

声辐射力所致粘弹性组织应变的多物理场有限元分析研究

明 妍 王丛知 曾成志 郑海荣

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 目前已经有多种超声弹性成像方法在临床上得到了广泛应用, 然而通常情况下, 这些方法均是基于组织为纯弹性的假设, 因此忽略了组织粘性对测量结果的影响。本文利用有限元分析的方法, 分别用粘弹性力学的理论计算得到软组织位移形变分布以及声回波分布等。这对于超声粘弹性成像的理论分析具有重要的辅助作用, 可以研究模型组织在不同粘弹性参数和不同频率的声压刺激下对粘弹成像的影响。有限元分析的结果表明, 在进行弹性成像研究时不能忽略组织粘性的影响。

关键词 粘弹性; 有限元; 多物理场; 应变

The Multiphysics Finite Element Analysis of Viscoelastic Tissue Strain Caused by Acoustic Radiation Force

MING Yan WANG Cong-zhi ZENG Cheng-zhi ZHENG Hai-rong

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract Recently several ultrasound-based techniques for the estimation of soft tissue elasticity are widely used in clinical, but these methods are usually based on the theory that the organization is pure elastic and neglect the viscosity of the organization. To calculate the displacement and strain profiles based on the theory of mechanics of viscoelasticity, the finite element analysis method is applied. This method plays an important assistant role in theoretical analysis of viscoelastic imaging, different condition of soft tissues and effects of mechanical parameters on soft tissues. Using this method, different viscoelastic parameters of soft tissues and various acoustic stimulus can be studied. Finite element analysis results show that the organization's viscosity can't be ignored in the study of elasticity imaging.

Keywords visco-elasticity; finite element method; multi-physics field; strain

1 引 言

癌症是人类健康的头号杀手。受到环境污染、化学污染(化学毒素)、电离辐射等各种因素的影响。近年来, 癌症发病率不断升高。根据世界卫生组织的报告, 全球每年新增的癌症患者大概有 1500 万人。肿

瘤细胞的生长和发展深受细胞间粘附力的影响, 与组织的生物力学特性密切相关。虽然目前肿瘤组织的弹性变化可以反映出其病理改变这一结论已被医学界广泛接受, 但有关组织粘性变化与其病理改变之间的联系却尚未深入研究。这主要是由于目前还没有可靠的测量或成像技术可以直接形象地测量组织粘度, 而宏观的粘弹性组合力学模型又无法准确地反映生物组织

基金项目: 国家自然科学基金项目(81027006)。

作者简介: 明妍, 硕士研究生, 研究方向为生物医学超声, E-mail: 1038443182@qq.com; 王丛知, 助理研究员, 研究方向为超声弹性成像、超声温度成像、动脉血管壁瞬时弹性测量及连续血压测量等; 曾成志, 高级工程师, 研究方向为超声电子; 郑海荣, 研究员, 研究方向为超声学、多模态医学成像技术、健康信息技术。

的粘弹性力学特性, 故难以由组织形变或剪切波速度等其他力学参数来准确估算出组织的粘性。

目前, 主要是通过生物组织对机械激发的时间响应来对其进行粘性行为研究, 如基于应变滞回线或组织对激励的谐波响应等信号来估算组织粘度^[1,2]。超声弹性成像 (Elastography), 自 1991 年被 Ophir 等人提出后^[3]得到了迅速的发展。弹性成像能够获得常规成像模式无法获取的组织弹性信息, 具有重要的临床价值, 可以用于诊断乳腺、前列腺、血管壁等部位的病变, 以及对高强度聚焦超声引起的肿瘤消融程度的检测^[4,5]。在弹性成像的基础上, 进一步研究组织粘性对成像结果的影响, 是一个极其重要的课题。而目前这种将整个受到外力激励的生物组织看作一个简单的粘弹性串并联组合力学模型 (Voigt 模型或 Maxwell 模型) 的研究方式, 很难真实地反映复杂的生物组织力学特性^[6,7]。因此, 本文尝试利用有限元分析的方法, 通过简单而又相互作用的微小粘弹性力学单元, 建立一个用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。之后对粘弹性生物组织在激励作用下的应变情况进行仿真研究, 用以探索测量生物组织粘性的新方法。

2 组织模型分析

2.1 弹性组织模型假设

在弹性成像中, 一般把组织假设为各向同性的线弹性体^[8], 同时忽略组织的粘性 (滞后、松弛和蠕变)。对于线弹性的连续介质, 应力—应变关系利用广义虎克定律可以表示为^[9,10]:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{E} [(1+\nu)\sigma_{ij} - \nu\sigma_{kk}\delta_{ij}] \quad (i, j, k=1,2,3) \quad (1)$$

其中, E 为杨氏模量, ν 为泊松比, σ_{ij} 为应力张量, ε_{ij} 为应变张量。

2.2 粘性组织模型假设

在对组织粘性特性进行分析时, 采用由服从胡克定律的弹簧和服从牛顿流动定律的粘壶串联而成的力学模型—Maxwell 模型^[11], 其应力—应变关系如下:

$$\left(\mu_1 + \mu_2 \frac{\partial}{\partial t}\right)\sigma = \mu_1\mu_2 \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (2)$$

其中, μ_1 为剪切弹性, μ_2 为剪切粘性, σ 为应力, ε 为应变变量。

3 有限元分析法

有限单元法又称有限元素法 (Finite Element Method, FEM), 是计算力学中的一种重要的方法, 它是 R.Courant 于 1943 年首先提出的^[12]。有限元法应用于生命科学的定量研究, 已取得了较大成效, 尤其在人体生物力学研究中, 更显示了它的优越性。有限元分析是弹性成像二维及三维仿真过程中不可缺少的一步。在弹性成像的仿真过程中, 为了得到从被压缩后组织反射的超声回波信号, 必须得到压缩后散射子在组织内的重分布情况, 这就需要借助于有限元分析得到这一问题的数值解。同时, 有限元分析所得的结果可以作为同等条件下弹性成像的比较标准。

本文所述的仿真实验, 其边界条件为位移边界条件, 最后感兴趣的是组织形变、所产生的回波声场及组织的某一切面 (y - z 切面) 上的应变分布; 而有限元分析采用的是有限位移法, 以单元结点的位移作为基本未知量进行求解。因此, 只需对组织内部的弹性模量、体积模量和剪切模量的相对值或是对比度进行设定即可。其中, 实验所用的有限元分析软件为 Comsol Multiphysics 4.2, 仿真实验所需参数值包括: 泊松比 0.499, 杨氏模量 $4.52e3$ [Pa], 体积模量 $1.507e6$ [Pa], 剪切模量 $1.507e3$ [Pa] 等^[13,14]。

4 仿真结果分析

4.1 实验构成简介

具体的有限元分析过程不做详细描述, 读者可以参考文献 [7] 以及查阅 Comsol Multiphysics 4.2 软件的相关文档。本实验中所模拟仿真对象为均匀组织, 将

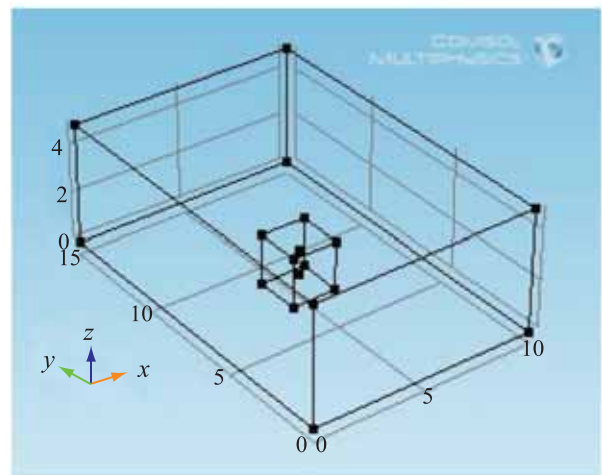


图 1 模型几何结构

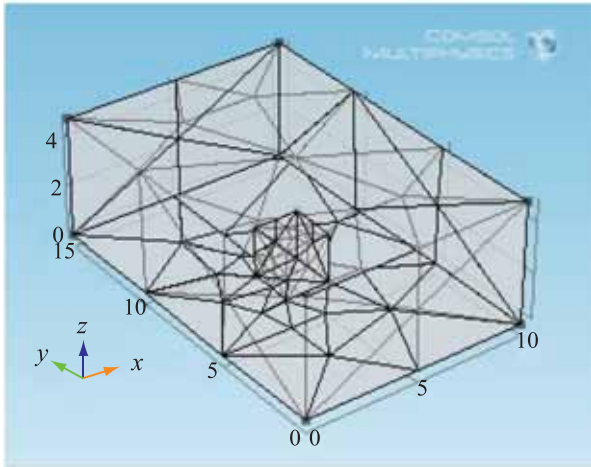


图2 结构网格划分

其放置于装有一定溶液(水)的容器内,并施加一定的外界激励(平面波激励)后观察其三维形变(三维)、回波声场等。组织模型的几何结构如图1所示,长方体为实验环境(水),放置于长方体中心的小正方体为均

匀组织。图2显示的是对几何体的有限元网格划分。

4.2 三维仿真结果分析

将模型选为三维模型有两个优点:一是三维模型的结果亦为三维,这样的结果更直观也更接近真实情况;二是能够多角度(三维、二维、一维)地分析实验结果。但三维模型也有其缺点,如几何建模、网格划分等比较复杂。图3和图4分别是组织在弹性属性(只考虑杨氏模量和泊松比)和粘弹性属性下(只考虑剪切模量和体积模量)的位移形变图示。其中,外加激励源—平面波的频率范围设定为50~500 Hz(变化步长为25)。而图3和图4是在频率为50 Hz下的结果显示,从中可以明显地看到两个正方体模型组织的位移值不同,尤其是正方体中心部分(从上表面可以明显看出),且粘性组织的位移取值范围比弹性的跨度大。图5和图6是在频率为500 Hz的外部激励下的频率响应分布图(由于在50 Hz下,两种情况下的回波响应分布差异不是很明显,所以改为500 Hz频

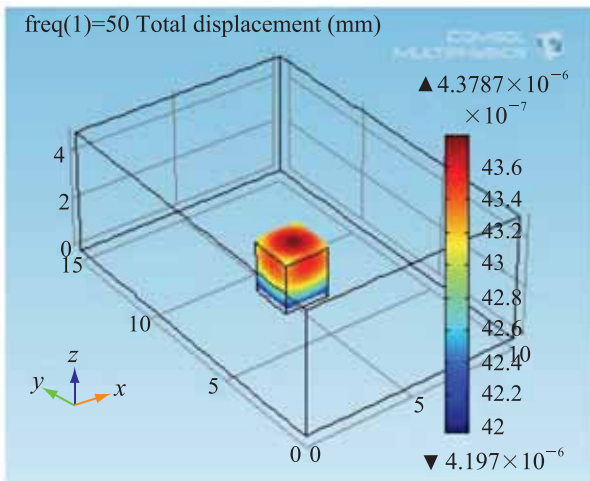


图3 线弹性下位移形变

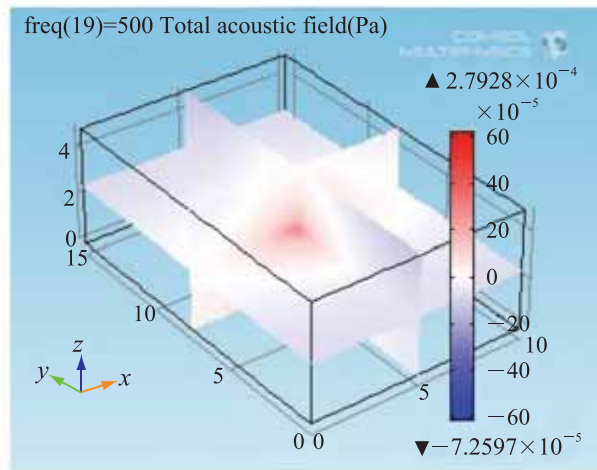


图5 线弹性下回波声场

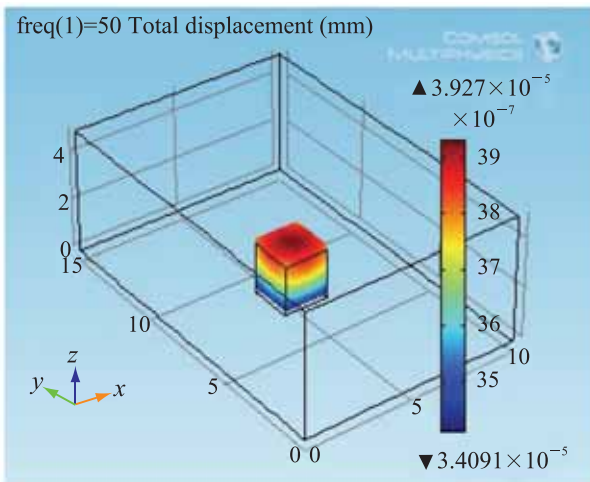


图4 粘弹性下位移形变

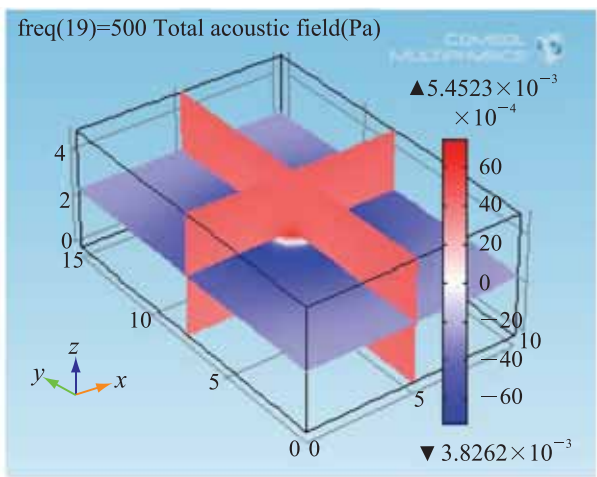


图6 粘弹性下回波声场

率的激励), 结果显示回波声场在不同属性的组织下有不同分布。其中, 在粘弹性组织中回波声场更强且取值范围比较大($3.82\text{e-}3\sim 5.45\text{e-}3$), 而弹性组织的声压场分布比较弱($-7.25\text{e-}5\sim 2.79\text{e-}5$)。

4.3 二维仿真结果分析

上述三维结果的分析主要是为了便于显示与均匀组织线弹、粘弹性有关的位移形变结果, 而这一部分主要是为了分析与弹性成像有关的二维截面的应变和应力。应力和应变都是弹性成像中的重要概念, 弹性成像的最终目标也是为了获得组织的应变和应力分布, 尤其是应变分布。图 7 和图 8 所显示为均匀正方体组织的 $y-z$ 截平面在外加刺激为 50 Hz 激励下的应变分布图。从图上可以明显看到弹性和粘弹性组织应

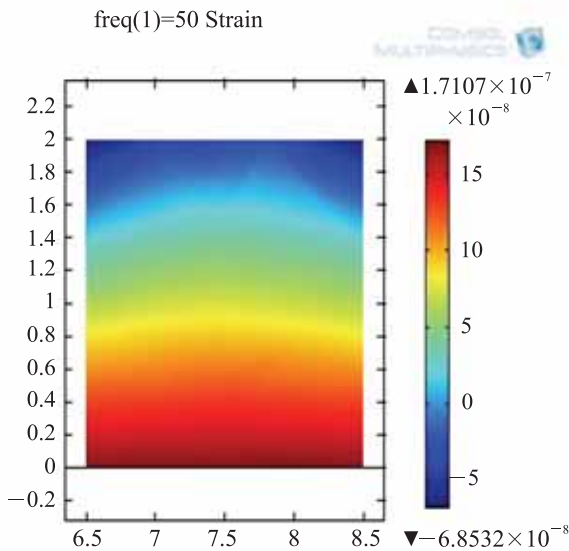


图 7 线弹性下应变分布

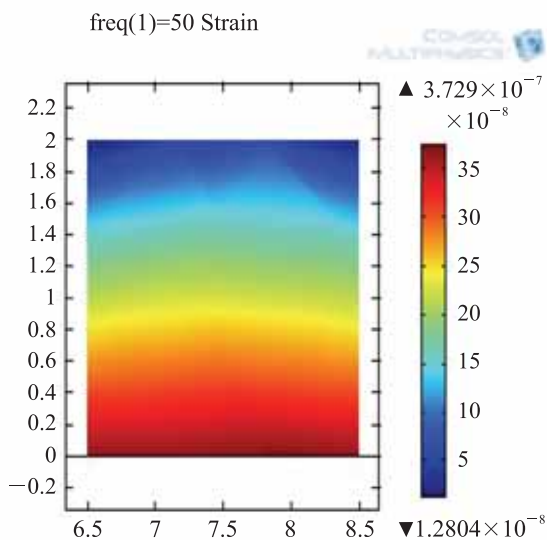


图 8 粘弹性下应变分布

变分布不同, 尤其是在平面中心区域内弹性材料的应变值约为 $8.03\text{e-}8$, 而粘弹性材料值约为 $2.25\text{e-}7$ 。图 9 和图 10 为应力分布图, 从图中可以看到在相同激励下, 不同材料属性的应力分布明显不同。

4.4 一维线结构分析

为了使读者能更清楚的看到同一刺激作用于不同性质材料的均匀组织应变响应, 我们做了一维线分析, 具体做法就是在平面波传播的方向上即 Z 轴方向上取两点 $A(5, 7.5, 2)$ 和 $B(5, 7.5, 0)$, 分析直线 AB 上的应变分布。图 11 和图 12 所显示的是在 500 Hz 下正方体组织的一维中心线 AB 上的应变分布, 从图 11 上我们可以看到线弹性材料在长度范围为 $(0\sim 0.5)$ 内上升得比较缓慢, 而在图 12 所示的粘弹性材料组织

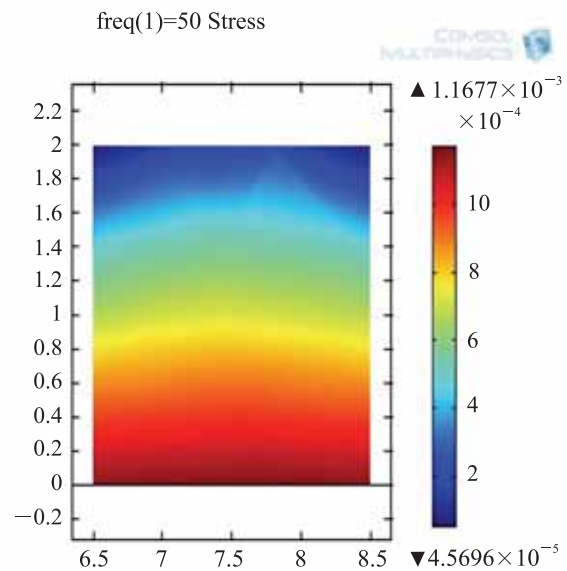


图 9 线弹性下应力分布

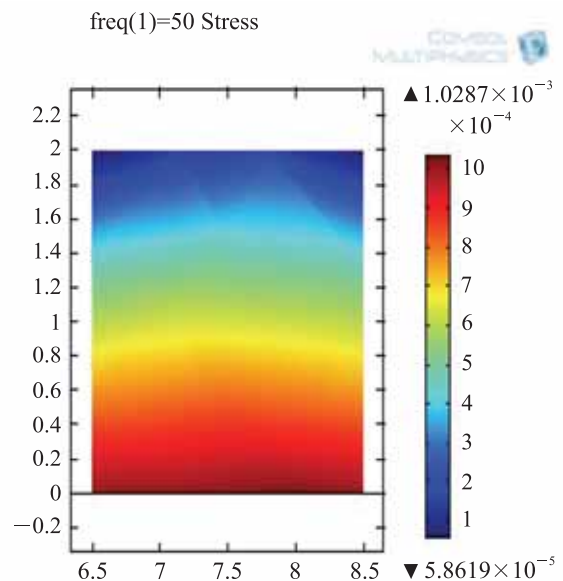


图 10 粘弹性下应力分布

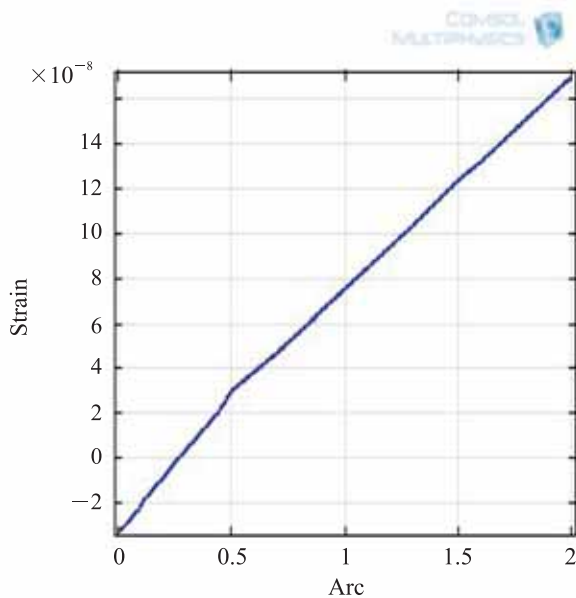


图 11 一维线性弹性应变分布

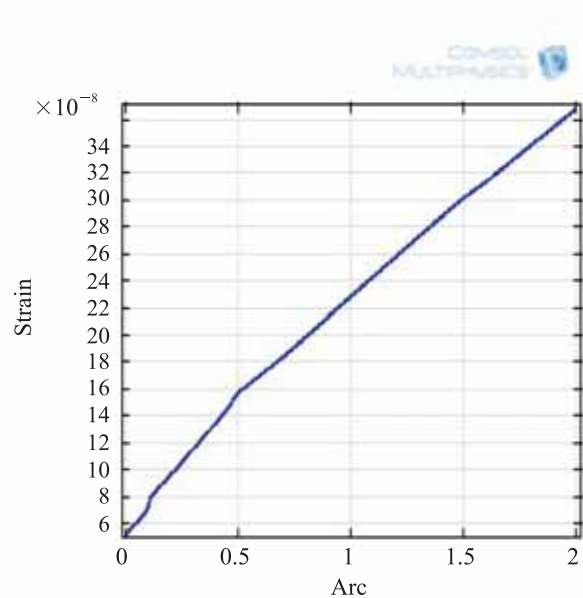


图 12 一维粘弹性应变分布

中则上升得比较迅速。就整体趋势而言，在粘性材料下的应变变化比较迅速。

5 结 论

利用有限元法对线弹、粘弹性成像进行分析具有重要意义。通常情况下我们所讲的弹性成像是将组织假设为纯弹性组织，而不考虑其粘性(滞后、松弛和蠕变)，这对于弹性成像理论分析有很大的帮助，但将其应用于具体的组织病变弹性成像分析病变程度时则会有一定程度的偏差(尤其是软组织)。本文对组织的不同属性(线弹性和粘弹性)下的弹性成像进行了三维、二维、一维的对比分析，从结果中可以很清楚地看到应力、应变分布的不同，这表明不能忽略组织粘性对弹性成像的影响。此次的有限元仿真试验只是针对均匀组织而言，在以后的试验中还将其应用到病变组织中，以检测组织的病变程度。

参 考 文 献

- [1] Catheline S, Sandrin L, Gennisson J L, et al. Ultrasound based noninvasive shear elasticity probe for soft tissues [J]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2000, 2: 1799-1801.
- [2] Flügge W. Viscoelasticity [M]. New York: Springer-Verlag, 1975.
- [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] 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.
- [5] de Korte C L, Cspedes E I, van der Steen A F W, et al. Intravascular elasticity imaging using ultrasound: feasibility studies in phantoms [J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 1997, 23(5): 735-746.
- [6] Kishore K, Graduate Student Member, IEEE, et al. Measurement of viscoelastic properties of polyacrylamide-based tissue-mimicking phantoms for ultrasound elastography applications [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2010, 59(5): 1224-1232.
- [7] Jérémy B, Mickaël T, Marie M, et al. The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2004, 51(11): 1523-1536.
- [8] 罗建文, 白净. 弹性成像及其应用前景 [J]. 世界医疗器械, 2003, 9(6): 75-77.
- [9] 邵敏. 有限元法基本原理与数值分析 [M]. 北京: 清华大学出版社, 1-122.
- [10] 沃国伟, 王元淳. 弹性力学 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1998: 8-21.
- [11] Catheline S, Gennisson J L, Delon G, et al. Measuring of viscoelastic properties of homogeneous soft solid using transient elastography: an inverse problem approach [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2004, 116(6): 3734-3741.
- [12] 李开泰, 黄艾香, 黄庆怀. 有限元方法及其应用 [M]. 西安: 西安交通大学出版社, 1992: 1-3.
- [13] Huang Y P, Zheng Y P, Leung S F. Quasi-linear viscoelastic properties of fibrotic neck tissues obtained from ultrasound indentation tests in vivo [J]. Clinical Biomechanics, 2005, 20(2): 145-154.
- [14] Daniels M J, Jiang J, Varghese. Ultrasound simulation of real-time temperature estimation during radiofrequency ablation using finite element models [J]. Ultrasonics, 2008, 48(1): 40-55.