

表面肌电采集信号的系统设计与算法分析

李 顺, 邢绪坡, 宋成利

(上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093)

✉1104877297@qq.com; 1439409015@qq.com; csong@usst.edu.cn



摘 要: 针对表面肌电信号的微弱性、低频性和强噪声性, 设计了高共模抑制比、抗干扰能力强的表面肌电信号采集系统, 并对采集到的信号进行处理分析。系统中包含放大电路、滤波电路、电平抬升电路、主控电路, 采集受试者手臂放松、握拳、展臂、模拟震颤四种姿势的表面肌电信号, 经串口通信将传感器所采集到的数据上传至上位机, 之后将采集到的表面肌电信号进行中值滤波及傅立叶变换分析。测试结果表明, 系统可以有效提取0—500 Hz的有用信号, 且四种姿势下的表面肌电信号主要能量集中在0—500 Hz, 在0—200 Hz内更为明显, 符合表面肌电信号的频率特性。表面肌电信号采集系统具有可靠性和抗干扰性, 拥有较好的市场应用前景。

关键词: 表面肌电信号; 信号采集; 滤波; 快速傅立叶变换

中图分类号: TP311 **文献标识码:** A

System Design and Algorithm Analysis of Surface EMG Signal Acquisition

LI Shun, XING Xupo, SONG Chengli

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

✉1104877297@qq.com; 1439409015@qq.com; csong@usst.edu.cn

Abstract: Aiming at the weak, low frequency and strong noise of surface electromyography (sEMG) signals, this paper proposes to design a sEMG signal acquisition system with high common mode rejection ratio and strong anti-interference ability, and then process and analyze the collected signals. The system includes amplifying circuit, filtering circuit, level-boosting circuit, and main control circuit. It collects the sEMG signals of the subject's four postures—arm relaxation, fist-pushing, arm-stretching, and simulated tremor. The data collected by the sensor is uploaded to the host computer through serial communication. Then the collected sEMG signals are subjected to median filtering and fast Fourier transform analysis. Test results show that the system can effectively extract useful signals between 0—500 Hz, and the main energy of sEMG signals in the four postures is concentrated in 0—500 Hz, especially in 0—200 Hz, which is consistent with the frequency characteristics of sEMG signals. The sEMG signal acquisition system has a good market application prospect with its reliability and anti-interference.

Keywords: sEMG signal; signal acquisition; filtering; fast Fourier transform

1 引言(Introduction)

表面肌电(surface Electromyography, sEMG)信号是骨骼肌收缩时, 在皮肤表面利用肌电传感器以无创的方式记录

下来的生物电信号^[1]。对表面肌电信号进行提取与分析具有较为广阔的应用前景, 比如可以反映肌肉的疲劳程度, 研究表面肌电信号与力学的关系, 研究表面肌电信号与运动姿

态、运动方式之间的关系，以及通过表面肌电信号对患者进行相应的疾病诊断和肌肉康复训练等。

在表面肌电信号的前置采集和信号分析方面，国内外已取得诸多研究成果，如美国Noraxon公司生产的MyoTrace400手持型表面肌电采集仪器，可以实现四通道的表面肌电信号采集^[2]。Al-QURAISHI等^[3]提取了踝关节运动时肌肉的表面肌电信号，比较了不同的表面肌电信号特征提取方法和运动分类方法。

由此可见，表面肌电采集与分析不仅是基础研究的需要，同时在临床方面也有广阔的应用前景。上述设备虽然可实现多通道、高精度的表面肌电信号采集，但大多存在体积较大、价格昂贵的问题。基于上述问题，本文设计了体积较小的可穿戴式表面肌电信号采集系统，并通过MATLAB对不同姿势信号做频谱与功率谱密度分析来验证系统的有效性。

2 表面肌电信号的产生、特点与采集(The generation, characteristics and acquisition of sEMG signal)

2.1 表面肌电信号的产生

表面肌电信号是由神经-肌肉系统产生的，神经-肌肉系统包括运动神经元、树突、轴突及支配的肌纤维。运动神经元位于脊髓腹角，通过神经轴突传导到肌肉纤维，它将来自大脑皮层的脑电信号通过轴突延传至外周神经，最终投射至肌纤维。在人体皮肤表面附着若干块导电电极，电极与表面肌电采集系统的信号放大端进行连接，并设置参考电压，用于采集表面肌电信号。表面肌电信号是人体表面肌肉通过收缩产生的生物电信号，以电流或者电压的形式表现。表面肌电信号产生示意图如图1所示。

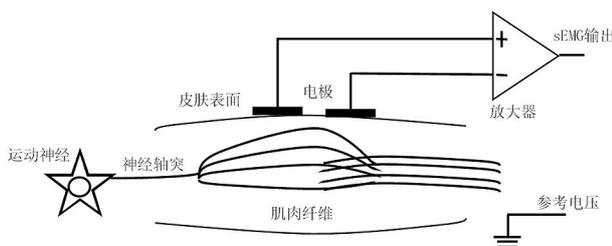


图1 表面肌电信号产生示意图

Fig.1 Schematic diagram of sEMG signal generation

2.2 表面肌电信号的特点

表面肌电信号具有微弱性、低频性、交变性、强噪声性、差异性、不稳定性，其中，微弱性和低频性是其主要特性。表面肌电信号是极其微弱的电信号，其幅值较低，一般

用 μV 、 mV 表示，为0—1.5 mV，极易被噪声淹没^[4]。研究表明，人体生理电信号如心电信号、表面肌电信号的频率较低，有用信号频率在0—500 Hz范围内，主要能量集中在20—150 Hz，且为交流信号，幅值一般和肌肉运动力度成正比^[5]。在频率域上，对于不同肌群的表面肌电信号，它们的功率谱上的分布也存在一定范围的差距^[6]。

由于表面肌电信号具有强噪声性和不稳定性，极易受环境噪声、电子设备固有噪声、运动伪迹、空间电磁场的干扰，且信号内在的不稳定性也极易影响采集的表面肌电信号的精确度，因此，在信号的采集过程中，必须充分考虑采集过程面临的噪声干扰，并尽可能抑制外部干扰^[7]。

2.3 表面肌电信号的采集

本文对人体不同姿势的表面肌电信号的采集做了调研，在瑞金医院观察到临床医生借助Key Point台式诱发电位仪对帕金森患者进行七种不同姿势(静息、姿势性平举、翼状、竖翼状、持物1 kg平举、持物1 kg翼状、持物1 kg竖翼状)的表面肌电信号采集，如图2所示。医生首先提取患者七种不同姿势的震颤信号加以分析，并通过采集到的表面肌电信号对帕金森震颤与特发性震颤的患者进行分类与诊断，得出不同的治疗方案，做到对症下药。



图2 患者不同姿势的表面肌电信号

Fig.2 sEMG signals of patients with different postures

3 表面肌电采集系统的设计(Design of sEMG acquisition system)

3.1 系统总体设计

根据上述分析，本文根据表面肌电信号的特征研制出一套具有高共模抑制比、抗干扰能力强的表面肌电信号采集系统。该系统以Arduino微控制器作为主控电路，以ZTEMG-1000为前端肌电传感器，内部集成电源电路、差分放大电路、滤波电路、电平抬升电路和主放大电路。通过该系统实现对表面肌电信号的采集，之后系统通过主控电路

与串口通信电路实现数据传输，将采集到的表面肌电信号传输到上位机，实现对表面肌电信号的显示与后续处理。Serialplot为波形显示平台，MATLAB为数据分析平台。系统总体设计如图3所示。

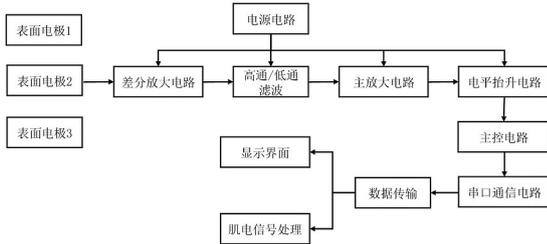


图3 系统总体设计

Fig.3 Overall system design

3.2 系统硬件设计

本系统采用ZTEMG-1000作为表面肌电信号采集前端。ZTEMG-1000为A公司生产的1通道的表面肌电信号采集传感器。由于传感器采用的运放为正负电源供电，因此系统采用可产生±5 V电压的单电源供电模式，供给单片机、运放和其他芯片所需电压。在电源输入端并联一个0.1 μF的电容和一个容量较大的电容，此种供电方式不仅可以减少成本，而且避免了使用正负两个电源的干扰，滤除高频和低频干扰信号，使得供电电压更加稳定，减少电源产生的尖峰脉冲，保证表面肌电信号正负信号的输出。同时，设计了偏置电路，可以满足片上AD只能采集正电压信号的要求，可以通过叠加偏置电压使表面肌电信号的输出电压都变为正电压。

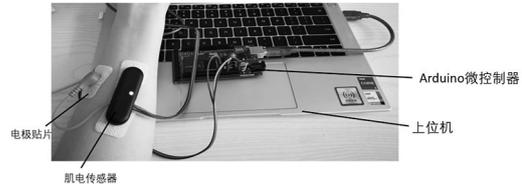
ZTEMG-1000传感器的尺寸较小，体积为39 mm×32 mm×7 mm，其他设置参数如表1所示。

表1 ZTEMG-1000传感器参数及取值

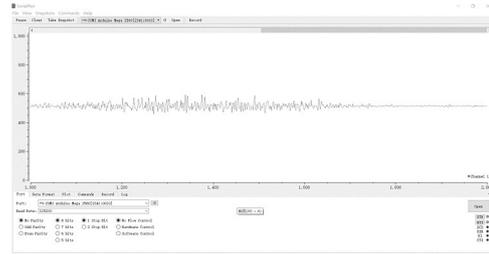
Tab.1 Parameters and values of sensor ZTEMG-1000

参数	取值范围
电源输入电压 V_{in}	$4.8 V \leq V_{in} \leq 5.5 V$
信号输出电压 V_o	$0 V \leq V_o \leq 5 V$
信号放大倍数	1,000
带通滤波电路频率 f	$10 Hz \leq f \leq 1000 Hz$
偏置电压	2.5 V

本文将肌电传感器与主控模块进行连接，硬件平台搭建如图4所示。肌电传感器共有三个氯化银电极卡扣，其中两个电极为采集电极，一端固定在电路板上，另一端贴于测试肌群凸起肌肉处；另一个电极为参考电极，一般贴在肌肉边缘处^[8]。使用底面为水溶胶的电极贴片，系统默认输出2.5 V的电压信号，且输出的表面肌电信号为滤波和放大的原始信号。



(a)硬件平台搭建



(b)软件界面

图4 系统平台搭建

Fig.4 System platform construction

3.3 系统软件设计

上位机处理平台是表面肌电信号采集系统的重要组成部分，本文选用Serialplot作为波形显示平台。Serialplot是一款串口波形显示器软件，可以显示单通道或者多通道串口发送数据波形，同时具有数据存储器功能。采用MATLAB作为上位机处理数据平台，使用C语言编程。上位机软件流程如图5所示，电极直接将采集到的模拟信号通过数据线传输到便携式数据采集器中。便携式数据采集器将模拟信号转换为数字信号，再通过串口通信传输至主机系统和分析软件中^[9]。上位机可实现数据传输、数据处理、信号滤波降噪、特征提取及频域转换等功能。

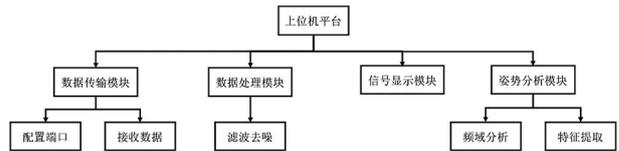


图5 系统软件平台

Fig.5 System software platform

4 实验结果及分析(Experimental results and analysis)

4.1 几种不同姿势下的表面肌电信号采集结果

为验证表面肌电采集系统的有效性，本文设计了不同姿势下的表面肌电信号采集实验。在经过受试者同意后，选择一名受试者(女，25岁)作为实验对象。为保证实验的可靠性与准确度，实验前需对受试者检测皮肤并做相关处理，选取合适的电极放置位置，并选择受试者左手臂的主要发力肌肉群作为检测部位^[10]。

受试者分别做手臂放松、握拳、展臂和模拟震颤四种姿

势。在上位机参数设置不变的前提下，通过Serialplot软件观察所采集的表面肌电信号波形，其中，横轴代表采样数据点，纵轴代表信号被放大后的幅值^[10]。设单片机采集数据用 y_n 表示，由于单片机只能采集正电压信号，而表面肌电信号电压有正有负，为方便后续数据处理，设置一个2.5 V的偏置电压使采集到的表面肌电信号电压都是正电压。系统将采集到的电压进行数模转换，2.5 V对应的AD采样结果为512，根据公式(1)换算出表面肌电信号的电压幅值，设置采样时间为2 ms，纵坐标由采样数据换算为时间，由此得到表面肌电信号在时域中的波形图。之后将波形数据导出，使用Origin软件显示，图6为采集到的表面肌电信号波形图。

$$\frac{y_n \times 5}{1024} \quad (1)$$

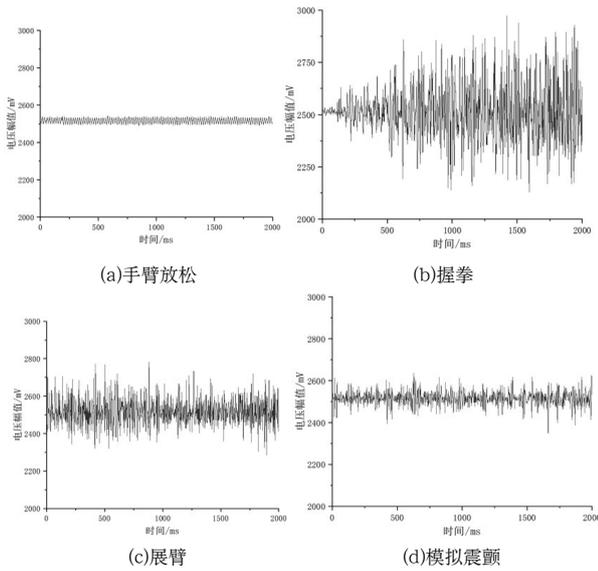


图6 表面肌电信号的波形图

Fig.6 Waveform of sEMG signals

4.2 表面肌电信号的滤波处理

本文设计的便携式表面肌电信号采集系统还存在如下几点不足：(1)系统的分辨率与精度较低。(2)采集端用硬件滤波器对抗工频噪声极易造成有效信息丢失^[10-11]。

由于滤波算法能对不同强度的高斯噪声、椒盐噪声、工频噪声，以及其他生物噪声等进行信号处理，因此，为了正确地评价处理结果，从理论上做出合理的解释，本文选择滤波算法对所得表面肌电信号进行处理。滤波分为线性平滑滤波、中值平滑滤波、小波滤波、频域低频滤波、自适应滤波和维纳滤波六种算法。中值滤波是一种最常用的非线性平滑滤波，其滤波原理基于排序统计理论，把信号值进行排序，然后选择信号的中间值作为信号输出值，此种滤波算法能有效抑制噪声，被广泛应用于去除脉冲噪声^[12]。因此，本文选择利用MATLAB进行中值滤波，对以上系统方案进行优化，对信号噪声进行平滑处理。

中值滤波的调用格式为： $B = medfilt1(A)$ ，其中， A 为原始信号， B 为滤波后信号。图7为表面肌电信号滤波后的

结果。

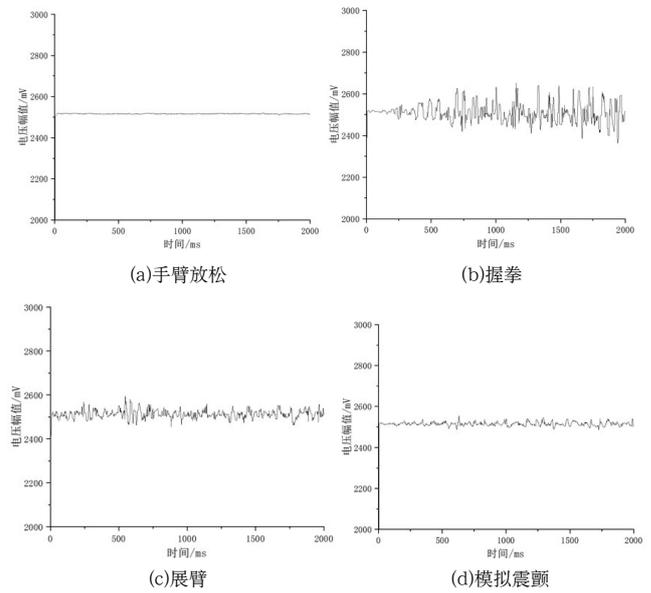


图7 滤波后的波形图

Fig.7 Filtered waveform

4.3 表面肌电信号的频谱分析

傅立叶变换(Fourier Transform, FT)是将信号由时域转变为频域进行分析，其物理意义在于，若信号在时域上没有明显特征，但是变换到频域之后，信号特征便显示出来了。由于使用示波器对电刺激器输出的波形进行采集后为时域图，因此需进行频谱分析。频谱分析的具体算法如下：

示波器所得到的信号函数 $f(t)$ 极其复杂，而且可能还夹杂着噪声，无法通过函数图像看出其包含的基本波形频率及振幅，但任何一个信号都可用傅立叶展开式进行展开，若信号 $f(t)$ 的傅立叶展开式为：

$$f(t) = c + a_1 \cos(\omega t) + b_1 \sin(\omega t) + \dots + a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t \quad (2)$$

之后通过辅助角公式可以变为：

$$a \sin x + b \cos x = \sqrt{a^2 + b^2} \sin(x + \varphi), \tan \varphi = \frac{b}{a} \quad (3)$$

由此可以得出， $f(t)$ 可以转化为如下形式：

$$f(t) = c_0 + c_1 \sin(\omega t + \varphi_1) + \dots + c_n \sin(n\omega t + \varphi_n) \quad (4)$$

从公式(4)可以看出频率和振幅信息。其中， $n\omega$ 为频率， c_n 为振幅，振幅反映了波的能量大小。如果以 $n\omega$ 为横坐标， c_n 为纵坐标，信号 $f(t)$ 的信息又可用一串点 $(n\omega, c_n)$ 表示，由此可以得到频谱图，即任何信号都可将时域信息转换为频域信息。

然而，以此方式将信号展开进行频域分析较为复杂，因此引出FT算法，其FT的表达式为：

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} e^{i\omega t} f(t) dt \quad (5)$$

$F(\omega)$ 的逆变换定义为：

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{i\omega t} F(\omega) d\omega \tag{6}$$

其中, i 为虚数单位, $F(\omega)$ 为 $f(t)$ 的频谱函数, 它一般为复函数。

快速傅立叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)与FT本质上计算结果是一致的, 但FFT计算速度较快, 是在计算机层面上对FT的快速体现。因此本文使用MATLAB对滤波后的表面肌电信号进行FFT, 并进行频谱分析。首先删除存储数据总和的输出的第一个元素, 之后对剩余元素进行FFT。FFT的一般格式为 $y = fft(x)$, 其中 x 代表原始表面肌电信号, y 代表FFT后的信号。表面肌电信号的频谱图像如图8所示。

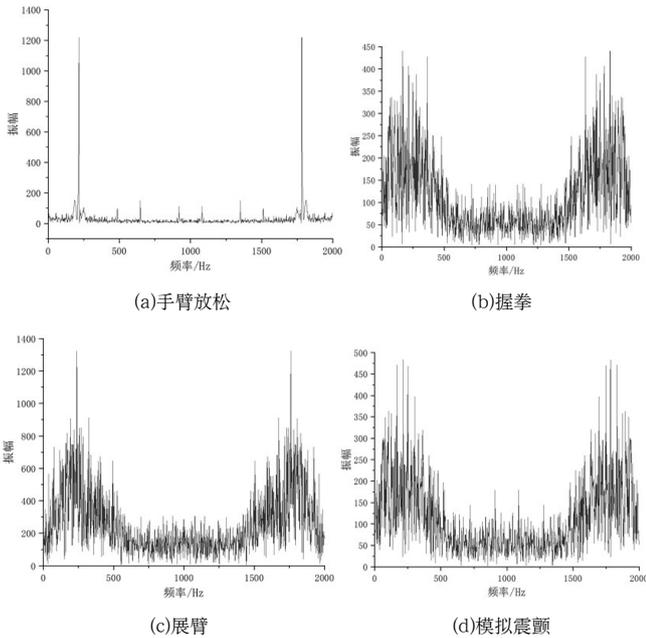


图8 表面肌电信号的频谱分析

Fig.8 Spectral analysis of sEMG

5 讨论(Discussion)

本文搭建了一套表面肌电信号采集系统, 并对一名受试者进行手臂放松、握拳、展臂、模拟震颤四种姿势的表面肌电信号采集。分析可见, 受试者手臂放松时, 表面肌电信号较为平缓且幅值基本在2,500 mV上下波动; 之后受试者改为握拳姿势, 表面肌电信号的波动范围较大, 幅值为2,000—3,000 mV; 展臂姿势相对于握拳姿势幅值范围变小; 最后受试者模拟震颤时, 幅值进一步减小, 且随着时间增加有上下波动的趋势。

之后对所得表面肌电信号进行速度较快、算法简单的中值滤波, 由图7可知, 滤波后的信号相较于之前较为平滑且信号密度减小, 说明可以有效地减弱噪声信号。最后, 对滤波后的信号进行FFT分析, 本文设置的采样频率 f_s 为2,000 Hz, 由于FFT算法是以 $f_s/2$ 频率为对称轴的, 因此本文只需分析频率为0—1,000 Hz的采样信号。由图8可知, 四种姿势下的表面肌电信号主要能量集中在0—500 Hz, 在0—200 Hz更为明显。实验结果符合表面肌电信号的频率特性^[13]。此外, 握拳模

式下信号幅值最高, 手臂放松模式下信号幅值最低, 从而证明表面肌电信号采集系统的可靠性。

6 结论(Conclusion)

本文将采集到的表面肌电信号进行滤波和算法分析, 采集系统使用内部集成滤波电路与放大电路的ZTEMG-1000传感器和Arduino微控制器, 对表面肌电信号进行采集。之后将采集到的原始信号进行滤波和FFT分析, 分析表明滤波算法可有效去除噪声, 提取有效的表面肌电信号。但算法的精确度尚有不足, 后续将对此问题进行改进, 并对采集的信号进行进一步分析验证。

参考文献(References)

- [1] 田浪博,赵耀,邱月,等.基于多通道表面肌电信号的手势识别方法研究[J].长春理工大学学报(自然科学版),2021,44(02):112-118.
- [2] 王坤朋,庞杰,石磊,等.人体腿部表面肌电信号特征提取方法[J].重庆大学学报,2017,40(11):83-90.
- [3] Al-QURAIISHI M S, ISHAK A J, AHMAD S A, et al. Impact of feature extraction techniques on classification accuracy for EMG based ankle joint movements[C]// IEEE. 2015 10th Asian Control Conference (ASCC). Sabah, Malaysia: Sigeru Omatu, 2015:3-4.
- [4] 周明娟,王语园,王田戈,等.针对微弱表面肌电信号的采集电路设计[J].中国医学物理学杂志,2021,38(05):625-630.
- [5] 周明娟,逯迈.基于高阶滤波的肌电信号采集电路设计[J].传感技术学报,2018,31(1):54-60.
- [6] 陆国冉.基于sEMG的卒中上肢肌肉疲劳监测系统[D].郑州:郑州大学,2018.
- [7] 鲁道欢,李娟.微针阵列干电极的研究进展[J].微纳电子技术,2019,56(12):956-964.
- [8] 董梦坤.sEMG的特征分析与肌肉疲劳分类研究[D].长春:吉林大学,2021.
- [9] 王春岩.可穿戴下肢外骨骼总体方案设计[J].技术与市场,2020,27(02):19-22.
- [10] 毛东杰,张晓濛,蒋小文,等.基于小波变换的表面肌电信号低功耗压缩滤波算法[J].传感技术学报,2016,29(05):647-653.
- [11] 邱萍,朱旻,双丰.蓝牙无线表面肌电采集系统设计及应用[J].仪表技术,2014(2):5.
- [12] 赵健,郝继飞,张道明.快速中值滤波在滤除心电信号基线漂移中的应用[J].电子世界,2012(04):50-51.
- [13] 刘振,刘晓霞.基于心电信号采集与处理的刺绣型织物电极研究[J].材料导报,2016,30(S2):92-97.

作者简介:

李 顺(1996-),女,硕士生.研究领域:生物医学工程.
 邢绪坡(1995-),男,博士生.研究领域:生物医学工程.
 宋成利(1968-),男,博士,教授.研究领域:生物医学工程.
 本文通讯作者.