

温度对大鼠肝脏中剪切波与频散特性影响研究

谢 鹏¹, 郭燕荣¹, 温慧莹¹, 陈 昕^{1,3,4}, 林浩铭^{1,2,3,4}

(1. 深圳大学医学院生物医学工程学院, 广东深圳 518060;

2. 深圳大学信息工程学院, 广东深圳 518060;

3. 医学超声国家联合地方工程实验室, 广东深圳 518060;

4. 深圳大学医学院广东省生物医学信息检测与超声成像重点实验室, 广东深圳 518060)

摘要: 剪切波相速度和衰减的频散特性的准确测量具有重要的意义。温度变化可能会对生物软组织的力学特性产生影响, 为了研究温度的变化对剪切波相速度和衰减频散特性测量的影响, 以大鼠肝脏为研究对象, 基于声辐射力的剪切波成像的方法, 通过离体实验来获取大鼠肝脏内部不同温度下的剪切波相速度和衰减频散特性曲线。实验结果发现, 随着温度的升高, 剪切波相速度逐渐减少, 衰减频散逐渐增大, 特别是在较高的频段(270~380 Hz)的变化更为显著。结果表明温度是测量大鼠肝脏中剪切波相速度和衰减频散特性中不可忽略的因素, 这对今后的动物实验研究以及疾病评估提供了实验参考, 具有重要的意义。

关键词: 剪切波速度; 剪切波衰减; 频散特性; 温度

中图分类号: TB559

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2017)-06-0556-06

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2017.06.010

Effects of temperature on shear wave dispersion measurement in rat liver

XIE Peng¹, GUO Yan-rong¹, WEN Hui-ying¹, CHEN Xin^{1,3,4}, LIN Hao-ming^{1,2,3,4}

(1. School of Biomedical Engineering, Shenzhen University, Shenzhen 518060, Guangdong, China;

2. School of Information Engineering, Shenzhen University, Shenzhen 518060, Guangdong, China;

3. National-regional Key Technology Engineering Laboratory for Medical Ultrasound, Shenzhen 518060, Guangdong, China;

4. Guangdong Key Laboratory for Biomedical Measurement and Ultrasound Imaging, Shenzhen 518060, Guangdong, China)

Abstract: Accurate measurement of shear wave phase velocity and attenuation dispersion characteristics has great significance. The change of temperature may have an effect on the mechanical properties of soft tissue. In order to study the effect of temperature change on the measurement of shear wave phase velocity and attenuation dispersion characteristics, in this paper, the shear wave velocity and attenuation characteristics of the rat liver are measured by in vitro experiments based on the method of shear wave imaging of acoustic radiation. The experimental results show that the shear wave velocity decreases with the increase of temperature, and the attenuation dispersion increases gradually, especially in the high frequency range. The experimental results show that the temperature is not negligible when measuring the shear wave velocity and attenuation dispersion in the rat liver, which is of great significance for the future animal experiment studies and the evaluation of disease.

Key words: shear wave velocity; shear wave attenuation; dispersion characteristic; temperature

0 引言

人体组织的力学特性与其病理变化过程密切相关, 发展无创的组织力学特性成像方法具有重要的科学研究意义和临床应用价值^[1-3]。近年来, 基于剪切波的超声弹性成像技术发展迅速, 其基本原理

是利用某种方式在组织中激励产生剪切波, 然后利用超声来检测组织中剪切波的传播, 并估计剪切波的传播速度来计算组织内部的弹性分布^[4]。基于剪切波的超声弹性成像技术有多种不同的具体实现, 其中三种技术发展成熟, 应用广泛, 分别是: 瞬态弹性成像(Transient Elastography, TE)^[5-6]、声辐射力脉冲成像(Acoustic Radiation Force Impulse Imaging, ARFI)^[7-10]、超音剪切成像(Supersonic Shear Imaging, SSI)^[11-14]。这些技术已经在商用机器上实现, 其中法国 Echosens 公司的 Fibroscan 系统是基于 TE 技术研发而成, 专门用于测定肝脏硬度。ARFI 和 SSI 技术也分别集成至西门子公司的

收稿日期: 2017-04-12; 修回日期: 2017-06-12

基金项目: 国家自然科学基金(81601510)、广东省自然科学基金项目(2016A030310047)

作者简介: 谢鹏(1993—), 女, 湖南株洲人, 硕士研究生, 研究方向为医学信号处理。

通讯作者: 林浩铭, E-mail: linhaomail@163.com

ACUSON S2000 彩超系统和 Supersonic Imaging 公司的 Aixplorer 彩超系统上。这些商用机器已经被广泛应用于乳腺、肝脏等方面的临床应用研究中^[15-16]。其中，肝脏是超声弹性成像应用最成熟的领域。

目前商用的超声弹性成像方法主要是基于纯弹性的物理模型，未考虑软组织的粘弹性特性。然而人体组织是具有粘弹性特性的，纯弹性模型只是简化近似。大量研究表明，肝脏具有明显的粘弹性，其中的剪切波具有频散特性^[17-18]。通过检测剪切波的频散特性，可以为获得反映软组织状态的物理参数提供更多信息。在国际上，美国的 Greenleaf 教授和法国的 Fink 教授所在的研究组分别提出了剪切波频散声振动成像(Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry, SDUV)^[18]和剪切波谱成像(Shear Wave Spectroscopy, SWS)^[19]方法，这些方法均可以实现剪切波相速度频散的测量。除了剪切波相速度，剪切波衰减也可以用于表征软组织的力学特性，最近 Nightingale 等学者也提出了基于超声检测剪切波衰减频散特性的方法^[20]。剪切波相速度和衰减的准确测量在疾病准确评估方面，具有重要的意义。目前有研究表明，生物组织的力学特性是受温度影响的^[21-24]，而温度对软组织中剪切波的频散特性影响报导较少。因此，本文以大鼠肝脏为研究对象，在不同温度下，通过检测剪切波的相速度和衰减的频散特性，研究温度对剪切波相速度和衰减的影响。

1 方法

在基于超声的剪切波弹性成像中，超声换能器通过发射聚焦超声在软组织内部局部区域产生声辐射力，进而激励软组织振动产生剪切波。当激励产生剪切波后，剪切波的传播可以通过超声脉冲回波方法探测得到。从采集得到的超声射频回波信号中，剪切波振动速度可根据式(1)估计得到^[8]：

$$u(n) = \frac{c}{4\pi f_c} \arctan \left(\frac{\sum_{m=0}^{M-1} Q(m, n) \sum_{m=0}^{M-1} I(m, n+1) - \sum_{m=0}^{M-1} I(m, n) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m, n+1)}{\sum_{m=0}^{M-1} I(m, n) \sum_{m=0}^{M-1} I(m, n+1) + \sum_{m=0}^{M-1} Q(m, n) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m, n+1)} \right) \quad (1)$$

式(1)中： I 和 Q 分别为超声射频回波信号经解调之后得到的同向分量和正交分量； u 为剪切波振动速度； f_c 为超声回波射频信号的中心频率； c 为软组

织中的纵波声速； M 为超声回波信号快时方向上的窗长； n 和 $n+1$ 为超声回波信号慢时方向的时刻。

在估计得到剪切波振动速度之后，对不同空间位置处的振动时间曲线作傅里叶变换，提取并估计特定频率成分剪切波在已知空间距离间的相位差，则不同频率情况下剪切波相速度可根据式(2)估计得到^[25]：

$$c(\omega) = \omega \Delta r / \Delta \phi \quad (2)$$

其中： $c(\omega)$ 为剪切波相速度； ω 为角频率； $\Delta \phi$ 为相距 Δr 距离的剪切波之间的相位差。

声辐射力激励下剪切波是以柱面波形式传播，由于柱面剪切波的振幅随其传播距离的平方根呈衰减趋势。因此，为了求解剪切波衰减系数，需要先对剪切波振动幅度进行补偿，如式(3)所示：

$$u'(r, t) = u(r, t) * \sqrt{r} \quad (3)$$

式中， r 为传播距离， t 为时间。对剪切波振动振幅补偿之后，将不同空间位置处的剪切波振动时间曲线排成二维时间空间形式，并作二维傅里叶变换，将时间空间域的数据变换至频率波数域得到：

$$U'(k, f) = \text{FFT2}\{u'(r, t)\} \quad (4)$$

其中：FFT2为二维傅里叶变换， k 为波数， f 为频率。

于是，在频率波数数据域中，对于特定频率 f_m ，求解在波数方向上的曲线 $U'(k, f_m)$ 的全宽半高(Full Width Half Maximum, FWHM)，并根据式(5)即可以求解得到特定频率的剪切波衰减^[20]：

$$\alpha(f_m) = \text{FWHM} * \pi / \sqrt{3} \quad (5)$$

在求解得到剪切波速度和衰减的频散曲线之后，运用线性模型拟合剪切波相速度和衰减频散曲线，可以求解与频散曲线相关的特征参数^[26]：

$$c_s(f) = k_s f + c_0 \quad (6)$$

$$\alpha_s(f) = k_\alpha f + \alpha_0 \quad (7)$$

$$c_{mid} = k_s (f_L + f_H) / 2 + c_0 \quad (8)$$

$$\alpha_{mid} = k_\alpha (f_L + f_H) / 2 + \alpha_0 \quad (9)$$

其中： k_s 和 k_α 分别为剪切波相速度和衰减频散曲线的斜率，反映了剪切波相速度和衰减随频率变化的快慢； c_0 和 α_0 分别为剪切波相速度和衰减频散曲线的截距，反映了剪切波相速度和衰减在零频率时的大小， f_L 和 f_H 分别为频率的下限和上限， c_{mid} 和 α_{mid} 为中频剪切波速度和衰减。

2 实验

2.1 数据采集

本实验基于 Verasonics 公司的 vantage 256 系统

实现,所使用的超声换能器为 L11-4v(Philips Healthcare, Andover, MA),中心频率为 6.25 MHz。在每次进行剪切波超声测量前,先获得肝脏的 B 模式图像用于选择测量的感兴趣区域。在本实验中,感兴趣区域的大小被固定为 5 mm×15 mm,其轴向和侧向空间分辨率分别为 0.123 mm 和 0.246 mm。一旦选定感兴趣测量区域,超声换能器向感兴趣中心区域发射激励波。该激励波包括三个连续激励波束,通过改变每个激励波束的发射时间和聚焦深度,使每个波束激励产生的剪切波传播平面相干叠加从而形成准平面剪切波。在本实验中,每个激励波束长度为 50 μs,中心频率为 4.4 MHz。当激励波发射完毕,系统被切换至平面波成像模式对剪切波进行探测,探测脉冲中心频率为 6.25 MHz,脉冲重复频率为 10 kHz,探测时长为 5 ms。

17 只雄性 Sprague-Dawley(SD)大鼠肝脏(长约 3~5 cm)被取出并包于明胶仿体(G2500, SIGMA, America)仿体的容器(110 mm×110 mm×70 mm)中作为实验样品。明胶仿体是由明胶粉(美国 Sigma-Aldrich 公司生产, Type A, 300 Bloom)和水按照比例 1:10 配制而成。具体制作过程如下:首先,烧杯中盛好 70℃ 左右的热热水,将烧杯放置在磁力搅拌器上,放入磁力搅拌器进行搅拌。接着称好适量的明胶粉,缓缓加入烧杯中,明胶粉在水中容易凝结,因此要搅拌均匀。加热温度一直维持在 92℃ 并持续搅拌直至均匀,为了防止水分蒸发,在整个加热搅拌过程中烧杯都盖上保鲜膜,等到完全搅拌均匀,将其倒入一个尺寸为 110 mm×110 mm×70 mm 的保鲜盒内,大约倒至 2/3 处,然后将剩余部分放在烧杯中冷却。为了加速保鲜盒中仿体的冷却速度,将其置于流动的自来水箱中,待其冷却到室温之后放入冰箱冷藏室进行冷藏,等到其完全凝固后取出,在仿体中间放入大鼠肝脏,距离边界在 20 mm 左右,然后倒入剩余的已冷却至 35℃ 左右的仿体,最终将仿体放入冰箱冷藏大约 2 h。对于每个实验样品,在从冰箱冷藏室取出之后,利用接触式测温仪(FLUKE 52)监测肝脏样品的温度,当温度分别为 15℃、20℃ 和 25℃ 时,选择明胶仿体表面 1.5~20 mm 下的肝脏组织中若干位置进行测量,将感兴趣区域内部的同相和正交(In-phase and Quadrature, IQ)数据保存并用于离线处理。

2.2 数据处理与分析

首先,对采集得到的同相和正交(In-phase and Quadrature, IQ)数据运用式(1)求解得到剪切波振动速度,为了减少噪声,对计算得到的每一时刻的剪

切波振动速度进行 3×3 的中值滤波,并在深度方向上做 10 点的空间平均运算。为降低反射波的干扰,方向滤波算法也被应用于剪切波振动速度的数据计算中^[27]。接着,在慢时方向上,选取某一段空间区域,运用傅里叶变换估计不同空间位置的剪切波振动速度在特定频率的相位,并运用线性拟合方法求解此空间区域内特定频率剪切波的平均相位差,然后用式(2)求解特定频率的剪切波相速度。在本实验中,高度位于感兴趣区域中心,侧向距离振源中心 2.46 mm 至 6.396 mm 的 16 个空间位置的剪切波振动数据被用于求解剪切波相速度。

为求解剪切波衰减频散,先根据式(3)对剪切波振动速度的幅度进行补偿,然后根据式(4),对二维时间空间域内的剪切波振动速度作二维傅里叶变换,将剪切波振动速度转换至二维频率波数域。在频率波数域内,对于特定频率,取出沿波数方向的数据并计算其峰值半高宽,并运用式(5)计算特定频率的剪切波衰减。在分别计算得到剪切波相速度和衰减频散曲线之后,可根据式(6)和(7)分别计算得到剪切波相速度和衰减频散曲线的截距和斜率参数。

3 实验结果

图 1 为剪切波振动速度随时间和空间变化图,从图 1 中可以看到,剪切波在传播过程中,随着传播距离增加,波峰的幅度由于衰减而逐渐变小,且剪切波峰宽度逐渐变宽,而这是由于剪切波在传播过程中其高频成份衰减更快造成的。图 2 是将图 1 从时间空间域转换至频率波数域的结果。

图 3 为剪切波相位拟合求解剪切波相速度的结果,图 3 中显示频率分别为 160、220、280 Hz 和 340 Hz 的相位拟合结果,其中 V_{160} 、 V_{220} 、 V_{280} 和 V_{340} 分别为频率为 160、220、280 Hz 和 340 Hz 的

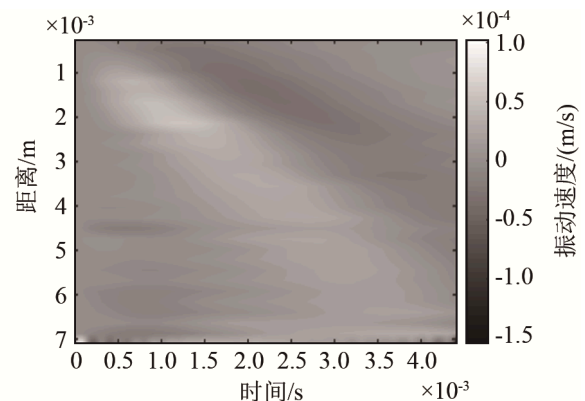


图 1 二维时间空间域的剪切波振动速度
Fig.1 Shear wave vibration velocity in two-dimensional time spatial domain

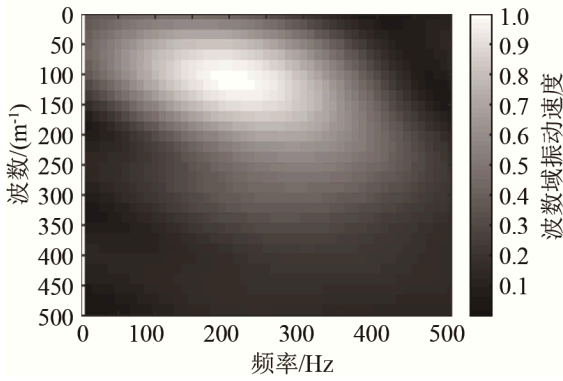


图 2 二维频率波数域的剪切波振动速度

Fig.2 Shear wave vibration velocity in two - dimensional frequency wavenumber domain

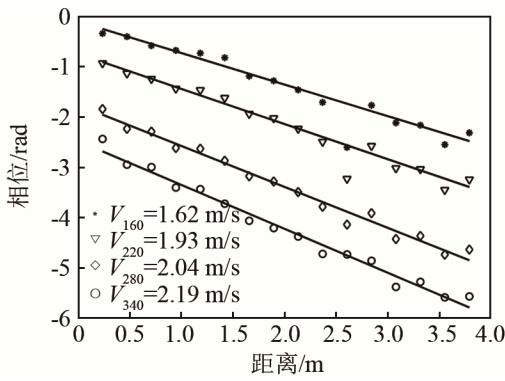


图 3 剪切波相位拟合求解剪切波相速度

Fig.3 Shear wave phase fitting to solve shear wave phase velocity

剪切波相速度，从图 3 结果中可以看到，剪切波的相位在该频率段内呈线性变化。图 4 显示了频率为 340 Hz 时剪切波幅度随波数的变化曲线及其全宽半高。图中双箭头直线标示了该曲线的半高宽，其半高宽为 173 波数，根据式(5)计算得频率为 340 Hz 时的剪切波衰减为 313.80 Np/m。

图 5 和图 6 分别为估计得到的剪切波相速度和衰减频散曲线及线性拟合结果，频率范围为 160~

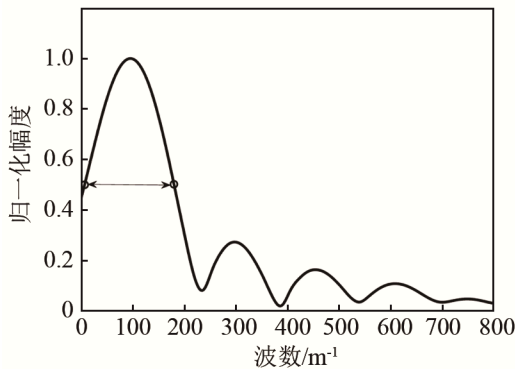


图 4 频率波数域内，特定频率处沿波数方向的剪切波振动幅度曲线及半高宽

Fig.4 Shear wave vibration amplitude curve and its half high width at a certain frequency in the frequency wavenumber domain

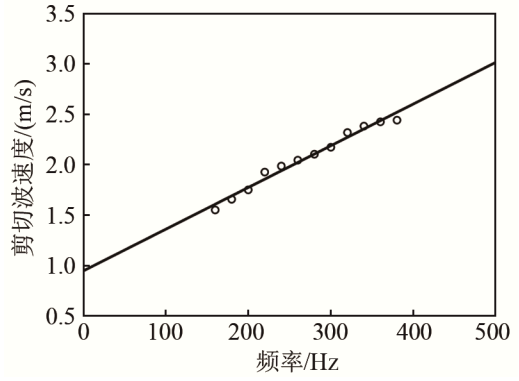


图 5 剪切波相速度频散曲线

Fig.5 Shear wave phase velocity dispersion curve

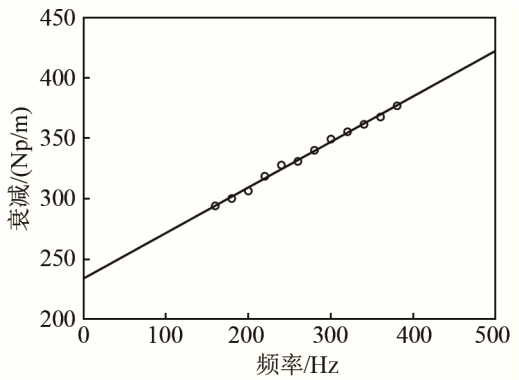


图 6 剪切波衰减频散曲线

Fig.6 Shear wave attenuation dispersion curve

380 Hz。从图 5 和图 6 中可以看到，剪切波相速度和衰减都随着频率增大而增大，而且在此频率范围内呈近似线性变化。

图 7 和图 8 分别为不同温度下测量 17 只大鼠肝脏得到的剪切波相速度和衰减频散曲线。从图 7 和图 8 中可以看出，随着频率增大，剪切波相速度和衰减的估计标准偏差逐渐增大。造成这样的原因可能有两个，一个是因为剪切波衰减随频率增大，剪切波信号，特别是高频剪切波成分，随传播距离增加迅速衰减，另外，由于剪切波的衰减影响其探

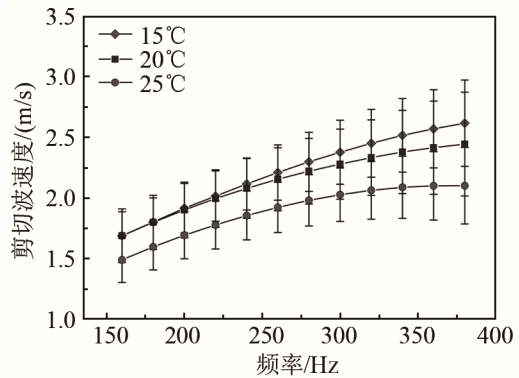


图 7 不同温度情况下剪切波相速度

Fig.7 Shear wave phase velocities at different temperatures

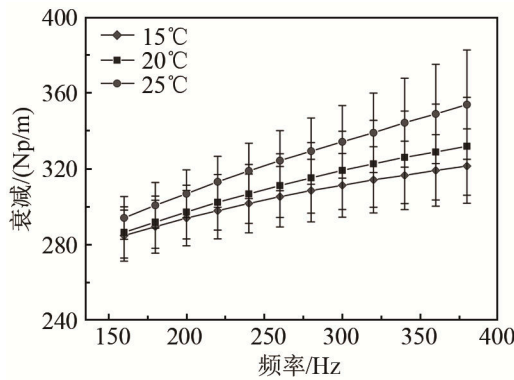


图 8 不同温度情况下剪切波衰减
Fig.8 Shear wave attenuation at different temperatures

测的信噪比, 从而造成较大的高频剪切波相速度和衰减估计标准偏差。同时, 从图 7 和图 8 中还可以看到, 随着温度升高, 各个频率的剪切波相速度逐渐减小, 而剪切波衰减频散逐渐增大, 而且这种变化在高频段更为显著。

本实验中的频率范围为 160~380 Hz, 则中段频率为 270 Hz。表 1 为不同温度下测得中频参数的均值和方差, 其中 c_{270} 和 α_{270} 分别为中频剪切波相速度和衰减。从表 1 中可以看到, 中频剪切波相速度随温度升高而降低, 而中频衰减随着温度升高而增大。这说明温度对剪切波频散测量结果是有影响的, 而造成这种影响的原因可能是随着肝脏温度的升高, 其内部微结构状态可能发生变化, 从而影响肝脏组织的力学特性, 进而影响了剪切波频散测量结果。

表 1 不同温度下测得的中频剪切波相速度和衰减的均值与方差
Table 1 Mean and variance of the phase velocity and attenuation of 270 Hz shear wave measured at different temperatures

	15°C	20°C	25°C
$C_{270}/(\text{m/s})$	2.6 ± 0.3	2.4 ± 0.4	2.1 ± 0.3
$\alpha_{270}/(\text{Np/m})$	318.8 ± 18.7	328.0 ± 24.3	347.1 ± 24.2

4 结 论

本文通过离体大鼠肝脏实验, 研究在不同温度下的剪切波相速度和衰减的频散曲线, 进而分析了温度对大鼠肝脏中剪切波相速度与衰减频散特性测量的影响。实验结果表明, 在相同频率下, 随着温度的升高, 剪切波相速度逐渐减少, 而衰减频散逐渐增大, 而这一现象在高频部分尤其显著。造成温度对频散曲线测量影响的真正原因还未十分明确, 还需要进一步研究。

参 考 文 献

- [1] Shiina T, Nightingale K R, Palmeri M L, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: part 1: basic principles and terminology[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2015, **41**(5): 1126-1147.
- [2] Ferraioli G, Filice C, Castera L, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2015, **41**(5): 1161-1179.
- [3] Wells P N, Liang H D. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity[J]. *Journal of the Royal Society Interface*, 2011, **8**(64): 1521.
- [4] Doherty J R, Trahey G E, Nightingale K R, et al. Acoustic radiation force elasticity imaging in diagnostic ultrasound[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2013, **60**(4): 685-701.
- [5] Marín-gabriel J C, Solisherruzo J A. Noninvasive assessment of liver fibrosis. Serum markers and transient elastography(Fibro Scan)[J]. *Revista Espanola De Enfermedades Digestivas Organ Oficial De La Sociedad Espanola De Patologia Digestiva*, 2009, **101**(11): 787-788.
- [6] Wong V W, Chan H L. Transient elastography[J]. *Journal of Gastroenterology & Hepatology*, 2010, **25**(11): 1726-1731.
- [7] Fahey B J, Hsu S J, Trahey G E. A novel motion compensation algorithm for acoustic radiation force elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2008, **55**(5): 1095-1111.
- [8] Deng Y, Rouze N C, Palmeri M L, et al. Ultrasonic shear wave elasticity imaging sequencing and data processing using a verasonics research scanner[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2016, **64**(1): 164-176.
- [9] Fierbinteanu-Braticevici C, Dan A, Usvat R, et al. Acoustic radiation force imaging sonoelastography for noninvasive staging of liver fibrosis[J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2009, **15**(44): 5525-5532.
- [10] Palmeri M L, Nightingale K R. Acoustic radiation force based elasticity imaging methods[J]. *Interface Focus*, 2011, **1**(4): 553-564.
- [11] Jean-Luc Gennisson, Thomas Deffieux Emilie Macé, Gabriel Montaldo Mathias Fink, et al. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivomuscle tissue assessed by supersonic shear imaging[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2010, **36**(5): 789-801.
- [12] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(3): 489-506.
- [13] Tanter M, Touboul D, Gennisson J L, et al. High-Resolution quantitative imaging of cornea elasticity using supersonic shear imaging[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2009, **28**(12): 1881-1893.
- [14] Muller M, Gennisson J L, Deffieux T, et al. Quantitative viscoelasticity mapping of human liver using supersonic shear imaging: preliminary in vivo feasibility study[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2009, **35**(2): 219-229.
- [15] Carmen Fierbinteanu Braticevici, Ioan Sporea, Eugenia Panaitescu, et al. Value of acoustic radiation force impulse imaging elastography for non-invasive evaluation of patients with nonalcoholic fatty liver disease[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2013, **39**(11): 1942-1950.
- [16] Friedrich-Rust M, Nierhoff J, Lupsor M, et al. Performance of acoustic radiation force impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a pooled meta-analysis[J]. *Journal of Viral Hepatitis*, 2012,

- 19(2): 212-219.
- [17] CHEN Xin, SHEN Yuanyuan, ZHENG Yi, et al. Quantification of liver viscoelasticity with acoustic radiation force: a study of hepatic fibrosis in a rat model[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2013, **39**(11): 2091-2102.
- [18] Chen S G, Urban M W, Pislariu C, et al. Shear wave dispersion ultrasound vibrometry (sduv) for measuring tissue elasticity and viscosity[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(1): 55-62.
- [19] Deffieux T, Montaldo G, Tanter M, et al. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues Visco-Elasticity[J]. *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 2009, **28**(3): 313-322.
- [20] Lipman S L, Rouze N C, Palmeri M L, et al. On the feasibility of estimating ultrasonic shear wave attenuation using amplitude-based methods[C]//*Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016 IEEE International. 18-21 Sept. 2016.
- [21] Huang W H, Chui C K. Connecting tissue injury, temperature and mechanical properties[M]. *Soft Tissue Composition Mechanisms of Injury & Repair*, 2012: 105-124.
- [22] Tran H T K, Manh T, Johansen T F, et al. Temperature effects on ultrasonic phase velocity and attenuation in Eccosorb and PMMA[C]//*Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016 IEEE International. 18-21 Sept. 2016.
- [23] LIU Y L, LI G Y, HE P, et al. Temperature-dependent elastic properties of brain tissues measured with the shear wave elastography method[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016(65): 652-656.
- [24] Sapinde B E, Gennisson J L, Pernot M, et al. Temperature dependence of the shear modulus of soft tissues assessed by ultrasound[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2010, **55**(6): 1701.
- [25] Zheng Yi, Chen Shigao, Tan Wei, et al. Detection of tissue harmonic motion induced by ultrasonic radiation force using pulse-echo ultrasound and Kalman filter[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(2): 290-300.
- [26] LIN H, ZHANG X, SHEN Y, et al. Model-dependent and model-independent approaches for evaluating hepatic fibrosis in rat liver using shear wave dispersion ultrasound vibrometry[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2017, **39**(1): 66-72.
- [27] Deffieux Thomas, Gennisson Jeanluc, Bercoff Jeremy, et al. On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, **58**(10): 2032-2035.