

基于多尺度运动协同分析的人体前向与后向爬行运动模式相似性研究

谌颖¹, 熊启亮¹, 刘苑², 莫杰义¹, 疏小龙¹, 刘波¹, 邓长源¹

1. 南昌航空大学仪器科学与光电工程学院, 江西 南昌 330063; 2. 重庆医科大学附属儿童医院康复科, 重庆 400044

【摘要】目的:证明人体后向爬行运动和前向爬行运动在关节协同运动模式上存在相似性,进一步为利用后向爬行进行康复训练提供重要证据。**方法:**基于自制的信号采集系统收集9名志愿者前向爬行与后向爬行过程中双侧腕、肘、肩、膝、髋等9处关节在三维空间X、Y、Z方向上的加速度信号以及手掌与地面接触时的压力信号。然后,依次对加速度信号进行预处理、周期分割、加速度矢量化等处理,并基于压力信号将单个爬行周期划分为支撑期和摆动期。同时,利用主成分分析(PCA)算法分别提取了横断面、矢状面、冠状面等不同尺度下的四肢关节协同运动模式(PCs),并分别对比了前向爬行与后向爬行运动在支撑期、摆动期以及完整周期内不同时间尺度下关节协同模式间的Pearson相关系数。**结果:**横断面尺度下,前向爬行与后向爬行完整周期内提取到的协同模式PC1和PC2相关系数分别为0.813 5和0.837 5、支撑期PC2的相关系数为0.901 8;矢状面尺度下,支撑期PC1的相关系数达到0.948 5。**结论:**初步证明了后向爬行与前向爬行运动过程中,肢体运动协同模式具有一定的相似性。后续研究将探究后向爬行运动对运动障碍患者功能康复效果的影响。

【关键词】人体爬行;运动协同;主成分分析;多尺度

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)05-0640-08

Similarity of human forward and backward crawling patterns based on multiscale motion coordination analysis

CHEN Ying¹, XIONG Qiliang¹, LIU Yuan², MO Jieyi¹, SHU Xiaolong¹, LIU Bo¹, DENG Changyuan¹

1. School of Instrument Science and Optoelectronic Engineering, Nanchang Hangkong University, Nanchang 330063, China; 2. Department of Rehabilitation, Children's Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 400044, China

Abstract: Objective To test the hypothesis that backward crawling and forward crawling share similar inter-joint coordination patterns, thus providing potential evidence for the application of backward crawling in rehabilitation training. **Methods** The acceleration signals in the X, Y, and Z directions for 9 joints (including bilateral wrists, elbows, shoulders, knees, and hips) in 9 volunteers during forward and backward crawling were collected using a custom signal acquisition system, and the pressure signals were also recorded when the palms contacted the ground. The collected acceleration signals were preprocessed, segmented into cycles, and vectorized. Based on the pressure signals, a single crawling cycle was divided into support phase and swing phase. In addition, principal component analysis was applied to extract inter-joint coordination in limbs at various scales (sagittal, coronal, and transverse planes). Pearson correlation coefficients of inter-joint coordination patterns were compared between forward and backward crawling in support period, swing period, and full cycle. **Results** The correlation coefficients for coordination patterns in the full cycle at the transverse plane scale were 0.813 5 (PC1) and 0.837 5 (PC2), and the correlation coefficient of the support period PC2 was 0.901 8. At the sagittal plane scale, the correlation coefficient of the support period PC1 was 0.948 5. **Conclusion** The study provides preliminary evidence that limb motion coordination patterns during backward crawling are similar to those observed during forward crawling. Future research will further explore the effects of backward crawling on functional rehabilitation in individuals with motor impairments.

Keywords: human crawling; motion coordination; principal component analysis; multi-scale

【收稿日期】2024-12-15

【基金项目】国家自然科学基金(32460238);江西省自然科学基金(20232BAB206134)

【作者简介】谌颖,硕士研究生,人体生理信号检测及处理,E-mail: 2687449007@qq.com

【通信作者】熊启亮,博士,副教授,研究方向:生物医学信号检测与处理、运动康复、人体姿态估计,E-mail: 70898@nchu.edu.cn

前言

爬行运动是运动功能损伤患者重要的康复训练手段之一^[1]。典型的爬行运动模式是身体采取俯卧姿势,四肢通过手掌和膝盖支撑身体,以此作为支点。上下肢的关节进行有节奏的屈曲和伸展动作,通过这种方式推动身体向前移动,这种爬行方式也被称为手膝爬行。在这个过程中,人体上下肢关节在时间、空间上维持相互配合模式,通过不断的重复训练或许可以唤醒已经失效的神经中枢,重新使患者恢复肢体运动功能^[2-3]。众多研究表明,爬行对于婴幼儿的大脑发育和身体平衡能力的提升有着积极的影响。例如,白艳等^[4-6]的研究强调了爬行训练在脑瘫康复中的重要作用,表明这种训练方法有助于提高患儿的身体控制能力、协调性和运动技能。阎晓霞等^[7]的研究结果也证明了爬行训练在儿童骨骼健康和康复领域中的潜在价值。谭霜等^[8]发现爬行训练有助于脑卒中平衡功能障碍患者各项运动功能评价指标的改善。胡慧丽等^[9]的研究则证明了爬行训练对于运动障碍患儿神经功能的改善具有积极的效果。另一方面,爬行对成人下肢运动功能的恢复也具有一定的激励效果。例如,在爬行过程中,成人需要特别注意调整自己的骨盆和重心,从而在屈髋屈膝的姿势下保持身体平衡。这种爬行运动行为有助于增强下肢肌肉,改善关节灵活性,并促进整体下肢功能的恢复和加强^[10]。因此,定期的爬行训练对于提高运动障碍患者的四肢协调性具有积极作用,尤其有助于激活神经中枢的修复与重塑机制,进而显著增强康复治疗效果。在这种康复训练中,前向爬行通常被视为训练模式的主要选择。但是,后向爬行作为前向爬行的一种逆运动,其自身的康复价值目前尚未受到关注,其中一个重要原因就是对于人体后向爬行的运动控制策略尚未解析。

运动协同控制被视为人体运动控制的基本策略之一,其核心原理可以简要表述为:人体在完成整个运动动作的周期内,人体运动控制系统通过调节不同运动单元的激活系数,以激活多种具有不同功能的姿势协同模式^[11]。这种调节机制保证了各个控制单元在时序和空间上的有序排列与协调,进而确保运动执行的流畅性和高效性。其中,姿势协同模式指的是不同运动控制单元(如关节的运动状态和肌肉收缩及激活程度)之间保持稳定的比例关系,这种比例关系可以被视为一种权重关系。激活系数则是人体运动控制系统用来调控这些协同模式的一种编码方式^[2]。当这两个系数相乘时,它们共同决定了运动过程中各个控制单元的位移、速度、加速度以及收缩力度等动态变化。通过收集和分析运动过程中关

节或肌肉产生的有效运动生理信号,并结合相应的运动协同分解算法,可以揭示出特定的运动协同模式及其相应的激活系数。目前人工神经网络(Artificial Neural Network, ANN)^[12]、线性判别分析(Linear Discriminant Analysis, LDA)^[13]、非负矩阵分解(Non-negative Matrix Factorization, NMF)^[14]等方法都在运动协同分析中得到了应用,这些方法有助于深入理解运动的内在机制和不同运动单元之间的相互作用。其中,对于运动协同分析最常用的方法是主成分分析法(Principal Component Analysis, PCA)^[15]。该算法已经在多个领域得到广泛应用,尤其是在人体运动时关节和肌肉产生的多种运动生理信号的协同分析中^[2, 16-21]。

考虑到爬行运动是上下肢多关节在时间空间上的相互配合,人体上下肢关节在进行日常的爬行运动时具有丰富的关节协同运动模式,具体体现在爬行运动过程中不断调整关节间的相互配合模式。具体的,爬行运动所涉及的关节在空间中具有前屈/后伸,外展/内收,内旋/外旋等不同自由度,分别对应空间平面中的冠状面、矢状面、横断面。为此,本文假设人体后向爬行过程中上下肢关节的协同运动模式与前向爬行过程中上下肢关节协同运动模式存在一定的相似性,并且这些相似性将体现在横断面、矢状面以及冠状面等不同平面尺度下。为证明上述假设,本研究首先基于自制的信号采集系统收集了9名志愿者向前爬行与向后爬行过程中的双侧腕、肘、肩、膝与髋关节在运动过程中的三轴加速度信号,然后依次对信号进行去噪滤波、周期分割、矢量求和等处理,最后利用PCA算法重点从横断面、矢状面、冠状面、以及整个三维空间等多个不同尺度提取前向爬行与后向爬行运动过程中肢体间关节的协同模式,并计算前向爬行与后向爬行运动过程中肢体关节协同模式的姿势协同关系之间的Pearson相关系数。

1 数据采集

1.1 采集对象

本研究的采集对象为9名健康成年人,均为男性,平均年龄(23±3.18)岁,身高(1.76±0.06) m,体质量(74±11.03) kg。上述志愿者均无任何神经、肌肉、骨骼等方面的疾病。所有参与本次试验数据采集的志愿者均提前充分了解了试验内容,并且签署了知情同意书。整个试验过程通过南昌航空大学伦理审查委员会同意。由于试验过程中模块压力片脱落导致两位志愿者的部分数据缺失,最终只纳入7名志愿者的数据进行分析。

1.2 采集装置

因为爬行运动涉及上下肢多个关节的运动情况,为此笔者设计了一套多通道加速度采集系统,该系统主要包括可穿戴在人体的无线信号采集模块、路由器、PC端上位机。系统各个模块的主控芯片型号为STM32F103C8T6。无线信号采集模块分为可采集关节加速度信号的MPU6050传感器模块和压力信号的薄膜压力传感器模块,为了保证实验采集数据信号的便捷性,为MPU6050模块和压力模块都单独配置了供电单元和无线传输模块ESP-01S。传感器模块采集的数据将通过ESP-01S的WIFI通信模块进行数据实时传输给连入同一IP路由器的PC端上位机并以文件形式保存。图1为采集系统的整体结构。

1.3 数据采集

前向爬行与后向爬行动作的完成需要上下肢多个关节之间的协同配合运动,为此,本研究主要选择上下肢双侧腕、肘、肩、膝、髌等9处关节在三维空间X、Y、Z方向上的加速度信号以及手掌与地面接触时的压力信号作为数据处理对象,其主要原因在于上述提到的关节是爬行运动中主要涉及的关节。对这

些关节在不同自由度的空间平面进行详细分析,可以更准确地反映神经系统在运动过程中的协同控制策略,而压力数据则用于后续将爬行运动全周期划分为支撑期和摆动期,从而分析不同时间尺度上协同模式的差异。在试验过程中,利用绷带将自制的信号采集系统模块分别固定在志愿者双侧腕关节、肘关节、肩关节、膝关节、髌关节位置,再将压力模块放置于手掌处以便后续分割爬行周期。

数据采集过程需要采集前向爬行时的数据和后向爬行时的数据,志愿者佩戴好数据采集系统装置后,志愿者穿上护膝在长度为10 m的爬行软垫上进行来回爬行,先让志愿者自由爬行1 min,待志愿者适应爬行动作后,开始进行爬行试验。让志愿者以图1中手膝爬行姿势准备好,当爬行进行10 s后,按下数据记录开关,开始记录爬行试验数据,记录时长为60 s,此时完成一次有效记录,每位志愿者前向爬行与后向爬行动作分别需要4次有效记录。对每位志愿者均采集到80段有效周期数,去除头尾爬行加速及减速阶段的数据,对每位志愿者保留20段有效周期进行后续分析。

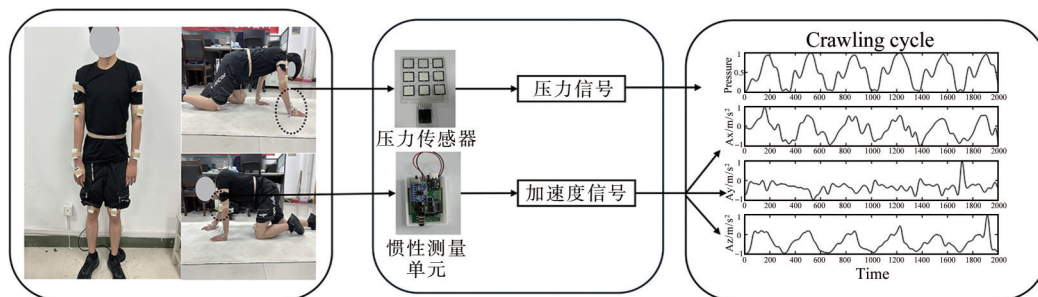


图1 数据采集示意图

Figure 1 Schematic diagram of data acquisition

2 数据处理

2.1 数据预处理

本研究将爬行运动涉及的各个关节的加速度数据分解到三维空间中的横断面、矢状面以及冠状面,并将单个爬行周期分解为支撑期与摆动期,从而进一步将不同平面尺度与时间尺度结合去分析人体爬行时关节加速度变化情况。如图2所示,先将从MPU6050传感器上获得的前后(X)、水平(Y)、垂直(Z)方向上的原始加速度数据分别记为 A_x 、 A_y 、 A_z 。为了更好的进行数据分析,需将前、后爬行过程中获得的原始加速度数据和压力数据进行预处理。首先利用去噪、截止频率为20 Hz的四阶低通巴特沃斯滤波

器对原始信号进行处理;随后,通过式(1)~(3)将各个关节在XOY平面、XOZ平面、YOZ平面上的加速度进行矢量求和,从而获得各个关节在横断面、矢状面、冠状面的切向加速度 $A_{\text{横断面}}$ 、 $A_{\text{矢状面}}$ 、 $A_{\text{冠状面}}$,利用这些切向加速度可以描述关节在不同平面尺度下切向加速度变化情况。鉴于爬行是一种周期性的动作,为了确保前向和后向爬行的数据具有可比性,本研究采用同步记录的右手压力信号作为爬行周期的基准。每个爬行周期的开始被定义为右侧压力信号的起始时刻,而结束则标记为下一压力信号的起始时刻。从而将连续时间长度的加速度信号分割成了多个独立的前向和后向爬行周期。为了便于比较不同关节和个体之间的数据,对加速度数据进行了幅

度和长度的标准化处理。接着,通过将多个运动周期的数据平均并累加,得出对应关节在0~100%运动周期内的运动加速度信号特征值。

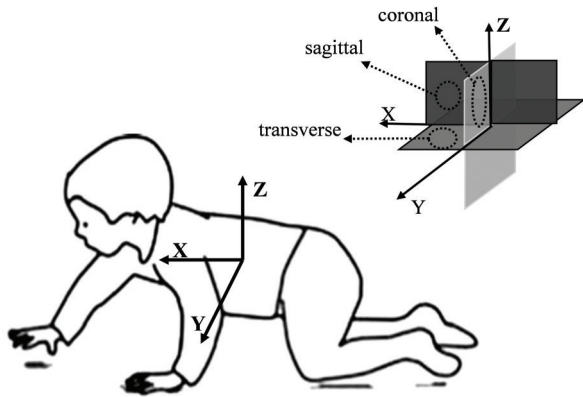


图2 爬行过程中横断面(transverse)、矢状面(sagittal)、冠状面(coronal)划分示意图

Figure 2 Schematic diagram of the three-dimensional space division (transverse, sagittal, and coronal planes) during crawling

$$A_{\text{横断面}} = \sqrt{A_x^2 + A_y^2} \quad (1)$$

$$A_{\text{矢状面}} = \sqrt{A_x^2 + A_z^2} \quad (2)$$

$$A_{\text{冠状面}} = \sqrt{A_y^2 + A_z^2} \quad (3)$$

最后分别将上、下肢关节、髋关节不同平面尺度下的切向加速度数据信号特征值按照左腕、左肘、左肩、左膝、右腕、右肘、右肩、右膝、髋关节的顺序从左到右排列,依次构成101行×9列的不同平面尺度下多关节运动加速度数据矩阵。根据肢体在一个爬行周期中不同的运动特点,一个爬行周期可以分为摆动期和支撑期。其中,摆动期是指肢体从开始离开地面到接触地面,约占爬行周期的40%;支撑期是指肢体从开始接触地面到该肢体开始离开地面,约占爬行周期的60%^[16, 18, 22-23]。

2.2 PCA分解

本研究采用了基于奇异值分解的PCA算法。这是一种具有明显物理意义的方法,它能够将一个较为复杂的原始数据矩阵简化表示,通过使用更小、更简单的几个子矩阵的相乘来描述。这些子矩阵代表了原始数据矩阵的重要特性,从而有助于后续协同模式的提取。若 X 表示对 n 个变量 X_1, X_2, \dots, X_n 进行 m 次观测得到的数据集:

$$X = [X_1 X_2 \dots X_n] = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1n} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{m1} & x_{m2} & \dots & x_{mn} \end{bmatrix} \quad (4)$$

对其进行PCA,针对数据集 X 进行中心化后,通

过奇异值分解(SVD)可得:

$$X - \bar{X} = U\Delta A^T = \begin{bmatrix} u_{11} & u_{21} & \dots & u_{1m} \\ u_{21} & u_{22} & \dots & u_{2m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ u_{m1} & u_{m2} & \dots & u_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \sigma_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \sigma_n \\ 0 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{21} & \dots & \alpha_{n1} \\ \alpha_{12} & \alpha_{22} & \dots & \alpha_{n2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \alpha_{1n} & \alpha_{2n} & \dots & \alpha_{nn} \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^n u_i \sigma_i \alpha_i^T = \sum_{i=1}^n c_i \alpha_i^T \quad (5)$$

其中, X 是描述单个动作的时序姿势矩阵, \bar{X} 是对 X 进行中心化的均值矩阵,分量 $u_i \sigma_i \alpha_i^T$ 表示该动作的某个主成分即协同模式(PC),特征向量 α_i 表示该动作的姿势协同关系,揭示了运动过程中关节加速度间的线性比例关系, σ_i 是矩阵 $(X - \bar{X})$ 的奇异值,向量 c_i 表示一个动作周期内关节运动所需的运动输入, m 为爬行单周期数据点数, n 为关节数目。

如图3所示,对志愿者的前向爬行与后向爬行动作数据进行处理后,每个动作可用一个 101×9 的姿势矩阵 V 来描述。采用上述基于SVD实现的PCA方法提取上下肢到达的协同模式,将姿势矩阵 V 分解为姿势协同关系矩阵 W 和时间募集矩阵 H ,如式(6)所示:

$$V_{m \times n} = H_{m \times i} W_{i \times n}^T \quad (6)$$

其中, n 表示关节数量(本研究 $n = 9$); i 代表的是经过矩阵分解得到的主成分数量; m 代表的是时间(本研究标准化为固定的爬行周期,即0~100%)。本研究选择累计解释方差超过90%的主成分作为后续分析的主要协同模式^[2,16-17,20]。

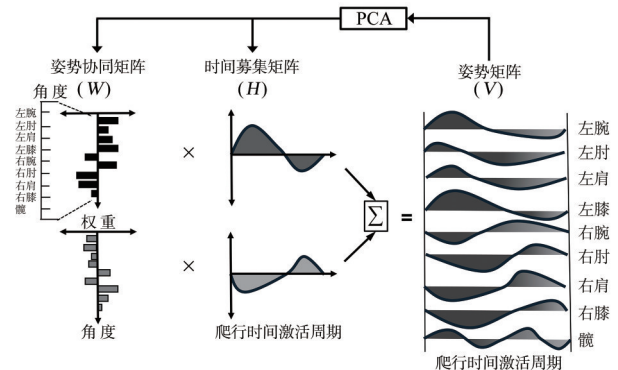


图3 基于PCA分解的多关节运动协同模式提取示意图
Figure 3 Multi-joint motion coordination pattern extraction based on PCA decomposition

2.3 统计学分析

为了量化衡量个体在进行前向爬行时上下肢关

节协同作用与在后向爬行时上下肢关节协同作用的相似度,同时亦考虑到不同个体在爬行动作中的个体差异性,通过计算前向爬行和后向爬行运动中提取的平均姿势协同关系的 Pearson 相关系数(r)来量化其相似性,当 $r>0.73$ 时,认为该组姿势协同模式是相似的^[20]。

3 结果

3.1 主成分个数

表1为横断面、矢状面、冠状面尺度下,完整周期、支撑期、摆动期内的关节数据经过PCA分解后得到的对应主成分信息。由表1可知,按照累计解释方差超过90%的主成分判断标准,所有平面均可提取到两个主成分(PC1和PC2)。其中,PC1的累计解释方差平均值为71.98%,而PC2的累计解释方差平均值为23.88%,这也说明PC1和PC2在描述前向爬行和后向爬行运动行为中发挥了主导作用。

3.2 协同模式相似性

表2为不同尺度下前向与后向爬行协同模式姿势协同关系的 Pearson 相关系数。图4为前向爬行与

后向爬行运动过程中提取到不同尺度下的协同模式可视化结果。在横断面尺度下,全周期内协同模式PC1和PC2的相关系数分别为0.813 5和0.837 5。其中,如图4a所示,完整周期内提取的前向与后向爬行协同模式PC2体现了高度相似性,同时,PC2姿势协同关系的左右腕、左右肘关节权重出现反向的现象,并且权重主要集中在膝、髌关节处。支撑期内前向爬行与后向爬行运动协同模式PC2的姿势协同关系相关系数达到0.901 8,其中,如图4b所示,支撑期提取的姿势协同关系的肘、肩权重出现反向的现象,并且权重同样集中在膝、髌关节处。对于摆动期前向爬行与后向爬行协同模式并未表现出相似性。在矢状面尺度下,支撑期提取得到的前向爬行与后向爬行协同模式PC1的相关系数达到0.948 5,其中,图4c所示,该尺度下姿势协同关系的左右腕、左膝关节权重出现反向的现象,并且这几处关节权重比例较低。此外,对于完整周期和摆动期所提取的前向爬行与后向爬行运动协同模式并未表现出相似性。在冠状面尺度下,均未观察到明显的协同模式相似性。

表1 在横断面、矢状面、冠状面上分别提取完整周期、支撑期、摆动期不同主成分的累计方差(%)
Table 1 Cumulative variance of different main components in the whole cycle, support period and swing period on the transverse, sagittal and coronal planes, respectively (%)

类别	完整周期		支撑期		摆动期	
	PC1	PC2	PC1	PC2	PC1	PC2
FW_T	61.10±11.0	28.08±7.30	70.94±10.00	26.40±7.60	80.66±11.00	19.08±11.00
BW_T	66.94±8.40	25.81±7.60	77.88±9.60	20.49±10.00	89.15±7.60	10.56±7.40
FW_S	64.80±8.30	25.60±5.30	76.17±11.70	21.78±11.00	76.64±11.00	23.22±11.00
BW_S	60.50±7.40	30.70±4.90	72.82±7.90	24.82±8.60	78.93±8.60	20.84±8.50
FW_C	61.66±8.60	25.26±4.10	67.43±12.70	29.62±12.30	82.0±10.80	17.84±11.00
BW_C	60.05±7.90	29.46±5.90	71.22±10.00	27.16±9.60	76.69±10.60	23.04±10.00

FW代表前向爬行,BW代表后向爬行,T代表横断面,S代表矢状面,C代表冠状面

表2 前向爬行与后向爬行在不同尺度上提取到协同模式之间的 Pearson 相关系数

Table 2 Pearson correlation coefficients between coordination patterns extracted from forward crawling and backward crawling at different scales

类别	完整周期		支撑期		摆动期	
	PC1	PC2	PC1	PC2	PC1	PC2
FW_T vs BW_T	0.813 5	0.837 5	0.326 3	0.901 8	-0.516 9	0.084 0
FW_S vs BW_S	-0.692 6	-0.657 2	0.948 5	-0.355 5	0.119 0	0.221 5
FW_C vs BW_C	-0.580 4	0.000 3	-0.494 7	0.515 2	0.082 2	0.232 2

4 讨论

运动协同模式分析主要采用不同数量的协同模

式来重构原始的关节加速度数据,从而揭示这些协同模式在塑造上下肢关节运动特征方面所扮演的不同角色。大多数实验研究均已证实复杂的上下肢运动可以表示为有限个运动协同模式的线性组合^[15,24-25]。本研究基于加速度信号以及人体运动协同控制理论,通过分析人体前向与后向爬行运动在不同平面的运动数据,发现从不同平面尺度所提取的两个协同模式(PC1和PC2)的累计解释方差均超过90%,因此选择前两个协同模式可以有效表征原始数据的大部分特征,牛晓聪^[14]利用肌肉电信号对成人手-膝爬行进行协同分析时同样提取到了两个协同模式,从侧面也证明人体运动协同与肌肉协同的关联性。Burns等^[15]的研究发现,前6个运动协同模式能

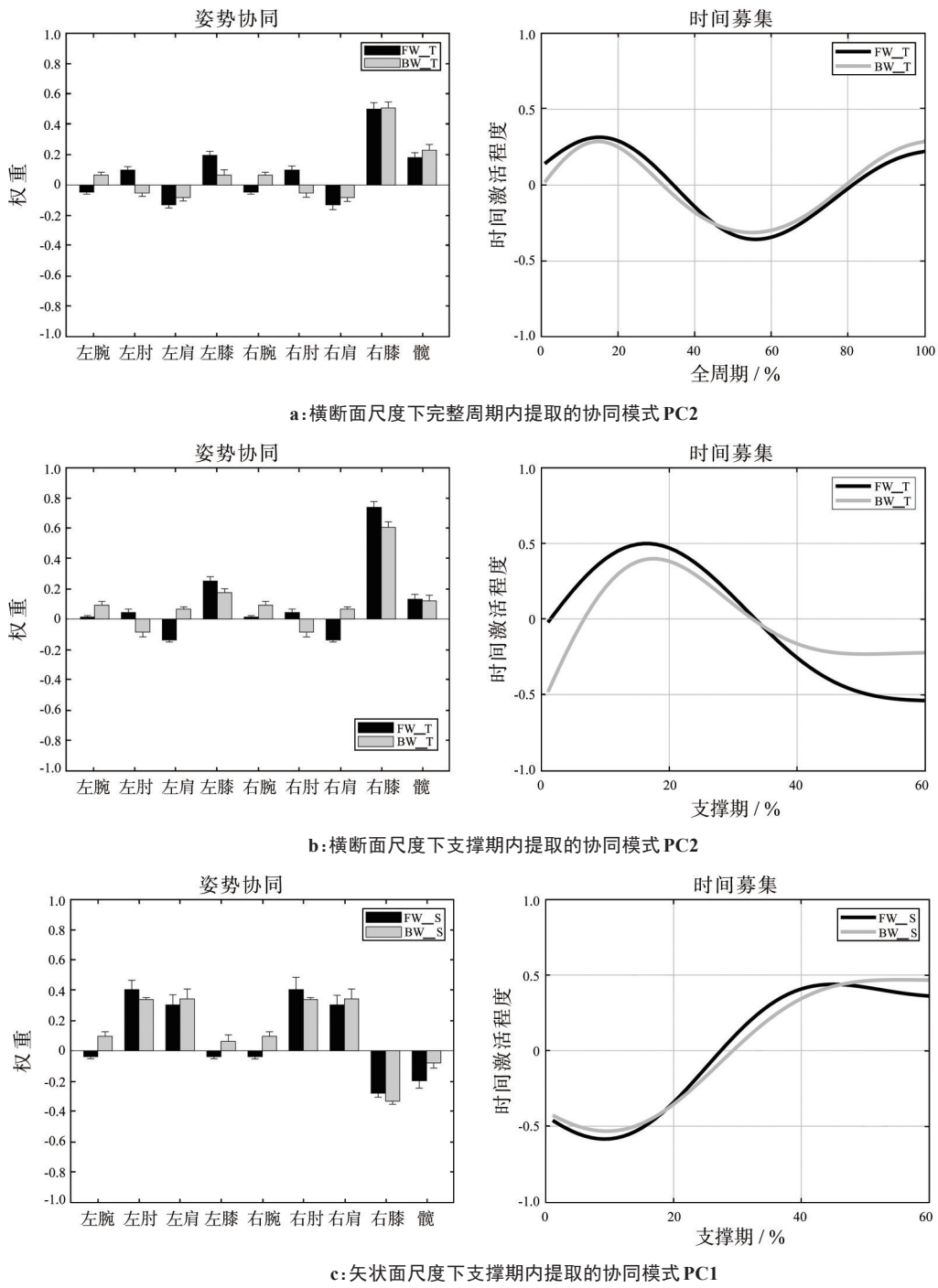


图4 不同尺度下全周期和支撑期的姿势协同与时间募集结果图

Figure 4 Motion coordination and temporal activation in the whole cycle and support period at different scales

够解释超过 92% 的数据变异,该实验的设计包含了多种日常生活中的关节运动,并且表明通过有限的协同运动模式组合,可以实现对复杂上下肢动作的运动功能的模拟。这些发现与人体运动控制的理论相一致,即人类的多样化运动并非依赖于传统的连续轨迹跟踪反馈控制,而是通过神经系统中预设的协同运动模式来实现的^[26]。在人体运动能力形成过程中,肌肉之间的协同作用在运动学上表现为关节之间的协同运动。因此,在上下肢的运动学研究领域,所提取的上下肢关节协同模式反映了中枢神经

系统对关节运动的组织方式,这是神经传导和肌肉协同共同作用的结果,且这种协同性直接决定了关节运动的产生^[17]。综合来看,本研究所提取关节之间的协同模式能够揭示人体运动控制策略。

人体上下肢运动的关节运动轨迹与姿势协同关系会随着动作模式的不同而存在显著差异^[27],且爬行运动涉及上下肢关节在时间、空间上的相互配合,因此,对于不同时间、空间平面的协同模式姿势协同关系也会有差异。这意味着在不同的运动中,上下肢关节的运动路径和身体姿势的配合方式会有所不

同,以适应特定的运动需求和功能目标。基于本研究中上下肢关节的运动协同模式分析,可以明显看出具有高度相似的姿势协同模式基本都出现在支撑期,而在摆动期未发现有关姿势协同的证据。这与Suenaga等^[28]通过前、后向步行试验所观察到的结果相一致。他们发现,在前向步行和后向步行中,支撑期的上下肢运动协同作用相似,但在摆动期则存在差异。这表明不同的步行模式在动作执行的不同阶段展现出不同的协同控制特点,出现这一现象的原因可能是:对于一段时间内处于摆动期的爬行运动而言,其四肢运动是较为杂乱的,而且不同的个体在摆动期对于四肢的控制方式存在较显著的个体差异性。在爬行动作完成过程中涉及的空间自由度主要集中在上下肢关节的弯曲与伸展、内旋与外旋上,而涉及外展与内收的动作相对较少。这3个自由度分别对应于空间中的矢状面、横断面和冠状面。正如本研究结果显示,手膝爬行运动中提取的协同模式中具有姿势协同相似性的平面为横断面与矢状面,而在冠状面并未体现具有相似性的姿势协同关系。这一现象与Zych等^[29]的研究结果是相似的。他们的研究发现,在前后向步行中,当涉及更多肌肉作用于不同关节和自由度时,两种步行方式在某些平面内展现出相同的协同关系,这进一步支持了不同步行模式在协同控制上具有相似性的观点;同时,Jansen等^[30]也发现在前后向行走过程中,大多数肌肉的激活程度与水平加速度的施加大小呈现相反的模式,而在垂直加速度方面,它们在前向和后向行走中的贡献保持一致。这些发现表明,两种运动方式在局部运动平面上的相似性可能反映了整体上的相似性。这也与本研究在横断面尺度上发现前向爬行和后向爬行的姿势协调关系存在相似性的结果一致。

另一方面,已有研究证明进行向后行走训练对于改善运动功能障碍患者的康复状况有着显著效果^[31]。例如,刘少青等^[32]探究了后向行走训练对脑瘫儿及脑卒中患者平衡能力、行走能力、肌肉力量以及灵活性方面的影响,并发现后向行走具有诸多优点。彭静等^[33-34]指出后向步行在评价卒中患者动态平衡功能中具备良好的信度、效应和反应性。与步行训练相比,爬行运动作为一种与感觉统合能力相对应的运动方式,同样对于运动功能障碍患者康复具有潜在的训练价值,但是,后向爬行作为前向爬行的相似性行为方式,其康复效果后续将在运动功能损伤患者上进一步验证。同时,本研究还存在以下局限性:首先是样本量较小,爬行试验的研究对象主要为成年人,并且人数较少,在后续工作中,可以将研究对象的范围扩展到学龄儿童、中老年人甚至是

各年龄段的运动功能障碍患者,从而进一步探究前向爬行与后向爬行运动协同模式控制策略随年龄的变化。其次,本研究没有纳入与爬行动作相关的肌电信号。未来的研究应考虑整合这些信号,以比较不同关节和肌肉之间的协调模式。此外,本文分析仅聚焦于对侧手膝爬行模式,而实际上还有其他爬行类型,如同侧手膝爬行、手足爬行以及混合足膝爬行模式。未来的研究应探索这些爬行变体,以增强前向和后向爬行之间相似性观察结果的可靠性。此外,笔者还计划将爬行训练与康复机器人结合,以提高训练的便捷性和效果。未来的研究将致力于拓展我们对后向爬行的理解,并建立一个综合性的多自由度爬行模型,与上肢和下肢康复机器人相结合,确保更安全、更高效的爬行训练。

5 结论

本研究首次对人体前向爬行与后向爬行运动模式相似性进行了分析,并证明了后向爬行过程中肢体多关节在局部横断面、矢状面尺度提取到与前向爬行类似的协同模式,进而可以作为利用后向爬行进行康复训练的重要证据。后续将探究后向爬行运动对运动障碍患者功能康复效果的影响。

【参考文献】

- 李亮亮,陈香.基于运动学和肌电特征的脑瘫爬行运动功能异常分析与评估[J].北京生物医学工程,2018,37(6):566-574.
Li LL, Chen X. Analysis and evaluation of cerebral palsy crawling abnormalities based on kinematics and electromyography characteristics[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2018, 37(6): 566-574.
- 唐焯劼.上肢多自由度运动协同分析及康复训练运动模拟[D].重庆:重庆大学,2019.
Tang SJ. Kinematic synergy of multi-DoFs movement in upper limb and rehabilitation motion simulation[D]. Chongqing: Chongqing University, 2019.
- Kawashima N, Nozaki D, Abe MO, et al. Shaping appropriate locomotive motor output through interlimb neural pathway within spinal cord in humans[J]. J Neurophysiol, 2008, 99(6): 2946-2955.
- 白艳.爬行训练对34例脑瘫患儿运动功能的影响[J].湖北科技学院学报(医学版),2014,28(6):497-499.
Bai Y. The effect of crawling training on the motor function of 34 children with cerebral palsy[J]. Journal of Hubei University of Science and Technology(Medical Sciences), 2014, 28(6): 497-499.
- 王小宇,丁奇,龚勇,等.脑瘫儿童应用引导式教育前后的粗大运动功能分析[J].中国康复医学,2012,24(13):1607-1609.
Wang XY, Ding Q, Gong Y, et al. Analysis of gross motor function before and after the application apply the conductive education of children with cerebral palsy[J]. Medical Journal of Chinese People's Health, 2012, 24(13): 1607-1609.
- 卢甜甜,张胜利,李小歌,等.爬行训练对脑瘫患儿运动及认知功能的影响[J].河南医学研究,2019,28(2):243-244.
Lu TT, Zhang SL, Li XG, et al. The impact of crawling training on the movement and cognitive function of children with cerebral palsy[J]. Henan Medical Research, 2019, 28(2): 243-244.
- 阎晓霞,董新刚.爬行锻炼在儿童股骨头缺血性坏死症康复中的作用观察[J].河南中医,2008,28(6):57-58.
Yan XX, Dong XG. Observation of the role of crawling exercise in the rehabilitation of ischemic necrosis of the femur in children[J]. Henan Traditional Chinese Medicine, 2008, 28(6): 57-58.

- [8] 谭霜, 韦冰心, 刘国成, 等. 强化爬行训练对脑卒中后平衡功能障碍的影响[J]. 中医康复, 2024, 1(6): 1-5.
Tan S, Wei BX, Liu GC, et al. The effect of intensive crawling training on balance dysfunction after brainstem stroke[J]. *Traditional Chinese Medicine Rehabilitation*, 2024, 1(6): 1-5.
- [9] 胡慧丽, 姚瑶, 车琳. 骨盆控制及爬行训练对脑瘫合并智力障碍患儿运动功能、智力发育水平的影响[J]. 临床护理杂志, 2021, 20(1): 53-56.
Hu HL, Yao Y, Che L. The influence of pelvic control and crawling training on the motor function and intellectual development level of children with cerebral palsy combined with intellectual disabilities[J]. *Journal of Clinical Nursing*, 2021, 20(1): 53-56.
- [10] 孟欢欢, 黄浩洁, 赵煊彬. 爬行训练在运动功能受损患者中的研究进展[C]//第十八届全国运动生物力学学术交流大会(CABS 2016)论文集. 宁波: 中国体育科学学会运动生物力学分会, 2016: 80.
Meng HH, Huang HJ, Zhao HB. Research progress of crawling training in patients with impaired motor function[C]//The 18th National Sports Biomechanics Academic Exchange Conference (CABS 2016). Ningbo, Zhejiang, China: Sports Biomechanics Branch of the Chinese Society of Sports Sciences, 2016: 80.
- [11] Cheung VC, Seki K. Approaches to revealing the neural basis of muscle synergies: a review and a critique[J]. *J Neurophysiol*, 2021, 125(5): 1580-1597.
- [12] Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, et al. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke[J]. *Stroke*, 2003, 34(9): 2181-2186.
- [13] 王群, 谢斌, 黄真, 等. 脑卒中偏瘫患者上肢运动功能障碍的生物力学机制研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2017, 39(10): 727-731.
Wang Q, Xie B, Huang Z, et al. The biomechanics of hemiplegic stroke survivors' upper limb motor function[J]. *Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2017, 39(10): 727-731.
- [14] 牛晓聪. 成人手膝爬行的肌肉协同分析[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2017.
Niu XC. Investigation on hands-and-knees crawling in human adults by means of muscle synergy analysis[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2017.
- [15] Burns MK, Patel V, Florescu I, et al. Low-Dimensional synergistic representation of bilateral reaching movements[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2017, 5: 2.
- [16] 沈宇. 人体在不同地面条件下稳定行走的运动协同与肌肉协同研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2022.
Shen Y. Study on the kinematic synergies and muscle synergies of stable human walking under different ground conditions[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2022.
- [17] 柳锴. 基于人体上肢协同运动特征的外骨骼机器人设计方法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2018.
Liu K. Design method for exoskeleton robot based on the coordination movement characteristics of human upper limb[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2018.
- [18] 钟旭, 张弼, 李纪旻, 等. 面向外骨骼的下肢多模态协同量化分析与康复评估方法[J]. 生物医学工程学杂志, 2023, 40(5): 953-964.
Zhong X, Zhang B, Li JW, et al. Multi-modal synergistic quantitative analysis and rehabilitation assessment of lower limbs for exoskeleton[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2023, 40(5): 953-964.
- [19] 王晨波. 复现人体下肢运动协同特性的外骨骼机器人机械结构设计[D]. 武汉: 华中科技大学, 2019.
Wang CB. Mechanical design of an exoskeleton robot replicating the synergistic characteristic of lower limb movement[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2019.
- [20] Wang SJ, Pai YC, Bhatt T. Kinematic synergies in over-ground slip recovery outcomes: distinct strategies or a single strategy?[J]. *Gait Posture*, 2022, 95: 270-276.
- [21] Sekiguchi Y, Owaki D, Honda K, et al. Kinetic interjoint coordination in lower limbs during gait in patients with hemiparesis[J]. *Biomechanics*, 2022, 2(3): 466-477.
- [22] Donno L, Monoli C, Frigo CA, et al. Forward and backward walking: multifactorial characterization of gait parameters[J]. *Sensors (Basel)*, 2023, 23(10): 4671.
- [23] 吴琦. 基于表面肌电的爬行运动功能分析与评估研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2020.
Wu Q. Study on analysis and evaluation of crawling movement function based on surface EMG[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2020.
- [24] Cowley JC, Gates DH. Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue[J]. *Hum Mov Sci*, 2017, 56(Pt B): 109-118.
- [25] Bockemühl T, Troje NF, Dürr V. Inter-joint coupling and joint angle synergies of human catching movements[J]. *Hum Mov Sci*, 2010, 29(1): 73-93.
- [26] Byadarhaly KV, Perdoor MC, Minai AA. A modular neural model of motor synergies[J]. *Neural Netw*, 2012, 32: 96-108.
- [27] Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Toward a new theory of motor synergies[J]. *Motor Control*, 2007, 11(3): 276-308.
- [28] Suenaga H, Hashizume Y, Nishii J. An analysis of leg joint synergy during backward walking[C]//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2013: 7476-7479.
- [29] Zych M, Cannariato A, Bonato P, et al. Forward and backward walking share the same motor modules and locomotor adaptation strategies[J]. *Heliyon*, 2021, 7(8): e07864.
- [30] Jansen K, De Groot F, Massaad F, et al. Similar muscles contribute to horizontal and vertical acceleration of center of mass in forward and backward walking: implications for neural control[J]. *J Neurophysiol*, 2012, 107(12): 3385-3396.
- [31] 马雯, 刘友涵, 王运良, 等. 不同运动训练方式促进帕金森病康复的免疫调控机制[J]. 神经解剖学杂志, 2024, 40(5): 631-635.
Ma W, Liu YH, Wang YL, et al. Immunomodulatory mechanisms of different exercise training methods to promote the rehabilitation of Parkinson' disease[J]. *Chinese Journal of Neuroanatomy*, 2024, 40(5): 631-635.
- [32] 刘少青, 张葆欣, 胡长恒, 等. 后向行走训练在颅脑损伤患者康复中的应用[J]. 按摩与康复医学, 2022, 13(21): 72-76.
Liu SQ, Zhang BX, Hu CH, et al. Application of backward walking training in rehabilitation of patients with craniocerebral injury[J]. *Chinese Manipulation and Rehabilitation Medicine*, 2022, 13(21): 72-76.
- [33] 彭静, 滕晓琼, 胡丹红, 等. 3米后向步行试验评估脑卒中患者动态平衡功能的信效度和反应性[J]. 温州医科大学学报, 2022, 52(7): 567-571.
Peng J, Teng XQ, Hu DH, et al. Reliability and validity of the 3-meter backward walk test in evaluating dynamic balance function in the stroke population[J]. *Journal of Wenzhou Medical University*, 2022, 52(7): 567-571.
- [34] 张雪松, 赵宏杰. 中枢神经损伤的感觉统合爬行方案在中风康复中的应用[J]. 长春中医药大学学报, 2007, 23(6): 59.
Zhang XS, Zhao HJ. Application of sensory integrated crawling scheme for central nervous system injury in stroke rehabilitation [J]. *Journal of Changchun University of Traditional Chinese Medicine*, 2007, 23(6): 59.

(编辑: 薛泽玲)