

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311144

用于动脉血压监测的柔性超声换能器阵列^{*}

刘畅¹, 孙贺¹, 任佳豪¹, 程寰宇², 谢梦莹¹, 刘洋¹

(1. 天津大学精密测试技术及仪器全国重点实验室 天津 300072; 2. 宾夕法尼亚州立大学工程科学与力学系 美国 16802)

摘要:作为重要的生命体征之一,血压是心血管疾病风险评价指标。中心动脉压与靶器官损害和心血管疾病有很强的病理生理联系,动脉血压监测对心脑血管事件有较高的预测价值,可为人体心脏机能、动脉弹性表征等临床诊断提供依据。本文提出的超声压电换能器阵列相比于传统的刚性超声探头,具有柔性、可以贴合人体颈部的特点。制作并对比了低频(2.5 MHz)和高频(4.5 MHz)的1×16线性超声换能器阵列,两个阵列均在仿组织超声体模上进行了成像,穿透深度分别为90和40 mm。换能器阵列在相控阵聚焦发射模式下已实现对颈动脉的连续血压重复检测。与医用中心动脉压检测仪的测量结果对比表明,在静息状态下柔性阵列与医用检测仪所测血压波形的平均相对误差为3.83%,剧烈运动后平均相对误差为5.47%,动脉血压波形测量结果准确,医用价值丰富。

关键词: 柔性超声换能器阵列; 超声成像; 实时血压监测; 动脉波形特征

中图分类号: TH871.7 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Flexible ultrasonic transducer array for arterial blood pressure monitoring

Liu Chang¹, Sun He¹, Ren Jiahao¹, Cheng Huanyu², Xie Mengying¹, Liu Yang¹

(1. State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. Department of Engineering Science and Mechanics, The Pennsylvania State University, University Park, Pennsylvania 16802, USA)

Abstract: As one of the important vital signs, blood pressure is a risk assessment indicator for cardiovascular disease. Central arterial pressure has a strong pathophysiological relationship with target organ damage and cardiovascular disease. Arterial blood pressure monitoring has high predictive value for cardiovascular and cerebrovascular events, which can provide a basis for clinical diagnosis, such as human cardiac function and arterial elastic characterization. The proposed ultrasonic piezoelectric transducer array has the characteristics of flexibility and being able to fit the human neck compared to traditional rigid ultrasonic probes. The 1×16 linear ultrasonic transducer array with low frequency (2.5 MHz) and high frequency (4.5 MHz) is produced and compared. Both arrays are imaged on ultrasonic phantom, with penetration depths of 90 and 40 mm, respectively. The transducer array has achieved continuous and repeated blood pressure detection of the carotid artery in the phased array-focused emission mode. Compared with the measurement results of the medical central arterial pressure detector, the average relative error of the blood pressure waveform measured by the flexible array and the medical detector in the resting state is 3.83%, and the average relative error after intense exercise is 5.47%. The measurement results of the arterial blood pressure waveform are accurate and the medical value is rich.

Keywords: flexible ultrasonic transducer array; ultrasonic imaging; real-time blood pressure monitoring; arterial waveform characteristics

0 引言

动脉血压是推动血管内血液循环的动力。除了血压值,昼夜节律紊乱和血压异常变化与心脑血管事件的发

生密切相关^[1-2]。动脉血压监测可检测高血压和血压昼夜节律变化,有助于提高心脑血管疾病的预测能力。人体的主要器官在解剖学上更接近中央主动脉,其脉动压力更接近中央动脉压,而非外周脉压^[3]。许多研究表明,中心动脉压比外周血压具有更高的心血管事件预测价

值^[4-5]。颈动脉起源于主动脉,其压力曲线更接近中央动脉压力波形。因此,选择颈动脉作为动态血压监测的对象。

最常见的血压测量方法是袖带法,包括示波袖带法和听诊袖带法,袖带法只能间歇性地提供血压值^[6]。另一种临床方法是动脉导管插入术,将动脉导管置入被测者的动脉中,与一次性压力传感器连接直接连续测量动脉内血压,该办法测血压的准确度高,但对操作者的技术要求较高,并可能引起并发症,仅适合在无菌的医院环境中由专业医师为围手术期患者进行血压测量^[7]。与有创方法相比,无创连续血压测量方法更安全、更方便。容积钳法使用充气式指套,通过红外体积描记术测量肢体的动脉血流,并根据指套压力重建血压波形^[8]。然而,容积钳法适合测量外周血压,连续使用容积钳会增加静脉淤滞的风险^[9-10]。另一种非侵入性方法是压平眼压测量法,人为施加力使动脉表面变平,通过力传感器来测量动脉压^[3,11]。然而,传感器需要刚性结构作为支撑^[12],并且极易受到运动伪影^[10]的影响。除了容积钳法和压平眼压测量法外,基于脉搏波的血压估计也得到了广泛的研究^[13-15]。脉冲传输和到达时间由多个信号的特定时间之间的时间延迟确定,通过校准多种参数导出脉冲传输和到达时间与血压之间的关系模型^[16]。在血压测量过程中,需要频繁校准,并选择不同的参数以保持拟合模型的准确性。与压平眼压测量类似,这些方法对电生理信号的运动伪影十分敏感,不能可靠地用于测量日常活动期间的血压^[9]。此外,基于神经网络的血压测量方法能得到较高准确率的血压估计模型^[17-20],但由于数据集的局限,模型的泛化性还有待进一步提高。超声检测是实时动态、灵敏、安全且无辐射的,广泛用于医学诊断和研究,包括血压检测。Weber 等^[21]设计了一个压力球囊和超声的检测系统,压力球囊压迫浅表动脉,超声测量的血流速度作为控制变量改变球囊压力,使血流速度接近一个恒定值,通过校准球囊压力获得动脉压力。Seo 等^[22]设计了一种便携式超声系统,通过测量脉搏波速度来估计颈动脉血压波形。研究证明了基于超声的动脉血压估计的可行性。然而,由于系统设计复杂,操作困难,长期监测血压并不现实。

近年来随着柔性电子技术的快速发展,柔性电子器件的材料、设计和制造工艺都取得了巨大进展^[23-25]。一些柔性电子设备已用于辅助治疗^[26-28]和生命体征测量^[29-32]。将超声检测与柔性电子设备相结合,形成可穿戴式血压检测设备,可以实现长期的血压测量。在这项工作中,设计了一种具有高穿透性和小型的柔性压电超声换能器阵列,用于连续监测血压。柔性压电换能器发射超声波动态检测人体主动脉血管壁并获得关于血管直径的时域信息,根据血压和血管直径之间的关系模型可

以得到主动脉血压波形。柔性阵列对使用者的运动限制很小,为连续无创监测中心主动脉血压提供了可行之路。

1 原 理

心动周期期间的动脉横截面与压力和动脉弹性相关^[12]。反过来,可以根据动脉横截面的变化来计算血压波形。动脉的横截面可以根据动脉的直径来确定。利用压电效应通过超声换能器实时测量动脉的直径变化,进而得到动脉血压的动态变化。

1.1 动脉直径与压力的关系

心脏射血是动脉血压形成的原动力,动脉血压随心室收缩射血和心室舒张充盈而发生规律性波动。动脉血管是弹性的,可以缓冲动脉血压的波动。在射血期,动脉血管被动扩张以容纳部分血液,缓冲收缩压。当心室舒张时,扩张的动脉弹性收缩,推动血液向外周方向流动,维持舒张压。人体以此方式来缩小压差,保持循环动力相对稳定。

动脉压力和直径之间的关系已被广泛研究,包括侵入性^[33-35]和非侵入性^[36-39]研究。Meinders 等^[12]通过动脉横截面与压力之间的指数关系,迭代校准后得到压力波形,允许从直径波形中提取压力波形。血压波形 $p(t)$ 和动脉横截面 $A(t)$ 的函数关系可以表示为:

$$p(t) = p_0 e^{\gamma A(t)} \quad (1)$$

其中, p_0 和 γ 为常数。 p_d 为舒张压, A_d 为舒张末期动脉横截面积, p_s 为收缩压, A_s 为收缩末期动脉横截面积。

由 $p_d = p_0 e^{\gamma A_d}$ 和 $p_s = p_0 e^{\gamma A_s}$, 求解 p_0 和 γ 得到:

$$p(t) = p_d e^{\frac{\ln(p_d/p_s)}{A_d - A_s} (A(t) - A_d)} \quad (2)$$

令 $\alpha = \frac{A_d \ln(p_d/p_s)}{A_d - A_s}$, 则式 (2) 可以表示为:

$$p(t) = p_d e^{\alpha \left(\frac{A(t)}{A_d} - 1 \right)} \quad (3)$$

其中, α 为常量,代表血管的刚度系数。假设动脉横截面是旋转对称的,动脉横截面 $A(t)$ 可以由直径波形 $d(t)$ 由式 (4) 计算得到:

$$A(t) = \frac{\pi d^2(t)}{4} \quad (4)$$

由此,可以根据直径波形 $d(t)$ 计算血压波形 $p(t)$ 。

1.2 超声检测原理

本工作通过脉冲回波法检测颈动脉直径波形。超声波的产生和接收通过压电效应实现,压电效应是在一些晶体材料中机械应变与电荷相互转化的物理现象。阵元在特定极化和电场条件下,通过振动实现机械能和电能的相互转换。压电阵元的振动模式分为伸缩振动、切变

振动、弯曲振动和能陷振动 4 种类型。人体组织基本没有切变弹性,所以横波在人体软组织中不能传播,因此本工作采用产生纵波的厚度伸缩振动模式。

在弹性介质中,声阻抗被定义为介质中某一点处的声压与该点处质点的振动速度之比,表示超声场中介质对质点振动的阻碍作用。向人体发射超声脉冲信号,由于体内不同组织和脏器的声阻抗不同,超声波在声阻抗不连续的界面上形成不同的反射波。血管壁组织和其他周围介质的声阻抗存在差异。声束在血管的前壁和后壁处反射。回波到达超声阵元后,对阵元产生力作用,使之形变,同时在阵元两个表面产生电荷,回波转换为电信号。通过计算超声波的传播距离,可以获得颈动脉血管的直径,进而得到血压值。每秒发射的脉冲数为脉冲重复频率,超声换能器按设置的脉冲重复频率发射脉冲波,处理回波信号可以得到血管直径的离散值,通过拟合及计算可以得到血压变化曲线。

2 声场仿真

使用 Field II 模拟程序对换能器阵列进行声场仿真,Field II 基于线性声学模拟超声换能器声场,使用 Tupholme-Stepanishen 方法计算空间脉冲响应^[40]。根据惠更斯原理,超声波从声源发出后在介质中传播,被激发产生振动的质点可以被视为发射子波的新声源。通过控制多个源的振动顺序和时间,声束可以向不同方向偏转,设置振动延时的长短可以控制波束偏转的角度。发射采用相控阵电子聚焦方式,在介质中合成波波阵面为凸球面,声波在焦点处相干叠加,实现在目标区域的能量汇聚^[41]。

在 Field II 发射声场仿真中,衰减系数被设置为 $0.81\text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$ 模拟声波在人体中的传播。超声波在组织中传播的衰减程度与频率成正比,组织穿透能力与轴向分辨率之间存在矛盾。图 1 是由单个换能器在不同频率下的发射压力场绘制出的指向性图,换能器的尺寸为 $2\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ 。随着频率的增加,换能器产生的波束的指向性更好,能量密度降低。

医学中常使用 $4\sim 8\text{ MHz}$ 的线阵探头检查颈动脉,对于部分血管位置较深的被测者常使用 $2.5\sim 5\text{ MHz}$ 的小曲率凸阵探头进行探测^[42]。选择能量更大的 2.5 MHz 和指向性更强的 4.5 MHz 作为中心频率,模拟换能器阵列计算声场。换能器阵列为 1×16 的一维线性阵列,阵元宽度为 0.8 mm ,阵元高度为 13 mm ,阵元间隔为 0.2 mm ,两种换能器阵列在垂直于换能器平面上的声场压力分布如图 2 所示。

在图 2 所示的声场分布图中,两个阵列均聚焦于 40 mm 深度处,中心频率为 2.5 MHz 的阵列在焦点处的

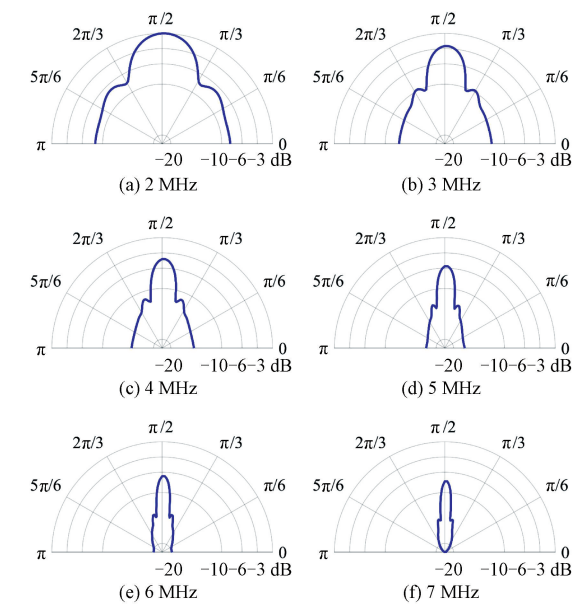


图 1 不同频率换能器声场仿真的指向性图
Fig. 1 Directionality diagram of sound field simulation of transducers with different frequencies

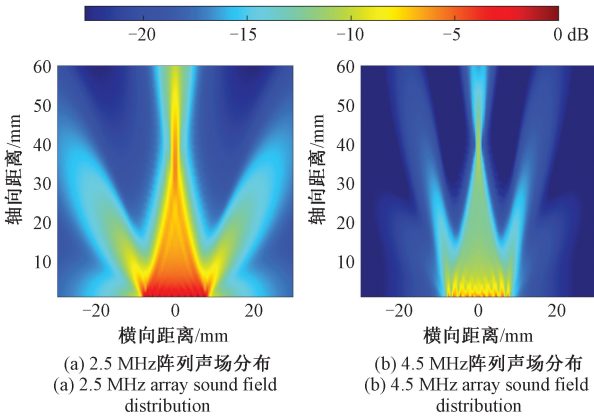


图 2 声场仿真图
Fig. 2 Sound field simulation diagram

能量是中心频率为 4.5 MHz 阵列的 2.38 倍。两个阵列在 40 mm 深度的声场如图 3 所示,采用波束宽度和旁瓣级来表述声场分布的特点。波束宽度指两侧声场幅值相对声束轴线方向上极大值下降 3 dB 的宽度,中心频率为 2.5 MHz 的阵列波束宽度为 2.11 mm ,中心频率为 4.5 MHz 的阵列波束宽度为 1.34 mm 。旁瓣级为声场分布图中最大旁瓣幅值归一化的数值,中心频率为 2.5 MHz 的阵列旁瓣级为 -9.70 dB ,中心频率为 4.5 MHz 的阵列旁瓣级为 -6.99 dB 。在其他条件相同的前提下,高频超声换能器可以获得更窄的波束宽度,但同时旁瓣级也会增加。

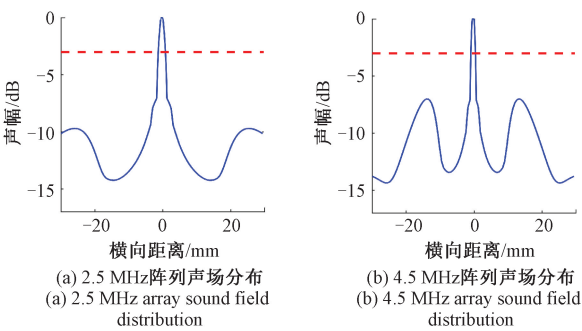


图 3 40 mm 深度的声场分布

Fig. 3 Sound field distribution at 40 mm depth

3 阵列制作与成像

3.1 阵列制作

柔性超声换能器阵列由压电片、柔性基底和柔性电极组成,单个阵元的结构如图 4 所示。

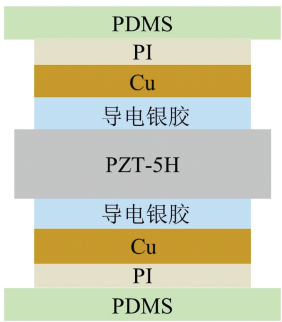


图 4 换能器单个阵元的结构

Fig. 4 Structure of transducer array element

选用机电耦合系数较高的 PZT-5H 材料,阵元的尺寸为 $0.8\text{ mm}\times 13\text{ mm}$,阵元的中心间距为 1 mm 。每个阵元都独立控制发射和接收。使用金刚石线切割机将大面积的压电片切割为指定尺寸。换能器阵列在力学特性上需要与皮肤相似,以减少界面反射和对皮肤的刺激,如此可以实现连续、长期的监测。本工作采用 $100\text{ }\mu\text{m}$ 厚的聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 硅胶弹性体薄膜为柔性基底,其断裂伸长率为 350% ,杨氏模量为 1.2 MPa ,在提供机械保护的同时保证整个器件具有柔性。PDMS 薄膜的声阻抗为 $1.4\sim 1.6\text{ Mrayls}^{[43]}$,与人体皮肤的声阻抗 (约为 1.57 Mrayls) 相近,且具有生物相容性。连接到每个阵元的柔性电极是柔性阵列的重要连接部分。柔性电极由 $20\text{ }\mu\text{m}$ 厚的 Cu 和 $20\text{ }\mu\text{m}$ 厚的聚酰亚胺 (polyimide, PI) 层组成。使用 AutoCAD 设计电极形状,紫外激光切割机将整片铜箔切割为指定形状。压电元件通过导电银胶与电极相连,导电银胶在室温下即可固化。

完成的换能器阵列的实物如图 5 所示,制作完成的换能器阵列在阵元的宽度方向具有柔性,可以很好地贴合近似圆柱面的颈部。

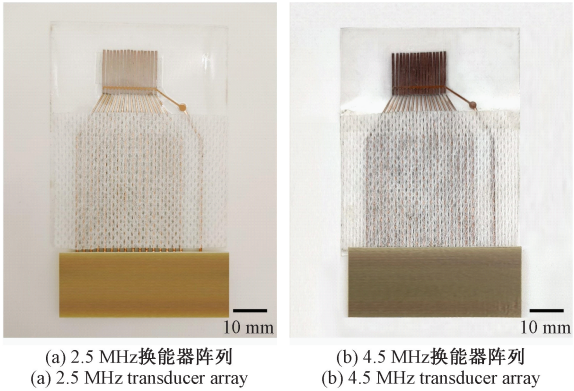


图 5 换能器阵列实物图

Fig. 5 Physical diagram of the transducer array

3.2 阵列成像

使用中国科学院声学研究所制造的 KS107BD(L) 型仿组织超声体模进行阵列穿透深度测试实验,超声体模与人体软组织特性十分接近,KS107BD(L) 型超声体模有间距为 10 mm 的纵向靶群,如图 6 所示。

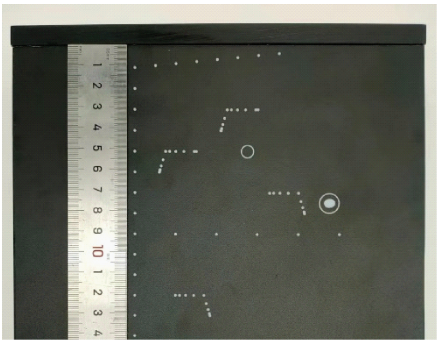


图 6 KS107BD(L) 型仿组织超声体模

Fig. 6 KS107BD(L) tissue mimicking ultrasound phantom

采用了定点聚焦顺序扫描的发射方式,图 7 为两种换能器阵列在体模的回波数据所重建的 B 型超声图像。由图 7(a) 可知 2.5 MHz 的换能器阵列可以探测到 9 个纵向靶点,即能实现 90 mm 的穿透深度;由图 7(b) 可知 4.5 MHz 的换能器阵列可以探测到 4 个纵向靶点,即能实现 40 mm 的穿透深度。

颈动脉通常在皮肤下 $10\sim 15\text{ mm}$,男性正常颈总动脉管腔内径 $(6.7\pm 0.8)\text{ mm}$,女性正常颈总动脉管腔内径 $(6.3\pm 0.7)\text{ mm}^{[44]}$ 。考虑到肥胖人群和老年人,换能器阵列的穿透深度达到 40 mm 即可满足血压检测目的。由 B 超图像可以看出,所制作的柔性换能器阵列具有探测颈动脉的能力。

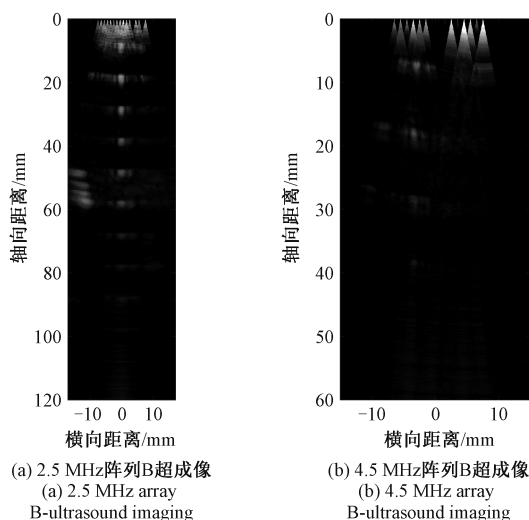


图 7 换能器阵列 B 超成像

Fig. 7 B-ultrasound imaging of transducer arrays

4 血压测量

颈总动脉是头颈部动脉的主干,图 8(a)标注了颈总动脉的位置和实验时的待测位置,右侧颈总动脉起自头臂干,左侧颈总动脉起自主动脉弓。颈总动脉上段位置较浅表,于此处可触摸到动脉搏动,此处适合作为被测位置。将制造的柔性换能器阵列放置于确定好的位置处,采用仿真中使用的聚焦发射方式进行血压测量。图 8(b)为进行检测实验的场景图,被测志愿者为健康青年女性。

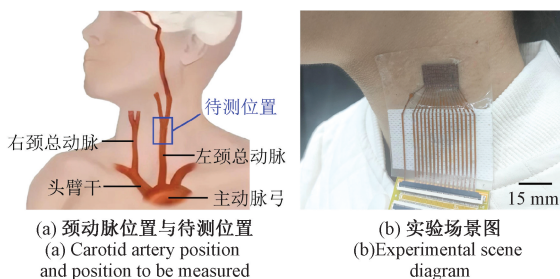


图 8 颈总动脉图与实验图

Fig. 8 Common carotid artery diagram and experimental diagram

血压变化是心脏泵血的周期性导致的周期现象。心室的收缩是推动血液流动的主要力量,通常以心室舒缩的起止作为心动周期的标志。1 个心动周期可以产生 4 个心音,一般可以听到第一和第二心音。二尖瓣的关闭始于心房收缩期末,二尖瓣关闭时瓣叶振动产生第一心音,标志着收缩期的开始。主动脉瓣关闭时瓣叶振动产生第二心音,标志着舒张期的开始,心动周期与动脉血压的关系、心动周期与心音的关系如图 9 所示。

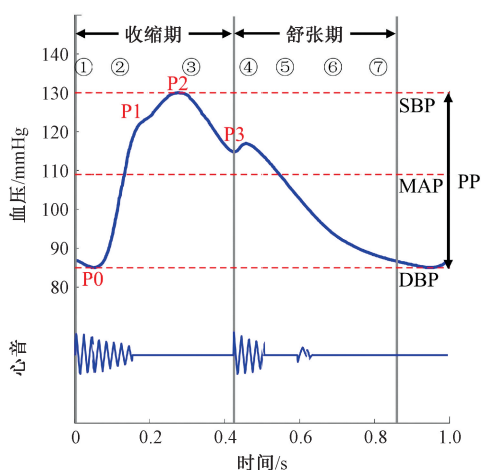


图 9 心动周期、动脉血压和心音图

Fig. 9 Cardiac cycle, arterial blood pressure and phonocardiogram

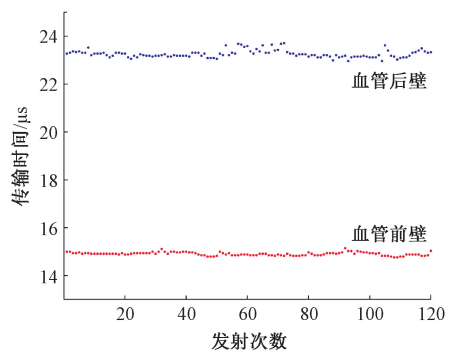
心动周期可分为 1) 心室收缩期,包括 3 个分期:①等容收缩期;②快速射血期;③减慢射血期。2) 心室舒张期,包括 4 个分期:④等容舒张期;⑤快速充盈期;⑥减慢充盈期;⑦心房收缩期。SBP 代表收缩压,MAP 代表平均动脉压,DBP 代表舒张压,PP 代表脉压。根据心动周期内每时刻的血压绘制出动脉压曲线,动脉压波形由心脏收缩引起的输出波和来自末梢的反射波组合而成,图 9 中的点 P0 对应主动脉瓣开放快速射血期的开始时间,点 P1 是由心脏收缩引起的第 1 个峰值,点 P2 是来自身体末梢反射的第 2 个峰值,点 P3 对应主动脉瓣关闭缓慢射血期的结束时间。平均动脉压是一个心动周期内动脉血压的平均值,是动脉血压曲线的量化指标,其临床意义主要是反映心脏功能、外周血管张力以及各种组织和器官的血液灌注情况。脉压 $PP = SBP - DBP$,与心脏和血管等因素相关^[45]。增强指数 (augmentation index, AI) 被定义为:

$$AI = \frac{P2 - P1}{PP} \quad (5)$$

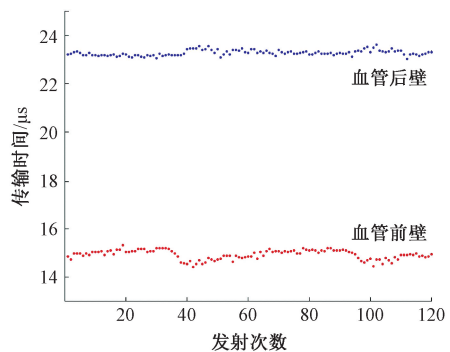
其中,AI 是反射波的量化指标,主要反映主动脉的顺应性和心脏负荷情况。研究表明 AI 会随着年龄的增加而变大,可以根据 AI 的值将动脉波形分为 3 种类型^[46],类型 1, $AI > 0.12$; 类型 2, $0 < AI < 0.12$; 类型 3, $AI < 0$ 。研究表明,AI 值随着年龄的增加而增大,且疾病人群如高血压患者、动脉硬化患者、糖尿病患者的 AI 值大于健康人群的 AI 值^[47]。

脉冲重复频率是检测过程中的重要参数之一。脉冲重复频率越大,即单位时间内换能器发射的脉冲数越多,所探测得到的血管直径值之间的时间间隔越小,相对应的血压值间隔越小。但脉冲重复频率越高对信号采集装置的要求越高。同时数据量增大,相应的处理时间增大。

脉冲重复频率设置为 100 Hz,采用相控阵聚焦发射模式,根据颈动脉的皮下深度和血管直径确定采样深度。从两种换能器阵列的实验信号中提取颈动脉血管前壁和血管后壁的位置信号,如图 10 所示。



(a) 2.5 MHz换能器阵列实验结果
(a) Experimental results of the 2.5 MHz transducer array



(b) 4.5 MHz换能器阵列实验结果
(b) Experimental results of the 4.5 MHz transducer array

图 10 颈动脉血管前壁和后壁的位置信号
Fig. 10 Position signals of anterior and posterior wall of the carotid artery

图 11 为将图 10 中血管前后壁的位置信号进一步处理得到的一个心动周期期间的血压波形。

中心频率为 2.5 MHz 的阵列测得的血压波形,即图 11(a),在一个心动周期的平均动脉压为 93.39 mmHg。中心频率为 4.5 MHz 的阵列测得的血压波形,即图 11(b),在一个心动周期的平均动脉压为 92.77 mmHg。对比可以看出高频的换能器阵列测量血压可以获得更为丰富的血压波形特征,原因在于高频超声波的波长较短,在探测颈动脉时轴向分辨率较高,能够更为准确地提取血管的前后壁位置。由图 11(b)计算得到的 AI 为-0.44。减小脉冲重复频率为 50 Hz,图 12 显示了 4.5 MHz 换能器阵列探测得到的一段时间内的动脉压力曲线。相较在 100 Hz 脉冲重复频率下测得的动脉压力曲线,50 Hz 脉冲重复频率对应的采样间隔增加了一倍,因此相对应的波形特征略有减少。

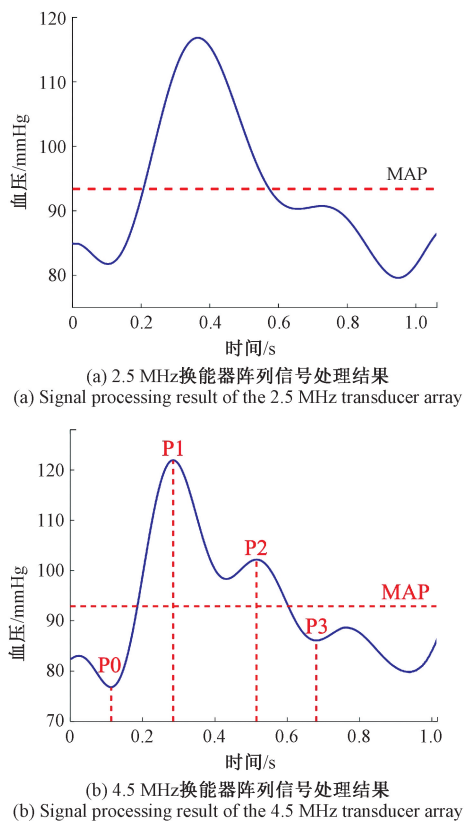


图 11 测量的颈动脉血压波形
Fig. 11 Measured carotid blood pressure waveform

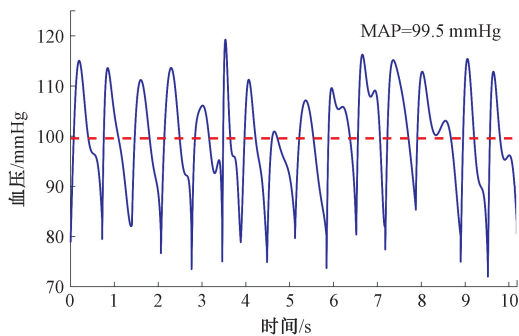


图 12 4.5 MHz 换能器阵列所测血压波形
Fig. 12 Blood pressure waveform measured by the 4.5 MHz transducer array

有创血压测量适用于各类危重患者和复杂手术中及术后的患者,是测量血压的金标准。图 13 为某患者在桡动脉穿刺插管,于监护仪显示的有创动脉血压波形^[48],医务人员主要根据血压值和波形变化了解患者情况,以采取应对措施。

由图 12 所示的血压波形可以得到血压值及血压的变化情况,能够满足临床检测的需求。但相对图 13 的血压波形,图 12 的血压波动性较大,原因可能是测量过程

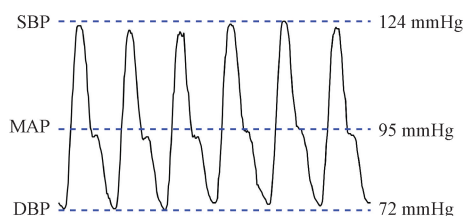


图 13 有创桡动脉血压波形

Fig. 13 Invasive radial artery blood pressure waveform

中柔性换能器阵列与颈部皮肤之间声耦合效果不佳,使用其他基底材料以及增加声学匹配层是之后的柔性阵列的改进方向。

为验证柔性换能器阵列测量颈动脉血压波形的准确性,使用商用 Complior 中心动脉压检测仪测量颈动脉血压作为对比。在不同状态下使用 4.5 MHz 的柔性阵列和商用检测仪测试了颈动脉的血压波形。图 14 为静息状态下测量得到的血压波形,柔性阵列与商用检测仪测试结果的平均相对误差为 3.83%。图 15 为跑步半小时后测试的血压波形,柔性阵列与商用检测仪测试结果的平均相对误差为 5.47%。

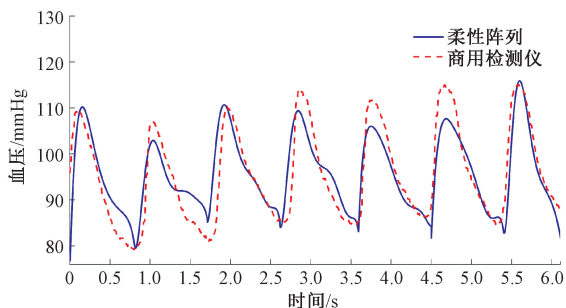


图 14 静息状态下测量的血压波形对比

Fig. 14 Comparison of blood pressure waveforms measured under resting state

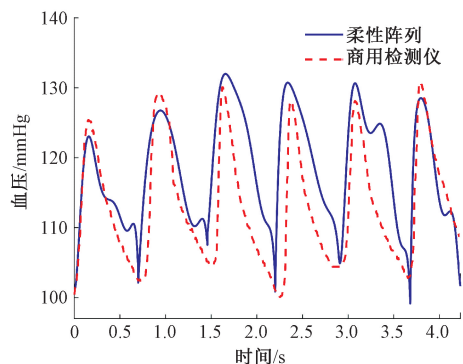


图 15 运动后测量的血压波形对比

Fig. 15 Comparison of blood pressure waveforms measured after exercise

自 4.5 MHz 柔性阵列制作完成后 4 个月内,对其进行多次测试,图 16 是对同一被测对象(健康青年女性)的血压测量结果。由图 16 可知,多次使用柔性阵列测得的血压波形特征具有一致性。

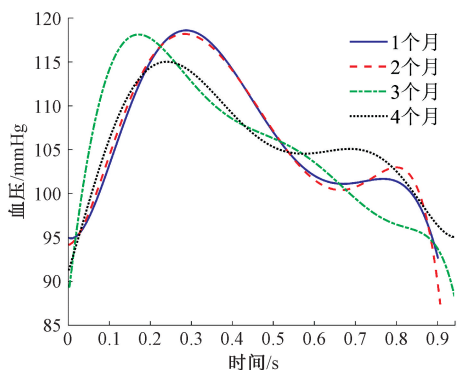


图 16 柔性阵列于不同时间的血压测量结果

Fig. 16 Flexible array for blood pressure measurement results at different times

任何影响心输出量和外周血管阻力的因素都会影响动脉血压,如每搏输出量、外周血管阻力、大动脉壁弹性和循环血量^[49],血压一直处于波动状态,因此图 16 中不同时间的血压波形存在差异。反之,动脉血压波动曲线可以反映心脏及外周阻力等信息^[37,50]。在图 9 的动脉血压波形中,点 P0 到点 P1 的部分是心室收缩射血使得血压迅速上升,此部分曲线的斜率与主动脉瓣口径、每搏输出量、心肌收缩力和大动脉弹性相关^[49]。点 P3 处称为降中峡,其位置可以反映外周阻力^[51],外周阻力高则血压下降速度慢,降中峡位置高。点 P2 到 P3,以及点 P3 之后血压下降部分的斜率与血管外周阻力和大动脉弹性相关^[37,52]。使用柔性换能器的日常血压监测可以及时发现身体中存在的危险因素。如果动脉血压曲线得到专业医生的分析,将具有很高的临床意义。

5 结 论

本文使用 PZT-5H 材料制作了两种中心频率分别为 2.5 MHz 和 4.5 MHz 的柔性超声压电换能器阵列。换能器为 1×16 线性阵列,阵元尺寸为 0.8 mm×13 mm,阵元中心间距为 1 mm。换能器阵列的柔性基底和柔性电极设计,使其能够贴合在形状不规则的人体颈部皮肤,并进行颈动脉血压的连续监测。通过相控阵电子聚焦发射技术,实现了超声波束的能量汇聚和波束偏转,进而可以探测人体内部结构和特性。柔性阵列在仿组织超声体模进行 B 型超声成像测试, B 超图像显示中心频率为 2.5 MHz 的线阵可实现 90 mm 的穿透深度,中心频率为 4.5 MHz 的线阵可实现 40 mm 的穿透深度。柔性超声换

能器阵列探测血压可以提供收缩压和舒张压的相对变化,通过计算可以获得平均动脉压。在静息状态和运动后,分别使用商用中心动脉压检测仪和柔性阵列测量颈动脉血压,两种状态下使用两种方法测得的动脉血压曲线的平均相对误差分别为 3.83% 和 5.47%,柔性阵列动脉血压波形测量结果准确。动脉血压波形可以反映心脏的功能以及大动脉的机械特性和外周阻力情况。基于柔性超声换能器阵列的动脉血压监测具有优于现有技术的优点,例如它对运动不敏感,可以无创地、不闭塞地进行血压的连续检测。在将来结合柔性阵列与无线通信技术,将进一步提高设备的便携性,在医院和家庭环境中具有很大的应用潜力。

参考文献

- [1] PORTALUPPI F, TISEO R, SMOLENSKY M H, et al. Circadian rhythms and cardiovascular health[J]. *Sleep Medicine Reviews*, 2012, 16(2): 151-166.
- [2] KUSUNOKI H, IWASHIMA Y, KAWANO Y, et al. Association between circadian hemodynamic characteristics and target organ damage in patients with essential hypertension[J]. *American Journal of Hypertension*, 2019, 32(8): 742-751.
- [3] AVOLIO A, BUTLIN M, WALSH A. Arterial blood pressure measurement and pulse wave analysis-their role in enhancing cardiovascular assessment[J]. *Physiological Measurement*, 2010, 31(1): R1-R47.
- [4] ROMAN M, DEVEREUX R, KIZER J, et al. Central pressure more strongly relates to vascular disease and outcome than does brachial pressure-The strong heart study[J]. *Hypertension*, 2007, 50(1): 197-203.
- [5] HUANG C, WANG K, CHENG H, et al. Central versus ambulatory blood pressure in the prediction of all-cause and cardiovascular mortalities[J]. *Journal of Hypertension*, 2011, 29(3): 454-459.
- [6] ZAKRZEWSKI A M, ANTHONY B W. Noninvasive blood pressure estimation using ultrasound and simple finite element models[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2018, 65(9): 2011-2022.
- [7] SAUGEL B, SESSLER D I. Perioperative blood pressure management[J]. *Anesthesiology*, 2021, 134(2): 250-261.
- [8] RIAZ F, AZAD M A, ARSHAD J, et al. Pervasive blood pressure monitoring using photoplethysmogram (PPG) sensor[J]. *Future Generation Computer Systems*, 2019, 98: 120-130.
- [9] LE T, ELLINGTON F, LEE T Y, et al. Continuous non-invasive blood pressure monitoring: A methodological review on measurement techniques[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 212478-212498.
- [10] SOLA J. Continuous non-invasive blood pressure estimation[D]. ETH, 2011.
- [11] SALVI P, LIO G, LABAT C, et al. Validation of a new non-invasive portable tonometer for determining arterial pressure wave and pulse wave velocity: The PulsePen device[J]. *Journal of Hypertension*, 2004, 22(12): 2285-2293.
- [12] MEINDERS J M, HOEKS A P G. Simultaneous assessment of diameter and pressure waveforms in the carotid artery[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2004, 30(2): 147-154.
- [13] DING X R, ZHANG Y T, LIU J, et al. Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, 63(5): 964-972.
- [14] JADOOEI A, ZADERYKHIN O, SHULGIN V I. Adaptive algorithm for continuous monitoring of blood pressure using a pulse transit time[C]. *Electronics & Nanotechnology*, 2013: 297-301.
- [15] HUU H T, ROOZBEH J R, WAN-YOUNG C. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and impedance plethysmography[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2018, 66(4): 967-976.
- [16] SPULAK D, CMEJLA R, FABIAN V. Parameters for mean blood pressure estimation based on electrocardiography and photoplethysmography[C]. *International Conference on Applied Electronics*, 2011: 1-4.
- [17] 吴海燕, 季忠, 李孟泽. 基于脉搏波的无创连续血压监测模型簇研究[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(7): 224-234.
- WU H Y, JI ZH, LI M Z. Study on non-invasive continuous blood pressure monitoring model cluster based on pulse wave[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(7): 224-234.
- [18] 淳新益, 郑秀娟, 张畅, 等. 遗传算法优化 BP 神经网络的非接触式血压估计方法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2021, 35(7): 53-59.
- CHUN X Y, ZHENG X J, ZHANG CH, et al. Genetic algorithm optimized BP neural network non-contact blood pressure estimation method[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2021, 35(7): 53-59.
- [19] 孙斌, 储芳芳, 陈小惠. 基于贝叶斯优化 XGBoost 的无创血压预测方法[J]. *电子测量技术*, 2022, 45(7): 68-74.
- SUN B, CHU F F, CHEN X H. Noninvasive blood pressure prediction method based on Bayesian

- optimization XGBoost [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022, 45(7): 68-74.
- [20] 陈晓, 杨瑶. 基于长期递归卷积网络的无创血压测量[J]. *电子测量技术*, 2022, 45(4): 139-146.
- CHEN X, YANG Y. Noninvasive blood pressure measurement based on long-term recursive convolution network[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022, 45(4): 139-146.
- [21] WEBER S, SCHARFSCHWERDT P, SCHAUER T, et al. Continuous wrist blood pressure measurement with ultrasound[J]. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2013, 58(SI-1-Track-E): 000010151520134124.
- [22] SEO J, PIETRANGELO S J, LEE H S, et al. Carotid arterial blood pressure waveform monitoring using a portable ultrasound system [C]. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Milan: IEEE, 2015: 5692-5695.
- [23] KWAK S, KANG J, NAM I, et al. Free-form and deformable energy storage as a forerunner to next-generation smart electronics[J]. *Micromachines*, 2020, 11(4): 347-371.
- [24] YU X, MAHAJAN B, SHOU W, et al. Materials, mechanics, and patterning techniques for elastomer-based stretchable conductors [J]. *Micromachines*, 2017, 8(1): 7.
- [25] WANG C, WANG C, HUANG Z, et al. Materials and structures toward soft electronics [J]. *Advanced Materials*, 2018, 30(50): 1801368. 1-1801368. 49.
- [26] LEE J, CHO I, KO K, et al. Flexible piezoelectric micromachined ultrasonic transducer (pMUT) for application in brain stimulation[J]. *Microsystem Technologies*, 2017, 23(7): 2321-2328.
- [27] LIU H, GENG J, ZHU Q, et al. Flexible ultrasonic transducer array with bulk PZT for adjuvant treatment of bone injury[J]. *Sensors*, 2019, 20(1): 86.
- [28] SHI G, LIU T, KOPECKI Z, et al. A multifunctional wearable device with a graphene/silver nanowire nanocomposite for highly sensitive strain sensing and drug delivery [J]. *C-Journal of Carbon Research*, 2019, 5(2): 17.
- [29] SCARPA E, MASTRONARDI V M, GUIDO F, et al. Wearable piezoelectric mass sensor based on pH sensitive hydrogels for sweat pH monitoring [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 10854.
- [30] WANG Y, YANG B, HUA Z, et al. Recent advancements in flexible and wearable sensors for biomedical and healthcare applications[J]. *Journal of Physics D Applied Physics*, 2022, 55(13): 134001.
- [31] RAMACHANDRAN B, LIAO Y. Microfluidic wearable electrochemical sweat sensors for health monitoring[J]. *Biomicrofluidics*, 2022, 16(5): 051501.
- [32] CHANG J, CHEN Z, HUANG Y, et al. Flexible ultrasonic array for breast-cancer diagnosis based on a self-shape-estimation algorithm [J]. *Ultrasonics*, 2020, 108(1): 106199.
- [33] GREENFIELD J C, PATEL D J. Relation between pressure and diameter in the ascending aorta of man[J]. *Circulation Research*, 1962, 10(5): 778-781.
- [34] BUSSE R, BAUER R D, SCHABERT A, et al. The mechanical properties of exposed human common carotid arteries in vivo[J]. *Basic Research in Cardiology*, 1979, 74(5): 545-554.
- [35] KAMENSKIY A, DZENIS Y, MACTAGGART J, et al. Nonlinear mechanical behavior of the human common, external, and internal carotid arteries in Vivo [J]. *Journal of Surgical Research*, 2012, 176(1): 329-336.
- [36] STUDINGER P, LÉNÁRD Z, RENEMAN R, et al. Measurement of aortic arch distension wave with the echo-track technique[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2000, 26(8): 1285-1291.
- [37] GIANNATTASIO C, SALVI P, VALBUSA F, et al. Simultaneous measurement of beat-to-beat carotid diameter and pressure changes to assess arterial mechanical properties[J]. *Hypertension*, 2008, 52(5): 896-902.
- [38] ARAKAWA M, KUDO K, KOBAYASHI K, et al. Blood pressure measurement using piezoelectric effect by an ultrasonic probe[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2019, 286: 146-151.
- [39] TRAWINSKI Z, HILGERTNER L, LEWIN P A, et al. Ultrasonically assisted evaluation of the impact of atherosclerotic plaque on the pulse pressure wave propagation: A clinical feasibility study[J]. *Ultrasonics*, 2012, 52(4): 475-481.
- [40] JENSEN J A, MUNK P. *Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and CFM images* [M]. Boston: Acoustical Imaging, 1997: 75-80.
- [41] 邓江勇, 陈振华, 董德秀, 等. 超声相控阵传感器阵元间串扰源分析及其隔离方法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2022, 36(9): 132-139.
- DENG J Y, CHEN ZH H, DONG D X, et al. Analysis and isolation method of crosstalk sources between ultrasonic phased array sensors[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2022, 36(9): 132-139.
- [42] 张武. *现代超声诊断学* [M]. 济南: 现代超声诊断学,

- 2008.
- ZHANG W. Modern ultrasound diagnosis [M]. Jinan: Modern Ultrasound Diagnosis, 2008.
- [43] LA T, LE L H. Flexible and wearable ultrasound device for medical applications: A review on materials, structural designs, and current challenges[J]. Advanced Materials Technologies, 2022, 7(3): 2100798.
- [44] 李泉水. 浅表器官超声医学[M]. 北京: 浅表器官超声医学, 2013.
- LI Q SH. Superficial organ ultrasound medicine [M]. Beijing: Superficial Organ Ultrasound Medicine, 2013.
- [45] LONDON G M, BLACHER J, PANNIER B, et al. Arterial wave reflections and survival in end-stage renal failure[J]. Hypertension, 2001, 38(3): 434-438.
- [46] MURGO J P, WESTERHOF N, GIOLMA J P, et al. Aortic input impedance in normal man: Relationship to pressure wave forms [J]. Circulation, 1980, 62(1): 105-116.
- [47] 李晶. 中心动脉反射波增强指数及其影响因子的相关性分析[D]. 西安: 第四军医大学, 2009.
- LI J. Correlation analysis of central arterial reflex enhancement index and its influencing factors [D]. Xi'an: Fourth Military Medical University, 2009.
- [48] 王雪. 有创动脉血压(ABP)的监测及护理[EB/OL]. (2020-12-21) [2023-05-06]. https://www.sohu.com/a/439646527_370598.
- WANG X. Monitoring and nursing of invasive arterial blood pressure (ABP) [EB/OL]. (2020-12-21) [2023-05-06]. https://www.sohu.com/a/439646527_370598.
- [49] FUJITA Y, SATOH S, YUMOTO Y, et al. Fetal aortic distension waveforms for evaluating cardiac function and changes in blood pressure: Fetal lamb validation[J]. Journal of Obstetrics and Gynaecology Research, 2006, 32(2): 155-161.
- [50] MULDER M P, BROOMÉ M, DONKER D W, et al. Distinct morphologies of arterial waveforms reveal preload-, contractility-, and afterload-deficient hemodynamic instability: An in silico simulation study [J]. Physiological Reports, 2022, 10(7): e15242.
- [51] LIU C Y, WEI C C, LO P C. Variation analysis of sphygmogram to assess cardiovascular system under meditation [J]. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, 2009, 6(1): 107-112.
- [52] WALSH J T, GREGORINI L, MANCIA G. Evaluation of an index of peripheral vascular resistance in human subjects [J]. Journal of Hypertension, 1985, 3(6): 621-629.

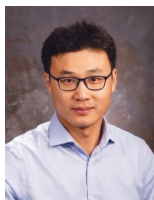
作者简介



刘畅, 2020 年于南京航空航天大学获得学士学位, 现为天津大学精密仪器与光电子工程学院硕士研究生, 主要研究方向为柔性超声换能器与成像算法。

E-mail: liuchang1311@163.com

Liu Chang received her B. Sc. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 2020. She is currently a master student in the School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering at Tianjin University. Her main research interests include flexible ultrasonic transducer and imaging algorithm.



刘洋(通信作者), 2014 年于美国宾夕法尼亚州立大学获得博士学位, 现为天津大学教授, 主要研究方向为声场理论、超声传感器及超高分辨率成像技术。

E-mail: ultrasonicslab@tju.edu.cn

Liu Yang (Corresponding author) received his Ph. D. degrees from Pennsylvania State University in 2014. He is currently a professor at Tianjin University. His main research interests include sound field theory, ultrasonic sensors, and ultra-high resolution imaging technology.