



肌肉协同理论在专项技术分析中的应用 ——以射箭运动为例

张百发, 徐昌橙, 周兴龙, 罗冬梅*

(北京体育大学, 北京 100084)

摘要:目的:肌肉协同理论是诠释人体协调运动规律的经典理论体系。研究对该理论的理论背景进行梳理,综述肌肉协同理论在专项技术分析中的典型应用,并以优秀运动员射箭动作为例初步展示肌肉协同理论的应用效果。方法:基于文献检索,梳理国内外有关肌肉协同理论的研究。基于时间协同模型,对1名现役国家射箭队女运动员实射过程中上肢、躯干14通道肌电信号进行分析。结果:1)通过关联生物力学参数,可以明确不同肌肉协同元功能,并且不同技能水平的运动员完成专项技术动作的肌肉协同元不同;2)基于时间协同模型,得到完成射箭动作的4个肌肉协同元,它们分别对应不同的功能任务。结论:肌肉协同理论在康复诊断、动作发展及肌电控制等领域已有较好的应用。

关键词:肌肉协同理论;射箭;非负矩阵分解

中图分类号:G804.2 **文献标识码:**A

中枢神经系统(central nervous system, CNS)内数以百万计的神经纤维从脑干发出,同总数在15万左右的运动神经元关联,进而控制周身700余块肌肉,帮助人体完成协调运动(Neilson et al., 1993)。神经肌骨系统的复杂特性使其在能胜任众多动作任务的同时产生庞大的冗余自由度,中枢神经系统究竟采取何种控制方式克服冗余自由度完成各种优美协调的动作是多年来神经生理学(Bizzzi et al., 1991)、机器人科学(Alessandro et al., 2013)、运动生物力学(刘宇, 2010)等学科的交叉热点。20世纪末起,西方学界涌现出诸如平衡点假说(equilibrium-point hypothesis)(Feldman et al., 1995)、非控制流型假说(uncontrolled manifold hypothesis)(Scholz et al., 1999)、动态系统理论(dynamic systems theory)(Mero et al., 1994)、对照设置假说(referent configuration hypothesis)(Latash, 2016)及肌肉协同理论(muscle synergy hypothesis)(Lee, 1984)等一批经典人体控制学说及相关科研成果,逐步将人体协调运动研究关注点从外在机械物理运动深入到内部神经系统控制层次。Bizzzi(2008)曾表达一种观点,自然界内诸如基因编码、语言及感知等复杂系统均由有限的离散单元整合形成,脊椎动物的运动系统或许采用类似模式运转。肌肉协同理论作为体现神经系统模块化控制的经典理论体系配备成熟的计算模型,可以帮助体育科研工

作者对专项技术的神经系统控制规律产生更加科学的认识。

本研究对肌肉协同理论背景、专项技术中的应用进行梳理与总结,明确相关概念和计算框架,并且以射箭运动为例展示该理论在实际中的应用效果,以期为今后专项技术分析提供新的理论方法。

1 理论背景

1.1 肌肉协同理论的概念

中枢神经系统如何有序、高效地控制外周神经肌肉骨骼实现目标运动是神经科学和运动科学研究领域中的一个基础性问题。Bernstein(1967)提出运动执行过程中神经系统采取降维控制策略,从而避免向参与工作的肌肉单独下达运动指令的猜想。20年后,Bizzzi团队(Bizzzi et al., 1991; Lemay et al., 2001; Saltiel et al., 2001; Tresch

收稿日期:2020-06-02; 修订日期:2021-02-20

基金项目:全国教育科学规划2020年度教育学一般课题(BLA200222)。

第一作者简介:张百发(1992-),男,在读博士研究生,主要研究方向为运动生物力学、人体运动控制、幼儿动作发展, E-mail: 786229051@bsu.edu.cn。

*通信作者简介:罗冬梅(1961-),女,教授,博士研究生导师,主要研究方向为技术动作结构诊断与肌肉力量训练、幼儿生长发育与运动健康促进, E-mail: dmluo02@sina.com。

et al., 1999b)通过青蛙实验等一系列实验印证了Bernstein的观点,并提出肌肉协同(muscle synergy)理论。肌肉协同是指一组肌肉的协调活动,神经系统事先编码一组肌肉协同元并根据目标任务对其进行排列组合,使肌肉产生协调收缩,从而完成预期的动作(Alessandro et al., 2013)。该理论提出的神经系统模块化控制策略类似于牵线木偶的控制形式,木偶师并非直接操控木偶的每一个部位,相反,木偶师通过操纵少量线缆使木偶做出各种复杂优美的动作。伴随众多神经生理学者印证Bizzi的观点,肌肉协同理论被越来越多的人认可并在康复诊断(García-Cossio et al., 2014)、专项技术分析(Matsunaga et al., 2018)、动作发展(Dominici et al., 2011)、肌电控制(Rasool et al., 2016)等领域取得一定成果。

1.2 肌肉协同理论的生理依据

早期以Bizzi团队为代表的神经生理学家们(Bizzi et al., 1991; Giszter et al., 1993; Saltiel et al., 2001)通过力场(force field)来展现青蛙脊髓神经环路中的肌肉协同现象,研究者将青蛙后肢踝关节分别固定在水平面活动范围内(workspace)的不同位置,反复刺激青蛙脊髓相同位点,根据后肢末端力的数据绘制得到的矢量图即为力场,力场中的大部分矢量收敛于一个平衡点(equilibrium point)。研究发现,电刺激和化学物质刺激青蛙脊髓均会向后肢肌肉输入特定激活模式信息并产生相似稳定的力场。研究认为,特定力场的产生并非源于脊髓运动神经元的随机活动,而是因为存在于脊髓中间神经网络中肌肉协同元被激活。该团队后续研究发现同步刺激牛蛙(Lemay et al., 2001; Mussaivaldi et al., 1994)、老鼠(Tresch et al., 1999a)脊髓两处位点时后肢末端产生的叠加力场与单独刺激两处位点时后肢末端产生力场的矢量和高度相似。研究发现,力场(肌肉协同)遵循矢量叠加原则,表明神经系统通过某种方式消除了神经元与神经元之间、神经元与肌肉之间复杂非线性的关系,进而提出生物体的随意运动可能通过肌肉协同元组合实现。Bizzi等(2008)将肌肉协同类比为英文字母,根据上级神经系统下达的指令,可以叠加组合成各式各样的英文单词(自主动作)。

非负矩阵分解(nonnegative matrix factorization, NNMF)是Lee等(1999)提出的分解算法,常用作处理信号中的多维数据,学者(Lemay et al., 2001; Saltiel et al., 2001; Tresch et al., 1999b)应用该算法在脊椎动物的肌电信号中提取肌肉协同元参数(Chiovetto et al., 2013)并取得很好效果。Tresch等(1999b)运用NNMF算法提取经皮电刺激脊髓蛙后肢皮肤时后肢多通道肌电信号中的肌肉协同元参数,研究发现,刺激不同皮肤区域会引起不同反射性动作,同时各肌肉协同元的相对权重会发生改变,研究认为,神经系统通过调节肌肉协同元相对权重生成各类的动作。Saltiel等(2001)运用NNMF算法提取N-甲基-D-

天冬氨酸(NMDA)离子介导刺激青蛙脊髓腰部中间神经元时后肢多通道肌电信号中的肌肉协同元参数,研究发现,肌肉协同元存在一些优选组合,认为脊髓中间神经网络通过优先募集少量肌肉模块形成肌肉收缩指令调整动作。Hart等(2010)发现,相较于单通道肌电信号,青蛙脊髓腰段神经元电信号活动与算法提取的肌肉协同元活动相关程度更高。Yakovenko等(2011)发现,猫执行踏板任务时相应控制前肢的大脑运动皮层椎体细胞电位活动与肌肉协同元活动匹配。此外,Overduin(2012)采用皮质内微刺激技术(intracortical microstimulation, ICMS)刺激恒河猴大脑运动皮质并分解恒河猴手臂、肩部多通道肌电信号,发现刺激运动皮质产生的肌肉协同元与自然状态下执行抓握任务时的肌肉协同元相似。上述研究表明,动物自主运动的指令由大脑运动皮层编码后下行传导至脊髓中间神经元,募集肌肉协同元并根据任务目标赋予匹配的激励信号,进而控制肌群协同收缩。

近期学者在不同人群的肌电信号中提取肌肉协同元参数,并印证肌肉协同元与中枢神经系统关系密切。对脑卒中患者的研究发现,大脑运动皮层受损的患者在执行伸够(Cheung et al., 2009, 2012)、行走(Clark et al., 2010; Gizzi et al., 2011)等任务时多数肌肉协同元保存完好,研究认为,肌肉协同元的神经基底可能存在于皮质以下的神经结构中,而患者异常动作表现是源于脊髓上级神经系统募集肌肉协同元的指令发生错误。Dominici等(2011)发现,新生儿行走时下肢肌肉协同元会保留至幼儿时期,同时幼儿生成新的模块与步态生物力学特征变化相关,研究认为,肌肉、肌腱的感觉反馈会触发脊髓神经回路发生适应性变化,协助中枢神经系统创建贴合肢体生物力学特性的模块,待到动作技能发展成熟神经控制器将与肢体环节适配从而实现更加优化的控制。

综上所述,大多研究表明肌肉协同客观存在,它的神经基底极可能位于脑干或脊髓的神经网络中,接收来自大脑运动皮层的募集指令,并将运动信息通过下行神经通路下达给目标肌群完成具体动作任务。非负矩阵分解是在肌电信号中提取肌肉协同元参数的重要数学工具。虽然有学者(Kutch et al., 2012; Tresch et al., 2009)对肌肉协同理论提出质疑,但多数研究结果支持神经系统采取该降维控制策略完成动作任务的观点。

1.3 肌肉协同理论的计算模型

根据肌肉协同的不同定义,肌肉协同分为时间协同(temporal synergy)、同步协同(synchronous synergy)和时变协同(time-varying synergy),并且分别演变出各自的计算模型。时间协同模型(图1A)认为肌肉协同元是包含时间信息的连续变量,经激活尺度系数(scaling coefficient)向量调整幅值后进行简单叠加即可重构出肌电信号。同步协同模型(图1B)认为,运动涉及肌群中各肌肉固定的

权重(相对激活程度)为肌肉协同元,每个协同元由其对应的激活尺度系数的时间序列激励,激励后的协同元叠加可生成肌电信号。类似于同步协同模型,时变协同模型同样认为目标肌群中各肌肉的权重为肌肉协同元,但该协同元随时间发生变化。由图1C可知,时变协同元重构原始肌电需要经历空间、时间上的调整,在空间上通过激活尺度系数 c 调整幅值大小,在时间上通过延迟系数 t 改变激活相位。

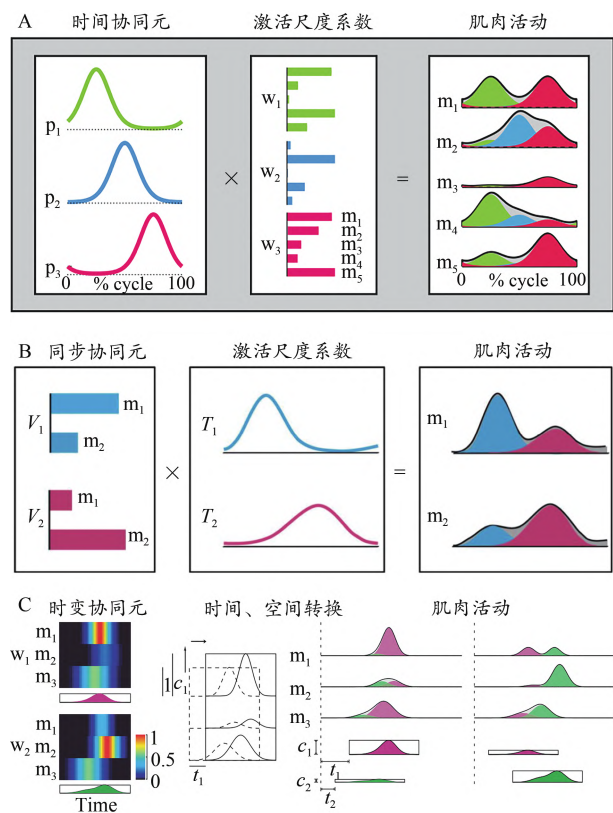


图1 时间协同模型(A)(Dominici et al., 2011)、同步协同模型(B)(李斯, 2018)、时变协同模型(C)(D'Avella et al., 2003)

Figure 1. Temporal Synergies(A)(Dominici et al., 2011)、Synchronous Synergies(B)(李斯, 2018)、Time Varying Synergies(C)(D'Avella et al., 2003)

肌肉协同模型常用算法包括非负矩阵分解(Lee et al., 1999)、主成分分析(Wold et al., 1987)以及独立主成分分析(Bell et al., 1995)等,Tresch(2006)研究表明,肌肉协同元不受特定算法影响,而是反映出肌肉活动的本质规律。上述众多算法中非负矩阵分解具有解算矩阵结果均保持非负的特征,故在解算肌电、力矩等生物体中采集的参数具有较大优势。应用非负矩阵分解算法求解上述模型的具体公式依次如下:

$$M(t) = \sum_{i=1}^{N_t} U_i C_i(t) + \varepsilon \quad (1)$$

$$M'(t) = \sum_{i=1}^{N_s} V_i(t) W_i + \varepsilon \quad (2)$$

$$M(t) = \sum_{i=1}^{N_v} C_i W_i(t - \tau_i) + \varepsilon \quad (3)$$

公式1中 $M(t)$ 是 $m \times T, t=1, 2, 3 \dots, T$ 的原始肌电矩阵, m 是肌肉数目, t 是肌电信号采样点数目, U_i 为 $m \times N_t$ 的激活尺度系数矩阵, N_t 是时间协同元数目, $C_i(t)$ 是 $N_t \times T$ 的协同矩阵, ε 是残差;公式2中 $M'(t)$ 是 $T \times m$ 的原始肌电矩阵, $V_i(t)$ 为 $T \times N_s$ 的协同矩阵, N_s 是同步协同元数目, W_i 是 $N_s \times m$ 的激活尺度系数矩阵;公式3中 N_v 是时变协同元数目, τ_i 是时间延迟系数。

2 肌肉协同理论在专项技术分析中的应用

体育领域学者常用“专家-新手”范式来观察动作技能水平与肌肉协同元关系,希望藉此找到运动员更加优化的神经控制模式。动作技能要达到协调高效的专业水平需要长年刻苦训练,在这过程中大脑运动皮层、脊髓层面的神经元活动会伴随技能水平提高产生适应性变化(Adkins et al., 2006; Jensen et al., 2005; Nielsen et al., 2008)。虽然前人研究表明,动作训练可以帮助恢复脑损伤患者消失的肌肉协同元,但仍不确定随着运动技能水平的提高运动员神经系统是否会衍生新的肌肉协同元,扩充肌肉协同元数目(Routson et al., 2013)。Matsunaga等(2018)研究发现,羽毛球专业运动员完成扣球动作的肌肉协同元数目较初学者多,运动员特有的协同元中两侧腹内斜肌及持拍侧前臂肌群在球-拍碰撞时共同激活,研究认为,该肌肉协同元功能为维持身体平衡协助完成击球动作,提示初学者练习挥拍动作时过度关注手臂挥动,而忽视躯干肌的配合。Vaz等(2016)比较游泳初学者与专业运动员完成25m全力蛙泳时肌肉协同元,发现两组人群3个肌肉协同元相似,但是初学者第二个协同元较专业运动员延迟激活,研究认为,该协同元反映专业运动员上下肢协调配合的技术特点,减小阻力增加滑行动作的效率。关于划船(Turpin et al., 2011)与卧推(Kristiansen et al., 2015)技术动作的研究表明,此类自由度相对少的技术动作初学者与运动员肌肉协同元相同,提示学习此类技术动作过程中神经系统不会发展出新的肌肉协同元,而是整合利用其他熟悉动作的肌肉协同元。Sawers等(2015)的研究印证了该观点,研究通过比较专业芭蕾舞者与初学者在平衡木、地面上自然行走时的肌肉协同元,发现沿地面行走时两组人群肌肉协同元数目相同,而进行平衡木行走时初学者部分肌肉协同元消失,研究认为,芭蕾舞训练会整合修饰舞者沿地面行走时已有的肌肉协同元来适应各类舞蹈动作,类似动作技能迁移,随着动作技能水平提高修饰后的肌肉协同元会在更加困难的相似动作任务(如平衡木行走)中被共享,保证完成动作的灵活性。

肌肉协同元与动作的生物力学变量关系密切(Ivanenko et al., 2003),体育科研工作者通过分析二者关联来探讨肌肉协同元的具体任务,帮助教练员深入理解技术特

点。Hug等(2010)发现,自行车运动员骑行时具有3个肌肉协同元,其中功能为控制下肢从屈曲状态向蹬伸状态过渡的肌肉协同元个体间变异性较大,研究认为,该肌肉协同元异质性特点与相应时段下肢关节机械功率异质性特点吻合,提示此肌肉协同元或可反映自行车运动员技术特点。Frere等(2012)发现,体操运动员完成大回环动作时具有3个肌肉协同元,2个肌肉协同元在下摆末期同时激活,研究认为,该时段人体角加速度达到峰值肩关节受到极大负荷,2个肌肉协同元共同作用加固稳定肩关节,提示同一运动任务可由多种肌肉协同元共同控制。林辉杰等(2014)在铁饼运动中发现类似现象,我国优秀铁饼运动员掷铁饼动作由4个肌肉协同元配合实现,协同元2、4在第一单支撑期共同激活,研究认为,可将第一单支撑期细化出2个阶段,即第一单支撑前期与后期,前者侧重“人-饼”系统的旋转加速,后者侧重该系统的平动加速,建议教练员安排该动作训练与教学内容时,要充分考虑肌肉协同元在不同动作阶段间内在的联系。

3 肌肉协同理论在射箭技术分析中的应用

射箭项目隶属于竞技准确类项目群,为保证运动员自始至终高稳定性地发挥,需要运动员在有限的时间内保持固定姿势,即拥有较强姿势控制能力(范凯斌, 2009)。日常训练中教练员会不断观察运动员的技术动作,希望藉此发现影响运动员射箭动作一致性的细微动作变化。但随着运动员技术水平不断提高,教练员发现即便采用高速拍摄也很难发现射手多次动作间的细微差异(Stuart et al., 1990)。而肌肉协同理论可以从中枢神经系统控制模式的角度发现、解释优秀射箭运动员多次动作的细微变化,从而在本质上帮助运动员更好地提高运动表现。同时针对射箭这类静态动作技术及优秀运动员群体的研究可以为肌肉协同理论提供支撑证据。

为初步展示肌肉协同理论在射箭动作技术分析中的应用效果,本研究应用无线表面肌电仪(Delsys, 2 000 Hz, 美国)采集1名现役国家射箭队优秀女运动员实射12支箭过程中上肢、躯干14通道肌电信号(表1),并提取时间协同元;应用8镜头红外高速运动捕捉系统(Qualisys, 200 Hz, 美国)同步采集运动学数据,便于划分动作阶段。

本研究结合前人文献(Ertan et al., 2005; Nishizono et al., 1987; Soyulu et al., 2006)以及弓、弦的位移特点,确定5个射箭动作特征时刻(图2)并划分出5个动作阶段。举弓阶段(bow hold phase):以举弓时刻为起点,以开弓时刻为止,举弓时刻定义为连续5帧以上画面弓前点在垂直方向上的位移变化超过0.5 mm的首帧,开弓时刻定义为弓前点位移至垂直方向最高点时刻。开弓阶段(drawing phase):以开弓时刻为起点,以靠弦时刻为止。靠弦时刻定义为右臂肘关节外侧点在前后方向的位移上至少连

续5帧位移不超过0.5 mm的首帧。固势阶段(sighting phase):以靠弦时刻为起点,以撒放时刻为止,撒放时刻通过同步采集的高速摄像视频确定。跟随阶段(follow through phase):以撒放时刻为起点,以结束时刻为止,结束时刻定义为撒放时刻后0.5 s(Spratford et al., 2017)。

表1 肌电传感器贴放位置(Criswell, 2010)

Table 1 The Positions of Electrodes (Criswell, 2010)

位置	肌肉	贴放位置
右侧	指浅屈肌	肘、腕关节中心连线,距肘关节1/4位置。让受试者固定腕关节,屈曲手指,感受收缩幅度最大的肌腹位置。
	指伸肌	肘、腕关节中心连线,距肘关节1/4位置。让受试者固定腕关节,伸展手指,感受收缩幅度最大的肌腹位置。
	肱二头肌	肩峰前侧、肘窝连线,距肘窝1/3位置。
	肱三头肌长头	受试者肩关节外展90°,肘关节屈曲90°,掌心向下。在肩峰后侧、鹰嘴连线1/2处,向内侧平移两指。
	三角肌后束	肩峰中部向后平移2指。
	三角肌中束	肩峰、肱骨外上髁连线上,肌腹最隆起处。
	背阔肌	肩胛下角下方平移2指,与水平面夹角25°。
	斜方肌上束	肩峰、第七颈椎连线1/2处。
	斜方肌中束	肩胛骨内缘与第三胸椎水平连线1/2处。
左侧	三角肌前束	肩峰前侧、远端平移1指。
	肱二头肌	肩峰前侧、肘窝连线,距肘窝1/3位置。
	肱三头肌长头	受试者肩关节外展90°,肘关节屈曲90°,掌心向下。在肩峰后侧、鹰嘴连线1/2处,向内侧平移两指。
	肱三头肌外侧头	受试者肩关节外展90°,肘关节屈曲90°,掌心向下。在肩峰后侧、鹰嘴连线1/2处,向外侧平移两指。
	背阔肌	肩胛下角下方平移2指,与水平面夹角25°。

肌电信号预处理通过Matlab R2015b编程实现。首先将原始肌电数据基线归零,采用4阶巴特沃斯带通滤波(band-pass filter)进行处理,滤波器范围为20~500 Hz(谢平等, 2017)。随后将全波整流(full wave rectification)后的信号应用4阶巴特沃斯低通滤波(Low pass filter)截断频率20 Hz提取线性包络线(Santuz et al., 2018)。最后将全部肌电包络线按同一动作周期采样点长度进行插值处理,并以包络线在12次实射过程中最大幅值进行归一化处理,结果如图3所示。本研究采用时变协同模型框架,通过高斯非负矩阵算法(gaussian NMF algorithm)在标准化肌电信号中提取肌肉协同元,计算在Rv3.6.1平台编程完成。为确定矩阵重构后的效果,运用决定系数(coefficient of determination, R^2)计算方法进行验证(Clark et al., 2010),公式如下:



图2 射箭动作特征画面

Figure 2. The Pictures of Archery Shooting Features

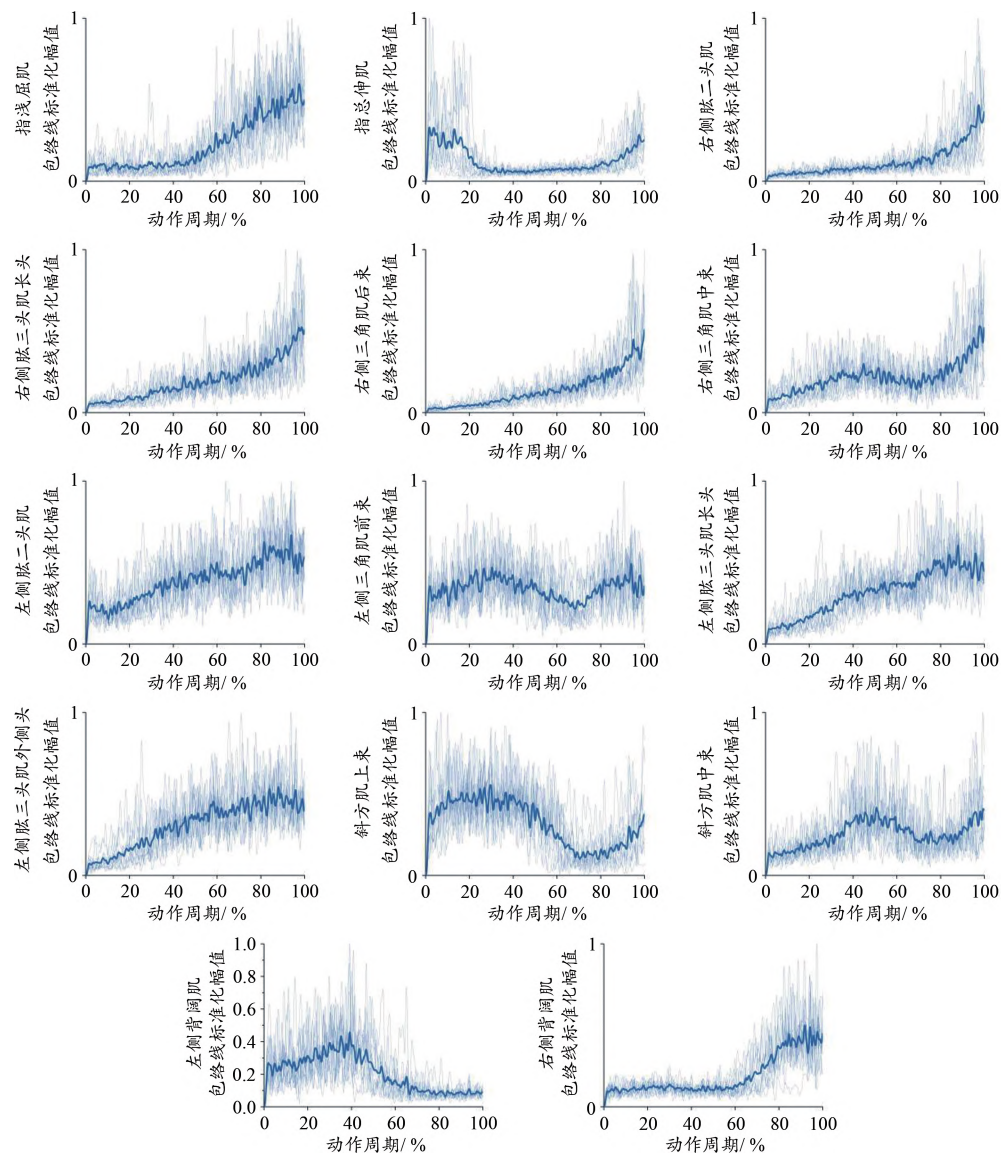


图3 肌电信号预处理后的效果图

Figure 3. The Pictures of EMG Signal Via Pre-Processing

$$R^2 = 1 - \frac{RSS}{TSS} = 1 - \frac{\sum (V_{mp} - V'_{mp})^2}{\sum V_{mp}^2} \quad (4)$$

R^2 介于 0~1, R^2 值越大代表重构效果越好, 1 代表完全重构。RSS 为残差平方和 (residual sum of squares), TSS 为总平方和 (total sum of squares), V_{mp} 是原始肌肉激活模式矩阵, V'_{mp} 是非负矩阵分解算法重构后的数据矩阵。应用高斯非负矩阵分解算法乘性规则 (Gaussian NMF Multiplicative Update Rules) 迭代提取基矩阵和系数矩阵过程中, 当连续 20 次迭代 R^2 变化小于 0.01% 达到收敛阈值, 迭代停止 (Cheung et al., 2005; Santuz et al., 2018)。由于每次的非负矩阵分解都是从一个随机矩阵开始, 为了避免局

部最小值 (local minima), 对每组肌电数据进行 10 次分解后选择信号重构最优的一次, 即 R^2 最大的一次作为最终结果。为确定优化的阶数 (协同元数目), 本研究计算 1~10 阶的非负矩阵因子分解结果 R^2 用以评估最优阶数。以分解阶数 K 为自变量, 对应的 R^2 为因变量做线性拟合, 并计算 1~10 阶拟合的 R^2 与实际 R^2 的均方差 (mean squared error, MSE)。如果 $MSE > 10^{-5}$, 使用 2~10 阶 R^2 重新进行拟合, 并计算 R^2 与实际 R^2 的 MSE, 依次类推直至 $MSE < 10^{-5}$ 或剩下最后 2 个分解阶数为止, 满足上述条件, 从而确定肌肉协同结构, 结果如图 4 所示。(Santuz et al., 2017)。

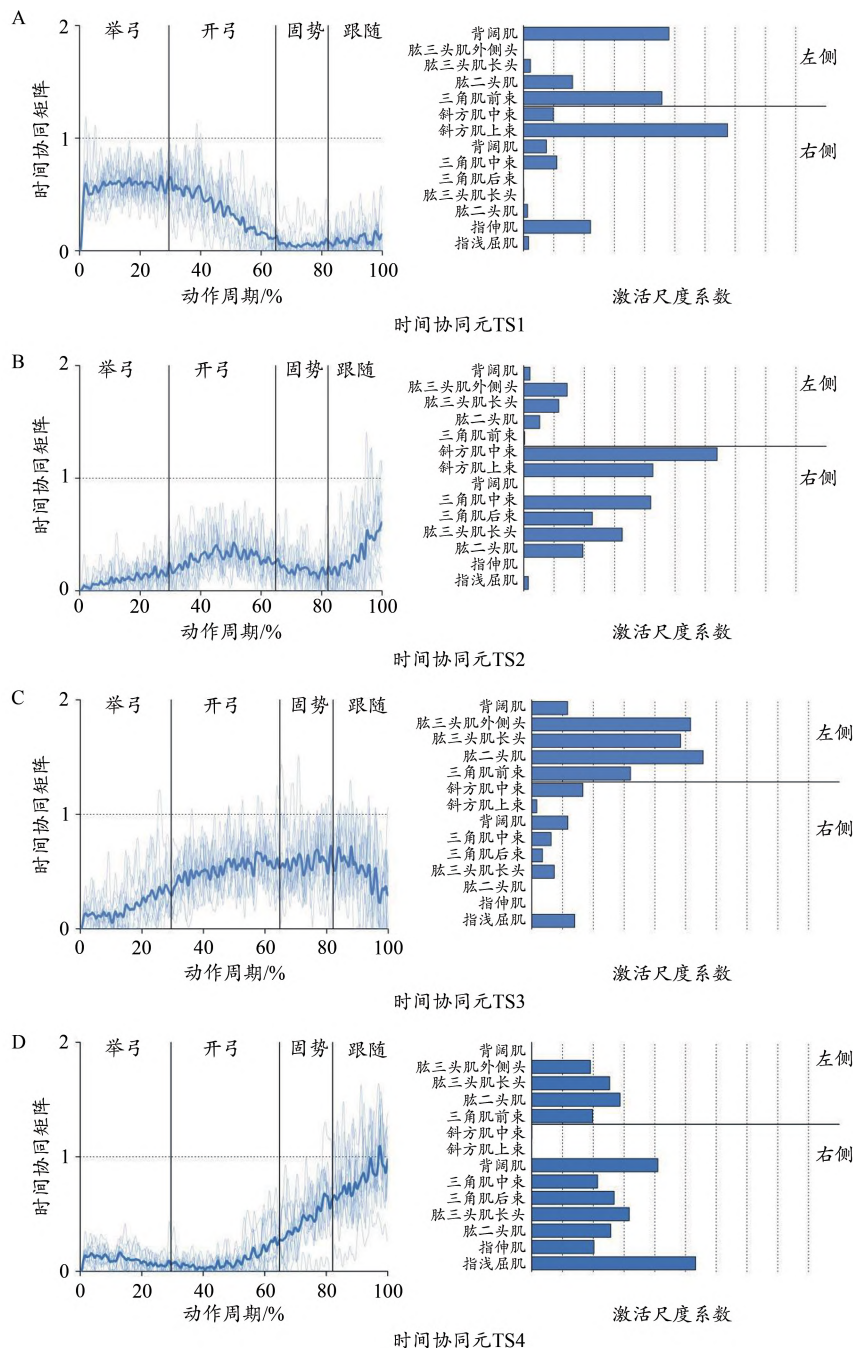


图4 射箭动作的时间协同模型

Figure 4. The Temporal Synergies of Archery Shooting

肌肉协同元可以反映运动员长年训练后完成动作技术时的神经控制策略(Sawers et al., 2015),将协同元激活时间区段、激活尺度系数同动作技术本身结合分析,可以推断出协同元的功能任务。本研究提取4个时间协同元,全局决定系数 R^2 为84%。TS1主要在举弓阶段及开弓阶段前半程激活,左侧背阔肌、左侧三角肌前束及右侧斜方肌上束激活程度较高,提示TS1功能为控制右侧肩胛骨上提、左侧肩关节前屈将弓抬高,待弓开始下放时牵引左侧肱骨向后内下方位移从而对抗拉开弓弦时弓柄受到向体后方向的牵引力(图4A)。TS2主要在开弓阶段激活,该协同元中起主导作用的肌肉是右侧斜方肌上束、右侧斜方肌中束及右侧三角肌中束,提示TS2功能为通过控制右侧肩胛骨后缩、右侧肩关节外展完成拉开弓弦的任务(图4B)。TS3的激活时段为开弓阶段后半程、固势阶段及跟随阶段,左侧肱三头肌长头、左侧肱三头肌外侧头及左侧肱二头肌激活程度较高,提示开弓阶段后半程弓下放结束后,TS3功能为通过控制左侧肘关节保持伸展状态,对抗弓弦拉满时的回弹力稳定弓的位置(图4C)。TS4于固势阶段、跟随阶段激活,右侧背阔肌、右侧指浅屈肌激活程度较高,提示该协同元功能同撒放动作技术关联(图4D)。国外学者们研究发现,指浅屈肌、指总伸肌各自电信号变化特征及二者相互配合决定撒放技术质量(Clarys et al., 1990; Ertan, 2009; Ertan et al., 2003, 2011; Tinazci, 2011)。我国教练员通过长期训练经验总结得出,正确的撒放动作需要保证背部肌肉的参与,故要求射手完成撒放动作后拉弦手轻擦脖子保证形成背部肌肉用力的动作记忆(张秀丽等, 2008)。TS4的激活尺度系数表明该协同元主要反映指浅屈肌、右侧背阔肌的协同作用,精准找出我国优秀射箭运动员的撒放技术特点。

上述分析初步展现射箭动作中时间协同元功能,由于以往射箭的生物力学研究较少关注举弓阶段、开弓阶段,后续研究可考虑结合动力学、运动学数据深入探讨其他协同元的功能任务。

4 总结

肌肉协同理论是诠释人体协调运动规律的经典理论体系,将其应用在专项技术分析中可以帮助体育科研工作者对专项技术的神经系统控制规律有更加科学的认识。本研究明确了肌肉协同理论相关概念、生理依据及数学模型,详细综述了肌肉协同理论在专项技术中的应用,并且以优秀运动员射箭动作为例初步展示了肌肉协同理论应用效果,为肌肉协同理论在我国专项技术分析中的应用提供理论依据。从相关领域丰硕的研究成果中可以发现该理论在动作分析中的优越性,但同时存在诸多挑战,比如明确不同数学模型的适应环境,探究运动员

在不同训练阶段肌肉协同元的发展规律。为了使该理论能够早日为动作技术诊断提供确实可靠的方法学指导,建议今后进行长期纵向跟踪测试,并考虑结合脑电、核磁共振等技术手段为该理论在专项技术评价与诊断方面提供支撑。

参考文献:

- 范凯斌, 2009. 射箭运动核心竞技力研究[J]. 体育文化导刊, (8): 58-60.
- 李斯, 2018. 正常人和脑卒中患者运动的模块化控制分析及应用[D]. 上海: 上海交通大学.
- 林辉杰, 严波涛, 许崇高, 2014. 基于Bernstein运动协调观的优秀女子铁饼运动员“神经-肌肉”协调能力特征研究[J]. 天津体育学院学报, 29(6): 489-495.
- 刘宇, 2010. 生物力学在运动控制与协调研究中的应用[J]. 体育科学, 30(11): 62-73.
- 谢平, 李欣欣, 杨春华, 等, 2017. 基于表面肌电非负矩阵分解与一致性的肌间协同-耦合关系研究[J]. 中国生物医学工程学报, 36(2): 150-157.
- 张秀丽, 刘卉, 刘学贞, 2008. 射箭技术评价指标的综合研究[J]. 体育科学, 28(12): 21-38.
- ADKINS D L, BOYCHUK J, REMPLÉ M S, et al., 2006. Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord[J]. J Appl Physiol, 101(6): 1776-1782.
- ALESSANDRO C, DELIS I, NORI F, et al., 2013. Muscle synergies in neuroscience and robotics: From input-space to task-space perspectives [J]. Front Comput Neurosci, doi: 10.3389/fncom.2013.00043.
- BELL A J, SEJNOWSKI T J, 1995. An information maximization approach to blind separation and blind deconvolution[J]. Neural Comput, 7(6): 1129-1159.
- BERNSTEIN 1967. The Co-ordination and Regulation of Movements [M]. Oxford: Pergamon Press Ltd.
- BIZZI E, CHEUNG V C K, D'AVELLA A, et al., 2008. Combining modules for movement[J]. Brain Res Rev, 57(1): 125-133.
- BIZZI E, MUSSAIVALDI F A, GISZTER S, 1991. Computations underlying the execution of movement: A biological perspective [J]. Science, 253(5017): 287-291.
- CHEUNG V C K, D'AVELLA A, TRESCH M C, et al., 2005. Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors [J]. J Neurosci, 25(27): 6419-6434.
- CHEUNG V C K, PIRON L, AGOSTINI M, et al., 2009. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans [J]. Proc Nat Acad Sci U S A, 106(46): 19563-19568.
- CHEUNG V C K, TUROLLA A, AGOSTINI M, et al., 2012. Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage [J]. Proc Nat Acad Sci U S A, 109(36): 14652-14656.
- CHIOVETTO E, BERRET B, DELIS I, et al., 2013. Investigating reduction of dimensionality during single-joint elbow movements: A case study on muscle synergies [J]. Front Comput Neurosci, 7(11): 1-12.
- CLARK D J, TING L H, ZAJAC F E, et al., 2010. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and

- muscle coordination complexity post-stroke [J]. *J Neurophysiol*, 103(2):844-857.
- CLARYS J P, CABRI J, BOLLENS E, et al., 1990. Muscular activity of different shooting distances, different release techniques, and different performance levels, with and without stabilizers, in target archery[J]. *J Sports Sci*, 8(3):235-257.
- CRISWELL E, 2010. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*[M]. Sudbury: Jones and Bartlett.
- D'AVELLA A, SALTIEL P, BIZZI E, 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior[J]. *Nat Neurosci*, 6(3):300-308.
- DOMINICI N, IVANENKO Y P, CAPPELLINI G, et al., 2011. Locomotor primitives in newborn babies and their development [J]. *Science*, 334(6058):997-999.
- ERTAN H, 2009. Muscular activation patterns of the bow arm in recurve archery[J]. *J Sci Med Sport*, 12(3):357-360.
- ERTAN H, KENTEL B, TUMER S T, et al., 2003. Activation patterns in forearm muscles during archery shooting [J]. *Hum Movement Sci*, 22(1):37-45.
- ERTAN H, KNICKER A, SOYLU R, et al., 2011. Individual variation of bowstring release in high level archery: A comparative case study[J]. *Hum Movement*, 12(3):273-276.
- ERTAN H, SOYLU A R, KORKUSUZ F, 2005. Quantification the relationship between FITA scores and EMG skill indexes in archery [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(2):222-227.
- FELDMAN A G, LEVIN M F, 1995. The origin and use of positional frames of reference in motor control[J]. *Behav Brain Sci*, 18(4):723-744.
- FRERE J, HUG F, 2012. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill[J]. *Front Comput Neurosci*, doi: 10.3389/fncom.2012.00099.
- GARCÍA-COSSIO E, BROETZ D, BIRBAUMER N, et al., 2014. Cortex integrity relevance in muscle synergies in severe chronic stroke[J]. *Front Hum Neurosci*, doi: 10.3389/fnhum.2014.00744.
- GISZTER S F, MUSSAIVALDI F A, BIZZI E, 1993. Convergent force-fields organized in the frogs spinal-cord[J]. *J Neurosci*, 13(2):467-491.
- GIZZI L, NIELSEN J F, FELICI F, et al., 2011. Impulses of activation but not motor modules are preserved in the locomotion of subacute stroke patients[J]. *J Neurophysiol*, 106(1):202-210.
- HART C B, GISZTER S F, 2010. A neural basis for motor primitives in the spinal cord[J]. *J Neurosci*, 30(4):1322-1336.
- HUG F, TURPIN N A, GUEVEL A, et al., 2010. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies?[J]. *J Appl Physiol*, 108(6):1727-1736.
- IVANENKO Y P, GRASSO R, ZAGO M, et al., 2003. Temporal components of the motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics[J]. *J Neurophysiol*, 90(5):3555-3565.
- JENSEN J L, MARSTRAND P C D, NIELSEN J B, 2005. Motor skill training and strength training are associated with different plastic changes in the central nervous system [J]. *J Appl Physiol*, 99(4):1558-1568.
- JIANG N, PARKER P A, ENGLEHART K B, 2007. Extracting neural drives from surface emg: A generative model and simulation studies[C]//29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon: IEEE:4838-4841.
- KRISTIANSEN M, MADELEINE P, HANSEN E A, et al., 2015. Inter-subject variability of muscle synergies during bench press in power lifters and untrained individuals[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 25(1):89-97.
- KUTCH J J, VALERO-CUEVAS F J, 2012. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin[J]. *PloS Comput Biol*, 8(5):e1002434.
- LATASH M L, 2016. Towards physics of neural processes and behavior[J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 69(8):136-146.
- LEE D D, SEUNG H S, 1999. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization[J]. *Nature*, 401(6755):788-791.
- LEE W A, 1984. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action[J]. *J Motor Behav*, 16(2):135-170.
- LEMAY M A, GALAGAN J E, HOGAN N, et al., 2001. Modulation and vectorial summation of the spinalized frog's hindlimb endpoint force produced by intraspinal electrical stimulation of the cord [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil*, 9(1):12-23.
- MATSUNAGA N, KANEOKA K, 2018. Comparison of modular control during smash shot between advanced and beginner badminton players[J]. *Appl Bionics Biomech*, doi: 10.1155/2018/6592357.
- MERO A, KOMI P V, KORJUS T, et al., 1994. Body segment contributions to javelin throwing during final thrust phases [J]. *J Appl Biomech*, 10(2):166-177.
- MUSSAIVALDI F A, GISZTER S F, BIZZI E, 1994. Linear-combinations of primitives in vertebrate motor control[J]. *Proc Nat Acad Sci U S A*, 91(16):7534-7538.
- NEILSON P D, NEILSON M D, O'DWYER N J, 1993. What limits high speed tracking performance?[J]. *Hum Movement Sci*, 12(1-2):85-109.
- NIELSEN J B, COHEN L G, 2008. The Olympic brain. Does corticospinal plasticity play a role in acquisition of skills required for high-performance sports?[J]. *J Physiol*, 586(1):65-70.
- NISHIZONO H, SHIBAYAMA H, IZUTA T, et al., 1987. Analysis of archery shooting techniques by means of electromyography[C]//5 International Symposium on Biomechanics in Sports. Athens: ISBS:364-372.
- OVERDUIN S A, D'AVELLA A, CARMENA J M, et al., 2012. Microstimulation activates a handful of muscle synergies [J]. *Neuron*, 76(6):1071-1077.
- RASOOL G, IQBAL K, BOUAYNAYA N, et al., 2016. Real-time task discrimination for myoelectric control employing task-specific muscle synergies[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil*, 24(1):98-108.
- ROUTSON R L, CLARK D J, BOWDEN M G, et al., 2013. The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance[J]. *Gait Posture*, 38(3):511-517.
- SALTIEL P, WYLER-DUDA K, D'AVELLA A, et al., 2001. Muscle synergies encoded within the spinal cord: Evidence from focal intraspinal NMDA iontophoresis in the frog [J]. *J Neurophysiol*, 85(2):605-619.
- SANTUZ A, EKIZOS A, JANSSEN L, et al., 2017. On the methodological implications of extracting muscle synergies from human locomotion[J]. *Int J Neural Systems*, 27(5):1-15.
- SANTUZ A, EKIZOS A, JANSSEN L, et al., 2018. Modular control of human movement during running: An open access data set

- [J]. *Front Physiol*, doi: 10.3389/fphys.2018.01509.
- SAWERS A, ALLEN J L, TING L H, 2015. Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control[J]. *J Neurophysiol*, 114(6):3359-3373.
- SCHOLZ J P, SCHONER G, 1999. The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task [J]. *Exp Brain Res*, 126(3):289-306.
- SOYLU A R, ERTAN H, KORKUSUZ F, 2006. Archery performance level and repeatability of event-related EMG [J]. *Hum Movement Sci*, 25(6):767-774.
- SPRATFORD W, CAMPBELL R, 2017. Postural stability, clicker reaction time and bow draw force predict performance in elite recurve archery[J]. *Eur J Sport Sci*, 17(5):539-545.
- STUART J, ATHA J, 1990. Postural consistency in skilled archers[J]. *J Sports Sci*, 8(3):223-234.
- TINAZCI C, 2011. Shooting dynamics in archery: A multidimensional analysis from drawing to releasing in male archers [C]//5th Asia-Pacific Congress on Sports Technology. Victoria: Procedia Engineering:290-296.
- TRESCH M C, BIZZI E, 1999a. Responses to spinal microstimulation in the chronically spinalized rat and their relationship to spinal systems activated by low threshold cutaneous stimulation [J]. *Exp Brain Res*, 129(3):401-416.
- TRESCH M C, CHEUNG V C K, D'AVELLA A, 2006. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets [J]. *J Neurophysiol*, 95(4):2199-2212.
- TRESCH M C, JARC A, 2009. The case for and against muscle synergies[J]. *Curr Opin Neurobiol*, 19(6):601-607.
- TRESCH M C, SALTIEL P, BIZZI E, 1999b. The construction of movement by the spinal cord[J]. *Nat Neurosci*, 2(2):162-167.
- TURPIN N A, GUEVEL A, DURAND S, et al., 2011. No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(6):1030-1040.
- VAZ J R, OLSTAD B H, CABRI J, et al., 2016. Muscle coordination during breaststroke swimming: Comparison between elite swimmers and beginners[J]. *J Sports Sci*, 34(20):1941-1948.
- WOLD S, ESBENSEN K, GELADI P, 1987. Principal component analysis[J]. *Chemometrics intelligent laboratory systems*, 2(1-3):37-52.
- YAKOVENKO S, KROUCHEV N, DREW T, 2011. Sequential activation of motor cortical neurons contributes to intralimb coordination during reaching in the cat by modulating muscle synergies[J]. *J Neurophysiol*, 105(1):388-409.

Application of Muscle Synergy Hypothesis in Sport Skill Analysis —An Example of Archery

ZHANG Baifa, XU Changcheng, ZHOU Xinglong, LUO Dongmei*
Beijing Sport University, Beijing 100084, China

Abstract: Objective: Muscle synergy hypothesis is a classical theory which interprets the law of coordinated movement of the entire body. This study reviewed the research literatures and applications of muscle synergy hypothesis, in addition, the shooting movement of elite archers was given as an example to show the application performance of this theory. Methods: Based on literature search and summarize, the EMG signals from fourteen upper-limb and trunk muscles of national team female archer were collected and analyzed. Results: 1) The functions of each muscle synergy can be identified by associating biomechanics parameters, and the muscle synergies across varied skill-level athletes were different in completing sports tasks; 2) Based on the time synergy model, four muscle synergies were identified for different functions underpinning shooting. Conclusion: The muscle synergy hypothesis has been widely applied in the area of rehabilitation, motor development, and myoelectric control research.

Keywords: *muscle synergy hypothesis; archery; nonnegative matrix factorization*

