

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905337

基于改进 Fast ICA-BP 算法在直肠生理信号处理中的研究*

咎鹏^{1,2}, 薛英杰¹, 昌美含¹

(1. 上海大学机电工程与自动化学院自动化系 上海 200444; 2. 上海市电站自动化技术重点实验室 上海 200444)

摘要:大便失禁是指肛门括约肌失去对粪便及气体排出的控制能力。随着医工学科的交叉发展,提出了使用人工肛门括约肌系统(AAS)来帮助患者治疗大便失禁,重建直肠感知功能,监测直肠压力和诊断直肠病变。本文改进了原括约肌执行机构,分析了直肠受力情况,进行了AAS系统的离体信号采集实验。针对AAS系统在直肠生理信号处理方面的缺失,提出了使用相空间重构(PSR)对一维直肠压力信号进行多维重建,并利用改进的快速独立分量分析(Fast ICA)算法对重构信号进行分离,提取分离后直肠信号的特征分量,采用BP神经网络进行模式识别。实验对比表明,改进的执行机构对直肠平均最大应力基本保持在12 kPa左右,保证了直肠受压区域的正常供血,实现直肠内容物的夹持。该算法迭代次数少,分离效率高,直肠功能平均诊断率达89.5%,可以实现直肠生理信号的初步处理。

关键词:人工肛门括约肌;相空间重构;快速独立分量分析-BP算法;直肠感知功能重建;离体实验;模式识别

中图分类号: Q811.2 TH789 **文献标识码:** J **国家标准学科分类代码:** 510.99

Research on the improved fast ICA-BP algorithm in rectal physiological signal processing

Zan Peng^{1,2}, Xue Yingjie¹, Chang Meihan¹

(1. School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China;

2. Shanghai Key Laboratory of Power Station Automation Technology, Shanghai 200444, China)

Abstract: Fecal incontinence refers to the ability of the anal sphincter to lose control of feces and gas discharge. With the inter-discipline development of medicine and engineering, the use of artificial anal sphincter system (AAS) has been proposed to help patients cure fecal incontinence, reconstruct rectal perception, monitor rectal pressure and diagnose rectal lesions. In this paper, the actuator of the original sphincter system is improved, the force of the rectal is analyzed, and the in vitro signal acquisition experiment of the AAS system is performed. Aiming at the lack of AAS system in rectal physiological signal processing, a multi-dimensional reconstruction of one-dimensional rectal pressure signal using phase space reconstruction (PSR) was proposed. An improved Fast Independent Component Analysis (Fast ICA) algorithm is used to separate the reconstructed signals. The characteristic components of the rectal signal after separation are extracted. And the back propagation (BP) neural network is used for pattern recognition. Experimental comparison shows that the average maximum stress of the rectum by the improved actuator is basically maintained at about 12 kPa, which ensures the normal blood supply of the rectum compression area and enables clamping of rectal contents. The algorithm has few iterations and high separation efficiency. The average diagnosis rate of rectal function can reach 89.5%, which can realize the preliminary processing of rectal physiological signals.

Keywords: artificial anal sphincter; phase space reconstruction; fast ICA (fast independent component analysis)-BP algorithm; rectal perceptual function reconstruction; in vitro experiment; pattern recognition

0 引言

在当代诸多临床病例中,直肠功能异常已经广泛成为困扰人类生活的常见病症之一。由各种病因导致的人体肛门括约肌或神经末梢受损,可使人失去对直肠内容物的控制能力,丧失正常的排便感知功能,让患者的身心受到了巨大的折磨^[1]。传统的治疗方法,如直肠造口^[2]、生物反馈^[3-4]等并不能真正消除患者的痛苦。为了满足患者的需求,仿生物器官人工肛门括约肌系统(artificial anal sphincter system, AAS)系统逐渐登上临床舞台^[5]。它可以重建患者的直肠感知功能,极大地帮助患者减轻痛苦。

目前,国内外学者对此进行了多方面的研究,包括生物力学相容性^[6-7]、生物电磁相容性^[8]、直肠感知功能重建^[9]、电能供应^[10-11]等研究。但是,对于直肠信号预处理和分类诊断方面的研究却很少。在植入 AAS 系统后,直肠会发生不同程度的损伤,如何使执行装置更好地适应直肠环境,减少直肠损伤和准确诊断直肠的状态是非常有必要的。

针对以上问题,本文讨论了执行机构的模型,进行了 AAS 系统的体外实验及压力采集实验,并提出了基于改进快速独立分量分析-BP (fast independent component analysis, Fast ICA-BP) 算法的诊断模型。它可以利用植入体内的 AAS 系统实时持续的获取直肠压力信号,然后通过相空间重构(phase space reconstruction, PSR)将一维直肠压力信号重建为多维,利用改进的 Fast ICA 算法实现对信号的预处理,最后提取预处理后信号的特征分量,利用 BP 神经网络模式识别,实现直肠功能诊断。实验对比表明,执行装置可以采集压力信号,实现直肠内容物控制,有效减小直肠受力。该诊断模型可以很好地实现信号的预处理,识别直肠病变,运行时间短,收敛速度快。

1 AAS 括约肌系统简介

AAS 系统是根据人体肛门括约肌的工作过程制作的。如图 1 所示,该系统主要包括体内和体外两个部分。体内系统由无线通讯模块、传感执行模块、主控电路及内部整流电路 3 个主要模块组成。体外系统主要由无线通信控制模块及外部电源组成。采用手术植入的方式将体内系统植入人体固定。内外系统通过无线方式进行信息传输和能量供给,这样减少了植入感染的风险。

其中,传感执行模块模拟了人体神经的工作原理,它可以钳夹直肠,实时采集直肠压力信号,并进行处理传输

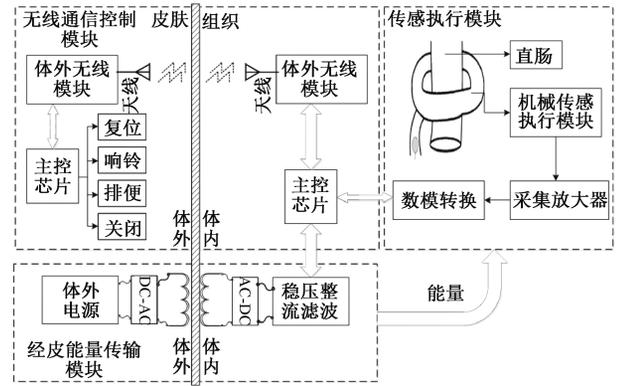


图1 人工肛门括约肌系统

Fig.1 Diagram of the artificial anal sphincter system

给控制器,及时了解患者直肠的健康状况。无线通信控制模块可以对信号进行采集、处理、发射、接收,及时的对直肠信号做出应答,帮助患者重建直肠感知。经皮能量传输模块负责系统的电量供应,该方式消除了导线感染的隐患,方便了患者的生活。

2 AAS 系统理论分析

2.1 算法原理分析

1) 直肠诊断处理模型

相关组织研究认为,人至少拥有 7 种结肠动力模式^[12],它们呈典型的非平稳、非线性特征。直肠与结肠相连,信号特征与结肠极其相似。在正常情况下,人体直肠的收缩变化有一定的规律,蠕动正常,变化不大。但是如果人体肠道的动力学特性出现问题,它的收缩就会出现异常,功能紊乱,压力值变化较大。

实验采集到的直肠信号为单维序列,且混杂着呼吸、咳嗽、肌肉运动等干扰。每个信号都有独立的源,并具有混沌性。Fast ICA 算法对从多个独立源信号的混合信号中分离源信号具有很好的效果,由于 Fast ICA 算法对被处理的信号维数有要求,因此本文采用 PSR 和改进的 Fast ICA 算法分离直肠信号。该诊断模型如图 2 所示,首先通过 PSR 将获取的一维压力信号延拓至多维;接着利用改进的 Fast ICA 算法分离出纯净的直肠信号;最后提取信号的特征分量,采用 BP 网络模式识别,诊断直肠病变。

2) PSR 算法

PSR 是由 Takens 等^[13-14]提出的一种用原始系统中某个变量的延迟坐标来重构相空间的方法。重构相空间的信号轨迹反映了系统状态的演化规律。

假设压力信号时间序列为 $T(1), T(2), \dots, T(N)$, 由此嵌入 m 维相空间,得到一系列 m 维相空间的相点为:

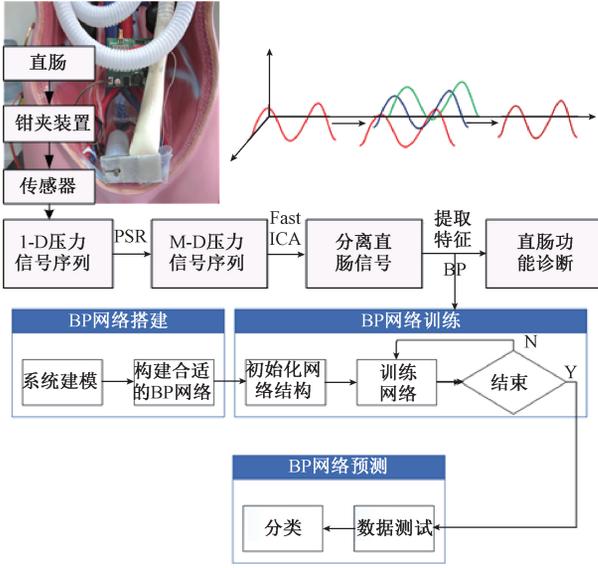


图 2 直肠诊断模型

Fig.2 Rectal diagnosis model

$$\begin{cases} T_1 = [T(1), T(1 + \tau), \dots, T(1 + (m - 1)\tau)] \\ T_2 = [T(2), T(2 + \tau), \dots, T(2 + (m - 1)\tau)] \\ \vdots \\ T_N = [T(N), T(N + \tau), \dots, T(N + (m - 1)\tau)] \end{cases} \quad (1)$$

式中: $\tau = k\Delta t$ 为延迟时间; k 为延迟参数; Δt 为采样时间间隔; m 为嵌入维数; T_N 为 m 维相空间中的相点; $N = n - (m - 1)\tau$ 表示有 时间序列的 n 个点构成的 m 维相点的个数。在相空间重构中, 选取合适的延迟时间 τ 和嵌入维数 m 是相当重要的, 本文将利用 C-C 法选取 τ , G-P 法选取 m ^[15-16]。

3) Fast ICA 算法

Fast ICA 算法, 由芬兰赫尔辛基大学 Laila 等^[17] 提出。它是以最大化负熵作为一个搜寻方向, 依次提取出独立源信号的学习过程。本文采用改进的 15 阶牛顿迭代 Fast ICA 算法, 该算法一定程度上克服了普通 Fast ICA 算法对初始值敏感的特性, 具有更快的收敛速度和更少的迭代次数^[18]。

$$W_{k+1} = W_1 - \frac{[E\{Zg(W_1^T Z)\} + \beta W_1][E\{g'(W_1^T Z)\} + \beta]}{[E\{g'(W_1^T Z)\} + \beta]^2 - \frac{[E\{g''(W_1^T Z)\}][E\{Zg(W_1^T Z)\} + \beta W_1]}{2}} \quad (9)$$

式中: W_n 为解混矩阵。

$$\begin{cases} W_1 = W_2 - \frac{E\{Zg(W_2^T Z)\} + \beta W_2}{E\{g'(W_2^T Z)\} + \beta} \\ W_2 = W - \frac{2[E\{Zg(W^T Z)\} + \beta W]}{[E\{g'(W_3^T Z)\} + \beta] + [E\{g'(W^T Z)\} + \beta]} \\ W_3 = W - \frac{E\{Zg(W^T Z)\} + \beta W}{E\{g'(W^T Z)\} + \beta} \end{cases}$$

通常, 采集的数据都具有一定的相关性, 要对数据进行相应的去均值和白化处理, 简化后续独立分量的提取过程。去均值是从被测信号中去除均值向量, 使信号成为零均值变量。

$$Z = X - E(X) \quad (2)$$

式中: X 为一随机向量; $E(X)$ 为该随机向量的均值; Z 为求出的零均值随机向量。

白化的本质在于去相关, 且协方差矩阵是单位阵, 这同主分量分析的目标是一样的。

$$E(ZZ^T) = I \quad (3)$$

式中: Z^T 为 Z 的转置矩阵; I 为单位矩阵, 即白化向量。

接着对采集的数据进行独立分量提取, 通过寻找极大化非高斯方向得到混合矩阵 W 。基于负熵的 Fast ICA 算法的目标函数为:

$$J(W) = [E\{G(W^T Z)\} - E(G(V))]^2 \quad (4)$$

式中: V 是具有零均值且与 $W^T Z$ 具有相同协方差矩阵的高斯随机向量; $G(\cdot)$ 是某种形式的非二次函数。该算法需要通过最大化目标函数来估计源信号的独立成分, 而式(4)中 $J(W)$ 的最优值在 $E\{G(W^T Z)\}$ 的极值点取得。根据 Kuhn-Tucker 条件, $E\{G(W^T Z)\}$ 的最优值在 $E\{(W^T z)^2\} \cdot \|W\|^2 = 1$ 的约束条件下可通过求解下式得到。

$$E\{Zg(W^T Z)\} - \beta W = 0 \quad (5)$$

式中: β 是一个常量, 且可通过 $\beta = E\{W_0^T Zg(W_0^T Z)\}$ 计算获得, W_0 为 W 的初始值, $g(\cdot)$ 为 $G(\cdot)$ 的导数。

建立函数 $F(W)$ 如下:

$$F(W) = E\{Zg(W^T Z)\} - \beta W \quad (6)$$

采用牛顿迭代法可以得到此方程的近似牛顿迭代公式为:

$$W_{k+1} = W - \frac{E\{Zg(W^T Z)\} + \beta W}{E\{g'(W^T Z)\} + \beta} \quad (7)$$

简化后可以得到基本的 Fast ICA 迭代公式为:

$$W_{k+1} = E\{Zg(W^T Z)\} - E\{g'(W^T Z)\} W \quad (8)$$

利用对称正交化即可求得解混矩阵 W 。

根据文献[19], 利用改进的牛顿迭代法求解式(4), 可以得到改进的 Fast ICA 迭代公式为:

改进的迭代格式至少是十五阶收敛的, 迭代效率高, 次数少, 具有稳定的收敛速度。

4) BP 神经网络

BP 网络是由 McClelland 等于 1986 年提出的一种多层前馈神经网络^[20]。它的拓扑结构如图 3 所示。

x_1, x_2, \dots, x_n 是 BP 网络的输入, O_j 是 BP 网络的预测值, ω_{jn} 是 BP 网络的权值, θ_j 为隐含层单元的阈值,

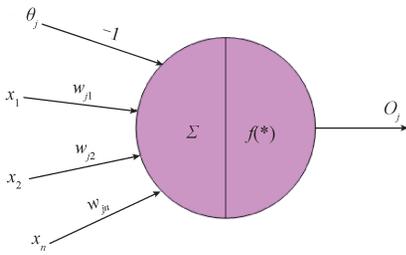


图3 BP网络拓扑结构

Fig.3 Diagram of BP network topology

$\Sigma(\cdot)$ 是神经元激活值, $f(*)$ 是网络激活函数。BP 网络是一个非线性函数, 当输入节点数为 n , 输出节点数为 m 时, 它表示从 n 个自变量到 m 个自变量的函数映射关系。

在每次循环记忆训练结束后, BP 网络都会通过判别学习结果来检查输出误差是否小到允许的程度, 以此判定是否可以结束整个学习过程。学习过程是网络全局误差趋于极小值的过程。BP 网络的全局误差函数 E 是以 S 型函数为自变量的非线性函数。如图 4 所示, 由于 BP 网络采用按误差函数梯度下降的方向学习校正, 因此由 E 构成的连接权空间是存在多个局部极小值的超平面。若初始条件从 A 开始, 则只能到达局部极小值; 若从 B 开始, 则可达全局极小值。所以 BP 网络的收敛依赖于学习模式的初始化位置, 本文将根据 BP 网络的原理, 适当改进隐含层单元数, 使收敛过程避开局部极小值。

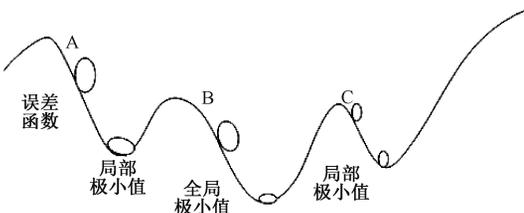


图4 E超平面

Fig.4 E hyperplane

2.2 执行机构原理分析

1) 机械分析

根据直肠的排便原理及 AAS 夹板式执行结构^[21]的实际应用效果, 本文对执行机构进行了改进。执行模块如图 5(a) 所示, 它主要是由贴有弧形医用硅橡胶片的 2 块医用钛镍合金板、1 个滑柱、1 个防护脱落带和 1 个推拉式电磁铁组成。高精度压力传感器包裹于两板胶片当中, 用于实时监测直肠压力。其中上板固定在电磁铁的推动头上, 可以在滑柱上自由滑动, 下板固定在电磁铁外壳上无法活动, 并且添加了体内辅助固定层。当直肠无便意时, 弹簧收缩, 两板闭合, 夹紧直肠, 并使直肠形成如图 5(b) 直肠在收缩状态下一样的肛肠角, 形如乙状结肠, 极大地防止了内容物的泄露, 限制在开槽内的滑块和

凸起的柔软硅胶层可以防止过夹力, 保证实现闭合的前提下尽可能保护人体组织减少伤害。当便意来临时, 电磁铁通电, 推动图 5(a) 中移动板上移, 打开夹板, 形成如图 5(b) 直肠舒张时的肛肠角进行通便。为了防止被夹直肠脱落, 在夹板末端采用柔性硅胶防护脱落带保证直肠始终在夹板之间。整个装置均被硅橡胶密封。

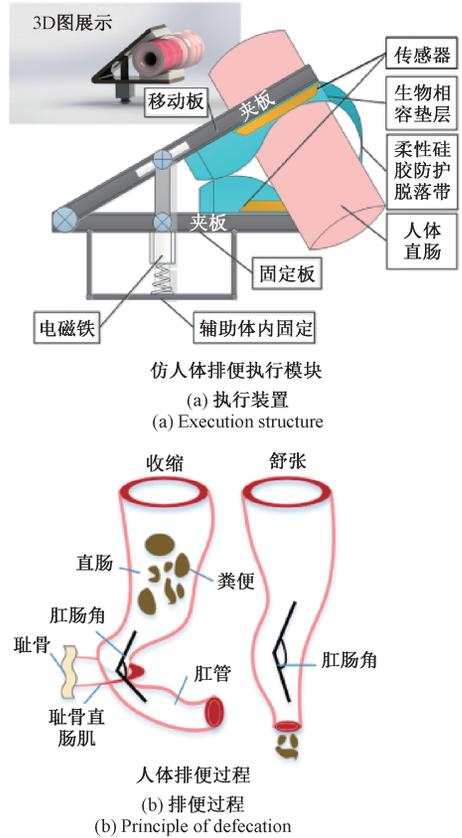


图5 执行模块结构及排便原理

Fig.5 Execution module structure and defecation schematic

2) 生物力学分析

理论上, 足够大的压力可以防止直肠内容物泄露。但为了防止执行装置在夹持过程中对直肠组织造成伤害, 需要选择合适的压力施加给直肠。

执行机构中电磁铁和弹簧共同作为制动器控制夹板的闭合。因此, 需要评估电磁铁和弹簧特性。图 6(a) 所示为弹性范围内弹簧弹性和电磁力特征曲线, 其中实线代表弹簧的弹性曲线, 虚线为 12 V 电压下电磁铁的电磁特性曲线。在弹性范围内, 弹簧弹力呈 $y = kx$ 的线性关系。其中, y 为弹性范围内弹簧弹力, k 为弹簧弹性系数, x 为弹簧弹性系数内位移量。由图 6(a) 可以看出, 电磁铁在 12 V 的恒定电压下, 电磁力随着移动铁芯的位移发生变化, 当位移在 4~12 mm 之间时, 电磁力曲线基本水平, 保持不变, 且大于弹簧的形变力, 这样保证了电磁铁可以抵抗弹簧力, 及时打开直肠排便。执行装置整体封

闭在密闭硅胶内,在持续通电 1 h 后,工作温度小于人体耐受温度,效果良好,不会由于温度过高灼伤局部组织。

接着,检验 AAS 系统执行装置对直肠的夹紧力。通过测量夹板完全打开到闭合整个过程对直肠的压力和直肠形变,根据受力面积大小,利用公式 $P = F/S$ 求出直肠应力。其中, F 和 S 分别为夹板对直肠的钳夹力和对直肠的受力面积, P 为求出的直肠应力,拟合曲线如图 6(b) 所示。实线为直肠应力,虚线为直肠应变。可以看出,平均最大应力基本保持在 12 kPa 左右。根据相关医学研究表明,较为合适的钳夹力在 80 ~ 120 mmHg 之间,即 10.8 kPa ~ 16.3 kPa。12 kPa 在该应力之间,且均匀分布在直肠两侧,平均应力值处于较低范围,基本保证了直肠受压区域的正常供血,防止直肠组织由于缺血导致的坏死等情况发生。

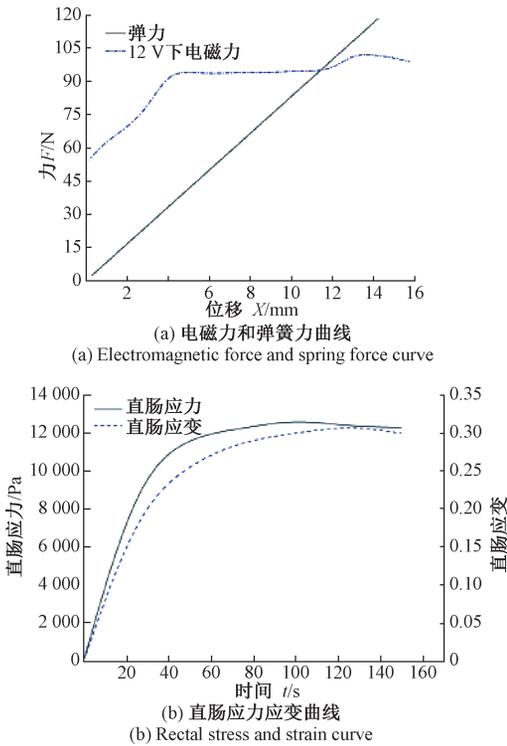


图 6 执行机构生物力学分析曲线

Fig.6 Biomechanical analysis curve of the executive structure

3 实验结果与分析

3.1 直肠感知压力重建实验

依照人体直肠环境,对 AAS 系统模块进行封装集成,然后搭建体外实验平台。如图 7 所示,将 AAS 系统的各个模块植入人体模型内固定,使其尽可能符合人体真实环境。采用 30 cm 新鲜猪肠作为人体直肠替代物,其余肠道部分采用塑料管代替。将新鲜猪肠固定在塑料管上,传感执行模块钳夹住猪肠,代替肛门括约肌夹紧直肠末端,搭建出体外实验平台。

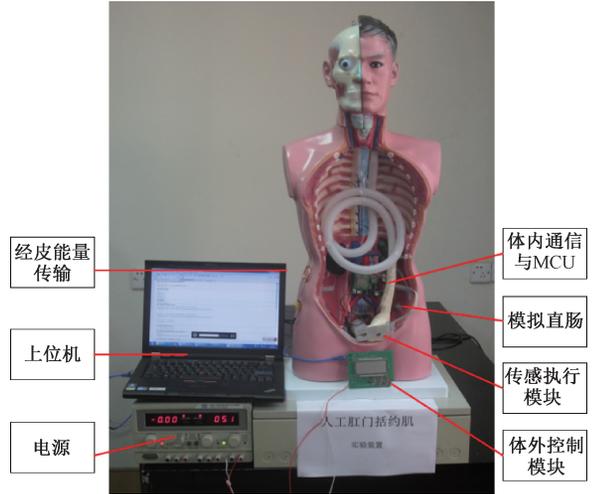
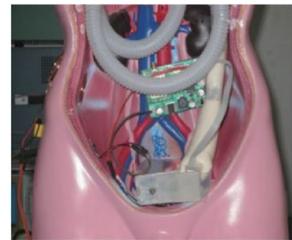


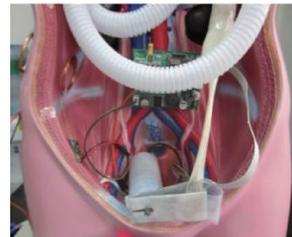
图 7 体外实验平台

Fig.7 In vitro experimental platform

实验开始时,首先打开外部电源,通过经皮能量传输模块为整个 AAS 系统充电 30 min,整个过程通信正常,各模块正常工作。此时直肠内无内容物,夹板闭合,夹紧直肠。然后通过塑料管向猪肠内缓缓注入流体状的内容物,如图 8(a) 所示。随着猪肠内容物的不断增加,压力越来越大,传感器同时监测采集猪肠的压力信号,当检测猪肠达到大便冲动时,将信号通过无线传输模块传给体外,发出警报。然后,人根据警报向内部传递打开执行装置的信号,夹板打开,大便排泄,如图 8(b) 所示。对执行装置进行了温度安全测试,电磁铁在持续通电 1 h 后,工作温度升高约 30℃,小于人体耐受温度,效果良好,不会因为局部温度过高而产生灼伤。



(a) 执行机构闭合
(a) Actuator closure



(b) 执行机构打开
(b) Actuator opening

图 8 直肠感知重建实验

Fig.8 Rectal sensing function reconstruction experiment

该实验表明,此 AAS 系统可以模拟人体肛门括约肌工作原理,监测采集直肠压力,实现肛门括约肌的基本功能。

3.2 直肠功能诊断实验

1) 仿真信号分离实验

首先利用 MATLAB 生成 4 个非高斯信号,如图 9(a) 所示,正弦信号及 3 个混杂叠加信号。正弦信号表示有用信号,其他 3 个表示相似信号和噪声信号。4 个信号共同组成模拟源信号。对源信号用混合矩阵进行混合,随机生成的混合矩阵为: $A = [0.083 \ 0, 0.010 \ 6, 0.520 \ 0, 0.640 \ 0]$ 。通过混合机制 $X = A * S$ (其中 X 表示混合后的观察信号, A 为混合矩阵, S 为模拟源信号) 将 4 个信号混合为一维观测信号,如图 9(b) 所示,模拟现实中通过传感器获取的观测信号。

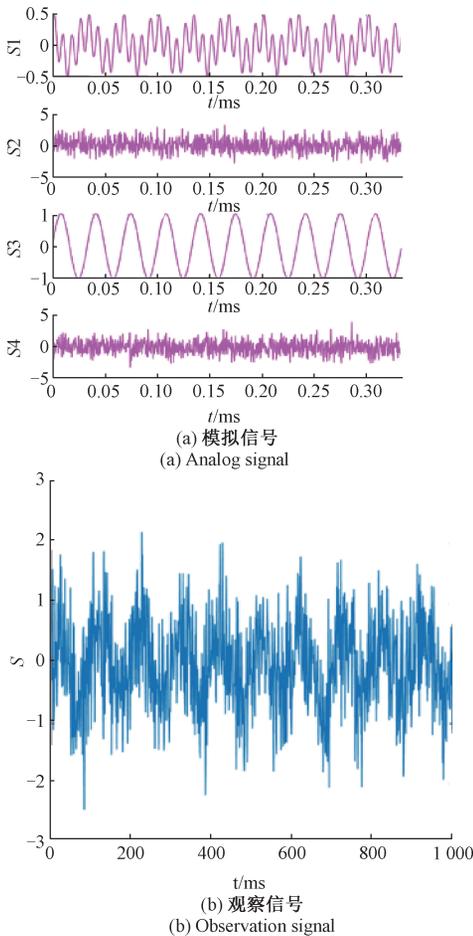


图9 仿真信号
Fig.9 Simulated signal

对一维信号进行相空间重构,利用 G-P 法求出嵌入维数 m , $\ln C_m(r) : \ln r$ (m 为嵌入维数, r 为任选距离,比值为关联维数) 的变化曲线如图 10(a) 所示,从图 10 中可以看出随着 m 的增大,当 $m=4$ 时,它们的比值斜率基

本不再发生变化。因此,该方法所得嵌入维数为 4。C-C 法求出延迟时间 τ , $\Delta \bar{S}(t)$ 的变化曲线图如图 10(b), $\Delta \bar{S}(t)$ 的第 1 个局部极小值即为最优时延 τ ,图中第 1 个局部极小值为 10,因此, $\tau = 10$ 。

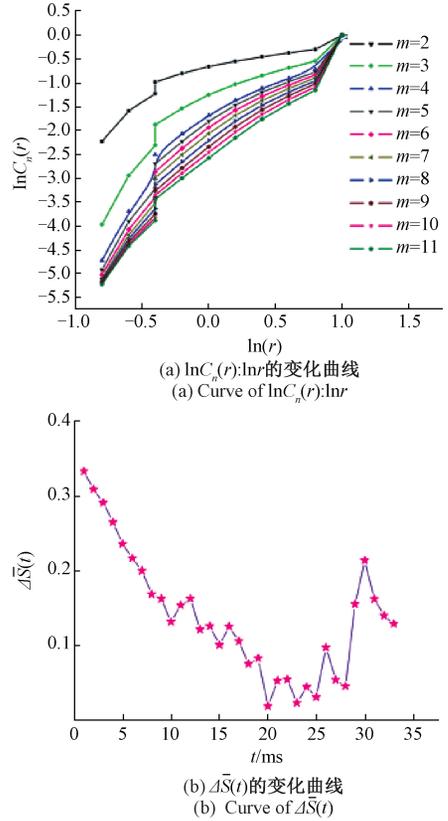


图 10 相空间重构参数值曲线
Fig.10 PSR parameters curve

如图 11 所示,根据 $m=4, \tau=10$ 将信号重构,得到 4 维信号。分别利用普通 Fast ICA 算法和改进 Fast ICA 算法对重构的信号进行分离,图 12(a) 所示为普通 Fast ICA 算法分离结果,图 12(b) 所示为改进 Fast ICA 算法分离结果。观察两图,发现解混后分量的波形输出顺序会发生变化,各分量的相位幅值相对于源信号会有不同,这是由于 Fast ICA 算法的固有特点决定的^[22]。解混后,信号波形的顺序、幅值、相位可能会发生变化,但并不影响本文分析结果。

由图 12(a)、8(b) 对比发现,两种算法均可以分离出源信号各分量,但是利用改进 Fast ICA 算法分离结果优于普通算法,波形分离效果明显。为了直观显现该算法的优势,采用信噪比 (signal-noise ratio, SNR) 和迭代次数比较算法改进前后的差异。SNR 计算公式如下:

$$SNR = 10 \log \frac{\|S\|^2}{\|S' - S\|^2} \quad (10)$$

式中: S 为源信号; S' 为分离的估计信号; SNR 为信噪比

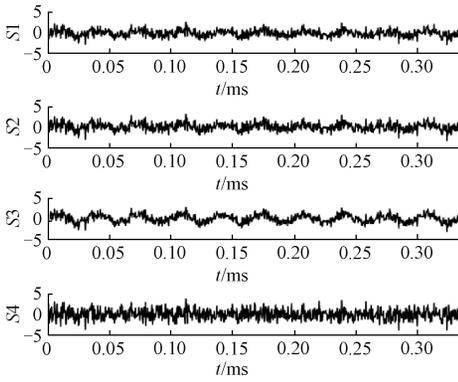
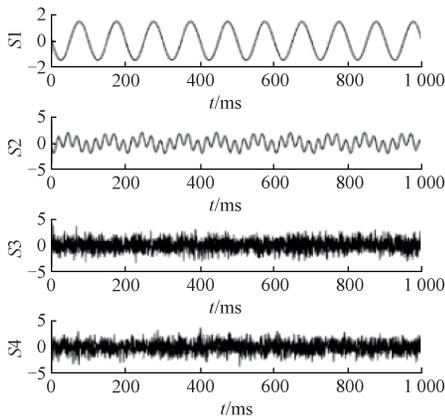
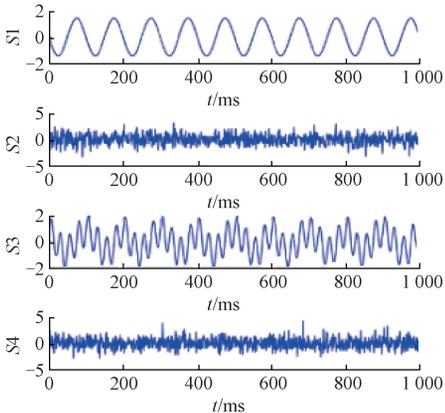


图 11 重构的多维信号

Fig.11 Reconstructed multidimensional signals



(a) 普通Fast ICA分离
(a) Normal Fast ICA separation



(b) 优化Fast ICA分离
(b) Improve Fast ICA separation

图 12 解混后的信号

Fig.12 Unmixed signal

值,信噪比值越大,分离效果越好。对比 10 次分离结果的迭代次数和 SNR 值,如图 13 所示。

从图 13 中可以看出取不同初始向量时,改进的 Fast ICA 算法迭代次数少,波动小,稳定性较好,基本 Fast ICA 波动较大,说明改进的 Fast ICA 对初始值不敏感。由信噪比曲线可以看出,改进后的算法在每次实验时,SNR 值

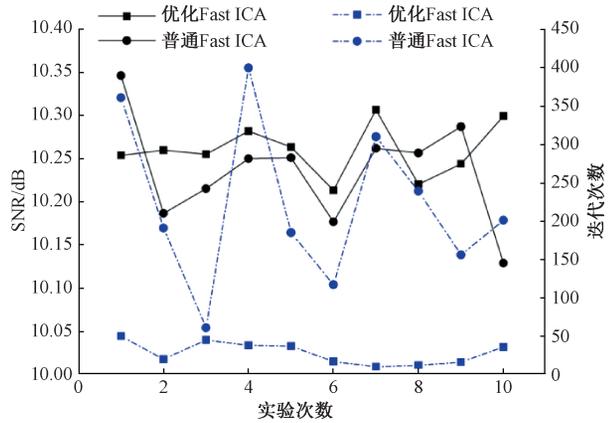


图 13 SNR 值和迭代次数

Fig.13 SNR and Number of iterations

基本持平,波动小,说明改进的 Fast ICA 有良好的分离效果,效果平稳。

迭代次数和 SNR 的平均值如表 1 所示。

表 1 两种算法的平均迭代次数与 SNR 值比较

Table 1 Comparison of average iterations and SNR values of the two algorithms

数值	改进 Fast ICA		普通 Fast ICA	
	迭代次数	SNR	迭代次数	SNR
平均值	28.1	10.260 0	222.1	10.236 3

由表 1 平均值看出,两种算法 SNR 值基本持平,但是改进的算法迭代次数明显小于普通算法,在计算上节省很多时间,提高了分离效率,改进算法在保证迭代次数的同时保证了精度。

2) 直肠诊断实验

采用人体直肠信号进行分离诊断实验。对于 AAS 系统植入患者,术后直肠动力将会有不同程度的损伤,因此需要真实的实验数据来验证所提方案的正确性。实验所用数据来自上海交通大学研制的肠道遥测胶囊^[23]采集的 15 名受试者的直肠压力数据。选取其中一名受试者的直肠压力信号片段作为实验对象,如图 14 所示。

由 PSR 进行多维压力序列的重构。经过 C-C 法和 G-P 法实验得 $m=3, \tau=3$ 为最优值,重构的效果最好。重构后得到的多维信号如图 15 所示,可以看出重构的信号基本呈现原始信号的波形。

利用改进的 Fast ICA 对重构的多维压力序列分离,得到解混信号如图 16 所示。从图中可以看出改进的 Fast ICA 算法实现了对传感器测得的观察信号的分离。第 3 个分量有直肠压力母信号的主要变化趋势和特征,应为直肠收缩引起的压力成分,其他两个分量应为干扰信号分量。

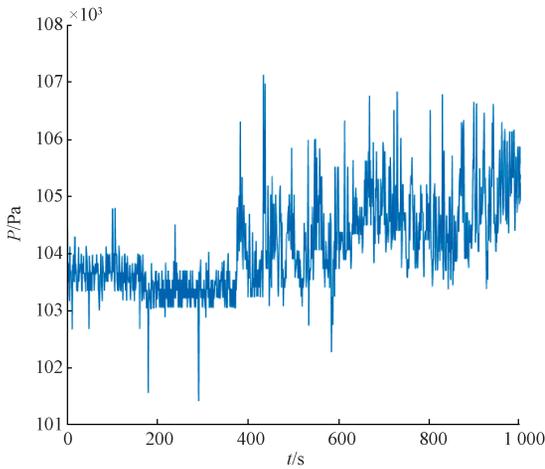


图 14 直肠压力信号

Fig.14 Rectal pressure signal

别。由于每个人在不同状态下肠道压力值都不同,可以模拟出正常和异常的压力信号。本文将 15 个人的数据进行预处理并分类,共计分出 1 000 组数据。每组数据包含 19 个量化特征。接着建立相应的诊断模型来描述各个量化特征和肠道性质的关系,从而根据建立的关系进行肠道功能诊断。分类方式如下:

(1) 每名受试者进行了 24 h 的直肠压力信号检测,分别按照每 3 h 提取一组数据平均值的方式进行提取,去除其中相似的信号;

(2) 按照进食前、进食中、进食后肠道压力的变化值提取相应的平均值;

(3) 根据受试者一天之内休息和运动后的肠道压力值不同提取相应的平均值。

通过 BP 网络对直肠功能进行诊断,随机抽取 800 例训练样本,200 例预测样本。经反复调整测验,最终设置 BP 网络结构为 19-30-2,对输入信号进行判断,检测到与训练模型不一致时,则进行分类。采用函数 disp 将分类结果输出,更为直观地显示出分类结果及确诊率。其中一次训练结果如表 2 所示。

表 2 BP 模型诊断结果
Table 2 BP model diagnosis results

数据	总数	正常	异常
总例	1 000	683	317
训练集	800	562	238
测试集	200	121	79
结果	确诊	误诊	确诊率/%
正常	110	11	90.909 1
异常	69	10	87.341 8

从预测结果可以看出,测试病例中直肠正常者有 121 例,异常者有 79 例,200 组数据中有 21 组诊断错误,诊断错误率为 10.5%,正确确诊率为 90.909 1%,异常确诊率为 87.341 8%,平均诊断率达 89.5%,不健康患者的直肠信号和健康患者的得以区分,与实际数据百分比基本相符,动力功能得到诊断。通过分类可以看出,本文提出的信号预处理方式有一定的有效性,为直肠诊断提供了一定的帮助。

4 结 论

针对 AAS 系统中缺乏信号预处理等问题,本文对 AAS 系统执行机构进行了改进,并分析了直肠夹持力,进行了体外压力采集实验,实现了括约肌的基本功能,利用 PSR、Fast ICA+BP 算法分离纯净的直肠源信号,并提取信号特征,进行模式识别。改进的 Fast ICA 算法对

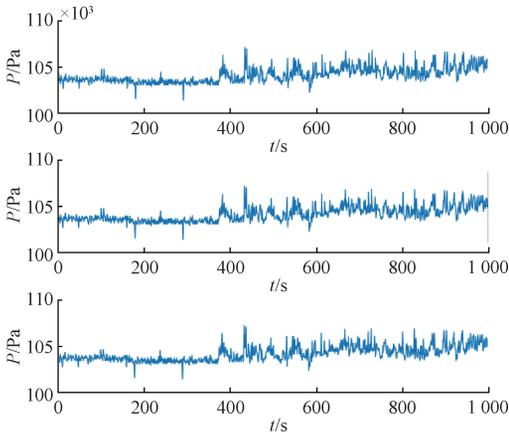


图 15 重构后的多维信号

Fig.15 Reconstructed multidimensional signal

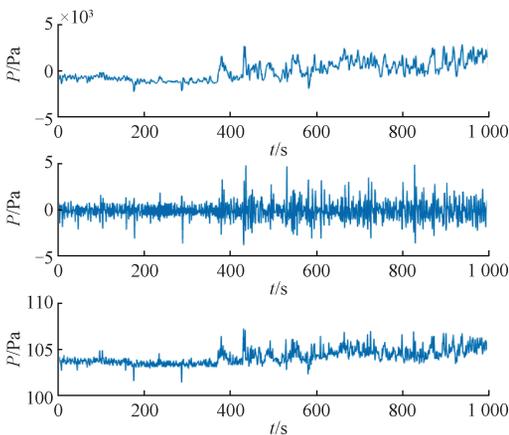


图 16 直肠压力信号分离结果

Fig.16 Rectal pressure signal separation results

为了进一步验证信号预处理的有效性,对信号进行特征提取,利用 BP 神经网络对预处理过的信号模式识

初始值不敏感,收敛速度快,迭代次数稳定。BP 神经网络模型在直肠功能诊断取得良好的效果,验证了预处理的有效性,为肛门失禁的治疗提供了一定的理论基础。

但该研究还有一定的局限性:1)该识别方式并未能识别出具体疾病种类,还需要做进一步分析;2)传感器不能识别出直肠内容物的状态,对于水状,半流体、干粪便无法及时调节钳制压力;3)实验数据较少,在实验过程中,模型比较理想,忽略了真实的直肠环境,这些都会影响后续的分析。在下一步的研究中,需要进一步对算法进行改进,构建合理的模型。对 AAS 系统的小型化,柔性化等需要改进,并且降低体内系统的消耗功率,增加运行时间。构建合理的离体实验和活体动物实验更深入开展直肠功能等研究,评估检验系统的功能。

参考文献

- [1] ZAN P, XUE Y J, CHANG M H. Research of improved fast independent component analysis algorithm in rectal diagnosis signal preprocessing [J]. *The International Journal of Artificial Organs*, 2019,42(11) : 636-644.
- [2] 王双群,朱雪玲.直肠癌 Miles 术后应用预见性护理对结肠造口并发症的影响 [J]. *检验医学与临床*, 2018, 15(17) : 2608-2610.
WANG SH Q, ZHU X L. Effect of predictive nursing on postoperative complications of colorectal cancer with miles [J]. *Laboratory Medicine and Clinic*, 2018, 15(17) : 2608-2610.
- [3] KONG E, NIKOLAOU S, QIU S, et al. A systematic review of sacral nerve stimulation for faecal incontinence following ileal pouch anal anastomosis [J]. *Updates in Surgery*, 2018, 70(1) : 1-5.
- [4] 谢承,刘昇,郭碧霞,等.肌电刺激生物反馈治疗巨结肠患儿术后肛门失禁的效果观察 [J]. *中外医学研究*, 2018, 16(1) : 1-3.
XIE CH, LIU SH, GUO B X, et al. The therapeutic effect of electrical stimulation biofeedback in treatment of postoperative anal inco [J]. *Chinese and Foreign Medical Research*, 2018, 16(1) : 1-3.
- [5] JIN W, YAN G ZH, WU H, et al. Preliminary study of a novel puborectalis-like artificial anal sphincter [J]. *Artificial Organs*, 2017, 41(9) : 845-851.
- [6] ZAN P, ZHAO J, YANG L H. Research on biomechanical compatibility for the artificial anal sphincter based on rectal perception function reconstruction [J]. *IET Science, Measurement & Technology*, 2015, 9(8) : 921-927.
- [7] 管鹏,赵杰,杨丽红,等.反馈式人工肛门括约肌生物力学相容性研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(5) : 1079-1085.
ZAN P, ZHAO J, YANG L H, et al. Research on biomechanical compatibility for a novel feedback artificial anal sphincter [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2015, 36(5) : 1079-1085.
- [8] 管鹏,张春东,刘颜凯,等.基于经皮能量传输的人工肛门括约肌生物电磁相容性研究 [J]. *上海交通大学学报*, 2018, 52(8) : 997-1002.
ZAN P, ZHANG CH D, LIU Y K, et al. Research on bio-electromagnetic compatibility of artificial anal sphincter based on transcutaneous [J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2018, 52(8) : 997-1002.
- [9] RIBI K, MARTI W R, BERNHARD J, et al. Quality of life after total mesorectal excision and rectal replacement: Comparing side-to-end, colon j-pouch and straight colorectal reconstruction in a randomized, phase III trial (SAKK 40/04) [J]. *Annals of Surgical Oncology*, 2019, 26(11) : 3568-3576.
- [10] ZHOU Z R, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. A novel power supply system for puborectalis-like artificial anal sphincter [J]. *Artificial organs*, 2018, 41(9) : 841-851.
- [11] 赵靖英,赵纪新,崔玉龙,等.不对称补偿 MCR-WPT 系统的传输特性研究 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(2) : 106-112.
ZHAO J Y, ZHAO J X, CUI Y L, et al. Research on transmission characteristics of MCR-WPT system with asymmetrical compensation [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(2) : 106-112.
- [12] RAO S S C, SADEGHI P, BEATY J, et al. Ambulatory 24-h colonic manometry in healthy humans [J]. *American Journal of Physiology: Gastrointestinal and Liver Physiology*, 2001, 280(4) : 629-639.
- [13] 胡杰,许力,孟武强,等.基于相空间重构的驾驶风格定量评估 [J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(3) : 635-642.
HU J, XU L, MENG W Q, et al. Quantitative evaluation of driving style based on phase space reconstruction [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, 38(3) : 635-642.
- [14] 陈演羽,李廷会,黄飞江,等.基于混沌时间序列的 GPS 卫星钟差预测算法 [J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(4) : 115-122.
CHEN Y Y, LI T H, HUANG F J, et al. Quantitative evaluation of driving style based on phase space

- reconstruction [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(4): 115-122.
- [15] KIM H S, EYKHOLT R J, SALAS D. Nonlinear dynamics delay times and embedding windows [J]. Physica: D, 1999, 127(1): 48-60.
- [16] XIAO D F, AN J Q, WU M, et al. Research on forecast of carbon-monoxide utilization ratio in the blast furnace based on chaos theory [J]. Huazhong University of Scientific & Technology (Natural Science Edition), 2018, 46(9): 77-81, 100.
- [17] LAILA K, IGNACIO A I, JUAN M G, et al. Independent component analysis-support vector machine-based computer-aided diagnosis system for Alzheimer's with visual support [J]. International Journal of Neural Systems, 2017, 27(3): 1650050.
- [18] LUO W J, YUAN L F, HE, Y G. Improved fast ICA algorithm based on fifteen-order newton iteration [J]. Computer Engineering Applications, 2016, 52(20): 108-113.
- [19] 闫慧, 郭清伟. 一种 15 阶收敛的牛顿迭代修正格式 [J]. 阜阳师范学院学报 (自然科学版), 2013, 30(4): 15-18.
YAN H, GUO Q W. Modification of newton's method with fifteenth-order convergence [J]. Journal of Fuyang Normal University (Natural Science), 2013, 30(4): 15-18.
- [20] 焦敬品, 李勇强, 吴斌, 等. 基于 BP 神经网络的管道泄漏声信号识别方法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(11): 2588-2596.
JIAO J P, LI Y Q, WU B, et al. Research on acoustic signal recognition method for pipeline leakage with BP neural network [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(11): 2588-2596.
- [21] ZAN P, LIU J D, JIANG E Y, et al. Assessment and in vitro experiment of artificial anal sphincter system based on rebuilding the rectal sensation function [J]. International Journal of Artificial Organs, 2014, 37(5): 392-401.
- [22] YUAN L, WU SH C, YUAN Y CH. Application of an improved Fast ICA algorithm in fetal electrocardiogram extraction [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2018, 37(5): 488-493.
- [23] LI Q R, YAN G Z. A non-invasive capsule and clinic experimentation for detecting the physiological parameters of gastrointestinal tract [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2008, 27(3): 281-285.

作者简介



管鹏 (通信作者), 2004 年于南华大学获得学士学位, 2009 年于上海交通大学获得博士学位, 现为上海大学副研究员, 主要研究方向为人工器官、医学生物信息处理。

E-mail: zanpeng@shu.edu.cn

Zan Peng (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Nanhua University in 2004 and received his Ph. D. degree from Shanghai Jiaotong University in 2009. He is currently an associate research fellow at Shanghai University. His main research interests include artificial organs and biomedical information processing.



薛英杰, 2018 年于太原工业学院获得学士学位, 现为上海大学硕士研究生, 主要研究方向为医学生物信息处理。

E-mail: yjxue@shu.edu.cn

Xue Yingjie received his B. Sc. degree from Taiyuan Institute of Technology in 2018. He is currently a M. Sc. candidate at Shanghai University. His main research interests include biomedical information processing.