

一种基于数字解调模式的无线超声多普勒胎儿监护仪系统的设计及实现

詹凯¹ 戴明² 黄微维¹ 梁瑶¹

(1. 中聚科技股份有限公司 长沙 410000; 2. 深圳市人民医院(暨南大学第二临床医学院)超声科 深圳 518020)

摘要: 传统超声多普勒胎儿监护仪均采用模拟解调进行胎儿心率的分析,由于该模式下的解调信号为单路信号,无法进行矢量分析,因此在实际应用过程中,存在着对二尖瓣的正负向运动的重复识别,造成心率翻倍现象。设计并实现了一种基于数字解调模式的无线超声多普勒胎儿监护系统,其采用时域加窗方式对超声回波信号进行数字解调处理,并根据计算所得到的矢量速度曲线进行心率分析,该系统能够有效避免心率翻倍现象。同时,该系统采用主机与探头之间的数据无线传输方案,极大地方便了操作人员使用。根据标准胎心仿体测试结果,所提系统能够有效抑制传统设备所存在的心率翻倍缺陷,实现稳定、可靠和便捷的胎儿监护。

关键词: 数字解调;无线传输;心率翻倍;矢量速度曲线;信噪比

中图分类号: TN912.16 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4010

Design and implementation of a wireless ultrasound fetal heart monitoring system based on digital demodulation mode

Zhan Kai¹ Dai Ming² Huang Weiwei¹ Liang Yao¹

(1. Jinto Technology Co., Ltd., Changsha 410000, China; 2. Department of Ultrasonography, Shenzhen People's Hospital(2nd Clinical Medical College of Jinan University), Shenzhen 518020, China)

Abstract: Traditional ultrasound Doppler fetal monitor uses analog demodulation to analyze fetal heart rate. Because the demodulated signal in this mode is a single channel signal, vector analysis can not be carried out. Therefore, in the practical application process, there is repeated recognition of positive and negative movement of mitral valve, resulting in the phenomenon of heart rate doubling. In this research, designed and implemented a wireless ultrasound Doppler fetal monitoring system based on digital demodulation mode. The system uses the time domain windowing method to demodulate the ultrasonic echo signal, and analyzes the heart rate according to the vector velocity curve. The system can effectively avoid the phenomenon of heart rate doubling. At the same time, the system uses the data wireless transmission scheme between the host and probes, which greatly facilitates the use of operators. According to the results of standard fetal heart phantom test, the system can effectively solve the defect of heart rate doubling existing in traditional equipment, and realize stable, reliable and convenient fetal monitoring.

Keywords: digital demodulation; wireless transmission; heart rate doubling; vector velocity curve; SNR

0 引言

随着我国社会对于新生儿质量的愈发重视,超声多普勒胎儿监护作为一项必要的产前筛查手段,在临床上得到了愈加广泛的应用^[1-2],超声多普勒胎儿监护仪是一类在产科临床领域应用非常普遍的产品,其通过向胎儿心脏组织发射超声脉冲,同时将其产生的超声回波进行信号解调处理,得到胎心运动产生的超声多普勒频移信号,经计算分析

得到实时心率数据供临床分析^[3-4]。

当前市面传统超声监护设备均采用模拟解调算法处理胎心组织的超声回波,主要通过模拟乘法器或者数据选择器芯片将超声回波信号与基频进行混频,然后经过低通滤波处理得到其多普勒频移信号,该方案电路结构简单、功耗低,具有较高的性价比。但模拟解调只能针对超声回波提取出同相信号,无法同时获取精确的正交信号,因此无法用于矢量运动分析。针对于此,本研究设计并实现了一款便

收稿日期:2020-12-30

• 42 •

便携式无线数字解调超声监护系统。首先,其采用了基于时域加窗模式的新型数字解调算法,区别于传统数字解调算法,该方案对硬件逻辑资源的需求只达到传统算法的4%左右,因此能够通过低成本低功耗的CPLD芯片在本系统内实现,降低了数字解调算法的硬件成本,提高系统性价比;其次,本系统采用主机和探头无线局域网数据通讯方案,通过改变连接主机局域网的无线探头数量即可实现对不同数量孕妇的同时监护应用;最后,本系统采用了基于矢量速度曲线的心率识别算法,通过识别组织的正负向运动速度,可将二尖瓣的单次多向复杂运动进行识别,避免了心率翻倍现象的发生。因此,本系统在临床使用中,具有重要的应用价值^[5-6]。

1 原理与算法

1.1 超声多普勒检测胎心原理

多普勒频移效应是指声源与物体之间存在相对运动时,反射声波频率发生变化的现象。在胎儿监护领域中,超声波束发射向胎心组织,由于胎心组织的运动,其反射回波将发生频率偏移,频率偏移的大小常用来表征胎儿运动速度的变化。根据多普勒频移效应,超声探头与胎儿心脏运动方向间夹角及胎儿心脏运动速度 V 之间的关系,有:

$$V = \frac{f_d v_0}{2 f_1 \cos \theta} = \frac{(f_2 - f_1) v_0}{2 f_1 \cos \theta}$$

其中, f_1 、 f_2 、 f_d 和 v_0 分别表示超声激励频率、回波接收频率、多普勒频移和超声在人体组织中的运动速度,通过上式即可计算出胎儿心脏运动速度,由于超声波频移和胎心的运动速度成正比,当速度 $v > 0$ 时, $f_2 > f_1$,胎心扩张;当速度 $v = 0$ 时, $f_2 = f_1$,胎心静止;当速度 $v < 0$ 时, $f_2 < f_1$,胎心收缩;因此在胎心收缩扩张过程中,通过检测胎儿心脏运动速度 v 随时间做周期变化的情况即可计算出胎心率值。

以上是传统胎儿监护设备进行心率计算的方法,在现代临床研究中,以数字化为基础的超声多普勒设备正在成为主流,数字化超声诊断设备具备矢量运动学参数计算能力,能够在检测中实时反映组织的运动频谱、运动方向和速率,进而提供更多的临床诊断依据。因此,超声多普勒胎儿监护设备的数字化也正在成为一种趋势。

1.2 基于时域加窗算法的数字解调算法

在传统数字解调算法中,均采用距离选通、加窗、基频信号混频、低通滤波、信号累加这5个步骤进行解调处理,这也是目前比较成熟的超声回波解调方案,其原理方法如图1所示^[7-8]。

在图1中,传统解调算法中各步骤是分立进行的,造成了硬件逻辑资源的闲置。在图1步骤4)所示的滤波过程中,传统算法采用FIR多级乘法器,将步骤3)处理后的混合信号进行低通滤波以滤除倍频噪声,然后所有乘法器得到的数据进行相加,得到信号的包络数据,最后进行累加,

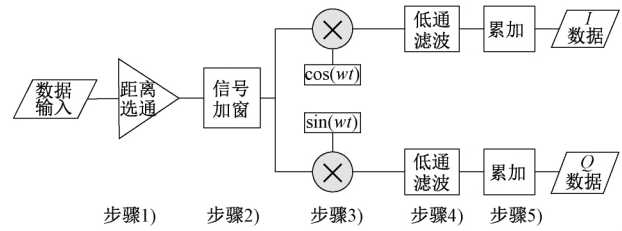


图1 传统超声信号解调处理流程

得到解调信号,如图2所示。该处理构型将大量硬件资源用于构建乘法器电路,限制了逻辑电路规模的精简和优化,因此新算法主要针对该项不足予以改进^[9]。

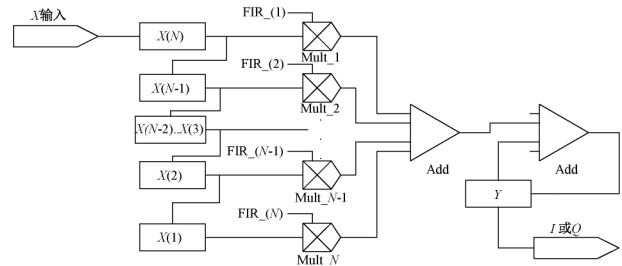


图2 FIR滤波及累加过程

在实际解调过程中,图1中步骤2)~4)均是对于前处理数据的矩阵乘法,根据矩阵乘法的交换律,整个解调过程可以简化为一个时域加窗过程,在具体逻辑构成上可以通过一个乘法器和两个累加器实现,如图3所示。

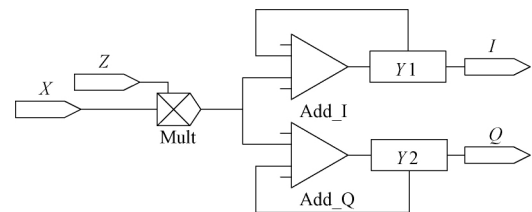


图3 加窗累加算法的电路逻辑

根据传统解调算法的优化路径,本文提出了一种基于时域加窗模式提取IQ信号的数字解调算法,该算法只需要对单个脉冲重复周期内的单次超声回波进行对应深度加窗处理,即可得到解调后的I数据和Q数据,相比传统数字解调算法,其具有较高的效费比,具体算法流程如图4所示。

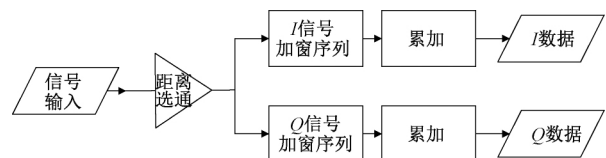


图4 时域加窗算法

1.3 目标组织运动速度计算方式

为获取检测目标的运动速度,首先必须求解其平均角

频率^[6],如式(1)所示。

$$\bar{\omega} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \omega P(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(\omega) d\omega} \quad (1)$$

式中: $P(\omega)$ 为功率谱密度。

速度的提取依靠对平均角速度的转换,如式(2)所示。

$$\bar{V}_z = \frac{\bar{\omega}}{2\pi f_0} \frac{c}{2} \quad (2)$$

式中: c 为水中的声速 1 540 m/s。

每一个信号幅度在复坐标内均可以视为两个正交信号的合成:

$$r(i) = x(i) + jy(i) \quad (3)$$

最终,速度额获取如式(4)所示。

$$\bar{V}_z = -\frac{c}{4\pi f_0 T_{\text{prf}}} \arctan \left(\frac{\sum_{i=1}^{N-1} y(i)x(i-1) - x(i)y(i-1)}{\sum_{i=1}^{N-1} x(i)x(i-1) + y(i)y(i-1)} \right) \quad (4)$$

式中: f_0 为超声频率 1 MHz; T_{prf} 为脉冲重复周期; $\bar{V}_z$ 是最终的速度值,是一个矢量参数。

2 胎儿监护系统设计

2.1 系统硬件架构设计

本文所设计的胎儿监护系统采用主机端与无线探头的分离式架构,主机作为中央监护数据集成终端,提供无线局域网络供探头接入,控制无线探头运行并收集其监护数据,最终实现数据处理、展示和存储功能;无线探头作为应用部分,可自由接入主机端局域网并进行胎儿心率数据采集,最终将数据编码通过 WIFI 无线协议发送至主机端,系统架构如图 5 所示。

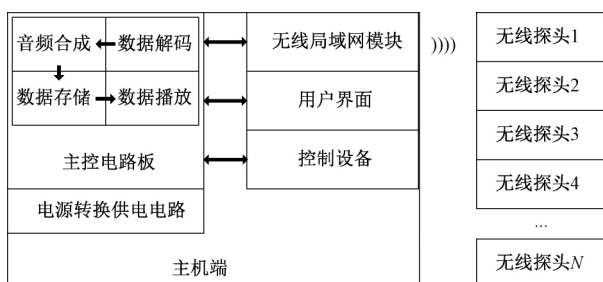


图 5 胎儿监护系统硬件架构

主机核心为 RK3399 处理器主控电路版,由 RPS-160-12 电源模块进行供电,主机内置无线路由器模块,用以构建无线局域网,供无线探头接入。如图 6 所示,主机外置一块 17.3 inch OLED 液晶屏提供数据显示和用户操作功能,内置的无线路由器模块可以提供 32 个 IP 地址分配给外部探头,主机上电启动后,可在使用过程中即时接受探头的接入请求,并根据探头发送的握手信号排除其他非系统定义硬

件的接入请求,保证整个系统完全是主机与无线探头的配对应用^[10-13]。



图 6 胎儿监护系统主机

无线探头作为系统的应用部分,主要包含时序控制电路、超声脉冲 T/R 电路、数字信号处理电路以及无线数据发送四个主要功能模块,用以实现超声脉冲发射、超声回波处理、数字解调和数据无线传输等功能。无线探头内部供电通过一枚 2 500 mAh、3.7 V 聚合物锂电池实现,电池充电控制通过 SGMICRO 公司的高性价比 SGM4056-6.8YPS8G 电池管理芯片及其外围电路实现,可实现 900 mA/s 的充电电流。探头内置一块 1.3 寸 OLED 液晶屏,用于显示探头程序运行状态、探头编号、显示孕妇姓名等,其硬件如图 7 所示。

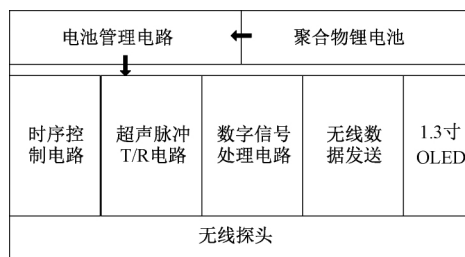


图 7 无线探头内部硬件

2.2 无线探头内部功能模块

如图 8 所示,无线探头内部时序控制电路产生脉冲控制信号,经超声脉冲 T/R 电路进行功率放大,激励换能器发射超声脉冲。超声波束发射向人体组织后产生超声回波,回波经换能器由机械波转换为电信号,通过超声脉冲 T/R 电路实现增益放大和带通滤波,经模数转换后,进入数字信号处理电路进行数字解调处理,最终得到 IQ 数据、矢量速度信息、心率数据等,通过无线数据发送模块向主机进行数据传输。

无线探头的时序控制电路以意法半导体公司的

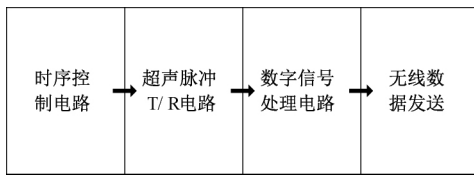


图 8 无线探头工作流程

STM32F103RCT6 处理器为核心,配合外围器件实现控制功能。其通过自定义接口控制 EPM570T100C5N 型 CPLD 芯片产生 1 MHz 的脉冲控制信号,启动超声脉冲 T/R 电路进行超声发射与回波处理流程。超声发射选择 2 kHz 的脉冲重复频率,每个脉冲包含 40 个正弦波,经 T/R 电路进行功率放大后激励超声换能器。换能器采用九枚超声压电陶瓷片以“梅花”形状排列的构型,扩大声辐射面积以增加正确寻找到胎心位置的几率,如图 9 所示。

超声脉冲 T/R 电路主要包含射频发射电路和回波滤波电路,如图 10 所示,DRIVE_A 信号和 DRIVE_B 信号分别控制两个缓冲器芯片产生相位相差 180° 的矩形脉冲群,

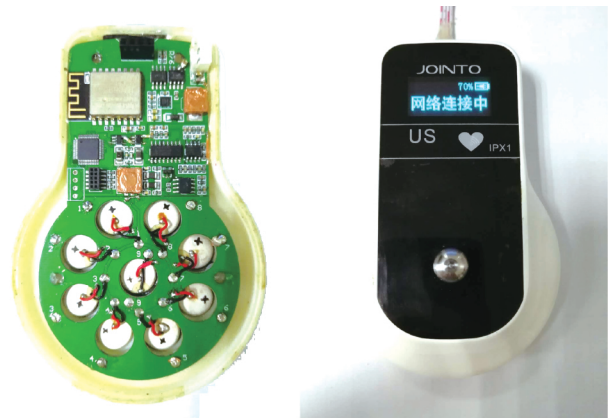


图 9 无线探头内部结构和外观

经滤波形成窄带信号,共模电感将两路单边窄带控制信号合成为正负交替的激励信号,经 RF_OUT 引脚激励超声换能器产生 1 MHz 频率的超声脉冲波束。超声回波同样经 RF_OUT 引脚进行增益放大与滤波处理。

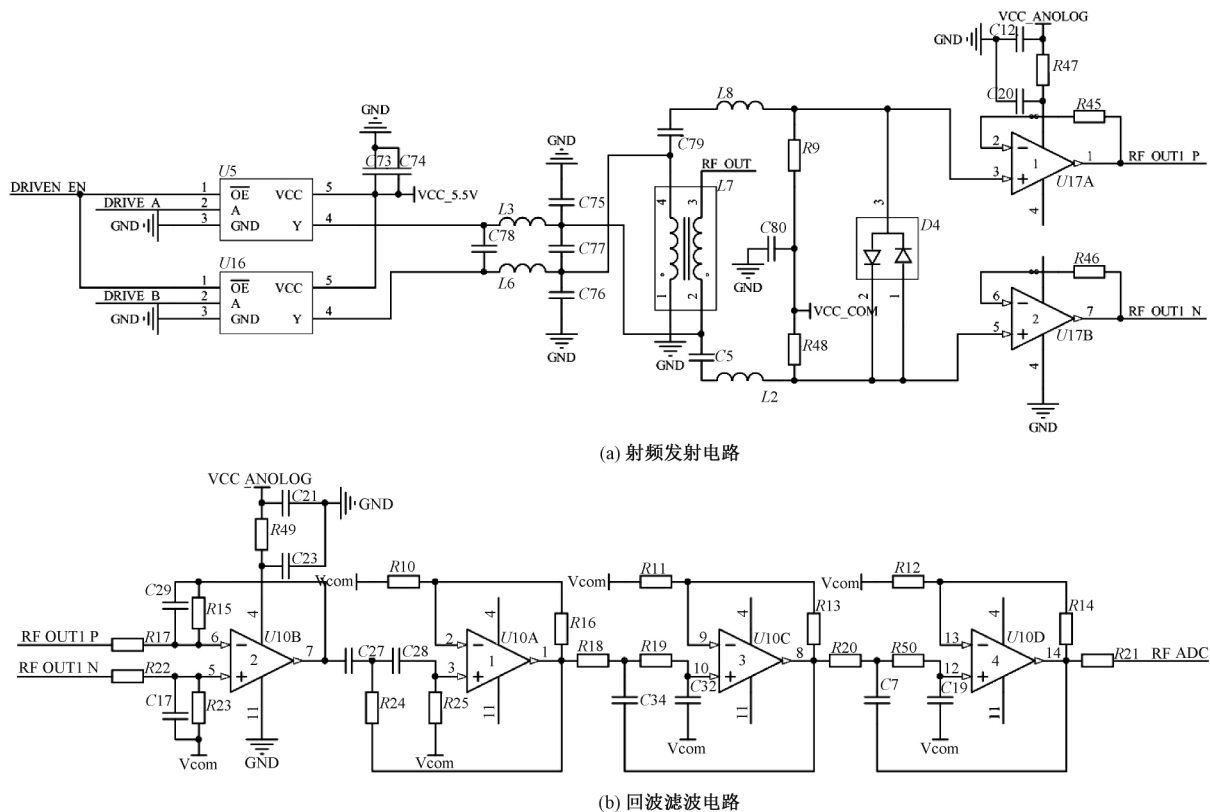


图 10 无线探头超声脉冲 T/R 电路

增益放大采用两级放大架构,首先使用 SGM8652XS 分别对共模电感双端引出的单边信号同步放大,以抑制系统可能产生的共模干扰,随后信号继续通过 SGM8654XS 芯片转换为单端信号并继续提高增益,同时,信号在该处电路中也进行带通滤波处理,最终得到 $1\text{ MHz} \pm 20\text{ kHz}$

频带内的有用回波信号,经模数转换后,送入数字信号处理电路进行数字解调处理。

模数转换电路以 ADS825E 作为核心,配合外围电路实现数据采样功能。本系统设置模数转换的采样率为 20 MSPS,时钟信号由 EPM570T100C5N 芯片提供。回波

为适应临床胎儿监护需求,本文系统在设计之初即构建了监护仪主机应用需求框图,将临床中必须使用到的操作与产品功能纳入其中,包括监护过程中的孕妇信息管理、监护探头管理与控制、监护数据多床位显示、数据智能分析、数据存储与展示、监护报警功能设置、工具栏定义与功能细分等,为操作者提供便捷、高效与优质的用户界面^[16]。

无线探头采用嵌入式处理器 STM32F103RCT6 芯片为控制核心,在 KEIL MDK 5.11 平台下开发。无线探头在启动后,会自动搜索一个用于配置的无线局域网热点,该配置热点由调试工装产生,用于配置探头内部的目标主机名称、握手协议、静态 IP 地址信息,供探头在正常启动后连接主机。配置完成后,探头将自动重启。当探头未能搜索到该热点时,程序将进入正常的连接和 workflow。首先,探头根据内部 FLASH 中存储的配置数据,自动连接目标主机无线局域网热点,直至连接成功。探头连接主机成功后,将根据其分配的静态 IP 地址,自动生成探头编号供主机进行唯一性对应识别。用户此时可以根据主机端显示的探头编号选择对应的探头进行操作,探头将根据主机用户所发送的命令实现对应功能,并将监测数据和运算结果传输给主机端,其流程如图 14 所示。

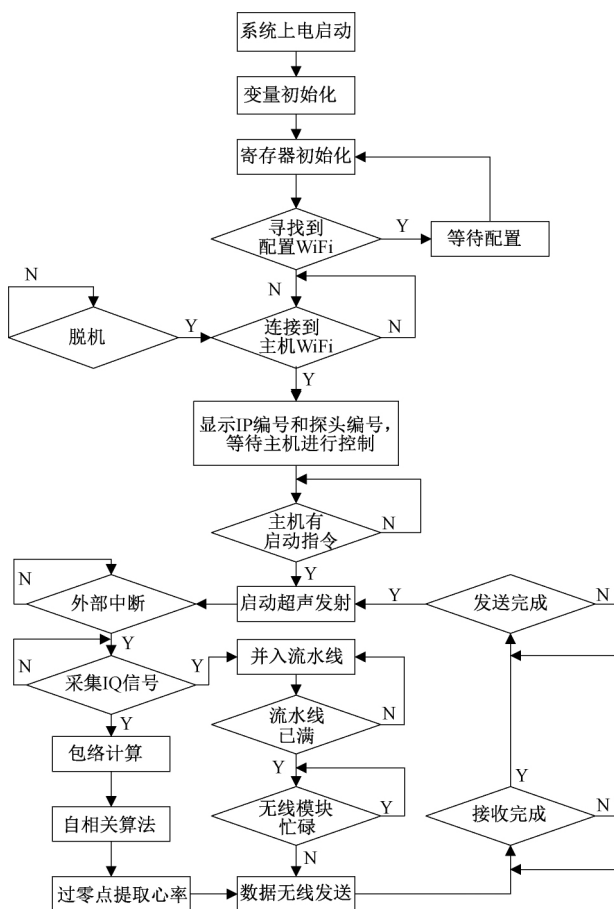


图 14 无线探头工作流程

3 系统检测实验与结果

3.1 系统性能检测实验

系统首先将进行性能检测以验证其对胎儿心率识别的准确性,检测依据为标准 YY0449-2009《超声多普勒胎儿监护仪》中 6.2.1 所规定之方法,检测设备为 FS-3 型胎儿心率模拟器仿体,其结构和布局设置如图 15 所示:超声探头紧贴于仿体下端的声窗,使用耦合剂与仿体紧密连接,探头所发射超声束透过声窗,经钢球反射再由探头接收,进行后续信号处理。仿体内钢球通过驱动装置和连杆与函数发生器连接,可进行上下运动,模拟胎心跳动动作。函数发生器内部集成若干经典心率曲线,用户可通过选择对应曲线,使其控制钢球模拟出对应的胎心运动。钢球的运动幅度同样可以通过人为进行调节,以模拟出不同强度的心跳幅度来测试胎儿监护设备的信噪比等参数。

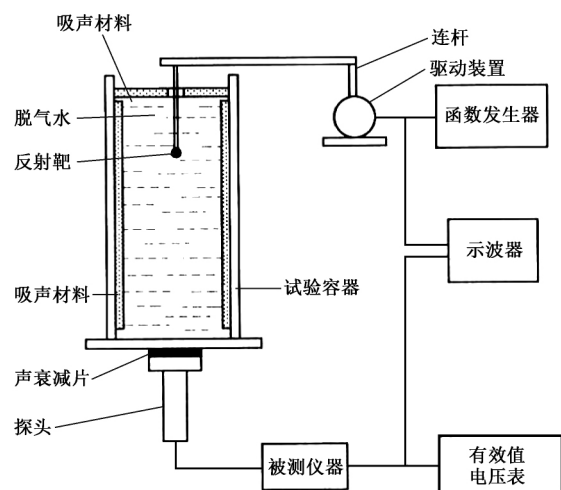


图 15 系统性能检测

实验采用仿体内置的 TREND 曲线模式进行对比测试。TREND 曲线振幅较大,在 120~160 之间有一次较大减速,变化较为剧烈,能够有效测试监护系统对于变化率较大胎心率的测试准确度。仿体测试时间设定为 20 min,监测结束后,从主机后台获取心率监测记录 Excel 表格,生成监测曲线并与实际的胎心曲线数据进行逐项对比,判断其误差范围。

图 16 所示为在 TREND 曲线模式下,胎儿心率模拟器仿体的真实数据与系统实际检测数据的对比,从对比图 16 可以看出,两条曲线走向和幅度变化完全一致,对比试验显示了本系统对于心率值测量的准确性。对比逐项数据,真实曲线和检测数据之间在某些时间节点存在一定的误差,但是误差范围均不超过 1 Bpm,根据 YY0449-2009《超声多普勒胎儿监护仪》5.3 的要求规定:胎心率测量的误差不大于 ± 2 次/min,本系统不超过 1 Bpm 的误差完全达到了国家标准要求。

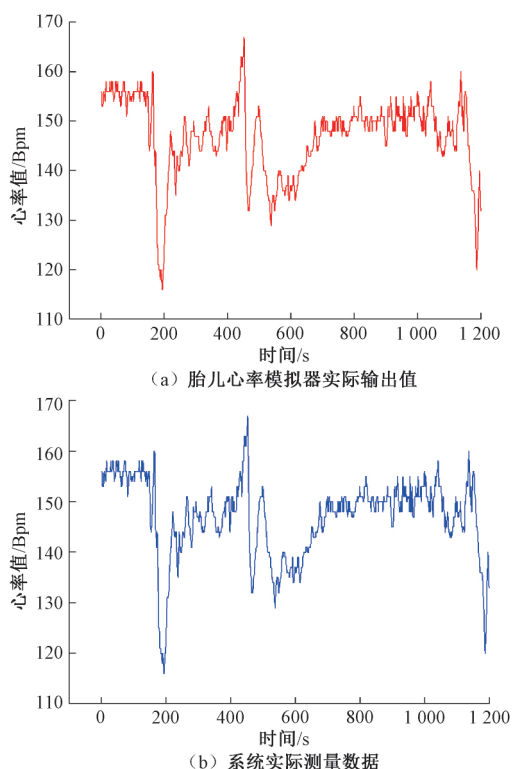


图 16 TREND 曲线模式测试数据对比

3.2 抑制心率翻倍现象实验

系统采用基于时域加窗的数字解调算法,目的是得到矢量速度数据,并通过对其进行分析获取更为真实的胎心率值,以抑制心率翻倍现象。心率翻倍现象是一种在临床中出现的对实际心率的错误识别,其原因在于,二尖瓣在一次心脏收缩-舒张周期内,其正负向运动之间存在一个时间间隔,导致胎儿监护仪在该周期内识别到两次多普勒频移,由于无法区别其中差异,传统设备常常会将二尖瓣的一次完整的正负向运动识别为两次心跳,造成识别错误。

本次实验同样采用胎儿心率模拟器仿体进行测试,通过调节钢球的运动幅度和升降时间间隔,使钢球的运动尽可能模拟二尖瓣的实际运动。实验将采用对比验证的方式,通过本系统与深圳市艾瑞康公司的 FM-3A 型胎儿监护仪实测数据对比,分别对模拟器仿体产生的 60、100、140、160、200 Bpm 5 组心率值进行测量,时间为 1 min,分别计算两套设备在 1 min 内的胎心率平均值进行对比,如表 1 所示。

表 1 胎儿监护仪对比实验数据

仿体/Bpm	60	100	140	160	200	平均
FM-3A/Bpm	127	176	141	158	200	—
准确率/%	47.2	56.8	99.3	98.7	100	80.4
本系统/Bpm	61	100	140	162	201	—
准确率/%	98.4	100	100	98.8	99.4	99.34

由表 1 可以看出,在仿体输出 <140 Bpm 的情况下,FM-3A 型胎儿监护仪的数据与实际仿体输出对比,误差较大,测量值几乎为实际数值的一倍,产生了心率翻倍现象。而本系统由于采用了矢量速度作为心率分析的样本,在该实验中表现出良好的抑制心率翻倍能力,其平均准确率达到 99.34%,同样满足了 YY0449-2009《超声多普勒胎儿监护仪》5.3 要求对于心率误差的规定,体现了较好的适用性。

为更清晰展示本系统抑制心率翻倍现象的原理,实验同时截取了 FM-3A 型胎儿监护仪的多普勒音频信号与本系统的矢量速率曲线,来进行对比说明两者之间的数据分析差异原因,如图 17 所示。其中 FM-3A 型监护仪的多普勒信号引主机音频信号线,本系统矢量速率信号来自 STM32F103RCT6 处理器的 DAC 引脚。信号由 Tektronix 公司的 MD03052 型示波器分别采集得到。

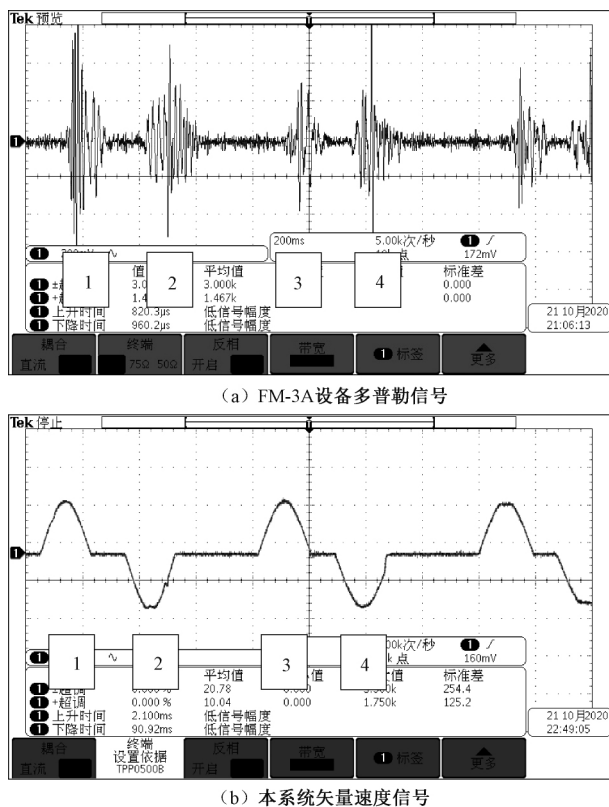


图 17 FM-3A 设备与本系统信号对比

图 17 所示为在对钢球进行检测时,FM-3A 型胎儿监护仪和本系统用于计算心率时所依据的参考信号。图 17 中 1 和 2 分别表示钢球在单次跳动中的下降和上升时刻,3 和 4 表示的是下一次跳动。FM-3A 型胎儿监护仪在进行心率计算时,所依据的是图 17(a)中的单路模拟解调信号,由于在跳动的上升和下降时刻,钢球均引起了超声信号的多普勒频移,但由于模拟解调只能检出差频信号,而无法表现出两者在相位和幅度上的差异,因此在计算心率

时,设备将钢球的一次往返运动误判别为两次心跳动作,导致了心率翻倍现象。

本系统采用的是经数字解调所得到的 IQ 信号合成的矢量速度曲线来进行心率的判别,图 17(b)中可以清晰地看到,钢球的一次往返运动在速度曲线上表现出正负向变化,将单次运动中的升降动作清晰地表征出来,因此在进行胎心率计算时,两次跳动的判别能够很清晰地区分出来,有效抑制了心率翻倍现象。

4 结 论

本文设计并实现了一种基于数字解调的无线超声多普勒监护系统,与传统设备相比,该系统采用了基于 WiFi 框架下的无线数据传输协议,通过主机与探头之间一对多的无线架构模式,可以同时进行多孕妇的监护操作,提高了监护效率和使用灵活性,能够应用于多处监护场景;同时,本系统采用了创新性的基于时域加窗模式的数字解调算法,在逻辑资源极为有限的 CPLD 芯片中实现了数字解调算法,该方案同时获取超声回波中的 IQ 数据,实现对矢量运动信息的分析。实验结果表明,本系统在基本性能上完全符合国家标准要求。在检测心率翻倍现象的实验中,本系统在监测过程中有效地抑制传统设备中所出现的心率翻倍缺陷,显示出优良的检测准确性。本系统采用主机和探头分离式模块化设计思维,界面设置友好,操作简单监护效率高,具有便携、准确、性价比高的特点,因而具有广泛的应用前景。

参考文献

- [1] 孙秀玲,曹炎,曾玲,等.超声在监测孕早期胚胎心率中的应用及对胎儿结局的预测价值[J].中国医学创新,2020,17(24):135-138.
- [2] 张勤建,颜建英.胎心监测方法及临床价值[J].中化产科急救电子杂志,2020,9(3):136-139.
- [3] HEUSER C C. Physiology of fetal heart rate monitoring [J]. Clinical Obstetrics & Gynecology, 2020, 63(3):607-615.
- [4] 刘丽丽.电子胎心监护在胎儿宫内窘迫中的临床应用[J].临床医药文献电子杂志,2019,6(61):27.
- [5] 陆尧胜,邓松茂,崔忠艺,等.超声多普勒胎心检测前

置电路的研究[J].电路与系统学报,2011,16(2):114-118.

- [6] 詹凯,黄微维,梁瑶.一种基于时域加窗的超声回波信号数字解调算法[J].电子测量技术,2020,43(19):63-68.
- [7] 俞毅刚.基于数字解调器和 JESD204B 的多通道超声系统设计[J].电子技术应用,2016,42(11):77-79.
- [8] 唐婷,杜瑜.全数字化高速数传解调器的设计与实现[J].科学技术与工程,2016,16(14):32-35.
- [9] 张伦,徐科军,穆立彬,等.基于超声回波信号包络拟合的信号处理方法[J].电子测量与仪器学报,2019,33(8):194-201.
- [10] SIGNORINI M G, LANZOLA G, TORTI E, et al. Antepartum fetal monitoring through a wearable system and a mobile application [J]. Technologies, 2018, 6(2):44.
- [11] 徐宜咏,黄凤华.一种基于听诊原理的远程胎心监护设备的临床应用[J].武汉大学学报(医学版),2018,39(5):830-833,841.
- [12] 杨品佛,张素玮,钟燕珊,等.基于无线蓝牙技术的便携式胎儿监护系统设计[J].中国医学装备,2018,15(8):8-11.
- [13] 杨晓霞,薛彬,靳世久,等.压缩传感在超声相控阵检测系统中的应用研究[J].电子测量与仪器学报,2015,29(9):1286-1294.
- [14] 姜志健,庄建军,陈旭东,等.基于 FPGA 的高精度频率计的设计与实现[J].电子测量技术,2017,40(5):41-46.
- [15] 杨青,王志强,王春平,等.基于 STM32 和 FPGA 的 PPI 信息采集与复现系统设计[J].电子测量技术,2017,40(11):188-192.
- [16] 夏颂荣,郑超伟,凌若蓝,等.基于 Android 平台的胎儿监护系统软件设计与实现[J].中国医学装备,2018,15(7):108-110.

作者简介

詹凯(通信作者),硕士,工程师,主要研究方向为医学超声信号分析与成像。

E-mail:zhankai1987@163.com