

## 基于换能器驱动信号特征的高强度聚焦超声焦域损伤实时监测

钱骏 谢伟 周小伟 谭坚文 王智彪 杜永洪 李雁浩

## Real-time monitoring of high intensity focused ultrasound focal damage based on transducer driving signal

Qian Jun Xie Wei Zhou Xiao-Wei Tan Jian-Wen Wang Zhi-Biao Du Yong-Hong Li Yan-Hao

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 71, 037201 (2022) DOI: 10.7498/aps.71.20211443

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211443>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

## 您可能感兴趣的其他文章

### Articles you may be interested in

#### 利用扩散场信息的超声兰姆波全聚焦成像

Full focal imaging of ultrasonic Lamb waves using diffuse field information

物理学报. 2018, 67(22): 224301 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181268>

#### 飞秒脉冲非对称互相关绝对测距

Absolute distance measurement based on asymmetric cross-correlation of femtosecond pulse

物理学报. 2018, 67(21): 210601 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181274>

#### 基于2-2型压电复合材料的新型宽频带径向振动超声换能器

A new broadband radial vibration ultrasonic transducer based on 2-2 piezoelectric composite material

物理学报. 2021, 70(1): 017701 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201352>

#### 基于超声波声压衰减效应的局部放电源定位与强度标定

Localization and intensity calibration of partial discharge based on attenuation effect of ultrasonic sound pressure

物理学报. 2021, 70(9): 095209 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201727>

#### AlGaIn/GaN高电子迁移率晶体管器件电离辐照损伤机理及偏置相关性研究

Ionizing radiation damage mechanism and biases correlation of AlGaIn/GaN high electron mobility transistor devices

物理学报. 2020, 69(7): 078501 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191557>

#### 循环温度疲劳作用下粘接界面损伤的非线性超声评价

Nonlinear ultrasonic evaluation of damage to bonding interface under cyclic temperature fatigue

物理学报. 2018, 67(7): 074302 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20172265>

# 基于换能器驱动信号特征的高强度聚焦 超声焦域损伤实时监测\*

钱骏<sup>1)</sup> 谢伟<sup>1)</sup> 周小伟<sup>1)</sup> 谭坚文<sup>1)2)</sup> 王智彪<sup>1)</sup> 杜永洪<sup>1)</sup> 李雁浩<sup>1)†</sup>

1) (超声医学工程国家重点实验室, 重庆医科大学生物医学工程学院, 重庆市生物医学工程学重点实验室, 重庆 400016)

2) (超声医疗国家工程研究中心, 重庆 401121)

(2021 年 8 月 5 日收到; 2021 年 9 月 13 日收到修改稿)

高强度聚焦超声 (high intensity focused ultrasound, HIFU) 焦域的实时监测是聚焦超声临床治疗面临的关键问题, 目前临床常采用 B 超图像强回声的变化实现焦域组织损伤的监测, 而 B 超图像出现的强回声大多与焦域处的空化及沸腾气泡相关, 无法准确、实时地监测治疗状态. HIFU 治疗中焦域组织会伴随温度升高、空化、沸腾和组织特性等变化, 换能器表面的声学负载也在不断变化, 针对该问题, 本文构建了换能器电压电流实时检测平台, 通过测量换能器电学参数来感知焦域组织的状态变化. 以离体牛肝组织作为 HIFU 辐照对象, 并将相位差变化的结果与离体牛肝组织损伤的结果进行了对照, 实验结果表明, 在 HIFU 辐照过程中, 换能器电压与电流的相位会出现由相对平稳到大幅波动的过程, 此时停止辐照可见焦域出现明显损伤, 而此时 B 超图像灰度无明显变化; 此外, 当焦域出现空化时, 其波动幅度与范围将较之更大. 此方法可为 HIFU 焦域组织损伤监测提供一种新的研究方案和手段.

**关键词:** 高强度聚焦超声损伤监测, 互相关, 换能器电气特性

**PACS:** 72.50.+b, 87.50.yt, 43.35.+d

**DOI:** 10.7498/aps.71.20211443

## 1 引言

高强度聚焦超声 (high intensity focused ultrasound, HIFU) 消融肿瘤是 20 世纪 50 年代<sup>[1]</sup>发展起来的一种非侵入性的、保留器官的无创外科技术, 它的原理是利用聚焦的方式将超声波聚集于焦域组织区域, 使靶区在极短的时间内产生高温从而使焦域组织发生不可逆转的凝固性坏死, 同时又不会损伤周围正常组织<sup>[2,3]</sup>. 虽然 HIFU 技术在肿瘤学<sup>[4,5]</sup>、泌尿科<sup>[6]</sup>、神经外科<sup>[7]</sup>和眼科<sup>[8]</sup>等领域都有了相关应用与研究<sup>[9]</sup>, 但依然面临的一个重要问题是无法实时监测焦域组织损伤的形成, 其主要原因在于现有基于 B 超影像的监控手段只能在治疗的

间歇对焦域组织进行成像, 且 B 超影像强回声的变化更多地受气泡、空化和焦域组织变性等综合因素影响<sup>[10]</sup>, 不能准确、实时监测焦域组织损伤的形成. 因此, HIFU 治疗技术亟待新的焦域组织监控手段和方案.

近期, 有研究人员通过获取 HIFU 换能器两端的实时电信号变化来实现 HIFU 治疗中焦域组织瞬态物理特性的监测和评价. Adams 等<sup>[11]</sup>使用瞬时电压电流对换能器的功率进行实时监测, 并与仅电压监测的方式进行对比, 结果表明使用电压电流的方式控制、调整功率放大器的输出, 可使两者获得的热损伤面积差异高达 38%, 通过对功率的监测控制换能器的输出强度可使损伤面积得到较好的控制. Thomas 等<sup>[12]</sup>发现病灶内气泡的背向散射

\* 重庆市基础研究与前沿探索专项博士后科学基金 (批准号: cstc2019jcyj-bshX0075) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: liyanhao@cqmu.edu.cn

会引起 HIFU 驱动电压和电流的波动, 当焦点处形成气泡时, 电压振幅会发生快速波动, 且随着气泡向换能器端移动, 电压的波动将会逐渐减小. 上述研究结果更多地是利用换能器两端的电信号幅值变化来反映焦域组织气泡的活动规律, 还尚未有研究利用电压及电流信号的相位变化来实现焦域组织损伤过程的实时监测.

本文构建了一种基于 HIFU 换能器两端电压及电流相位变化的焦域组织损伤实时评价系统. 该系统通过电压、电流传感器以及研制的高压信号采集装置分别实现了换能器驱动电压以及电流的在线检测. 基于该系统研究了聚焦超声辐照离体牛肝组织过程中, 换能器电压及电流相位差的变化与焦域组织损伤的影响关系及变化规律. 通过研究发现 HIFU 治疗中换能器驱动电压与电流的相位会出现由相对稳定到大幅波动的变化过程, 在相位出现大幅波动时停止功放的输出, 可观察到焦域出现损伤; 在实验过程中发现该方法较 B 超灵敏, 可在 B 超出现高回声前监测到焦域组织出现了损伤. 研究结果表明: 该方案可以实现更高灵敏的焦域组织损伤实时监测, 这有望为 HIFU 临床治疗提供一种实时、简便及高灵敏的焦域组织损伤监控方案.

## 2 材料与方法

HIFU 换能器包含了由电感、电容和电阻组成的匹配网络, 以提高超声能量的输出效率, 使换能器的输出达到最佳状态, 换能器中存在容性阻抗和感性阻抗, 因此负载中的能量储存与释放可导致电压和电流信号之间存在相位差<sup>[13]</sup>. 换能器的阻抗受声路径影响很大, 传播介质的材料特性、声反射器(如骨骼)的存在、空化活动都会影响阻抗的变化<sup>[11]</sup>.

### 2.1 实验原理

压电换能器的工作耦合了电学、机械学与声学三个分支, 其等效电路如图 1(a) 所示, 其中  $R_0$  和  $C_0$

分别表示介质电阻和介质电容;  $R_1$ ,  $L_1$ ,  $C_1$  分别为动态电阻、电感与电容, 与换能器的机械性能有关;  $R_L$  为负载动态电阻, 通常用于表征换能器传播介质的负载<sup>[14,15]</sup>. 由于  $R_0$  远大于  $R_1$ , 因此其等效模型可简化为图 1(b).

当换能器工作在串联谐振频率  $f_s$  时, 即  $f_s = 1/(2\pi\sqrt{L_1C_1})$ , 此时在理想状态下串联支路的电抗为零, 设换能器的静态电容  $C_0$  在  $f_s$  时其阻抗为  $X_{C_0}$ , 由图 1(b) 可见此时压电换能器的等效阻抗可表示为

$$Z = \frac{(R_1 + R_L) X_{C_0}}{R_1 + R_L + X_{C_0}} = \frac{R_1 + R_L}{1 + [\omega_s C_0 (R_1 + R_L)]^2} - j \frac{\omega_s C_0 (R_1 + R_L)^2}{1 + [\omega_s C_0 (R_1 + R_L)]^2}, \quad (1)$$

其中  $\omega_s = 1/\sqrt{L_1C_1}$ . (1) 式可见当换能器在谐振时, 其阻抗呈容性状态. 此外, 换能器的电源通常为纯阻输出, 且两者的阻抗并不匹配. 为使换能器获取更高的能量传输效率、减少换能器静态电容对有功分量的影响, 需对其进行阻抗匹配. 图 1(c) 为添加 LC 匹配电路后的换能器等效电路图, 其中  $L$ ,  $C$  分别为匹配电感与电容, 此时系统的阻抗为

$$Z = \frac{R_1 + R_L}{1 + [\omega_s (C_0 + C) (R_1 + R_L)]^2} + j \left\{ \omega_s L - \frac{\omega_s (C_0 + C) (R_1 + R_L)^2}{1 + [\omega_s (C_0 + C) (R_1 + R_L)]^2} \right\}, \quad (2)$$

系统的相位角  $\theta$  为

$$\theta = \arctan \left\{ \frac{\omega_s L [1 + \omega_s^2 (C_0 + C)^2 (R_1 + R_L)^2]}{R_1 + R_L - \omega_s (C_0 + C) (R_1 + R_L)^2} \right\}. \quad (3)$$

在 HIFU 辐照的过程中, 随着辐照时间的增加, 焦域处会发生温度升高、凝固性坏死、沸腾/空化等活动, 这会导致换能器表面的声负载不断变化, 从 (3) 式可见, 当负载  $R_L$  发生变化时, 换能器

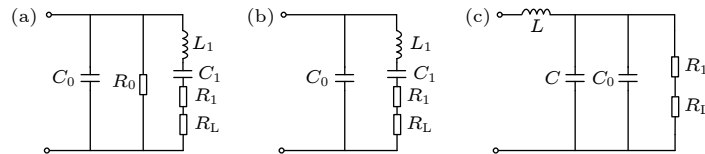


图 1 (a) 压电换能器等效电路模型; (b) 简化等效电路模型; (c) LC 匹配电路

Fig. 1. (a) Equivalent circuit model of piezoelectric transducer; (b) simplified equivalent circuit model; (c) LC matching circuit.

两端电压与电流的相位差也会发生变化. 本研究从换能器表面的负载变化为基准, 探究了利用检测 HIFU 换能器电压与电流信号的相位角的方法来实现 HIFU 辐照过程中焦域损伤的监测.

## 2.2 实验设备与材料

本文使用的 HIFU 辐照平台为海扶刀®聚焦超声肿瘤治疗系统 (JC200D 型, 重庆海扶医疗科技股份有限公司研制). 本次研究中采用的设备参数为: 换能器中心频率为 0.97 MHz, 焦距 165 mm, 中心开口, 外径 220 mm, 内径 80 mm. 实验材料为新鲜离体牛肝, 取自屠宰场并在 8 h 之内使用, 使用前用生理盐水 (浓度 0.9%) 洗净, 取血管和结缔组织较少处保留包膜切成约 100 mm × 100 mm × 80 mm 大小的方块, 使用真空泵脱气 1 h, 脱气后恢复其温度至 20 °C 待用.

## 2.3 HIFU 换能器驱动信号测量与采集系统

HIFU 换能器驱动信号的测量装置如图 2 所示, 换能器电压与电流分别通过示波器探头和电流互感器分别连接到 PC 示波器 (Picoscope 2000a, 2407B), Picoscope 的采样精度为 8 位, 采样间隔设定为 48 ns. 上位机为使用 MATLAB 搭建的 GUI 界面, 如图 3 所示, 通过 MATLAB 控制 Picoscope 的采集, 可指定采样速率、长度、数据传输模式等, 文中采用块模式通过 USB 接口将 Picoscope 存储器中的数据块传输到计算机中, 并对其进行处理与分析, 将电压与电流的相位实时显示在界面中. 为保证监测的瞬时性, 考虑到计算机进行数据采集与运算的耗时影响, 每帧数据的长度设定为 2000.

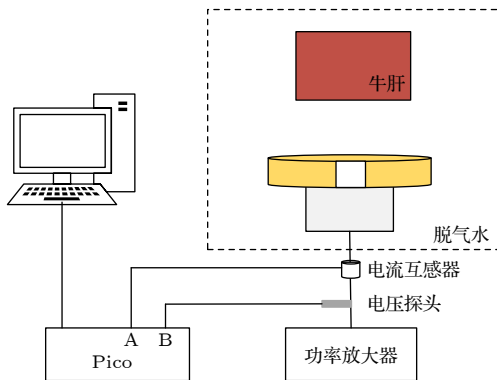


图 2 实验原理图

Fig. 2. Diagram of experimental schematic (Pico, picoscope).

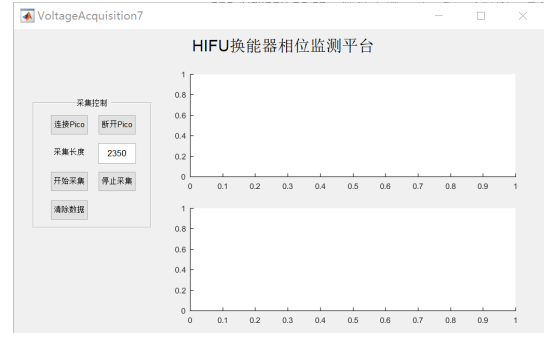


图 3 数据采集与可视化界面

Fig. 3. Data acquisition and visualization interface.

## 2.4 数据处理与分析

### 2.4.1 信号滤波

换能器驱动信号会受到环境噪声的影响, 且在采集过程中也会引入一定的噪声, 此外, 在 HIFU 的治疗过程中驱动信号还会受到高次谐波的影响, 为避免相位计算的准确性受到噪声的影响, 需滤除基频以外的信号. 文中使用 MATLAB 中的 FDA Tool 工具设计 FIR 等波纹带通滤波器, 通带频率为 0.92—1.02 MHz, 阻带频率分别为 0.85, 1.05 MHz. 计算出的滤波器系数用于对信号进行卷积计算.

### 2.4.2 相位计算

互相关是计算信号时延的一种常见方法, 相比过零法、频谱分析法, 互相关对信号中的直流偏移、噪声等干扰有较强的抑制能力<sup>[16,17]</sup>, 具有很好的精确性. 互相关函数的定义如下<sup>[18]</sup>, 设  $s_1(t)$ ,  $s_2(t)$  为两同频率且初始相位不同的周期信号:

$$x(t) = s_1(t) + N_1(t), \quad (4)$$

$$y(t) = s_2(t) + N_2(t), \quad (5)$$

其中  $N_1(t)$ ,  $N_2(t)$  为噪声与干扰信号, 则  $x(t)$  和  $y(t)$  的互相关函数  $R_{xy}(\tau)$  定义为

$$\begin{aligned} R_{xy}(\tau) &= \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t+\tau)dt \\ &= \frac{1}{T} \int_0^T s_1(t)s_2(t+\tau)dt \\ &\quad + \frac{1}{T} \int_0^T s_1(t)N_2(t+\tau)dt \\ &\quad + \frac{1}{T} \int_0^T N_1(t)s_2(t+\tau)dt \\ &\quad + \frac{1}{T} \int_0^T N_1(t)N_2(t+\tau)dt \\ &= R_{s_1s_2}(\tau) + R_{s_1N_2}(\tau) + R_{N_1s_2}(\tau) + R_{N_1N_2}(\tau). \end{aligned} \quad (6)$$



由于噪声与信号、噪声与噪声之间是独立的随机过程, 它们是互不相关的, 则 (3) 式可改写为

$$R_{xy}(\tau) \approx R_{s_1 s_2}(\tau). \quad (7)$$

以上推导可见互相关函数可较好地滤除噪声干扰, 当  $x(t) = y(t + \tau)$  时,  $R_{xy}(\tau)$  值最大,  $\tau$  即为两列信号的最大时延. 实际用于互相关计算的信号都是经采样后的离散信号, 对于离散信号, 其相关函数可表示为

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(k) y(k + \tau). \quad (8)$$

离散信号的时延  $\tau$  表现为在采样点上的错位, 即两列信号的时延超过采样周期的整数倍时才可识别, 但延迟量通常不是采样周期的整数倍, 为了估计任意精度的延迟, 需对互相关函数进行插值以提取  $R_{xy}$  精确的峰值点, 比较常见的方法是使用峰值附近的三个样本进行抛物线插值拟合, 其原理如图 4 所示 [19,20], 设  $R_{xy}$  的最大值在  $i$  处,  $R_i$  左右邻近值为  $R_{i-1}$  和  $R_{i+1}$ , 则抛物线插值为 [20]

$$\delta = \frac{R_{i-1} - R_{i+1}}{2(R_{i-1} - R_i + R_{i+1})}. \quad (9)$$

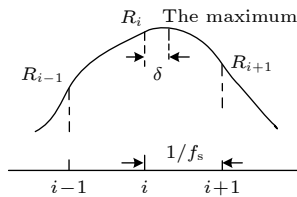


图 4 抛物线插值原理示意图

Fig. 4. Schematic diagram of parabolic interpolation principle.

## 2.5 实验方法

实验前使用声功率计校准换能器输出声功率, 使换能器的辐照声功率保持在 60 W 左右, 辐照深度为 3 cm, 换能器按 5s-3s 的模式输出, 直至电压与电流相位差相对于初始阶段出现大幅波动时, 关闭功放, 观察 B 超灰度变化以及 HIFU 焦域组织损伤情况.

## 3 实验结果

### 3.1 不同声负载下相位变化趋势

在换能器表面放置不同的介质来改变换能器表面的声学负载, 观察激励信号相位的变化趋势, 图 5(a) 展示了 HIFU 换能器持续输出的过程中在

焦域平面放入铁板时相位的变化, 可见放入铁板后相位大幅下降并剧烈抖动, 其波动幅度较水大; 图 5(b) 为铁板在焦域平面上缓慢平移时的相位变化图, 当铁板经过焦域平面时, 相位会出现剧烈抖动, 而在焦域平面的上下位置时, 其趋于动态稳定, 可见当焦域平面出现强反射时, 即此时声负载发生变化时换能器电气特性也会发生变化.

此方法同样能很好地区分水与离体牛肝组织, 图 6 给出了换能器表面在无牛肝和放入牛肝时的相位变化图, 当换能器表面为水时, 电压与电流的相位会出现大幅波动, 而当放入牛肝且覆盖焦域平面后, 相位的波动幅度要明显减小, 相比下前者的标准差为 2.54, 而放入牛肝后相位的标准差为 0.36.

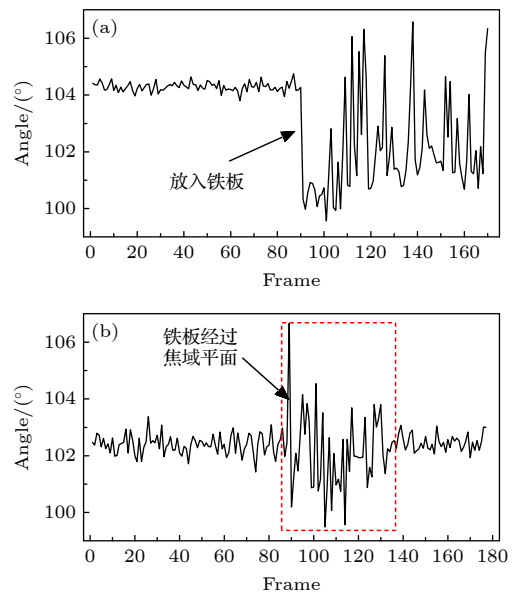


图 5 不同声负载下相位变化趋势图 (a) 焦域平面放入铁板后相位变化趋势图; (b) 铁板在焦域平面上缓慢平移时相位变化趋势

Fig. 5. Phase trend diagram under different acoustic loads: (a) Phase trend diagram of focal area plane after placing iron plate; (b) phase change trend of iron plate moving slowly up and down the focal plane.

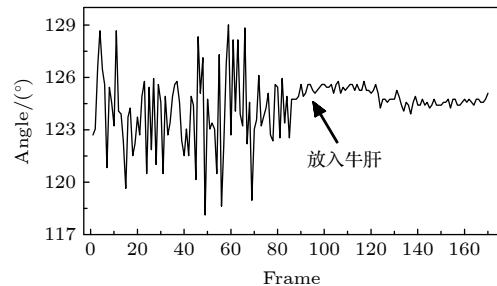


图 6 放入牛肝前后换能器驱动信号相位变化

Fig. 6. Phase change of transducer drive signal before and after liver insertion.

### 3.2 HIFU 辐照过程中激励信号相位变化

随着辐照回合的增加,电压与电流的相位出现由小幅波动到大幅波动的变化过程,如图 7(a) 所示.此时停止辐照可见焦域出现损伤,且损伤面积较小,如图 8(a) 所示.图 7(b) 为第二回合与最后一回合的相位图,可以看出后者相位出现大幅波动,且后者的标准差要远大于前者(分别为 0.33 和 1.81);对每一治疗回合的相位进行标准差分析,如图 7(c) 所示,可见相位的波动大小呈上升趋势.

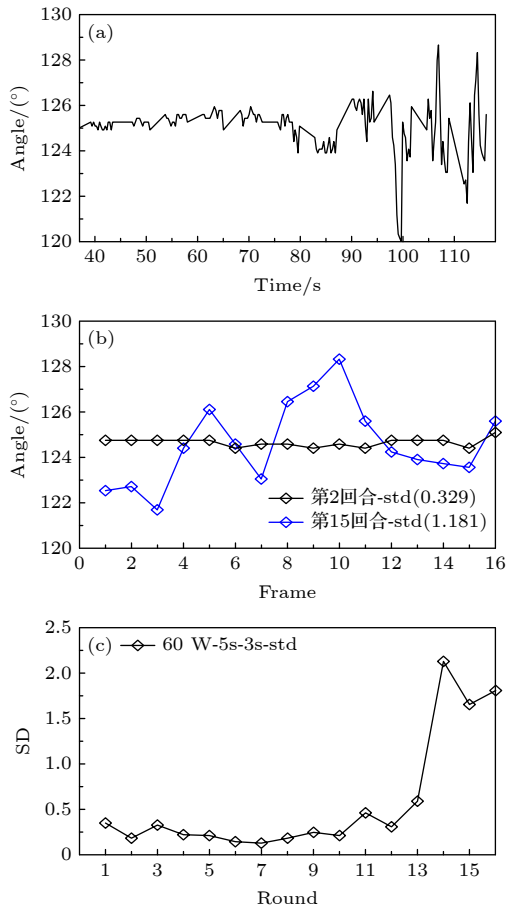


图 7 HIFU 辐照中(无空化时)相位变化趋势 (a) HIFU 辐照过程中相位变化过程; (b) 损伤前与损伤后相位波动对比; (c) 辐照期间每回合的相位标准差变化

Fig. 7. Phase change trend in HIFU irradiation (without cavitation): (a) Phase change process during HIFU irradiation; (b) comparison of phase fluctuation before and after damage; (c) phase standard deviation change per turn during irradiation.

图 9 给出了出现空化时相位变化趋势图,可见当辐照中出现空化时,相位相对无空化时会出现更大的变化幅度,其相位标准差最大可达 3.43,对比

图 9(a) 与图 7(a) 可见远大于未发生空化时的波动大小,且波动范围增大;切开牛肝可见明显机械损伤,如图 8(b) 所示.

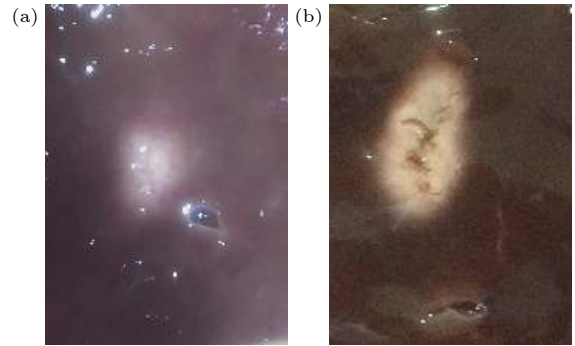


图 8 牛肝损伤 (a) 未空化时; (b) 空化时

Fig. 8. Bovine liver damage: (a) without cavitation; (b) cavitation.

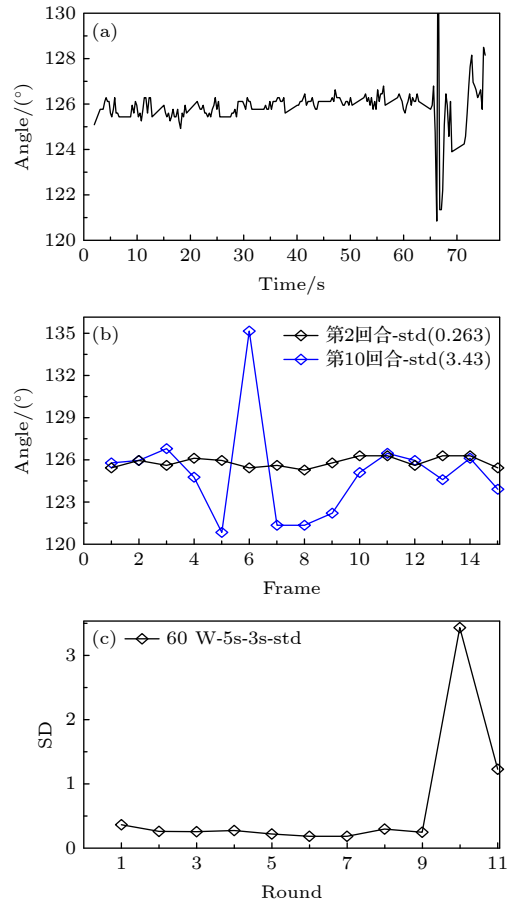


图 9 HIFU 辐照中出现空化时相位变化趋势 (a) HIFU 辐照过程中相位变化过程; (b) 损伤前与损伤后相位波动对比; (c) 辐照期间每回合的相位标准差变化

Fig. 9. Phase change trend of cavitation appears in HIFU irradiation: (a) Phase change process during HIFU irradiation; (b) comparison of phase fluctuation before and after damage; (c) phase standard deviation change per turn during irradiation.

在 HIFU 离体牛肝实验中, 焦域出现坏死前和坏死后的相位波动强度有明显变化, 如图 10 所示, 在出现坏死前相位标准差在 0.5 左右, 而出现坏死后其标准差可达 1.0 以上, 与坏死前相比会出现相对较大的波动. 基于该系统可稳定地检测出 HIFU 辐照过程中的损伤, 而此过程中 B 超无明显变化, 图 11 展示了以该系统为监控所检测出的损伤, 与 B 超监控相比, 可有效地避免由于过度治疗导致的大面积损伤.

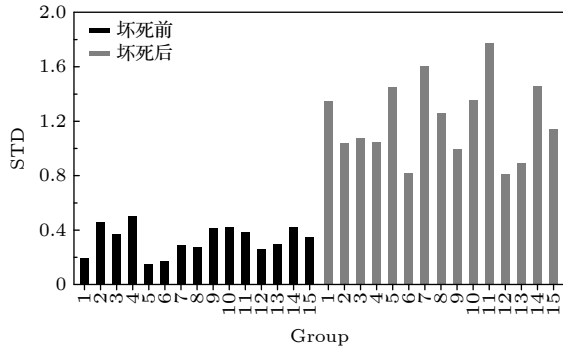


图 10 HIFU 治疗中焦域出现坏死前与坏死后相位标准差对比

Fig. 10. Comparison of pre-necrotic and post-necrotic phase standard deviation in the focal area during HIFU treatment.

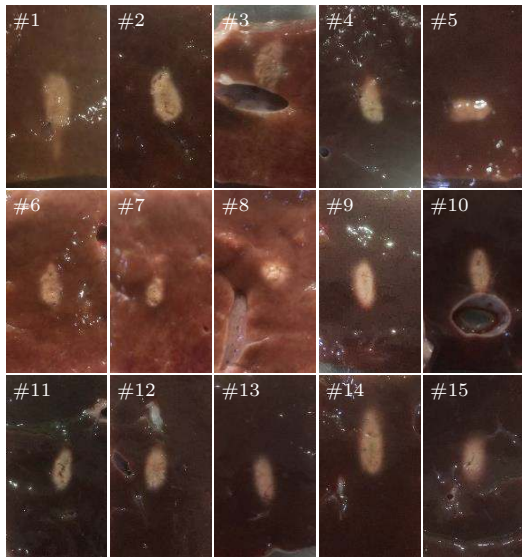


图 11 该系统所检测出的离体牛肝组织损伤图

Fig. 11. Images of isolated liver tissue damage detected by the system.

### 3.3 激励信号背景噪声变化趋势

以 B 超为参考, 选取两组 B 超灰度出现高亮与无灰度变化时的驱动信号, 对其进行傅里叶变换

可见驱动信号中包含了丰富的次谐波与高次谐波以及宽带噪声, 如图 12(a) 所示, 滤除激励电压信号基频与高次谐波计算其背景噪声能量, 如图 12(b) 所示, 当 B 超灰度无明显变化时, 其背景噪声能量较低, 而当换能器持续输出较长时间至 B 超灰度出现高亮时, 其背景噪声能量则会有较大增长.

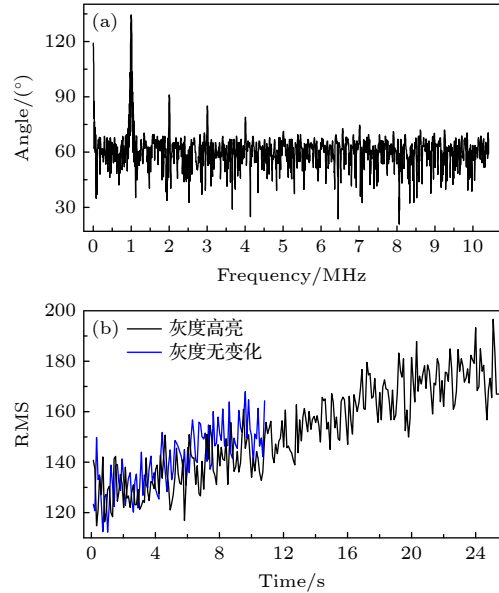


图 12 驱动电压信号频谱与噪声能量 (a) 频谱; (b) HIFU 治疗中驱动信号背景噪声变化

Fig. 12. Drive voltage signal spectrum and noise energy: (a) Spectrum; (b) background noise changes of driving signal during HIFU therapy.

## 4 讨论

聚焦超声治疗过程中焦域组织损伤的实时监控对提高聚焦超声临床治疗效率和安全性非常关键. 该研究立足聚焦超声临床治疗面临的上述问题, 针对现有超声临床治疗系统焦域组织损伤监测方案存在的局限性, 构建了一种 HIFU 焦域组织损伤实时评价系统, 将治疗超声换能器本身作为检测传感器, 在聚焦超声治疗过程中利用治疗超声换能器两端的电信号变化来感知焦域组织的瞬态物理特性变化. 该系统通过电压、电流传感器以及研制的高压信号检测装置分别实现了换能器输出电压以及电流的在线检测. 基于该系统研究了聚焦超声辐照离体组织过程中, 换能器两端电压与电流的相位差变化与焦域组织损伤的影响关系及变化规律.

HIFU 治疗过程中焦域组织会发生温度升高、空化、沸腾和凝固性损伤等变化<sup>[21]</sup>, 这会导致焦域

组织声阻抗的变化,尤其是在产生沸腾与空化时,声阻抗的变化更加明显. 本研究初步探究了换能器电气特性与其声学负载变化之间的联系,当在 HIFU 换能器焦域平面放置不同介质时,换能器驱动信号的相位差的稳定性会不同,且能较好地分开水与牛肝、铁板,如在水中放入铁板时,由于铁板为强反射界面,此时驱动信号的相位差的波动相对于在水中时会更大,而在放入牛肝时,相位的波动幅度要相对于水中小的多;在 HIFU 治疗过程中可见在焦域损伤达到一定程度时,换能器驱动信号的相位相对于治疗前会出现大幅波动;且当焦域出现机械损伤即发生空化时,其波动幅度与范围也会比在发生纯热损伤时更大,这表明不同的声阻抗变化强度可引起换能器复合阻抗的变化程度.

此外,选取 HIFU 治疗期间 B 超出现灰度变化和无灰度变化时的驱动信号分析其背景噪声能量时发现两者的强度也不同,由于辐照时间的增加,焦域温度持续上升,空化/沸腾泡会随之增加,空化活动也会随之增强,此时空化声发射信号会更强,在整个 HIFU 治疗期间驱动信号的背景噪声能量都呈上涨趋势,且 B 超灰度出现高亮时,其噪声能量较无灰度变化时的要大,可见空化声发射也会影响到换能器宽带噪声的变化. 传统的空化检测方法是使用一个或多个声传感器接收空化泡所产生的声散射和发射等声变化,而采集到的声空化信号的谐波或宽带噪声常用于表征空化活动<sup>[22–24]</sup>,近期有研究者提出一种新的空化检测方法,在使用 HIFU 换能器激发空化的同时采用该换能器的驱动信号的高次谐波成份检测惯性空化<sup>[25]</sup>,本研究中以 B 超为参考初步简单地探索了焦域的空化活动对 HIFU 换能器背景噪声的影响,验证了使用 HIFU 换能器的宽带噪声来表征惯性空化的可能性,从实验结果中可见使用治疗探头来感知空化可进行更深入的探索与研究.

HIFU 换能器除具有良好的发射性能外还具备一定的接收性能,其驱动信号中叠加了来自声传播路径的散射信号,包含了丰富的来自焦域的信息,可实时反馈换能器表面声学负载的变化;换能器驱动电压与电流信号的相位变化是其复合阻抗变化的间接表现形式, HIFU 换能器在辐照过程中会受到声负载、温度和老化的影响<sup>[26]</sup>,其电气特性会发生一定变化,特别是其复合阻抗<sup>[13]</sup>. 本研究进行了使用换能器电学参数来监测换能器声负载变

化的初步探索工作,并进行了离体组织实验,结果表明使用该方法可较好地监测焦域的变化,且能较 B 超更灵敏地检测到损伤.

## 5 结 论

本文探索了一种利用换能器电气特性进行 HIFU 治疗监测的方法,并根据换能器驱动电压电流的相位波动幅度对焦域损伤进行监测. 研究表明,通过换能器电参数可很好地感知其表面声负载变化,当在换能器表面更换不同介质时,其电压与电流的相位差都会出现不同的变化趋势;另一方面,当换能器两端电压与电流的相位差相对于治疗的起始阶段有大幅波动时,停止辐照,可见焦域出现损伤,而此时 B 超图像灰度无明显变化;相比 B 超监控下,本方法监控下焦域的损伤面积更小,可避免辐照剂量的过度投入;且当焦域发生空化时,相位波动较无空化时大,波动范围也会扩大.

换能器两端电压与电流相位差的变化与焦域组织损伤的形成有良好的对应关系,根据该相位差的变化规律能够很好地对焦域组织损伤进行预测,这为聚焦超声临床治疗中 HIFU 焦域组织损伤的监测提供了一种实时评价方案.

## 参考文献

- [1] Fry W J, Fry F J 1960 *IRE Trans. Med. Electron.* **3** 166
- [2] Bailey M R, Khokhlova V A, Sapozhnikov O A, Kargl S G, Crum L A 2003 *Acoust. Phys.* **49** 369
- [3] Jenne J W, Preusser T, Günther M 2012 *Z. Med. Phys.* **22** 311
- [4] Jeng C J, Ou K Y, Long C Y, Chuang L, Ker C 2020 *Taiwan. J. Obstet. Gynec.* **59** 865
- [5] Peek M C L, Ahmed M, Napoli A, Ten Haken B, McWilliams S, Usiskin S I, Pinder S E, Van Hemelrijck M, Douek M 2015 *Br. J. Surg.* **102** 873
- [6] Schmid F A, Schindele D, Mortezavi A, Spitznagel T, Sulsera T, Schostakb M, Eberlia D 2020 *Urol. Oncol. -Semin. Ori.* **38** 225
- [7] Quadri S A, Waqas M, Khan I, Khan M A, Suriya S S, Farooqui M, Fiani B 2018 *Neurosurg. Focus* **44** 1
- [8] Charrel T, Aptel F, Birer A, Chavrier F, Romano F, Chapelon J Y, Denid P, Lafon C 2011 *Ultrasound Med. Biol.* **37** 742
- [9] Dogra V S, Zhang M, Bhatt S 2009 *Ultrasound Clinics* **4** 307
- [10] Rabkin B A, Zderic V, Crum L A, Vaezy S 2016 *Ultrasound Med. Biol.* **32** 1721
- [11] Adams C, McLaughlan J R, Carpenter T M, Freear S 2019 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **67** 239
- [12] Thomas C R, Farny C H, Wu T, Holt G, Roy R A 2006 *AIP Conference Proceedings* **829** 293



- [13] Karaböce B, Gülmez Y, Bilgiç E, et al. 2014 *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications* Lisboa, Portugal, June 11–12, 2014 p1
- [14] Bentley J P 2005 *Principles of Measurement Systems* (4th Ed.) (London: Pearson Education) pp427–436
- [15] Guo L W, Lin S Y, Xu L 2010 *J. Shaanxi Normal Univ. (Nat. Sci. Ed.)* **38** 39 (in Chinese) [郭林伟, 林书玉, 许龙 2010 陕西师范大学学报 (自然科学版) **38** 39]
- [16] Cao Y T, Chun L, Zhang H J, Zhao X F, Zhou X C 2019 *Air Space Defense* **2** 47 (in Chinese) [曹奕涛, 淳莉, 张宏军, 赵洪峰, 周小川 2019 空天防御 **2** 47]
- [17] Ceng L, Chen W, Tao J 2017 *Electron. Meas. Technol* **40** 71 (in Chinese) [曾玲, 陈伟, 陶金 2017 电子测量技术 **40** 71]
- [18] Liu J F, Liu J Y, Zhang T T, Li J C 2009 *Seventh Annual Communication Networks and Services Research Conference* Moncton, NB, Canada, May 11–13, 2009 p440
- [19] Zhang L, Wu X 2006 *Digital Signal Processing* **16** 682
- [20] Lai X, Torp H 1999 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **46** 277
- [21] Zhang S, Wan M, Zhong H, Xu C, Liao Z Z, Liu H Q, Wang S P 2009 *Ultrasound Med. Biol.* **35** 1828
- [22] Bornmann P, Hemsell T, Sextro W, Maeda T, Morita T 2012 *IEEE International Ultrasonics Symposium* Dresden, Germany, Oct. 7–10, 2012 p1141
- [23] Tu J, Matula T J, Brayman A A, Crum L A 2006 *Ultrasound Med. Biol.* **32** 281
- [24] Xu H, He L B, Zhong B, Qiu J M, Tu J 2019 *Ultrasonics Sonochemistry* **56** 77
- [25] Saalbach K A, Twiefel J, Wallaschek J 2019 *Ultrasonics* **94** 401
- [26] Tan J W, Liao R J, Wang H, et al. 2011 *International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics* Suzhou, China, November 3–5, 2011 p279

# Real-time monitoring of high intensity focused ultrasound focal damage based on transducer driving signal\*

Qian Jun<sup>1)</sup> Xie Wei<sup>1)</sup> Zhou Xiao-Wei<sup>1)</sup> Tan Jian-Wen<sup>1)2)</sup>  
Wang Zhi-Biao<sup>1)</sup> Du Yong-Hong<sup>1)</sup> Li Yan-Hao<sup>1)†</sup>

1) (*State Key Laboratory of Ultrasonic Medical Engineering, School of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing Key Laboratory of Biomedical Engineering, Chongqing 400016, China*)

2) (*National Engineering Research Center of Ultrasonic Medicine, Chongqing Medical University, Chongqing 401121, China*)

( Received 5 August 2021; revised manuscript received 13 September 2021 )

## Abstract

Real-time monitoring of high intensity focused ultrasound (HIFU) focal region is a key problem in clinical treatment of focused ultrasound. At present, the change of strong echo in B-ultrasound image is often used in clinical practice to monitor tissue damage in the focal area. However, the strong echo in B-ultrasound image is mostly related to cavitation and boiling bubbles in the focal area, which cannot monitor the treatment status accurately or in real time. In the HIFU treatment, the focal area tissue will be accompanied by changes in temperature, cavitation, boiling, and tissue characteristics. The acoustic load on the surface of the transducer is also constantly changing. To solve this problem, a real-time detection platform of transducer voltage and current is built in this work, which can sense the change of focal area tissue state by measuring the electrical parameters of the transducer. The experimental results show that the stability of the phase difference of the transducer driving signal will be different (the fluctuation amplitude will be different) when different media are placed on the surface of the transducer to change the acoustic load on the surface of the transducer. The fluctuation amplitude of the phase difference of the driving signal will be larger than that in the water when the iron plate is placed in the focal plane. However, the phase fluctuation amplitude will be much smaller than that in the water where the beef liver is placed. This shows that different acoustic loads can cause the electrical parameters of the transducer to change. The isolated bovine liver tissue is used as the HIFU irradiation object, and the results of the phase difference change are compared with the results of the isolated bovine liver tissue damage. The experimental results show that the phase of the transducer voltage and current will change from relatively stable to large fluctuations during the HIFU irradiation. At this time, obvious damage can be seen in the focal region when the irradiation is stopped, and the grayscale of B-ultrasound image has no significant change. In addition, when the cavitation occurs in the focal region, the fluctuation amplitude and range will turn larger. The damage area of the lower focal area under the monitoring method is smaller than that under B-ultrasonic monitoring, and the over input of radiation dose can be avoided. This method can provide a new research scheme and means for HIFU focal area tissue damage monitoring.

**Keywords:** high intensity focused ultrasound damage monitoring, cross-correlation, electrical characteristics of transducer

**PACS:** 72.50.+b, 87.50.yt, 43.35.+d

**DOI:** 10.7498/aps.71.20211443

\* Project supported by the Postdoctoral Science Foundation of the Special Program for Basic Research and Frontier Exploration of Chongqing, China (Grant No. cstc2019jcyj-bshX0075).

† Corresponding author. E-mail: [liyanhao@cqmu.edu.cn](mailto:liyanhao@cqmu.edu.cn)