

功率M模式经颅多普勒超声测量系统的设计

李已晴,夏翎,赵兴群

东南大学生物科学与医学工程学院,江苏 南京 210000

【摘要】经颅多普勒(TCD)是研究颅内大血管中血流动力学的常用技术,但传统TCD中依然存在着对脑血管定位困难和对微栓子检测不确定等缺点。为了克服这些弊端,本研究设计了一种功率M模式TCD测量系统。该系统通过FPGA设计、USB固件驱动以及PC数据后处理等模块共同实现。数字电路模块以FPGA为核心进行状态机设计,并采用高速AD采样和双FIFO乒乓工作模式来确保良好的实时性;硬件电路部分和PC之间的数据传输依靠高速USB实现;软件模块结合功率M模式多普勒成像技术、短时傅里叶变换和伪彩色图像处理,对超声波束发射方向上整体深度的血流状态进行监测,方便定位血管深度,并为临床医生提供选通深度的声谱图信息。

【关键词】经颅多普勒;超声测量;功率M模式多普勒成像技术;双FIFO;短时傅里叶变换

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)06-0701-06

Design of power motion-mode transcranial Doppler ultrasonic measurement system

LI Yiqing, XIA Ling, ZHAO Xingqun

School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210000, China

Abstract: Transcranial Doppler (TCD) is a common technique used for studying haemodynamics of intracranial vessels. The traditional TCD has some disadvantages, such as difficulties in positioning the blood vessels and detecting the embolus in human's brain. To overcome these deficiencies, a power motion-mode TCD measurement system is designed by combining different modules, such as field-programmable gate array, USB chips and processed data on personal computer. The digital circuit module centred on field-programmable gate array was applied for designing the system state machine. Meanwhile, high-speed AD simultaneous sampling chip and ping-pong working mode of dual FIFO were used to assure a real-time performance. The data transmission between hardware and personal computer was realized by high-speed USB. The software module combined with power motion-mode imaging technique, short time Fourier transform and pseudo-color image processing to monitor the whole state of blood vessels in the transmitting direction of ultrasonic beams, which can easily locate blood vessels and provide the doctors with more information of the ultrasonic spectrum.

Keywords: transcranial Doppler; ultrasonic measurement; power motion-mode Doppler imaging technique; dual FIFO; short time Fourier transform

前言

当今社会,随着经济发展和医学水平的提高,人口老龄化水平逐步升高;而年轻人群由于巨大的生活压力和工作压力形成了不健康的生活方式,这些因素导致脑血管疾病爆发率不断攀升,并具有不断年轻化的趋势。根据世界卫生组织(World Health

Organization, WHO)估算,我国居民每年有350万人死于心脑血管疾病,造成了极高的社会医疗负担^[1-2]。

对于脑血管疾病,传统影像学只能提供组织形态学上的参考,而经颅多普勒(Transcranial Doppler, TCD)能够提供血流速度、搏动指数等血流动力学上的参考^[1,3]。但传统的TCD也存在着不足,例如对超声窗和脑血管定位困难以及对微栓子检测不确定等^[4],从而限制了TCD的发展。针对这一情况,Moehring等^[5]在传统TCD的脉冲波(Pulse Wave, PW)模式的基础上,提出了功率M模式多普勒(Power Motion-mode Doppler, PMD)成像方法。

PMD成像技术是利用回波信号的相位和速度之间的线性关系,对超声波束发射方向上所有深度的

【收稿日期】2018-03-25

【作者简介】李已晴,硕士研究生,研究方向:医学电子学, E-mail: 1226991788@qq.com

【通信作者】赵兴群,博士,教授,研究方向:医学仪器设计和开发、医学信号分析与处理、超声波检测技术及应用, E-mail: ndt@seu.edu.cn

血流状态进行监测,能够方便快捷地判别出血管分布深度,并可对感兴趣的血管区域进行选择,从而进一步查看功率谱信息。

本研究结合PMD技术设计了一款功率M模式TCD测量系统。硬件部分实现超声发射接收与放大、高速数据采集与解调、数据传输等功能。软件部分接收由USB传输的数据,对多次回波信号进行数字滤波降噪和增强处理,利用维纳-辛钦定理对每一深度信号进行自相关运算,从而得到各个深度回波信号的自相关函数;之后提取相位信息,经过线性变换计算得到平均流速分布,将平均流速按时间顺序排列,实现PMD图谱显示。

1 系统功能设计

1.1 系统功能总述

功率M型TCD能够监测不同血管的相对位置信息,有利于血管识别定位。整个系统主要包括:硬件发射和前处理模块、USB数据传输模块以及PC数据后处理模块3大部分。主要功能结构图如图1所示,其中虚线表示现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array, FPGA)产生的对应的控制信号。

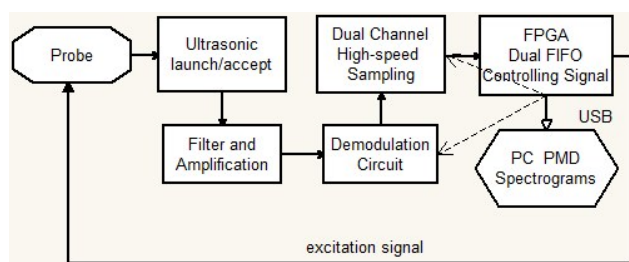


图1 系统功能结构设计图

Fig.1 Design sketch of system functional structure

整个系统的硬件部分由模拟电路和数字电路两部分组成。模拟电路部分的功能是实现超声信号的发射与接收;对回波信号进行滤波、放大和数字化处理,根据探头工作频率选择合适的解调输入信号进行硬件解调。数字电路部分以FPGA为核心,产生控制系统正常工作的时序信号和状态机转换,内置FIFO可用于数字信号的暂时存储;USB微处理芯片实现开发板与PC之间的数据传输。

软件部分对多普勒血流回波信号进行后处理。数字滤波去除信号噪声;运用自相关技术实现功率M模式成像,呈现超声波束发射方向上的血管分布信息,再针对选中深度血管进行复数域短时傅里叶变换,并通过伪彩色变换生成声谱图。

1.2 模型原理与多普勒血流信号解调

1.2.1 超声测量血流速度模型 如图2所示,超声波束通过超声窗,进入颅内到达血管。下面将以该超声测量血流速度模型^[6]为基础,对超声波束与血流作用过程,以及多普勒回波信号的产生进行说明。

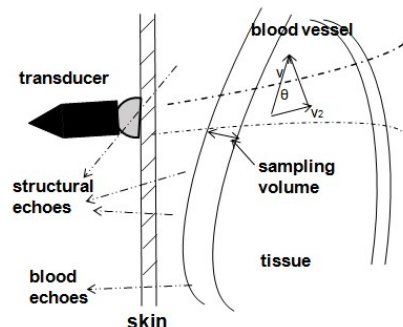


图2 超声波束在组织中的反射回波示意图

Fig.2 Echoes of untrasonic beams in the tissue and blood vessels

多普勒频移是由血液中运动的血细胞引起的,即血细胞产生的反射回波频率与探头发射的工作频率之差。令探头发射频率为 f_0 ,则对应的超声波长为 λ_0 ,血细胞的产生的回波频率为 f_{echo} ,人体内超声波传播速度为 c ,血流速度为 v ,计算得到多普勒频移:

$$f_D = f_{\text{echo}} - f_0 = \frac{2v \cos \theta}{c - v \cos \theta} f_0 \quad (1)$$

由于人体内声波传播速度约为1560 m/s,而血管中血液流动速度通常小于6 m/s;实际操作中由于受超声窗限制,一般只能进行小角度测量,因此 $\cos \theta$ 可近似为1,由以上条件可对式(1)化简,从而得到血流速度计算公式:

$$v \approx \frac{f_D c}{2f_0 \cos \theta} = \frac{\omega_D c}{2\omega_0 \cos \theta} \quad (2)$$

其中, ω_0 和 ω_D 分别为原始探头发射角频率和多普勒平均角频率差超声波束通过皮肤、组织到达血管,过程中发生多次反射现象。各种组织反射回波频率与探头发射频率相同,而血流反射回波由于多普勒效应与发射频率不同,可以根据这一特性滤除干扰回波。

1.2.2 多普勒血流信号解调 通常情况下,TCD在PW工作状态下的载波频率为2 MHz(高频信号),而血流回波产生的频率偏移在1 kHz以内(低频信号),所以需要经过解调去掉载波信号,获取频移信号。

ADI公司推出的四通道正交解调器,含有4个独立的I/Q解调模块,并且具备对相位进行智能控制的功能,从而非常适用于医学超声诊断系统。其特点是能够通过SPI时序对其PHx3~PHx0位进行编程,从而实现基带I路和Q路输出通道之间的相位调整。在解调前由SPI总线写入相位偏移值,其内存器控制写入格式如图3所示。

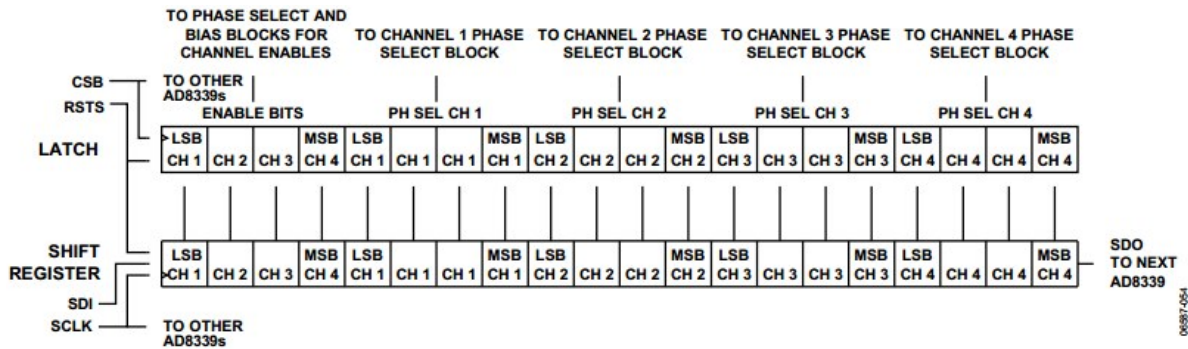


图3 SPI总线数据格式

Fig.3 Data format of SPI bus

2 FPGA 模块设计和高速采样

2.1 FPGA 模块设计

数字电路是沟通模拟电路和PC之间的桥梁,其核心为FPGA的设计。FPGA主要负责产生系统的各种控制时序、数据暂存和数据传输时序^[7]。FPGA设计中主要包括以下几个功能模块:

2.1.1 CPU控制模块 FPGA中的核心控制模块,产生USB读写控制信号、控制FIFO存储使能、高速采样使能和超声波发射使能信号。初始态为空闲模式,负责各个寄存器的初始化,根据上位机传递信号进行控制切换。

2.1.2 发射控制模块 由于该测量系统包含多种工作方式,因此在发射控制模块中主要有四路输入,分别用于选通工作模式为脉冲波还是连续波、控制单双通道和选择超声波工作频率。

2.1.3 FIFO存储&USB读写模块 系统中每片FIFO存储池的大小为4 kB,数据宽度为16位,高14位为数据位,低2位为通道位。当FIFO使能信号有效后,开始存储经采集转换后的数据。

2.2 双FIFO存储结构

由于数据采集和数据传输的速率不同,因此为了提高工作效率并保证多普勒血流频移信号能够连续不丢失地上传至PC,本系统数字电路部分采用双FIFO乒乓工作方式对采集到的数据进行缓存和传输。通过“输入数据选择单元”和“输出数据选择单元”按照状态机设定相互配合的切换。

在FPGA中开辟两块FIFO存储池,并使其深度和位宽均相同,分别标记为A和B。该系统中FIFO的写入速率(待传输的原始发送速率)要高于读取传输速率,即状态机控制先将数据写入FIFO_A,此时接口由FIFO_B读取数据,FIFO_A写满后进入空闲态,等待FIFO_B读空,此时切换A和B的读写状态,FIFO读写切换流程如图4所示。

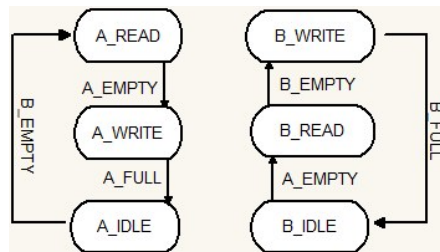


图4 FIFO读写切换流程

Fig.4 Read and write switching process of FIFO

2.3 高速AD采样和采样同步机制

2.3.1 高速AD采样 由于该系统需要显示超声波束发射方向上整体的血流分布信息,数据量庞大,同时为了保证系统良好的实时性,要提高AD采样速率^[8-9]。

根据常用PRF(约7.8 kHz)估算可知,若每两个脉冲间隔采样128点,则采样频率至少要达到1 MHz。

2.3.2 采样同步机制 超声发射模块有多种工作模式,包括:单通道脉冲波测量模式、双通道脉冲波测量模式、连续波测量模式等。用户可根据需要,通过上位机工作界面进行选择与切换。深度信息由超声波在人体内的传播速度和传播的时间所决定,人体中声速可视为定值,因此时间成为决定因素,发射、采样和CPU写信号要互相同步才能保证采样深度的正确性。测量工作开始后,当写信号有效时,发射超声信号并同时采样;当读信号有效时停止发射与采样。数据采集控制模块的功能框图如图5所示。

3 数据后处理与诊断

3.1 PMD成像技术

PMD技术是通过自相关技术^[1, 10-11],利用相位信息显示超声波发射方向上整体深度的血流情况,解决了血管不易查找以及栓子运动轨迹不好辨认等弊端。

式(2)给出了平均血流速度的简化公式。令

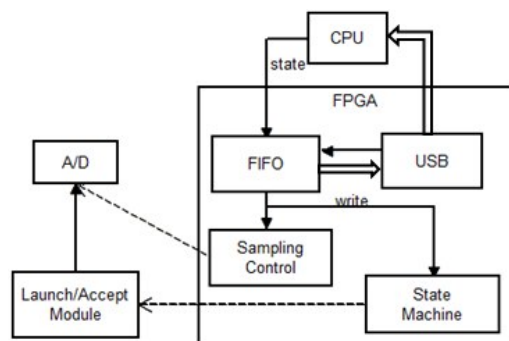


图5 数据采集模块框图

Fig.5 Diagram of data acquisition module

$P(\omega)$ 为回波信号的功率谱,则平均频率为:

$$\omega_D = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \omega P(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) d\omega} \quad (3)$$

维纳-辛钦定理^[11]指出,平稳随机信号的功率谱密度与其自相关函数是一对傅里叶变换对,即:

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) \exp(j\omega\tau) d\omega \quad (4)$$

进一步地,根据傅里叶变换的导数性质,对式(4)求导:

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} j\omega P(\omega) \exp(j\omega\tau) d\omega \quad (5)$$

将 $\tau=0$ 代入式(4)~(5)有:

$$R(0) = \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (6)$$

$$R(0) = \int_{-\infty}^{\infty} j\omega P(\omega) d\omega \quad (7)$$

将式(6)~(7)代入平均频移的求值式(3):

$$\omega_D = -j \frac{R(0)}{R(0)} \quad (8)$$

进一步进行化简,自相关函数 R 可以写成指数形式, A 为自相关函数 R 的模:

$$R(\tau) = A(\tau) \exp(j\varphi(\tau)) \quad (9)$$

$$R(\tau) = [A(\tau) + j\varphi(\tau) A(\tau)] \exp(j\varphi(\tau)) \quad (10)$$

$$R(0) = A(0) \quad (11)$$

$$R(0) = j\varphi(0) A(0) \quad (12)$$

代入式(8)得到化简后结果:

$$\omega_D = \varphi(0) \approx \frac{\varphi(T) - \varphi(0)}{T} = \frac{\varphi(T)}{T} \quad (13)$$

其中, T 是脉冲发射的时间间隔。再代入式(2)中就能得到血流平均速率。

PMD方法的实现主要包括以下几个步骤:

① 预存多次解调采样结果,对数据按深度进行分割和包络合成提取;

② 对离散信号自相关计算,得到超声波束方向上的不同深度血流信号的相位信息;

③ 根据式(13)和(2)计算血流速度分布;

④ 将计算得到的血液流速按时间排布,得到PMD图像。

用Matlab对以上过程进行仿真,计算机仿真超声多普勒血流信号通常将血管看做筒状无限长直管^[12]。血流信号是由血流中每个运动的红细胞产生的散射信号叠加合成,因此本文采用经典余弦信号叠加模型。

$$x(t) \approx \sum_{m=1}^M a_m \exp[(2\pi f_m t + \phi_m)] \quad (14)$$

在深度20、50和70 mm附近设置正向血流和负向血流仿真模拟信号,并加入了随机噪声。经计算得到的相位信息和PMD图谱如图6所示。其中红色和蓝色表示方向,亮度反映了强弱。

3.2 结果与诊断

血流多普勒频移信号包含着丰富的频率信息,不同频移分量对应于不同速度的血流层。在后处理时,最常用的是通过功率谱对其进行描述。

在不考虑噪声的情况下,探头接收的回波信号可以表示为:

$$x = \sum_i A(i) \cos[(\omega_0 + \omega_D)t + \varphi_i] \quad (15)$$

多普勒信号为非平稳信号,通常可采用离散短时傅里叶变换对其进行处理^[13-14],使其在有限时间宽度内是平稳信号,从而计算出各个不同时刻功率谱。经离散短时傅里叶变换得到的功率图谱也称作声图谱。

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp(-jkn \frac{2}{N}) \quad (16)$$

对应的功率谱转换为分贝表示有:

$$P(k) = 10 \log |X_k|^2 \quad (17)$$

通过伪彩色变换,可以得到如图7所示的波形结果。声谱图包含了三维信息:横坐标为时间;纵坐标为血流速度(频率偏移),频谱的包络线代表的是在该心动周期某一时刻最快的血流速度,像素点颜色表示功率谱能量大小^[15-16]。需要注意的是,在PMD图中红色和蓝色表示血流方向,而在声谱图中红色和蓝色分别表示高能量区和低能量区。声谱图中的方向信息通过与基线的位置进行判断,基线上方表示频移大于零,朝向探头运动(图7a、7b),基线下方表示频移小于零,背离探头运动(图7c)。

血流速度是TCD频谱中判断病理情况存在的最重要的参数,在正常情况下,血液在血管内的流动为规律的层流状态,处于血管中央的红细胞运动速度最快,并向周边递减。舒张末期血流速度是舒张期残存流速,反映了远端血管床阻抗^[17],当声谱图中波形峰值距基线很近时,搏动指数小,此时出现“低阻力频谱”,这种声谱图主要出现在动静脉畸形^[18],供

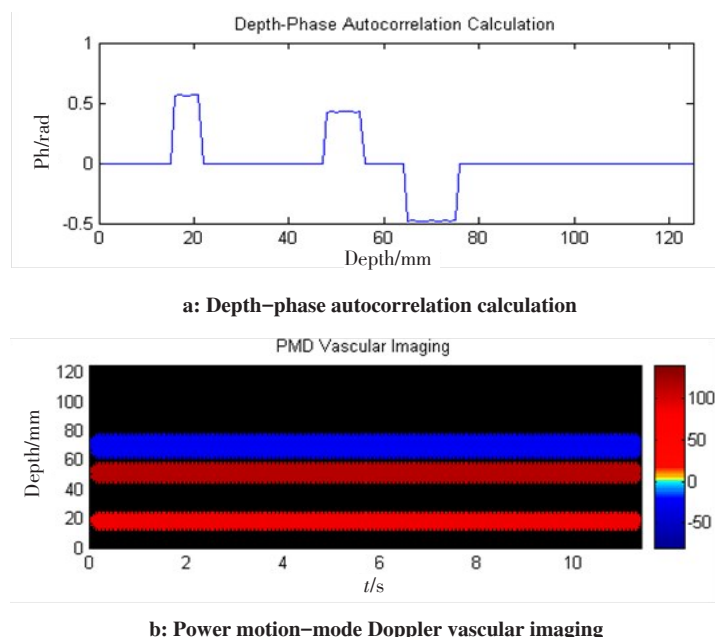


图6 PMD成像示例

Fig.6 Example of power motion-mode Doppler imaging

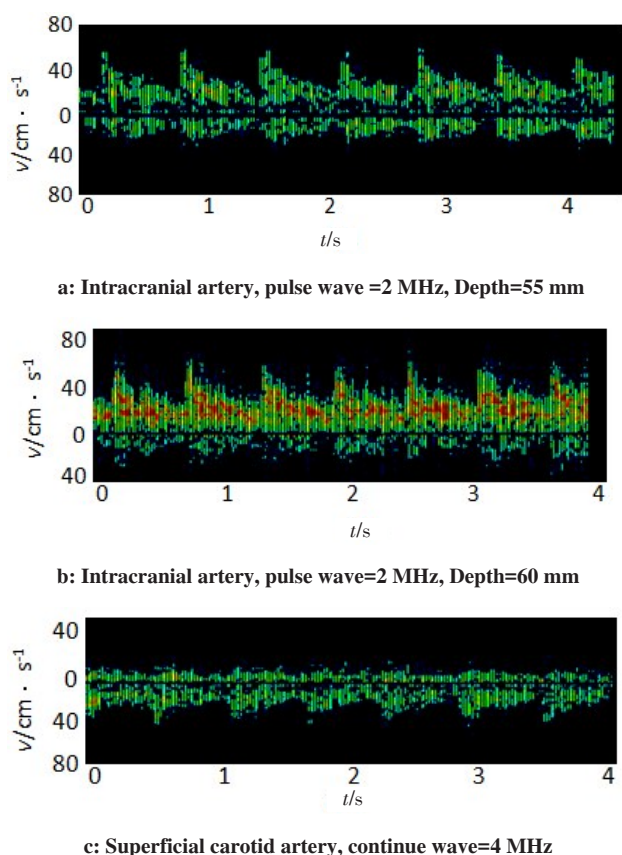


图7 不同深度部位声谱图

Fig.7 Spectrograms at different depths

血动脉或大动脉严重狭窄后远端血管;反之出现“高阻力频谱”,易出现在颅内压增高,大动脉严重狭窄后近端血管。此外由于疾病等原因,血流速度增大到一定程度时,出现湍流,此时血液流动复杂,频率

分量紊乱,多见于大血管炎^[19]、血栓部分再通等。

4 结束语

本研究通过FPGA设计、USB固件驱动和PC数据后处理,运用自相关技术设计了一种功率M模式TCD超声测量系统,用以解决传统TCD血管定位困难和栓子轨迹不易捕捉的弊端,并通过伪彩色处理为医生临床诊断提供了丰富的图谱信息。不过为了保证系统实时性良好,目前只进行了一些基础的信号提取和处理,为了获取更好的效果还需要进一步进行算法的研究,对细节进行处理。

【参考文献】

- [1] ISLAM A, AHMED E, ISLAM A, et al. Decoding human brain states using transcranial Doppler ultrasonography [J]. International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology, 2015, 36(8): 1-6.
- [2] 黄成武, 罗建文. 无创血管弹性与矢量血流融合成像及其在国产便携式超声诊断设备中的实现[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(12): 1236-1239.
HUANG C W, LUO J W. Fusion of noninvasive vascular elastography and vector flow imaging and the development in domestic portable ultrasonic diagnostic equipment [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(12): 1236-1239.
- [3] GERYES M, MENIGOT S, CHARARA J, et al. Micro-embolus sub-band detection based on doppler energy fluctuations[C]. Ultrasonics Symposium, 2017 IEEE International. IEEE, 2017: 1-1.
- [4] IBRAHIM N S, DUAN N Y, RAMLI D A, et al. Automatic detection of embolic signal for stroke prevention [C]. 9th International Conference on Robotic, Vision, Signal Processing and Power Applications. Springer Singapore, 2017: 601-608.

- [5] MOEHRING M A, SPENCER M P. Power M-mode Doppler (PMD) for observing cerebral blood flow and tracking emboli[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2002, 28(1): 49-57.
- [6] 汤文文. 多普勒血流速度检测与成像系统[D]. 南京: 东南大学, 2008. TANG W W. Doppler blood velocity detection and imaging system[D]. Nanjing: Southeast University, 2008.
- [7] LEWANDOWSKI M, WALCZAK M, KARWAT P. Research and medical transcranial Doppler system[J]. *Arch Acoust*, 2016, 41(4): 773-781.
- [8] BYAMBASUREN B E, OYUN-ERDENE M, NAM S Y. Design of USB-based high rate data communication for transcranial Doppler ultrasound system[J]. *Int J Control Autom*, 2012, 5(2): 97-106.
- [9] BONI E, BASSI L, DALLAI A, et al. Architecture of an ultrasound system for continuous real-time high frame rate imaging[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2017, 64(9): 1276-1284.
- [10] 齐敏超, 高上凯. 全数字超声多普勒血流测量系统研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2012, 31(3): 349-353. QI M C, GAO S K. Study on a digital Doppler ultrasonic blood flow measurement system[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2012, 31(3): 349-353.
- [11] BARROSO E C, CAÑAS A J, HERNÁNDEZ E M, et al. Doppler ultrasonic system for flow measurement in patients with diabetic foot using reconfigurable logic and wishbone architecture[C]. *Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges(GMEPE/PAHCE)*, 2017. IEEE, 2017: 1-6.
- [12] 尚为进, 胡争, 李彬. 多普勒彩色血流成像中流速估计方法的研究[J]. *现代生物医学进展*, 2009, 9(14): 2724-2727. SHANG W J, HU Z, LI B. The study of flow velocity estimation method in ultrasonic medical color flow mapping system[J]. *Progress in Modern Biomedicine*, 2009, 9(14): 2724-2727.
- [13] KARABOGA N, LATIFOGLU F. Adaptive filtering noisy transcranial Doppler signal by using artificial bee colony algorithm[J]. *Eng Appl Artif Intell*, 2013, 26(2): 677-684.
- [14] SERBES G, AYDIN N. A complex discrete wavelet transform for processing quadrature Doppler ultrasound signals[C]. *International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*. IEEE, 2009: 1-4.
- [15] RAMALLI A, BONI E, DALLAI A, et al. Coded spectral Doppler imaging: from simulation to real-time processing[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2016, 63(11): 1815-1824.
- [16] NAQVI J, YAP K H, AHMAD G, et al. Transcranial Doppler ultrasound: a review of the physical principles and major applications in critical care[J]. *Int J Vasc Med*. 2013, 2013: 629378. DOI:10.1155/2013/629378.
- [17] GUÉPIÉ, BLAISE KÉVIN, et al. Discrimination between emboli and artifacts for outpatient transcranial Doppler ultrasound data[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2017, 55(10): 1787-1797.
- [18] YAMAGATA A S, MANSUR R B, RIZZO L B, et al. Selfish brain and selfish immune system interplay: a theoretical framework for metabolic comorbidities of mood disorders[J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 2017, 72: 43-49.
- [19] SHEIKH M, ALAI S, ESTERLITZ J, et al. A common data language for clinical research studies: the national institute of neurological disorders and stroke and national library of medicine cerebral aneurysms and subarachnoid hemorrhage common data elements version 1.0 recommendations[J]. *Mitochondrion*, 2015, 24: S10-S11.

(编辑: 薛泽玲)