

文章编号: 1001-4888(2014)01-0026-07

弹性介质形变对超声波传播特性影响的实验研究^{*}

朱 澍, 何为, 吴 军

(重庆大学 输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400044)

摘要: 弹性介质在受到外力的情况下会发生弹性形变。在弹性介质质量一定的情况下, 此弹性形变会使弹性介质的体积和密度伴随着改变。对于超声波而言, 在除了弹性介质本身的其他因素不变的情况下, 弹性介质体积和密度的改变将会影响到超声波的传播特性。通过理论分析得出超声波幅值和相位随弹性琼脂应力变化的关系。以琼脂作为实验模型, 检测琼脂在形变时超声波的信号参数, 并且通过实验数据, 最终得到二者的曲线和标定公式。此结果有利于今后在介质应力检测及超声波检测技术等方面的深入研究。

关键词: 弹性介质; 形变; 传播特性; 超声波幅值; 超声波相位

中图分类号: O348.8

文献标识码: A

DOI: 10.7520/1001-4888-13-056

0 引言

目前, 在弹性力学领域中对于超声波在弹性介质中传播特性的研究已经相当成熟, 特别是在超声波探伤与超声波弹性成像方面都已硕果累累, 其成熟的技术已经应于工业、医疗等领域^[1-5]。基于超声波的弹性成像理论^[6,7], 对于超声波在密度变化的弹性介质传播特性及其引起变化的压力检测等方面, 尚未有广泛的研究与报道。在受到外力的情况下, 弹性介质会发生形变, 由质量守恒定律得知这必然导致弹性介质的密度发生相应的变化^[8-10], 也会导致弹性介质声阻抗的变化, 在不考虑其他诸多因素的影响情况下, 本文只考虑弹性介质的声阻抗的变化对超声波传播特性的影响, 从而得到超声波传播特性与弹性介质受力的关系。对于频率固定的超声波而言, 可以通过超声波的幅值和相位来反映超声波的传播特性。基于以上所述, 可以通过实验来研究弹性介质受力形变对超声波幅值与相位的影响。

一般而言, 生物组织都是弹性介质, 当生物组织发生病变时, 其自身的属性也随之改变, 如: 磁导率^[11]、电阻抗^[12-14]、声阻抗、密度等, 在临床中, 如颅内出现水肿、腹腔出血及肝硬化等都会使其生物组织自身的密度及声阻抗发生变化。生物组织的声阻抗和密度的变化都会改变超声波的传播特性, 从而可以利用超声波传播特性的改变规律来实现对上述疾病的实时监测与预防。因为超声波检测室是无创的, 所以实验对大脑内部压强的无创监测, 对以后在无创颅内压检测等方面的研究^[15-20]提出了一种新的思路。

1 实验设计

1.1 琼脂模型的设计

将 4g 的琼脂粉末溶于 1L 的水中, 待两个小时后将其溶液煮沸(沸腾后 5 分钟即可)后, 使其慢慢冷却。将含有气体的气球放入球形容器内固定好(通常在气球里注入高浓度的盐水, 以便在加入琼脂后气球固定不变, 气球不会漂浮起来), 如图 1 所示, 此半球形容器的材质为硬质有机玻璃, 可以有效防止琼

^{*} 收稿日期: 2013-04-16; 修订日期: 2013-06-27

通讯作者: 何为(1957—), 男, 博士, 博导, 教授。主要研究领域: 弹性力学。E-mail: zhulianzl2008@163.com

脂发生膨胀。气球用于实现给施加压力使其发生形变,此时将做好的琼脂液体倒入半球形容容器内,待琼脂完全凝固以后得到图 2 所示模型。将气球从容器下方的孔中引出,用于打气使其膨胀以实现琼脂压力的增加,从而使琼脂发生弹性形变。其装置如图 3 所示。



图 1 气球固定在容器内
Fig. 1 Inflatable balloon is fixed inside the container



图 2 带有气球的琼脂模型
Fig. 2 Agar model with a balloon



图 3 气球膨胀以实现琼脂形变
Fig. 3 The balloon expansion to achieve agar deformation



图 4 琼脂模型
Fig. 4 Agar model

由于水是超声波传播的良好介质(如声纳在水中的探测技术),所以琼脂含有水分多少直接影响到超声波在琼脂中的传播特性,特别是滞留在琼脂表面的水分(由于制作琼脂时避免不了有水分滞留在琼脂表面)将直接影响到超声波在琼脂里的传播。为了消除琼脂表面水分的影响,要在琼脂表面覆盖一次薄膜(厚度为 0.05mm 左右),以防止表面水分的流动。为了实现琼脂只在球形容容器内部膨胀,在保鲜膜上方覆盖一片硬质有机玻璃板来防止琼脂向上膨胀(保持琼脂的形变始终在半球形容容器内)。再将另一半球压在硬质有机玻璃板上方,以此来固定其有机玻璃板,最终得到的琼脂模型如图 4 所示。

1.2 实验装置连接及其检测

图 5 所示为实验框架示意图,通过此示意图来连接各个实验装置。

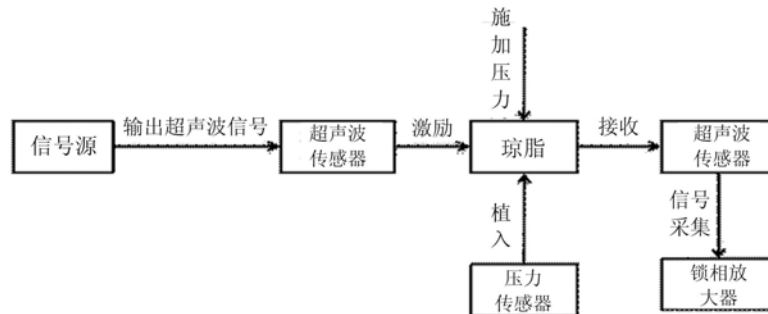


图 5 琼脂受力形变对超声波传播特性影响的实验框架示意图

Fig. 5 The experimental frame diagram of agar deformation affecting ultrasonic propagation characteristics

从球形的侧面将弹性介质压力检测仪器的探头插入到琼脂中的气球附近去,实验时,需要两个同规格的超声波传感器(直径为 8mm,长度为 20mm 圆柱体,其中心频率为 150kHz),其中一个传感器作为驱动器(激励频率为 150kHz,正弦波)与信号源 1 通道连接,另一个传感器作为检测信号与锁相放大器的 A 通道相连接,将信号源(可以双通道同时输出信号)的另一个输出通道与锁相放大器的标准参考信号通道链接,将超声波传感器接入到球形容容器上,将所有仪器连接到一起组成一个琼脂受力形变对超声波传播特性影响的实验研究系统图,如图 6 所示。

实验仪器连接完毕后,进行实验,设置激励的信号波形为平面谐波,其波函数^[21-23]为:

$$y(x, t) = A \cos\left[\omega\left(t - \frac{x}{u}\right) + \varphi_0\right] \quad (1)$$

式中, $\omega = 2\pi f$, $f > 20\text{kHz}$ 。

设置信号源参数:波形为正弦波,频率 150kHz(超声波传感器的中心频率)、幅值 $A = 1\text{V}$ 、初相 0,适当调节压力监测仪器的初始值。通过气球膨胀来给琼脂施加力使其发生形变,当压力传感器数值每增

加 1mmHg 时,记录一组此时的超声波幅值和相位数值。最终得到压力检测值与超声波检测值的实验数据如表 1;其压力检测来源于颅内压检测仪,其超声波幅值与相位来源于锁相放大器的检测。为了得到相匹配的二者关系图,在实际测量中,探头与琼脂接触后,探头会将所有采集到的外力转化为声信号,由于超声探头这一特性^[24]会产生很大的噪声信号,所以给最终的检测数据带来很大的误差。为了克服上述缺陷,在实验时利用锁相放大器来处理由超声探头采集到的外力信号,锁相放大器可以对单一频率($f=150\text{kHz}$)进行采集,而过滤掉其他噪声信号,这样就可以最大限度地减小实验误差。



图 6 琼脂受力形变对超声波传播特性影响的实验研究系统

Fig. 6 The system of mechanical deformation for elastic medium impacting the ultrasonic propagation characteristics

表 1 超声波参数与琼脂受力值的实验数据

Tab. 1 The experimental data of ultrasonic parameters and agar stress value

超声波 幅值 $A(\text{mV})$	压力传感器 检测的压力 $F(\text{mmHg})$	超声波 相位 $\varphi(\text{度})$
19.4	20	28.7
21.68	21	34.62
20.34	22	38.71
24.1	23	39.71
26.5	24	40.5
27.7	25	36.51
29.65	26	41.71
29.88	27	45.65
27.99	28	52.62
36.51	29	66.71
45.15	30	67.71
43.17	31	65.5
34.71	32	42.21

2 实验结果

2.1 理论分析

在各项同性的固体弹性介质中纵波波速 u 与其密度和杨氏模量有关^[25]:

$$u = \sqrt{\frac{E(1-\sigma)}{\rho(1+\sigma)(1-2\sigma)}} \quad (2)$$

式中, E 为琼脂的杨氏模量, σ 为泊松比, 都为琼脂的固有属性(其值是不变的), ρ 为琼脂的密度。由于超声波的波速的变化会引起超声波相位的变化, 从而利用公式(1)中的超声波波函数可以得出超声波的相位与波速的关系:

$$\varphi = -\frac{\omega x}{u} + \varphi_0 \quad (3)$$

超声波的幅值即为声压, 对于如公式(1)的超声波函数其对应的声压表达式为:

$$P = \rho u A \omega \cos\left[\omega\left(t - \frac{x}{u}\right) + \varphi_0 + \frac{\pi}{2}\right] \quad (4)$$

由公式(2)和公式(4)得出其幅值为:

$$P = \rho u A \omega = \frac{EA\omega(1-\sigma)}{u(1+\sigma)(1-2\sigma)} \quad (5)$$

当琼脂模型和激励的超声波信号确定后, E, A, ω, σ 为固定不变量。琼脂受力压缩后, 体积变小, 由于其质量不变, 由公式 $\rho = \frac{m}{V}$ 得出其密度变大, 由公式(2)得出 E 与 σ 不变的情况下, 密度变大必然导致其声速变小。由以上分析得出琼脂受力后导致其超声波的声速变小。由公式(3)得出超声波相位的绝对值变大。从公式(5)可看出: E, A, ω, σ 固定不变, 因为此时声速 u 在减小, 所以此时刻超声波的幅值应该

变大。综上所述,琼脂受力压缩发生形变后,最终导致超声波的幅值和相位都伴随着增大。

2.2 实验数据分析

依据表 1 中超声波相位和压力的实验数据,可以得出超声波相位与琼脂受力的关系曲线,如图 7 所示;同样依据表 1 中超声波幅值与压力的实验数据,可以得出超声波幅值与琼脂受力的关系曲线,如图 8 所示。

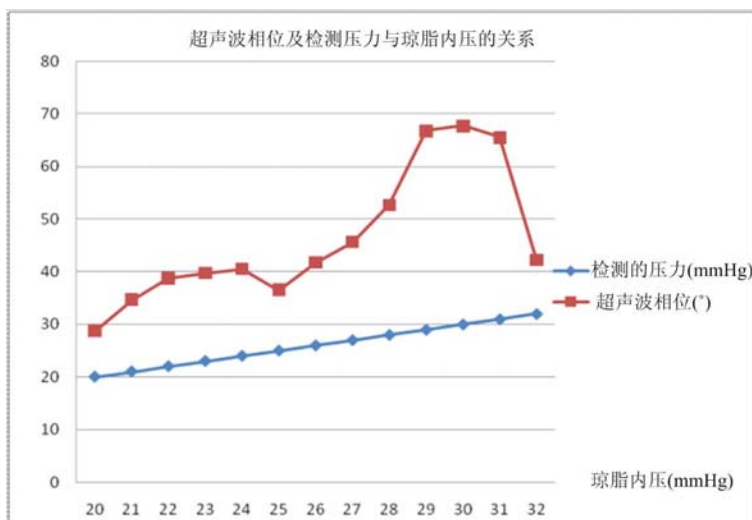


图 7 琼脂受力与超声波相位的关系图

Fig. 7 The relationship diagram of agar stress and ultrasonic phase

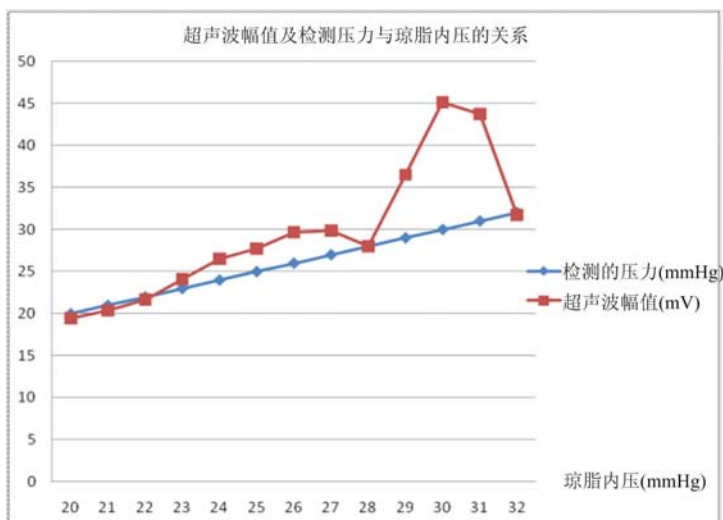


图 8 琼脂受力与超声波幅值的关系图

Fig. 8 The relationship diagram of agar stress and Ultrasonic amplitude

如图 7 所示,此实验过程相位正负数值比没有突变,所以此过程相位都是在半个周期内的数据,将锁相放大器检测到的超声波相位与压力检测仪器检测到的压力值相比较可得出:压力检测仪器检测到压力值随着琼脂受力增加而直线增加,而超声波的相位随着琼脂内压的增加而增加,其曲线始终在压力检测仪器检测到的压力值曲线的上方,且二者曲线无交点,即其相关性不是很好。琼脂内压从 20mmHg 增加到 28mmHg 的过程中,其超声波相位曲线一直平稳增加。当琼脂内压从 28mmHg 增加到 30mmHg 时,其超声波相位出现陡增,其陡增值为 15 度,初步分析原因:由于此时气球膨胀过大,急剧挤压气球周围的琼脂,从而使其密度发生较大变化,因此超声波相位出现陡增。此时琼脂形变量发生较大变化,导致一瞬间琼脂出现爆裂,所以琼脂内压增加到 32mmHg 时,其相位急剧下降,由于此时琼脂已经爆裂,所以停止加压实验(琼脂爆裂是实验的底限),最后得出:每一个超声波相位对应唯一琼脂

内压值;压力仪器检测值也对应唯一的琼脂内压值,它们与琼脂内压值都是一一对应的。对表 1 中的琼脂内压和超声相位数据及图 7 进行数据拟合,由于当琼脂内压 F 大于 31mmHg 时琼脂爆裂,所以琼脂内压取值在 20mmHg~31mmHg 范围内,最终得到如下的超声波相位与琼脂内压的标定公式:

$$\varphi = -2.8 \times 10^{-5} F^8 + 0.0057 F^7 - 0.52 F^6 + 27 F^5 + 8.6 \times 10^2 F^4 + 1.8 \times 10^4 F^3 - 2.2 \times 10^5 F^2 + 1.6 \times 10^6 F - 5.1 \times 10^6 \quad (20\text{mmHg} \leq F \leq 31\text{mmHg}) \quad (6)$$

如图 8 所示,压力检测仪器检测到压力值随着琼脂受力增加而直线增加,而超声波幅值随着琼脂内压的增加而增加,其曲线在颅内压仪器检测到的压力值曲线的上方,但图中两条曲线有 4 个交点分别在 20mmHg、21mmHg、22mmHg 与 28mmHg 处附近,从图 8 中曲线的比较可以得出:二曲线相距较近,超声波幅值在检测的压力附近波动,图 8 中两条曲线的相关性要比图 7 两条曲线的相关性高。琼脂内压从 20mmHg 增加到 28mmHg 的过程中,其超声波幅值曲线一直平稳增加。当琼脂内压从 28mmHg 增加到 30mmHg 时,其超声波幅值出现陡增,其陡增值为 12mV,初步分析原因:由于此时气球膨胀过大,急剧挤压气球周围的琼脂,从而使其密度发生较大变化,导致超声波幅值陡增。此时琼脂形变量发生较大变化,导致一瞬间琼脂出现爆裂,所以琼脂内压增加到 32mmHg 时,其相位急剧下降,由于此时琼脂已经爆裂,所以停止加压实验(琼脂爆裂是实验的底限)。最后得出:超声波幅值与琼脂受力是一一对应的。同样和超声幅值数据及图 8 进行数据拟合,最终得到如下的超声波幅值与琼脂内压的标定公式:

$$A = 1.2 \times 10^{-4} F^8 - 0.025 F^7 + 2.2 F^6 - 1.1 \times 10^2 F^5 + 3.6 \times 10^3 F^4 - 7.4 \times 10^4 F^3 + 9.3 \times 10^5 F^2 - 6.7 \times 10^6 F - 2.1 \times 10^7 \quad (20\text{mmHg} \leq F \leq 31\text{mmHg}) \quad (7)$$

由实验数据分析得出:超声波幅值和相位都随着琼脂受力增加而增加,这与上面的理论分析结果是一致的。此实验的数据分析都引入一个中间量,即琼脂密度,琼脂受力发生形变从而导致其琼脂密度的改变,最终由于密度的改变而导致超声波传播特性的改变。通过图 7 与图 8 可以很清楚地反映琼脂受力发生形变而导致超声波传播特性的改变趋势。

3 结论

通过对实验数据的分析得出:每一个超声波的幅值与相位值都对应唯一琼脂内压值。通过图 7 与图 8 中超声波幅值、相位与琼脂所受压力的关系曲线可以清楚地反映出弹性介质受力形变对超声波传播特性的影响。

本文给出了利用超声波的传播特性来反映弹性介质的压力实验方法,并给予详细的数据分析过程。本文所涉及的实验原理是:弹性介质的密度决定着超声波在弹性介质中的传播特性,弹性介质的密度变化,可以是受外界力,也可以是自身发生了质变,因为弹性介质自身发生了质变也必将导致其自身密度的变化,密度的变化从而导致其超声波传播特性的改变,所以可以利用超声波的传播特性来实现对弹性介质所受外力和弹性介质质变过程的检测。本文所述的检测理论和实验方法对以后在检测弹性介质应力和弹性质变等方面的研究都有一定的参考作用。

总之,论文给出了具体的弹性介质受力形变与超声波传播特性的关系曲线,有利于今后对超声波检测技术及弹性介质的压力分析等方面做更深入的研究,在以后的研究中,有待将实验与理论能更好地匹配。

参考文献:

- [1] Ophir J, Kallel F, Varghese T, et al. Elastography [J]. Comptes Rendus De L Academie Des Sciences Serie IV Physique Astrophysique, 2001, 2(8): 1193-1212.
- [2] Hamamoto K. Investigation on Virtual Palpation System using Ultrasonic Elasticity Imaging[C]. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006; 4873-4876.
- [3] Ophir J, Cspedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues[J]. Ultrasonic Imaging, 1991, 13: 111-134.

- [4] 黄德中. 超声波技术在机械工程中的利用现状与最新发展[J]. 振动与冲击, 2002, 21(3):74—76 (Huang Dezhong. The status use of ultrasonic technology in mechanical engineering and the latest development[J]. Journal of Vibration and Shock, 2002, 21(3):74—76(in Chinese))
- [5] 罗建文, 白净. 超声弹性成像的原理及理论分析[J]. 国外医学生物医学工程分册, 2003, 26(3):97—102 (Luo Jianwen, Bai Jing. The principle and theoretical analysis of ultrasonic elastography[J]. Biomedical Engineering Foreign Medical, 2003, 26(3):97—102(in Chinese))
- [6] Ryan L K, Foster F S. Ultrasonic measurement of differential displacement and strain in avascular model [J]. Ultrasonic Imaging, 1997, 18:19—38.
- [7] 他得安, 王威琪. 超声振动成像技术及其应用[J]. 中国医学装备, 2004, 1(1):4—6 (TA Dean, WANG Weiqi. Ultrasonic stimulated vibro-acoustography and its application[J]. Chinese Medical Equipment, 2004, 1(1):4—6 (in Chinese))
- [8] Greenleaf J F, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties biological tissues [J]. Annu Rev Biomed Eng, 2003, 5:57—78.
- [9] 孙渭玲, 严碧歌, 马磊. 超声弹性成像技术及其应用[J]. 现代生物医学进展, 2007, 7:1411—1413 (Sun Weiling, Yan Bige, Ma Lei. Ultrasonic elasticity imaging and its application[J]. Progress in Modern Biomedicine, 2007, 7: 1411—1413 (in Chinese))
- [10] Povey M J W, Mason T J. Ultrasound in food processing [M]. Blackie Academic & Professional, 1998.
- [11] Tain R W, Alperin N. Noninvasive intracranial compliance from MRI-based measurements of transcranial blood and CSF flows; Indirect versus direct approach[J]. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2009, 56(3): 544—551.
- [12] 董秀珍. 生物电阻抗技术研究进展[J]. 中国医学物理学杂志, 2004, 21(6):311—317, 320. (Dong Xiuzhen. The development of the bioelectric impedance technologies [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2004, 21(6):311—317, 320(in Chinese))
- [13] 刘国庆, 肖贵遐, 朱代谟. 生物电阻抗法在颅内压升高代偿期分析中的运用[J]. 生物医学工程学杂志, 2000, 17(1):47—49, 55 (Liu Guoqing, Xiao Guixia, Zhu Daimo. Application of bio-electrical impedance analysis in the compensation period of intracranial pressure increasing [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2000, 17(1):47—49, 55(in Chinese))
- [14] 赵德春, 任超世, 沙洪 等. EIT 高精度数字解调方法误差分析[J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(9):1933—1938 (Zhao Dechun, Ren Shichao, Sha Hong, et al. Error analysis of the high-precision digital demodulator for EIT [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(9):1933—1938 (in Chinese))
- [15] Popovic D, Khoo M, Lee S. Noninvasive monitoring of intracranial pressure[J]. Recent Patent on Biomedical Engineering, 2009, 2:165—179.
- [16] Schmidt B, Klingelhofer J. Clinical applications of a non-invasive ICP monitoring method[J]. European Journal of Ultrasound, 2002, 16:37—45.
- [17] Tain R W, Alperin N. Noninvasive intracranial compliance from MRI-based measurements of transcranial blood and CSF flows; Indirect versus direct approach[J]. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2009, 56(3): 544—551.
- [18] Lin L, Li G, Xiang S X, et al. Noninvasive intracranial pressure measurement using near-infrared light[J]. The International Society for Optical Engineering, 2002, 4916:450—456.
- [19] York D H, Pulliam M W, Rosenfeld J G D, et al. Relationship between visual evoked potentials and intracranial pressure[J]. J Neurosurg, 1981, 55(6):909—916.
- [20] Rosenfeld J G, Watts C, York D H. Method and apparatus for intracranial pressure estimation; USA, 4564022[P]. 1986.
- [21] Joseph L Rose. Ultrasonic waves in solid media. First Published[M]. United States of America: Cambridge University Press, 1999:6—21.
- [22] Clayton R, Engquist B. Absorbing boundary conditions for acoustic and elastic wave equations[J]. Bulletin of the Seismological Society of America, 1977, 76(2):1529—1540.
- [23] Hans Eklund. Acoustooptical Method of Measuring Sound Velocity in Solids[C]. IEEE transaction sonics and

- ultrasonics, Vol. SU-25, No. 2, March 1978;62—68.
- [24] 王升贵, 六尹霞. 超声波传感器在无损伤中的应用[J]. 科技信息, 2007, 13:84—85 (Wang Shenggui, Liu Yinxia. The application of ultrasonic sensors in lossless crack detection[J]. Science Information, 2007, 13:84, 93 (in Chinese))
- [25] 周喜德. 岩体中弹性波速度及其应用研究[J]. 贵州水力发电, 1999, 13(2):10—13 (Zhou Xide. Study on velocity of elastic wave in rock & its application[J]. Guizhou Water Power, 1999, 13(2):10—13(in Chinese))

Experimental Study of the Influence of Elastic Medium Deformation on Ultrasonic Propagation Characteristics

ZHU Lian, HE Wei, WU Jun

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: Elastic medium subjected to external force action will present elastic deformation. Under the condition of keeping elastic medium mass unchanged, its volume and density will change due to the deformation. For the ultrasonic, in addition to the elastic medium itself, keeping all other factors unchanged, the change of medium volume and density will affect its propagation characteristics. The change of ultrasonic propagation characteristics includes its amplitude and phase. Through theoretical analysis, the variation relation between ultrasonic amplitude and phase and stress of elastic agar was obtained. Taking agar as experimental model, ultrasonic signal parameters in deformed agar were detected. Based on experimental data, curves describing signal parameters and ultrasonic characteristics were finally obtained and calibrated. Above results are propitious in deeper study of medium stress testing and ultrasonic detecting technology in the future.

Keywords: elastic medium; deformation; propagation characteristics; ultrasonic amplitude; ultrasonic phase