

基于 TI 芯片的掌上超声原型机构建及关键技术实现

王旻莹，葛文，牛金海

(上海交通大学生物医学工程学院，上海 200240)

【摘要】掌上超声相较于传统的大型超声设备，具有体积小、质量轻及功耗低的特点，可用于社区医院等多种医疗场景。我国的掌上超声市场处于高速发展阶段，但相关核心技术和高端产品的研究进展仍落后于其他国家。为了给国内自主掌上超声产品研发提供参考解决方案，该研究基于 TI 芯片设计并搭建了一套实现掌上超声功能的原型机。该机包含上位机、数据采集卡、模拟前端、脉冲收发装置及其他辅助设备，实现了采集原始射频信号、重建 B 超图像的功能，并进一步实现了波束成形成像、扇扫成像等关键技术。此外，该研究搭建了多普勒血流测速链路，在采集原始射频回波信号后，基于 MATLAB 实现了多普勒血流测速全链路仿真，包括窗取样、正交解调、壁滤波、时域自相关运算等，并对测速结果进行分析总结。该研究实现了掌上超声原型机的基本功能并验证了其关键技术，以更低功耗完成了更高质量、更快速的成像处理和精确的多普勒血流测速，对商用掌上超声产品研发具有重要的参考意义。

【关键词】掌上超声；TI 芯片；波束成形；扇扫成像；多普勒血流测速

【中图分类号】R445.1

【文献标志码】A

文章编号：1674-1242(2025)03-0294-10

Design and Key Technologies Verification of a Handheld Ultrasound Prototype Based on TI Chipset

WANG Minying, GE Wen, NIU Jinhai

(School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

【Abstract】Compared to traditional large ultrasound devices, handheld ultrasound devices boast the characteristics of small size, light weight, and low power consumption, and can be used in various medical scenarios such as community hospitals. The handheld ultrasound market in China is in a stage of rapid development, but the research progress of related core technologies and high-end products still lags behind that of foreign countries. In order to provide a reference solution for the domestic independent research and development of handheld ultrasound products, depending on the TI chipset, this study designed and built a prototype that realizes the function of handheld ultrasound. The prototype includes an upper computer, data acquisition card, analog front-end, pulse transceiver device, and other auxiliary equipment. It achieved the acquisition of raw RF signals, reconstruction of ultrasound images, and further realized key technologies such as beamforming imaging and sector scanning. In addition, this study also established a Doppler blood flow velocity measurement link. After the raw RF echo signals were collected, the simulation of the entire Doppler blood flow velocity measurement link was implemented based on MATLAB, including window sampling, quadrature demodulation, wall

收稿日期：2024-10-01。

作者简介：王旻莹（2003—），女，上海人，本科生，从事医疗仪器研究。

通信作者：牛金海，男，副研究员。邮箱：jhniu@sjtu.edu.cn。

filtering, time-domain autocorrelation operation, etc. The velocity measurement results were analyzed and summarized. This study has completed the implementation of the basic functions of the handheld ultrasound prototype and verified its key technologies, achieving higher-quality, faster image processing and accurate Doppler blood flow velocity measurement with a lower power consumption, which has important reference significance for the development of commercial handheld ultrasound.

[Key words] Handheld Ultrasound, TI Chipset, Beamforming, Sector Scanning, Doppler Blood Flow Velocity Measurement

0 引言

掌上超声具有体积小、质量轻及功耗低的特点，且便携、易操作，拥有价格优势，能够应用于人体心脏、血管、肝胆等器官及肌肉、骨骼的各种显像与临床诊断，广泛适用于社区医院、家庭健康管理、门诊检查、住院跟踪诊断等多种医疗场景^[1-3]。Signify Research 的 2022 年掌上超声市场报告称，掌上超声的市场将继续增长，预计将出现强劲的增长势头并有望持续到 2026 年，届时全球掌上超声的市场规模将突破 5 亿美元。

尽管掌上超声市场前景广阔，但相较于传统超声设备，二者在成像质量、深度及多功能性方面仍存在一定差距。传统超声设备通常能够提供更高分辨率的图像、更强的穿透力和更广泛的频谱，而掌上超声由于硬件限制，往往在这些方面有所不足。此外，掌上超声在国内外市场占有率上与传统超声设备的差距较大，尽管其市场份额增长迅速，但在总市场份额中仍仅占较小的比例。例如，在 2020 年前仅占全球超声市场的 2%，约 1.4 亿美元。这意味着其相关技术和产品仍有广阔的提升空间与巨大的研发潜力。

目前，国内外医疗器械厂商在掌上超声方面的研发活动非常活跃。通用电气公司推出了创新性的二合一探头 Vscan 系列，包括 Vscan1.0、Vscan2.0 Dual Probe 和 Vscan AIR，推动了超声设备的移动便携应用，实现了从心脏、急诊、ICU 到全科的领域覆盖。市场上的典型产品还有 Butterfly iQ+、飞利浦 Lumify 和飞依诺 VINNO Q 等。国内企业和院校也在加紧研发，天津索维、徐州凯信、辽宁汉德等公司纷纷推出多种型号的手持或掌上超声仪。多款国产中高端掌上超声也纷纷亮相，如涵盖远程传

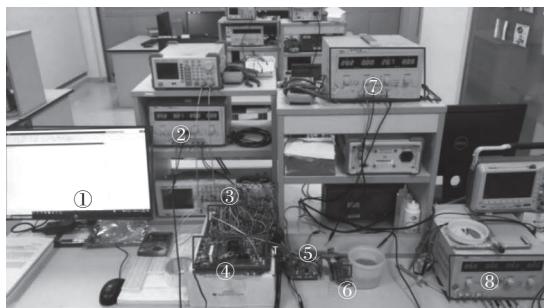
输功能的凸阵探头手持超声仪、心血管病人床旁使用的相控阵掌上超声仪，以及适用于手术的无绳探头超声仪。索诺星在 2017 年推出的无线掌上超声探头更是实现了超声主机的移动化，在手机 App 上即可查看图像。

然而，现有掌上超声提供的参考设计较少，且掌上超声仪的功能仍存在诸多不足，如缺乏频谱多普勒、组织多普勒、血流速度与时间的测量等功能^[4]，导致有些重要信息无法获取，难以满足高精度诊断的需求，从而使其临床应用受限。此外，目前市场上的掌上超声大多在探头端完成图像重建。由于硬件受限，其性能指标达不到便携式 B 超或传统大型超声设备的水平，且与手持探头配套的智能终端只接收处理过的图片文件。本研究将更多的重建算法移交给移动终端，充分利用移动终端的硬件资源完成图像重建和处理，使其成为图像处理的核心平台，从而达到最优的系统设计，提升系统的整体性能和用户体验。综上所述，本研究自主搭建一台基于德州仪器 (Texas Instruments, TI) 芯片的、低功耗的掌上超声原型机，填补当前市场上的技术空白，并分析该原型机在多普勒血流测速和终端图像重建中的应用效果，为自主研发掌上超声提供参考。

1 原型机搭建

本研究设计并搭建了一套掌上超声原型机，包含上位机、TSW1400EVM 数据采集卡、AFE5832LP 模拟前端、TX7332EVM 脉冲收发装置及电源等其他辅助设备。图 1 是该原型机实物。

TX7332EVM 是一款高度集成的超声波成像系统发射机^[5]，用于支持高性能超声波系统。该设备提供 32 个脉冲电路和 32 个发射 / 接收开关，并支



①: 上位机; ②: 5V电源; ③: AFE5832EVM; ④: TWS1400EVM;
⑤: TX7332EVM; ⑥: 换能器; ⑦: $\pm 20\text{V}$ 电源; ⑧: $\pm 5\text{V}$ 电源。

图1 掌上超声原型机
Fig.1 Handheld ultrasound prototype

持集成片上和片外波束形成器。其高压脉冲输出(最大 $\pm 100\text{V}$)可以激发多个超声换能器通道，支持不同信道的交错脉冲和发射波束形成，适合超声成像应用。可配置的最大输出电流范围为 $0.3 \sim 1.2\text{A}$ ，满足掌上超声的功率需求。该设备具有高集成度，能适应高性能便携系统，支持复杂的波束形成和多通道输出，符合对原型机体积和功耗的要求。

AFE5832LP 是高度集成的模拟前端解决方案^[6]，专用于具有高性能、低功耗和小尺寸需求的便携式超声系统。该器件采用多芯片模块，集成了 32 个电压控制放大器 (Voltage-Controlled Amplifier, VCA) 通道与 16 个模数转换器 (Analog-to-Digital Converter, ADC) 通道，支持时间增益补偿 (Time Gain Compensation, TGC)。其 ADC 通道可交替转换，提供 12 位或 10 位分辨率，适用于高

精度信号采集。该模拟前端芯片具有低功耗特性并支持高分辨率采样，能够满足掌上超声对电力消耗和信号质量的双重要求。

TSW1400EVM 是一款完整的模式产生器和数据捕获电路板^[7]，用于评估大多数 TI 高速 ADC 和数模转换器 (Digital-to-Analog Converter, DAC)。该电路板配合 HSDC Pro 软件使用，能够实现频率测试、数据捕获、通道功率测量等多种功能，适用于原型机的数据生成和捕获。该电路板与 TI 系列设备兼容，并拥有强大的测试功能，能够方便地进行数据验证与性能评估。

该原型机采用定制的 128 阵元线阵换能器，集成了匹配层、声透镜、阻尼衬垫等声学元件，中心频率为 5MHz，单个阵元宽度为 1mm，阵元间距为 0.3mm。其通过连接换能器一侧的 32 个阵元搭建验证平台，确保超声信号的质量和稳定性。

该原型机的系统架构与功能如图 2 所示。整个平台通过上位机控制，该原型机工作时，TX7332EVM 持续向换能器以 1kHz 的脉冲重复频率 (Pulse Repetition Frequency, PRF) 发射 5MHz 的超声信号，并以 15.625MHz 的采样频率对回波信号进行采样。脉冲信号参数 (如频率、波形和重复次数等) 由上位机中的软件进行控制。

发射脉冲信号时，上位机控制 TX7332EVM 通过 Syncp 接口 (需接地) 向 TSW1400EVM 上的 J11 接口同步发射脉冲，确保 TSW1400EVM 能够在采

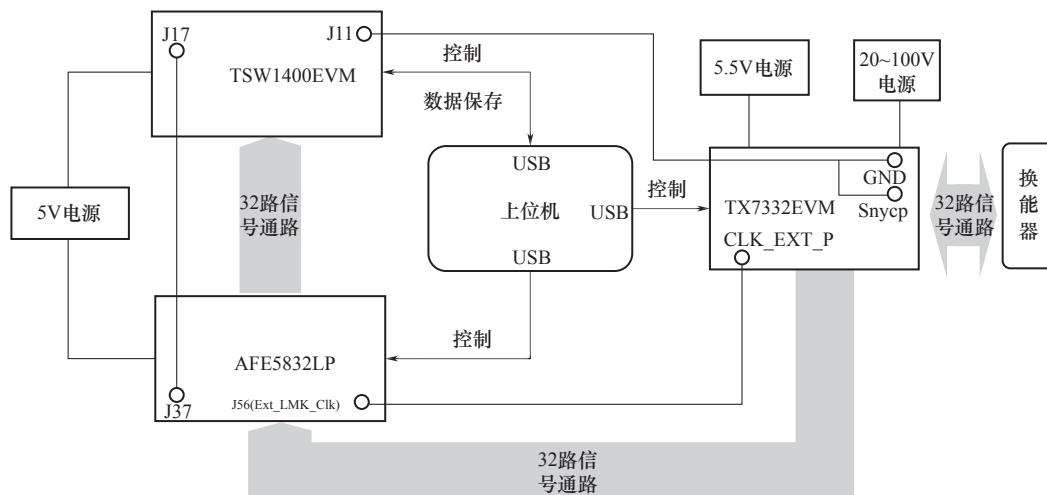


图2 原型机的系统架构与功能
Fig.2 System architecture and functions of the prototype

样时获得一个开始信号。同样，AFE5832LP 持续将 TX7332EVM 传输的信号转换为数字信号，供 TSW1400EVM 需要时采集。

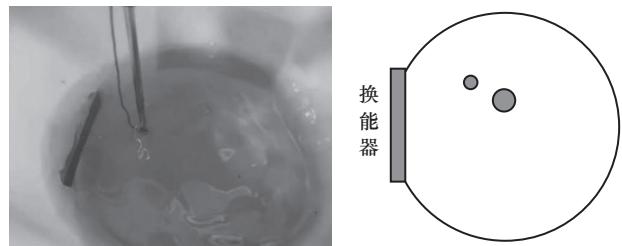
进行回波采样时，上位机控制 TSW1400EVM 进行采样或以下一个由 TX7332EVM 发射的同步信号为开始信号，连续采集指定单位长度的全 32 通道信号，并在控制程序中展示其时域信号或频谱。对于需要记录回波信号的实验，可以将 TSW1400EVM 采集的数据以 CSV 格式保存到上位机，并进一步传输给其他设备进行处理。

在标准供电电压下，全系统工作功率不高于 15W。

2 原型机 B 超成像

2.1 B 超成像

本研究对由一细一粗两个圆柱形强反射面（金属丝）组成的样品进行了成像测试，样品实物如图 3 (a) 所示，样品模型截面如图 3 (b) 所示。



(a) 样品实物
(a) Photograph of the sample
(b) 样品模型截面
(b) Cross-section view of the sample

图 3 不同粗细金属丝组成的样品
Fig.3 A sample composed of metal wires with different diameters

换能器从左向右发射超声脉冲，通过绘图得到射频回波信号，横轴为回波时间，纵轴为回波强度。图 4 是其中一个接收通道的射频回波信号。

如果不做波束成形，32 个通道同时收发，只能获取反射体的深度信息，横向分辨率非常差，无法精确获取其横向尺寸。

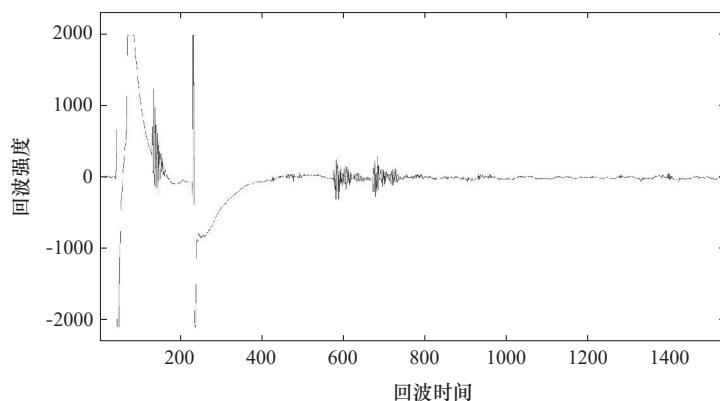


图 4 射频回波信号
Fig.4 Radio-frequency echo signals

2.2 波束成形

波束成形是采用组合阵元发送、单阵元接收的扫描方式。每条扫描线由多个阵元同时发射超声脉冲，并取中间通道回波的振幅作为本次扫描结果，将全部扫描线按照接收回波阵元的空间位置合成一幅图像。相较于全阵元同时收发，波束成形扫描拥有更好的横向分辨率，且随着单次阵列数量的增加，横向分辨率不断提高。对于上文中的样品，使用 5 通道波束成形成像结果如图 5 所示。相较于直接进行普通扫描成像的结果，波束成形成像显著提高了成像结果的横向分辨率。

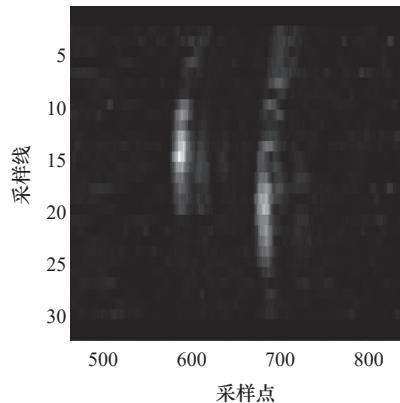


图 5 波束成形成像结果
Fig.5 The result of beamforming images

根据成像图中极大值点的坐标进行估算，两样

品横向间距约6mm，纵向间距约10mm。图像基本还原了两个反射面的位置关系。TGC暂时设置为固定增益，深度上没有进行补偿。

2.3 扇扫成像

扇扫成像也是超声设备的重要功能之一。该原型机可以通过相控改变每个超声换能器阵元发射和接收的开关与延迟实现扇形扫射。每条扫描线由3个阵元同时发射超声脉冲，取中间通道回波的振幅作为本次扫描线结果，将30条扫描线合成一幅图像，如图6所示。本组实验被测样本为单根铁丝。

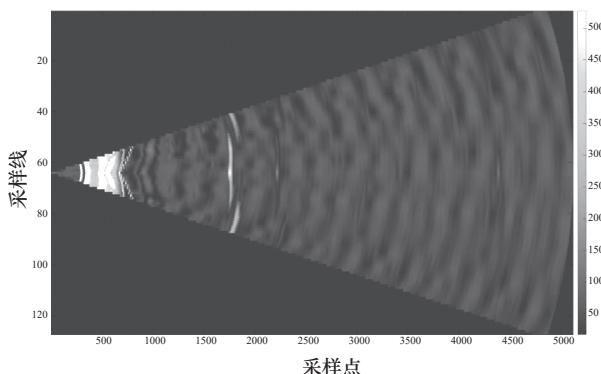


图6 扇扫成像结果
Fig.6 The result of sector scanning results

3 原型机多普勒血流测速

多普勒超声成像提供了一种实时探查组织血流的非侵入性方法^[8]。多普勒血流测速算法的主要功能是多普勒频移解调，即从复杂的回波信号中提取出多普勒频移信号^[9-10]。多普勒频移信号的获取方法包括非定向解调和定向解调两种^[11]。非定向解调

得到的结果不包含血流速度的方向，只能得到血流速度的大小；而定向解调既可以获得血流速度的方向，也可以获得血流速度的大小。本研究采用的是定向解调中的正交解调。

3.1 正交解调与自相关运算

仅低频信号能够直接反映物体运动产生的多普勒频移频率，因此需要将高频信号过滤掉，仅保留低频信号用于后续的进一步处理与分析。由于对于原始射频回波信号，我们无法通过滤波的方式将低频多普勒频移信号过滤出来，因此可以先对回波信号进行正交解调，通过选择不同的三角函数将多普勒频移信号的实部和虚部分别提取出来再进行处理。如图7所示，输入信号 $p(t)$ 是原始的经过调制的接收信号，ADC将连续的模拟信号 $p(t)$ 转换为数字信号。第一个乘法器作为实部通路，将信号与 $\cos(\omega_0 t)$ 相乘，得到包含低频同相分量与2倍基频成分的混合信号；第二个乘法器作为虚部通路，将信号与 $\sin(\omega_0 t)$ 相乘，得到包含低频正交分量与2倍基频成分的混合信号。两个解调后的信号分别进入低通滤波器，目的是去除 $2\omega_0 t$ 的高频成分，只留下 $\omega_D t$ 的多普勒低频成分。得到两路信号 I （同相信号）和 Q （正交信号）后，进行后续时域自相关流速估计处理。

由于信号在时域上的点乘在频域表现为频率的相加或相减，所以正交解调后中低频信号的频率由回波信号的频率和发射信号的频率相减得到，即物体运动产生的多普勒频率。

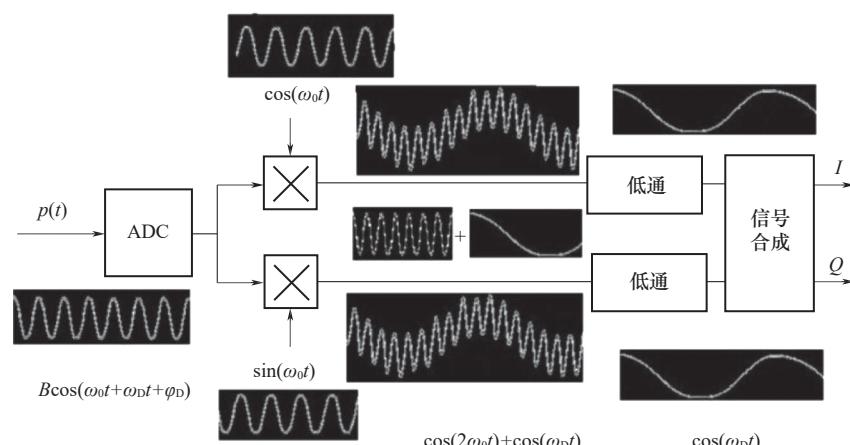


图7 正交解调
Fig.7 Quadrature demodulation

对于实部通路, 将回波信号与 $\cos(2f_0\tau)$ 相乘, 计算公式为

$$\begin{aligned} & \cos(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi) \times \cos(2\pi f_0\tau) \\ &= \frac{1}{2} \times [\cos(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi + f_0\tau) + \\ & \quad \cos(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi - f_0\tau)] \\ &= \frac{1}{2} \times [\cos(4\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi) + \cos(2\pi f_D\tau + \varphi)] \end{aligned} \quad (1)$$

其中, f_0 为发射波的频率; f_D 为回波的多普勒频移频率; $|f_D| \ll f_0$; $\cos(2\pi f_0)$ 为发射波信号, $\cos(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi)$ 为回波信号。用低通滤波器去掉高频部分即可得到低频信号 $\cos(2\pi f_D\tau + \varphi)$ 。

同样, 对于虚部通路, 将回波信号与 $-\sin(2\pi f_0\tau)$ 相乘, 计算公式为

$$\begin{aligned} & -\sin(2\pi f_0\tau) \times \cos(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi) \\ &= -\frac{1}{2} \times [\sin(2\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi + f_0\tau) + \\ & \quad \sin(-2\pi f_0\tau - 2\pi f_D\tau - \varphi + f_0\tau)] \\ &= \frac{1}{2} \times [-\sin(4\pi f_0\tau + 2\pi f_D\tau + \varphi) + \\ & \quad \sin(2\pi f_D\tau + \varphi)] \end{aligned} \quad (2)$$

得到高频与低频分离的混合信号后再用低通滤波器去掉高频部分即可得到低频信号 $\sin(2\pi f_D\tau + \varphi)$ 。

滤波器采用巴特沃斯低通滤波器, 也称最大平坦滤波器。其特点是在通频带内具有尽可能平坦的频率响应曲线, 没有纹波, 在阻频带中其频率响应则逐渐衰减至零。调用 MATLAB 中的巴特沃斯滤波器做仿真时, 由于巴特沃斯滤波器在启动初始阶段需要一定的时间来稳定其频率响应, 因此在第一个周期信号会略微有些失真, 但往后的幅频特性较好。

对射频回波信号进行正交解调后, 得到回波信号的解析形式。其模是回波幅度, 相角是回波信号的相位。脉冲系统只提取各距离分辨单元的回波幅度, 由时域自相关算法提取各距离分辨单元的回波相位, 并最终换算为物体的运动速度和方差等信息。自相关函数表示信号在不同时间延迟下的相似度, 定义正交解调后超声回波信号 $z(t)$ 的自相关函数 $R(\tau)$ 为

$$R(\tau) = |R(\tau)| e^{j\phi(\tau)} = E[z(t) \cdot z^*(t - \tau)] \quad (3)$$

其中, $z(t)$ 为回波信号, 通常是超声信号的复数表示, 包含信号的振幅和相位信息; τ 为时间延迟, $E(\cdot)$ 表示期望值; 上标 * 表示复共轭。

超声回波信号 $z(t)$ 的多普勒平均角频率 $\bar{\omega}_D$ 和多普勒角频率方差 σ_D^2 分别为

$$\bar{\omega}_D = \frac{2\pi\phi(T)}{T} \quad (4)$$

$$\sigma_D^2 = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right) \quad (5)$$

其中, T 为超声脉冲重复间隔, $\phi(T)$ 表示自相关函数在 T 时刻的相位。

对多普勒平均角频率 $\bar{\omega}_D$ 的推导计算如下。根据 Wiener-Khinchin 定理, 自相关函数 $R(\tau)$ 是角频率 ω 的功率谱密度 $S(\omega)$ 的 Fourier 逆变换, 所以多普勒信号自相关函数的导数为

$$R(\tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) e^{j\omega\tau} d\omega \quad (6)$$

根据 Fourier 变换的性质, 多普勒信号自相关函数的导数为

$$R'(\tau) = \frac{dR(\tau)}{d\tau} = \frac{j}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \omega S(\omega) e^{j\omega\tau} d\omega \quad (7)$$

平均角频率定义为功率谱的一阶矩:

$$\bar{\omega} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \omega S(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) d\omega} = \frac{-j \cdot 2\pi R'(0)}{2\pi R(0)} = -j \frac{R'(0)}{R(0)} \quad (8)$$

由式 (3), 自相关函数的导数为

$$R'(\tau) = \frac{d}{d\tau} (|R(\tau)| e^{j\phi(\tau)}) = \left(\frac{|R'(\tau)|}{|R(\tau)|} + j\phi'(\tau) \right) R(\tau) \quad (9)$$

并取正交解调后超声回波信号的自相关函数的时间反转函数:

$$R(-\tau) = E[z(t) \cdot z^*(t + \tau)] \quad (10)$$

令 $t' = t + \tau$, 替换变量得

$$\begin{aligned} R(-\tau) &= E[z(t' - \tau) \cdot z^*(t')] = (E[z(t) \cdot z^*(t - \tau)])^* \\ &= R^*(\tau) \end{aligned} \quad (11)$$

因此,该函数的幅值是偶函数,相位是奇函数。

在 $\tau=0$ 处

$$|R'(0)|=0, \phi'(0) \neq 0, \phi(0)=0 \quad (12)$$

代入式(9)得到

$$R'(0)=j\phi'(0)R(0) \quad (13)$$

代入式(8)可以得到多普勒平均角频率为

$$\overline{\omega}_D=-j\frac{j\phi'(0)R(0)}{R(0)}=\phi'(0)=\frac{\phi(\tau)}{\tau} \quad (14)$$

令 $\tau=T$ 就可以得到多普勒平均角频率的表达式[式(4)]。

设一个二维分辨单元回波复幅度的 N 个抽样值表示为

$$z_k=x_k+jy_k, k=1,2,3,\dots,N \quad (15)$$

其中, z_k 是对连续时间信号 $z(t)$ 的抽样, 抽样间隔为 T , x_k 和 y_k 分别表示信号的实部和虚部, 则自相关运算问题转化为估算出 $z(t)$ 自相关函数 $R(\tau)$ 在 $\tau=0$ 和 $\tau=T$ 处的值。根据自相关函数的定义可以得到

$$\begin{aligned} R(0) &= E[z(t) \cdot z^*(t)] = E[|z(t)|^2] \\ &\approx \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k^2 + y_k^2) = C \end{aligned} \quad (16)$$

$$\begin{aligned} R(T) &= E[z(t) \cdot z^*(t-T)] = E[z(t) \cdot z^*(t+T)] \\ &\approx \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (z_k \cdot z_{k+1}^*) = A + jB \end{aligned} \quad (17)$$

其中,

$$A = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (x_k x_{k+1} + y_k y_{k+1}) \quad (18)$$

$$B = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (x_k y_{k+1} - y_k x_{k+1}) \quad (19)$$

相邻的两个样本信号的相位差为 $\phi(T)$, 且复数 $R(T)=A+jB$ 的相位满足

$$\tan \phi(T) = \frac{B}{A} \quad (20)$$

代入式(4)计算得到多普勒频移信号的平均

角频率为

$$\overline{\omega}_D = \frac{\phi(T)}{T} = \frac{1}{T} \arctan \frac{B}{A} \quad (21)$$

代入式(5)计算得到多普勒频移信号的角频率方差为

$$\sigma_D^2 = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right) = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{\sqrt{A^2 + B^2}}{C} \right) \quad (22)$$

进一步通过公式

$$\begin{aligned} \bar{v}(t) &= \frac{C}{2w_0 \cos \theta} \overline{\omega}_D = \frac{C}{2w_0 \cos \theta} \frac{1}{T} \arctan \frac{B}{A} \\ &= F \arctan \frac{B}{A} \end{aligned} \quad (23)$$

$$\sigma_v^2 = E[(\omega_D - \overline{\omega}_D)^2] = E\left[\left(\frac{v}{FT} - \frac{\bar{v}}{FT}\right)^2\right] = \frac{1}{F^2 T^2} \sigma_v^2 \quad (24)$$

其中, σ_v^2 是速度的方差, F 定义为

$$F = \frac{C}{2w_0 \cos \theta T} \quad (25)$$

计算得到声束方向上的红细胞平均运动速度及方差

$$\bar{v}(t) = F \arctan \frac{B}{A} \quad (26)$$

$$\sigma_v^2 = F^2 T^2 \sigma_D^2 = 2F^2 \left(1 - \frac{\sqrt{A^2 + B^2}}{C} \right) \quad (27)$$

3.2 仿真链路

本研究基于 MATLAB 构建了回波信号处理的全链路, 经由正交解调、低通滤波、自相关运算, 将回波信号转化成多普勒频率对应的物体运动速度输出。发射信号频率 $f_0=5\text{MHz}$, 采样率 $F=25\text{MHz}$, 物体运动速度 $v=-10\text{cm/s}$, 对应的多普勒频移为 -649.35Hz , 脉冲重复频率为 7000Hz 。不同速度下的仿真结果如表 1 所示。

前半部分信号受到了巴特沃斯滤波器的影响,

表 1 不同速度下的仿真结果
Tab.1 Simulation results at different speeds

实验组	1	2	3	4	5	6	7	8
理论结果 / (cm/s)	-50	-10	-1	-0.2	0.2	1	10	50
仿真结果 / (cm/s)	-49.9675	-9.9870	-0.9998	-0.2000	0.2000	1.0001	10.0013	50.0325

可以看出在窗的后半部分仿真结果逼近理论结果，验证了利用算法从运动物体回波信号中提取运动速度（多普勒频移）的可行性。

3.3 实测信号处理

用搭建好的实验平台对物体进行一次成像后，可以在上位机中控制 TSW1400EVM 导出一份含有 32 通路、单通路长度为 65535 的回波信号的 CSV 文件。

MATLAB 读取 CSV 文件后会将原始的回波信

号数据导入一个 65535×32 通路的矩阵中，每个通路包含 5 帧发射信号与回波信号。对矩阵进行转置，使矩阵的每一行对应一个通路的回波信号，方便后续的数据处理。

以原型机测得的某个样本（理论结果为 -6.4cm/s ）为例，原型机得到的其中一个通路的回波信号如图 8 所示。

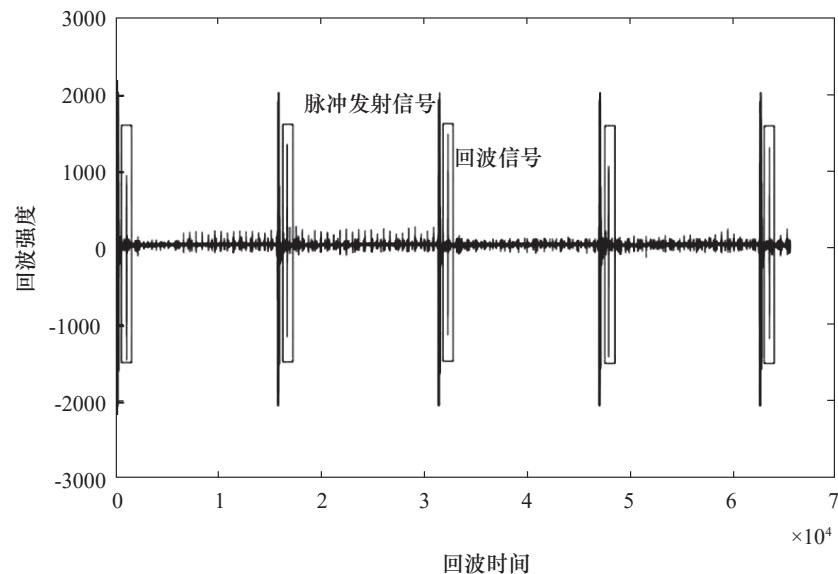


图 8 原型机得到的回波信号
Fig.8 Echo signals obtained from the prototype

基于原型机得到的回波信号的特点，测试滤波器种类和阶数的选择、窗的长度、回波信号在窗内的位置、壁滤波器和回波信号电流噪声的消除对测速结果的影响^[12]。基于测试结果，选择最适合原型机回波信号特点的方案。优化后的算法对样本的测速误差应小于 0.3cm/s 。

3.4 实验结果

使用往复机驱动物体，模拟血流中血细胞的运动，如图 9 所示。往复机的转速可控，可以通过公式计算物体位置、往复机转速、物体线速度三者之间的关系，从而实现定量测速实验。同时，由于往复机的结构特点，其驱动物体的运动速度并非是恒定的，而是呈现周期性变化，与血流速度由于心脏泵血而产生的周期性变化相似。

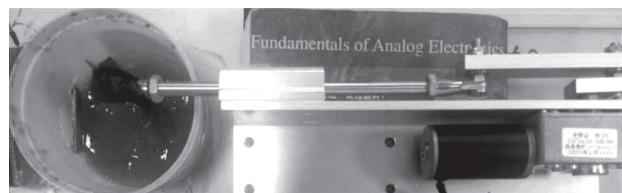


图 9 往复机
Fig.9 A reciprocating machine

基于上述实验平台，本研究设计了多普勒血流测速的全链路实验。实验以约 0.5cm/s 为最大速度差值，测速结果如图 10 所示。图中的所有虚线代表理论值，带符号的实线是通过实验和算法估计出的物体的运动速度。不同颜色的曲线代表不同往复机转速下的测速结果：蓝色曲线为物体静止状态下的测速结果，红色曲线为往复机 22r/min 转速下的测速结果，黄色曲线为往复机 24r/min 转速下的测

速结果, 绿色曲线为往复机 26r/min 转速下的测速结果, 黑色曲线为往复机 28r/min 转速下的测速结果。由图 10 可以看出, 本研究搭建的系统可以模拟多普勒血流环境, 算法也可以很好地估计出运动物体的移动速度。

4 总结

本研究构建了一个掌上超声原型机, 平台硬件架构以 TI 的 TX7332EVM、AFE5832LP、TSW1400EVM 为核心, 加上了定制的 128 通道换能器探头, 配置了电源、上位机及控制软件, 模拟了血细胞运动模式的往复机驱动模块等。借助这些核心组件, 该原型机具备了较为完整的掌上超声功能, 展示了其在便捷性和低功耗方面的优势。

基于搭建好的掌上超声成像模拟平台, 本研究实现了射频回波信号的发射与采集、B 超图像重建, 验证了波束成形和扇形扫描等关键技术, 为掌上超声原型机的成像质量和扫描能力提供了有力保障。该原型机配合 MATLAB 实现了多普勒血流测速、

全链路的仿真与验证, 包括正交解调、巴特沃斯低通滤波器和自相关算法等的实验与验证, 突出了该原型机在血流测速领域的可行性和应用潜力。

通过与现有市场上的掌上超声进行对比, 本研究方案在图像质量、血流测速等方面展现出了明显的优势。图 11 展示了本研究的掌上超声平台设计方案框架。现有掌上超声大多数是 32 通道产品, 在成像质量和实时性上有所欠缺, 而本研究提出的方案依托 TI 芯片与高效的算法设计, 可以扩展成 128 通道, 在保证图像质量的同时实现了更低功耗和更快的成像处理速度。根据用户手册的数据估计, 模拟前端部分每通道功耗约为 55mW, 128 阵元的总功耗约 7W, 现场可编程门阵列的功耗由具体选型决定, 智能探头的总功耗预计可控制在 10~15W, 是理想的掌上超声解决方案。此外, 本方案在血流测速的准确性和多普勒测速的精度上体现出了较高的技术水平。这些优势使本方案在满足商业化需求方面具有重要的参考价值。

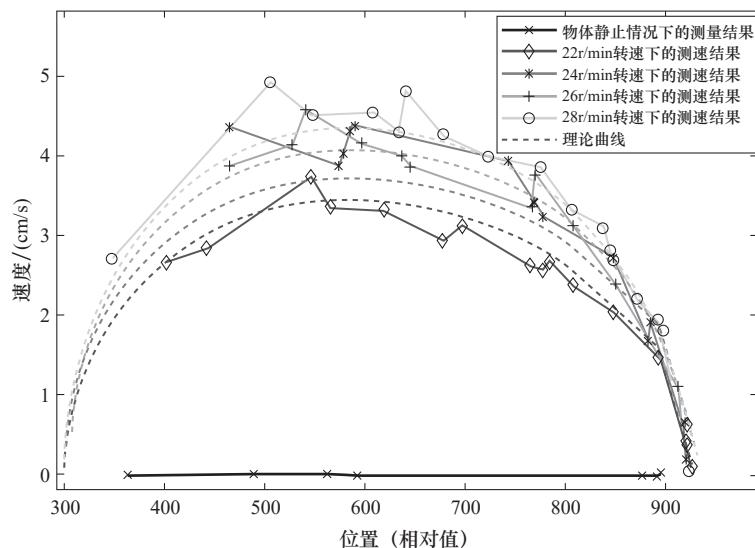


图 10 原型机测速结果
Fig.10 Velocity measurement results from the prototype

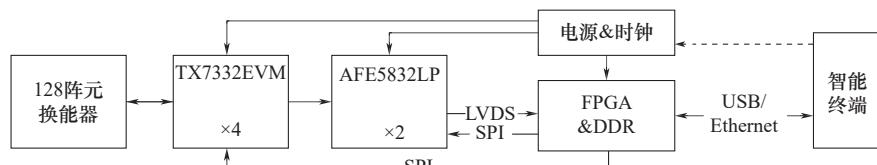


图 11 掌上超声平台设计方案框架
Fig.11 Design of Handheld Ultrasound Platform

总体而言，本文所设计的掌上超声原型机不仅实现了超声成像和血流测速的基本功能，还验证了相关关键技术的可行性，为未来掌上超声设备的商业化应用和技术发展提供了可行的参考。

参考文献

- [1] 刘硕, 舒星, 郭乐杭, 等. 小型化、智能化、远程化, 掌上超声的发展与展望 [J]. 中国仪器仪表, 2022 (11) : 29-34.
LIU Shuo, YU Xing, GUO Lehong, et al. Development and prospect of miniaturization, intellectualization, remote and handheld ultrasound[J]. **China Instrumentation**, 2022(11): 29-34.
- [2] LE MINH PHUONG T, VOIGT L, NATHANSON R, et al. Comparison of four handheld point-of-care ultrasound devices by expert users[J]. **The Ultrasound Journal**, 2022, 14(1).
- [3] O'NEILL S. Handheld Ultrasound Advances Diagnosis[J]. **Engineering**, 2021, 7(11): 1505-1507.
- [4] 李欣, 于超, 朱天刚. 掌上超声诊断仪在心脏领域中的应用 [J]. 中华医学超声杂志(电子版), 2016, 13 (5) : 331-335.
LI Xin, YU Chao, ZHU Tiangang. Application of portable ultrasound diagnostic devices in the field of cardiology [J]. **Chinese Journal of Medical Ultrasound (Electronic Edition)**, 2016, 13(5): 331-335.
- [5] TEXAS INSTRUMENT. TX7332 three-level, 32-channel transmitter with 1.2-a pulser, T/R switch, and integrated transmit beamformer[DB/OL]. (2019-03-01)[2024-09-16].
- [6] TEXAS INSTRUMENT. AFE5832 32-channel ultrasound AFE with 35-mW/Channel power, 2.1 nV/ √ Hz noise, 12-Bit, 40-MSPS or 10-Bit, 50-MSPS output, passive CW mixer and LVDS interface[DB/OL]. (2018-12-12)[2024-09-16].
- [7] TEXAS INSTRUMENT. TSW1400EVM high speed data capture/pattern generator card[DB/OL]. (2016-07-08) [2024-09-16].
- [8] YIN Y, LOONEY P, COLLINS S L . Standardization of blood flow measurements by automated vascular analysis from power Doppler ultrasound scan[J]. **Proceedings of SPIE – the International Society for Optical Engineering**, 2020, 11314.
- [9] BUBNOV R, PETRENKO L, SPIVAK M. 179 assessment of skin vascularity changes in allergic reactions using ultrasound and sensitive Doppler flow measurement[J]. **Journal of Investigative Dermatology**, 2023, 143(1S): S362-S362.
- [10] JARRETT C L, SHIELDS K L, BROXTERMAN R M, et al. Imaging transcranial Doppler ultrasound to measure middle cerebral artery blood flow: the importance of measuring vessel diameter[J]. **American Journal of Physiology**, 2020, 319(1): R33-R42.
- [11] 牛金海. 超声原理及生物医学工程应用: 生物医学超声学 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017.
NIU Jinhai. Principles of ultrasound and biomedical engineering applications: biomedical ultrasonics[M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 2017.
- [12] 王录涛, 肖军, 柴华. 超声血流成像中的壁滤波器设计方法分析与性能比较 [J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32 (4) : 773-778.
WANG Lutao, XIAO Jun, CHAI Hua. Design method analysis and performance comparison of wall filter for ultrasound color flow imaging[J]. **Journal of Biomedical Engineering**, 2015, 32(4): 773-778.
- [13] 王泽辉. 掌上超声原型机设计及多普勒血流测量算法的实现 [D]. 上海: 上海交通大学, 2023.
WANG Zehui. Design of handheld ultrasonic prototype and realization of Doppler blood flow measurement algorithm[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2023.