

基于核磁共振弹性成像技术的肝纤维化 分级体模研究*

汪红志¹⁾²⁾³⁾ 许凌峰²⁾ 俞捷²⁾ 黄清明²⁾³⁾ 王晓琰⁴⁾ 陆伦⁴⁾
王鹤⁵⁾ 黄勇²⁾³⁾ 程红岩⁴⁾ 张学龙²⁾³⁾ 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) (上海医疗器械高等专科学校, 上海 200093)

4) (第二军医大学附属东方肝胆医院, 上海 200438)

5) (通用电器医疗系统(中国)有限公司, 上海 201203)

(2009年10月30日收到; 2009年12月18日收到修改稿)

肝纤维化程度以及纤维化速率的精确判断对于相应治疗手术的选择以及治疗预后评估都是至关重要的. 临床上需要发展一种非侵入性的肝纤维化定量检查手段. 核磁共振弹性成像技术成为实现肝纤维化分级研究的最具发展前景的技术之一. 我们研制开发了可用于进行肝纤维化分级研究的实验平台, 并讨论了激励装置和位移相位成像序列的技术细节, 最后给出了体模的初步实验结果并对结果进行了分析. 为后续体模深入研究和临床应用实验奠定基础.

关键词: 核磁共振弹性成像, 肝纤维化, 体模, 剪切波

PACC: 8760I, 0758, 7660, 0630M

1. 引 言

世界上数以亿计的患者受到肝纤维化的困扰, 导致肝纤维化的主要原因是乙型和丙型慢性病毒性肝炎和酗酒^[1]. 在我国, 肝癌作为癌中之王, 无论是发病率还是死亡率都居于肿瘤谱的第二位^[2]. 各类肝脏疾病的主要早期病理改变是肝纤维化, 理论上纤维化通过治疗可以逆转, 使肝脏恢复正常^[2,3], 一旦纤维化进一步发展到肝硬化时, 则不能逆转^[3]. 故肝纤维化程度以及纤维化速率的精确判断对于相应治疗手术的选择以及治疗预后评估都是至关重要的, 在临床上有着重要意义^[2].

目前肝活检是肝纤维化判定的金标准^[4], 但肝活检是有创检查, 大多数患者难于接受该方法, 同时该方法取样少、误差大、重复性差, 不能应用于病情严重患者, 其并发症导致的死亡率也高达 0.1%. 同时由于活检缺乏时间连续性, 难以对纤维化形成

的过程进行检测, 也无法评价抗纤维化药物的疗效^[2,5-7], 因此肝穿刺在临床应用上受到限制^[6,7]. 临床上迫切需要发展一种非侵入性、精确性和量化的肝纤维化检查手段.

传统的磁共振成像技术无法实现灵敏度与特异性俱佳的肝纤维化的定量评价^[8-10]. 不同程度肝纤维化组织体现出机械特性(如弹性或硬度)的极大差别^[2], 正常肝脏硬度约在 2.7 kPa, 不同纤维化程度肝脏平均硬度为 5.6 kPa^[1], 完全硬化后的肝脏则比石头还硬^[1]. 基于这一明显差异, 可反映组织弹性参数差异的核磁共振弹性(MRE)技术成为实现肝纤维化分级的最具发展前景的技术选择之一^[4,8-12].

2. MRE 基本原理

MRE 技术的基本原理是利用磁共振成像技术, 检测体内组织在某种外力作用下产生的质点位移,

* 上海市科技创新基金(批准号:10YZ237)和上海市教育高地建设项目科研基金(批准号:P0502)资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: gyli@phy.ecnu.edu.cn

通过运动敏感梯度 (motion sensitive gradient, 简记为 MSG) 的作用获取核磁共振成像 (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 (即磁共振弹性图), 以组织弹性力学参数作为肝纤维化分级的依据^[13]. MRE 的数学原理简述为声波频率的剪切波在各向同性黏弹性介质中的稳定运动方程, 即

$$-\rho\omega^2\mathbf{q} = (\mu_1 + i\omega\mu_2)\nabla^2\mathbf{q}, \quad \mathbf{q} = \nabla \times \mathbf{u}, \quad (1)$$

其中, \mathbf{u} 为质点位移矢量, ρ 为介质的密度, μ_1 为剪切弹性 Lamé 系数, μ_2 为剪切黏性系数. 在 ρ, ω (剪切波频率) 已知情况下, 如果能检测出 \mathbf{u} , 则可以计算出剪切弹性系数 μ_1 和剪切黏性系数 μ_2 ^[14].

剪切波在介质中的传播过程中, 质点的位移方程为 (具体方位坐标参见图 3):

$$\begin{aligned} \mathbf{u}_y(z, t, \theta) \\ = \mathbf{u}_y(z, 0) + b\cos(\mathbf{K}z - \omega t + \theta), \end{aligned} \quad (2)$$

其中, y 为剪切波传播方向, z 为质点运动方向, ω 为剪切波频率, b 为质点振幅, \mathbf{K} 为波矢. 在质点运动方向 (z 向, B_0 方向) 施加翻转 MSG^[15]:

$$G_{\text{msg}}(t) = \begin{cases} G, & (nT \leq t \leq nT + T/2) \\ -G, & (nT + T/2 \leq t \leq nT + T) \end{cases} \quad (n = 0, 1, \dots, N), \quad (3)$$

其中, $T = 2\pi/\omega$, G 为梯度幅值, N 为 MSG 周期数. 由于梯度周期与剪切波周期刚好同步, 因此 MSG 施加期间, 质点位移导致的相位周期累加:

$$\begin{aligned} \Phi_y(z, \theta) &= \gamma \int_0^T G_{\text{msg}}(t) \mathbf{u}_y(z, t) dt \\ &= 2\gamma NTGbsin(\mathbf{K}z + \theta)/\pi. \end{aligned} \quad (4)$$

因此利用 MRI, 可以获取 xoy 平面内的质点的相位图, 去除梯度的因素, 即可得到质点的位移图, 根据 (1) 式采取相应的拟合算法即可得到组织的剪切黏弹性系数分布.

3. 肝纤维化研究的系统方案与平台

图 1 为本文的肝纤维化 MRE 研究的技术实现流程图^[16]. 硬件上需要一台 MRI 设备, 一套能够对肝脏体模实施剪切波 (shear wave) 激励的机械电子装置. 该装置产生的剪切波从组织表面进入后, 在体模组织内进行传播, 体模质点会在垂直波的传播路径上产生周期位移, 位移大小与质点的弹性 (或硬度) 相关. 在剪切波传播时期成像, 成像序列中沿质点运动方向施加 MSG, MSG 可将质点的位移反映

在相位上, 获取磁共振相位图, 最后利用反演拟合算法得出肝脏组织的弹性系数的分布图, 即弹性图.

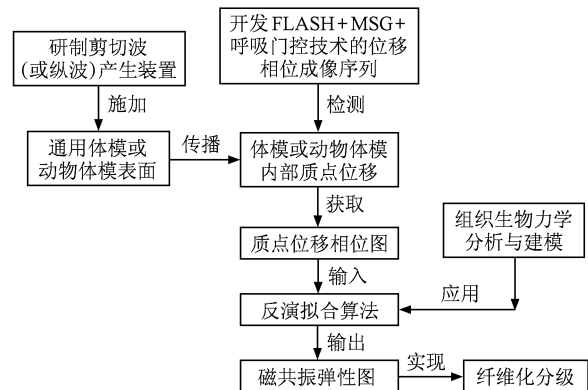


图 1 MRE 技术流程图

根据上述 MRE 的技术实现流程, 结合肝脏研究的实际, 建立肝脏纤维化弹性 MRI 研究的实验平台, 主要进行以下几个方面的研究开发工作.

3.1. 剪切激励装置的研制

给成像部位一个合适有效的剪切波激励是进行 MRE 研究的基础, 由于空间受到限制, 并且要与 MRI 系统电磁兼容, 因此它是一个技术难点和关键. 针对不同的人体部位研究, 需要探讨研发不同的激励装置, 这也是不同研究者进行 MRE 研究的最根本差别. 陈俊等采用压电陶瓷驱动来进行体模 MRE 研究^[15]; Xu 等采用电磁装置来实现颅脑 MRE 研究^[17]; Thomas 等采用周期机械牵引来实现下肢肌肉的 MRE 研究^[18]; McKnight 等采用周期气动的方式进行乳腺的 MRE 研究^[19]. Sinkus 等采用自制电磁机械装置进行乳腺研究^[20]; Plewe 等采用超声波马达驱动进行乳腺 MRE 的研究^[21].

由于剪切激励装置是 MRE 中的关键部件, 大部分文献并未对装置的具体实现给予详细描述, 且针对研究部位的不同, 激励装置需要特殊考虑, 增加了研究的难度. 本研究中除了共性的电磁兼容性外, 还需要考虑肝脏脏器较大、有肋骨存在、腹部运动以及体表起伏不平等因素.

同时对于剪切波频率、剪切波幅度、激励方式以及剪切波馈入等方面的细节问题也都需要研究与实验确定. 对于剪切波频率, 太高则衰减厉害, 太低一则采集时间长, 运动影响严重, 二则剪切波波长增大, 对于后续局域波长估算进行弹性拟合产生

的误差加大.

剪切波幅度也需要考虑. Muthupillai 等在最早关于 MRE 文献的研究中指出,超过 200 nm 的位移即可通过施加合适的 MSG 次数实现检测^[13]. 具体剪切波幅值 b 可由 MSG 的幅值 G , 施加次数 N 和剪切周期 T 共同来决定, 一般需要满足 (4) 式中最大相位比略小于 1, 即 $2\gamma NGTb \leq 2\pi$. 故幅值太高, 容易出现相位卷褶, 直接导致弹性系数的计算产生成倍的误差; 但幅值太小, 会出现激励深度不够的问题. 因此在 G, N 和 f 确定的前提下, 通过实验选择合适的 b 值.

肝脏 MRE 的激励方式有助下激励法和肋上激励法, 二者各有利弊. 肋下激励法衰减小, 但激励范围不够; 而肋上激励法范围较大, 但衰减严重^[9].

剪切波馈入方面也需要实验确定. 装置与体表

接触太松则馈入效果差, 太紧对装置的反作用大, 影响装置的寿命.

根据上述考虑与反复实验, 最后确定的激励装置系统框图与体模实验方位图如图 2 和 3 所示. 采用单片机实现频率、初相、时间均可设置调节的数字正弦波或双极性方波波形输出, 经 DA 转换、低通滤波后, 通过音频功放进行可调放大, 最后通过 MRI 机房扫描室的滤波器传导板上的连接座送入电磁振动装置, 产生的振动通过振动传导棒带动推片, 从而对体模或人体肝脏表面产生剪切波激励. 经实验验证, 本装置电磁兼容性好, 相比压电陶瓷驱动方式功率大且可调节, 适合较大范围激励. 角度可微调并经过边缘处理的推片可尽量减小体表不平整和腹部运动对激励波馈入的影响.

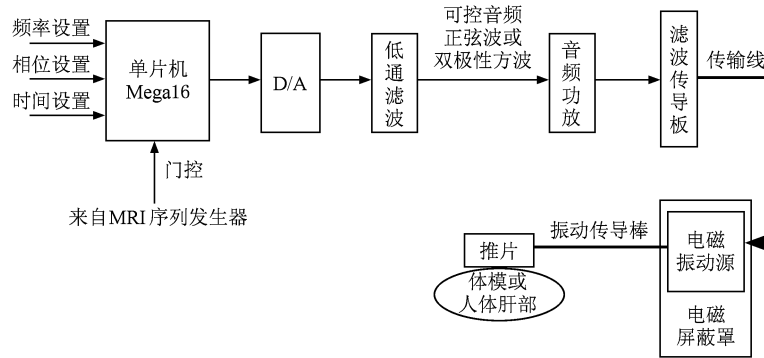


图 2 激励装置系统框图

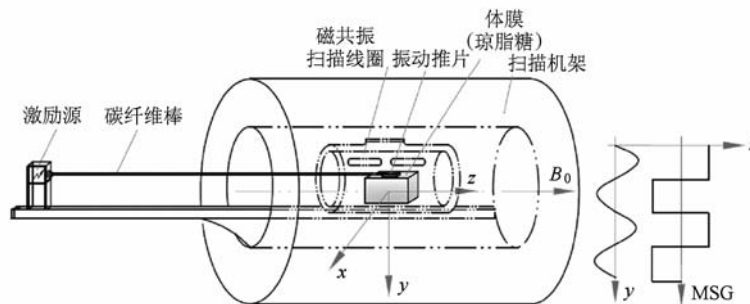


图 3 MRE 成像-体膜实验方位图

3.2. 相位位移成像序列的开发

由于肝脏存在呼吸运动会产生质点的额外位移, 必须采用快速成像序列. 但快速成像序列则要求较高的剪切波频率, 但剪切波频率高会导致衰减加重以及运动敏感梯度难以切换; 快速序列较短的

序列周期限制了 MSG 的施加次数, 而 MSG 的施加次数具有位移放大作用, 但可以通过增加 MSG 的幅值来解决.

另外, 序列设计时还需要考虑反射波的影响. 剪切波在组织中传播到边界会产生反射, 为了减少反射波的影响, 需要在剪切波传播到组织边界时刻

之前完成相位图^[22]成像过程. 这个时间可以通过计算组织尺寸和剪切波传播速度(与频率和组织弹性有关)得到, 而序列时间则需要比该时间更短. 反射波的影响可通过体模来评估, 由于体模边界比人体肝脏组织边界更硬, 反射更强烈, 因此如果体模实验时反射效果可以忽略, 对临床实验的影响会更小.

因此剪切波频率、序列时间、运动敏感梯度施加次数、组织弹性、组织尺寸等需要综合考虑. 通过多次实验, 最终采用的位移相位成像序列图如图 4 所示. 序列参数: 视野为 220 mm; 像素矩阵为 256 × 256; 重复时间 $TR = 20\text{--}50\text{ ms}$ (具体与所施加剪切波频率匹配, 满足 $1/f = nTR$), 回波时间 $TE = 14.7\text{--}25\text{ ms}$ (根据所施加剪切波频率而异), 翻转角 (flip angle) 为 30° , MSG 施加次数为 1—4 次, 整

个采集时间在 10.24—25.6 s (根据所施加剪切波频率而异). 为了克服与运动无关的背景相位, 序列采用连续两个重复时间 (TR) 周期中, 一次施加正向 MSG, 一次施加负向 MSG, 两次得到的相位图 (分别称为相位图 1 和相位图 2) 进行相减, 可消除背景相位的影响. 最终同时输出幅度像、相位图 1、相位图 2 和相位差图 (本研究最终所需要的相位图). 采用这种施加正负 MSG 后进行相位相减还有一个优点是增加了相位检测的灵敏度. 施加一次 MSG 与未施加正负 MSG 序列中施加 2 次的效果相同. 另外本序列以破坏剩余磁化的梯度回波 (FLASH) 序列为基础, 而不采用自旋回波 (SE) 序列, 具有缩短成像时间的益处.

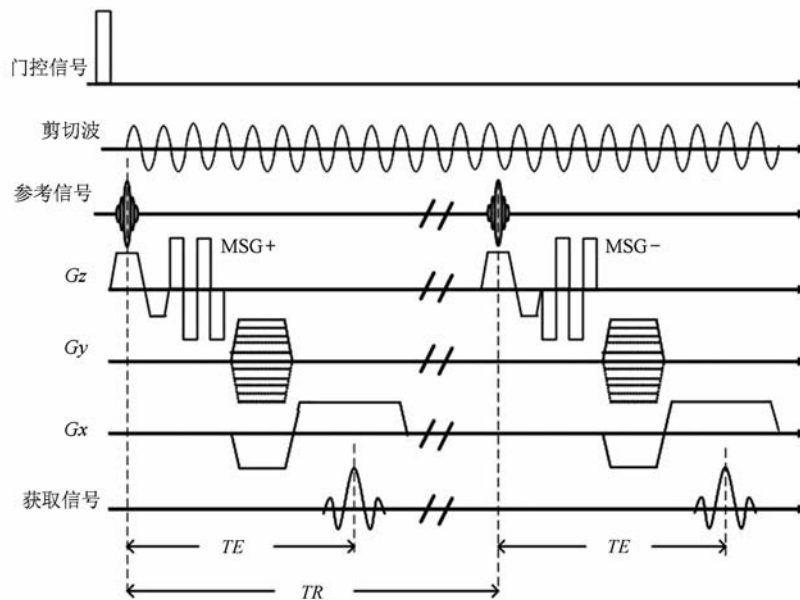


图 4 位移相位成像序列图

3.3. 弹性图拟合算法的研究开发

从相位图上可以粗略地观察出病灶弹性的变化, 但要实现肝纤维化的量化分级研究, 还需要对相位图进行拟合^[23], 即根据相位的分布计算出弹性的分布. 这部分工作在软件实现方面难度不大, 关键在于拟合算法所采用的生物力学模型的建模^[24], 要建立一个完全反映生物组织特性的力学模型无疑非常困难.

对于任何一种各向同性、正交异性或各向异性物质的线性弹性参数都可以用一个 4 阶张量和 21 个独立参数的组合来表示. 考虑线性各向同性和周

期外力条件, 类软组织介质的黏弹性参数可以简化为两个复数形式的 Lamé 常数来表征, 即: $\lambda = \lambda_1 + i\omega\lambda_2$, $\mu = \mu_1 + i\omega\mu_2$; $\lambda_1, \lambda_2, \mu_1, \mu_2$ 分别为组织压缩弹性系数、压缩黏性系数、剪切弹性系数和剪切黏性系数. 在完全排除纵波的影响后, 可只考虑 μ_1, μ_2 的影响.

若忽略黏性的影响, 声波的剪切传播速度 v_t 和压缩传播速度 v_l 与弹性系数之间遵循以下规律^[25]:

$$v_t = \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}}, \quad v_l = \sqrt{\frac{\mu_1(4\mu_1 - \mu_2)}{\rho(3\mu_1 - \mu_2)}}, \quad (5)$$

可见剪切波传播比纵波传播速度慢, 波长比人体组织尺寸小, 这也是 MRE 研究采用剪切横波而不采用

纵波(压缩波)作为波动源的原因. 将传播速度 v 与波长 λ 以及频率 f 之间的关系: $v = f\lambda$ 代入(1)式, 可得到剪切弹性系数、频率与波长之间关系为:

$$\mu_1 = \rho(\lambda_s \cdot f)^2, \quad (6)$$

ρ 为组织密度, λ_s 为剪切波在组织内传播的波长, f 为剪切波频率.

4. 体模实验结果与讨论

采用上述激励装置, 应用 GE 公司生产的 1.5T MRI (Signa Exite, GE Medical System, Milwaukee, USA) 作为研究平台, 采用西班牙 BIOWEST 公司生产的琼脂糖制作了 $150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ 的体模, 浓度为 0.5%. 先后进行了以下几个方面实验.

4.1. 背景相位的研究

由于背景相位对结果的影响很大, 因此实验序列特地采用了去除背景相位的技术, 同时还进行了 MSG 以及振动对背景相位的影响. 如图 5(a)~(d) 为施加 MSG、未施加振动的横断位图像(从左至右分别为幅度图, 相位图 1, 相位图 2, 相位差图). 可见在未施加振动的情况下, 施加正负 MSG 得到的背景相位是一样的, 因此经过相位相减后, 基本体现不出相位, 为后续实验所需相位图创造了一个干净的相位背景. 通过这幅图也可得知, 病床的振动由于与 MSG 频率不一致, 不会与 MSG 形成相位的累加, 因此在后续研究中可以不考虑病床的振动影响. 图 5(e)~(h) 所示为施加 MSG、未施加振动的矢状位图像.

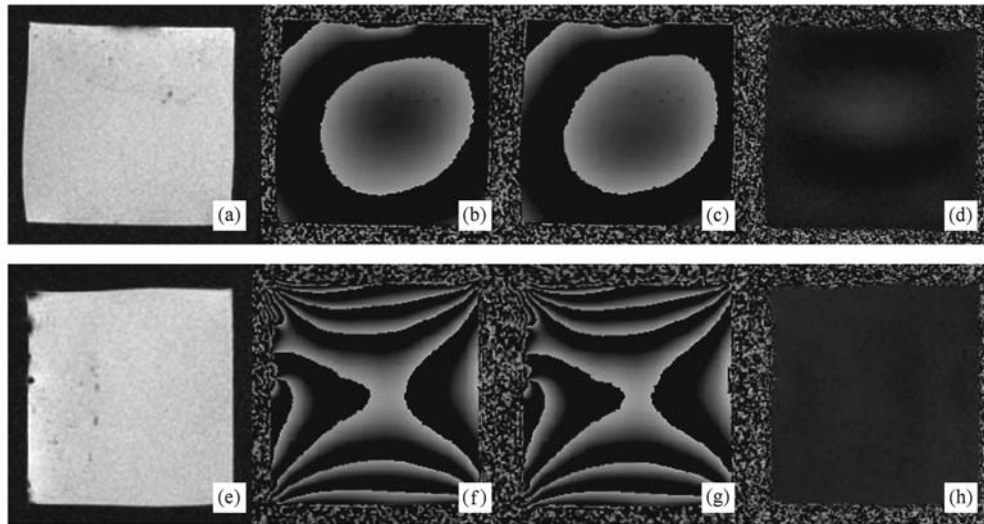


图5 施加 MSG、未施加振动的图像 (a) 横断位幅度图, (b) 横断位相位图 1, (c) 横断位相位图 2, (d) 横断位相位差图, (e) 矢状位幅度图, (f) 矢状位相位图 1, (g) 矢状位相位图 2, (h) 矢状位相位差图

4.2. 剪切波的传播与剪切弹性系数计算

为了验证剪切波的传播效果, 本研究针对 $150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ 几何尺寸的 0.5% 琼脂糖体模, 分别施加 100, 160 和 200 Hz 的剪切波频率进行实验, 实验效果如图 6 所示. 实验参数分别为: 100 Hz 时 $TR = 40 \text{ ms}$, $TE = 19.7 \text{ ms}$, 翻转角为 30° , $MSG = 1$; 160 Hz 时 $TR = 50 \text{ ms}$, $TE = 22.2 \text{ ms}$, 翻转角为 30° , $MSG = 2$; 200 Hz 时 $TR = 40 \text{ ms}$, $TE = 14.7 \text{ ms}$, 翻转角为 30° , $MSG = 2$.

从图 6 可以明显看出, 随着剪切波频率的增加, 剪切波衰减明显, 在 200 Hz 情况下, 衰减明显比

100 Hz 时严重, 体模底部在这些幅度图上几乎看不到有波形传播; 但在相位图上仍能体现出明显的波形传播, 这也是采用相位来检测弹性质点位移的原因. 同时在 100 Hz 下可以看到由于存在着严重的反射, 因此幅度图像显得比较杂乱.

另外, 从相位图上可以读出, 在相同大小的体模中, 100, 160 和 200 Hz 的剪切波频率下, 波动传播的波数粗略读数分别为 9, 14 和 17 个. 满足 $100/9 = 160/14 = 200/17 \approx 11.3$ 的比例关系, 验证了剪切波频率与波长的反比关系.

同时针对图 6 的均质体模, 密度 $\rho \approx 1.0 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 波长 $\lambda_s \approx 150/9 \approx 16.67 \text{ mm}$, 在 100, 160

和 200 Hz 频率激励下,根据(5)式可粗略计算出剪切弹性系数为 $2.94 \text{ kPa} \pm 0.17 \text{ kPa}$, 偏差仅为 5.8%, 均值与正常肝组织的硬度接近.

图 7 所示为两种浓度的体模(上半层浓度 0.8%, 下半层浓度 1.2%)分别在 100, 160, 200 Hz 下的相位图和幅度图. 实验结果表明, 相同的频率

下, 剪切波在不同浓度的体模中传播的波长与浓度(即硬度)成正比关系. 将上下层作为两部分均质体模, 按照(5)式粗略计算得到 0.8% 体模剪切弹性系数为 $5.84 \text{ kPa} \pm 0.36 \text{ kPa}$ (相对偏差 6.2%); 1.2% 体模的剪切弹性系数为 $14.06 \text{ kPa} \pm 1.07 \text{ kPa}$ (相对偏差 7.6%), 均值处于明显肝纤维化范围.

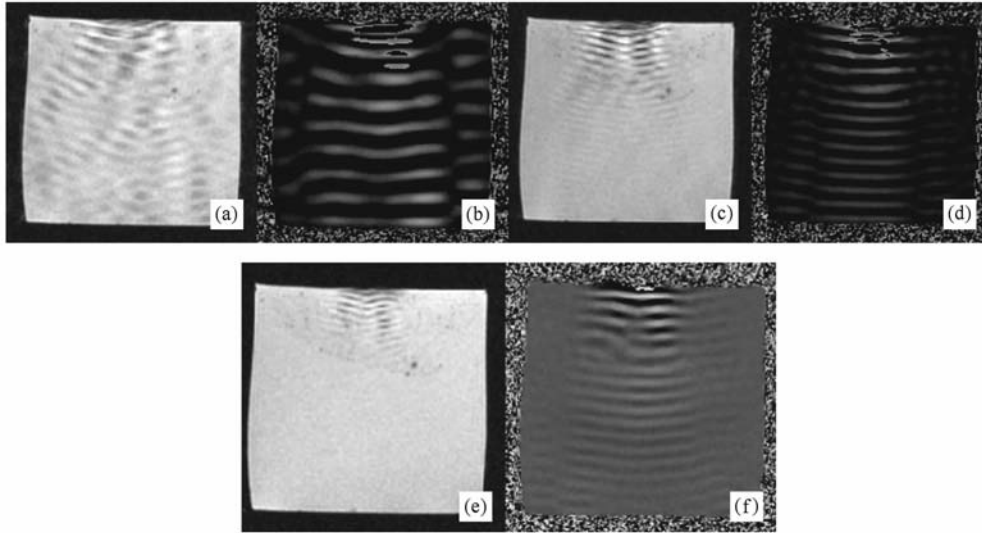


图 6 不同剪切波频率下的图像 (a) 100 Hz 幅度图, (b) 100 Hz 相位图, (c) 160 Hz 幅度图, (d) 160 Hz 相位图, (e) 200 Hz 幅度图, (f) 200 Hz 相位图

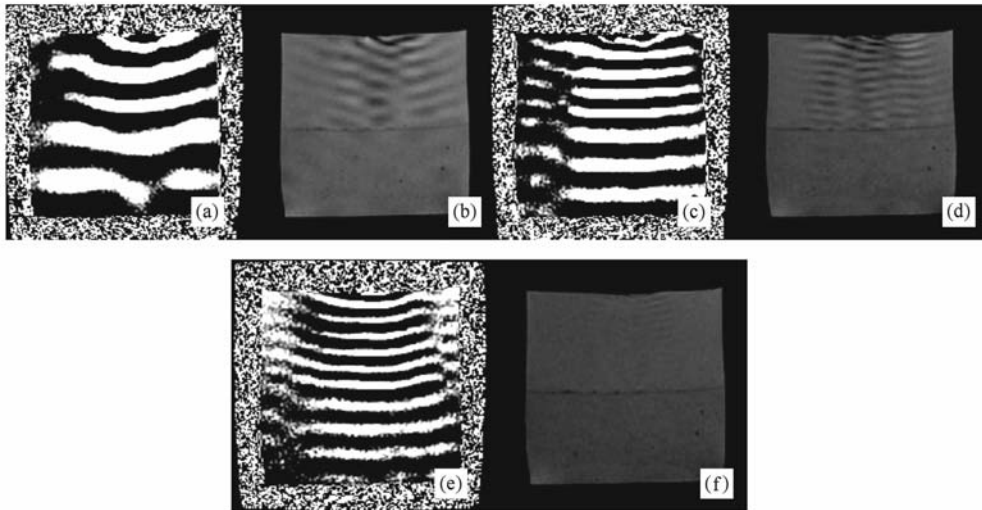


图 7 不同剪切波频率在两种浓度体模中的传播效果 (a) 100 Hz 相位图, (b) 100 Hz 幅度图, (c) 160 Hz 相位图, (d) 160 Hz 幅度图, (e) 200 Hz 相位图, (f) 200 Hz 幅度图

肝纤维化量化分级标准采用 METAVIR 系统, 将纤维化程度分为 F0—F4 共 5 级 (F0 为正常肝脏(无纤维化), F1 为轻微纤维化, F2—F4 为明显纤维

化). 本次初步体膜实验结果的精确度完全能满足 5 级分类的精度要求, 但具体的量化分级则需要在临床 MRE 检测弹性系数后尽快与肝活检的标准比对

后进行. 由于不同研究小组得出的弹性系数差异较大^[1,3,4,9,14,26], 并未形成统一量化的分级标准, 目前仍然是通过相位图(或弹性图)的局域差异再结合个体差异由医生根据经验来确定, 因此还不能算是完全量化的分级. 而采用体模的硬度对比来进行肝纤维化的分级则是本研究后期要进行的工作, 因为体模的硬度可通过其他物理学方法进行定标^[13].

4.3. 振动幅度以及反射对图像的影响

振动幅度对于最终结果影响也很大. 我们采用 1% 浓度体模在 50 Hz 下分别采用较大的振动幅值

(约 0.2 mm)、中等幅值(约 0.1 mm)和较小幅值(约 0.05 mm)进行了相位图获取, 如图 8 所示. 参数为 $TR = 60$ ms, $TE = 29.7$, 翻转角为 30° , $MSG = 1$; 图 8(b), (d), (f) 上可见出现严重的相位卷褶效应, 随着振动幅度减小, 卷褶效应减弱, 但是并未完全消除.

同时根据上述得出的频率与波数的关系可知, 在 50 Hz 时, 只能传播 4.5 个波长, 但从图 8(f) 上仍然可读出 9 个波数, 说明还存在反射波的叠加影响. 可见频率越低, 反射越严重.

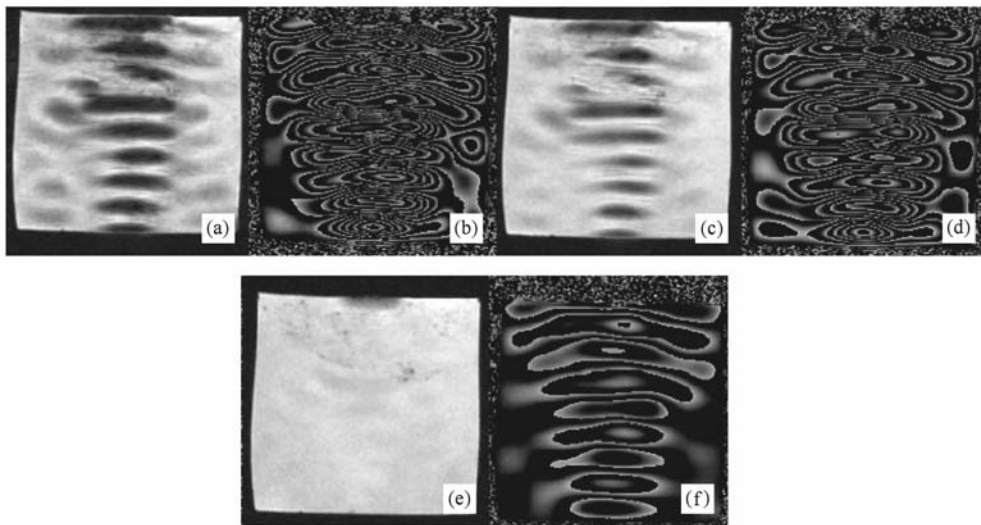


图 8 频率为 50 Hz 时不同振动幅值下的图像 (a) 振幅 0.2 mm 时幅度图, (b) 振幅 0.2 mm 时相位图, (c) 振幅 0.1 mm 时幅度图, (d) 振幅 0.1 mm 时相位图, (e) 振幅 0.05 mm 时幅度图, (f) 振幅 0.05 mm 时相位图

5. 结 论

本研究平台是为肝纤维化无创量化分级而设计的, 主要包括适合肝脏的剪切波激励装置的研制、相位位移序列的开发. 基于此平台, 应用琼脂仿肝体模进行了背景相位的消除、剪切波频率与波长

的关系、剪切波长与体模硬度的关系以及相位卷褶和反射波等方面的实验验证和研究; 同时根据力学模型进行了体模弹性系数的计算与分析, 为动物体模和人体肝脏临床研究积累了经验; 探索了激励幅值、序列参数以及弹性对比等方面具体细节. 后续拟进行肝脏生物力学模型的建模与弹性图拟合算法的研究与实现, 进行临床研究.

- [1] Huwart L, Peeters F, Sinkus R 2006 *NMR Biomed.* **19** 173
- [2] Tian Y, Fan Z P, Gu H Y 2007 *World J. Gastroenterol.* **24** 2626 (in Chinese) [田 艳、范竹萍、顾海燕 2007 世界华人消化杂志 **24** 2626]
- [3] Meng Y, Talwalkar J, Glaser J, Manduca A, Grimm C, Rossman J, Fidler L, Ehman L 2007 *Clin. Gastroenterol. Hepatol.* **10** 1207

- [4] Huwart L, Peeters F, Sinkus R, Annet L, Salameh N, Beek L, Horsmans Y, Beers B 2006 *NMR Biomed.* **19** 173
- [5] Hamer O, Aguirre D, Casola G 2006 *Radiography* **26** 1637
- [6] Piccinino F, Sagnelli G, Pasquale G, Giusti G 1986 *J. Hepatol.* **2** 165
- [7] Bravo A, Sheth S, Chopra S 2001 *New Eng. J. Med.* **344** 495
- [8] Kelleher B, Afdhal N 2005 *Clin. Liver. Dis.* **9** 667

- [9] Rouviere O, Meng Y, Dresner A, Rossman J, Burgart L, Fidler J, Ehman R 2006 *Radiology* **240** 440
- [10] Peeters F 2005 *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* Miami, USA, May 7—13, 2005 p339
- [11] 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
- [12] Klatt D, Asbach P, Rump J, Papazoglou S, Somasundaram R, Modrow J, Braun J, Sack I 2006 *Invest. Radiol.* **41** 841
- [13] Muthupillai R, Lomas D, Rossman P, Greenleaf J, Manduca A, Ehman R 1995 *Science* **269** 1854
- [14] Shadi F, Zhou X H, Xu H H, Royston J, Magin L 2007 *Magn. Reson. Im.* **25** 94
- [15] Cheng J, Ni C, Zhuang T G 2006 *Chin. Sci. Bull.* **51** 781 (in Chinese) [陈俊、倪成、庄天戈 2006 科学通报 **51** 781]
- [16] Wang H Z, Wen Z Q, Huang Y, Zhang X L, Cheng H Y, Li G Y 2008 *Chin. J. Med. Image Tech.* **11** 1833 (in Chinese) [汪红志、温增庆、黄勇、张学龙、程红岩、李颀颖 2008 中国医学影像技术 **11** 1833]
- [17] Xu L, Gao P Y, Lin Y 2006 *Chin. J. Med. Phys.* **23** 253
- [18] Thomas R, Richard L, An K N 2003 *J. Biome. Chan.* **36** 1917
- [19] McKnight A, Kugel J, Rossman P, Manduca A, Hartmann L, Ehman R 2002 *AJR* **178** 1411
- [20] Sinkus R, Tanter M, Xydeas T, Catheline S, Bercoff J, Fink M 2005 *Magn. Reso. Imag.* **23** 159
- [21] Plewes B, Bishop J, Samani A, Sciarretta J 2000 *Phys. Med. Biol.* **45** 1591
- [22] Bao S L, Gao S, Zhang S G, Zhou K, Zu Z L 2008 *Chin. Phys. B* **17** 328
- [23] 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]
- [24] Luo J, Ren T T, Sun X P, Zhan M S 2009 *Chin. Phys.* **11** 4711
- [25] Oida T, Amano A, Matsuda T 2004 *International Conference on Informatics Research for Development of Knowledge Society Infrastructure (ICKS'04)* Japan, 1—2 March, 2004 p57
- [26] Oudry J, Chen J, Glaser K, Miette V, Sandrin L, Ehman R 2009 *J. Magn. Reson. Im.* **30** 1145

Phantom study of the classification of liver fibrosis based on nuclear magnetic resonance elasto-graphy*

Wang Hong-Zhi¹⁾²⁾³⁾ Xu Lin-Feng²⁾ Yu Jie²⁾ Huang Qing-Ming²⁾³⁾ Wang Xiao-Yan⁴⁾ Lu Lun⁴⁾
Wang He⁵⁾ Huang Yong²⁾³⁾ Cheng Hong-Yan⁴⁾ Zhang Xue-Long²⁾³⁾ 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) (*Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China*)

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

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

(Received 30 November 2009; revised manuscript received 18 December 2009)

Abstract

Accurate detection of liver fibrosis stage and fibrosis procession is crucial for assessing prognosis and candidacy for treatment of patients with chronic hepatic disease. A significant need exists for developing a noninvasive technique for quantitative detection of liver fibrosis stage. Magnetic resonance elasto-graphy (MRE) is one of the most rapidly advancing technologies for classifying the liver fibrosis. This study establishes a platform for liver fibrosis classification, and discusses some details in developing stimulator and displacement-phase imaging pulse. At last, the preliminary result and analysis of phantom experiment are given, which would form a basis for subsequent research on phantom MRE and its clinic application.

Keywords: magnetic resonance elasto-graphy, liver fibrosis, phantom, shear wave

PACC: 8760I, 0758, 7660, 0630M

* Project supported by the Shanghai Science Innovation Foundation of China (Grant No. 10YZ237) and the Shanghai Education-Priority Construction Science Foundation of China (Grant No. P0502).

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