

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2412587

# 基于环形阵列的医学超声成像系统设计\*

莫笑海<sup>1,2</sup>, 苏畅<sup>1,2</sup>, 孔超<sup>1</sup>, 蒋乐康<sup>1,2</sup>, 林伟军<sup>1,2</sup>

(1. 中国科学院声学研究所 北京 100190; 2. 中国科学院大学 北京 100049)

**摘要:**针对传统手持式医学超声扫描成像视野狭窄、非标准化等问题,设计并实现了一套基于环形阵列的超声成像系统,包括512阵元超声环形阵列、256/1 024通道超声采集电路、基于PCIe总线的数据传输模块以及相应的采集控制和快速成像软件。多通道采集电路由8个32/128超声收发控制模块组成,可控制512个环阵阵元在12 s内完成全矩阵数据采集和高速传输,实测数据传输效率达1.2 Gb/s。系统具备0.16~15 MHz的频带宽度,以及12.5~100 MHz 4档可调的A/D采样率,有利于适配更广泛的临床和实验需要。采集控制软件可设置多模式超声数据采集,实现快速成像监测和全矩阵数据存储,用于后续的图像精细重建。仿组织体模和活体成像实验表明,系统成像范围大于10 cm×10 cm,能够分辨1 mm的异常,可准确重建生物组织中脂肪、肌肉、骨组织等界面,验证了该系统可以实现大视野的标准化医学超声影像。

**关键词:** 医学超声; 超声成像系统; 环阵换能器; 数据采集系统

**中图分类号:** TH776 TB553 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 140.20 510.1 510.4

## Design of a medical ultrasound imaging system based on a ring array

Mo Xiaohai<sup>1,2</sup>, Su Chang<sup>1,2</sup>, Kong Chao<sup>1</sup>, Jiang Lekang<sup>1,2</sup>, Lin Weijun<sup>1,2</sup>

(1. Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China; 2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

**Abstract:** In order to address the limitations of traditional handheld ultrasound scanning systems, such as narrow field of view, and non-standardization, this article presents the design and implementation of comprehensive ultrasound imaging system based on a ring array. This system encompasses a 512-element ultrasonic annular array, a high-performance 256/1 024-channel acquisition circuit, an efficient PCIe-based data transmission module, and comprehensive software for acquisition control and rapid imaging. The multi-channel acquisition circuit comprising eight 32/128 ultrasonic transceiver control modules enables full-matrix data acquisition and high-speed transmission of 512 annular array elements within 12 seconds, achieving a remarkable data transmission efficiency of 1.2 Gb/s. The system boasts a broadband frequency range of 0.16~15 MHz and adjustable A/D sampling rates ranging from 12.5~100 MHz, which meets the diverse requirements of clinical and experimental applications. The acquisition control software facilitates multi-mode ultrasound data acquisition, enabling the rapid imaging monitoring and secure storage of full-matrix data for subsequent precise image reconstruction. Phantom and in-vivo experiments show that the system can obtain an imaging range exceeding 10 cm×10 cm, resolve 1 mm abnormalities accurately, and provide detailed visualization of interfaces within biological tissues such as fat, muscle, and bone. These results demonstrate the system's capability of performing circumferential scanning, producing comprehensive and standardized medical ultrasound images with a wide field of view.

**Keywords:** medical ultrasound; ultrasound imaging systems; ring transducer; data acquisition system

## 0 引言

超声成像作为一种医学诊断手段,具有无创、无损、实时性好、设备便捷等特点,在临床医学诊断中应用广泛。传统医学超声成像一般使用线阵或凸形弧面换能器阵列,使超声从皮肤表面入射,利用反射信号产生回声图像。受换能器孔径限制,成像区域仅为超声换能器前方的矩形或扇形区域,并且超声图像的侧向分辨率通常低于轴向分辨率<sup>[1]</sup>。另一方面,由于成像视野狭窄,医生检查时需手持超声探头对待检部位往复扫查,同时作出诊断。超声由不同角度入射时图像可能有较大差异,因此医学超声成像中缺少标准化图像,诊断结果高度依赖于医生的操作手法和临床经验<sup>[2]</sup>。近年来发展的自动乳腺容积超声成像(automated breast ultrasound, ABUS)系统可以不依赖医生操作,扫描乳房整体区域而形成标准化的超声影像,但该系统在检查中需要用大型探头对乳腺进行长时间挤压,可能对部分患者造成不适<sup>[3]</sup>。

相比之下,利用旋转或者环形阵列从人体组织侧面进行周向扫描,可在不压迫组织的条件下获得标准化超声影像。将被测部分完全置于换能器围绕的圆形区域内,在环阵所在平面内 360°全方位发射和接收信号进行成像,在这种全孔径发射接收条件下,可以对整个待测物的切面完整成像,且图像在各方向上均可达到较高分辨率<sup>[4]</sup>。进一步地,利用层析成像、全波形反演等重建算法能获取人体组织定量参数(声速、衰减、密度等)的分布,在筛查、诊断和治疗计划中具有潜在的应用价值<sup>[5]</sup>。

为了进行环绕式的超声断层扫描,在换能器阵列设计方面,初期研究中多采用收发分开的单阵元或者线阵超声换能器,利用机械装置带动换能器旋转,以实现周向扫描。例如,美国 Karmanos 癌症研究所于 2005 年开发的双换能器机械旋转扫描系统<sup>[6]</sup>,德国 Karlsruhe 研究所于 2011 年研制的 USCT II 三维超声 CT 成像系统采用了 628 个发射换能器和 1 413 个接收换能器,通过机械旋转进行扫描成像<sup>[7]</sup>。国内中北大学<sup>[8]</sup>、哈尔滨工业大学<sup>[9]</sup>等团队也利用线阵换能器和旋转机械系统进行了成像研究。由于机械扫描耗时较长,这些系统仅采集小角度内的反射回波和透射波,利用基于声射线理论的反射波成像和计算断层成像方法进行成像。

环形换能器阵列可以更快地以全矩阵方式采集,获取包括透射波、反射波、散射波在内的全波形信号,从而利用全孔径波形信息提升成像效果。美国 Karmanos 癌症研究所和劳伦斯利弗莫尔国家实验室于 2006 年开发的成像装置中,采用了 256 阵元的环形阵列<sup>[10]</sup>。2013 年,美国 Delphinus 公司在此基础上研制了 Softvue 超声断层成像系统,针对乳腺成像,采用了 2 048 阵元的环形换能器

阵列,主频为 3 MHz。系统具备 512 个发射和接收控制通道,AD 采样率为 12 MHz,精度为 14 bits,采用 PCIe 进行数据传输<sup>[11]</sup>。

国内华中科技大学<sup>[12]</sup>针对乳腺超声成像设计搭建了基于环形阵列的超声成像实验系统,环阵主频为 3 MHz,具有 2 048 个阵元,系统配备 1 024 个发射接收控制通道,AD 采样率为 12.5 MHz,采用 64 个以太网接口进行数据传输。此外,复旦大学<sup>[13]</sup>、中国科学技术大学<sup>[14]</sup>也搭建了基于环形阵列的超声成像实验系统,采用 Verasonic 公司的 Vantage 商用超声研究平台进行超声发射控制和数据采集。

以上超声环阵系统主要针对乳腺超声成像设计,环阵超声主频在 2.5~3 MHz 之间,AD 采样率不超过 25 MHz。对于四肢等含骨组织,由于骨组织对超声的衰减作用较强,需要更低频率的超声信号以保证透射波的信噪比。而若要对小鼠等小动物进行扫描成像,则需要更高的超声主频和 AD 采样率。因此,为了适配更广泛的临床和实验需要,针对包含四肢等含骨组织在内的人体部位成像或小动物高分辨率超声成像等潜在需求,设计并实现了一套宽频带、可扩展性强的环形阵列医学超声成像系统,可进行多模式超声数据采集,并据此实现大视野、标准化的超声成像。本文将首先阐述系统的总体设计思路,并详细介绍环形阵列、电路系统、采集控制软件等具体实现,通过体模和离体组织成像实验验证系统。

## 1 环形阵列成像原理

利用环形超声换能器阵列,将待测目标部分置于换能器围绕的圆形区域内,并采用全矩阵采集模式(full matrix capture, FMC)进行超声发射和接收,可以获取包括透射波、反射波在内的信号,如图 1 所示。其中,反射波信号的到时和幅度分别反映了待测目标中声阻抗界面的位置和反射强度特性,透射波的到时则反映了待测目标介质的宏观声速。采用延时叠加(delay and Sum, DAS)方法和渡越时间断层成像(time of flight tomography, TOFT)方法,分别处理反射波和透射波,可以充分利用全矩阵模式下采集的丰富信息,获得高质量图像。

### 1.1 反射波成像

DAS 方法根据目标位置与不同接收换能器之间的位置关系,对超声反射回波信号进行相应延时和叠加,使目标点的超声回波信号得以聚焦。对于成像区域内任一位置  $\mathbf{x}$ ,声波由发射阵元  $s$  到达该位置  $\mathbf{x}$ ,再由  $\mathbf{x}$  处散射到达接收阵元  $r$  的传播时间总和为:

$$\tau(\mathbf{x}, s, r) = \frac{|\mathbf{x}_s - \mathbf{x}| + |\mathbf{x} - \mathbf{x}_r|}{c_0} \quad (1)$$

式中:  $\mathbf{x}_s$  和  $\mathbf{x}_r$  分别表示发射阵元  $s$  和接收阵元  $r$  的坐标位

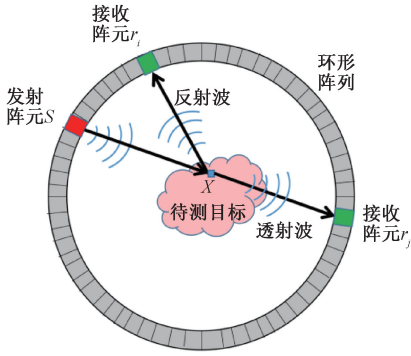


图1 反射波和透射波成像原理

Fig. 1 Schematic diagram of the delay-sum imaging

置,  $c_0$  为介质平均声速。将发射阵元为  $s$  时, 将所有接收回波信号延迟并叠加在一起, 获得图像  $I_s(\mathbf{x})$ :

$$I_s(\mathbf{x}) = \sum_{r=1}^{n_r} S(s, r, \tau(\mathbf{x}, s, r)) \quad (2)$$

每个阵元依次发射并重复以上过程, 子图像相加得到最终的图像  $I$ :

$$I(\mathbf{x}) = \sum_{s=1}^{n_s} I_s(\mathbf{x}) \quad (3)$$

### 1.2 透射波成像

针对透射波信号, 采用迭代优化的 TOFT 方法, 利用初至波的渡越时间来重建目标介质的声速分布。该方法的基本原理为: 首先从接收器记录的信号波形中提取初至波渡越时间, 记作实测渡越时间  $t_{obs}(\mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s)$ , 在某预设声速模型中利用射线法仿真获取合成的初至波渡越时间, 记作  $t_{syn}(\mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s)$ , 比较实测与合成渡越时间的差异, 更新预设的声速模型, 再在新的声速模型上仿真计算合成渡越时间, 迭代此过程直到两种渡越时间相匹配, 此时得到迭代更新后的声速模型即为透射波成像所得的声速分布图像。

具体地, 将待成像区域划分为离散网格, 将二维空间中介质的声速分布模型记作  $c(\mathbf{X})$ 。在高频近似下, 假定波的传播路径可以用射线描述, 则由任一声源发出, 到达空间任一点处声波的渡越时间  $t$  满足以下程函方程:

$$|\nabla t(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s)|^2 = \frac{1}{c(\mathbf{X})^2} \quad (4)$$

快速扫描法求解以上程函方程, 可以获取空间中每一点的声波走时场  $t(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s)$ , 从而得到一定声速模型下所有接收位置处  $\mathbf{X}_r$  的合成初至波渡越时间  $t_{syn}(\mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s)$ 。

为了比较实测渡越时间  $t_{obs}(\mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s)$  与以上合成渡越时间的差异, 以更新声速模型, 定义如下 L2 范数作为目标函数:

$$E_{TOFT} = \frac{1}{2} \sum_{s=1}^{n_s} \sum_{r=1}^{n_r} [t_{syn}(c, \mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s) - t_{obs}(\mathbf{X}_r, \mathbf{X}_s)]^2 \quad (5)$$

再引入伴随状态变量  $\lambda$  构造拉格朗日乘子函数, 将目标函数扩展为如下形式:

$$L_{TOFT} = E_{TOFT} - \frac{1}{2} - \sum_{s=1}^{n_s} \int \lambda(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s) \left[ |\nabla t(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s)|^2 - \frac{1}{c^2(\mathbf{X})} \right] d\mathbf{X} \quad (6)$$

则扩展后的目标函数关于声速的梯度为:

$$\frac{\partial L_{TOFT}}{\partial c} = - \sum_{s=1}^{n_s} \int_{\Omega} d\mathbf{x} \frac{\lambda(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s)}{c^3(\mathbf{X})} = \frac{\partial E_{TOFT}}{\partial c} \quad (7)$$

令  $\partial L_{TOFT} / \partial t = 0$ , 即:

$$\nabla \lambda(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s) \nabla t(\mathbf{X}, \mathbf{X}_s) = 0 \quad (8)$$

求解得到空间中每一点的伴随场  $\lambda$ , 将伴随场代入式(7), 可计算出目标函数关于声速的梯度。根据最速下降法, 取负梯度方向为更新方向  $d$ , 利用下式进行速度参数的迭代更新:

$$c_{k+1} = c_k + \alpha_k d_k \quad (9)$$

其中,  $k$  表示当前的迭代次数,  $\alpha$  是通过线搜索方法获得的用于更新速度参数模型的步长。

重复以上迭代过程直至收敛, 最终得到待成像区域内介质的声速分布。该图像既包含了介质在空间中的分布情况, 同时还包含了定量的介质声速, 在医学超声成像中可提供生物组织特性相关信息。

## 2 系统设计思路

基于环形阵列的医学超声成像系统总体设计如图2所示, 主要包含环形超声换能器阵列、多通道超声采集控制系统、工控机以及相应软件。

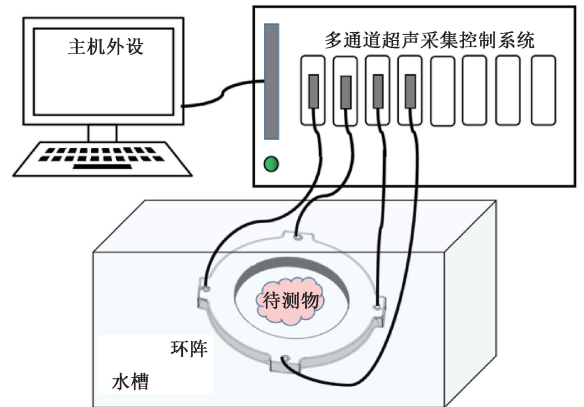


图2 系统总体结构

Fig. 2 Overall system structure

### 2.1 换能器设计

环形换能器阵列置于水槽中, 在水浸条件下进行超声发射和接收。针对人体四肢的常规尺寸, 环阵内径设

置为 22 cm。同时,考虑到四肢部分中含有骨骼,对高频超声会造成较强的散射和衰减,为了增强透射波能量,需要降低超声频率。经实验测试,选择 0.9 MHz 的超声中心频率。为保证成像精度,同时兼顾阵元发射和接收灵敏度,阵元数目设置为 512 个。

### 2.2 采集控制系统设计

超声采集控制系统的主要功能包括:通道选择、超声激励、接收与信号调理、AD 采集以及数据通信。尽管目前的环形换能器阵列仅具有 512 个阵元,但考虑到未来扩展性需要,超声采集控制系统设计为可控制 1 024 个阵元。具体地,系统由 8 个 32/128 超声收发控制与采集模块组成,每个 32/128 超声收发控制模块包含 32 个发射通道、32 个接收通道、1:4 时分复用开关以及 32 个高速数据采集通道,可连接并控制环形换能器阵列的 128 个阵元。

在系统频带参数选择方面,系统兼顾了不同医学超声成像应用场景下的需求。首先,在接收信号调理与放大部分设置较宽的系统频带宽度;其次,在 AD 采样部分,选用 100 MHz 以满足高分辨率成像需求,同时设置了由 12.5~100 MHz 4 档可调的采样率模式,可适配不同中心频率的超声换能器阵列,在低频情况下可减少需采集处理的数据量。

环形换能器阵列通常采用全矩阵采集模式。首先,声波由环形换能器阵列上的单个阵元发射,在环形内部区域传播,在其中放置的人体组织或仿体表面及内部经过反射、折射、散射和绕射等复杂过程,随后被环形换能器阵列中包含发射阵元在内的所有阵元接收。接着,其他阵元依次发射,重复上述过程。最终得到包含所有发射-接收对的数据集,数据维度为  $(n_s, n_r, n_t)$ ,其中  $n_s$ 、 $n_r$  分别为发射阵元和接收阵元的个数,  $n_t$  为时间采样点数量。针对这种大数据量采集,为了保证稳定数据采集传输的效率和稳定性,系统选择 PCIe 总线用于超声发射接收控制模块与工控机的互联,如图 3 所示。

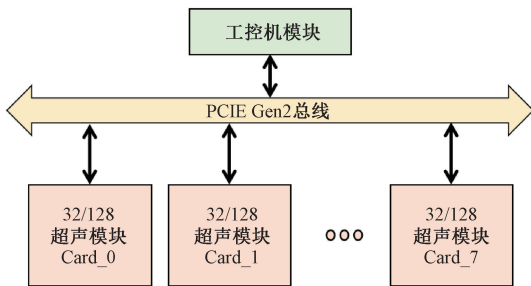


图 3 工控机与 8 个超声模块间的互联框图

Fig. 3 Block diagram of the interconnection between industrial computer and 8 ultrasound modules

### 2.3 软件设计

采集控制软件在工控机上运行,其主要功能包括:超声发射控制、超声数据采集及预处理、数据实时显示等。在超声发射控制部分,需设置超声环阵各阵元的发射和接收参数,并将控制参数分组下发至采集硬件电路系统。电路系统根据设定的参数实现超声发射,并接收回波数据,经前置放大、A/D 转换等过程后打包上传至主机。软件解析数据包并进行实时显示、数据存储和成像处理。软件整体架构采用软件设计行业常用的 3 层架构,整体架构划分为 3 层,如图 4 所示,包括用户接口层、后端处理层与硬件接入层。

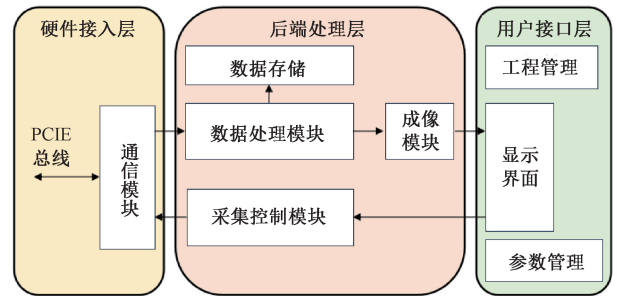


图 4 软件系统框图

Fig. 4 Block diagram of the software system

用户接口层包括显示采样数据、显示超声图像、提供工程管理和参数管理等功能。后端处理层将发射参数、收发序列等系统参数转化成适配采集设备控制的命令并下发,读取硬件缓存区中的波形数据并按照规定有序存储,同时还需要进行数据的快速处理和成像。

软件在发射接收模式和成像上采用灵活可扩展的设计思路,支持多种发射接收模式:一方面,利用小孔径超声回波数据,通过延时叠加成像方法,快速获取反射波图像,以便实时监测成像目标情况;另一方面,以全矩阵模式采集超声数据并存储,用于进一步的透射波层析成像、全波形反演等处理,以重建更高分辨率的定量声学参数图像<sup>[15-16]</sup>。

## 3 系统实现

基于以上设计思路,设计实现了包含环形超声换能器阵列、多通道超声采集控制系统及工控机的超声成像系统,系统实物照片如图 5 所示。

### 3.1 环形换能器阵列

环阵外形如图 6 所示,环形阵列外尺寸为 360 mm×360 mm,外壳厚度为 31 mm,环形内径为 220 mm,阵元有效高度为 20 mm。该环阵具有 512 个阵元,使用 PZT 材料,阵元中心频率为 0.9 MHz,阵元大小为 1.2 mm,阵元

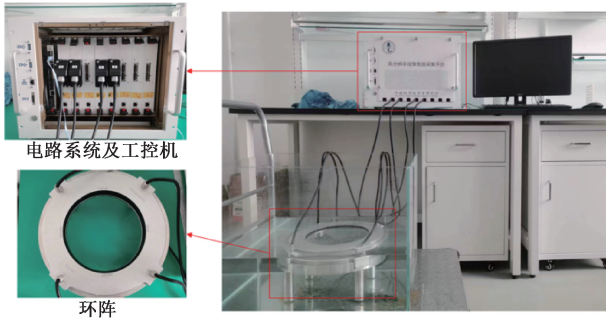


图5 系统实物照片

Fig. 5 Photos of the experimental system

中心间距 1.33 mm。每个阵元轮流发射相同的声波脉冲,如图7所示,所有阵元均接收。

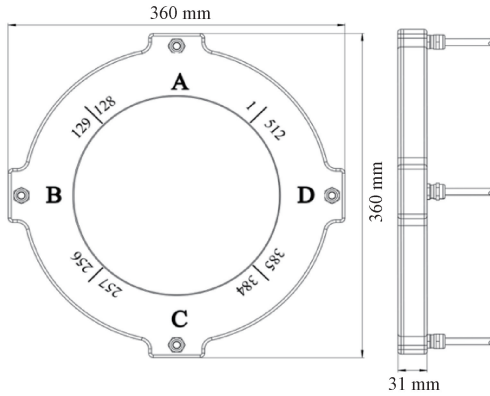


图6 环形阵列换能器外形俯视图和侧视图

Fig. 6 Top and side views of ring array transducer

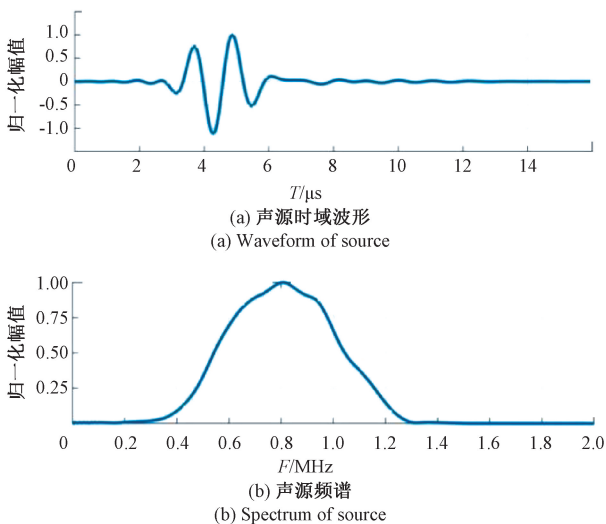


图7 声源时域波形和频谱

Fig. 7 Waveform and spectrum of source

形子阵列具有 128 个阵元。4 个子阵通过外壳连接为一体,并在相邻弧形阵列的接缝处采用了过渡阵元设计,以保证阵元性能的一致性。每个子阵引出一组连接线,连接至 IPEX 接口。

### 3.2 电路系统

多通道超声采集控制系统及工控机集成在一个机箱内,如图8所示。图8中最左侧为工控机主板,多通道超声采集成像电路系统由 8 个 32/128 超声收发控制与采集模块组成,对应的 8 块板卡通过总线控制板与工控机主板相连。

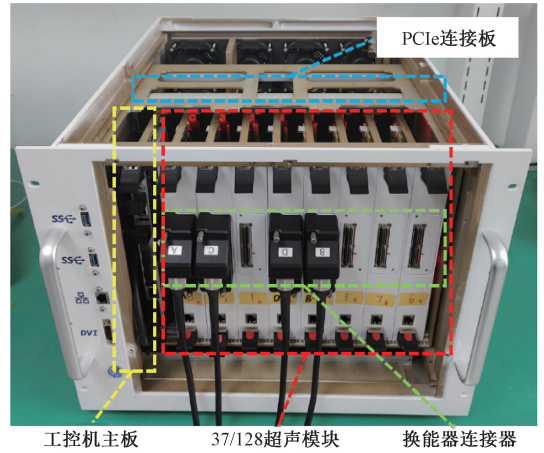


图8 多通道超声采集控制电路系统照片

Fig. 8 Photo of the multi-channel ultrasonic acquisition and control system

每个 32/128 超声收发控制与采集模块的结构框图,如图9所示。从图9中可以看出,每个 32/128 超声收发控制与采集模块主要由电源系统、信号连接器、同步单元、发射/接收控制单元、高速数据缓存器、数据处理单元、高速通信单元、换能器连接器以及 32 个通道发射和采集电路组成。其中,每个通道发射和采集电路包括 1/4 时分复用开关、高压激励产生与 T/R 开关、宽带接收放大器、高速 A/D 转换等部分。

对每个通道,通过 T/R 开关切换发射/接收状态,高压激励部分实现高压正负矩形激励脉冲的产生,用来激励超声换能器。宽带接收放大器部分用来实现微弱的超声回波信号的限幅、滤波、低噪声放大等。高速 A/D 转换部分用于实现超声回波信号的高速 A/D 转换。时分复用通道开关部分用来实现超声发射接收通道的 1:4 时分复用。通过开关切换,可以使每个超声模块连接并控制超声换能器阵列的 128 个阵元。以第 0 通道为例,该部分的开关切换如图 10 所示。

控制采集部分包含发射/接收控制单元,高速数据缓存器、同步单元、数据处理单元和高速通信单元。其中发射/接收控制单元用来实现超声发射接收参数的控制,数

环阵的芯部是由 4 个弧形子阵列组合而成,每个弧

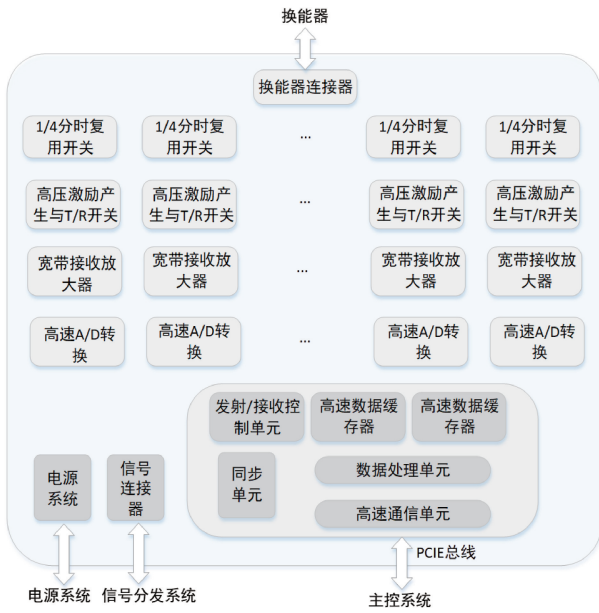


图 9 单个 32/128 超声模块框图

Fig. 9 Block diagram of an ultrasound module with 32/128-channel

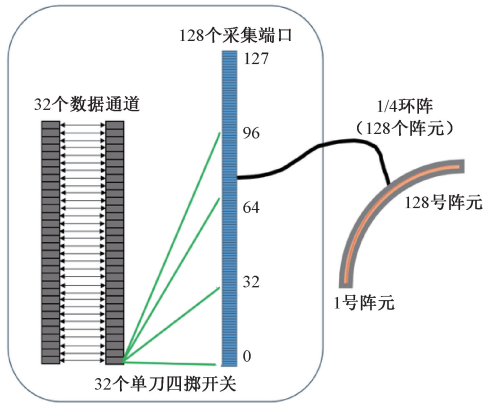


图 10 单个超声模块的时分复用通道开关切换 (以第 0 通道为例)

Fig. 10 Time-division multiplexed channel switching for a single ultrasound module (channel 0 as an example)

据缓存器采用了双缓存设计以保证高速采集和传输情况下的稳定可靠性,数据处理与高速通信部分用来实现超声回波数据打包和高速上传。

8 个 32/128 超声模块与工控机之间采用 X4 PCIe Gen2.0 进行高速互联,实测数据采集速度高达 1.2 Gb/s,可以实现 1 024 通道的超声回波数据的高速采集。

### 3.3 采集控制软件

软件开发平台为 Windows,开发工具为 QT creator,运行环境为 PC (Win11 系统),开发语言为 C++和 python。软件主界面如图 11 所示,其中左上区域用于显示单个阵

元发射时所有阵元的回波信号,右上区域用于显示单道波形,左下区域为控制区,右下区域用于显示成像结果。

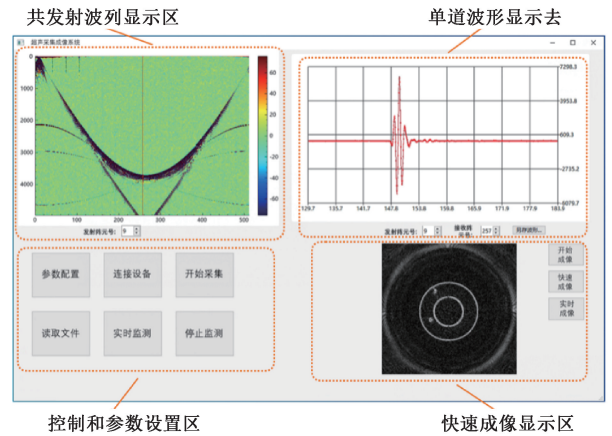


图 11 软件主界面

Fig. 11 Main interface of our software

软件可实现多种发射接收模式,此处主要介绍全矩阵采集模式的实现方法。由于本系统中超声通道为 1:4 复用,在第  $i$  通道发射时,512 阵元的超声回波信号接收通过该通道 4 次发射来实现,如图 12 所示。图 12 中展示了通道 0 发射时,前 2 次发射的通道切换情况。具体地:第 1 次发射时,通过 0 发射,通道 0~31、128~159、256~287、384~415 接收;第 2 次发射时,第 0 通道在完成发射后,按设定的时间间隔切换时分复用开关至第 32 通道进行接收,通道 32~63、160~191、288~319、416~447 接收;第 3 次发射时,第 0 通道在完成发射后切换至第 64 通道进行接收,通道 64~95、192~223、320~351、448~479 接收;第 4 次发射时,第 0 通道在完成发射后切换至第 96 通道进行接收,通道 96~111、224~254、362~393、480~511 接收。

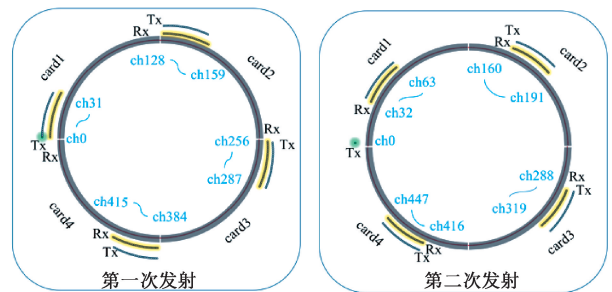


图 12 第 0 通道发射时,512 通道接收回波的通道时分复用示意图

Fig. 12 Time-division multiplexing schematic for the receiving echoes of 512 channels when channel 0 is transmitting

为了实现 512 阵元环形阵列的全矩阵采集,每个阵元需进行 4 次发射才能完成所有阵元的接收,因此完成

所有阵元发射共需发射 2 048 次。由于环形阵列结构的特殊性,声波可在环阵内表面多次反射,为了不发生信号混叠,系统的脉冲重复频率(pulse repetition frequency, PRF)与传统医学超声成像设备相比略低。以上两个因素导致系统数据采集所需的时间较长,PRF 取 0.4 kHz 时,完成一组全矩阵数据采集大约需 5.1 s。全矩阵模式下采集的数据可用于层析成像、全波形反演等重建处理方法,以获取高分辨率定量声学参数图像。由于数据量和计算量大,这些图像重建方法耗时较长,且需要在 GPU 等高性能硬件支持下完成。

为了在数据采集过程中实时监控信号质量,以便调整发射和接收参数,软件以共发射波列和单通道波形这两种方式实时显示接收信号。进一步地,可改变发射接收模式,减小发射次数和接收孔径,利用反射波采集模式和延时叠加(delay and sum, DAS)成像方法,加快成像速度。将接收孔径限制为 32 个阵元,则每个发射阵元只需发射一次即可完成采集,512 阵元全发射条件下完成一

组反射波采集的时间为 1.3 s。

## 4 结 果

### 4.1 系统特色和对比

本文系统与现有国内外类似的环形阵列超声成像系统主要参数对比,如表 1 所示。本系统的主要特色包括:1) 现有系统中心频率较高,多针对软组织成像,本文系统中较低的中心频率与大范围可调的发射电压,可满足对含骨组织在内的多个人体部位成像,保证较高的穿透力与信噪比;2) 系统频带宽度较宽,采样率可调,可针对不同尺寸的成像目标和分辨率需求,适配不同频率范围的超声换能器阵列;3) 采用 PCIe 总线进行数据传输,实现高速稳定的信号采集;4) 可实现多模式超声数据采集和成像,同时满足快速成像监测和图像精细重建的需求。本文系统采用的阵元数为 512,相比于现有系统数量较少,有利于控制硬件与采集时间成本。

表 1 系统主要参数对比

Table 1 Comparison of main system parameters

系统模块	主要参数	本文系统	SoftVue 2013 <sup>[11]</sup>	UltraLucid 2022 <sup>[12]</sup>
换能器	阵元数	512	2048	2048
	中心频率	0.9 MHz	3 MHz	3 MHz
	-6 dB 带宽	74%	1~5 MHz	70%
	内径尺寸	22 cm	22 cm	22.2 cm
采集电路	通道数	256/1024	512/2048	1024/2048
	系统带宽	0.16~15 MHz	-	-
	A/D 采样率	12.5 MHz, 25 MHz, 50 MHz, 100 MHz 四档可调	12 MHz	12.5 MHz
	A/D 采样精度	14 bits	14 bits	14 bits
数据 传输	最大发射电压	200 V <sub>pp</sub>	-	80 V <sub>pp</sub>
	采集时间	小孔径模式:1.3 s/slice 全矩阵模式:5.1 s/slice	2.3 s/slice	1.6 s/slice
	采集数据量	小孔径模式:0.15 Gb/slice 全矩阵模式:2.42 GB/slice	4.125 Gb/slice	12.81 Gb/slice
数据 传输	接口	PCIe	PCIe	64 个以太网接口
	传输速率	1.2 Gb/s	-	62.8 Gb/s

### 4.2 实验设置与数据预处理

本文分别对软组织体模和在体含骨组织进行了成像实验。由多通道超声采集控制系统通过 4 个 IPEX 接口与环形换能器阵列的 4 个子阵列相连。环阵置于水中,在水浸条件下进行超声发射和数据采集。待测物放置在环形阵列中心位置。实验过程中,通过软件系统以 FMC

方式进行发射采集,依次控制每个换能器阵元发射中心频率 0.9 MHz 的超声脉冲信号,所有阵元均进行数据采集,数据维度为(512,512,4 599),其中发射和接收阵元数均为 512,时间采样点为 4 599 个,采样频率为 25 MHz,对应的时间采样长度为 184 μs。

如图 13 所示为一组全矩阵采集得到的波列图示例,

在反射波和透射波成像中分别使用不同接收阵元的数据。红框区域标注了在反射波成像中使用到的 32 道反射波数据。黑色实线则标注了在透射波成像中 64 道透射波的初至波渡越时间。

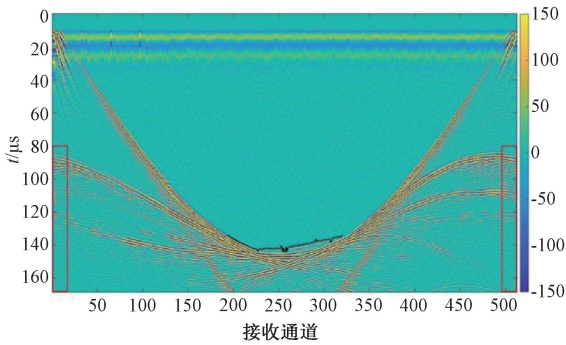
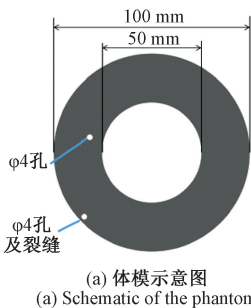


图 13 1 号阵元发射时各通道的接收数据

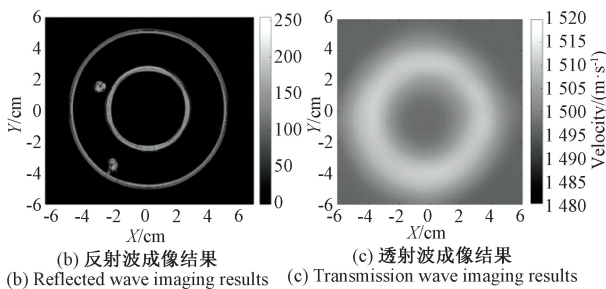
Fig. 13 Received data of each channel when array element 1 is transmitting

### 4.3 仿组织体模成像实验

利用尺寸和声学参数已知的仿组织材料超声体模进行成像实验。该体模为声速均匀的空心圆柱,材料声速为  $1\,540 \pm 10$  m/s ( $23^\circ\text{C} \pm 3^\circ\text{C}$ ), 外径 100 mm, 内径 50 mm, 高度 150 mm。如图 14(a) 所示,模型中有 2 个直径为 4 mm 的孔洞,其中一个孔靠近圆柱体外侧并产生裂缝,柱体内部、孔洞和裂缝中均充满水。在对体模制作打孔时,其中一个孔洞位置靠近体模外壁,圆孔周围出现裂纹,并关联至圆柱外壁的开裂,裂纹宽度小于 1 mm。



(a) 体模示意图  
(a) Schematic of the phantom



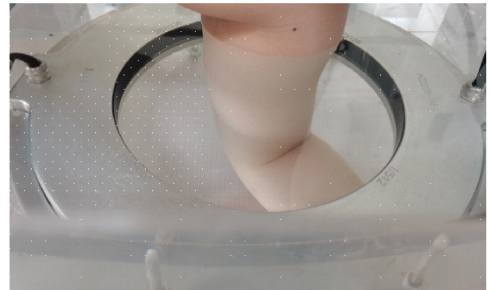
(b) 反射波成像结果 (c) 透射波成像结果  
(b) Reflected wave imaging results (c) Transmission wave imaging results

图 14 仿组织体模快速成像结果  
Fig. 14 Results of phantom imaging

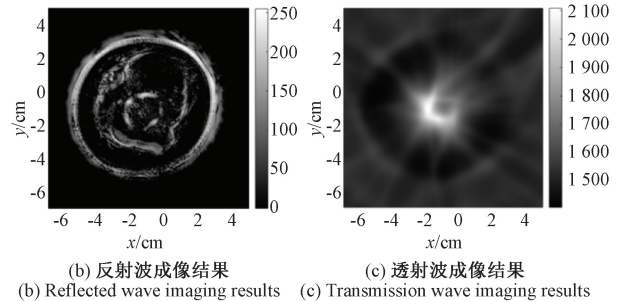
DAS 成像结果如图 14(b) 所示,从图中可以看出,对尺寸在  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  范围以内的圆柱形体模实现了准确的成像,成像结果可以正确呈现体模的几何轮廓,并准确定位体模中的小孔位置,同时还可以观察到孔洞旁小于 1 mm 的裂缝。TOFT 成像结果如图 14(c) 所示,从图中可以观察到圆柱形体模的声速分布变化。TOFT 重建的声速分布分辨率较低,这是由于此类方法的分辨率与第一菲涅尔带相关<sup>[15]</sup>。

### 4.4 在体组织成像实验

为了验证本系统对人体肢骨组织成像效果,对人体上臂进行了超声成像采集。如图 15(a) 所示,实验时,受试者将手臂穿过环阵浸入水中,尽量保持手臂与环阵所在平面垂直,以减少超声容积效应,保证反射回波的能量。



(a) 上臂超声环阵成像采集实验照片  
(a) Experimental photographs of imaging acquisition with upper arm ring array



(b) 反射波成像结果 (c) 透射波成像结果  
(b) Reflected wave imaging results (c) Transmission wave imaging results

图 15 上臂环阵超声采集和快速成像实验结果  
Fig. 15 Upper arm ring array ultrasound acquisition and results of imaging experiments

采集到的数据经 DAS 成像处理,结果如图 15(b) 所示。图中最外层圆形轮廓为上臂皮肤表面,最内层较亮的圆形轮廓为肱骨表面,二者之间的部分图像显示了肌肉之间、肌肉与脂肪之间的分界面。对比图 16 所示的典型上臂横断面磁共振影像,可以看到超声图像中的皮肤、脂肪、肌肉、骨皮质等界面形态均得到了正确重建。TOFT 成像结果如图 15(c) 所示,图中可见上臂中央区域骨质结构的高声速分布。



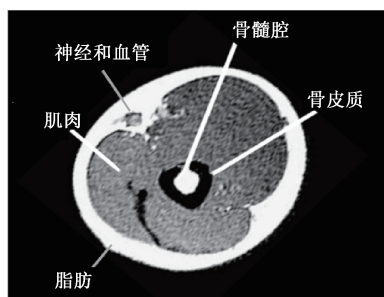


图 16 典型上臂横断面磁共振影像<sup>[17]</sup>

Fig. 16 Typical upper arm cross-sectional magnetic resonance image<sup>[17]</sup>

## 5 结 论

本文基于环形超声换能器阵列设计了一套医学超声成像系统,包括 512 阵元超声环形阵列、256/1 024 通道超声采集系统、基于 PCIe 总线的数据传输模块以及相应的采集控制和快速成像软件。该系统能够从周向扫描人体组织,成像视野可覆盖完整的待检部位,实现标准切面影像采集,有效解决传统医学超声成像中视野狭窄的问题。

系统具有良好的可扩展性,设计实现了较宽的频带范围,采样率和发射电压等参数可在较大范围内灵活设置。针对四肢等含有骨骼的人体部位,设计了较低频率的超声环阵,同时,通过与不同尺寸、频率的换能器阵列配合,也可满足小动物高分辨率超声成像等需求。此外,系统支持多模式超声数据采集和成像,既可以利用反射波或透射波进行快速成像,也可以获取到包含透射、绕射波在内的全孔径全波形数据,用于进一步的全波形反演等重建算法处理,得到更高分辨率的组织声参数(声速、衰减、密度等)定量图像<sup>[16]</sup>。

目前系统的采集控制和快速成像处理在工控机上完成,受硬件条件所限,采集处理和显示速度还无法达到实时。下一步将通过集成 GPU 等高性能处理器,并设计新的发射和接收序列,进一步提升系统数据采集和成像效率。

## 参考文献

[ 1 ] HASEGAWA H. Advances in ultrasonography: Image formation and quality assessment[J]. *Journal of Medical Ultrasonics*, 2021, 48(4): 377-389.

[ 2 ] BERG W A, VOURTSIS A. Screening breast ultrasound using handheld or automated technique in women with dense breasts [J]. *Journal of Breast Imaging*, 2019, 1(4): 283-296.

[ 3 ] MUSSETTO I, GRISTINA L, SCHIAFFINO S, et al.

Breast ultrasound: Automated or hand-held? Exploring patients' experience and preference [J]. *European Radiology Experimental*, 2020, 4(1): 1-6.

- [ 4 ] QU X L, AZUMA T, YOGI T, et al. Synthetic aperture ultrasound imaging with a ring transducer array: Preliminary ex vivo results [J]. *Journal of Medical Ultrasonics*, 2016, 43(4): 461-471.
- [ 5 ] OPIELIŃSKI K J, PRUCHNICKI P, SZYMANOWSKI P, et al. Multimodal ultrasound computer-assisted tomography: An approach to the recognition of breast lesions [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2018, 65: 102-114.
- [ 6 ] DURIC N, LITTRUP P, BABKIN A, et al. Development of ultrasound tomography for breast imaging: Technical assessment[J]. *Medical Physics*, 2005, 32(5): 1375-1386.
- [ 7 ] RUITER N V, ZAPF M, HOPP T, et al. Phantom image results of an optimized full 3D USCT [C]. *Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. SPIE, 2012, 8320: 46-51.
- [ 8 ] 刘畅. 基于 PMUT 线阵柱形运动的乳腺超声 CT 系统设计及成像算法研究[D]. 太原:中北大学, 2019.
- LIU CH. Design and imaging algorithm of breast ultrasound CT system based on PMUT linear array cylindrical motion [D]. Taiyuan: Zhongbei University, 2019.
- [ 9 ] YUAN Y, ZHAO Y, SHEN Y, et al. The impact of element spatial arrangement on ultrasound tomography: Experimental results [C]. 2020 15th IEEE International Conference on Signal Processing (ICSP), IEEE, 2020, 1: 542-545.
- [ 10 ] DURIC N, LITTRUP P, POULO L, et al. Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the computed ultrasound risk evaluation (CURE) prototype [J]. *Medical Physics*, 2007, 34(2): 773-785.
- [ 11 ] DURIC N, LITTRUP P, SCHMIDT S, et al. Breast imaging with the SoftVue imaging system: First results [C]. *Medical Imaging 2013: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*, SPIE, 2013, 8675: 164-171.
- [ 12 ] SONG J J, ZHANG Q D, ZHOU L, et al. Design and implementation of a modular and scalable research platform for ultrasound computed tomography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2022, 69(1): 62-72.
- [ 13 ] JIANG X M, XIAO Y, WANG Y Y, et al. Plane wave imaging combined with eigenspace-based minimum

variance beamforming using a ring array in ultrasound computed tomography [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2019, 18(1): 1-17.

- [14] DING M Y, SONG J J, ZHOU L, et al. In vitro and in vivo evaluations of breast ultrasound tomography imaging system in HUST[C]. *Medical Imaging 2018: Ultrasonic Imaging and Tomography*, SPIE, 2018, 10580: 162-169.
- [15] 李盼盼,李玉冰,苏畅,等. 环形阵列超声断层扫描高分辨率成像方法[J]. *声学学报*, 2023, 48(1): 182-192.
- LI P P, LI Y B, SU CH, et al. High resolution imaging methods for circular-array based ultrasound computed tomography[J]. *Acta Acoustica*, 2023, 48(1): 182-192.
- [16] WU X, LI Y, SU C, et al. Ultrasound computed tomography based on full waveform inversion with source directivity calibration [J]. *Ultrasonics*, 2023, 132: 107004.
- [17] DALY R M, SAXON L, TURNER C H, et al. The relationship between muscle size and bone geometry during growth and in response to exercise [J]. *Bone*, 2004, 34(2): 281-287.

## 作者简介



莫笑海,2017年于安徽大学获得学士学位,现为中国科学院声学研究所硕士研究生,主要研究方向为医学超声成像。

E-mail:moxiaohai@mail.ioa.ac.cn

**Mo Xiaohai** received his B.Sc. degree in 2017 from Anhui University, now he is master's

degree student in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. His main research interests is medical ultrasound imaging.



苏畅,2006年于清华大学获得学士学位,2009年于中国科学院声学研究所获得硕士学位,2013年于中国科学院声学研究所获得博士学位,现为中国科学院声学研究所研究员,主要研究方向为医学超声成像。

E-mail:suchang@mail.ioa.ac.cn

**Su Chang** received her B.Sc. degree in 2006 from Tsinghua University, received her M.Sc. degree in 2009 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, received her Ph.D. degree in 2013 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, now she is researcher in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. Her main research interests is medical ultrasound imaging.



孔超(通信作者),2005年于曲阜师范大学获得学士学位,2008年于中国科学院安徽光学精密机械研究所获得硕士学位,2011年于中国科学院声学研究所获得博士学位,现为中国科学院声学研究所研究员,主要研究方向是高性能超声检测系统技术。

E-mail:kc@mail.ioa.ac.cn

**Kong Chao**(Corresponding author) received his B.Sc. degree in 2005 from Qufu Normal University, received his M.Sc. degree in 2008 from Anhui Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, received his Ph.D. degree in 2011 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, now he is researcher in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. His main research interests is high performance ultrasonic testing system technology.