

基于大张角双频聚焦换能器的振动声成像

曹琳娜¹, 罗婕妤¹, 确太降初¹, 周小伟^{1,2}, 李雁浩^{1,2}

1. 重庆医科大学生物医学工程学院/超声医学工程国家重点实验室, 重庆 400016; 2. 超声医疗国家工程研究中心, 重庆 401121

【摘要】为提高振动声成像方法的空间分辨率,采用大张角双频聚焦换能器构建改进的振动声成像系统。基于该系统,以仿体为实验对象,探究振动声成像空间分辨率,测试该成像方法在不同声学特性仿体上的成像效果,研究接收水听器位置、差频对振动声成像结果的影响,并使用k-Wave建立仿真模型探究换能器元件分布对振动声成像结果的影响。结果表明基于大张角双频聚焦换能器的振动声成像系统空间分辨率较高,对声学特性不同的仿体成像具有良好的对比度和特异性,接收水听器的位置和换能器元件分布对成像结果影响较小,差频的选取对成像质量至关重要。该研究有望为振动声成像技术的发展进步提供新思路,推动该技术进一步走向实际应用。

【关键词】大张角双频聚焦换能器;超声激发声发射;振动声成像;空间分辨率;聚焦超声

【中图分类号】R318;TB559

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)05-0554-09

Vibro-acoustography based on large-angle dual-frequency focused transducer

CAO Linna¹, LUO Jieyu¹, QUETAI Jiangchu¹, ZHOU Xiaowei^{1,2}, LI Yanhao^{1,2}

1. State Key Laboratory of Ultrasonic Medical Engineering/College of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China; 2. National Engineering Research Center of Ultrasonic Medicine, Chongqing 401121, China

Abstract: To enhance the spatial resolution of vibro-acoustography, an improved vibro-acoustography system is constructed using a large-angle dual-frequency focused transducer. Based on this system, mimicking phantoms are used as the experimental objects to explore the spatial resolution of vibro-acoustography, and test the vibro-acoustography results of mimicking phantoms with different acoustic characteristics. Additionally, the effects of the position of hydrophone and difference frequency on the vibro-acoustography results are studied, and the effects of transducer component distribution on vibro-acoustography results are analyzed with a simulation model established with k-Wave. The research results indicate that the vibro-acoustography system with a large-angle dual-frequency focused transducer has higher spatial resolution, contrast and specificity in imaging mimicking phantoms with different acoustic characteristics. The choice of difference frequency is critical for the imaging quality, but the position of the hydrophone and transducer component distribution have trivial effects on vibro-acoustography results. The study is expected to provide new ideas for the development of vibro-acoustography technology, and to promote its further practical application.

Keywords: large-angle dual-frequency focused transducer; ultrasound stimulated acoustic emission; vibro-acoustography; spatial resolution; focused ultrasound

前言

振动声成像(Vibro-Acoustography, VA)是一种基于超声辐射力的新型无创成像方法^[1-3]。采用连续信号激

励下有微小频差的共焦超声束来产生振荡的辐射力^[4-5],焦点处的物体在此力的作用下沿声轴方向振动,同时向周围发出声波,即超声激发声发射(Ultrasound Stimulated Acoustic Emission, USAE)信号^[6-7],利用该信号幅值或相位进行图像重建的方法被称为VA。VA具有良好的对比度、图像分辨率,没有散斑干扰,能弥补传统超声成像方法分辨率不足的缺点,此外VA的优势还表现在对人体无副作用,更适用于孕妇及哺乳期妇女^[8-11]。Alizad等^[12]使用VA技术成功检测出乳腺组织中的动脉钙化,并与X射线图像具有高度一致性,证明其具有潜在的临床应用价值。VA使用的小张角双频聚

【收稿日期】2023-10-26

【基金项目】国家自然科学基金(12204078)

【作者简介】曹琳娜,硕士研究生,研究方向:高强度聚焦超声治疗监控、超声成像方法,E-mail: 572547946@qq.com

【通信作者】李雁浩,博士,副研究员,研究方向:超声精准治疗、超声影像监控等,E-mail: liyanhao@cqmu.edu.cn

焦换能器采用的聚焦技术主要有透镜式、反射式、球壳式和相控阵等,都属于行波聚焦方法^[13-14],其焦域尺寸受到声波衍射效应的影响一般在波长量级,无法满足分辨率更高的成像要求。近年来,Li等^[15]为实现VA在空间分辨率上的突破,使用大张角的球形腔聚焦换能器,通过离体实验和仿真验证该换能器在缩小焦域尺寸方面的优势。耿昊等^[16]使用球形集声器对离体肝脏组织进行辐照,在球心处得到小于波长尺度的热损伤。罗曼等^[17]及柳鸣鹤等^[18]将两个完全相同的小张角行波聚焦换能器同轴共焦相向放置形成一个大张角聚焦换能器,在相同焦点峰值正声压下对仿体进行辐照,该大张角聚焦换能器产生比小张角行波聚焦换能器更精细的损伤。戚萌等^[19]通过理论仿真证实当增大换能器张角时,焦点处声辐射力(Acoustic Radiation Force, ARF)增大、聚焦效果增强,也验证了大张角聚焦换能器压缩焦域尺寸、提高VA精度的可行性。

研究者在提高VA空间分辨率方面做了许多有价值的探索和研究工作,但VA空间分辨率仍受到双频聚焦换能器聚焦焦域尺寸的影响和限制,这可能是VA方法走向实际临床应用面临的一个关键科学问题。为实现VA空间分辨率的进一步突破,本研究使用大张角双频聚焦换能器产生较小的聚焦焦域,基于该换能器、机械臂和水听器等设备搭建VA实验研究系统。通过实验检测所搭建系统的性能,并对换能器进行声场测试,为后续实验提供基础保障。基于该系统进行仿体实验,测试VA的空间分辨率,探究VA对具有不同声学特性仿体的成像效果,水听器位置及差频对成像效果的影响,并使用k-Wave建立仿真模型对不同换能器元件分布情况下的成像效果进行探究。本研究为大张角双频聚焦换能器在VA中的应用提供实验依据,有望给临床治疗提供一种对微钙化类小物体灵敏度更高的非侵入式影像技术,为VA实际临床应用提供参考。

1 材料与方法

1.1 VA理论

VA需要在一个小的目标体积内精确振动,这样可以产生声发射信号并用来进行高分辨率成像。通常使用ARF来诱发振动^[20],ARF是将传播中的超声波能量以动能的形式传递到组织中产生的,是声场施加的时间平均力^[21-22],是由于物体对入射声波的吸收和散射作用引起声能密度变化而产生的。ARF(\vec{F})可表示为:

$$\vec{F} = \vec{a}_r S \langle E \rangle \tag{1}$$

其中, \vec{a}_r 为阻力系数矢量,反映物体的吸收和散射特性; S 为入射声波的垂直投影面积; $\langle E \rangle$ 表示对声能密度 E 求时间平均。对于特定的系统,参数 $\langle E \rangle$ 和 S 可以近似认为是稳定因素, \vec{a}_r 与组织的声学特性关系密切,能通过 \vec{F} 间接表现出来。其中, $\langle E \rangle$ 必须是动态的,才能产生激发组织振动的时变力。当产生动态ARF时,有效力场内的组织将被驱动从而产生振动,振动发出的低频声发射信号就可以被高灵敏度水听器接收用于重建被检测物体图像。

1.2 大张角双频聚焦换能器

为实现VA更高的分辨率、更好的对比度,本研究使用1-3型压电复合材料,设计一个上下开口、孔径高度 $H=191.66\text{ mm}$ 、内径 $d=240\text{ mm}$ 、焦点 F 位于球心处的宽带大张角双频聚焦换能器。该换能器几何结构和元件排布如图1所示,其按照间隔接线序列将32个阵元平均分为两组, f_1 f_2 交替排列,使用两个功率放大器进行双频驱动,焦平面上上下各分布16个阵元,上下对称的两个阵元为一组,将换能器分为16瓣。换能器中心频率 $f_c=945\text{ kHz}$,差频为 Δf ,频率 $f_1=f_c-\Delta f/2$,频率 $f_2=f_c+\Delta f/2$,每个换能器元件在945 kHz谐振频率附近匹配到50 Ω 。

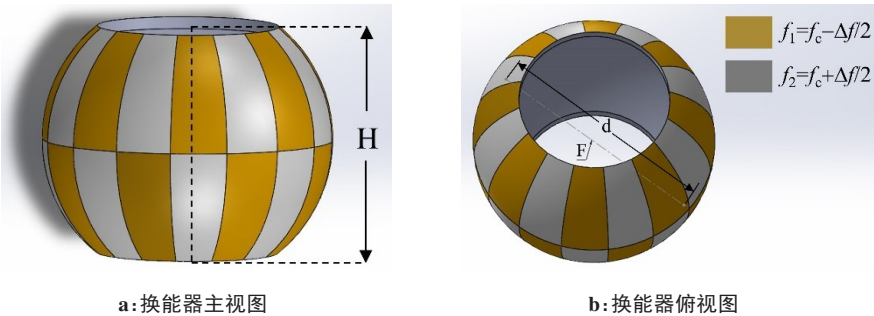


图1 大张角双频聚焦换能器示意图
Figure 1 Diagrams of a large-angle dual-frequency focused transducer

1.3 实验系统构建

实现VA的实验系统主要由4部分组成:信号发生部分、超声传播部分、低频信号处理部分、计算机处理控制部分,系统示意图如图2所示。所有实验过程均在装满脱气水的水箱中进行,以确保良好的声学耦合。

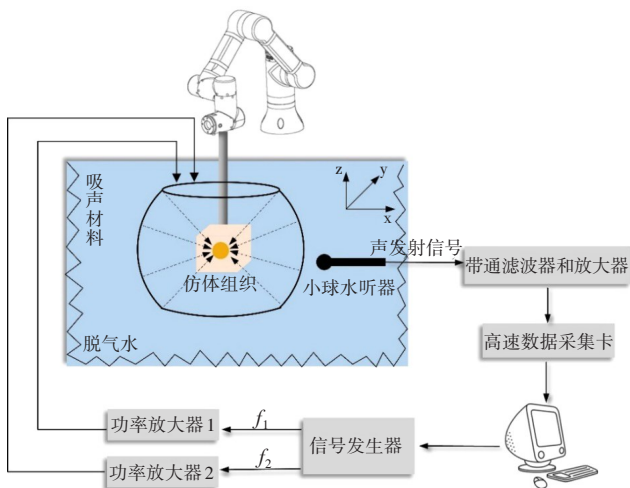


图2 实验系统示意图

Figure 2 Schematic diagram of experimental system

1.3.1 信号发生部分 信号发生部分由计算机编写程序控制一台信号发生器(DG4202, RIGOL, Jiangsu, China)的两个通道同步输出两个频率分别为 f_1 、 f_2 的正弦信号,并经过两台功率放大器(NTWPA-000001013500, RFLIGHT, Nanjing, China以及A300, Electronics & Innovation, USA)分别进行放大输出,经过放大的信号传输给大张角双频聚焦换能器,由换能器发出频率为 f_1 、 f_2 的两个超声波束,在共焦区产生频率为 Δf 的差频超声作用于组织,使共焦区组织受交变辐射力的作用沿声轴方向来回振动,向外发射频率为 Δf 的超声波。

1.3.2 超声传播部分 对于共焦区内产生的低频声发射信号,采用具有防水性和抗腐蚀性的高灵敏度小球水听器(RHS(A)-20, Hangzhou Applied Acoustics Research Institute, Hangzhou, China)进行接收,工作频率范围:10 Hz~100 kHz,低频灵敏度:(-197±1) dB;并在水箱壁上附着吸声材料,减少周围介质声反射的影响。使用机械臂控制组织移动,实现焦平面上感兴趣区域(Region of Interest, ROI)的逐点扫描。

1.3.3 低频信号处理部分 水听器采集到的低频声发射信号经过100 Hz~99.9 kHz的带通滤波器和放大器(SR640, Stanford Research Systems, USA)后由高速数据采集卡(M2p.59xx-x4, Spectrum Instrumentation

GmbH, German)采集并传输到计算机存储,用于后续的振动声图像重建。

1.3.4 计算机处理控制部分 计算机处理控制部分包括同步激励信号的产生、机械臂的触发控制、采集到的低频声发射信号后处理。使用Matlab编程来控制信号发生器产生换能器激励信号和机械臂触发信号;使用快速傅里叶算法(Fast Fourier Transformation, FFT)将采集到的声发射信号转换成其频谱,提取来自焦域内的差频的声发射信号为感兴趣信号,将其频谱上对应的幅值作为相应点的VA数值,通过程序将其转换为灰度显示,实现图像重建。

1.4 实验材料

在后续的VA实验中所使用到的材料有1%琼脂仿体、1%琼脂-0.3%石墨棒、2%琼脂-0.3%石墨棒和嵌有直径500 μm 铜线的琼脂仿体。仿体制作方法参考文献[23-24],均在实验前24 h制备完成放入冰箱中冷藏保存。仿体的声学参数如表1所示。

表1 不同材料仿体的声学参数

Table 1 Acoustic parameters of mimicking phantoms of different materials

材料	密度/ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$	声速/ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	衰减系数/ (dB/cm/MHz)
1%琼脂仿体	1.012	1484.593	0.030
1%琼脂-0.3%石墨棒	1.008	1486.514	0.252
2%琼脂-0.3%石墨棒	1.082	1483.252	0.206

2 实验结果及讨论

2.1 VA系统性能测试

2.1.1 大张角双频聚焦换能器声场测试 换能器的性能与成像效果有着直接关系,声场扫描是评估换能器性能最常用的方法,由声场扫描结果可以得到换能器声压分布和分辨率等信息^[25-27],本研究使用水听器测量法对换能器进行声场扫描。

将换能器放置于附有吸声材料且装满脱气水的水箱中,由三维步进电机控制针型水听器在焦平面上进行逐点声压采集,声场扫描实验装置如图3所示。换能器焦平面上x、y、z轴声场扫描结果如图4所示,x-y、x-z、y-z焦平面声场扫描结果如图5所示。

由图4可以看出,换能器声压在x、y轴方向上基本呈对称分布且旁瓣较低,但是为使仿体能在焦平面进行扫描,换能器在z轴方向上下开口,所以z轴上声压分布不如x、y轴对称。由图5可以看出,换能器聚焦性能良好,在x、y轴方向焦域尺寸约为0.82 mm

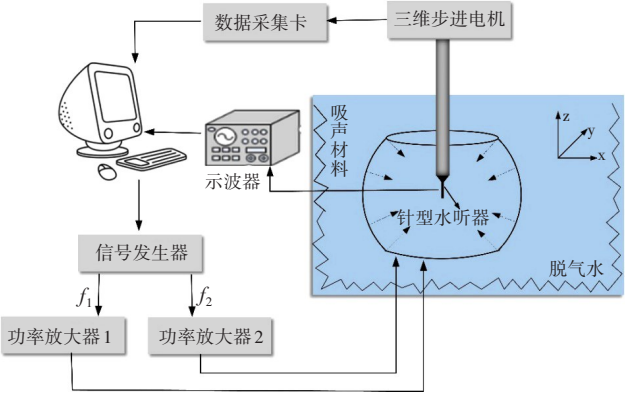


图3 声场扫描实验装置

Figure 3 Acoustic field scanning experimental setup

和0.81 mm,换能器z轴方向上下开口导致z轴方向焦域尺寸略大于x、y轴,约为1.74 mm。总体来说大张角双频换能器的焦域尺寸相对较小,对尺寸较小的物体进行VA时灵敏度高、成像精度高。

2.1.2 基于仿体的VA系统性能测试 为验证上述搭建的系统是否能实现VA,对前文中制备的1%琼脂仿体与脱气水进行成像实验,成像区域为20 mm×20 mm,扫描示意图如图6a所示。机械臂在x-y焦平面成像区域内逐点扫描,换能器中心频率 $f_c=945$ kHz、差频 $\Delta f=15$ kHz、驱动电功率 $P=2$ W,在后续VA实验中均采用此参数。通过对水听器接收到的声发射信号幅

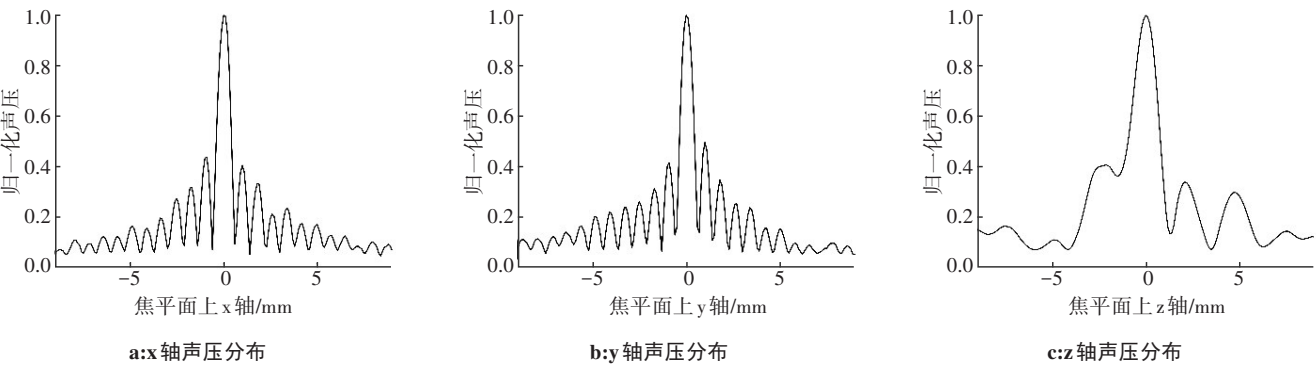


图4 轴声场扫描结果

Figure 4 Axis acoustic field scanning results

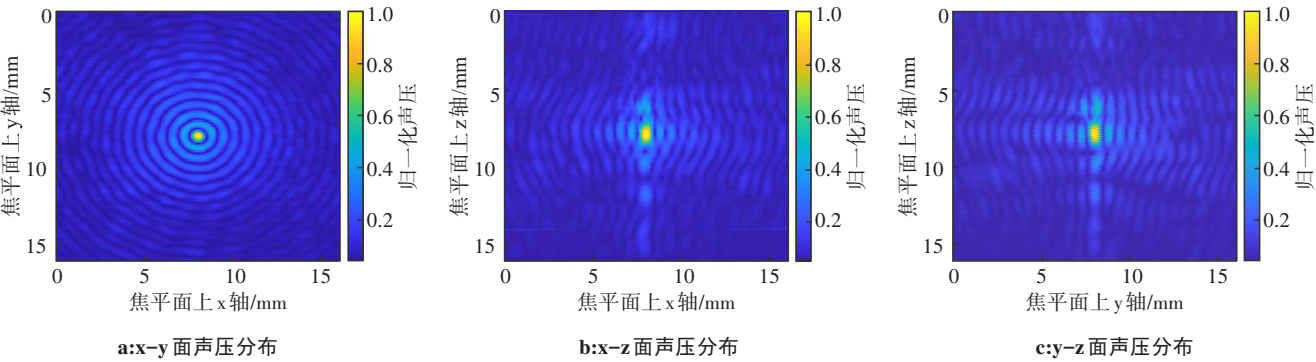


图5 面声场扫描结果

Figure 5 Surface acoustic field scanning results

值进行处理得到振动声图像如图6b所示,扫描面内USAE信号幅值分布如图6c所示。图6b中脱气水和琼脂仿体边界明显,图6c中琼脂仿体的USAE信号幅值明显高于脱气水的USAE信号幅值,能通过VA区分脱气水和琼脂仿体。通过图像显示验证了本研究搭建的VA系统性能良好,能采集到重建图像所需的低频声发射信号并且对采集到的信号幅值进行处理后能得到实验对象所对应的清晰振动声图像。

2.2 VA系统空间分辨率测试

本研究使用“单线法”对系统的空间分辨率进行检测^[28],由于线的直径足够小,所以其对应的USAE信号幅值变化曲线能反映换能器点扩展函数曲线在焦平面上的变化规律,计算曲线的半峰全宽(Full Width at Half Maximum, FWHM)可以得到VA的空间分辨率。

将前文中制备的嵌有直径500 μm铜线的琼脂仿

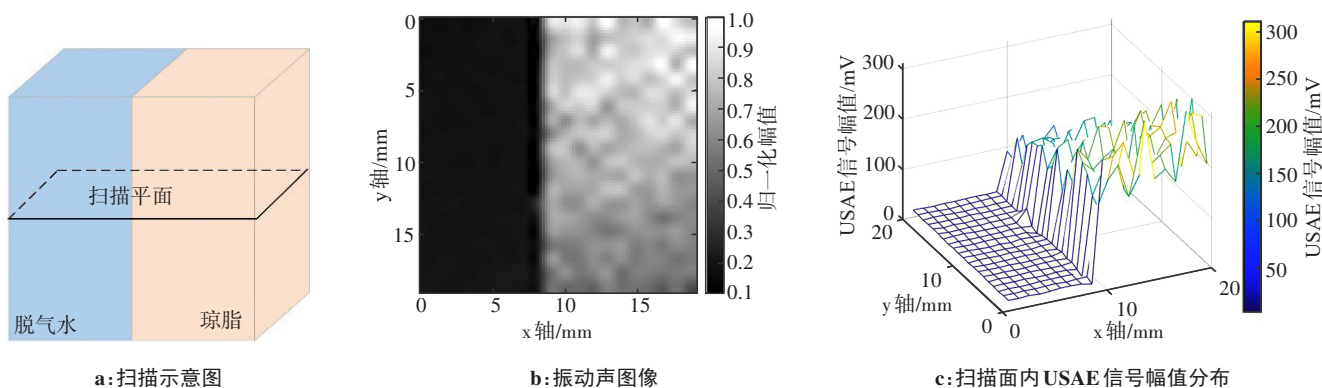


图6 脱气水和琼脂仿体图像
Figure 6 Degassed water and agar mimicking phantom image

体作为成像研究对象,成像区域为 $8\text{ mm} \times 8\text{ mm}$,机械臂在 x - y 焦平面成像区域内逐点扫描,扫描示意图如图 7a 所示,振动声图像如图 7b 所示,计算 x 轴上经过铜线中心的 USAE 信号幅值曲线的 FWHM,结果如图 7c 所示。由图 7b 可以看出,该 VA 系统能检测出直径为 $500\text{ }\mu\text{m}$ 的铜线,并且如图 7c 所示,经仿体实验测试得到 VA 空间分辨率约为 0.75 mm ,与换能器

声场扫描结果有较好的一致性。使用相同中心频率的小张角双频聚焦换能器进行相同的仿体实验,测得 VA 空间分辨率约为 1.57 mm ,所以基于大张角双频聚焦换能器的 VA 系统分辨率灵敏度更高,能检测到尺寸更小的物体,适合检测人体内微小钙化的需求。

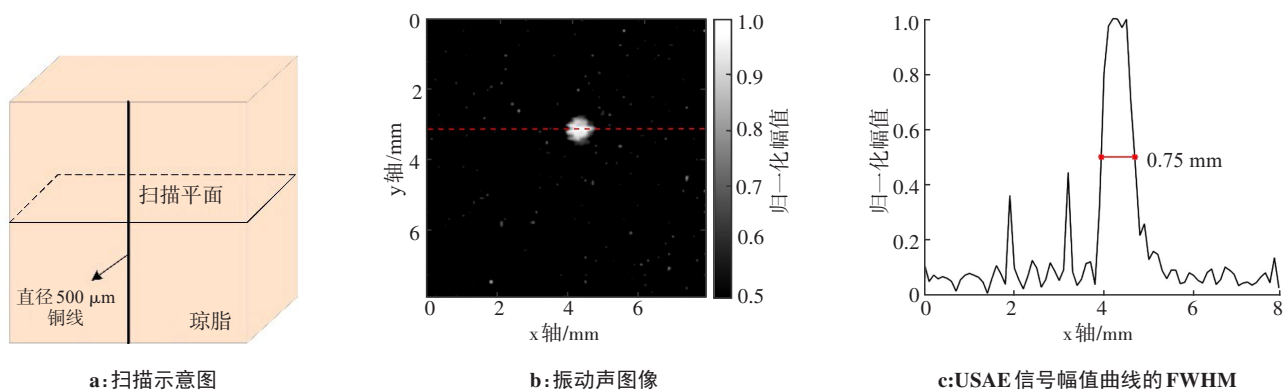


图7 嵌有直径 $500\text{ }\mu\text{m}$ 铜线仿体图像
Figure 7 Image of mimicking phantom with $500\text{ }\mu\text{m}$ diameter copper wire inside

2.3 仿体声学特性对 VA 的影响

由式(1)可知,焦域处产生的 ARF 与组织的声学特性密切相关,不同组织产生的声发射信号具有不同的特性。由表 1 可知,1% 琼脂、1% 琼脂-0.3% 石墨、2% 琼脂-0.3% 石墨这 3 种仿体在声学特性上存在差异,对包含琼脂和两根浓度不同的石墨棒的区域进行 VA,成像区域为 $30\text{ mm} \times 20\text{ mm}$,机械臂在 x - y 焦平面成像区域内逐点扫描,扫描示意图如图 8a 所示,振动声图像如图 8b 所示。

在成像时使用声发射信号的幅值信息与图像位置进行映射,图 8b 中能看出琼脂和两种石墨棒的信

号幅值有明显差距。通过选取图片上有代表性的信号区域和背景区域作为 ROI,利用式(2)计算得到对比度噪声比 (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) 分别为 7.70 dB 和 6.88 dB ^[29],说明使用该系统进行 VA 能创建代表组织声学特性的图像,区分声学特性不同的物质。

$$\text{CNR} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left[10 \log_{10} \frac{(\mu_i - \mu_b)}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_b^2}} \right] \quad (2)$$

其中, μ_i 和 σ_i^2 分别是第 i 个信号 ROI 的均值和方差, μ_b 和 σ_b^2 是背景 ROI 的均值和方差, n 为信号 ROI 的个数。

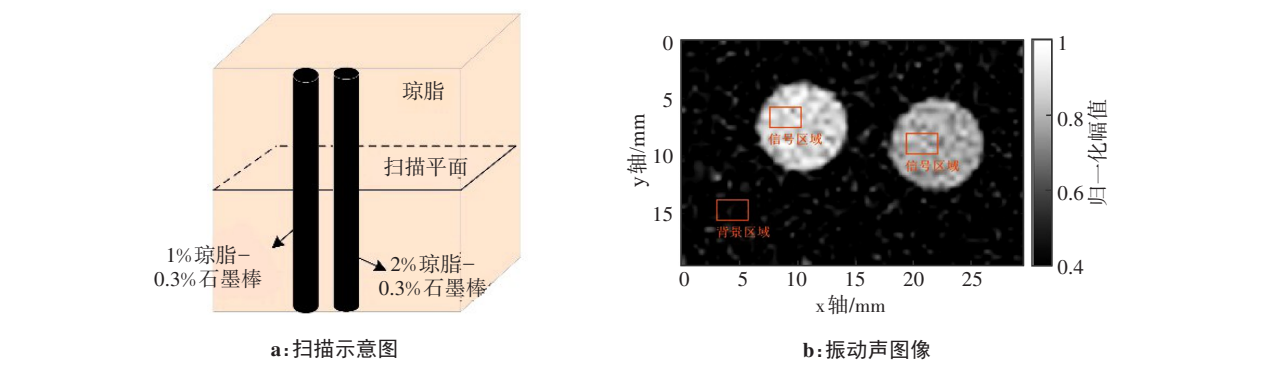


图8 嵌有两根不同浓度石墨棒仿体图像

Figure 8 Image of mimicking phantom with two graphite rods of different concentrations inside

2.4 接收水听器位置对 VA 的影响

将制作的石墨棒嵌于琼脂仿体中作为成像研究对象,包含石墨棒的成像区域为20 mm×20 mm,机械臂在x-y焦平面ROI内逐点扫描,对同一仿体进行3

次重复实验,接收水听器分别放置于换能器的上边、侧边、下边,实验场景如图9所示,对应的振动声图像如图10所示。

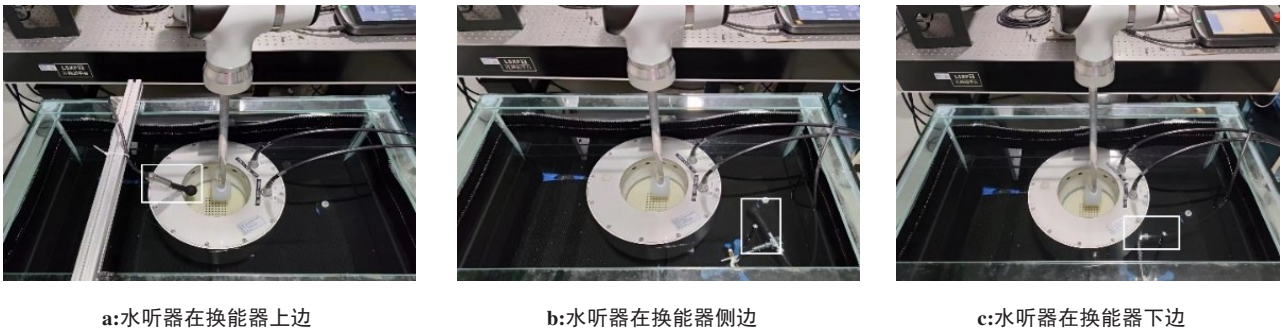


图9 实验场景图

Figure 9 Experimental scenes

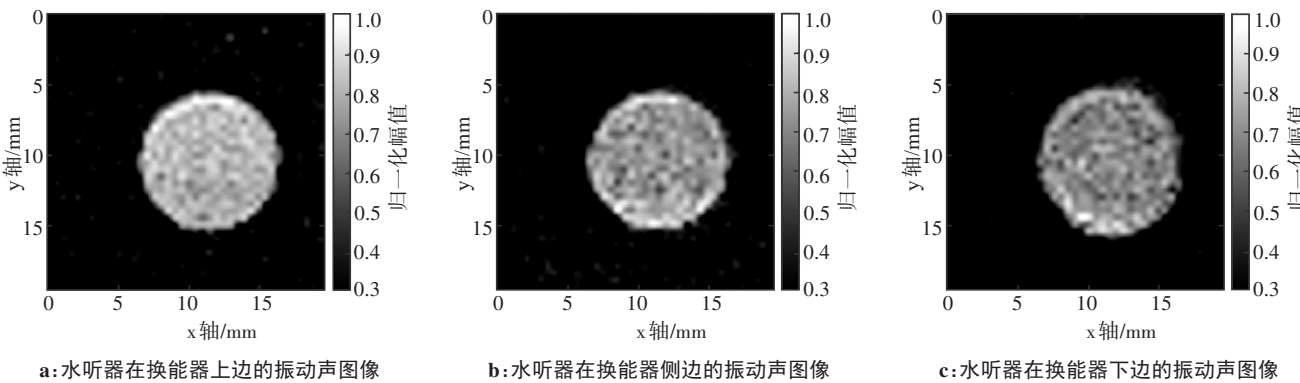


图10 接收水听器位置不同的振动声图像

Figure 10 VA images with hydrophone placing at different positions

使用式(3), Michelson 对比度公式^[30]对图10的对比度分别进行计算,结果为0.99、0.98、0.98,说明当水听器所在位置不同时,图像对比度几乎保持稳定,图像质量没有因为水听器位置变化而变差,都能对

嵌有石墨棒的琼脂仿体进行清晰的成像,说明VA所使用的低频声发射信号具有一定的稳定性,能满足不同条件下的成像需求,有利于VA实际应用的发展。

$$c = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \tag{3}$$

其中, I_{\max} 表示图像中信号的最大幅值, I_{\min} 表示图像中信号的最小幅值。

2.5 换能器元件分布对 VA 的影响

针对换能器元件不同分布情况对 VA 结果的影响, 本研究利用 Matlab 中的 k-Wave 声学仿真工具包构建了一个 32 mm×32 mm×32 mm 的三维区域, 其中每个网格大小为 0.1 mm, 建立元件分布情况不同的换能器仿真模型。具体仿真参数为: 换能器中心频

率 $f_c=945$ kHz, 差频 $\Delta f=15$ kHz, 初始声压值 $P_0=0.5$ MPa, 设定传播介质密度 $\rho=1\,000$ kg/m³, 声速 $c=1\,500$ m/s。当换能器元件分布为 8、16、36 瓣时, 换能器仿真模型如图 11 所示, 图中仅显示频率为 f_1 的部分。其声场 x 轴方向对应的 FWHM 大小如图 12 所示。由图 12 可以看出当换能器元件分布分别为 8、16、36 瓣时, x 轴方向对应的 FWHM 分别为 0.88、0.87、0.88 mm, 几乎保持稳定。通过仿真计算结果可以看出换能器不同的元件分布情况对 VA 空间分辨率的影响较小。

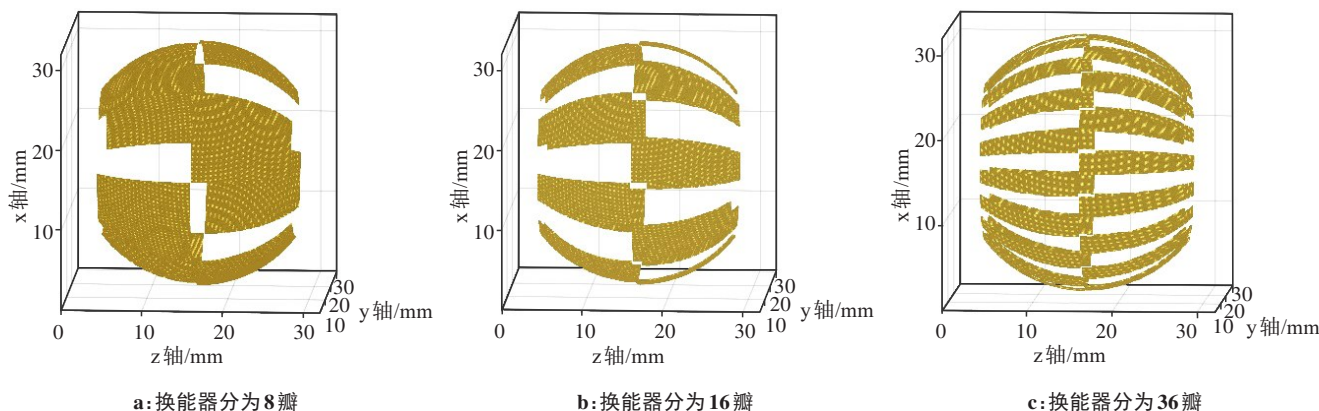


图 11 换能器元件分布仿真模型

Figure 11 Transducer component distribution simulation model

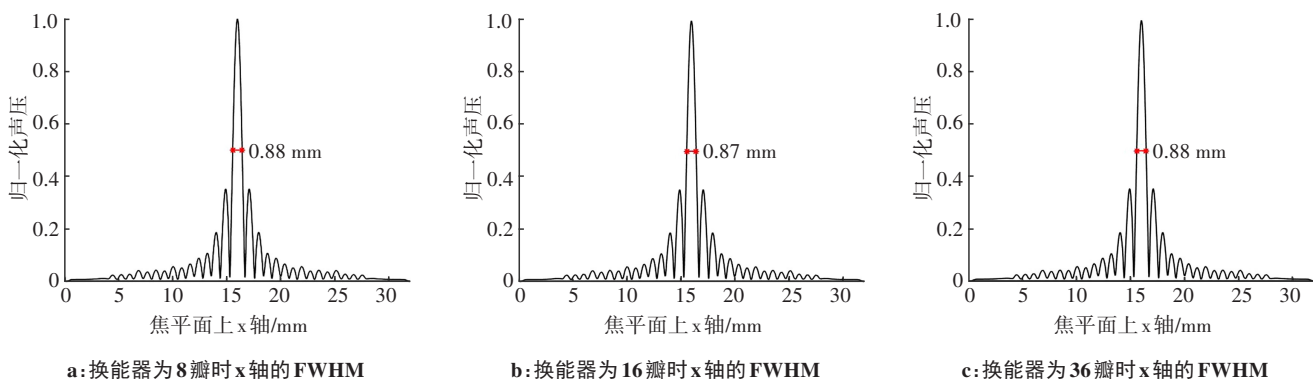


图 12 换能器不同元件分布 x 轴对应的 FWHM

Figure 12 FWHM corresponding to the x-axis distribution of different components of the transducer

2.6 差频值的选取对 VA 的影响

保持换能器中心频率为 945 kHz, 差频 Δf 的变化范围为 1 kHz~30 kHz, 以 0.2 kHz 的差频步进值对 1% 琼脂仿体和 1% 琼脂-0.3% 石墨仿体进行 USAE 信号的检测。两种不同仿体中 USAE 信号的幅频变化曲线如图 13 所示, 根据图 13 选取在两种仿体中信号幅值差异较大的差频值 15.0 kHz 和 16.2 kHz, 信号幅值较接近的差频值 2.4 kHz 和 5.6 kHz。在其他参数相同的条件下, 使用这 4 个不同的差频, 对同一琼脂

包裹的石墨棒仿体进行 VA 实验, 对应的振动声图像如图 14 所示。由图 14a 和图 14b 可以看出, 当差频值对应的 USAE 信号幅值在两种仿体中差异较大时, 能得到 ROI 清晰的振动声图像; 由图 14c 和图 14d 可以看出, 当差频值对应 USAE 信号幅值在两种仿体中几乎相同时, 无法得到 ROI 清晰、完整的振动声图像。结果显示, 选取 USAE 信号幅值在不同仿体中差异较大的差频值进行 VA 是得到质量较好的振动声图像的必要条件。

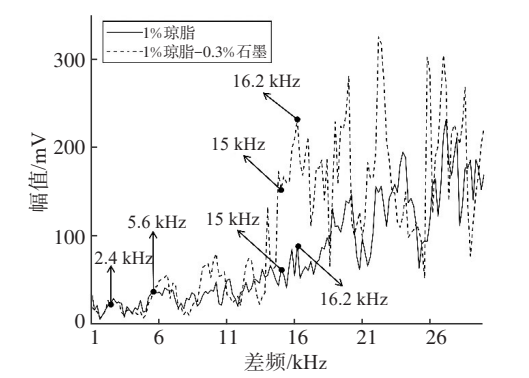


图13 不同仿体 USAE 信号幅频变化曲线图

Figure 13 Amplitude–frequency variation curves of USAE signals of different mimicking phantoms

3 结 论

空间分辨率是一个十分关键的成像指标。为提高 VA 的空间分辨率,本研究尝试构建基于大张角双频聚焦换能器的 VA 系统,通过对换能器声场测试和仿体实验验证该系统较常规 VA 系统空间分辨率更高,并进一步探究仿体声学特性、接收水听器位置、换能器元件分布和差频对 VA 结果的影响。结果表明大张角双频聚焦换能器的聚焦性能良好、旁瓣较低且焦域尺寸较小,基于该换能器的 VA 系统空间分辨率更高,有望为 VA 提供一种可供选择的研究方案。此外,该成像系统对具有不同声学特性的仿体

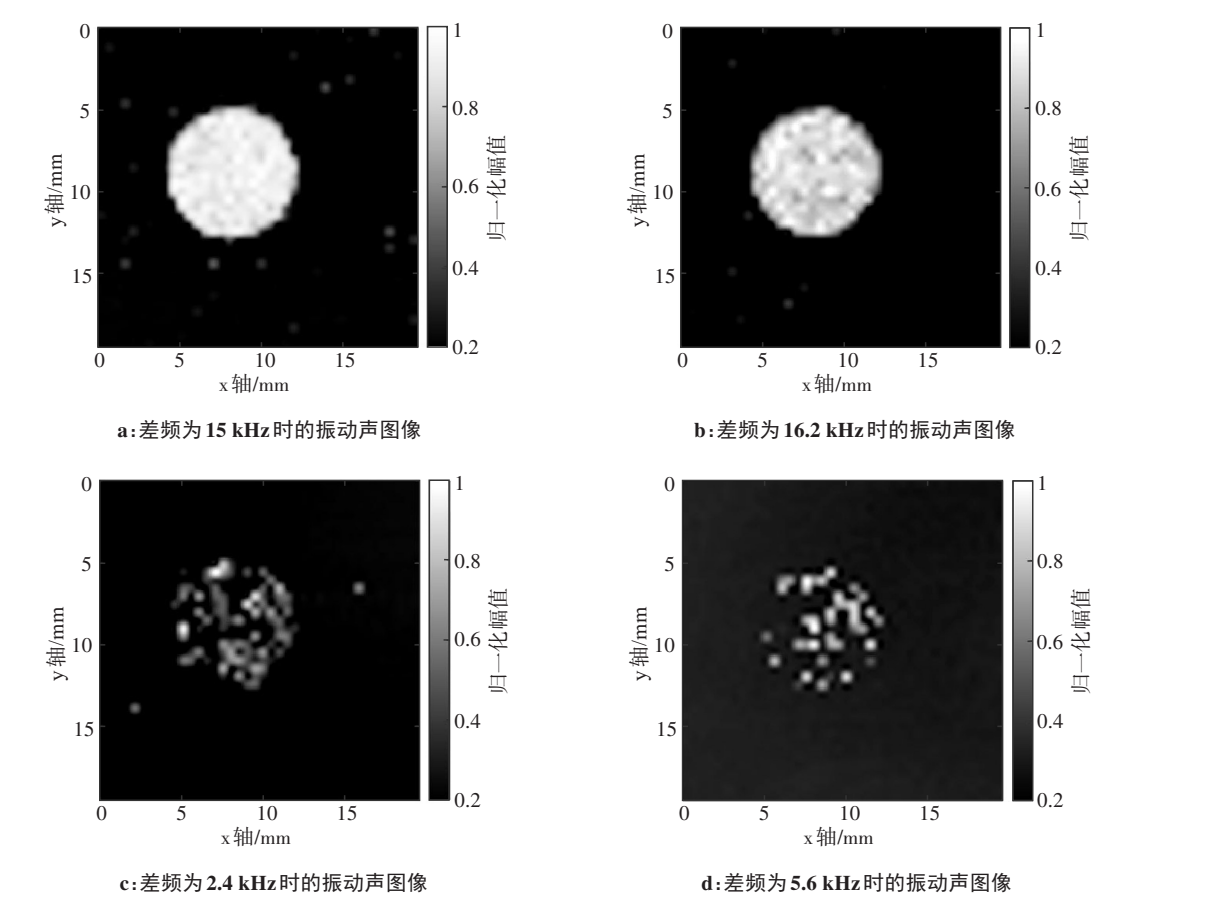


图14 不同差频下的振动声图像

Figure 14 VA images at different difference frequencies

具有良好的区分能力,能实现高对比、高分辨率成像。另一方面,由于 VA 所用的声发射信号频率较低,在水中衰减较小并且指向性不强,使用水听器能在实验环境的各个方位检测到成像所需的低频声发射信号,证明该成像系统对接收水听器的位置不敏感,验证了系统的可行性和有效性。通过仿真实验验证了换能器元件的不同分布情况对 VA 空间分辨率影响较小,并且通过仿体实验说明需要选取 USAE

信号在不同组织中幅值差异较大的差频值来进行 VA。

现在成像所用的逐点扫描方式所需时间较长,无法满足实时成像的需求。后续实验研究将尝试采用大张角双频相控阵聚焦换能器来提高扫描速度、缩短成像时间,并使用该系统深入探究对不同复杂离体组织的成像效果,为大张角双频聚焦换能器在 VA 中的应用提供更多可靠且有效的依据。

【参考文献】

- [1] Urban MW, Alizad A, Aquino W, et al. A review of vibro-acoustography and its applications in medicine [J]. *Curr Med Imaging Rev*, 2011, 7(4): 350-359.
- [2] Haribabu M, Guruviah V, Yogarajah P. Recent advancements in multimodal medical image fusion techniques for better diagnosis: an overview[J]. *Curr Med Imaging*, 2023, 19(7): 673-694.
- [3] Alizad A, Mehrmohammadi M, Mitri FG, et al. Application of vibro-acoustography in prostate tissue imaging[J]. *Med Phys*, 2013, 40(2): 022902.
- [4] Suarez MW, Dever DD, Gu XH, et al. Transcranial vibro-acoustography can detect traumatic brain injury, *in-vivo*: preliminary studies[J]. *Ultrasonics*, 2015, 61: 151-156.
- [5] Alizad A, Fatemi M, Whaley DH, et al. Application of vibro-acoustography for detection of calcified arteries in breast tissue[J]. *J Ultrasound Med*, 2004, 23(2): 267-273.
- [6] Fatemi M, Greenleaf JF. Vibro-acoustography: an imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission[J]. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 1999, 96(12): 6603-6608.
- [7] Agnollitto PM, de Araújo Braz G, Spirlandeli AL, et al. *Ex vivo* vibro-acoustography characterization of osteoporosis in an experimental mice model[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2021, 11(2): 586-596.
- [8] Urban MW, Chalek C, Haider B, et al. A beamforming study for implementation of vibro-acoustography with a 1.75-D array transducer [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2013, 60(3): 535-551.
- [9] Fatemi M, Greenleaf JF. Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography[J]. *Science*, 1998, 280(5360): 82-85.
- [10] 何培忠. 生物组织中的超声激发声发射(USAE)及其医学应用研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2006.
He PZ. The ultrasound-stimulated acoustic emission (USAE) in tissue and its application study in medicine[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2006.
- [11] Alizad A, Whaley DH, Greenleaf JF, et al. Image features in medical vibro-acoustography: *in vitro* and *in vivo* results[J]. *Ultrasonics*, 2008, 48(6/7): 559-562.
- [12] Alizad A, Whaley DH, Greenleaf JF, et al. Critical issues in breast imaging by vibro-acoustography[J]. *Ultrasonics*, 2006, 44 Suppl 1: e217-e220.
- [13] 付丽媛, 李发琪. 高强度聚焦超声换能器[J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26(3): 667-670.
Fu LY, Li FQ. High-intensity focused ultrasound transducer [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2009, 26(3): 667-670.
- [14] Canney MS, Bailey MR, Crum LA, et al. Acoustic characterization of high intensity focused ultrasound fields: a combined measurement and modeling approach[J]. *J Acoust Soc Am*, 2008, 124(4): 2406-2420.
- [15] Li FQ, Wang H, Zeng DP, et al. Sub-wavelength ultrasonic therapy using a spherical cavity transducer with open ends[J]. *Appl Phys Lett*, 2013, 102(20): 204102.
- [16] 耿昊, 范庭波, 张喆, 等. 球形集声器在生物组织中形成的组织损伤[J]. *物理学报*, 2014, 63(4): 044301.
Geng H, Fan TB, Zhang Z, et al. Tissue lesion induced by a spherical cavity transducer[J]. *Acta Physica Sinica*, 2014, 63(4): 044301.
- [17] 罗曼, 何敏, 曾德平, 等. 驻波聚焦在体模中形成的精细损伤[J]. *数据采集与处理*, 2021, 36(4): 722-729.
Luo M, He M, Zeng DP, et al. Precise lesion formed by standing wave focused ultrasound in tissue-mimicking phantom[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2021, 36(4): 722-729.
- [18] 柳鸣鹤, 章东, 裴秀芬. 圆开口对大张角聚焦换能器声场的影响[C]//中国声学学会2007年青年学术会议论文集(下). 武汉: 中国声学学会, 2007: 155-156.
- [19] 戚萌, 刘晓宙, 刘杰惠, 等. 大张角共焦换能器对振动声成像的影响[J]. *应用声学*, 2018, 37(5): 751-757.
Qi M, Liu XZ, Liu JH, et al. Influence of the confocal transducer with a wide aperture angle on vibro-acoustography[J]. *Journal of Applied Acoustics*, 2018, 37(5): 751-757.
- [20] Sarvazyan AP, Rudenko OV, Fatemi M. Acoustic radiation force: a review of four mechanisms for biomedical applications[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2021, 68(11): 3261-3269.
- [21] Westervelt PJ. Acoustic radiation pressure[J]. *J Acoust Soc Am*, 1957, 29(1): 26-29.
- [22] Silva GT, Chen SG, Frery AC, et al. Stress field forming of sector array transducers for vibro-acoustography [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2005, 52(11): 1943-1951.
- [23] 敬宗玉, 邹建中, 李发琪, 等. 一种评价高强度聚焦超声聚焦性能的仿组织体模的建立[J]. *临床超声医学杂志*, 2006, 8(12): 705-707.
Jing ZY, Zou JZ, Li FQ, et al. Development of a tissue-mimicking phantom for evaluating the focusing performance of high intensity focused ultrasound (HIFU) [J]. *Journal of Ultrasound in Clinical Medicine*, 2006, 8(12): 705-707.
- [24] Filippou A, Louca I, Damianou C. Characterization of a fat tissue mimicking material for high intensity focused ultrasound applications [J]. *J Ultrasound*, 2023, 26(2): 505-515.
- [25] 董琦, 林涛. HIFU换能器声场检测系统的设计与实现[J]. *压电与声光*, 2010, 32(1): 165-168.
Dong Q, Lin T. The design and realization of acoustic field detecting system for HIFU transducer[J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2010, 32(1): 165-168.
- [26] 李全义, 李发琪, 寿文德. 高强度聚焦超声(HIFU)的声场检测[J]. *世界科技研究与发展*, 2007, 29(6): 56-60.
Li QY, Li FQ, Shou WD. Characterization of the sound field of high intensity focused ultrasound[J]. *World Sci-Tech R & D*, 2007, 29(6): 56-60.
- [27] 赵小策, 杨平, 祝海江. 光纤水听器测量聚焦换能器声压和温度分布[J]. *北京化工大学学报(自然科学版)*, 2016, 43(5): 84-88.
Zhao XC, Yang P, Zhu HJ. Research of pressure and temperature distributions in high intensity focused ultrasound therapy using a fiber optic hydrophone [J]. *Journal of Beijing University of Chemical Technology (Natural Science Edition)*, 2016, 43(5): 84-88.
- [28] Silva GT, Frery AC, Fatemi M. Image formation in vibro-acoustography with depth-of-field effects [J]. *Comput Med Imaging Graph*, 2006, 30(5): 321-327.
- [29] 刘涛. 眼底OCT图像降噪及边缘检测算法研究[D]. 北京: 清华大学, 2010.
Liu T. Research on noise degradation and contour extraction algorithm for eye fundus OCT images[D]. Beijing: Tsinghua University, 2010.
- [30] Hou GY, Marquet F, Wang ST, et al. Optimization of real-time acoustical and mechanical monitoring of high intensity focused ultrasound (HIFU) treatment using harmonic motion imaging for high focused ultrasound (HMIFU) [C]//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2013: 6281-6284.

(编辑:谭斯允)