

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2012.40.021

[http://www.crter.org/crter-2012-qikanquanwen.html]

宋卫东. 基于经验模态分解和减影法高强度聚焦超声离体牛肝组织损伤的监控成像[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(40):7520-7527.

基于经验模态分解和减影法高强度聚焦超声离体牛肝组织损伤的监控成像*☆

宋卫东

文章亮点: ①首次将经验模态分解和减影方法结合起来,用于组织损伤监控成像。②结合经验模态分解的减影成像方法检测B超成像不能检测的较小组织损伤,其对比度和分辨率均高于直接减影成像。

关键词: 高强度聚焦超声; 超声成像; 经验模态分解; 减影成像; 软组织损伤; 对比度; 分辨率; 组织工程

摘要

背景: 聚焦超声照射后,聚焦区域组织会在B超图像对应的位置形成强回声现象,这可能会在软组织中形成声阻抗差,对损伤检测造成干扰。

目的: 提出一种基于经验模态分解和减影法的损伤成像方法,用于检测高强度聚焦超声治疗过程中的组织损伤。

方法: 结合经验模态分解和减影算法各自的优点,针对牛肝组织回波信号信噪比较低的特点,利用经验模态分解对治疗前后超声回波信号进行自适应分解以消除噪声信号,然后对治疗后的每帧去噪信号和治疗前的去噪信号进行减影,最后对数据经过希尔伯特变换和对数变换后成像。

结果与结论: 利用结合经验模态分解的减影方法获得了离体牛肝组织的监控图像及相应的B超图像和直接减影图。实验结果表明,结合经验模态分解的减影成像方法能够较有效地对聚焦超声引起的软组织损伤进行成像,并能检测到B超成像不能检测到的较小组织损伤,且其对比度和分辨率均高于直接减影成像。

西安交通大学生命科学与技术学院生物医学工程系,陕西省西安市710049

宋卫东☆,男,1978年生,河南省洛阳市人,汉族,西安交通大学在读博士,主要从事生物医学超声研究。

swdong@stu.xjtu.edu.cn

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:2095-4344
(2012)40-07520-08

收稿日期:2012-07-04
修回日期:2012-08-09
(20120704006/YJ·C)

Monitoring imaging of beef liver lesions using high intensity focused ultrasound based on empirical mode decomposition and subtraction method

Song Wei-dong

Abstract

BACKGROUND: After focused ultrasound irradiation, focused regional organizations will form the strong echo phenomenon in the corresponding position of the B-mode images, which may form acoustic impedance difference in the soft tissue and may disrupt the damage detection.

OBJECTIVE: To propose an imaging method based on the empirical mode decomposition and subtraction method for the detection of tissue lesion induced by high intensity focused ultrasound.

METHODS: Combined the advantage of empirical mode decomposition with that of subtraction method, ultrasonic echo signal was decomposed adaptively by empirical mode decomposition method, and then, subtraction method was executed to the denoised. Finally, monitoring image of lesions was completed after Hilbert transformation and log conversion.

RESULTS AND CONCLUSION: The experiments of bovine liver *in vitro* were implemented. The differential images combined with the empirical mode decomposition were acquired as well as corresponding B-mode images and the differential images. The results of experiment showed that the proposed method can characterize the high intensity focused ultrasound induced lesions in soft tissue effectively. It can identify the smaller lesions which can not be detected in B-mode images and offer higher contrast and resolution than that of the differential images.

Song WD. Monitoring imaging of beef liver lesions using high intensity focused ultrasound based on empirical mode decomposition and subtraction method. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(40): 7520-7527.

Department of
Biomedical
Engineering, School
of Life Science and
Technology, Xi'an
Jiaotong University,
Xi'an 710049,
Shaanxi Province,
China

Song Wei-dong☆,
Studying for
doctorate,
Department of
Biomedical
Engineering, School
of Life Science and
Technology, Xi'an
Jiaotong University,
Xi'an 710049,
Shaanxi Province,
China
swdong@stu.xjtu.
edu.cn

Supported by:
National Basic
Research 973 Project
of Ministry of Science
and Technology,
No.2011CB70903*

Received: 2012-07-04
Accepted: 2012-08-09

0 引言

高强度聚焦超声是近年来兴起的一种无创局部治疗技术,其原理是将超声波束聚焦于靶区组织,在短时间内产生高温造成靶区组织发生凝固性坏死,同时最大限度地不伤及周围正常组织,因而可进行非侵入性的肿瘤治疗,在子宫肌瘤、肝癌、骨肿瘤等肿瘤治疗中已实现了临床应用^[1-4]。

在高强度聚焦超声治疗过程中,对组织损伤的无损检测,能实时地监控和评价治疗效果,并指导医生做出进一步治疗的方案。目前,MRI和超声是高强度聚焦超声治疗监控成像的2种主要成像方式。基于核磁共振的高强度聚焦超声治疗系统主要通过T1加权和T2加权的核磁共振图像分别用于温度监控和检测坏死组织^[5-8]。MRI图像分辨率较高,但该系统价格昂贵,实时性较差,且对带有心脏起搏器等特殊人群不适用等问题^[5]。超声成像方式相对于前者具有价格低廉、实时性好、与高强度聚焦超声探头兼容性好等优点,成为一种具有发展潜力的监控成像方式^[9]。

在临床应用中所采用的常规B超是通过治疗后焦区处的回声增强现象来定性判断凝固性坏死是否发生^[9-12]。然而,这种强回声现象通常是由空化微泡的散射引起的,高强度聚焦超声治疗结束后,增强的灰度值随着时间的推移会逐渐减弱直至消失^[13]。这意味着B超图像的灰度值大小不能反映实际组织损伤程度。一些研究发现,组织的某些声学特性(如衰减系数、散射系数、声速、非线性等)和弹性力学特性在高强度聚焦超声照射后发生了较为明显的改变^[14-22],可用于组织损伤监控成像。

然而,超声检测高强度聚焦超声治疗中的组织时,由于能量的扩散和空化微泡的形成,造成声传播方向上相邻组织间的声学参数(比如声速)可能并不相同,每个因此存在声阻抗差异的界面相当于一个小反射体,所以整个响应包含有较强的噪声。这种由声学参数变化引起的噪声能够被称为结构噪声^[23]。由于超声检测回波往往包含结构噪声和系统噪声,极大地影响了上述组织损伤监控成像方法的检测精

度。

在超声组织损伤检测领域,由于超声波在组织中传播时将与其场中所有质点发生相互作用,所以接受到的超声回波信号中携带有大量反映损伤组织的性质、微观组织形态、力学性能以及应力状态等与组织结构有关的信息^[19]。然而,有用的信息往往以某种方式隐藏在所获取的信号中,因为接收到的信号总是伴有噪声,通常情况下,信噪比较低。

本文在分析经验模态分解和背向散射减影的基础上,提出一种结合经验模态分解的减影成像方法。该组织损伤监控方法充分考虑了信号噪声和损伤周围组织的影响,很好的保留了损伤组织的信息。

文中具体的损伤组织检测方法是这样的:应用经验模式分解方法,对超声回波信号进行分解,得到了超声信号的各个固有模态函数分量,根据信号分解的特点,采用基于能量的分量选择方法达到超声信号去噪的目的;在此基础上,把经过经验模态分解得到的超声回波信号表示和减影法相结合,实现组织损伤的检测识别。

1 材料和方法

设计: 影像学模型建立及动物实验。

时间及地点: 于2010-07/08在西安交通大学生命科学与技术学院生物医学工程实验室完成。

材料:

检测材料: 离体新鲜牛肝,购买于西安碑林区鲜肉市场。

实验系统: 实验装置由DP9900型全数字化B超设备(深圳迈瑞公司)、线阵B超成像探头(中心频率5 MHz, 128阵元,深圳迈瑞公司)、高强度聚焦超声探头(中心频率1.2 MHz,孔径140 mm,曲率半径120 mm,法国贝桑松Imasonic公司)、PCI-7300A射频信号高速采集卡(25 MHz采样率,台湾凌华公司)、AG1016型功率放大器(美国纽约T&C公司)、计算机及相关控制电路和实验容器组成以模拟高强度聚焦超声治疗和监控过程,见图1。其中功放的功率可手动设置,本文采用的功率分别为80 W和

160 W两种。

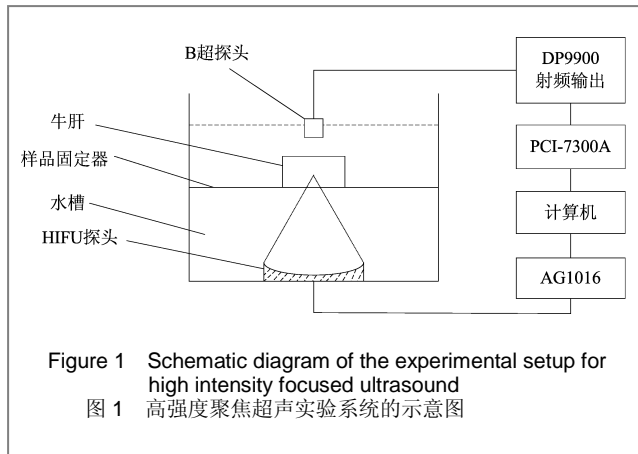


Figure 1 Schematic diagram of the experimental setup for high intensity focused ultrasound
图 1 高强度聚焦超声实验系统的示意图

实验方法:

经验模态分解: 经验模态分解法也可以看作是借助固有模态函数将数据进行展开, 这些模态函数源于数据, 由数据导出。分解的主要思想是把时间序列信号分解成不同尺度的模态函数。

模态函数必须满足以下2个条件:

(1)在任何时间点上, 局部最大值和局部最小值定义的包络的均值必须为0。

(2)对整个时间序列来说, 极值的个数和过零点的个数必须相等或者只相差为1。

第1个限制条件是保证波形局部对称, 第2个限制条件是近似传统的平稳高斯过程的关于窄带的定义^[24]。

高强度聚焦超声治疗中的超声检测回波首先分别进行经验模态分解分解, 分解步骤为^[24]:

(1)对于信号 $x(t)$, 求出所有的局部极大值和局部极小值。用3次样条函数分别拟合成信号的极大值包络 $e^+(t)$ 和极小值包络 $e^-(t)$ 。

(2)计算2个包络线的均值 $m_1(t)=(e^+(t)+e^-(t))/2$, 从信号中提取该均值, 形成第1个模态函数原型 $h_1^1(t)=x(t)-m_1(t)$, 以 $h_1^1(t)$ 代替 $x(t)$ 。

(3)重复步骤(1)和(2), 直到

$$SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{|h_1^{k-1}(t) - h_1^k(t)|^2}{|h_1^{k-1}(t)|^2} \right] \leq 0.2$$

称 $h_1^k(t)$ 为第1个模态函数。

记作 $c_1(t) = h_1^k(t)$, 将分离出的模态 $c_1(t)$ 从信号中分离出来, 得到残余量 $r_1(t) = x(t) - c_1(t)$, 同时令 $x(t) = r_1(t)$ 。

(4)重复以上步骤, 直到分量 $c_n(t)$ 或残余量 $r_n(t)$ 小于事先确定的值, $x(t)$ 分解结束。

通过以上的分解过程, 信号就被分解为多个模态和1个残余量的和。每个模态均来源于信号本身, 记录着信号不同时间尺度的信息。

接下来, 根据需要对模态进行合理的选择是很关键的一步, 因为超声信号的频率较稳定, 能量通常集中于两三个模态中, 且第1个模态一般以噪声为主。计算公式如(1)式所示:

$$E_K = \sum_{t=1}^T c_K^2(t) \quad (1)$$

其中, K 表示第几个模态函数分量, T 表示采样点个数。

选择的模态能量应大于预先设定的阈值, 这里阈值取值为0.1。

基于背向散射积分的减影算法: 背向散射积分减影算法已被应用于高强度聚焦超声治疗中的损伤监控成像中^[25], 在检测坏死组织的同时, 也可以部分抑制周围高回声的组织。

背向散射积分指的是背向散射回波传递函数的频率平均值, 也是一个被经常用于心脏疾病诊断的声学参量, 定义如下^[26]:

$$IBS = \frac{1}{2\Delta f} \int_{f_0-\Delta f}^{f_0+\Delta f} \frac{P_s(f)}{P_0(f)} df \quad (2)$$

其中, IBS 为背向散射积分; $P_s(f)$ 为背向散射信号的功率谱; $P_0(f)$ 为参考信号功率谱, 即检测系统的传递函数, 可通过在换能器聚焦区放置一块反射平板获得; f 为换能器中心频率, Δf 为选择的半带宽。

为了抑制组织结构不均匀和声束扩散效应对超声图像的干扰, 突显超声作用过程中治疗区域的变化, 可以采用背向散射积分减影成像方法对高强度聚焦超声治疗引起的损伤区域进行成像。背向散射积分的减影值计算如下^[25]:

$$\Delta IBS = IBS(T_a) - IBS(T_b) = \frac{1}{2\Delta f} \int_{f_i}^{f_h} \ln \frac{P(f, T_a)}{P(f, T_b)} df \quad (3)$$

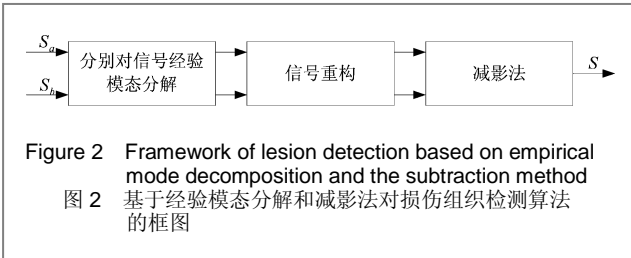
其中, IBS 为背向散射积分; P 功率谱; f 为换能器中心频率, Δf 为选择的半带宽; T_a 和 T_b 分别表示超声作用过程中的不同时刻。

基于匹配追踪和减影法的损伤检测算法实现: 原始的超声回波信号包含大量超声检测系统引入的随机噪声和组织声学特性差异性引起的声学噪声。这些噪声影响减影成像算法的成像效果。

因此, 在采用减影算法之前, 对这些噪声的有效去除是必要的。这里利用经验模态分解算法对原始超

声信号进行分解和重构, 以尽可能的消除噪声的影响, 然后再利用减影算法对经过预处理的超声信号进行计算。

框图如图2所示, 图中用 S_a 代表高强度聚焦超声照射前超声回波信号, S_b 代表高强度聚焦超声照射后某一时刻的回波信号, S 代表高强度聚焦超声治疗前后的回波信号经过经验模态分解和信号重构后的减影结果。



实验过程: 实验前在真空箱内除气30 min, 高强度聚焦超声探头、B超探头和组织均置于除气水中。通过成像探头采集的射频信号经高速采集卡送入计算机。

通过由Visual C++编写的软件控制整个实验系统的操作, 使高强度聚焦超声照射和B成像交替进行, 高强度聚焦超声每照射600 ms, 停120 ms进行成像, 治疗占空比为83%, 高强度聚焦超声治疗总时间为44 s。

由Matlab编写的开放式数据处理与成像界面可提供多种射频数据处理方式, 并可得到B型超声图像和经过经验模态分解处理的减影图像。

实验1: 高强度聚焦超声照射总电功率为80 W, 照射深度为15 mm。

将经过除气处理的新鲜离体牛肝组织样品放置在水槽中的固定器上, 将实验过程中的参数输入在实验系统控制软件的用户界面设置初始参数, 这些初始参数为在前面实验过程中提到的参数。

开启电源开始高强度聚焦超声治疗, 并在高强度聚焦超声照射间隔期间进行超声射频回波信号的采集。

实验2: 在固定器上另外放置一块经过除气处理的新鲜离体牛肝组织样品, 高强度聚焦超声照射总电功率为160 W, 照射深度为15 mm。

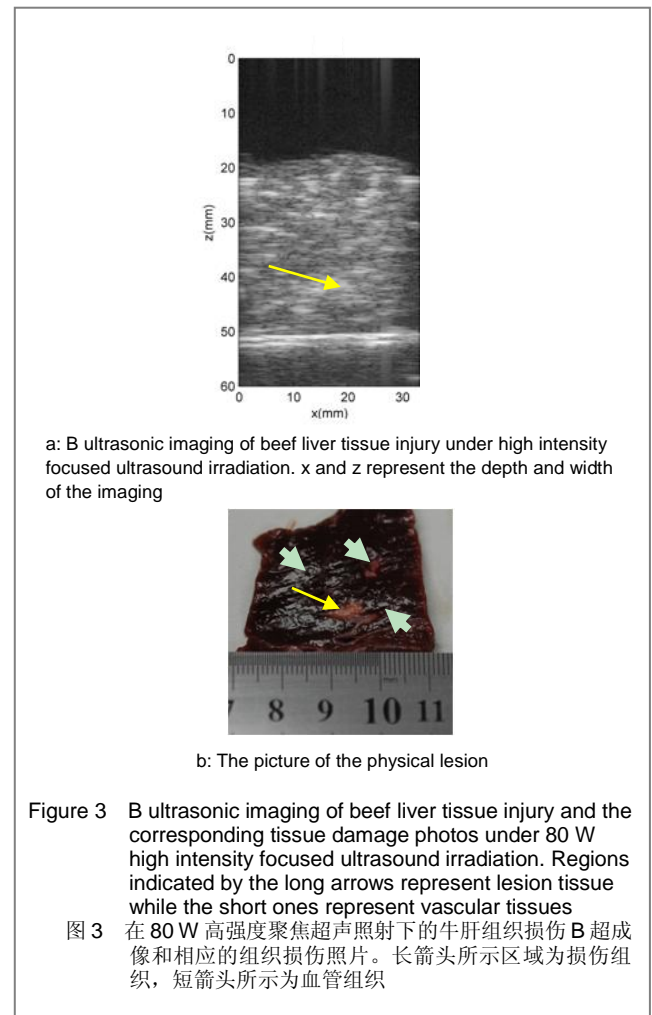
将经过除气处理的新鲜离体牛肝组织样品放置在水槽中的固定器上, 将实验过程中的参数输入在实验系统控制软件的用户界面设置初始参数, 这些初始参数为在前面实验过程中提到的参数。

开启电源开始高强度聚焦超声治疗, 并在高强度聚焦超声照射间隔期间进行超声射频回波信号的采集。

主要观察指标: 牛肝组织高强度聚焦超声引起的损伤尺寸变化。

2 结果

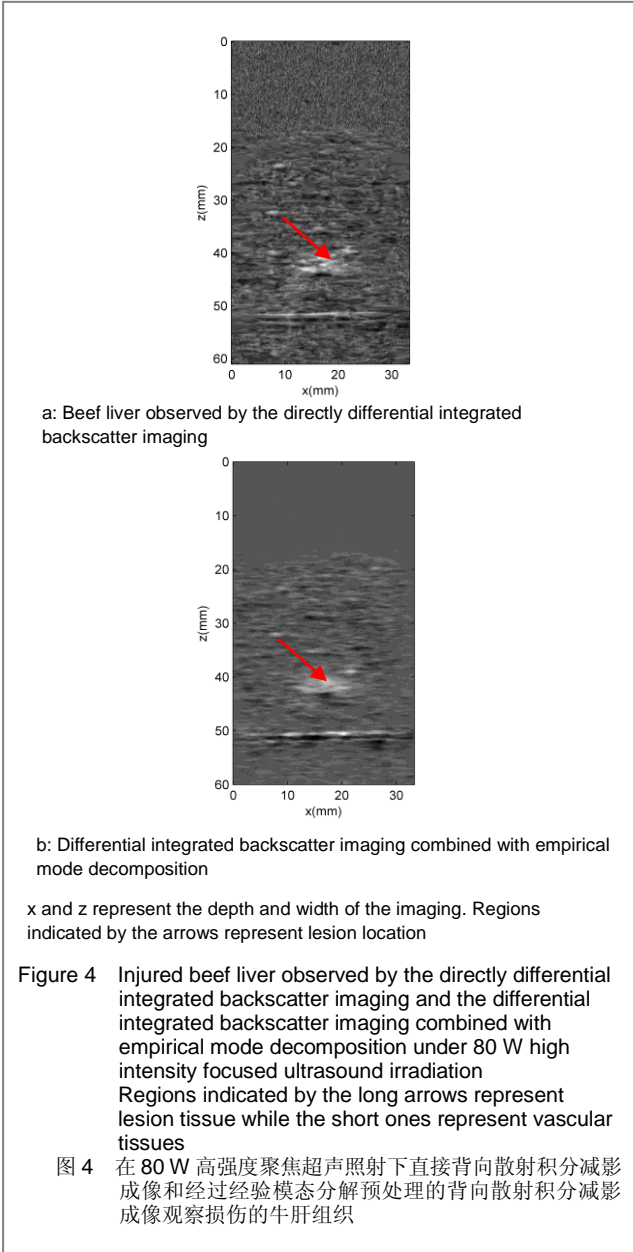
2.1 在较小电功率(80 W)作用下组织损伤的检测效果
 由于存在强回声的损伤周围组织遍布在损伤组织周围并且其尺寸和形状与损伤组织相似, 这导致了损伤组织的位置和轮廓并不能轻易B超图像中分辨出来, 见图3a。图3b是高强度聚焦超声照射后组织损伤照片, 损伤组织尺寸大约是7 mm×4 mm, 损伤周围组织中存在多个较大血管组织, 特别是在损伤边缘也有一个血管通过。



直接背向散射积分减影成像, 损伤组织的位置能够识别出来, 当然损伤检测尺寸(大约12 mm×7 mm)要比实际尺寸大很多, 这可能是信号噪声和损伤边缘血管组织影响的结果, 见图4a。

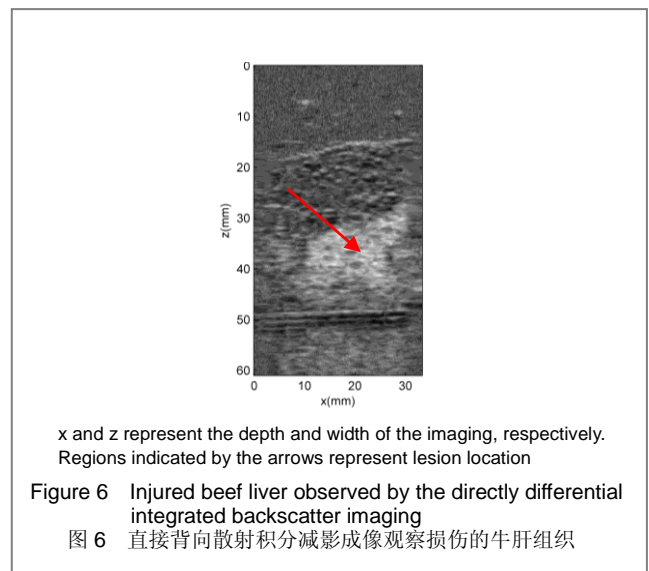
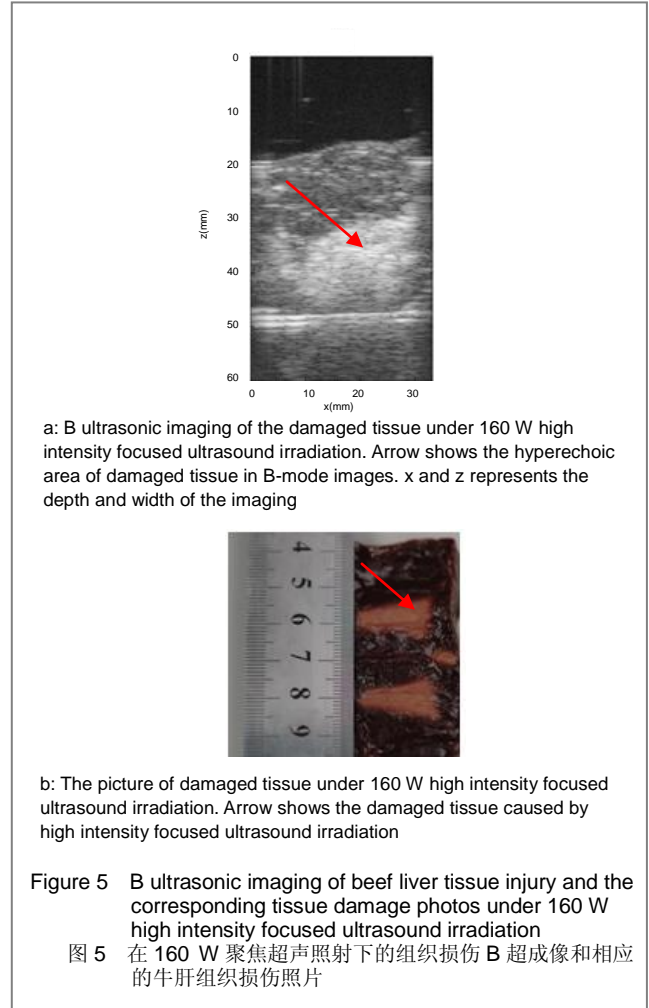
超声回波信号经过经验模态分解预处理的背向散射积分减影成像, 与直接背向散射积分减影成像相比,

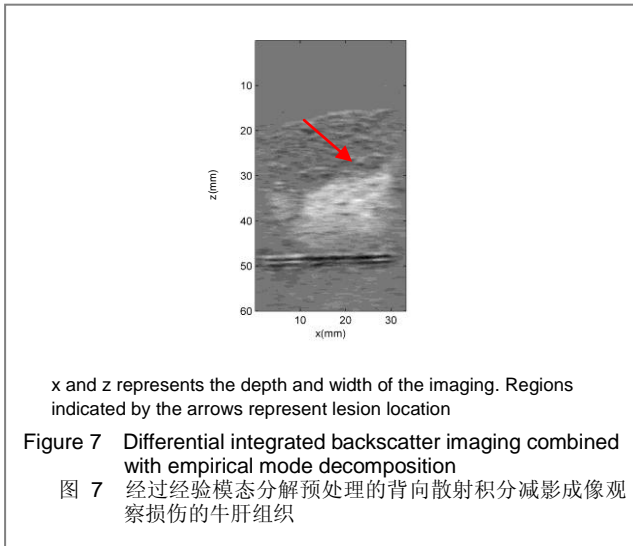
分辨率增加, 损伤轮廓尺寸(10 mm×4 mm)更加接近于实际损伤尺寸, 见图4b。结合经验模态分解的减影成像方法的损伤识别能力大于后两者, 损伤检测误差更小, 对于损伤周围组织的抑制能力更强。而且, 结合经验模态分解的减影成像方法能够反映B超图像上不能识别的损伤。



2.2 在较大电功率(160 W)作用下组织损伤的检测效果 高强度聚焦超声治疗结束时, 由于此时空化效应产生的空化泡和热膨胀仍然存在, 导致 B 超图像上强回声区域明显比实际损伤尺寸要大, 见图 5a。损伤组织边缘比较平整, 见图 5b。经过经验模态分解预处理的背向散射积分减影成像, 与直接背向散射积分减影成像相比, 对比度提高, 分辨率增加, 损伤轮廓更加清晰, 见图 6, 7。图中红色箭头所示区域分别为损伤组织在对应图像

上的强回声。对于普通 B 超图像, 治疗时空化现象比较严重时, 组织损伤易于检测到。这是由于空化效应产生的空化泡使损伤组织内部产生一些小孔洞, 从而增强了超声的回波信号, 当然, 损伤区域周围的伪影(由温度扩散导致的周围组织的散射引起)也更加严重。





3 讨论

生物组织作为超声传播的介质,具有非常复杂的特性。对于一些应用场合(比如均匀脏器实质的超声检测)来说,超声信道可以看作是缓慢时变、空变的相干多途信道。当然,组织内部可能还有很多的不均匀性,如血管、流动的血液以及高强度聚焦超声治疗时引起的能量扩散等,影响声波在组织介质中的传播特性。如果声波很强,还会出现声学的非线性现象。因此超声信号往往具有典型的非线性、非平稳性特性^[27]。

用超声检测高强度聚焦超声治疗时的组织时,空化效应的产生常常伴随着能量的扩散和空化微泡的形成,造成监控图像中的高亮区域远大于实际损伤尺寸^[28]。这意味着超声回波信号包含有较强的噪声,采用一般的方法难以从信号中提取出有用信息,这就必须借助信号处理技术将有用的信息从信号中分离出来。损伤组织检测时,超声回波的信号处理技术其最终目的是对信号进行预处理,抑制背景噪声、增强有用信息、改善信号质量,使以前很难获取的信息被检测出来,在此基础上判断被测组织中是否存在损伤,损伤大小、位置分布等信息,以便进行最终的损伤治疗评估。

由于损伤组织与声波的作用机制比较复杂,至今也没有完善系统的理论可供借鉴,所以导致人们对损伤组织回波的解释困难,因此可以预见信号处理技术在超声损伤组织检测与评价中的作用将愈来愈重要。

传统的信号处理都是建立在Fourier分析的基础上的,它要求信号满足线性和平稳性,其核心在于将信号表示为具有不同频率的谐波函数的线性叠加。Fourier分析的最大贡献在于架起了时域和频域之间的桥梁,使

得在时间域内难以观察到的信号特征,在频率域内能清楚地显示出来,反之亦然。Fourier分析在科学与技术的所有领域中发挥着十分重要的作用,但是它使用的是一种全局的变换,因此无法描述信号的时频局部性能。基于Fourier变换的频谱是无限长时间内的平滑谱,其适合分析频率不随时间变化或统计特性平稳的信号。对于非线性、非平稳的超声信号,Fourier分析只能显示在变化的时间范围内某个频率的总能量,而不能知道它何时出现,持续多长时间。因此,经典的Fourier分析方法在非平稳信号分析中的应用具有很大的局限性。正是基于Fourier变换的缺点和局限性,许多信号处理的新技术也已应用于医学超声信号处理领域中,如经验模态分解算法,相关算法,频谱分离算法,小波变换等^[29-33]。

特别是由黄海等^[34-36]提出的经验模态分解算法适用于非线性、非平稳的信号分析,被认为是近年来对以傅立叶变换为基础的线性和稳态谱分析的一个重大突破,为信号处理研究开辟一个新的途径。

在生物医学方面,经验模态分解被用于语音信号共振峰频率估计、脉搏波信号分析、超声多普勒血流信号噪声抑制等方面。与传统的全局分析和传统的时频信号分析方法不同,由于经验模态分解方法依据数据本身的时间尺度特征来进行分解的,是基于信号的局部变化特性运用信号的极值点来定义信号的特征波,因此比傅里叶变换及小波变换等依赖于先验函数基的分解方法更适合于进行非线性和非平稳过程分析。

本文将经验模态分解与背向散射积分减影相结合,提出一种新的损伤区域成像法。该方法结合了经验模式分解与背向散射积分减影的优点,既较好地消除了噪声,又有效抑制了损伤周围组织的回波信号。从该方法的成像结果和直接减影成像以及相应的B超图像对比中可以看到,前者的损伤识别能力大于后两者,损伤检测误差更小,对于损伤周围组织的抑制能力更强。

而且,结合经验模态分解的减影成像方法能够反映B超图像上不能识别的损伤。实际在实验中发现,对于普通B超图像,治疗时空化现象比较严重时,组织损伤易于检测到(如第2组实验)。这是由于空化效应产生的空化泡使损伤组织内部产生一些小孔洞,从而增强了超声的回波信号,当然,损伤区域周围的伪影(由温度扩散导致的周围组织的散射引起)也更加严重。两组实验是在不同电功率的实验条件下进行的,也说明了该方法具有较强的鲁棒性。

然而,应用本文提出的方法的监控图像仍然存在伪

影, 并随着电功率的增加而扩大, 这可能是由于模态选择时阈值设置过小引起的。

另外, 所包含的减影方法是基于快速傅里叶变换的一种算法, 费时较长。下一步的研究工作包括不同实验条件下的模态选择问题、该方法的快速运算问题以及组织运动补偿问题等。

综上, 实验结合经验模态分解的减影成像方法能够较有效地对聚焦超声引起的软组织损伤进行成像, 并能检测到B超成像不能检测到的较小组织损伤, 且其对比度和分辨率均高于直接减影成像。

4 参考文献

- [1] Kennedy JE, Ter Haar GR, Cranston D. High intensity focused ultrasound: surgery of the future? *Br J Radiol.* 2003; 76(909):590-599.
- [2] Madersbacher S, Kratzik C, Susani M, et al. Tissue ablation in benign prostatic hyperplasia with high intensity focused ultrasound. *J Urol.* 1994;152(6 Pt 1):1956-1961.
- [3] ter Haar GR. High intensity focused ultrasound for the treatment of tumors. *Echocardiography.* 2001;18(4):317-322.
- [4] Vaezy S, Martin R, Crum L. High intensity focused ultrasound: a method of hemostasis. *Echocardiography.* 2001;18(4): 309-315.
- [5] Bohris C, Jenne JW, Rastert R, et al. MR monitoring of focused ultrasound surgery in a breast tissue model in vivo. *Magn Reson Imaging.* 2001;19(2):167-175.
- [6] Bohris C, Schreiber WG, Jenne J, et al. Quantitative MR temperature monitoring of high-intensity focused ultrasound therapy. *Magn Reson Imaging.* 1999;17(4):603-610.
- [7] Cline HE, Hynynen K, Hardy CJ, et al. MR temperature mapping of focused ultrasound surgery. *Magn Reson Med.* 1994;31(6):628-636.
- [8] Hynynen K, Darkazanli A, Unger E, et al. MRI-guided noninvasive ultrasound surgery. *Med Phys.* 1993;20(1): 107-115.
- [9] Zou JZ, Wu F, Chen WZ, et al. *Zhonghua Chaosheng Yingxiang Xue Zazhi.* 2000;9(12):739-741. 邹建中, 伍烽, 陈文直, 等. 强度聚焦超声治疗164例恶性肿瘤的声像图监测及变化[J]. *中华超声影像学杂志*, 2000, 9(12): 739-741.
- [10] Seo J, Tran BC, Hall TL, et al. Evaluation of ultrasound tissue damage based on changes in image echogenicity. *Proc IEEE Ultrason Sympos.* 2002, 2: 1431-1434.
- [11] Goldberg SN, Gazelle GS, Mueller PR. Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance. *AJR Am J Roentgenol.* 2000;174(2):323-331.
- [12] Vaezy S, Shi X, Martin RW, et al. Real-time visualization of high-intensity focused ultrasound treatment using ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2001;27(1):33-42.
- [13] Yu T, Xu C. Hyperecho as the indicator of tissue necrosis during microbubble-assisted high intensity focused ultrasound: sensitivity, specificity and predictive value. *Ultrasound Med Biol.* 2008;34(8):1343-1347.
- [14] Liu X, Li J, Gong X, et al. Nonlinear absorption in biological tissue for high intensity focused ultrasound. *Ultrasonics.* 2006;44 Suppl 1:e27-30.
- [15] Seip R, Ebbini ES. Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1995;42(8):828-839.
- [16] Simon C, VanBaren P, Ebbini ES. Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 1998,45(4): 1088-1099.
- [17] Varghese T, Zagzebski JA, Chen Q, et al. Ultrasound monitoring of temperature change during radiofrequency ablation: preliminary in-vivo results. *Ultrasound Med Biol.* 2002;28(3):321-329.
- [18] Anand A, Savéry D, Hall C. Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2007;54(1):23-31.
- [19] Kallel F, Stafford RJ, Price RE, et al. The feasibility of elastographic visualization of HIFU-induced thermal lesions in soft tissues. *Image-guided high-intensity focused ultrasound. Ultrasound Med Biol.* 1999;25(4):641-647.
- [20] Lizzi FL, Muratore R, Deng CX, et al. Radiation-force technique to monitor lesions during ultrasonic therapy. *Ultrasound Med Biol.* 2003;29(11):1593-1605.
- [21] Shi X, Martin RW, Rouseff D, et al. Detection of high-intensity focused ultrasound liver lesions using dynamic elastometry. *Ultrason Imaging.* 1999;21(2):107-126.
- [22] Souchon R, Rouvière O, Gelet A, et al. Visualisation of HIFU lesions using elastography of the human prostate in vivo: preliminary results. *Ultrasound Med Biol.* 2003;29(7): 1007-1015.
- [23] Shibata T, Ishihara M. Ultrasonic signal characteristics by pulse-echo technique and mechanical strength of graphite materials with porous structure. *Nucl Eng Des/Fusion.* 2001; 203(2-3):133-141.
- [24] Huang NE, Shen Z, Long SR. The Empirical Mode Decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proc R Soc Lond.* 1998; 454:903-995.
- [25] Zhong H, Wan MX, Jiang YF, et al. Monitoring imaging of lesions induced by high intensity focused ultrasound based on differential ultrasonic attenuation and integrated backscatter estimation. *Ultrasound Med Biol.* 2007;33(1):82-94.
- [26] Waters K, Cohen-Bacrie C, Levrier C, et al. In vitro characterization of carotid plaque using a clinical ultrasound imaging system. *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings.* 2001;1(2):1197-1200.
- [27] Donohue KD, Bressler JM, Varghese T, et al. Spectral correlation in ultrasonic pulse echo signal processing. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 1993;40(4):330-337.
- [28] Vaezy S, Shi X, Martin RW, et al. Real-time visualization of high-intensity focused ultrasound treatment using ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2001;27(1):33-42.
- [29] Seo CH, Yen JT. Evaluating the robustness of dual apodization with cross-correlation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2009;56(2):291-303.
- [30] Newhouse VL, Bilgutay N, Saniie MJ, et al. Flaw-to-grain echo enhancement by split-spectrum processing. *Ultrasonics.* 1982;20(2):59-68.

- [31] Hu CH, Zhou Q, Shung KK. Design and implementation of high frequency ultrasound pulsed-wave Doppler using FPGA. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008;55(9): 2109-2111.
- [32] Donoho DL. De-noising by soft thresholding. *IEEE Trans. on Information Theory*. 1995;41(3):613-627.
- [33] Aydin N, Marvasti F, Markus HS. Embolic Doppler ultrasound signal detection using discrete wavelet transform. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2004;8(2):182-190.
- [34] Huang H, Chen XX. Zhejiang Daxue Xuebao: Gongxue Ban. 2006;40(11):1926-1930.
 黄海,陈祥献.基于Hilbert-Huang变换的语音信号共振峰频率估计[J].浙江大学学报:工学版,2006,40(11):1926-1930.
- [35] Sun R, Shen HD, Lu CJ, et al. *Yiyong Shengwu Lixue*. 2006; 21(2):87-93.
 孙仁,沈海东,鲁传敬,等.HHT方法在脉搏波信号分析中的应用[J].医用生物力学,2006,21(2):87-93.
- [36] Zhang Y, Gao Y, Wang L, et al. The removal of wall components in Doppler ultrasound signals by using the empirical mode decomposition algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007;54(9):1631-1642.

来自本文课题的更多信息--

基金声明: 科技部国家基础研究 973 项目 (2011CB707903)。

作者贡献: 作者对研究方法和系统进行规划、设计和研制,完成方法评估与论文撰写。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

本文创新性: 文章在分析经验模式分解与背向散射积分减影成像的基础上,应用所提出的结合经验模式分解的减影成像方法对高强度聚焦超声引起的损伤进行监控成像,文章结果表明该方法损伤检测效果较好,对于高强度聚焦超声治疗监控具有较高的临床应用价值。

作者声明: 文章为原创作品,数据准确,内容不涉及泄密,无一稿两投,无抄袭,无内容剽窃,无作者署名争议,无与他人课题以及专利技术的争执,内容真实,文责自负。



PRISMA 2009 Checklist

PRISMA2009 声明清单: 结果与讨论

结果 RESULTS

1 研究筛选 Study selection

提供检索、纳入标准、质量评价后的纳入研究的数目,每个阶段给出排除理由,最好提供流程图

Give numbers of studies screened, assessed for eligibility, and included in the review, with reasons for exclusions at each stage, ideally with a flow diagram.

2 研究特征 Study characteristics

对于每个研究,列出数据提取的特征(如样本量、PICOS、随访时间),并提供引用来源

For each study, present characteristics for which data were extracted (e.g., study size, PICOS, follow-up period) and provide the citations.

3 研究内的偏倚 Risk of bias within studies

提供每个研究偏倚的数据,如有可能,对结局的评价(参见12)

Present data on risk of bias of each study and, if available, any outcome level assessment (see item 12).

4 每个研究的结果 Results of individual

studies

对于所有呈现的结局(危害、有益),每个研究提供:①每个干预组的简单总结表;②估计效应值和置信区间,最好提供森林图

For all outcomes considered (benefits or harms), present, for each study: (a) simple summary data for each intervention group (b) effect estimates and confidence intervals, ideally with a forest plot.

5 合成结果 Synthesis of results

提供每个Meta分析的结果,包括置信区间和异质性检验

Present results of each meta-analysis done, including confidence intervals and measures of consistency.

6 研究间的偏倚 Risk of bias across studies

提供评价研究间的偏倚信息(参见15)

Present results of any assessment of risk of bias across studies (see Item 15).

7 补充分析 Additional analysis

提供补充分析的结果(敏感性分析,亚组分析、Meta回归分析)(参见16)

Give results of additional analyses, if done (e.g., sensitivity or subgroup analyses,

meta-regression [see Item 16]).

讨论 DISCUSSION

1 总结证据 Summary of evidence

总结发现的证据,包括每个主要结局的关联度,考虑到结果对主要利益相关者的影响(医护人员、用户、决策者)

Summarize the main findings including the strength of evidence for each main outcome; consider their relevance to key groups (e.g., healthcare providers, users, and policy makers).

2 不足 Limitations

讨论在研究和结局上的限制(偏倚)和综述水平的限制(检索不全面、发表偏倚)

Discuss limitations at study and outcome level (e.g., risk of bias), and at review-level (e.g., incomplete retrieval of identified research, reporting bias).

3 结论 Conclusions

联合其他证据解释结果,提出改进意见

Provide a general interpretation of the results in the context of other evidence, and implications for future research.

来源: Goole