

· 康复医学工程 ·

主元分析在研究滑倒时肌电信号中的应用*

杨建坤¹ 金德闻^{1,3} 王人成¹ 张济川¹ 季林红¹ 方 新² 周大伟²

摘要 目的:对正常人滑倒过程中的下肢肌电信号进行特征提取,并对主要特征进行分析。**方法:**10 例健康男性受试者参加了试验,他们分别按照自然步态在湿滑路面上完成了 3 次行走。通过肌电采集系统,得到了受试者下肢及腰部的 14 块主要肌肉的表面肌电信号,并对其进行了主元分析,主要分析了特征根、贡献率、累计贡献率和载荷因子 4 个参数。**结果:**前三个主元的累积贡献率超过了 85%,反映了滑倒过程中的主要肌电信号特征。根据各个主元的载荷因子分析,前三个主元的物理意义依次被定义为:肌肉功率、能量在频域内的分布和正负幅值分布。**结论:**①在分析滑倒过程中多肌肉多变量的总体特征时,主元分析是一种十分有效的特征提取方法,能够实现用较少指标反映多指标的总体信息。②肌电信号功率的变化、能量在频域内的分布,以及正负幅值的分布这三个特征反映了正常人滑倒过程中的肌电信号的主要特征。

关键词 生物力学;主元分析;表面肌电信号;滑倒

中图分类号:R318,R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2006)-01-0028-04

The application of principal component analysis on sEMG signals analysis during slips/YANG Jiankun, JING Dewen, WANG Rencheng, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2006, 21(1):28—31

Abstract Objective: To extract the main features of the surface electromyography(sEMG) of lower extremity muscles when slips occur during level walking, and the principal component analysis (PCA) is applied in this study. **Method:** Each of ten male healthy young adults was respectively required to walk on a slippery walkway on his self-comfortable pace for 3 times. The sEMG signals from 14 muscles on lower extremity and around waist were recorded and analyzed. Four parameters, i.e. eigenvalue, contribution, summation contribution, and component loading, of PCA were mainly employed in this study. **Result:** The main three components contributed more than 85% variation of the entire data set. The main three components were labeled as muscle power, power distribution in frequency domain, and amplitude amount exceeding the mean value, respectively. **Conclusion:** ①The PCA method performs fairly well in extracting the features among numerous variables of the sEMG signals during slips, and the goal of model reduction and data extraction can be achieved. ②During slips, such characters as muscle power, the power distribution in frequency domain and the amplitude amount exceeding the mean value, represent the majority of the sEMG features.

Author's address Division of Intelligent and Biomechanical System, State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key words biomechanics; principal component analysis; surface electromyography; slip

人体是一个多自由度可变结构的复杂系统,在神经中枢的控制下,不仅可以高效率地完成站立、行走及跑跳等复杂动作,而且能够较好地克服外界干扰,实现复杂情况下的人体平衡^[1-2]。对于滑倒过程中的肌电信号特征进行分析研究,不但有利于我们了解人体滑倒过程中的生物力学特性,从而为减少因滑倒而引起的摔伤提供参考;而且有利于进一步了解人体中枢神经控制系统在滑倒过程中采用的平衡策略,对于人体平衡功能康复的研究,以及拟人双足步行机器人在湿滑路面状况下的平衡控制有重要意义。

目前,对于人体行走过程中滑倒现象的研究主要集中在生物力学方面。早在上个世纪 80 年代初开

始,Strandberg 等^[3]已经开始利用地面和鞋底之间的摩擦系数来研究人体滑倒的过程。到了 90 年代初期,各国学者开始采用所需最大摩擦系数作为研究人体滑倒问题的主要手段。Cham 等^[4]通过让受试者行走于湿滑表面研究了滑倒过程中人体的力学特性,试验发现:人体主要采用弯曲膝关节和伸展髋关

* 基金项目:国家自然科学基金资助项目(30170242);国家高技术研究发展计划(“863”)基金资助项目(2001AA320601)

1 清华大学摩擦学国家重点实验室,智能与生物机械分室,北京,100084

2 中国假肢矫形技术培训中心

3 通讯作者:金德闻(清华大学摩擦学国家重点实验室,100084)

作者简介:杨建坤,男,博士研究生

收稿日期:2005-09-11

节的响应方式来减小滑倒的危险性, 反应强度和速度则决定了是否能够从滑动中恢复平衡。You 等^[5]对脚跟触地时刻的各种步态参数进行了统计分析, 结果发现: 在脚跟触地的危险时刻, 人体质心相对于支撑点的位移和速度是决定是否滑倒的主要因素, 同时, 产生滑动后受试者的反应速度对于恢复平衡起到十分重要的作用。

近些年来, 随着肌电信号处理方法的日益成熟, 肌电信号已经成为了辅助生物力学来分析人体运动及平衡机制必不可少的技术手段。1998 年, Tang 等^[6]就对比研究了老年人和年轻人在行走过程中产生滑动时的不同肌肉反应。他们分析了下肢多块肌肉的肌电信号幅值变化, 结果发现反应时间长和肌肉强度小是老年人更容易摔倒的主要因素。Ferber 等^[7]的研究表明, 在脚跟触地时产生滑倒的情况下, 髌关节附近的肌肉在恢复平衡过程中所起到的作用最大。此外, 除了对于肌电幅值的研究, Bonato 等^[8]则对肌电信号在频域内的特征进行了深入的研究, 并将成果成功地应用在了肌肉的疲劳检测上。

到目前为止, 尚未见到有相关研究表明了肌电信号的哪些参数能够简洁、充分地反映滑倒过程中的肌电信号特征。本文选取正常人在滑倒过程中的下肢多块肌肉的肌电信号进行研究, 对肌电信号在时域和频域内的多个参数进行了主元分析。

1 主元分析的数学模型

主元分析是研究如何将多指标问题转化为较少的新指标的问题, 并且这些新的指标既是彼此互不相关, 又能综合反映原来多个指标的信息, 是原来多个指标的线性组合^[9]。主元分析的数学模型可以如下描述: 设总体 X 为 m 阶随即向量, 其均值为 μ , 协方差阵为 Σ , 且 $\Sigma > 0$, $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m (\lambda_m > 0)$ 为 Σ 的 m 个特征根。又设 $H = (h_1, h_2, h_m, \dots, h_m)$ 是 $m \times m$ 的正交矩阵, 且使得 $H' \Sigma H = \Lambda = \text{diag}(\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_m)$ 。那么, 则称 $U = H' X = (U_1, U_2, \dots, U_m)'$ 的分量 $U_1, U_2, \dots, U_m$ 为 X 的主元或者主成分, 且 $U_1 = h_1' X$ 称为第一主元, 称为第一主元, 它的方差是 λ_1 ; $U_2 = h_2' X$ 称为第二主元, 它的方差是 λ_2 ; 等等。比值 $\lambda_k / \sum_{i=1}^m \lambda_i$ 称为主元 U_k 的贡献率或者方差贡献率, $\sum_{i=1}^r \lambda_i / \sum_{i=1}^m \lambda_i$ 称为主元 $U_1, U_2, \dots, U_r$ 的累积贡献率或者累积方差贡献率。一般在实际应用中, 当 r 个主元的累积贡献率超过 85% 时, 就认为这 r 个主元已经能够代表总体 X 的主要特征。

2 试验与数据处理

2.1 试验对象

10 例健康男性志愿者参加了试验。所有受试者的年龄 20—26 岁, 平均年龄为 23.1 ± 2.13 岁; 身高 164—178cm, 平均身高为 171.4 ± 4.33 cm; 体重范围是 54—69.5kg, 平均体重为 61 ± 5.92 kg。所有受试者均为在校大学生, 身体健康, 无上下肢神经及肌肉骨骼病史。参加试验期间, 无任何影响试验结果的肌肉骨骼疾病。

2.2 试验方法

试验前, 告知受试者整个试验过程, 在征得受试者同意后, 方可进行试验。整个试验过程中, 要求受试者都以自然步态行走。安装好检测仪器后, 受试者首先要在 5m 长的步道上自由行走数次, 以适应试验环境。然后, 将 40 号马达润滑油均匀地铺在步道中间 2m 范围内的塑料薄膜表面, 用以模拟实际的湿滑路面。在步道两侧架起一对可以随受试者在行走方向上移动的平行杆, 作为对受试者滑倒时的保护。整个行走过程中, 受试者的手一直轻放在平行杆上, 上肢在行走过程中可以不摆动。行走前, 提醒受试者路面湿滑, 但是, 要求受试者尽量保持自然行走步态。每个受试者连续进行 3 次试验。每两次试验之间受试者休息 3min, 工作人员清理受试者鞋底及步道上非湿滑区域内的残留润滑油, 并且重新铺匀湿滑区域内的润滑油。试验过程中, 始终播放背景音乐以消除受试者的紧张情绪。

试验过程中, 利用 DE-2.1 肌电采集仪 (Delsys Inc., Boston, MA, USA) 对表面肌电信号进行采集。在沿横切肌腹纤维的方向上, 双极性的肌电采集头被贴在下肢和躯干两侧的 14 块肌肉的表面, 它们分别是胫骨前肌(TA), 腓肠肌(GM), 股直肌(RF), 股二头肌(BF), 臀大肌(GMA), 臀中肌(GME), 竖脊肌(ES)。参考的电极被贴在脊柱上。所有的肌电信号被在线放大 1000 倍, 然后, 通过 PCI-DAS6402/16 高速 PCI 模拟输入板 (Measurement Computing Corporation, MA, USA) 对 5s 的模拟信号进行离散处理, 采样频率是 2000 Hz, 并将数字信号输入 PC 机。同时, 在受试者的肩、髂翼、股骨外侧髁、外踝、脚后跟、第 5 个趾骨头部分别粘贴标志点, 利用 Qualisys 运动采集系统 (Qualisys Medical AB, Sweden) 对受试者滑倒过程中的运动学数据进行采集, 采样频率为 200 Hz。利用运动学数据确定滑动的起始时刻 TSO, 从滑动开始前 0.5s 到滑动产生后 1s 之内的肌电信号被截取出来, 用以研究滑倒过程中的肌肉反应特征。

2.3 数据处理

在本论文的试验中, 每块肌肉的肌电信号 $x(n)$ 都有 3000 个采样点 ($n=3000$)。图 1 给出了典型的肌电信号波形图。肌电信号的 10 个参数被分别计算出来(表 1), 并引入主元分析。其中, $a_1—a_7$ 反映了肌电信号在时域内的基本特征, 而 $a_8—a_{10}$ 反映了肌电信号在频域内的基本特征。然后, 利用这些参数构造主元分析的原始信息矩阵, 如下:

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & \cdots & x_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{m1} & \cdots & x_{mn} \end{bmatrix}$$

其中, $n=10$, 表示参数个数; m =肌肉数 $\times$ 受试者人数。因为各个参数之间存在量纲的差别, 所以, 在进行主元分析之前先对原始信息矩阵进行标准差标准化处理, 以消除不同量纲对分析结果带来的影响。最后, 对标准化后的信息矩阵 X 进行主元分析。

图 1 典型肌电信号

3 结果与讨论

当受试者行走过程中产生滑动后出现如下两种情况之一的时候, 就被认为已经摔倒: ①受试者已经彻底失去平衡, 完全依靠保护杆来支撑身体; ②受试者依靠保护杆的帮助仍然保持站立, 但是滑倒距离超过了 10cm。试验结果表明, 10 例受试者中有 7 例产生了滑倒, 滑倒比例达到 70%, 可见, 尽管受试者事先已经知道路面湿滑, 做了相应的准备, 但是, 依然面临很大的滑倒危险。其余 3 例受试者, 除 1 例在滑动后自己恢复了平衡以外, 其他 2 例均由于紧张和恐惧, 几乎完全依靠保护杆来完成了行走。另外, 在 7 例滑倒的受试者之中有 6 例受试者是在脚跟触地时刻产生的滑倒, 比例超过了 85%, 这和 Grönqvist 等学者的试验结果是基本一致的。Grönqvist 等学者通过试验也指出, 脚跟触地时刻是行走过程中最容易出现滑倒的时刻, 所以, 他们将这个时刻定义为“最危险时刻”^[10]。因此, 为了分析在整个滑倒过程中的肌电反应特征, 本文利用 7 例产生滑倒的受试者的肌电信号构造了原始信息矩阵, 并对其进行了主元分析。

表 2 给出了最主要的五个主元的特征根、贡献

率和累积贡献率。从第一主元的特征根来看, 它的贡献率超过了 40%, 可见, 滑倒过程中肌电信号特征的近一半特征都包含在第一主元内。而第二主元和第三主元的特征根分别反应了总体样本信息的 28.8% 和 14.1%, 它们同样成为了总体样本信息的特征的主要代表。前三个主元对于正常人滑倒过程中的肌电信号反应特征的累积贡献率超过了 85%。可见, 利用前三个主元特征, 能够基本反映滑倒过程中肌电信号的主要特征, 将原来复杂的 10 个互相关联的参数简化成了 3 个正交不相关的参数。使用尽可能少的参数来反应尽可能多的信息, 实现对人体复杂运动机理的描述, 一直是各国学者追求的目标^[11]。而本文的分析结果表明可以用前三个主元向量来代表 85% 以上的总体信息, 为肌电信号在控制领域的实际应用提供了理论依据。

表 1 参数定义

参数	数学定义
波长 (mV)	$a_1 = \sum x(i+1) - x(i) , (i=1, 2, \dots, n-1)$
总功率 [(mV) ²]	$a_2 = \sum_{i=1}^{3000} x(i)^2, (i=1, 2, \dots, n)$
滑倒响应功率比	$a_3 = \sum_{i=1001}^{3000} x(i)^2 / \sum_{i=1}^{1000} x(i)^2$
过零次数	$a_4 = \text{count}[x(i-1)x(i)] < 0, (i=2, 3, \dots, n)$
斜率过零次数	$a_5 = \text{count}[x(i-1)x(i)] < 0, (i=2, 3, \dots, n-1)$
绝对幅值的平均值 (mv)	$a_6 = \sum x(i) / n, (i=1, 2, \dots, n)$
超均值的幅值个数	$a_7 = \text{count}[x(i)] > \frac{\sum_{i=1}^n x(i)}{n}, (i=1, 2, \dots, n)$
均频	$a_8 = \frac{\sum S(m) \cdot m}{\sum S(m)}, (m=1, 2, \dots, M)$
中频	$a_9 = \int_{a_9}^{a_9} S(m) = \int_{a_9}^M S(m), (m=1, 2, \dots, M)$
频域平均幅值	$a_{10} = \frac{\sum S(m)}{M}, (m=1, 2, \dots, M)$

$x(n)$ 离散的表面肌电信号; $S(m)$ 是 $x(n)$ 的离散傅立叶变换 (DFT), 在频域内包含 M 个抽样点

表 2 前 5 个主元的特征根、贡献率和累积贡献率

	Z_1	Z_2	Z_3	Z_4	Z_5
特征根	4.2178	2.8819	1.4068	0.9900	0.3305
贡献率	42.1782%	28.8193%	14.0682%	9.8998%	3.3053%
累积贡献率	42.1782%	70.9975%	85.0657%	94.9655%	98.2708%

为了分析每个主元所表达的实际物理意义, 本文计算了每个主元对应的各个变量的因子载荷。其中, 第一、第二和第三主元的准确表达式, 如下:

$$\begin{aligned} Z_1 &= 0.3085a_1 + 0.4384a_2 + 0.4111a_3 - 0.574a_4 - 0.1033a_5 + 0.4590a_6 \\ &\quad + 0.0416a_7 - 0.2339a_8 - 0.2111a_9 + 0.4670a_{10} \\ Z_2 &= -0.2360a_1 - 0.1391a_2 - 0.0229a_3 - 0.4661a_4 - 0.4794a_5 - 0.1483a_6 \\ &\quad - 0.0259a_7 - 0.4695a_8 - 0.4594a_9 - 0.1515a_{10} \\ Z_3 &= -0.1910a_1 + 0.0850a_2 + 0.2253a_3 + 0.2366a_4 - 0.3792a_5 - 0.1432a_6 \\ &\quad + 0.8072a_7 + 0.0553a_8 + 0.1720a_9 + 0.0325a_{10} \end{aligned}$$

从第一、第二和第三主元的表达式中可以看出:

①第一主元 Z_1 与参数 a_2 (总功率)、 a_3 (滑倒响应功率比)、 a_6 (绝对幅值的平均值)和 a_{10} (频域平均幅值)密切正相关, 载荷系数分别是 0.4384、0.4111、0.4590 和 0.4670。当第一主元 Z_1 增大时, a_2 和 a_3 的明显增大说明了肌肉的总功率明显增大, 而且, 滑动产生后的肌肉的功率比滑动产生前增大明显。同样, a_6 和 a_{10} 则分别在时域和频域内通过幅值反应了这种功率的增加。所以, 第一主元 Z_1 实际就是代表了肌肉功率的变化情况。②第二主元 Z_2 与参数 a_4 (过零次数)、 a_5 (斜率过零次数)、 a_8 (均频)和 a_9 (中频)密切负相关, 载荷系数分别是 -0.4661、-0.4794、-0.4695 和 -0.4594。当第二主元增大时, 肌电信号的过零次数减少, 斜率过零次数降低, 均频和中频也都随之明显降低。De Luca 等学者^[2]的研究表明: 肌肉在快速动态收缩的情况下, 肌肉做功主要集中在 50—150Hz 的低频范围内。因此, 第二主元 Z_2 表示了肌肉能量在频域内的分布情况。在滑倒的反应过程中, 肌肉做功主要集中在低频段, Z_2 增大时, 均频和中频都会明显降低, 而 a_4 和 a_5 则是在时域内反应了肌电信号频率变化的特征。③第三主元 Z_3 与参数 a_7 (超过平均幅值的幅值个数)密切正相关, 载荷系数是 0.8072。第三主元主要代表了在滑倒过程中肌电信号幅值的分布情况。 Z_3 要比较大, 那么, 超过平均幅值的幅值个数就要增加。如图 1 所示, 双极性电极采集到的肌电信号的幅值是在正负两个方向分布的。 a_7 的增大说明了正负幅值的增加幅度基本相同, 这样, 均值变化不大的情况下, 超过均值的幅值个数就会明显增大。这和试验设备的实际情况是相符合的。

由以上的分析结果可以看出: 对于滑倒过程中的肌电信号来说, 利用三个正交主元向量即可比较完整地表示时域和频域内 10 个参数所表示的特征信息。而这三个主元向量分别主要代表了肌电信号功率的变化、能量在频域内的分布, 以及正负幅值的分布情况。因此, 在通过肌电信号研究正常人滑倒过程中的神经平衡控制机制的时候, 应特别注意这三个方面的特征。

4 结论

本文利用主元分析的方法对正常人滑倒过程中下肢及躯干主要肌肉的肌电信号进行了分析, 通过

对肌电信号在时域和频域内的 10 个参数的主元分析, 得到以下结论: ①在对正常人滑倒过程中的肌电信号进行特征提取的时候, 主元分析是一种非常有效的分析方法; ②肌电信号功率的变化、能量在频域内的分布, 以及正负幅值的分布情况, 这三个参数在表达正常人滑倒过程中的肌电信号特征时起重要作用。因此, 通过主元分析的方法, 可以利用少数参数来研究肌电信号的主要特征, 为进一步实现用肌电信号作为滑倒过程中的检测信号、控制信号提供了理论依据。

参考文献

- [1] 文诗广, 陈伟群. 重心平衡测定仪检测人体平衡功能 [J]. 现代康复, 2000, 4 (5): 672—673.
- [2] Sardain P, Rostami M, Thomas E, et al. Biped robot: correlation between technological design and dynamic behavior [J]. Control Engineering Practice, 1999, 7: 401—411.
- [3] Strandberg L, Lanshammar H. The dynamics of slipping accidents [J]. Journal of Occupational Accidents, 1981, 3: 153—162.
- [4] Cham R, Redfern MS. Lower extremity corrective reactions to slip events [J]. Journal of Biomechanics, 2001, 34: 1439—1445.
- [5] You JY, Chou YL, Lin CL, et al. Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support [J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16 (2): 167—173.
- [6] Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults [J]. Journals of Gerontology Series -Biological Sciences and Medical Sciences, 1998, 53 (6): M471—480.
- [7] Ferber R, Osternig L.R., Woollacott M.H., Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking [J]. Gait and Posture, 2002, 16: 238—248.
- [8] Bonato P, Ebenbichler G.R., Roy S.H., et al. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task [J]. Spine, 2003, 28: 1810—1820.
- [9] 杨维权, 刘兰亭, 林鸿洲. 多元统计分析 [M]. 北京: 高等教育出版社, 1989, 227—261.
- [10] Grönqvist R, Roine J, Järvinen E., Korhonen E.. An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes and floors by simulation of human foot motions [J]. Ergonomics, 1989, 32: 979—995.
- [11] 杨义勇, 王人成, 贾晓红, 等. 食指触点运动结构模式的主元分析 [J]. 清华大学学报 (自然科学版), 2003, 43 (11): 1476—1479.
- [12] De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics [J]. Journal of Applied Biomechanics, 1997, 13: 135—163.