入射时的变化,且许多肌浆组成的介面使散射增大,所以,声束垂直入射时比平行入射时衰减略大一些。

3. 为了比较人体正常肌肉与病变肌肉的衰减和散射情况,我们取了胎儿骨骼肌(奇胎,术后取样)及成人手术中切除的肌纤维瘤及其邻近连接的正常肌纤维组织作为样品,为了避免不同个体引起的差异,我们仅取同一个体的样品作为测量。图7和图8分别为胎儿骨骼肌和成人术后离体正常肌纤维组织的超声衰减频谱图。

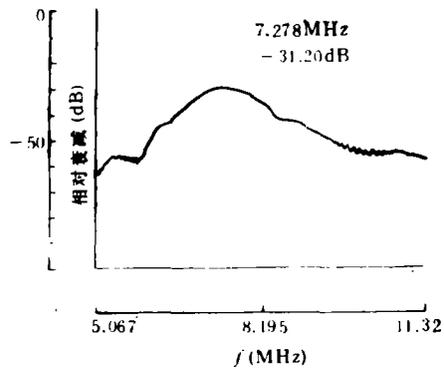


图7 胎儿骨骼肌超声衰减频谱图

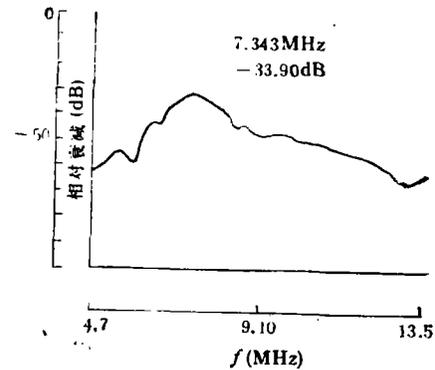


图8 人体正常肌纤维超声衰减频谱图

图9和图10分别为宽带换能器对人肌纤维瘤组织,声束平行于正常切及垂直于正常切时所获得的声衰减频谱图。

可以看出,肌纤维瘤频谱衰减较大,且无明显方向性,这是因为肌纤维组织有规排列被破坏,无规排列的新生组织增大了组织的不均匀

性,使 $\frac{\partial \Delta(\rho c)}{\partial x}$ 增大,形成了许多新的散射体,

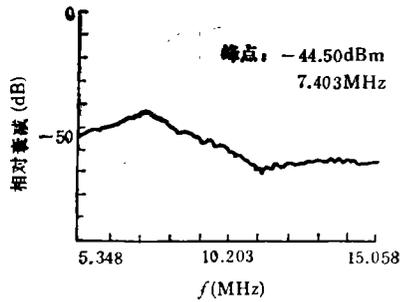


图9 肌纤维瘤声束平行于正常切入射时获得的超声衰减频谱图

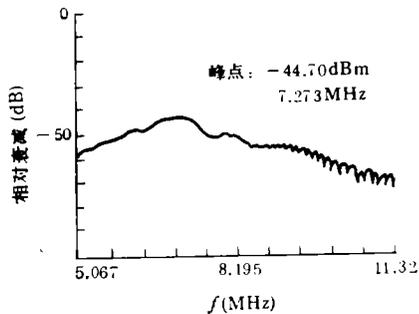


图10 肌纤维瘤声束垂直于正常切入射时获得的超声衰减频谱图

有些可能是较大的散射体,使声传输损耗和结构散射比正常组织明显增大。

胎儿骨骼肌衰减方向性不明显,这可能是由于胎儿肌纤维细腻均匀的原因。成人正常肌肉组织,由于样品获取困难,同一个体术后连接的样品极为有限,没有进行成人肌纤维组织衰减方向性试验,我们仅对其正常肌纤维背散射与肌纤维瘤作了比较。

图11和图12分别为正常肌纤维与肌纤维瘤的超声背散射频谱图。

对比人体正常纤维组织的背散射频谱图与肌纤维瘤组织的背散射频谱图可以看出,肌纤维瘤的散射强度变化和正常组织的这种变化趋势大致相同,都是随频率的升高而增强。但肌纤维瘤的散射明显大于正常组织的散射。正常肌

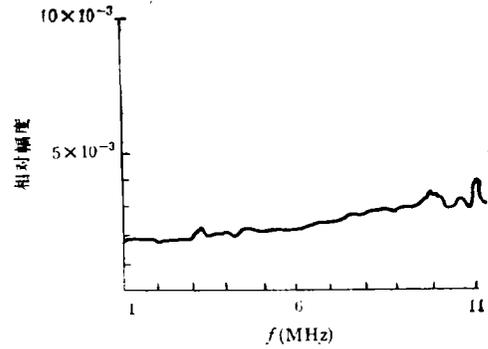


图11 正常肌纤维背向超声散射频谱图

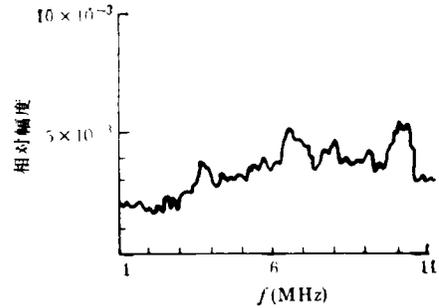


图12 肌纤维瘤背向超声散射频谱图

纤维组织,散射的强度随频率近似线性增加,且线性的斜率较小,而肌纤维瘤组织的散射强度随频率的增加变化较大,在3MHz以上,趋向指数增加。散射频谱的这种差异与肌纤维瘤组织中大量无规生长的新生组织有关。

四、仪器及数据处理

本实验需要大量的新鲜离体组织,还需要特别设计样品盒。组织严格地按平行于纤维方向和垂直于纤维方向切割,其厚度约为8mm,直径约为25mm,同一组织按相邻原则切割。实验中,对各组数据进行平均。本实验,对动物组织的测量,每个方向(即一组)做十次。对于人体的肌纤维瘤和正常组织,由于样品所限,只做了5组测量,这里所显示的数据,均为利用智能谱分析仪存储功能,迭加平均的结果。

本实验使用的仪器为HP-8568A型频谱分析仪,采样频率30MHz,采样位数为10位,采

样点数为 1024 点,并采用与其配套使用的宽带放大器,从而保证了所获数据的置信度较高。

五、结束语

软组织超声频谱衰减和散射的测量,是件十分细致的工作。为了获得测试结果的可靠性和可比性,必须严格地细心的保持测试条件的一致性,例如,样品离体时间,取样部位,样品浸泡时间,测试温度,换能器声轴方位等都必须力求一致,否则测试结果离散性就增加,失去可比性。

参 考 文 献

- [1] Lizzi F. L., et al., *Ultrasonics*, 3(1976), 77—80.
- [2] Sommer F. G., et al., *Ultrasonics*, 20-2 (1982), 82—87.
- [3] King D. L., Lizzi F. L., *Radiology*, May, 1985, 457—462.
- [4] Flax S. W., Pele N. J., *Ultrasonic Imaging*, 5 (1985), 95—116
- [5] 陆明宣、应崇福,应用声学,6-4(1987),1—6.
- [6] 陆明宣、应崇福,应用声学,7-1(1988),1—5.
- [7] 陆明宣、应崇福等,声学学报,14-5(1989),346—356.
- [8] 冯若,生物医学超声论文集,南京大学出版社,1987年版,216—223.
- [9] 上海医学编,组织胚胎学,人民卫生出版社,1978, 56—102.
- [10] Lizzi F.L., et al., *J. Acoust. Soc. Am.*, 73—4(1983), 1366—1372.

模压成型短纤维及颗粒填充高分子复合材料弹性常数的超声测定

简念保 章明秋 曾汉民 张力

(中山大学材料科学研究所)

1990年12月11日收到

本工作使用超声浸液法测量模压成型短纤维及颗粒填充高分子复合材料 5 个弹性常数的方法,对短切碳纤维、炭黑填充聚苯硫醚、酚酞型聚芳醚砜复合材料进行了测量;结果表明,各方向的拉伸模量和剪切模量均随填料含量的增加而有所提高,复合材料的弹性性能与其结构有着密切的联系。

一、引 言

超声波测量各向异性固体材料的弹性常数的方法是一种非破坏性力学性能测试手段,具有测量周期短、试样尺寸小等特点;在此基础上发展起来的超声浸液法在测量的准确性和适用性方面得到了很大的提高,测量时超声换能器和试样均浸在充满液体的液槽中,由超声波通过试样的各种波速即可求出材料的弹性常数^[1-2];这种方法应用于取向聚丙烯、聚乙烯、聚氯乙烯、聚甲醛以及树脂基单向连续碳纤维

复合材料等的微观力学研究,取得了一系列很有意义的研究成果^[2-6]。

本工作从模压成型的短纤维及颗粒填充高分子复合材料的结构特点出发,建立了利用超声浸液法测量这种材料 5 个弹性常数的方法,力图为加深对模压高分子复合材料结构与性能关系的认识提供一个简单有效的表征手段。

二、原 理

众所周知,模压成型的短纤维或颗粒填充高分子复合材料中,填料的分布具有二维随机