

基于双带宽高斯滤波器的磁共振弹性图 局域频率估算算法研究与实现*

汪红志¹⁾²⁾⁶⁾ 蔡筱云³⁾ 王鹤⁴⁾ 黄清明²⁾⁶⁾ 陈奇特²⁾ 俞捷²⁾ 王晓琰⁵⁾
陆伦⁵⁾ 黄勇²⁾⁶⁾ 程红岩⁵⁾ 张学龙²⁾⁶⁾ 李颀颖^{1)†}

1)(华东师范大学物理系,上海市磁共振重点实验室,上海 200062)

2)(上海理工大学医学影像工程研究所,上海 200093)

3)(法国贡比涅工程技术大学,贡比涅,法国)

4)(通用电器医疗系统(中国)有限公司,上海 201203)

5)(第二军医大学附属东方肝胆医院,上海 200438)

6)(上海医疗器械高等专科学校,上海 200093)

(2010年8月19日收到;2011年1月5日收到修改稿)

本文对生物体软组织的生物力学模型进行了分析推导和简化,得到了磁共振相位图与生物组织弹性之间的力学关系,根据该关系研究了局域频率估算算法,应用 Matlab 对算法进行了编程实现,体模弹性图的实现验证了算法有效性,为后续开展临床肝纤维化分级研究奠定基础.

关键词: 磁共振弹性成像, 弹性生物力学模型, 局域频率估算

PACS: 02.30.Zz, 83.85.Fg, 07.05.Pj, 87.61.-c

1. 引言

弹性是肌体组织的一种重要生物力学性质. 肌体组织的弹性力学特性与疾病的发生过程具有很强的相关性,组织发生病变后会体现出弹性系数的明显变化^[1-4],可用于疾病诊断. 弹性检测被应用于某些疾病诊断有很悠久的历史,比如叩诊或触诊,可以检测乳腺局部硬化以及肝脏硬化等^[5]. 但是,手动叩诊受到触及范围、空间分辨差以及主观差异等影响,无法实现准确、量化的二维或三维弹性检测^[1].

人体组织的弹性系数各不相同,范围大(1 kPa—10⁸ kPa 不等)^[6],通过组织弹性系数的明显差别可实现高对比度的成像,超过其他影像技术所体现出的组织物理参数(如密度、弛豫时间、声波反射系数等)的对比度. 如正常肝脏硬度约在 2.7 kPa,

肝纤维化程度不同的病人肝脏平均硬度为 5.6 kPa,完全硬化后的肝脏则比石头还硬^[7].

越来越多的医学研究者对可以实现无创检测人体内部组织生物力学特性(弹性或黏性)系数分布的技术体现出越来越浓厚的兴趣^[2]. 采用传统影像技术进行人体弹性系数二维或三维分布(即弹性图技术)的研究不断被推出,有实际应用可能的主要有超声弹性图技术(USE)和磁共振弹性图技术(MRE). USE 是发展较早的一种弹性成像技术,但其信噪比和侧向分辨力较低,且受到观察窗限制^[8]. MRE 技术除了无创,空间分辨率高,可定量,客观性以及不受检查部位的限制等优点外,还具有检测极微小位移(最小可达 100 nm)的能力^[9,10],因此成为目前最有前景的弹性检测技术. 目前已在乳腺^[11-13]、肌肉^[14,15]、前列腺^[16]、颅脑^[17,18]、肝脏^[6,7,19-22]等多个部位进行了相关研究.

磁共振弹性成像技术的基本原理是利用磁共

* 上海市科研创新基金(批准号:10YZ237),上海市教育高地建设项目科研基金(批准号:P0502)和上海市教育发展基金会“晨光计划”项目(批准号:2010CGB02)资助的课题.

† 通讯联系人. Email: gyli@phy.ecnu.edu.cn

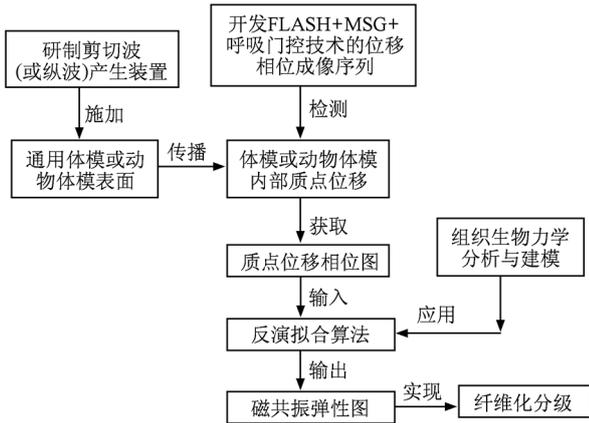


图1 MRE 技术流程图

振成像技术,检测体内组织在某种周期外力作用下产生的质点周期位移,通过运动敏感梯度(motion sensitive gradient, MSG)的作用获取 MRI 相位图像,以此为基础通过对弹性力学的逆求解,得出组织内各点的弹性系数的分布图^[9].图1为本 MRE 研究的技术实现流程图^[23],硬件上需要一台磁共振成像设备,一套能够对组织或体模实施周期剪切波(shear wave)激励的机械电子装置.该装置产生的周期剪切波从组织表面进入后向内部传播,传播路径上的组织质点会产生周期位移,位移大小与质点的弹性(或硬度)相关.剪切波在组织内的传播过程可以采用位移相位成像序列得以检测;沿质点位移方向施加与剪切波频率相同的运动敏感梯度 MSG,质点的周期位移会形成相位周期变化,形成质点位移相位图.最后在生物力学模型分析建模的基础上,利用反演拟合算法得出组织的弹性系数的分布图,即弹性图.具体检测原理和装置可参见前期研究成果^[23],本文主要研究内容为:进行生物力学分析,建立磁共振相位图像信息与弹性系数之间的关系,在此基础上,完成弹性图拟合算法的研究与实现.

2. MRE 的生物力学模型分析与建模

根据弹性力学理论^[24],在连续介质内,小形变的情况下,9个应变分量与位移分量的关系为

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right),$$

分解后可得

$$\varepsilon_{11} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1},$$

$$\begin{aligned} \varepsilon_{12} = \varepsilon_{21} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right), \\ \varepsilon_{22} &= \frac{\partial u_2}{\partial x_2}, \\ \varepsilon_{23} = \varepsilon_{32} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right), \\ \varepsilon_{33} &= \frac{\partial u_3}{\partial x_3}, \\ \varepsilon_{31} = \varepsilon_{13} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \right), \end{aligned} \quad (1)$$

式中, $X_i (i = 1, 2, 3)$ 为位移方向; $u_i (i = 1, 2, 3)$ 为位移分量,分别对应 x_i 方向上质点的位移; $\varepsilon_{ij} (i = j)$ (下文记作 ε_{kk} , 即 $\varepsilon_{11}, \varepsilon_{22}, \varepsilon_{33}$) 为正应变, $\varepsilon_{ij} (i \neq j)$ 为剪切应变.

对于连续且各向同性的均质物体,应用广义胡克定律,可以得出应力-应变关系(又称弹性关系)为 $\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\varepsilon_{kk}\delta_{ij}$, δ_{ij} 为单位对角线矩阵

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1, & i = j, \\ 0, & i \neq j. \end{cases}$$

将(1)式代入后可得

$$\begin{aligned} \sigma_{11} &= 2\mu \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \lambda \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{12} = \sigma_{21} &= \mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right), \\ \sigma_{22} &= 2\mu \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \lambda \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{23} = \sigma_{32} &= \mu \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right), \\ \sigma_{33} &= 2\mu \frac{\partial u_3}{\partial x_3} + \lambda \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{31} = \sigma_{13} &= \mu \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \right), \end{aligned} \quad (2)$$

式中, σ_{ij} 为各个方向上的应力分量; μ, λ 为第二拉梅常数,分别为剪切弹性系数和剪切黏性系数.

对于连续介质,在笛卡尔坐标系下的 Navier 方程(运动微分方程)为

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{12}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{13}}{\partial x_3} + f_{x1} &= \rho \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2}, \\ \frac{\partial \sigma_{21}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{22}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{23}}{\partial x_3} + f_{x2} &= \rho \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2}, \\ \frac{\partial \sigma_{31}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{32}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{33}}{\partial x_3} + f_{x3} &= \rho \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2}, \end{aligned} \quad (3)$$

式中, $f_i (i = x_1, x_2, x_3)$ 为作用在微元体上的不同方

向的外力.

在不考虑重力作用的情况下(即忽略外力 f_i), 将(2)式代入(3)式并进行整理后,再引入拉普拉斯算符 $\nabla = \frac{\partial}{\partial x_1} + \frac{\partial}{\partial x_2} + \frac{\partial}{\partial x_3}$ 后可将上式简化表达为以下形式^[2,9,10]:

$$(\lambda + \mu) \nabla_i \nabla u + \mu \nabla^2 u_i = \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2}, \quad (4)$$

式中, ρ 为组织密度(本研究中,人体软组织的密度近似为1,即 $\rho \approx 1$).

根据亥姆霍兹分解定理,任一矢量场均可表示为一个无旋场和一个无散场之和^[11],因此,位移矢量 u 可分解为

$$u = \nabla u_L + \nabla \times u_T, \quad (5)$$

式中, u_L, u_T 分别代表了位移矢量的无旋分量(对应纵波 L)和无散分量(对应剪切波 T). 根据无旋场和无散场的定义,有以下性质^[11]:

$$\nabla \times (\nabla u_L) = 0, \quad \nabla (\nabla \times u_T) = 0. \quad (6)$$

(6)式所表达的物理含义分别为无旋场的散度为零,无散场的旋度为零.

将(5)式代入(4)式,并应用(6)式的性质,简化整理后可得

$$\begin{aligned} &\nabla \left[(\lambda + 2\mu) \nabla^2 u_L - \rho \frac{\partial^2 u_L}{\partial t^2} \right] \\ &+ \nabla \times \left(\mu \nabla^2 u_T - \rho \frac{\partial^2 u_T}{\partial t^2} \right) = 0. \end{aligned}$$

将上式分解为无旋场和无散场分量

$$\mu \nabla^2 u_T = \rho \frac{\partial^2 u_T}{\partial t^2}, \quad (7a)$$

$$(\lambda + 2\mu) \nabla^2 u_L = \rho \frac{\partial^2 u_L}{\partial t^2}. \quad (7b)$$

观察(7a)式发现,无散场分量 $\mu \nabla^2 u_T = \rho \frac{\partial^2 u_T}{\partial t^2}$

的形式与剪切波动方程的形式 $\left(\frac{\partial^2 u_T}{\partial t^2} = c_T^2 \nabla^2 u_T \right)$ 一致,由此可得 $c_T^2 = \mu/\rho$ 即 $\mu = \rho c_T^2$. 式中 c_T 为剪切波波速. 又 $c_T = f\lambda_T, c_T$ 为剪切波传播波长. 故有

$$\mu = \rho(f\lambda_T)^2. \quad (8)$$

(8)式说明,对于微小变形的连续均质各向同性介质,忽略外重力的情况下,只考虑剪切弹性时,弹性系数由外加周期剪切波的频率与剪切波在介质中传播波长来决定. 在外加剪切波频率已知时,只要能确定剪切波在介质中传播的波长分布,即可得到介质的弹性系数分布图. 磁共振相位图能够反

映剪切波的传播过程,通过计算剪切波传播波长的二维分布,完成弹性图的拟合.

3. 局域频率估算 (local frequency estimation, LFE) 拟合算法

实现从相位图到弹性图的拟合,早期曾有采用傅里叶变换法^[22],有限元分析^[25,26],线性反演^[27-29]等,后来多采用 LFE 法. LFE 具有对噪声不敏感,容易实现精确且各向同性的局部频率估算,且方便扩展到三维空间,另具有较强的鲁棒性和快速,而且可对单幅图像进行频率分布估算^[2,29]. 唯一的缺点是空间分辨率受到局限,但可以通过设置不同初始相位进行克服,因此被广泛从其他图像处理领域借鉴到磁共振弹性图的拟合运算中.

3.1. LFE 算法原理

LFE 算法实质是基于不同局域频率(波长倒数)的信号经两个或多个不同滤波器滤波后输出信号的微小差异来进行局部频率计算,滤波器选择为带宽固定,微小改变滤波器中心频率来实现. 本研究则根据磁共振弹性成像的特点,选用固定中心频率(零频),带宽有微小差异的两个高斯滤波器进行局域频率计算,具有时间短,运算量小的特点.

以一维频率估算为例简要说明 LFE 原理,设沿某一维传播的目标长度为 l 的一段频率不同的正弦稳定信号,为了简化弹性图中的实际视野(FOV)大小差异以及采样时间带来计算的复杂,定义归一化的空间频率 $\gamma = kl$. k 为某种波长的正弦波在 l 内的波数.

磁共振弹性图中采用的剪切波频率一般较低,不超过 200 Hz(频率太高,衰减严重). 高斯滤波在时间域和频率域内均能实现有效的平滑滤波效果,因此选择中心频率为 0,带宽 σ_i 有较小变化的两个高斯滤波器

$$\mathfrak{R}_i(\gamma) = e^{-\frac{(\gamma-\gamma_i)^2}{\sqrt{2}\sigma_i^2}}, \quad \gamma_i = 0, \quad (i = 1, 2), \quad (9a)$$

$$r_{(x)} = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma_i^2}} e^{iyx}, \quad \gamma_i = 0, \quad (i = 1, 2). \quad (9b)$$

滤波可以选择在频率域或时间域进行,即将原始信号频谱与(9a)式做乘法运算,或将原始信号与(9b)式做卷积运算的滤波效果是一样的^[30],本研

究采用频率域进行滤波. 原始信号经过两个不同 σ_i 滤波以后的输出信号分别记作 O_1 和 O_2 , 根据文献 [31] 结论经推论得到

$$\frac{O_2}{O_1} = \frac{\text{FT}(S(x)) \mathfrak{R}_{(\gamma)1}}{\text{FT}(S(x)) \mathfrak{R}_{(\gamma)2}} = \exp\left[\frac{1}{2}\gamma_{\text{local}}^2(1/\sigma_1^2 - 1/\sigma_2^2)\right],$$

式中 $S(x)$ 为原始信号; γ_{local} 是局域空间频率. 将 $1/\sigma_1^2 - 1/\sigma_2^2$ 记做 D , 当 $\frac{1}{2}\gamma_{\text{local}}^2 D \ll 1$ 时, 上式可写成^[30]

$$\frac{O_2}{O_1} = \exp\left(\frac{1}{2}\gamma_{\text{local}}^2 D\right) \approx 1 + \frac{1}{2}\gamma_{\text{local}}^2 D,$$

即

$$\gamma_{\text{local}} = \sqrt{\frac{2}{D} \cdot \left(\frac{O_2}{O_1} - 1\right)}. \quad (10)$$

(10) 式说明: 信号的局域频率与该信号经不同滤波器后输出的局域信号幅值差异之间存在着上述关系, 基于此可以确定某一维时间信号的局域频率.

二维情况, 分别求出沿二维方向的局域频率分布 $\gamma_{\text{local}}(x)$ 和 $\gamma_{\text{local}}(y)$ 后, 有

$$\gamma_{\text{local}} = \sqrt{\frac{\gamma_{\text{local}}(x) + \gamma_{\text{local}}(y) - 2}{0.5D}}. \quad (11)$$

由此局域波长分布 $\lambda_{\text{local}} = \text{FOV}/\gamma_{\text{local}}$ (FOV 为实际目标长度, 在 MRE 中为剪切波传播的实际长度), 代入(8)式即可得到弹性系数 μ 的分布.

3.2. 理想模拟信号的 LFE 算法实现

为验证上述算法, 将目标长度 l 内的一维传播信号离散为 256 个点组成的数组. 如图 2(a), [1, 64] 的空间频率为 16 (在目标长度内一共可演绎 16 个波长), [65, 128] 的空间频率为 8, [129, 156] 的空间频率为 4. 信号频谱以及高斯滤波器频率响应分别如图 2(b), 2(c). 按照上述算法, 应用 Matlab 编写程序实现的局域空间频率分布如图 2(d) 所示. 由图看出, 估算出的空间频率完全符合模拟信号的空间频率, 但在起始和结尾位置出现了边缘效应.

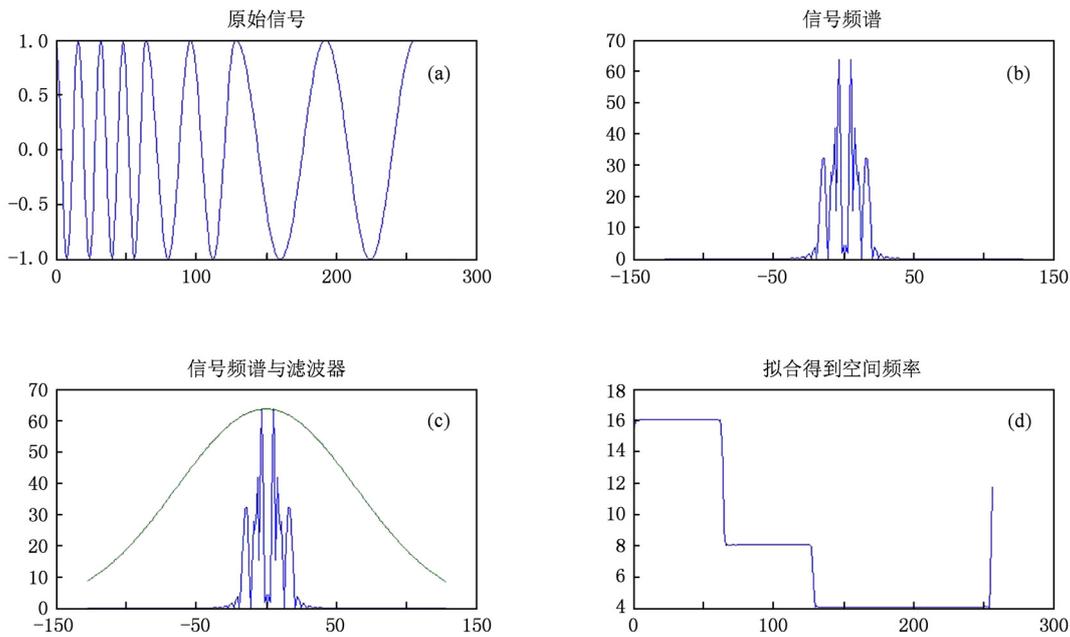


图2 不同空间频率信号的局域频率估算验证 (a) 模拟信号; (b) 信号频谱; (c) 高斯滤波频率响应; (d) 局域频率估算结果

3.3. 信号衰减的处理

由于剪切波在组织中的衰减作用, 使得磁共振弹性图中的相位图信号幅值是衰减的. 为了验证上述算法对衰减信号的频率估算效果, 对图 2 的理想原始信号进行了时间常数为 512 的指数衰减处理, 如图 3(a), 其信号频谱及高斯滤波频率响应如图 3

(b). 直接应用上述算法得到的局域频率分布和局域波长分布分别如图 3(c) 和 (d) 所示. 由图看出, 虽然能基本反映局域频率的分布, 但存在着大量的奇异点. 这些奇异点尽管只出现在个别数据点上 (个别点的弹性系数异常不会影响到诊断), 但在实际拟合算法中^[32], 通过滤波处理后会致局部区域假阳性的出现, 因此需要进行奇异点处理.

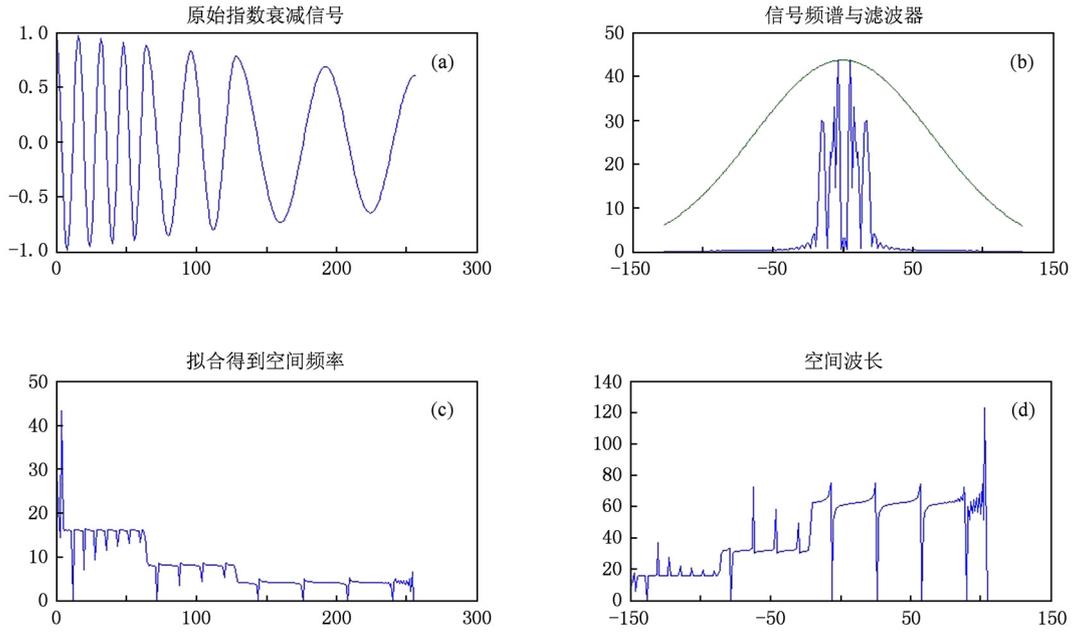


图3 不同频率的衰减信号的局域频率估算 (a)衰减模拟信号;(b)信号频谱与滤波频率响应;(c)局域频率估算结果;(d)局域波长估算结果

通过分析数据拟合过程中的数据计算规律,发现这些奇异点都出现在原始信号过零点处.过零点处信号幅值本来非常小,经不同滤波器滤波后的幅值变化误差相比信号幅值而言太大,因此出现奇异点.对这些奇异点进行处理后,得到的空间频率分布和空间波长分布分别如图4(a)和(b)所示.再进行中值滤波后得到的空间频率分布和空间波长分

布分别如图4(c)和(d)所示,选择中值滤波的原因是既可以消除局部异常,还能保持较好的边界清晰.由于未进行边缘效应处理,图中仍然体现出严重的边缘效应.

另外,由图4(c)可看到, [128,256]段的空间频率为4.01,与实际信号频率非常符合; [64,128]段的空间频率平均为7.92,与实际信号频率误差1%;

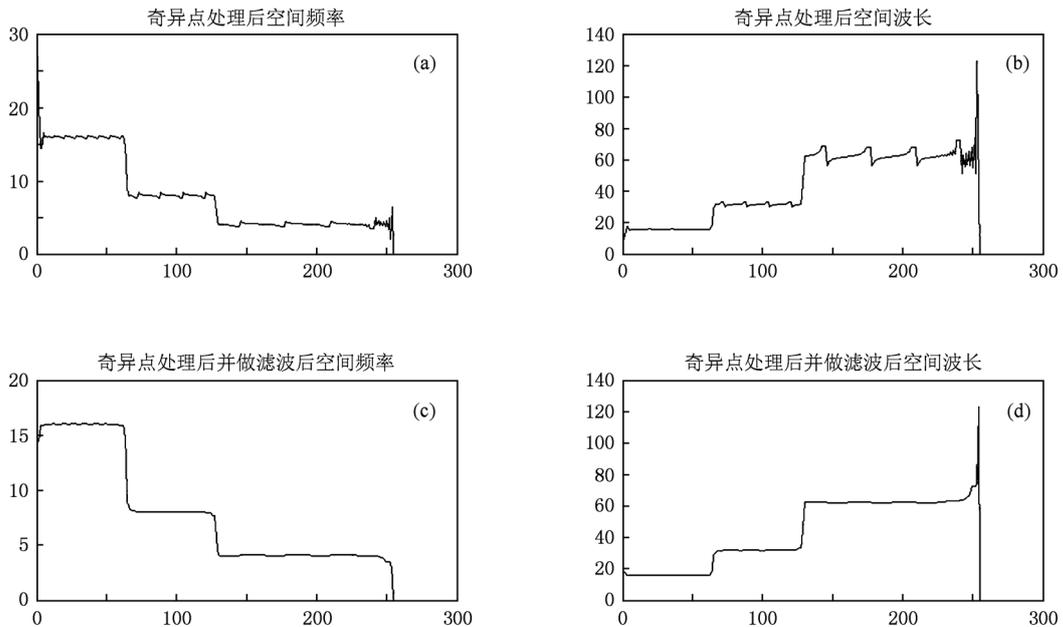


图4 信号衰减效应导致的奇异点处理后的估算效果

但在[1,64]段的空间频率平均为 15.74,与实际信号频率相差为 1.6%.可见随着频率越高,误差越大,这与理论公式(10)成立所要求的条件 $\frac{1}{2}\gamma_{\text{local}}^2 D \ll 1$ 是符合的,当 γ_{local} 越小时,(10)式成立条件越满足,拟合误差越小.

4. 算法效果与分析

4.1. 研究平台与原始相位图

采用本研究平台自行获取的相位图作为原始图像.该图像为采用西班牙 BIOWEST 公司生产的琼脂糖制作的双层体模(150 mm × 150 mm × 150 mm,上层浓度 0.8%,下层浓度 1.2%)图像,应用 GE 公司生产的 1.5TMRI (Signa Exite, GE Medical System, Milwaukee, USA)作为研究平台,采用自行研制激励装置(剪切波频率为 160Hz),应用破坏剩余磁化梯度回波序列 (FLASH) + 运动敏感梯度 (MSG) 序列作为相位图获取序列,序列参数为:重复时间 TR = 50ms,回波时间 TE = 22.2 ms,翻转角 (flip angle) 为 30°,MSG 次数为 2,视野 FOV 为 200 mm.

4.2. 图像预处理与拟合算法实现流程

由于实际获取的相位图中存在着噪声,相位卷褶,反射导致的幅度不规则等多重干扰因素,采用上述 LFE 算法得到的效果还是不理想,因此实际的弹性图拟合算法包括一系列预处理过程.相位图经去除边缘背景相位噪声、滤波降噪、以及幅度均衡化校正后,按照每列数据分别进行 LFE 估算,估算结果通过奇异点处理和滤波后,矩阵转置后再次按列进行 LFE 估算,将两个方向估算的结果按照(11)式,并代入 FOV 大小后进入弹性系数的计算,最后进行边缘效应的修除.本研究中,剪切波按照单向传播,因此可以只做一维 LFE 估算即可得到结果.图 5 所示为具体算法实现流程.图 6 为预处理效果图,图中可以看出图像效果得到了增强,有利于减小弹性拟合误差,但是并未改变剪切波传播的波长,因此不会对弹性拟合结果产生影响.

4.3. 拟合结果与分析

本研究在 Matlab7.0 (USA, Mathworks 公司)平台上编写程序实现上述算法,对图 6 所示的原始信

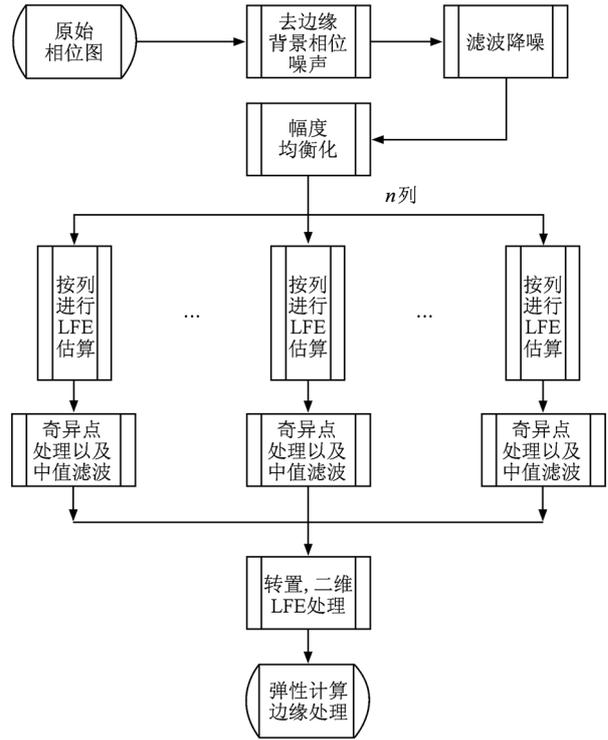


图 5 算法实现流程

号进行了单幅图像的 LFE 弹性拟合,结果如图 7 所示.从图中可以看出,能够对上下两层体模的弹性做出明显的拟合运算,上层(浓度 0.8%)弹性均值为 6.1 kPa,下层(浓度 1.2%)弹性均值为 14.2 kPa,与前期研究中通过目测波长粗略估算的结果比较符合,说明本算法在一系列数据处理过程中并未造成相应数据偏差.图 8 所示为 0.5% 的均质体模图像及拟合得到的弹性图,平均弹性值为 2.9 kPa,结果与目测计算结果符合.但上部硬度稍微偏高,这与体模长时间放置导致表面失水从而产生浓度偏高(硬度变大)是符合的.

5. 讨 论

本研究工作是整个肝纤维化分级研究的第二步,完成整个研究平台从激励装置到序列到数据采集,生物力学模型分析以及弹性拟合软件全部过程.为后续进行临床研究奠定基础.弹性图拟合算法的精确与否对于最后肝纤维化分级的标准的制定影响非常大,这也就是诸多研究小组最终得出的分级标准差异巨大的关键因素.

与绝大多数采用 LFE 算法的研究相比,本研究采用的双高斯滤波器,固定中心频率调带宽,有以

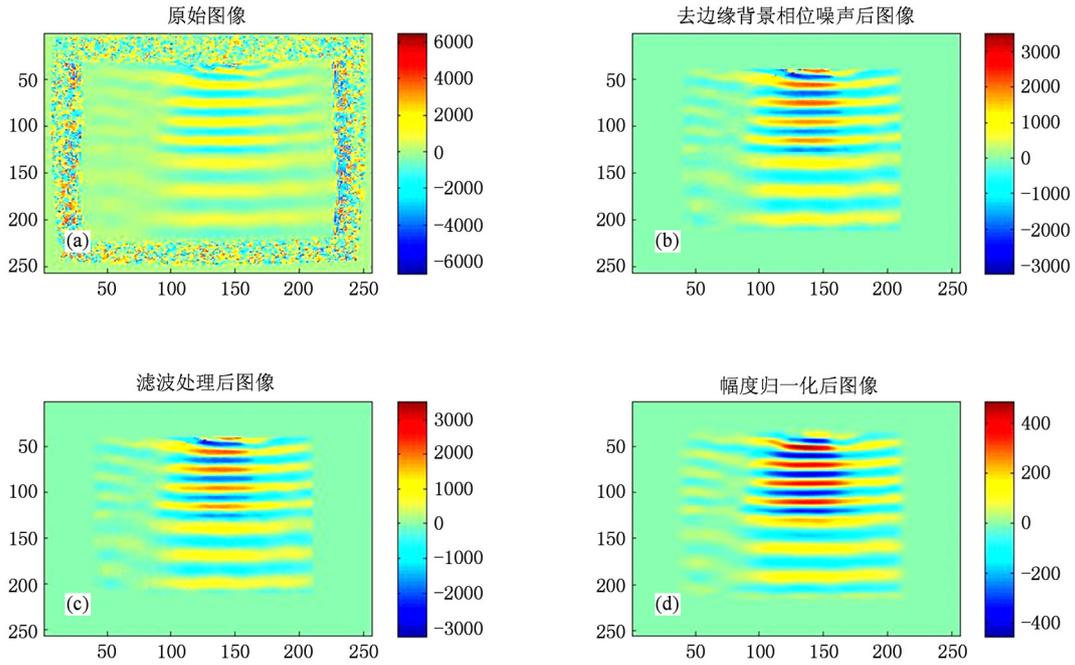


图6 预处理效果 (a)原始相位图;(b)边缘背景去噪;(c)滤波图像;(d)幅度归一化图像

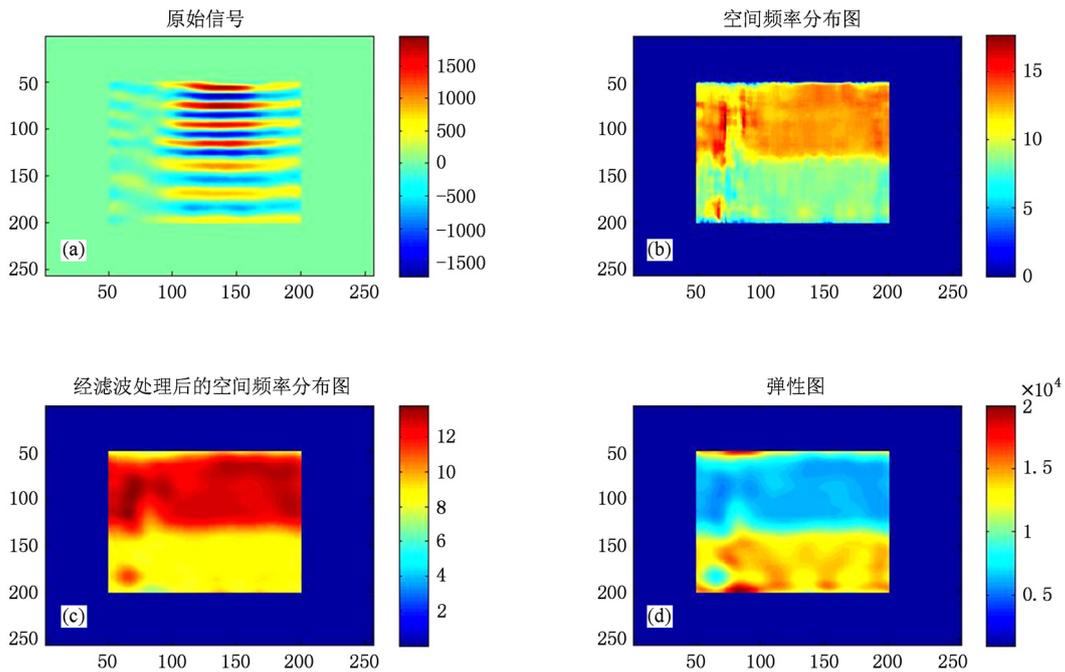


图7 双层体模图像及弹性图拟合效果 (a)原始相位图;(b)空间频率分布;(c)滤波处理后空间频率分布;(d)弹性图

下好处:由于人体组织剪切波传播空间频率一般较低,而且硬度越大频率越低,因此采用固定中心频率为零从实际研究来讲是合适的.固定中心频率,尽管对于高频部分(硬度小)可能造成的误差较大,但对于肝纤维化分级研究而言,较软的组织是属于阴性的,误差大点不至于对分级结果造成影响.而

对于调节中心频率的方法,中心频率的选择需要根据具体情况做灵活选择,要比所有剪切波传播空间频率都高或都低,如果设定在中间,那么相对高频和相对低频的信号滤波效果相同,就无法得出正确结果.本研究中对于带宽的选择,做了相应调节,只要带宽能包括图像中的所以空间频率就可以,具体

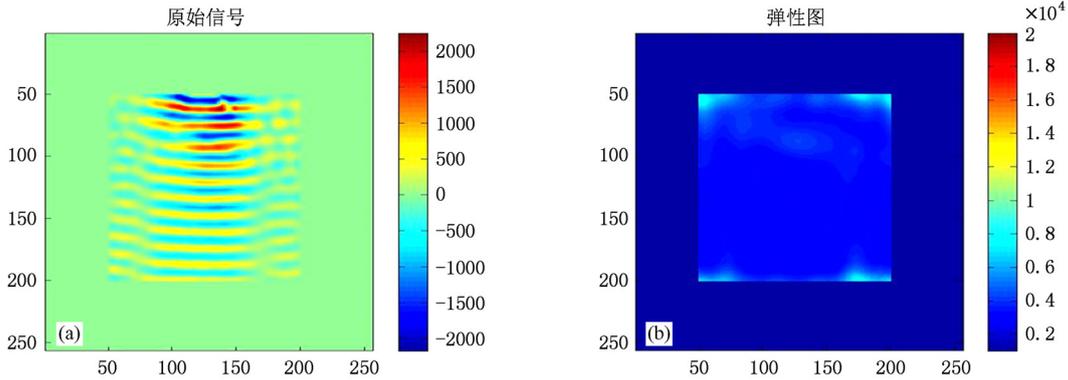


图8 均质体模图像及弹性图拟合效果 (a)原始相位图;(b)弹性图

大小对结果影响不大.

另外从最终拟合效果来看,还存在三个方面的技术细节需要考虑.

5.1. 边界过渡效应

从空间频率分布图(图7(b))上可见到明显的均匀分层(上下两层厚度相同),但通过滤波以后,出现边界过渡效应,再经过从频率到波长的倒数运算和平方运算后,边界过渡效应被增强了,从图7(d)的颜色效应上,明显可看到下层变薄了,其实就是边界过渡带变宽了.这个影响在体模的硬度陡然变化的情况下会体现得更明显,在实际的肝脏中,纤维化不会出现如此陡然的变化,因此边界过渡效应影响应该小一些.

5.2. 原始数据的干扰对结果的影响

从图7(b)—(d)都可以看到,左下角处出现了明显的与周围颜色不同的区域(弹性相比周围要小).该幅图像采用的是上下层均匀体模,出现此类假阴性情况,其原因大概有三个:一是弹性拟合实现过程导致的;二是原来制作体模本来就存在这种

不均匀情况;三是数据采集过程中的干扰或反射造成.但通过肉眼观察原始图像,确实可以看到在假阴性区域波长出现变短的现象,因此可以排除弹性拟合算法的原因.而体模由于时间较长也已经变质损坏,故确却原因可能为体模本来制作时存在局部不均匀情况,也可能是原始数据采集干扰.

5.3. 边缘效应

图7(b)空间频率分布图上可以看到上下边缘比较平滑,但经过滤波以及从频率到弹性的运算后,尽管在数据处理过程中进行了边缘效应处理,但图7(d)上还是出现了一定的边缘效应.由此可见,空间频率分布图在数值上能提供比较满意的对比,但通过倒数运算以及平方运算后,夸大了边缘效应(对于越接近背景的部分则越夸大,背景区域计算得到的弹性为无穷大),非常容易导致假阳性的出现.因此从临床诊断的角度看,给医生看到空间频率分布图,对于结果判定可能有好处.因此建立一个通过肝的软度而非硬度(即弹性)的进行判定的分级标准或者更可行.

[1] Sinkus R, Tanter M, Xydeas T, Catheline S, Bercoff J, Fink M 2005 *Magn. Reson. Imag.* **23** 159
 [2] Braun J, Buntkowsky G, Bernandng J, Tolxdorff T, Sack I 2001 *Magn. Reson. Imag.* **19** 703
 [3] Oudry J, Chen J, Kavin J 2009 *Magn. Reson. Imag.* **30** 1145
 [4] McKnight A, Kugel J, Rossman P, Manduca A, Hartmann L, Ehman R 2002 *AJR* **178** 1411
 [5] Sinkus R. MR-Elastography 2006 *MR Physics for Physicists*. **5** 1

[6] Meng Y, Talwalkar J, Glaser J, Manduca A, Grimm C, Rossman J, Fidler L, Ehman L 2007 *Clin. Gastroenterol. H* **10** 1207
 [7] Laurent Huwart, Frank Peeters, Ralph Sinkus 2006 *NMR Biomed.* **19** 173
 [8] Hamer O, Aguirre D, Casola G 2006 *Radiographics* **26** 1637
 [9] Muthupillai R, Lomas D, Rossman P, Greenleaf J, Manduca A, Ehman R 1995 *Science* **269** 1854

- [10] Muthupillai R, Rossman P, Lomas D, Greenleaf J, Riederer S, Ehman R 1996 *Magn. Reson. Med.* **36** 266
- [11] Sinkus R, Tanter M, Xydeas T 2005 *Magn. Reson. Imag.* **23** 159
- [12] Sinkus R, Tanter M, Catheline S 2005 *Magn. Reson. Med.* **53** 372
- [13] Xydeas T, Siegmann K, Sinkus R 2005 *Invest. Radio.* **4** 412
- [14] Hoers G, Jenkyn T, Dresner M 2003 *Clini. Biomed.* **18** 537
- [15] Thomas R, Richard L, K N An. 2003 *J. Biomech.* **36** 1917
- [16] Kemper J, Sinkus R, Lorenzen J. 2004 *Rofo Fortschr Rontg* **176** 1094
- [17] Nicolle S, Lounis M, Willinger R 2005 *Biorheology* **42** 209
- [18] Xu L, Gao P Y, Lin Y 2007 *Chin. J. Med. Radio.* **41** 300
- [19] Rouviere O, Meng Y, Dresner A, Rossman J, Burgart L, Fidler J, Ehman R 2006 *Radio.* **240** 440
- [20] Rouviere O, Meng Y, Dresner A, Rossman J, Burgart L, Fidler J, Ehman R 2005 *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine Miami, USA, May 7—13, 2005* p340
- [21] Klatt D, Asbach P, Rump J, Papazoglou S, Somasundaram R, Modrow J, BrauIn J, Sack I 2006 *Invest. Radio.* **41** 841
- [22] Yin M, Grimm R, Manduca A, Ehman R 2006 *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine Seattle, USA, May 6—12, 2006* p2560
- [23] Wang H Z, Xu L F, Yu J, Huang Q, Wang X Y, Lu L, Wang H, Huang Y, Cheng H Y, Zhang X L, Li G Y 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 7455 (in Chinese) [汪红志、许凌峰、俞捷、黄清明、王晓琰、陆伦、王鹤、黄勇、程红岩、张学龙、李颀颖 2010 物理学报 **59** 7455]
- [24] Cao Y, Yang K Q 2003 *Acta Phys. Sin.* **52** 1984 (in Chinese) [曹禺、杨孔庆 2003 物理学报 **52** 1984]
- [25] Houten D, Paulsen K, Miga M, Kennedy F, Weaver J 1999 *Magn. Reson. Med.* **42** 779
- [26] Houten D, Weaver J, Miga M, Kennedy F, Paulsen K 2000 *Med. Phys.* **27** 101
- [27] Bishop J, Samani A, Sciarretta J, Plwes D 2000 *Phys. Med. Biol.* **45** 2081
- [28] Oliphant T, Manduca A, Ehman RL, Greenleaf J 2001 *Magn. Reson. Med.* **45** 299
- [29] Manduca A, Oliphant TE, Dresner M, Mahowald J, Kruse S, Amromin E, Felmlee J, Greenleaf J, Ehman R 2001 *Med. Imag. Analy.* **5** 237
- [30] perea-vega D, Cumming I 2001 <http://www.eceubca/sar/papers/FRINGE99-diegopdf>
- [31] Knutsson H, Westin F, Granlund G, 1994 *Proceedings of the IEEE intl. conf. on image processing. Texas, USA, Nov 13—16* 1 36
- [32] Wang H, Li G Y 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 1431 (in Chinese) [王鹤、李颀颖 2005 物理学报 **54** 1431]

Study and realization of local frequency estimation algorithm in magnetic resonance elasto-graphy based on dual-bandwidth Gaussian filters *

Wang Hong-Zhi¹⁾²⁾⁶⁾ Cai Xiao-Yun³⁾ Wang He⁴⁾ Huang Qing-Ming²⁾⁶⁾ Chen Qi-Te²⁾ Yu Jie²⁾

Wang Xiao-Yan⁵⁾ Lu Lun⁵⁾ Huang Yong²⁾⁶⁾ Cheng Hong-Yan⁵⁾ Zhang Xue-Long²⁾⁶⁾ Li Geng-Ying^{1)†}

1) (*Shanghai Key Laboratory of Magnetic Resonance, Department of Physics, East China Normal University, Shanghai 200062, China*)

2) (*Institute of Medical Imaging Technology, University of Shanghai Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

3) (*University of Technology Compiègne, Compiègne, France*)

4) (*GE Healthcare (China), Shanghai 201203, China*)

5) (*Eastern Hepatobiliary Surgery Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200438, China*)

6) (*Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China*)

(Received 19 August 2010; revised manuscript received 8 January 2011)

Abstract

In the present study we analyze the biomechanical properties of life-form parenchyma, derive the relationship between MR displacement-phase image and the elasticity of life-form parenchyma, thereby study the local frequency estimation (LFE) algorithm. Finally the algorithm is realized by Matlab, and the inversion results of phantom MRE image demonstrate the effectiveness of the LFE algorithm, which would form a basis for subsequent research on liver fibrosis classification .

Keywords: MRE, elastic biomechanical model, LFE

PACS: 02.30.Zz, 83.85.Fg, 07.05.Pj, 87.61.-c

* Project supported by the Shanghai Science Innovation Foundation of China (Grant No. 10YZ237), the Shanghai Education-Priority Construction Science Foundation of China (Grant No. P0502), and the Shanghai Education Development Foundation "Morning-Program" Project (Grant No. 2010CGB02).

† Corresponding author. E-mail: gyli@phy.ecnu.edu.cn