



苏州大学学位论文使用授权声明

本人完全了解苏州大学关于收集、保存和使用学位论文的规定，即：学位论文著作权归属苏州大学。本学位论文电子文档的内容和纸质论文的内容相一致。苏州大学有权向国家图书馆、中国社科院文献信息情报中心、中国科学技术信息研究所（含万方数据电子出版社）、中国学术期刊（光盘版）电子杂志社送交本学位论文的复印件和电子文档；允许论文被查阅和借阅，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存和汇编学位论文，可以将学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索。

涉密论文

本学位论文属 _____ 在 _____ 年 _____ 月解密后适用本规定。

非涉密论文

论文作者签名： 李海波 日期： 2012.3.15

导师签名： 盛蕾 日期： 2012.3.15

中文摘要

研究目的:

核心力量训练被各运动项目采纳,而对击剑项目核心力量的研究多集中在训练方法上,而对击剑运动员核心肌群专项特征的研究较少。因此,本文结合弓步刺动作中核心肌群的发力特征和核心肌群的力量特征,以希望找出两者的关系,为击剑项目的运动训练和预防损伤提供理论依据。

研究方法:

采用 mega-6000 肌电测试系统,对 10 名击剑运动员(右手持剑)的弓步刺动作和 $60^{\circ}/s$ 躯干等速屈伸动作进行肌电测试,并且通过 ISOMED2000 对核心肌群力量进行等速肌力测试。数据结果应用 SPSS18.0 统计软件进行独立样本 T 检验。

研究结果:

(1) 在弓步刺实战准备姿势时,腹直肌均方根振幅(Root mean-square amplitude, RMS)最大,竖脊肌、多裂肌和臀大肌非持剑侧大于持剑侧($p<0.05$),股直肌贡献率最大。

(2) 在弓步刺进攻和还原过程,股直肌的 RMS 和贡献率最大;核心肌群 RMS 双侧存在差异($p<0.05$)。左侧股直肌最早放电,所有同名肌肉(除腹直肌外)放电顺序均是非持剑侧先于持剑侧。

(3) 在角速度 $60^{\circ}/sec$ 等速屈伸测试时,大腿前群和腿后群相对峰力矩持剑侧大于非持剑侧($p<0.05$),肌力拮抗比在 0.60 以下;在角速度 $300^{\circ}/sec$ 等速屈伸测试时,大腿前群和腿后群相对峰力矩两侧差异不大,拮抗比在 0.7 以下。在角速度 $60^{\circ}/sec$ 和 $300^{\circ}/sec$ 时双侧差异均小于 15%。

(4) 在角速度 $60^{\circ}/sec$ 和 $300^{\circ}/sec$ 等速测试时,髋关节内收/外展肌群肌相对峰力矩非持剑侧均大于持剑侧,双侧差异均大于 15%。

(5) 在角速度 $60^{\circ}/sec$ 躯干等速屈伸动作时,腹直肌放电持剑侧大于非持剑侧,竖脊肌、多裂肌放电非持剑侧大于持剑侧。

结论:

- (1) 准备姿势主要发力的是腹直肌和股直肌,核心肌肉处于相对放松状态。
- (2) 在弓步刺进攻与还原过程中,持剑侧股直肌发力最大。

(3) 在弓步刺进攻与还原过程中, 同名肌肉(腹直肌除外)发力顺序是先非持剑侧后持剑侧。

(4) 击剑运动员大腿后群力量较弱, 髋部外展、内收肌群双侧差异大于 15%, 腹直肌、多裂肌肌力双侧差异明显。

(5) 在弓步刺进攻与还原过程中, 弓步刺动作时下腰部肌肉负荷大。

(6) 在弓步刺进攻与还原过程中, 股直肌、腹直肌和多裂肌用力持剑侧大于非持剑侧, 臀中肌发力持剑侧小于非持剑侧。这种双侧用力的差异与股直肌、髋部外展肌群、腹直肌和多裂肌肌力双侧差异有中度相关性。

关键词: 击剑 弓步刺 核心力量 表面肌电图

作 者: 娄海波

指导老师: 盛 蕾

Investigating Into the Characteristics of Core Muscles sEMG in Fencing Lunge and Isokinetic Strength of Fencers

Abstract

Purpose

Core strength training is adopted by the various sports, and studies focus on methods of core strength training in fencing, less research about the core muscles of special features of fencing. Therefore, this study combined with the activity characteristics of core muscles in a fencing lunge and the characteristics of core strength, and found out the relationship between them, so provide a theoretical basis of sports training and rehabilitation training for the fencing.

Methods

10 fencers from Jiangsu team of fencing were recruited for the test. Mega-6000 surface EMG test system was used to record the kinetic data during the fencing lunge test and the isokinetic test of trunk flexion and extension at the speed of $60^{\circ}/s$, and the ISOMED2000 was used to test the core strength. Finally, SPSS18.0 software was applied to data statistical analysis.

Results

(1) In fencing ready posture, the RMS of rectus abdominis is the largest; the RMS of the left side of erector spinae, multifidus, and gluteus maximus is greater than the right ($p < 0.05$); but the contribution rate of the rectus femoris is the largest.

(2) In the attack and restore process of fencing lunge, the RMS and the contribution rate of the rectus femoris was greatest; the RMS of core muscles had bilateral differences ($p < 0.05$); The left rectus femoris and the left gluteal muscle were the first activated, the order of the homonymous muscles (except rectus abdominis) to activate was first the left and then the right.

(3)The relative peak torque (PT) of the right thigh was greater than the left ($p<0.05$) and the $H/Q<0.6$ at the speed of 60° /sec; no differences of relative PT on both sides and the $H/Q<0.7$ at the speed of 300° /sec; Bilateral differences of the $H/Q<10\%$.

(4)At the speed of 60° /sec and 300° /sec, The relative PT of the left side of hip Adductors and abductors were greater than the right side, bilateral differences of relative PT were greater than 15%.

(5)At the speed of 60° /sec, the RMS of the right rectus abdominis was greater than the left, but the Erector spinae and multifidus were contrary to that.

Conclusions

(1)In fencing ready posture, the main activities core muscles were rectus abdominis and rectus femoris, and all core muscles were in a relatively relaxed state.

(2)In the attack and restore process of fencing lunge, the force of the right rectus femoris was maximum.

(3) In the attack and restore process of fencing lunge, the order of the homonymous muscles (except rectus abdominis) to activate was first the left and then the right.

(4) In the attack and restore process of fencing lunge, there' s a high load of Lumbar muscle in process of fencing lunge,

(5)Fencers' popliteal rope muscle strength was weak , the bilateral differences of hip adductors and abductors strength were greater than 15%, and bilateral differences of rectus abdominis and multifidus muscle strength were significant. .

(6)In the attack and restore process of fencing lunge, the activities of homonymous muscles were imbalanced, this may be related to the rectus femoris, hip abduction muscle, rectus abdominis and multifidus muscle strength imbalanced.

Keyword: Fencing Fencing lunge core strength sEMG

Written by: Lou Haibo

Supervised by: Sheng Lei

目 录

1 引 言	1
2 文献综述	1
2.1 有关击剑项目的概述	2
2.2 核心稳定性与运动损伤	7
2.4 核心肌群表面肌电图的运用	16
2.5 核心肌群的等速肌力测试的研究	17
2.6 小结	18
3 研究对象与研究方法	19
3.1 研究对象	19
3.2 研究方法	19
4 结 果	22
4.1 弓步刺技术核心肌电测试结果	22
4.2 核心肌群力量测试结果	26
5 讨论与分析	30
5.1 弓步刺动作	30
5.2 核心肌肉定义与作用	31
5.3 弓步刺动作作用力特征分析	32
5.4 弓步刺动作中核心肌群用力双侧差异与肌力双侧差异的相关性	36
6 结论与建议	38
6.1 结论	38
6.2 建议	38
7 参考文献	39
8 攻读学位期间本人出版、发表及学术活动	48
9 致谢	49

1 引言

击剑运动是一项历史悠久的传统体育项目，也是奥运会比赛的传统项目之一。击剑运动是优雅动作与灵活战术相结合，要求运动员精神高度的集中以及对身体协调的控制能力。在完成攻防的动作中，主要通过手上动、步法移动和身体姿势互相配合来实现。击剑步法是击剑技战术的重要环节之一，运动员在比赛中，不论是进攻还是防守，为了争取有利的距离和时机，完成自己的技战术目的，都需要很好的掌握击剑步法。通过对以往击剑比赛的研究发现，弓步刺是击剑比赛中最为普遍的进攻手段。由于击剑运动对抗性强，步法移动快而且频繁，以及击剑运动其特有的运动姿势，在击剑运动过程中容易产生运动损伤或者劳损。

核心力量在运动中对保持基本姿势、完成基本动作以及专项技术动作起着稳定和支持作用，同时也是运动员身体发力的主要环节，在身体的运动链中，起着承上启下的枢纽作用。击剑运动中的急起、急停、变向、再加速等能力都与核心力量密切相关。

以往对击剑弓步刺动作的研究多集中在动作的影像学分析及下肢肌群的肌电分析，而对核心肌群在弓步刺动作下的用力情况研究较少。对击剑运动员的力量特点分析多以调查问卷为主，而本文以击剑动作结合肌力特点进行分析，具有一定指导意义。

为了进一步说明击剑弓步刺动作特征和击剑运动员肌力特点的联系，本研究使用 ISOMED-2000 等速肌力测试与训练系统结合表面肌电图仪，对在弓步刺动作时核心肌群表面肌电数据、等速测试力量进行分析，试图揭示弓步刺动作时核心肌群的肌肉活动规律、击剑运动员核心肌群力量特点，为击剑运动的训练和损伤的康复提供指导。

2 文献综述

2.1 有关击剑项目的概述

2.1.1 击剑项目发展简介

击剑是从古代剑术决斗中发展起来的一项体育项目，起源于中世纪的欧洲，1896年在雅典举行的第1届现代奥运会上就设有男子花剑、佩剑的比赛。现代击剑分花剑、重剑和佩剑三个剑种。击剑比赛项目男子有花剑、重剑、佩剑，女子有花剑、重剑、佩剑，每项均有个人赛和团体赛。比赛时，运动员穿戴击剑服装和护具，在击剑场上以一手持剑互相刺击，被先击中身体上半身有效部位的一方，为被击中一剑^[1]。在剑道上，击剑运动员只能前后移动，不能左右移动，因此三个剑种的步法移动基本相同。

中国击剑运动启蒙于20世纪50年代，1955年前苏联专家赫鲁晓娃在北京体育学院（现北京体育大学）开设击剑专修课，开始把击剑运动引入中国。1984年，在第23届奥运会上，栾菊杰一举夺得女子花剑冠军；2008年北京奥运会上，仲满夺得的男子佩剑个人赛冠军。经过几代人的努力，我国击剑水平飞速提高，而我国击剑的科研发展相对滞后于竞技水平的提高，研究方法上定性分析研究居多，定量研究的比例过小，而研究内容多以技战术、训练实施和心理的内容为主^[2]。加大击剑运动的科研力度，对击剑运动在奥运会上取得更大的突破有非常重要的意义。

2.1.2 击剑运动的竞技特点

击剑是用剑进行一对一的对抗格斗项目。击剑的基本实战姿势为上体侧身直立，下体保持半蹲位的马步，这是比赛过程中基本的技术要求；击剑运动员在训练和比赛中，弓步要求跨步大，前腿为配合弓步冲刺，前腿向前跨越；在进攻和防守时，腰部需要不停地旋转、前倾、后伸^[3]。比赛在狭长的剑道上进行，击剑运动的技术性强，手上动作变化复杂，步伐移动快而频繁，运动员要在快速、多变、激烈的对抗格斗中，完成弓步刺与还原、进攻与防御转换、维持身体重心的平衡等一系列攻防动作，而这些动作是以腰、腹、腿等部位力量、速度、柔韧、和耐力素质的协调为基础的^[4]。

击剑比赛中，上下肢的协调，身体姿势的控制，基本功练习与技战术水平的发挥都离不开核心力量的桥梁作用^[5]。

2.1.3 击剑项目的研究现状

2.1.3.1 击剑项目的科研概况

在击剑技战术方面,李维仁^[6]从实践经验上对重剑中行动的“快”、打法的“狠”、攻击的“准”和意图的“变”这四者之间的相互关系进行了论述。谢晖^[7]、叶青林^[8]在对比赛经验总结的基础上,对步法在击剑比赛中的作用等问题进行了探讨。而周继和^[9]、唐潇^[10]等人从生物力学角度对击剑步法进行了分析^[11-13]。在运动医学方面,陈文洁^[14,15]、陈晓彬^[15]从击剑运动的损伤的特点进行了分析;张双喜^[16,17]、李峰^[17]等对击剑运动员损伤的原因进行了探讨;冯家恒^[18]、吴树森^[19]等提出了击剑运动员运动损伤的预防措施。1994年至2008年击剑科研论文选题内容见图1,主要围绕基础理论、技战术^[6]、训练、心理、竞赛、较少涉及的领域是规则裁判、场地器材、选材、教学和其他(包括包括现代五项关于重剑决一剑的研究、营养恢复等)10个方面进行讨论^[2]。

由此可以看出,对击剑运动的研究主要集中在技战术、基础研究和运动医学方面。对技战术的研究大都是从以往研究、实践经验和不同训练方法的效果上来分析;运动医学方面主要是击剑运动损伤原因、特征及预防等方面的调查研究,而从击剑运动员核心肌群的用力特征及损伤的关系研究较少。

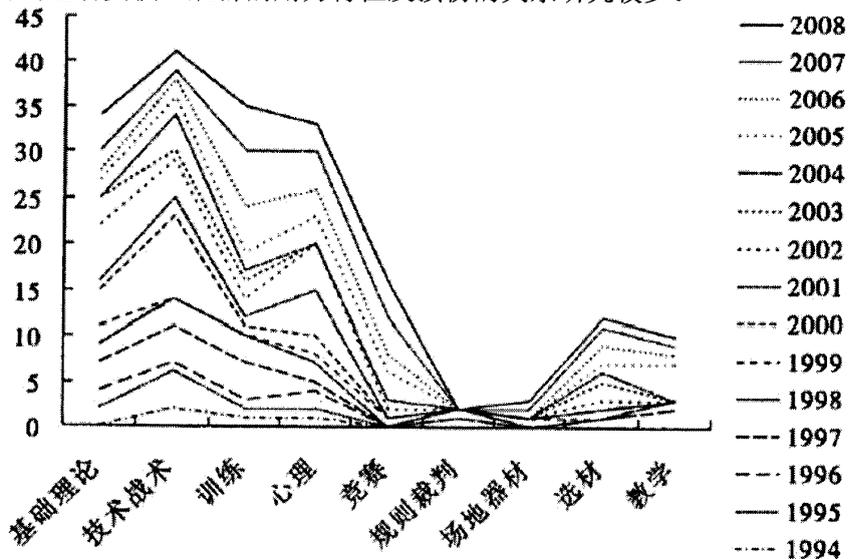


图1 1994—2008年击剑科研论文选题内容统计表

(引自陈士亮. 我国击剑运动文献现状分析. 沈阳体育学院学报, 2009.)

2.1.3.2 弓步刺动作技术的研究现状

击剑步法是击剑技战术组合中重要的环节内容之一，运动员在进攻与防守中都需要很好的掌握步法技术^[20]。石玉琴^[20]等统计第六届全运会花剑和重剑决赛录像，运动员采用弓步刺（原地弓步刺、向前一步弓步刺、跃步弓步刺）进攻占总出剑数的 68%，并且弓步刺命中的比例较高，约 58%。由此可见弓步刺在击剑比赛步法中的地位是非常重要的。而后两种弓步刺技术是原地弓步刺技术变化衍生的结果。击剑弓步刺技术是在前后方向上的位移，身体位移特点是“稳、快、远”，即身体移动平稳，速度要快，距离跨度大，这样才能做到无征兆性地快速进攻^[12]。

唐潇^[10]等运用三维测力平台和高速数码摄像机对弓步动作过程中身体重心、水平速度和各关节角度等进行了研究，弓步刺动作在起始阶段和落地阶段时膝关节前腿膝关节和髌关节角度变化如表 1 所示。周继和^[21]等的研究结果与前者相近，落地时后腿膝关节均为 180°，是因为增加弓步刺蹬地速度，在完成动作时前腿向前跨越，后腿需蹬地尽量伸直。孙建刚^[22]通过用瑞士产三维测力台和 vicon 人体运动捕捉系统同步采集信息，对 6 名击剑运动员三种步法对弓步刺的技术动作的影响，分析三种步法弓步刺在完整动作的时间、剑速峰值和重心速度峰值出现的时间、重心的稳定性和持剑臂精确性等方面的优缺点。邓磊^[23]等采用视频动作解析法，研究重剑运动员在不同速度、不同情境下弓步刺动作肘膝关节角度变化的运动学特征，结果发现比赛情境时，高水平重剑运动员的弓步刺动作协调性显著好于低水平重剑运动员；高、低水平重剑运动员在平时训练时的弓步刺动作协调模式相似。

表 1(弓步刺动作各阶段前后腿的关节角度)

动作过程	前腿膝关节(°)	后腿膝关节(°)	前腿髌关节(°)	后腿髌关节(°)
起始阶段	135.56±8.95	153.67±7.23	38.33±11.73	167.89±2.32
落地阶段	142.56±6.60	180	72.22±18.05	147.78±8.33

(引自唐潇. 击剑不同剑种弓步动作的运动学特征研究. 南京体育学院学报(自然科学版). 2008.)

李峰^[17]等人采用 Footscan2m 板足底压力测试系统，对 30 名击剑运动员进行步态检测，分析其在赤足及穿鞋情况下进行正常行走和弓步刺出剑时的足底压力分布情况和足内、外翻程度，并对其异常步态可能导致膝损伤的机理进行探讨。

尚文霞^[24, 25]采用便携式ME-6000肌电仪与SONY摄像机,对9名击剑运动员从实战姿势开始至前腿落地完成弓箭步姿势;弓箭步姿势完成后,从重心上移到还原成实战姿势阶段前、后腿胫骨前肌、腓肠肌、股二头肌和股四头肌的表面肌电变化进行研究,结果发现:出弓箭步的强度和加速度取决于后腿,股四头肌和腓肠肌是主要用力肌肉;前腿主要发力肌肉主要是股四头肌和胫骨前肌;弓箭步还原时,股内外侧肌是主要用力肌群。复合向前弓步的加速,主要是后腿和前腿股四头肌发力逐渐变大的协调配合;复合向后步法时,推动身体后移的主要用力肌群是前腿的前腿股内外肌^[25]。尺侧腕屈肌、侧腕伸肌和指浅屈肌是直刺过程中前臂伸展的主要肌肉,肱三头肌是充分展臂加速刺的主要肌肉^[25]。熊开宇^[11]等运用表面肌电与摄像同步描记技术,结合运动解剖学和生物力学知识,分析击剑弓箭步腿部肌群的用力特征,认为弓箭步后腿积分肌电和力量整体大于前腿。

由此可见,以往的研究大部分采用测力台结合摄像技术,对击剑弓箭步刺技术进行动作结构分析;一部分采用表面肌电技术,对弓箭步刺技术的研究主要集中在弓箭步刺动作过程中上肢或者下肢的肌肉用力特征,而忽略对链接上肢和下肢的核心肌群用力特征的研究。

2.1.3.3 击剑运动员的损伤特点

通过对山西击剑队二线队员和全国几大击剑强省,上海、江苏、辽宁的初级队员调查,95%的队员在训练过程中不会对膝关节造成损伤^[26]。青少年击剑训练运动过程中容易发生损伤的部位大部分集中在下肢,主要有踝关节扭伤、大腿内侧肌肉及韧带拉伤、膝关节髌骨软骨的损伤及最常见新队员的大弓步的前腿后股直肌起止点的牵拉性损伤等^[27]。

霍炬^[26]根据队内研究调查,训练三年以上的运动员,其中有60%到75%的运动员都会出现膝关节疼痛的情况。陈晓彬^[15]等参加2004年广东省击剑冠军赛及2006年广东省第十二届运动会击剑比赛的170名击剑运动员损伤进行调查,结果表明:击剑运动员主要损伤部位见表2;击剑运动员患慢性损伤(占72.75%),闭合性软组织损伤(占65%),其中又主要以慢性劳损性损伤最为常见,如髌腱腱围炎、腰背肌肉筋膜炎、指腕腱鞘炎等,见表3。调查了中国击剑集训队和部分省市击剑队193名队员的运动损伤情况,其中慢性损伤占90%以上,训练年限越长,损伤的发生率越高,训练年限7年以上,可达95%,发病部位发生在持剑手侧的膝关节伸膝装置(71例,占25%),腰部肌肉劳损(38例,占13%)^[28]。国家击剑队52名队员中发生运动损伤48

人,患病率92.3%,患病率前4位的为腰背肌筋膜炎23.0%,髌股关节软骨损伤19.2%,髌腱周围炎和踝腓侧副韧带损伤各11.5%,发病部位比例最高的为膝关节,其次为下腰部和踝关节^[29]。对2008年1-8月间备战北京奥运会的70名优秀击剑运动员进行跟踪调查,共发生运动损伤1272次,其中膝关节损伤304次(占23.9%),踝关节253次(占19.89%),腰背部222次(占17.45%),大腿157次(占12.34%),腕指部141次(占11.08%),肩关节94次(占7.37%),颈部15次(占1.18%),其他86次(占6.76%)^[3]。

表2 (击剑运动损伤的部位)

损伤部位	例次(n)	患病率(%)
膝	192	43.24
大腿	61	13.74
躯干	48	10.81
腕指	43	9.68
肩	34	7.66
颈	32	7.21
踝	18	4.05
其他	16	3.60

(引自陈晓彬. 击剑运动员运动损伤的调查分析. 军事体育进修学院学报. 2007.)

表3 (击剑运动损伤的性质)

损伤性	质例次(n)	患病率(%)
髌腱周围炎	72	16.22
髌骨软骨病	68	15.32
髌尖末端病	62	13.96
腰背肌肉筋膜炎	59	13.29
肌肉拉伤	56	12.61
指腕腱鞘炎	40	9.01
擦伤	26	5.86
肩袖损伤	22	4.95
剑刺伤	16	3.60
踝关节扭伤	13	2.93
其它	10	2.25

(引自陈晓彬. 击剑运动员运动损伤的调查分析. 军事体育进修学院学报. 2007.)

综上所述, 击剑初级运动员损伤发生率较小, 且大部分集中在下肢, 主要以急性损伤为主; 而训练三年以上的击剑运动员训练年限越长, 损伤的发生率越高, 主要集中在膝关节和躯干, 主要以慢性劳损性损伤最为常见, 如髌腱腱围炎、髌骨软骨病、腰背肌肉筋膜炎。以往对击剑运动员损伤的研究多以调查为主, 而结合核心肌群用力特征对损伤的影响研究较少。

2.2 核心稳定性与运动损伤

2.2.1 核心稳定性的定义

2.2.1.1 “核心”的位置

20 世纪 60 至 70 年代, 研究人员开始研究人体(或躯干)中间部位的稳定性。Morris^[30]最早把人体的躯干、胸部和腹部作为腰椎稳定性要素开展研究。Aspden^[31]引用弓形结构数学模型研究人体姿态对于脊柱稳定性的重要作用。Ian Hasegawa^[32]把腹部、臀部、腰骶部、胸部和背部上的肌肉划为核心肌肉。Travis Brown^[33]则以位于腹部和脊柱附近的大肌肉为核心肌肉, 其中腹直肌、腹外斜肌、腹内斜肌、腹横肌和竖脊肌等是最主要的核心肌肉。Paul^[34]认为 LPH(lumbo-pelvic-hip)联合体上的腹直肌、腹外斜肌、腹内斜肌、腹横肌、胸腰筋膜、腰方肌、髂腰肌、臀大肌、臀中肌和竖脊肌等 29 块肌肉都是核心肌肉。王卫星^[35]认为, 核心区是指人体的中间环节, 具体是肩关节以下髋关节以上包括骨盆在内的区域, 所包含肌群有腹肌, 背肌、体侧屈肌等背部、腹部和构成骨盆部的所有肌群以及这些部位深层的小肌肉群。Kibler^[36]提出一个更为详细的核心的解剖学定义, 内容包括脊柱、骶部、骨盆、下肢近端和腹部的所有肌肉骨骼组织, 其中腹肌包括腹横肌、腹内外斜肌、腹直肌, 还包括腰方肌、多裂肌和胸腰部筋膜。不仅如此, Kibler 认为盆底肌为脊柱和躯干肌肉提供了支撑平台, 也应该作为“核心”解剖结构的一部分。同时, 他们还将附着在核心部位的起动肢端的肌肉也纳入“核心”的范围, 包括背阔肌、斜方肌上下部、胸大肌、腓绳肌、股四头肌、髂腰肌。在解剖学上, 大部分研究将核心部位定义在腰椎—骨盆—髋关节部位^[37, 38], 认为核心部位的顶部为膈肌, 底部为骨盆底肌和髋关节肌^[39]。

综上所述, 目前对于人体“核心”位置的界定虽有多种不同的方法, 但是位置界定基本都是在围绕人体重心所在的腰椎、骨盆和髋关节联合的周围, 所以根据这些部位的解剖结构特点以及与人体重心位置的关系, 将人体核心的解剖学位置界定在人体膈肌以下至盆底肌之间的区域, 它可通过胸部和腰髋部向下连接下

肢，向上连接上肢和头颈部，而将肌肉的起止点或起点或止点位于这一区域间的肌群称为核心肌群。

2.2.1.2 核心稳定性的定义

核心稳定性的概念最早始于人体脊柱解剖学、生理学理论，主要应用于人体康复领域。在科学文献中稳定性有多种含义，在研究人体运动稳定性方面，Reeves^[40]认为：“研究稳定性要根据研究的人体系统和需要完成的任务而定”。

Lucus^[41]首次进行了静态脊柱稳定性的测量，发现椎体在 20N 压力作用下发生弯曲变形。Panjabi^[42]使用“脊柱临床稳定性”这一术语来解释机制是怎样承受外力的，他们定义为脊柱在生理负荷下限制脊柱产生位移，以防止损坏或刺激脊髓或神经根，并且防止由于结构变化而致残疾或出现疼痛的能力。1992 年 Panjabi^[43]又提出了核心稳定性的概念，认为人体的核心稳定是一种“稳定人体系统，以使椎间的中部区域保持在生理极限范围内的能力”。而 McGill 和 Cholewicki^[44]从势能方面阐述核心稳定性，认为肌肉是粘弹性体，通过弹性形变储存势能，储存势能越大，结构就越稳定。根据他们的研究，Zazulak^[45, 46]提出个更为实用性的定义，定义核心稳定性为“为维持或者恢复躯干经干扰后的位置平衡的人体能力”。

Hodges^[47]进行了腰-盆骨稳定性的复合模型的研究，其定义“腰盆骨稳定性”为：“在实现某种身体功能的背景下，控制静态姿势的一种动态过程，但这种控制的动态过程允许躯干在可控范围内运动”。Hodges 描述了腰盆骨稳定性的三种相互依存的层次水平，即全身平衡性控制、腰盆骨方向性控制和椎体间控制。Willson^[48]等人提出，核心稳定性是由腰、骨盆和髋构成的复合系统预防脊柱弯曲的能力。Bliss^[49]对核心稳定性的定义进行了简单改动：当进行某种运动时，利用肌肉的强度与耐力来控制脊柱保持平衡位置，防止改变平衡时的脊柱姿态的能力。而将核心稳定性引入运动训练的是 Kibler^[50]，他阐述核心稳定性在竞技中的应用时指出：核心稳定性是在运动中控制骨盆和躯干部位肌肉的稳定状态，使力量的产生、传递和控制达到最佳化的一种能力。而陈小平^[51]教授对前人的研究进行了总结：核心稳定性是指在运动中控制骨盆和躯干部位肌肉的稳定姿态，为上下肢运动创造支点，并协调上下肢的发力，使力量的产生、传递和控制达到最佳化。

综上所述，核心稳定性指通过核心部位的稳定为上下肢运动创造支点，并协调上下肢的发力，使力量的产生、传递和控制达到最佳化，为身体重心的稳定和移动提供力量的一种能力。

2.2.2 核心稳定性的构成

核心稳定性主要由 3 部分构成：控制子系统——神经系统、主动子系统——肌肉系统和被动子系统——骨骼、韧带系统^[52]。

2.2.2.1 神经控制子系统

主要由支配身体活动的神经系统构成，通过感受肌肉张力的变化及完成动作技术的需要，主动控制和调节核心部位的活动，或被动的通过反射，如牵张反射，调节核心部位的活动，控制机体稳定性^[52]。Hodges^[53]观察到，腹横肌、腹直肌、腹内外斜肌在自主屈髋、外展和旋转之前被激活，其中腹横肌在 3 种髋关节活动中均被最先激活。Hodges^[47]提出：中枢神经系统不断地解读来自外周机械性感受器传入的信息，并将信息与被认为是“适当的稳定性或姿势”的信息相对比，从而以精确的方式刺激肌肉来维持脊柱的稳定性。

2.2.2.2 主动子系统

主动子系统主要由核心部位相关的肌肉构成^[52]。Willson^[48]详细描述了主动系统在维持核心稳定性中的作用，维持核心稳定性的机制主要有三个方面，包括腹内压、脊柱间压力和臀部、躯干肌肉的弹性强度。腹内压是腹腔内部产生的压力总和，由腹肌（腹横肌、膈肌、盆底肌）和胸腰部筋膜共同作用产生。腹内压产生抵制腰椎前凸的力量，限制其运动时产生椎体阶段性运动，从而维持脊椎的稳定性，即减小脊椎间的压力负荷，减少受伤的概率^[48]。Stokes^[54]发现脊柱间压力调节机制，是指腹部肌肉的拮抗共激活作用，能够增加施加在脊柱上的力，从而增加脊柱的稳定性。除非躯干受到外在负荷的影响，否则，髋部和躯干肌肉实际上处于不激活的状态，而主要靠被动结构来维持^[52]。

主动系统在核心稳定性中起至关重要的作用，根据解剖位置关系将核心肌肉分为两类，第一类为整体肌肉，大多处于身体浅表位置，多为长肌，有的连接着胸廓和骨盆，这些肌肉收缩通常可以产生较大的力矩并引起大幅度的运动，包括竖脊肌、臀大肌等，负责脊柱运动和方向的控制；第二类为局部肌肉，这些肌肉通常起于脊柱或分布于脊柱深层，包括腹横肌、多裂肌和腹内斜肌后部等，这些肌肉，特别是腹横肌具有较大的 I 型纤维百分比（58-69%），往往通过离心收缩控制身体的活动以及保持身体姿势的控制^[55]。

2.2.2.3 被动子系统

被动子系统主要由骨骼及关节间的韧带系统构成，被动的限制核心部位所有

关节的活动范围^[52]。被动系统在稳定性的三个成分中所起的作用最小，在平衡姿态中被动成分几乎没有起任何作用，仅仅在运动范围的末端时由于韧带被拉伸而限制脊柱的运动，而且这些韧带也可以作为神经控制成分^[52]。Willson^[48]也认为被动成分在稳定性成分中的作用很小，是负荷作用于骨结构与软组织顺应性之间相互作用的产物。虽然被动成分的作用很小，但是被动结构损伤可以造成关节的功能丧失和不稳定。

2.2.3 核心稳定性的测量与评价

核心稳定性的构成由控制系统、主动系统和被动系统三部分组成，其中被动系统的作用较小，因此核心稳定的测试与评价主要集中在前面两个系统。主动系统测试主要指核心肌群力量大小，控制系统测试包括核心肌群之间相互协调和平衡的关系。根据核心稳定性的构成可以将核心稳定性测试方法分为核心力量测试和核心肌群协调控制测试两个方面。

2.2.3.1 核心力量测试与评价

核心力量的测试分为实验室测量和场地测量两种，实验室方法主要指用等动测试设备如 Cybex、Biodex 和 Isomed 等仪器，以及肌电图的频域指标尝试确定核心肌群的力量。躯干肌等速测试指标中屈伸峰力矩之比(F / E)反映了躯干肌屈伸肌群间肌力的平衡情况，是评定肌力平衡及腰椎生物力学稳定性的重要指标，研究发现下腰痛患者 F / E 增大，表明其存在肌力的不平衡^[56]。评价躯干肌肌力测试指标有峰力矩、平均力矩、做功等，其中峰力矩研究最多，其重复性最好并被视为黄金指标。此外，姿势观察法(The observation of posture)在特定的灵活性和力量测试时有额外的价值，通过超声波(ultrasound)或针肌电图(fine-needle EMG)评估那些维持脊柱中立位置的肌肉能力是否失衡^[57]。

场地测试方法主要有以躯干肌肉耐力测试为主，且以静力性动作为主。Richardson^[58]等研究发现，核心肌群局部稳定肌如腹横肌、多裂肌、腹内外斜肌等，在向心收缩测试方法中贡献率较低，而在限制腰盆骨运动的等长收缩测试方法中贡献率较高。当前用得较多的是躯干桥测试，通过维持躯干桥姿势(图 2)的时间来评定腹背部耐力的情况^[59]。具体标准为侧桥 80 秒，背伸 170 秒，60° 腹肌 140 秒，右侧桥/左侧桥时间比介于 0.95-1.05 较为合理，并且腹肌/背伸 ≤ 1.0 ，侧桥(左或右)/背伸 ≤ 0.75 。Patrick 表明躯干桥的测试方法可靠性很高。

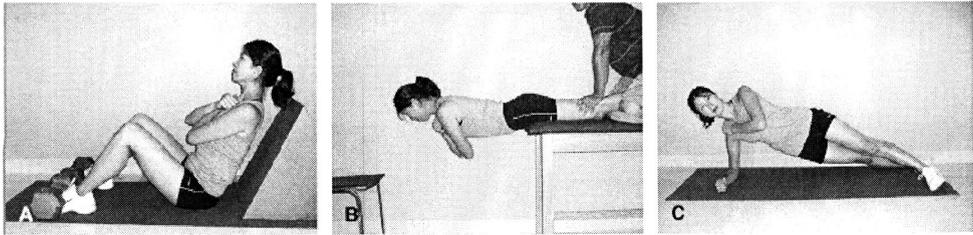


图 2 躯干桥测试

Sahrmann 核心稳定测试法^[60] (Sahrmann core stability test) 也可作为一种有效的测量方法。具体是将一个内装有传感器的充气垫置于受试者的腰背下面, 充气垫压强为 4mmHg, 受试者在气垫上做不同难度的动作 (见表 4), 躯干和骨盆的运动会给气垫一个压力, 核心力量和平衡能力强的受试者在同样难度的测试中给予气垫的压力较小, 在每一级难度的测试上以压强变化不超过 10mmHg 为标准。

表 4 Sahrmann 测试情况一览表 (Stanton,2004)

测试等级	测试方法
第一级	自仰卧姿势开始; 缓慢上台一侧下肢至 100° 屈 (屈膝以自我舒适为宜); 另一侧下肢抬至相同位置
第二级	自屈髋位置开始, 缓慢放下一侧下肢直至脚跟触地; 脚跟贴地伸直下肢; 回到起始屈髋位置
第三级	自屈髋位置开始, 缓慢放下一侧下肢直至脚跟离地 12cm; 脚跟水平高度不变伸直此下肢, 回到起始屈髋位置
第四级	自屈髋位置开始, 缓慢放下两侧下肢直至脚跟触地; 脚跟贴地伸直下肢; 回到起始屈髋位置
第五级	自屈髋位置开始, 缓慢放下两侧下肢直至脚跟离地 12cm; 脚跟水平高度不变伸直此下肢, 回到起始屈髋位置

此外, Stanton (2004) 等人开展了一项研究, 要求受试者采用俯卧撑姿势, 胳膊伸直, 脚趾垂直放在瑞士足球的顶端, 躯干与地面平行, 当臀部俯屈角度达到比测试之初设定的角度偏离超过 10 度时, 测试结束。Kibler^[61] 建议通过站立的三维核心力量测试 (three-plane core strength test), 三维核心测试是量化核心控制在不同维度的脊柱动作的一次尝试, 病人站立, 单腿或双腿, 离开墙壁在给定的距离, 以不同的初始位置开始, 他们必须缓慢地向墙壁靠近, 不能碰到它维持单腿站立姿势的能力或者几乎快要接近墙壁的能力逐渐减弱, 这些都和核心力量的减弱有关系。

2.2.3.2 核心肌群协调控制

Myer 阐述了两种信度和效度较高的两种重心平衡能力测试方法, 分别是测力

平台测试和星形偏移平衡测试。重心平衡测试^[62] (stabilometry) 是通过一个多轴的测力平台, 可以测试运动员在非稳定状态下保持平衡的能力。该测试分为 8 个不同的难度, 测试仪能够检测和记录受试者 20s 时间内双手抱胸单脚站立在不同等级非平衡难度下的前、后和左、右 4 个方向的位移情况, (如图 3)。

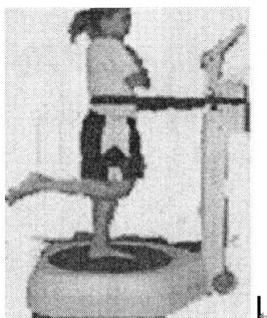


图 3 Biodex 稳定测试系统示意图

星形偏移平衡测试^[63] (图 4) 是运用 8 点星形偏移来检测和评价受试者的平衡能力。测试时, 受试者单脚站立于 8 点星形图的中央, 用非支撑腿分别向 8 个方向(前、后、左、右、左前、左后、右前、右后)尽可能远的伸出, 用伸出的远度与下肢长度之间的比值作为评价稳定能力的指标。

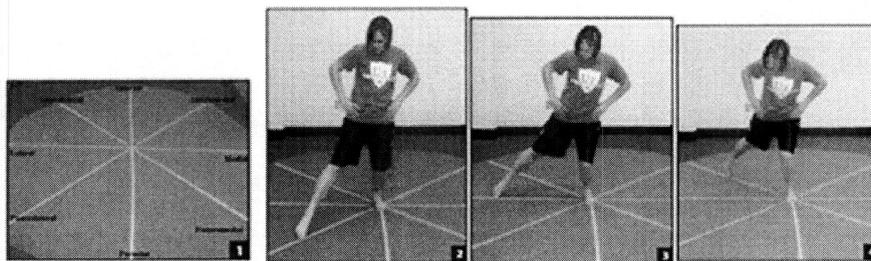


图 4 星型偏移平衡测试

心肌群协调控制主要分为三个系统, 三者之间互为依存。Marshall 和 Murphy^[64] 认为最稳定状态时腹直肌比腹侧肌的贡献率大, 他们计算了腹侧肌和竖脊肌相对于腹直肌的活化比例, 以最大的自发收缩为基础, 来决定这些肌肉间的协同关系。Liemohn^[65] 等人开展了一项研究, 其主要目的是发展一套测量程序, 使能够量化核心稳定, 他们发现协作和平衡是核心稳定训练活动中的关键元素, 所以他们决定通过重复稳定性训练姿势来测量核心稳定性, 要求受试者在稳定平台上做三个姿势, 每个姿势的时间间隔为 30 秒, 平衡板的倾斜限制是向两侧各为 5 度, 记录受试者不能维持平衡或超出限制的倾斜幅度范围的时间。

Radebold^[66]等人还通过不稳定坐姿测试(unstable sitting test)对核心稳定性进行了评估(图 5),受试者被放在装有脚踏的座位上,由此来防止下肢的运动,不同直径的聚酯半球被吸附在座位的下面,以保证座位的四边不稳定,半球置于测力台上,测出受试者闭上和睁开眼睛时椅子对测力台的压力。坐姿测试被用来证实当下肢关节被固定的情形下,姿势的控制机制,这一测试的目的是判断脑干姿势控制传导路。此外,他们还用了实验来判断脊反射中枢控制传导路。在这个实验中,受试者被固定在器械的半边位置上(图 6),来防止下肢的动作,在受试者做躯干屈曲、伸展和横向弯曲动作时,施加等同于 30%的躯干最大力量。通过表面肌电测量 12 种主要躯干肌肉协同和拮抗的反应时间,主动肌被定义为在外力施加前主动活化,而拮抗肌在外力施加前不主动活化,而是在外力施加之后活化使电信号增强。说到 EMG 设备,Zazulak^[67]等人用 a Flock of Birds electromagnetic device 来记录受力后的躯干运动,传感器被放置在背部大约 T5 的位置,采用非功能性的半坐姿姿势(这一姿势可以用来排除下肢关节运动而引起的神经肌肉反应)。

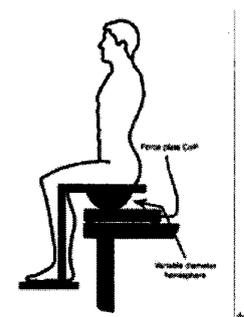


图 5 不稳定坐姿测试。

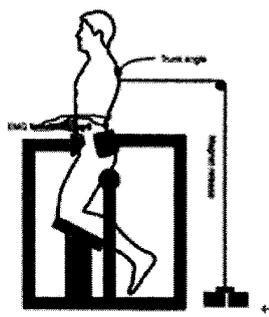


图 6 躯干抗扰动测试。

为控制腰部脊柱周围的肌肉,足够的核心本体感受至关重要,Zazulak^[68]等人借助一种可以量化躯干本体感受的仪器,通过测量直接对主动地和被动地本体感受的重新定位,受试者坐在设备上,设备可以使受试者在 L4/L5 围绕垂直轴发生旋转。座位的驱动由一个步进电机以一种稳定的、慢速节奏提供,由此来最小化触觉的提示。测试的重点主要集中在来自躯干的肌肉和关节机械性感受器的反馈,因为上身被用带子固定在椅子的靠背上,排除了前庭系统的作用。下肢在与地面平行的平面移动,受试者首先旋转偏离脊柱中立位姿势 20 度,并在那一位置保持了三秒。在被动测试里,受试者被动地慢慢地向回到初始位置。在主动测试里,受试者在没有电机驱动的情况下自我旋转,当受试者预测自己已回到初始的中央

位置时,他们按下开关停止仪器,随后记录定位误差。在主动测试里,躯干肌肉产生运动,因此肌梭反馈被包括在内,然而,在被动测试里,肌肉不主动运动,肌梭的感觉反馈也减少。由此,来自关节和皮肤的感受器的反馈在被动本体感受重新定位中起着更大的作用,因此,在主动和被动测试中肌梭的反馈是有差别的。

以上从核心肌肉力量及核心肌群协调控制两个方面对核心稳定性的测量评定的方法,实际上,不难发现核心肌群协调控制的情况也说明了核心肌群用力的情况,而测试神经肌肉控制的测量仪器很昂贵且不常见,所以可以通过核心肌肉力量评定来评定核心稳定性。

2.2.4 核心稳定性与运动损伤的关系

核心稳定性研究与应用的深入,核心稳定性与运动损伤间的关联问题是近年来的新热点。Leetun (2004)和 Willson^[69]首次将核心稳定性作为下肢损伤的风险因素进行研究。

2.2.4.1 核心稳定性与下腰部损伤

现在越来越多的临床研究已证明核心稳定性训练对慢性下腰痛的治疗有良好的效果。Saur^[70]等研究均提示慢性腰痛患者的屈、伸肌肌力显著减弱,认为这是诱发下腰痛并导致疼痛反复发作的主要原因之一。有研究表明,下腰痛患者的腹肌肌力大约是正常人肌力的 67%,腰背肌肌力为正常人肌力的 83%,且腹肌肌力下降更明显;另有研究结果显示,下腰痛患者的躯干屈/伸肌力矩比(F/E)均大于对照组,说明伸肌受损程度更严重^[71]。Nadler^[72]对核心力量训练对下腰痛治疗效果的研究,发现有核心训练的运动员比不参加核心训练的运动员下腰痛发病率要小 47%。Marshall 和 Murphy^[73]对 20 名下腰痛患者进行为期 12 周的瑞士球上核心训练,他们发现,这种锻炼方式,可以有效地改善慢性非特异性腰背痛患者的腰部功能,减轻腰部疼痛,放松背部竖脊肌。Megumi^[74]对下腰痛患者和对照组双侧的腹直肌、腹内斜肌、腹外斜肌和腹横肌进行超声测量,估算了双方的平均厚度并计算两侧差额的百分比,发现下腰痛患者的差额百分比明显大于对照组,表明腹部肌肉的不平衡与下腰痛有关。

已有实证研究表明,核心稳定性训练能够减少下腰痛发病率,对下腰痛有良好的治疗效果。

2.2.4.2 核心稳定性与膝关节损伤

Crossley^[75]的研究表明躯干侧屈肌肉和臀中肌的力量以及神经肌肉的控制对

髌骨痛有影响。Fredericson^[76]又表明臀部外展肌薄弱的长跑运动员易于患髂胫束综合症。此外, Willson^[48]研究认为, 通过对核心部位肌肉的训练能够维持下背部的健康, 可以降低膝关节韧带损伤的风险。躯干和臀部的神经肌肉训练可以降低前交叉韧带损伤的风险^[77, 78]。Hewett^[79]表明通过增强式跳跃练习核心稳定性, 可以减少女性运动员膝关节的损伤。女性臀部外展肌的力量对膝关节的神经肌肉的控制起有重要的影响, 臀部外展肌与落地时的动力学相互关系比男性明显^[80]。范建中^[81]采用 BIODEX-2AP 闭链测试系统对 36 例慢性下腰痛患者的下肢进行测试, 结果在 60° /s、120° /s、180° /s 限速条件下, 患侧下肢屈伸肌的峰力矩、下肢屈伸肌峰力矩占体质量的比值和平均功率均较健侧有明显的下降 ($p<0.001$)。

已有实证研究表明, 核心稳定性训练能够减少损伤风险, 并有助于改善下肢的神经肌肉控制模式。

2.2.4.3 核心稳定性与踝关节损伤

实验表明, 受试者对身体姿势的控制能力越差, 踝关节扭伤的风险越大^[82-84]。Freeman^[85]通过受试者的自我描述及单脚站立测试进行训练前后的比较, 得出姿势的控制是踝关节损伤的原因之一。而Watson^[86]通过单脚站立的时间将受试者以15s为界分为正常姿势与非正常姿势, 踝关节损伤组中非正常姿势所占比例比踝关节正常组高。类似的, 通过对功能性踝关节不稳定的患者进行闭眼单脚站立测试, Lentell^[87]发现55%的患者表现达不到正常水平, Forkin^[88]表明63%的体操运动员达不到正常水平。随着核心稳定性的引用研究深入, 核心稳定性和踝关节稳定性间的界定也相对模糊, 涉及姿态稳定的核心稳定性训练也常用于研究踝关节损伤风险研究。Mcguine^[89]通过对210名篮球运动员的姿势稳定与踝关节损伤的关系研究, 表明姿势不稳定的运动员踝关节扭伤风险比姿势稳定的运动员高7倍。而Tropp^[90]通过测力台测定姿势晃动来评定姿势稳定性, 表明随着姿势晃动的增强踝关节的损伤风险增加。

与以上结果不同, Baier 和Hopf^[91]通过对22名踝关节不稳定与22名踝关节稳定运动员单脚站立测试的比较, 发现结果无明显差异。Bernier^[92]对9名踝关节不稳定与9名踝关节正常的患者进行单脚和双脚站立测试的比较, 发现结果无明显差异。这可能与其研究对象较少有关系。

2.4 核心肌群表面肌电图的运用

肌电图就是用适当的方法将骨骼肌兴奋时发生的电位变化引导、记录所得到的图形^[93]。表面肌电线性分析主要包括频域和时域分析,时域分析常用指标有振幅(AMP)、积分肌电值(IEMG)和均方根值(RMS)等,频域分析常用指标有平均功率频率(MPF)、中位频率(MF)和中心频率(CF)等。相对振幅即以最大自主收缩(MVC)的EMG作基数,实验中测得的其他动作的EMG与此相比的百分值作为实验数据。RMS是放电有效值,其大小决定于肌电幅值变化,一般认为与运动单位募集和兴奋节律的同步化有关;iEMG是指在一定时间内肌肉中参与活动的运动单位放电总量,即在时间不变的前提下,其值的大小在一定程度上反映参加工作的运动单位的数量多少和每个运动单位的放电大小。

随着表面肌电图技术的日臻成熟,核心肌群的表面肌电的研究也越来越多,这方面的研究主要在两个方面:一、核心部位劳损的表面肌电研究,二、不同练习动作核心肌群表面肌电特征的研究。

2.4.1 核心部位劳损的表面肌电研究

表面肌电图是一种无创伤的检测方法,它可以说明所测各块肌肉的发力顺序及完成同一技术动作各肌群的协调工作情况^[94]。张德辉^[95]等人研究青年下腰痛患者腰背肌耐力的变化,腰痛组腰背肌肌电图波幅低于正常组($p < 0.05$),腰痛患者腰背肌肌电图波幅随时间衰减程度大于正常组($p < 0.05$)。Neblett^[96]等应用sEMG和ROM(运动范围)测量评价腰椎屈曲松弛现象。对12例正常受试者和34例完成康复锻炼的慢性sEMG患者进行研究,记录健康人平均sEMG信号、总sEMG信号和腰骶运动范围作为标准化数据,发现所有正常受试者都有屈曲松弛现象(即腰椎最大屈曲时腰伸肌肌电活动与静息状态下相似),大多数慢性下腰痛患者不存在屈曲松弛现象。余洪俊^[97]等人研究正常人诱发急性下腰痛前后,竖脊肌和臀大肌在不同屈曲角度和负荷条件下,矢状面前屈和后伸时肌肉的功能状况的变化,在等长运动开始后30s内测量,所测肌的MPF值均升高,以双侧臀大肌升高最明显,MPF斜率值较诱发疼痛前无明显变化,L5/S1水平竖脊肌和臀大肌的RMS值下降,以双侧臀大肌下降最明显。

2.4.2 不同练习动作核心肌群表面肌电特征的研究

通过肌电图测试,可以发现动作技术中核心肌肉的发力顺序,肌肉活化水平以及协调特征。Bui^[98]通过肌电图对20名受试者单腿负荷时腹背部肌肉的测量,

研究腹背部肌肉对脊柱在矢状轴的稳定系数。Cholewicki^[99]研究脊柱在正弦波、三角波和矩形波型力的牵引下,通过表面肌电图研究脊柱受到牵拉时周围肌肉的发力特征,发现在连续正弦波型牵拉时,竖脊肌的肌电变化不明显。Granata^[100]等人采集 10 名受试者躯干肌肉的表面肌电图,建立姿势、负荷等影响因素对躯干稳定的模型,结果表明:拮抗肌群共同收缩是脊柱稳定的条件,在单侧负荷时,维持脊柱的稳定需要募集更多的拮抗神经肌肉,表明通过减少不对称姿势维持脊柱稳定可以减少下腰痛的发病率。Satoshi Kasahara^[101]等人为研究仰卧起坐和悬垂举腿在不同负荷时上下腹直肌的用力特征,对 12 名受试者 3 种负荷下进行肌电图测试,结果发现 3 种负荷下仰卧起坐腹直肌相对振幅存在差异,而悬垂举腿腹直肌相对振幅差异不大。Radebold^[66]等人用了实验来判断脊反射中枢控制传导路,在这个实验中,受试者腕部和下肢被固定,在受试者做躯干屈曲、伸展和横向弯曲动作时,施加等同于 30%的躯干最大力量,通过表面肌电测量 12 种主要躯干肌肉协同和拮抗的反应时间判定主动肌和拮抗肌,主动肌被定义为在外力施加前主动活化,而拮抗肌在外力施加前不主动活化,而是在外力施加之后活化使电信号增强。钟林^[102]了解正常受试者平床俯卧、反悬俯卧下腰部运动(背伸、左旋、右旋)时腰腹部肌肉的运动特性、躯干肌募集方式,分别在平床俯卧位和反悬俯卧位下作腰部的背伸、左旋、右旋运动,同时记录并获取双侧腹直肌、腹外斜肌、平 L4 竖脊肌的 sEMG 信号,结果发现受试者在腰部背伸、左旋、右旋运动时,反悬俯卧位各个通道 iEMG、RMS 值明显高于平床俯卧位,差异有显著性,说明腰腹部肌肉的肌力训练,在反悬俯卧位比在平床俯卧位效率更高,且安全性更强。

2.5 核心肌群的等速肌力测试的研究

等速运动(Isokinetic training)指利用专门设备,根据运动过程的肌力大小变化,相应调节外加阻力,使整个关节运动依预先设定速度运动,运动过程中肌肉用力仅使肌张力增高,力矩输出增加^[103]。测试指标有峰力矩、平均力矩、做功等,其中峰力矩研究最多。

核心肌群等速测试的研究多集中在下腰部劳损的研究。张德辉^[95]等人研究青年下腰痛患者腰背肌耐力的变化,用 cybex-6000 型等速测试系统对腰痛组和正常组进行肌力测试,结果发现相对峰力矩腰痛患者腰背肌耐力比正常组无差异。黄杰^[104]等人对 50 例健康受试者分别进行躯干肌屈曲、伸展等长收缩与等速向心收缩肌力测试,探讨躯干屈伸肌等长与等速向心收缩肌力测试结果的相关性,结果

表明躯干屈伸肌等长收缩肌力测试能准确地反映躯干肌肌力的变化，并且用中立位等长收缩肌力测试的 F / E 比值反映躯干的稳定性更合理。Bernard^[105]等运用等速测试对下腰痛患者躯干肌进行等速向心和离心肌力测试并与正常人进行对比，发现在 120° /s 时下腰痛患者腰部伸肌肌力与正常人相比明显降低。Shirado^[106]等运用等速测试对下腰痛患者躯干肌进行等速向心和离心肌力测试并与正常人进行对比发现下腰痛患者腰部向心收缩和离心收缩屈伸肌肌力与正常人相比均明显降低，且伸肌降低更甚。

2.6 小结

首先，弓步刺在击剑比赛步法中的地位是非常重要的，以往的研究大部分对击剑弓步刺技术进行动作结构分析，对链接上肢和下肢的核心部位的研究较少；其次，击剑运动员主要集中在膝关节和躯干，主要以慢性劳损性损伤最为常见，对损伤的研究多以调查为主，而对肌肉力量对损伤的影响研究较少；再次，核心力量的练习对损伤的预防和治疗有良好的作用，在击剑项目中研究较少。

本文将表面肌电运用到击剑弓步刺技术动作上，并结合等速肌力测试结果进行分析，对击剑弓步刺动作核心肌群主要用力肌肉的进行肌电分析。探讨在弓步刺动作过程中主要肌肉发力的先后顺序、放电的大小及贡献率以及击剑运动员的核心力量特点。总结击剑运动员核心肌群的用力特征，并以此评价专项力量训练的合理性，以利于减少运动损伤，为运动训练和康复训练提供理论依据。

3 研究对象与研究方法

3.1 研究对象

江苏省击剑队运动员 10 名，均为右手剑。实验前没有剧烈运动或者伤病，排除疲劳和伤病对实验的影响，基本信息如表 4。

表 4 基本信息 ($\bar{x} \pm SD$)

实验对象	年龄(岁)	身高(cm)	体重(kg)	训练年限(年)
10 名	22.5±4.9	182.6±5.1	76.8±4.7	9.9±4.2

3.2 研究方法

3.2.1 文献资料法

根据研究内容的需求分别在中国硕士、博士学位论文数据库、EBSCO 等外文数据库搜集与本实验研究相关的文献资料。通过阅读这些相关文献资料，了解国内外的研究现状，为本研究提供理论依据。

3.2.2 实验法

3.2.2.1 表面肌电测试法

(I) 测试核心肌肉的选择

依据运动解剖学、生物力学知识和动作特征，选择核心肌群 16 块，分别为双侧腹直肌、腰段竖脊肌、腰骶段多裂肌(L5-S1)、臀大肌、股直肌、股二头肌、半腱肌、臀中肌。

(II) 测试动作的选择

MVIC 测试：肌肉活动的 MVIC (maximum voluntary isometric contractions) 测试：整个 MVIC 测量持续 5s 左右，在最开始的 2s 左右达到最高值，并维持最大力量 3s 左右。每位被试者共三次 MVIC 测量，取最大一次为该被试的 MVIC，连续两个 MVIC 测试之间至少休息 5min 以消除疲劳。(表 5)

表 5 MVIC 测量方法

肌肉名称	MVIC 测试方法
腹直肌	躯干 ISOMED2000 等速肌力测试中屈的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$
多裂肌和竖脊肌	躯干 ISOMED2000 等速肌力测试中伸的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$
臀中肌	髋关节 ISOMED2000 等速肌力测试中外展的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$
臀大肌	髋关节 ISOMED2000 等速肌力测试中后伸的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$
股二头肌和半腱肌	膝关节 ISOMED2000 等速肌力测试中屈的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$
股直肌	膝关节 ISOMED2000 等速肌力测试中伸的起始姿势, 角速度 $1^{\circ}/s$

测试动作: 肌电测试动作分别为弓步刺动作和 $60^{\circ}/s$ 躯干等速屈伸动作。其中静态实战姿势持续 5 秒; 弓步刺动作重复 5 次, 躯干屈伸动作重复 5 次。如表 6。

表 6 肌电测试动作

动作	动作名称	动作要求
	弓步刺前实战姿势	弓步刺实战准备姿势维持 5 秒钟
弓步刺	弓步刺进攻	接准备姿势后出弓步
	弓步刺还原	弓步进攻姿势后快速还原到准备姿势
躯干肌力测试	躯干屈伸	躯干 ISOMED2000 等速屈伸, 角速度 $60^{\circ}/s$

(III) 实验仪器及器材

sEMG 采集设备使用 MEGA 肌电系统 (Muscle Tester, MT-M6T16-0-10EN, Mega Electronics Ltd, Finland)、ISOMED 2000 等速肌力测试系统 (Germany)。电极使用一次性心电电极 (Ag/AgCl, 上海申风医疗保健用品有限公司), 电极直径 3cm, 电极间距离 2cm。

(IV) 电极的贴放

用剃须刀刮去表面体毛, 用酒精棉球拭去表面的油脂, 沿肌肉纵向在肌肉肌腹的最隆起处。电极贴置完毕后测试电极间电阻, 如异常 ($>100k\Omega$) 则重新处理相应部位表面。用弹性绷带将电极绷好, 防止动作过程中电极滑动或脱落。

(V) 数据处理

MVIC 测试时和准备姿势时, 计算肌电图中稳定的 3s 的 RMS 值, MVIC 测试取 3 次测试中最大值, 而准备姿势测试取 5 次均值。进攻和还原过程测试取 5

次 RMS 值的均值。应用 Megawin 肌电分析软件进行 RMS 标准化处理后转化为振幅数据。

(VI)分析指标

贡献率 (%)：是在完成动作过程中，某一肌肉的积分肌电与所有肌肉积分肌电之和的比值。

相对振幅 (%)：动作过程中的幅值与 MVIC 的百分比。

均方根振幅：RMS 是放电有效值，时域指标。

激活延迟时间：最早的放电的肌肉定为 0.00s，其余肌肉依据为最先放电肌肉的延迟时间。目前判定肌电信号起始的常用方法是计算肌肉收缩所能达到的 EMG 最大振幅，当超过最大值的预定百分比后就认为肌肉活动开始^[107]。本研究将肌肉活动的 EMG 起始阈值定在 20%max EMG。

3.2.2.2 肌力测试

(I) 实验仪器及器材

肌力测试采用德国生产的 ISOMED 2000 等速肌力测试系统。

(II) 肌力测试动作

运用 ISOMED2000 (German) 测量躯干、髋关节和膝关节拮抗肌群力量，测试运动员均熟练掌握测试程序和要求，如表 7。

表 7 肌力测试动作

关节	动作	角速度
躯干	屈、伸	60° /s、180° /s
髋关节	屈、伸	60° /s、300° /s
	外展、内收	60° /s、300° /s
膝关节	屈、伸	60° /s、300° /s

(III) 分析指标

相对峰力矩 (Nm/kg，单位体重的肌肉力矩)，拮抗肌群峰力矩的比值 (%，拮抗肌群间的力量比例)，双侧差异 (%，对侧环节的力量差异)。

3.2.3 统计学处理

采用 SPSS11.5 统计软件，对数据进行 T 检验，显著性水平 $P < 0.05$ (*)，显著性水平 $P < 0.01$ (**)。

4 实验结果

4.1 弓步刺技术核心肌群表面肌电测试结果

4.1.1 弓步刺前实战姿势表面肌电测试结果

4.1.1.1 弓步刺前实战姿势时核心肌群均方根振幅和相对振幅

由表 8 可以看出,在弓步刺前实战姿势时,腹直肌均方根振幅大于其他肌肉。其中竖脊肌、多裂肌和臀大肌非持剑侧显著大于持剑侧。在弓步刺实战准备姿势时核心肌肉相对振幅值较低。

表 8 弓步刺前实战姿势核心肌群均方根振幅 (RMS) 和相对振幅 ($\bar{x} \pm SD$)

肌肉名称	均方根振幅 (uV)		相对振幅(%)	
	持剑侧	非持剑侧	持剑侧	非持剑侧
腹直肌	63.5±8.6	59.4±8.0	3.5±2.5	4.1±2.4
竖脊肌	15.9±4.3**	29.2±8.7	4.0±2.5	6.8±3.7
多裂肌	20.4±6.6*	27.4±5.0	7.1±4.9	7.9±5.4
臀大肌	18.8±6.1*	27.0±6.4	2.9±1.1	5.1±2.5
臀中肌	18.8±6.1	20.6±4.8	2.9±2.4	2.6±1.9
股直肌	45.9±5.3	48.1±1.6	4.8±2.4	4.9±2.3
股二头肌	12.0±6.1	13.1±3.2	2.0±1.7	1.5±0.7
半腱肌	12.0±6.1	7.6±2.0	0.5±0.4	0.8±0.4

注:*表示 P<0.05 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 P<0.01 持剑侧和非持剑侧有极显著性差异。

4.1.1.2 弓步刺前实战姿势时核心肌群各肌肉贡献率

贡献率是在完成动作过程中,某一肌肉肌电图面积占所有肌肉面积之和的百分比。由图 7 可以看出,在弓步刺实战准备姿势时,股直肌贡献率最大,其次是腹直肌,再次是多裂肌,贡献率最小的是半腱肌。

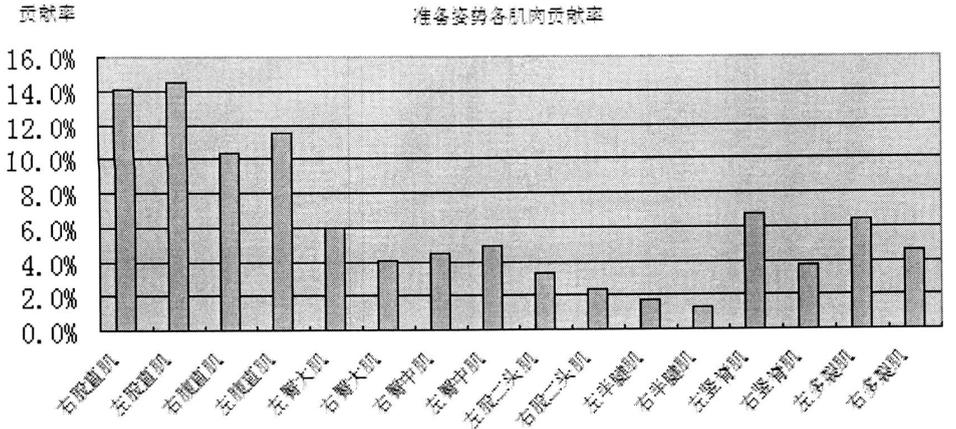


图 7 实战姿势核心肌群各肌肉贡献率

4.1.2 弓步刺进攻过程核心肌群表面肌电测试结果

4.1.2.1 弓步刺进攻动作核心肌群的均方根振幅和相对振幅

由表 9 可以看出，在弓步刺进攻时，股直肌均方根振幅远大于其他肌肉。腹直肌、多裂肌、股直肌和半腱肌持剑侧大于非持剑侧，竖脊肌、臀大肌和股二头肌非持剑侧大于持剑侧。相对振幅臀大肌、臀中肌和股二头肌非持剑侧均大于持剑侧，且有统计学意义 (p=0.011,p=0.005,p=.007)。

表 9 弓步刺进攻过程核心肌群的均方根振幅 (RMS) 和相对振幅 ($\bar{x} \pm SD$)

肌肉名称	均方根振幅 (uV)		相对振幅(%)	
	持剑侧	非持剑侧	持剑侧	非持剑侧
腹直肌	98.8±4.2**	79.4±12	7.9±2.3	7.3±1.9
竖脊肌	69.3±10.1**	100.9±13.2	19.8±6.3	20.7±4.0
多裂肌	166.8±11.9**	140.4±10.5	34.6±5.7	37.8±6.6
臀大肌	114.5±19.2*	164.6±13.9	20.2±4.5*	34.3±12.9
臀中肌	157.9±10.6	166.2±14.3	10.8±4.5**	17.1±4.6
股直肌	271.3±31.3**	179.1±21.3	19.8±6.8	16.9±3.7
股二头肌	122.2±19.9**	151.9±21.7	13.5±2.8**	17.9±4.2
半腱肌	168.7±14.0**	115.0±14.3	13.2±3.2	15.5±6.1

注:*表示 P<0.05 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 P<0.01 持剑侧和非持剑侧有极显著性差异。

4.1.2.2 弓步刺进攻过程中核心肌群各肌肉贡献率

由图 8 可以看出, 弓步刺进攻时, 股直肌贡献率最大, 持剑侧大于非持剑侧; 其次是臀中肌、臀大肌和多裂肌, 非持剑侧大于持剑侧。

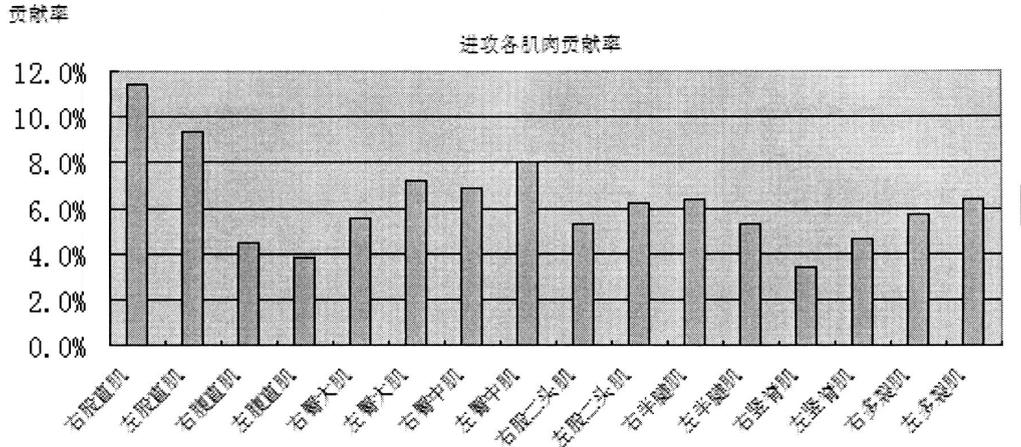


图 8 弓步刺进攻核心肌群的贡献率

4.1.2.2 弓步刺进攻动作核心肌群各肌肉的发力顺序

在确定肌肉放电先后顺序时, 最早的发力的肌肉定为 0.00s, 其余肌肉依据为最先放电肌肉的延迟时间。由图 9 可见, 弓步刺进攻时, 非持剑侧股直肌、非持剑侧臀中肌最早放电; 所有同名肌肉中除腹直肌持剑侧先于非持剑侧, 其他肌肉均是非持剑侧先于持剑侧; 最后放电的是持剑侧股二头肌和持剑侧半腱肌。

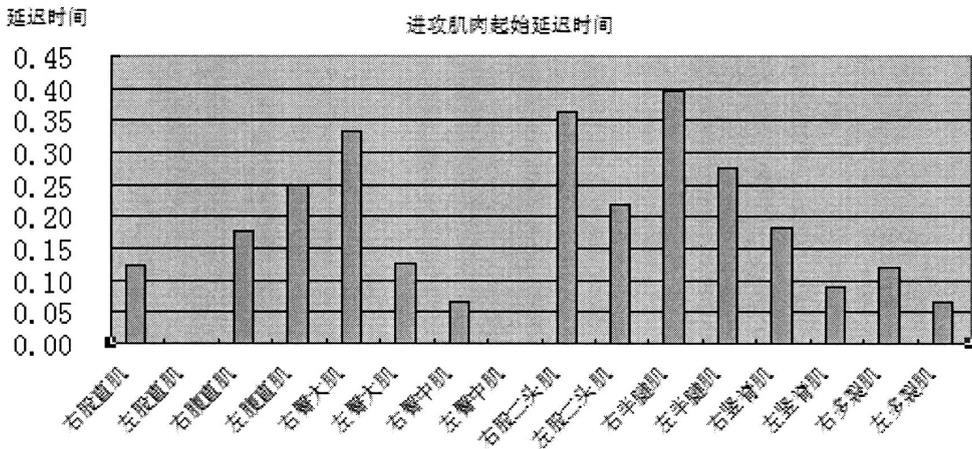


图 9 弓步刺进攻动作核心肌群的起始延迟时间

4.1.3 弓步刺还原过程核心肌群表面肌电测试结果

4.1.3.1 弓步刺还原动作核心肌群的均方根振幅和相对振幅

由表 10 可以看出,在弓步刺还原时,持剑侧股直肌放电幅值最大,且持剑侧明显大于非持剑侧,且有统计学意义。腹直肌、多裂肌、臀大肌和半腱肌持剑侧大于非持剑侧;竖脊肌、臀中肌和股二头肌非持剑侧大于持剑侧。相对振幅臀大肌非持剑侧大于右持剑侧,股直肌持剑侧大于非持剑侧。

表 10 弓步刺还原动作核心肌群均方根振幅 (RMS) 和相对振幅 ($\bar{x} \pm SD$)

肌肉名称	均方根振幅 (uV)		相对振幅(%)	
	持剑侧	非持剑侧	持剑侧	非持剑侧
腹直肌	90.7±21.5*	73.8±8.3	5.8±1.2	5.6±1.8
竖脊肌	44.3±11.1**	75.3±14.1	12.6±4.7	15.7±3.3
多裂肌	112.5±25.9*	88.8±14.6	26.0±7.8	21.2±4.6
臀大肌	103.6±20.5	95.5±13.6	15.5±2.9*	19.1±4.3
臀中肌	91.6±10.2**	111.8±10.7	7.3±2.4	8.4±2.2
股直肌	190.4±31.1**	135.6±22.3	14.3±2.5**	10.8±2.4
股二头肌	107.4±16.9	111.0±13.1	10.1±2.6	10.4±3.0
半腱肌	160.1±12.7**	93.4±16.4	10.3±3.7	10.2±2.6

注:*表示 P<0.05 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 P<0.01 持剑侧和非持剑侧有极显著性差异。

4.1.3.2 弓步刺还原过程中核心肌群各肌肉的贡献率

由图 10 可见,弓步刺还原时股直肌贡献率最大,且持剑侧大于非持剑侧。其次是臀大肌、臀中肌、半腱肌、股二头肌和多裂肌。

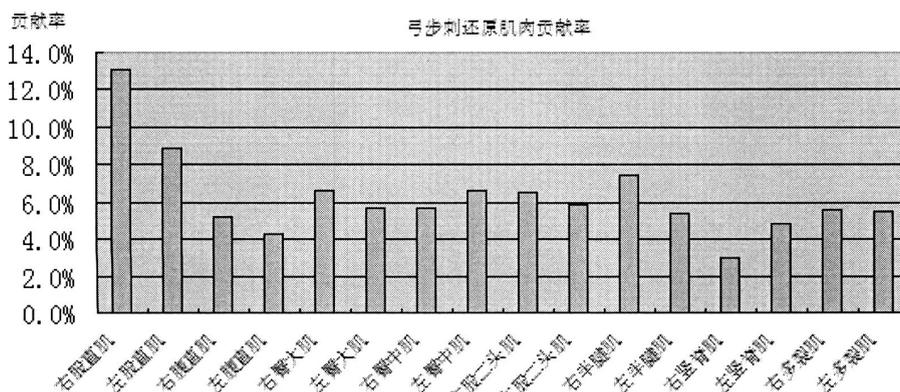


图 10 弓步刺还原过程核心肌群的贡献率

4.1.3.3 弓步刺还原各肌肉起始延迟时间

由图 11 可见, 弓步刺还原时非持剑侧股直肌放电最早; 所有同名肌肉中, 均是非持剑侧先于持剑侧放电; 最后放电的是腹直肌。

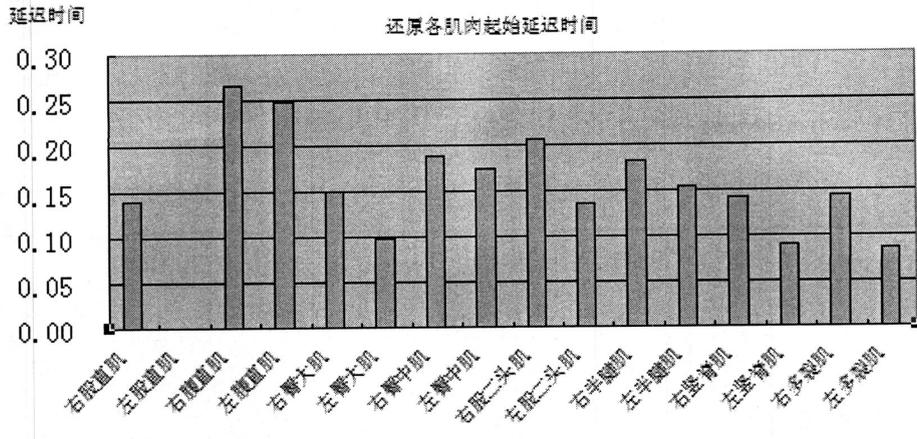


图 11 弓步刺还原动作核心肌群的起始延迟时间

4.2 核心肌群等速力量测试结果

4.2.1 大腿前群和腿后群肌力测试结果

4.2.1.1 大腿前群和腿后群相对峰力矩及双侧差异

相对峰力矩 (Nm/Kg) 反映运动员单位体重的最大肌肉力量, 可以用于个体之间的比较。如表 11 所示, 在角速度 $60^\circ/\text{sec}$ 时, 大腿前群和腿后群相对峰力矩持剑侧大于非持剑侧。

双侧差异 (%) = (最大值-最小值)/最大值, 反映身体两侧肢体肌力的平衡情况, 比值小于 15% 为宜。如表 11 所示, 大腿前群和腿后群相对峰力矩左右两侧差异不大, 双侧差异均小于 15%。

表 11 大腿前群和腿后群相对峰力矩及双侧差异 ($\bar{x} \pm SD$)

速度	部位	非持剑侧 (N · m/kg)	持剑侧(N · m/kg)	双侧差异
$60^\circ/\text{sec}$	后群	$1.53 \pm 0.19^*$	1.71 ± 0.18	0.10 ± 0.07
	前群	$2.65 \pm 0.25^*$	2.94 ± 0.35	0.09 ± 0.08
$300^\circ/\text{sec}$	后群	1.24 ± 0.23	1.26 ± 0.14	0.13 ± 0.07
	前群	1.96 ± 0.31	1.93 ± 0.34	0.12 ± 0.09

注:*表示 $P < 0.05$ 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 $P < 0.01$ 持剑侧和非持剑侧有极显

著性差异。

4.2.1.2 大腿前群和大腿后群肌力拮抗比

拮抗肌群峰力矩比值(%)反映拮抗肌力量的比例是否协调,双侧差异一般小于10%为宜。由表12可知,在角速度 $60^{\circ}/\text{sec}$ 时,大腿前群和大腿后群肌力拮抗比在0.60左右,在角速度 $300^{\circ}/\text{sec}$ 时,拮抗比在0.65左右,拮抗比双侧差异小于10%。

表12 大腿前群和大腿后群肌力拮抗比 ($\bar{x} \pm \text{SD}$)

速度	非持剑侧	持剑侧
$60^{\circ}/\text{sec}$	0.60 ± 0.09	0.57 ± 0.09
$300^{\circ}/\text{sec}$	0.66 ± 0.19	0.67 ± 0.12

4.2.2 髋关节内收/外展肌群肌力测试结果

4.2.2.1 髋关节内收/外展肌群肌力相对峰力矩及双侧差异

由表13所示,在角速度 $60^{\circ}/\text{sec}$ 和 $300^{\circ}/\text{sec}$ 时,髋关节内收/外展肌群肌力相对峰力矩非持剑侧均大于持剑侧,双侧差异均大于15%。

表13 髋关节内收/外展肌群相对峰力矩及双侧差异 ($\bar{x} \pm \text{SD}$)

速度	动作	非持剑侧 ($\text{N} \cdot \text{m}/\text{kg}$)	持剑侧($\text{N} \cdot \text{m}/\text{kg}$)	双侧差异
$60^{\circ}/\text{sec}$	内收	$3.04 \pm 0.49^*$	2.54 ± 0.54	0.15 ± 0.11
	外展	$1.88 \pm 0.30^*$	1.55 ± 0.27	0.17 ± 0.14
$300^{\circ}/\text{sec}$	内收	$0.73 \pm 0.33^*$	0.38 ± 0.19	0.41 ± 0.24
	外展	0.63 ± 0.20	0.48 ± 0.09	0.26 ± 0.14

注:*表示 $P < 0.05$ 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 $P < 0.01$ 持剑侧和非持剑侧有极显著性差异。

4.2.2.2 髋关节内收/外展肌群肌力拮抗比

由表14可见,在 $60^{\circ}/\text{sec}$ 时,髋关节内收/外展肌群肌力拮抗比(外展/内收)小于0.7;在 $300^{\circ}/\text{sec}$ 是,拮抗比(外展/内收)大于1,且左右差异大于10%。

表 14 髋关节内收/外展肌群肌力拮抗比 (外展/内收) ($\bar{x} \pm SD$)

速度	非持剑侧	持剑侧
60° /sec	0.66 ± 0.15	0.61 ± 0.13
300° /sec	1.05 ± 0.41	1.41 ± 0.61

4.2.3 髋关节屈/伸肌群肌力测试结果

4.2.3.1 髋关节屈/伸肌群肌力相对峰力矩及双侧差异

如表 15 所示, 髋关节屈/伸肌群肌力相对峰力矩持剑侧与非持剑侧无显著性差异 ($p > 0.05$); 在 60° /sec 伸肌和 300° /sec 的屈肌肌群肌力相对峰力矩双侧差异大于 15%。

表 15 髋关节屈/伸肌群相对峰力矩及双侧差异 ($\bar{x} \pm SD$)

速度	动作	非持剑侧 (N · m/kg)	持剑侧 (N · m/kg)	双侧差异
60° /sec	屈	2.13 ± 0.47	2.32 ± 0.24	0.11 ± 0.10
	伸	3.36 ± 0.59	3.77 ± 0.76	0.16 ± 0.12
300° /sec	屈	1.52 ± 0.44	1.71 ± 0.38	0.20 ± 0.19
	伸	3.37 ± 0.27	3.48 ± 0.57	0.09 ± 0.10

注:*表示 $P < 0.05$ 持剑侧和非持剑侧有显著性差异;**表示 $P < 0.01$ 持剑侧和非持剑侧有极显著性差异。

4.2.3.2 髋关节屈/伸肌群肌力拮抗比

如表 16 所示, 在角速度 60° /sec 时, 髋关节屈/伸肌群肌力拮抗比小于 0.7; 在角速度 300° /sec 时, 拮抗比低于 0.5。

表 16 髋关节屈/伸肌群肌力拮抗比 ($\bar{x} \pm SD$)

速度	非持剑侧	持剑侧
60° /sec	0.63 ± 0.06	0.63 ± 0.12
300° /sec	0.45 ± 0.12	0.50 ± 0.11

注:*表示 $P < 0.05$ 水平有显著性差异;**表示 $P < 0.01$ 水平有极显著性差异。

4.2.4 躯干屈/伸肌群肌力测试结果

4.2.4.1 躯干屈/伸肌群相对峰力矩及屈伸比

由表 17 可见, 相对峰力矩屈肌大于 1.9 N · m/kg, 伸肌大于 3 N · m/kg, 屈伸

比小于 0.7。

表 17 躯干屈/伸肌群相对峰力矩及屈伸比 ($\bar{x} \pm SD$)

速度	屈(N·m/kg)	伸(N·m/kg)	屈伸比
60° /sec	2.15±0.35	3.38±0.75	0.65±0.15
180° /sec	1.92±0.25	3.69±0.77	0.53±0.09

4.2.4.2 角速度 60° /sec 左右两侧肌群肌电结果

如表 18 所示,在角速度 60° /sec 时,腹直肌放电持剑侧大于非持剑侧($p < 0.05$),竖脊肌、多裂肌($P < 0.01$)放电非持剑侧大于持剑侧。

表 18 左右两侧肌群肌电均方根振幅 ($\bar{x} \pm SD$)

肌肉	均方根振幅 (RMS)	
	持剑侧	非持剑侧
腹直肌	306.4±22.1*	285.7±19.2
竖脊肌	183.3±21.8	189.2±15.4
多裂肌	145.3±12.5**	160.7±7.8

注:*表示 $P < 0.05$ 水平有显著性差异;**表示 $P < 0.01$ 水平有极显著性差异

5 结果讨论与分析

5.1 弓步刺动作

击剑的基本实战姿势如图 12, 上体侧身直立, 下体保持半蹲位的马步, 这是比赛过程中基本的技术要求^[3]。弓步刺动作如图 13, 是运动员在保持实战姿势的前提下, 以后脚为支撑, 持剑手臂引导同侧的腿脚向前跨出, 膝关节由大于 100° 小于 140° 的角, 从伸展到弯曲, 最后膝关节成 90° 左右, 脚落地时仍保持膝盖向前, 完成一个弓步刺进攻动作^[26]。

石玉琴^[20]等统计第六届全运会花剑和重剑决赛录像, 运动员采用弓步刺(原地弓步刺、向前一步弓步刺、跃步弓步刺)进攻占总出剑数的 68%, 并且弓步刺命中的比例较高, 约 58%, 而后两种弓步刺技术是原地弓步刺技术变化衍生的结果。已有研究表明高、低水平重剑运动员在平时训练时的弓步刺动作协调模式相似, 但比赛情境时高水平重剑运动员的弓步刺动作协调性显著好于低水平重剑运动员^[23]。由于弓步刺技术的应用比例非常高, 而弓步刺又具有速度快、隐蔽性强和动作周期可控性强等特点, 因此被广大运动员教练员重视。击剑比赛在狭长的剑道上进行, 击剑运动步伐移动快而频繁, 运动员要在快速、多变、激烈的对抗格斗中, 完成弓步刺与还原、进攻与防御转换、维持身体重心的平衡等一系列攻防动作, 而这些动作是以腰、腹、腿等部位力量为基础^[4]。

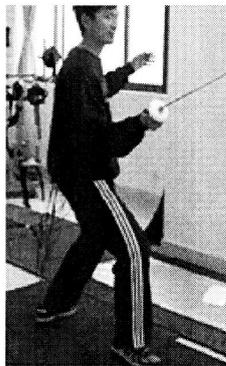


图 12 准备姿势

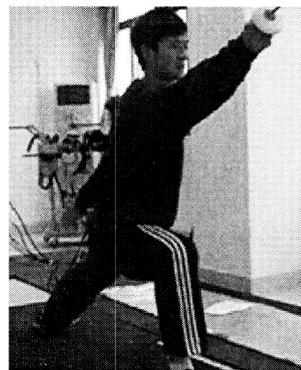


图 13 弓步刺进攻

5.2 核心肌肉定义与作用

核心肌肉是指肌肉的起止点或起点或止点位于核心区域间的肌肉。而起止点

在核心部位的肌肉共 33（对）+1（块），见表 19，其中，有 7（对）+1（块）肌肉的起止点都在核心部位，主要对核心区域起固定作用；其他肌肉只有起点或者止点在核心部位，它们不仅参与核心区域的固定，而且还参与其他部位的运动^[108]。腹横肌、腹内斜肌、腰方肌、膈肌和骨盆骶肌，这些肌肉长度较短，基本都附于脊柱周围，其主要作用是维持脊柱的稳定以及参与脊柱的微细运动^[109]；腹直肌、腹外斜肌和竖脊肌参与躯干稳定的同时还参与躯干的大幅度运动；而臀大肌、臀中肌和股直肌等原来被认为是下肢的肌肉，除了具有支配下肢运动的作用外同样具有稳定核心部位的功能。在运动训练中，教练员往往只注意大腿前群力量的训练，而忽视大腿后群和腰背部的训练，从而导致膝关节和下腰部损伤率增加，本研究通过所选核心肌肉，分别涵盖了腰椎、骨盆和髋关节三个部位，通过对这些肌肉在弓步刺动作中用力的大小以及发力顺序，能有效的反应击剑动作过程中核心肌群的用力特征，结合核心肌群力量特征，能有效地指导训练以及预防损伤。

表 19 核心区域的肌肉及起止点一览表

肌群	肌肉名称		
	起、止点都在核心（7对+1）	起点在核心（25对）	止点在核心（1对）
盆带肌（8对）		髂肌、腰大肌、梨状肌、臀大肌、臀中肌、臀小肌、闭孔内肌、闭孔外肌	
大腿肌（11对）		股直肌、缝匠肌、阔筋膜张肌、股二头肌（长头）、半腱肌、半膜肌、耻骨肌、长收肌、短收肌、大收肌、股薄肌	
背肌（9对）	回旋肌、多裂肌、棘间肌、横突间肌	背阔肌、下后锯肌、竖脊肌（棘肌、最长肌、髂肋肌）	
腹肌（5对）	腹内斜肌、腹横肌、腰方肌	腹直肌	腹外斜肌
膈肌（1块）	膈肌		

（引自黎涌明. 论核心力量及其在竞技体育中的训练——起源·问题·发展. 2008）

5.3 弓步刺肌电结果分析

5.3.1 实战准备姿势肌电特征

实战准备姿势是击剑运动所特有的姿势，是运动员开始准备进行战斗的基本姿势，其要求上体侧身收腹直立，下体保持半蹲位的马步。由本研究中表 8 可知：实战姿势下主要是腹直肌、股直肌放电幅值较大，结合本研究中图 7 可以发现，

准备姿势时, 股直肌、腹直肌的贡献率较大, 表明在准备姿势时, 主要是股直肌和腹直肌发力, 用以维持两腿屈曲、收腹的姿势。而本研究中表 8 中股直肌放电幅值两侧差异不大, 说明准备姿势时身体的重心在两腿中间。而这些肌群的相对幅值较小表明核心肌群在实战准备姿势下保持较放松的状态, 这与已有研究结果相同^[25]。而本研究中表 8 中, 竖脊肌、多裂肌和臀大肌放电幅值非持剑侧大于持剑侧, 可能是在准备姿势时, 需要维持上体侧身减少被攻击的面积, 而在这一姿势, 前腿(右腿)处于旋外位置, 骨盆和躯干受到髂腰肌的牵拉有前倾、前屈的趋势, 需要对侧肌群发力来平衡, 因此引起竖脊肌、多裂肌和臀大肌用力左侧大于右侧。

在击剑训练和比赛中, 根据技战术的需要, 实战准备姿势可能会有所变化, 但都应该保持较放松的状态。

5.3.2 弓步刺动作的用力特征

5.3.2.1 弓步刺动作大腿前后肌群的用力特征

弓步刺进攻过程中, 由本研究中表 9 所示, 持剑侧股直肌放电最大, 是因为弓步刺进攻完成时, 持剑侧腿短时间的制动、支撑^[13]。弓箭步还原成实战姿势是队员重新进入进攻或防守状态的重要一步。本研究中表 10 中持剑侧股直肌放电最大, 因为此时重心偏在前腿, 前腿需要克服较大的负担, 推动身体重心上升后, 使身体的后移^[13]。击剑运动员持剑侧腿在训练和比赛需要不停顿地实现收缩, 持剑侧腿在弓步刺动作中需要制动和支撑身体的重量, 负荷明显大于非持剑侧腿, 可能引起运动员在大腿前群肌力量上的差异。同时由于击剑运动员长期的蹬伸动作, 大腿前群肌肉用得较多, 可能会导致击剑运动员大腿后群肌肉力量较大腿前群力量弱。本本研究中表 11、表 12 也说明了这一点。

大腿前后群肌肉不仅参与核心部位的稳定, 而且是膝关节稳定的主要肌肉, 其拮抗肌群力量拮抗比以及双侧差异情况可以用来评估膝关节损伤风险, Devan 等^[110]人研究将大腿前后肌群拮抗比分为三类, 正常范围(60%-69%, 60°/s; 80%-95%, 300°/s), 超正常范围(>69%, 60°/s; >95%, 300°/s), 低于正常范围(<60%, 60°/s; <80%, 300°/s), 低于正常范围或者超正常范围时损伤发生风险较大。同名肌肉左右双侧差异应小于 15%^[111]。通过对女子曲棍球(20 名)、足球(23 名)、篮球(10 名)运动员膝关节损伤和肌力不平衡的关系研究, Michelle^[112]等人发现 10 名膝关节损伤的运动员在等动 300°/s 时的 H/Q 都小于正常范围(80%)。

由本研究中表 11、表 12 可见,大腿前群、后群肌肉力量双侧存在差异,这种差异主要体现在慢速力量而不是快速力量,双侧差异小于 15%。郭黎^[113]的研究结论也是持剑侧和非持剑侧大腿屈伸肌峰力矩在 $60^{\circ}/s$ 比较具有显著差异。击剑运动员肌力拮抗比在 $60^{\circ}/s$ 时为 0.6,表明大腿后群肌肉基础力量相对偏弱,但在正常范围;在 $300^{\circ}/s$ 时为 0.67,低于正常范围的下线(0.8),表明大腿后群肌肉快速力量差,在比赛和训练动作时,容易发生损伤。建议在加强大腿后群基础力量的同时,也要加强快速力量。

霍炬^[26]根据队内研究调查,训练三年以上的运动员,其中有 60%到 75%的运动员都会出现膝关节疼痛的情况。调查了中国击剑集训队和部分省市击剑队 193 名队员的运动损伤情况,其中慢性损伤占 90%以上,训练年限越长,损伤的发生率越高,训练年限 7 年以上,可达 95%,发病部位发生在持剑手侧的膝关节伸膝装置(71 例,占 25%)^[28]。陈晓彬^[15]等对参加 2004 年广东省击剑冠军赛及 2006 年广东省第十二届运动会击剑比赛的 170 名击剑运动员损伤进行调查,结果发现膝关节损伤发生 192 例次,发生率达 43.24%。从运动解剖学的角度来说,髌骨的后侧面大部分为软骨结构,与股骨两髁和髁间窝形成髌股关节,在膝关节伸直且股直肌放松时,髌下部与股骨髁间窝轻轻接触;在屈膝 90° 时,髌上部与髁间窝接触;当膝关节全屈时,整个髌骨的关节面紧贴髁间窝^[26]。击剑训练和比赛中,弓步刺的多次重复,髌股之间的反复摩擦以及撞击,致使软骨面被磨损而致膝关节的疼痛^[26]。实验结果显示,在弓步刺进攻和还原过程中,持剑侧股直肌放电幅值和贡献率都最大,且在准备姿势时,持剑侧股直肌贡献率也较高,表明在做击剑动作时,股直肌需要频繁的收缩,这也与击剑运动员前腿膝关节劳损发病率较高相对应。

可以看出,在弓步刺进攻与还原过程中,持剑侧股直肌用力最大,在比赛和训练中,髌骨反复受到牵拉挤压和磨损,可能是造成击剑运动员持剑侧膝关节劳损且高于非持剑侧的原因。可以通过有意识的增加大腿后群的力量练习,从而使大腿前后群肌肉的力量比值较为合理,达到预防损伤的目的。同时可以通过核心稳定性训练,增加大腿前后肌群神经肌肉的控制,从而控制弓步刺动作中膝关节的角度,减少髌股之间的磨损,预防膝关节劳损。

5.3.2.2 弓步刺动作髌部肌群的用力特征

由本研究中表 9 可知,在弓步刺进攻时,持剑侧臀大肌放电大于非持剑侧,表明在弓步刺进攻时,持剑侧髌关节处于屈曲位,持剑侧髌部伸肌需要比非持剑

侧更大的力量来制动，并且维持弓步刺的姿势。在弓步刺动作还原时，膝关节、髋关节处于屈曲位，主要通过大腿前群肌肉以及臀部伸肌发力，而髋关节屈肌力量用的较小，在训练和比赛中长期进行此项动作，可能会引起髋部屈伸肌群力量比例失衡。由本研究中表 10 可以看出，臀中肌放电非持剑侧大于持剑侧，可能因为恢复到实战姿势，需要用非持剑侧臀中肌进行制动；且运动员向前弓步是在保持实战姿势的前提下，以非持剑侧脚为支撑，同时非持剑侧腿蹬地，造成弓步向前加速运动，非持剑侧大于持剑侧，长期的比赛和训练，可能会引起非持剑侧与持剑侧髋部外展肌群力量差异增大。

髋关节的肌肉有耻骨肌、长短收肌、大收肌、臀中肌、臀大肌和髂腰肌等，它们参与髋关节运动，同时对骨盆的稳定起重要作用。Crossley^[75]的研究表明躯干侧屈肌肉和臀中肌的力量以及神经肌肉的控制对髌骨痛有影响。虽然由于专项技术的需要使得击剑运动员双侧差异普遍存在，但 Kanpik^[114]认为双侧不平衡可导致功能性的运动技术异常，并可诱发损伤发生风险。Nadler^[115]认为臀部肌肉力量不平衡与慢性下腰痛有关，还提出平衡臀部肌肉力量可以治疗下腰痛。

如本研究中表 13、表 14 所示，击剑运动员髋关节内收/外展肌群肌力非持剑侧大于持剑侧；在 $60^{\circ}/s$ 时，内收群肌肌力左右两侧差异为 15%，外展肌群肌力左右差异为 17%，说明内收/外展肌群肌力差异较大，诱发运动损伤的风险较大。而在 $60^{\circ}/s$ 时，拮抗比为 0.66，表明臀中肌的力量相对较弱，髋关节在冠状面内的稳定能力差，容易产生晃动引起膝关节的损伤。由本研究中表 15、表 16 可知，髋关节屈伸拮抗比为 0.63 低于其最佳比例 1，表明髋关节屈肌肌群力量相对较弱；髋关节伸肌群在 $60^{\circ}/s$ 时，肌力差异在 15% 以上，有较大的损伤风险。

因此击剑运动员应正确对待双侧差异和拮抗肌群肌力不合理的问题，不应简单理解为专项的适应性改变。可以通过针对性的体能训练加强髋关节屈肌力量以及平衡内收、外展肌群力量的双侧差异，预防损伤。

5.3.2.3 弓步刺动作躯干肌群的用力特征

由本研究中表 9、表 10 可以看出，弓步刺进攻和还原时，各肌肉相对振幅都大于准备姿势，其中多裂肌相对幅值最大，表明多裂肌动员最多，说明击剑运动员在弓步刺进攻和还原时下腰部肌肉负荷较大。而大部分运动员在进攻时上身会伴随前倾动作，后退时，上身会伴随后仰动作，以及双侧用力的差异，导致下腰部肌肉负荷较大。同时，腹直肌、多裂肌相对振幅在弓步刺进攻和还原时持剑侧大

于非持剑侧，表明腹部肌肉和背肌肉在弓步刺动作中发力不平衡。弓步刺动作中腹背部肌肉发力的不均衡，可能引起腹背部肌肉力量的变化。

躯干部的腹直肌、腹内外斜肌、腹横肌和背部的竖脊肌、多裂肌不仅是屈伸拮抗作用，同时还是躯干旋转的重要拮抗肌群，两组拮抗肌在腹腔前后和周围构成了躯干部的依赖型稳定结构。正常角速度 $60^{\circ}/s$ 时，向心运动时屈/伸比值为 0.79-0.85，在一定范围内随角速度的加快而增大^[116]。Oddsson^[117] 通过肌电图可以用于评估背部肌力不平衡情况，且发现下腰痛患者的肌肉力量双侧差异大于健康人群。Norris^[118] 的研究认为背部肌肉力量的不平衡是引起下腰痛的原因之一。肌电测试中，相对振幅幅值小于 80% 时，肌力和振幅呈线性相关性^[93]。

由本研究中表 17 可知，躯干屈伸肌群拮抗比为 0.65 相对正常范围较低，表明躯干屈肌力量相对较弱。腹部肌群力量偏低时则会造成躯干旋转发力时的转动轴不够稳定，进而会增加腰背部的工作负荷，提高了急慢性损伤的发生风险。从本研究中表 18 可见，在角速度 $60^{\circ}/s$ 的等速测试时，腹直肌的 RMS 持剑侧大于非持剑侧，多裂肌的 RMS 非持剑侧大于持剑侧，表明击剑运动员腹背部肌肉不平衡，这可能是造成击剑运动员下腰部劳损的原因。

可以发现，击剑运动员腹肌力量较弱，且因为长期的不均衡性的用力引起腹直肌、多裂肌双侧肌力存在差异。可以通过针对性的训练平衡这些肌肉的力量，从而预防和治疗下腰痛。

5.3.3 弓步刺动作发力顺序特征

5.3.3.1 弓步刺进攻动作发力顺序特征

由本研究中图 9 所示，非持剑侧股直肌、非持剑侧臀中肌最早放电；由本研究中表 9、图 8 发现非持剑侧股直肌放电幅值和贡献率也较大，非持剑侧股直肌的放电情况反应了其在弓步刺进攻中的动力作用；腹背部肌肉放电迟于非持剑侧股直肌和臀中肌，表明了腹背肌在弓步刺进攻动作中对身体的控制。由本研究中图 9 可以看出，弓步刺进攻时，同名肌肉（除腹直肌外）放电顺序均为先非持剑侧后持剑侧，说明了各肌群在进攻和还原过程中同名肌肉之间的协调关系。在进攻时，正确的动作是重心在两脚之间，且上身尽量保持正直或者稍微前屈；而错误动作常伴随有腰部的旋转、过度的前倾，增加腰部的负荷，造成肌肉张力增高，局部血运和营养不良，肌肉处于僵硬状态导致劳损^[16]。在弓步刺进攻过程中，腹部肌肉发力先于非持剑侧股直肌，或者腹部肌肉发力过大，躯干含胸收腹明显，上体

过于前倾,在一定程度上影响了弓步刺进攻的幅度,同时,这种前倾的姿势,使背部肌群负荷过大,长期训练比赛很容易造成劳损^[21]。

5.3.3.2 弓步刺还原动作发力顺序特征

由本研究中图 11 可以看出,非持剑侧股直肌最早放电;弓步刺还原时,同名肌肉放电顺序均为先非持剑侧后持剑侧,说明了各肌群在还原过程中同名肌肉之间的协调关系。在弓步刺还原时,正确的动作是中心在两脚之间,且上身尽量保持正直稍微后伸;而错误动作常伴随有腰部的旋转、过度的后仰,增加腰部的负荷^[16]。弓步刺还原时,此时重心偏向前腿,身体后撤推动力来自前腿,后膝归位越早,后腿的支撑作用越大,可使队员在前腿后移过程中减轻其负担或不使其承担体重的益处^[13]。若是持剑侧腿或者背部发力先于非持剑侧腿,则形成一种“后坐”的姿势,不利于成功恢复成实战姿势,还会影响防守的范围。

由本研究图 9、图 11 可以看出,弓步进攻和还原过程中,非持剑侧股直肌最早放电;同名肌肉(除腹直肌外)放电顺序均为先非持剑侧后持剑侧。所以对弓步刺动作中核心肌群的两侧用力顺序,可以反映动作过程中对身体的控制,持剑侧和非持剑侧发力顺序混乱时,说明在动作过程中身体晃动厉害,或者动作存在错误。根据各肌群的激活顺序,结合各肌肉的发力情况,对动作技术的改进以及对错误动作的纠正有重要的意义。

通过实验研究可以发现,击剑运动员在训练和比赛中,核心肌群肌肉长期处于不平衡的发力状态,引起核心肌群肌肉力量双侧存在差异以及拮抗肌群比例不均衡,这种变化是运动员对专项的一种适用性变化,但是这种变化可能增加了运动员膝关节、下腰部等损伤的发生风险。可以通过针对性的力量训练以及核心稳定性训练,平衡核心肌群力量的双侧差异,以及促使拮抗肌群力量拮抗比在较合理的范围,从而预防和较少膝关节、下腰痛等损伤的发生。

5.4 弓步刺动作中肌电双侧差异与肌力双侧差异的相关性

对大腿前群、髂外展肌群、腹直肌以及多裂肌在弓步刺进攻、还原过程中表面肌电 RMS 的双侧差异与肌力测试时的双侧差异进行 pearson 相关性分析,其相关性见表 20。

表 20 弓步刺动作与肌力双侧差异的相关性

肌肉	弓步刺进攻 vs 肌力测试		弓步刺还原 vs 肌力测试	
	R	P	R	P
大腿前群	0.53	0.048	0.57	0.034
髋外展肌群	0.56	0.042	0.51	0.046
腹直肌	0.62	0.034	0.50	0.023
多裂肌	0.51	0.049	0.61	0.014

由此可见，弓步刺进攻、还原过程中肌肉用力双侧差异与肌力测试中肌力双侧差异有相关性，即大腿前群、髋外展肌群、腹直肌和多裂肌的肌力差异是由击剑的专项动作引起的。而且在对乒乓球、羽毛球、柔道^[119]等项目运动员的肌力测试中，也发现了这些项目的运动员双侧力量差异较大，也说明了单侧发力动作可能引起肌肉力量的不平衡。击剑运动员在做弓步刺动作时，双侧用力可以存在的不均衡现象，但在做对称性的测试动作时，其双侧的差异应该在一定的范围内，超过这一范围则容易发生损伤。

6 结论与建议

6.1 结论

6.1.1 准备姿势主要发力的是腹直肌和股直肌，核心肌肉处于相对放松状态。

6.1.2 在弓步刺进攻与还原过程中，持剑侧股直肌发力最大。

6.1.3 在弓步刺进攻与还原过程中，同名肌肉（腹直肌除外）发力顺序是先非持剑侧后持剑侧。

6.1.4 击剑运动员大腿后群力量较弱，髋部外展、内收肌群双侧差异大于 15%，腹直肌、多裂肌肌力双侧差异明显。

6.1.5 在弓步刺进攻与还原过程中，弓步刺动作时下腰部肌肉负荷大。

6.1.6 在弓步刺进攻与还原过程中，股直肌、腹直肌和多裂肌用力持剑侧大于非持剑侧，臀中肌发力持剑侧小于非持剑侧。这种双侧用力的差异与股直肌、髋部外展肌群、腹直肌和多裂肌肌力双侧差异有中度相关性。

6.2 建议

击剑运动员在运动实践中，长期处于不平衡的发力状态引起核心肌群肌肉力量双侧差异以及拮抗肌群比例不均衡，可以通过针对性的力量训练以及核心稳定性训练，积极发展非持剑侧肌肉力量，从而使双侧力量均衡发展，减少运动损伤；在理论研究方面，可以进一步对击剑运动员的损伤核心力量进行长期的纵向研究。

7 参考文献

- [1] 林茂春. 体育知识百科全书. 2003. 延边人民出版社.
- [2] 陈士亮. 我国击剑运动文献现状分析. 沈阳体育学院学报. 2009. 28(5): 116-118.
- [3] 王惠, 王炳芳, 石晶. 中国优秀击剑运动员运动损伤现状分析. 青岛大学医学院学报. 2010. (06): 515-516+519.
- [4] 刘玉玲. 击剑运动的特征及其发展趋势. 才智. 2009.
- [5] 许醒. 击剑运动员的核心力量训练. 成功(教育). 2010. (11): 286.
- [6] 李维仁. 重剑技术的“快, 狠, 准, 变”及其相互关系. 中国体育教练员. 1997. 2.
- [7] 谢晖, 赵琼. 试论重剑比赛中距离的控制——脚下移动技术的作用. 中国教育导刊. 2007. (023): 46-47.
- [8] 叶青林. 击剑步法在比赛中的作用. 湖北体育科技. 2005. 24(001): 101-101.
- [9] 周继和, 文国刚. 弓步刺进攻技术的生物力学分析. 成都体育学院学报. 1994. 20(001): 72-77.
- [10] 唐潇, 朱晓敏, 宋雅伟. 击剑不同剑种弓步动作的运动学特征研究. 南京体育学院学报(自然科学版). 2008. (04): 29-32+167.
- [11] 尚文霞, 熊开宇, 杨伟军, 何辉. 击剑弓箭步腿部肌群用力特征的肌电分析. 2007 全国运动生理学论文报告会论文集. 2007.
- [12] 舒建平. 影像测量数据在击剑弓步技术诊断中的应用. 天津体育学院学报. 2010. (003): 262-266.
- [13] 尚文霞. 重剑弓箭步腿部肌肉用力特征的肌电分析. 内江科技. 2010. (10): 31-32.
- [14] 陈文洁, 沈步乙. 击剑运动员的损伤特点. 上海体育学院学报. 1985. 3.
- [15] 陈晓彬, 郭艳艳, 黄理丰. 击剑运动员运动损伤的调查分析. 军事体育进修学院学报. 2007. (03): 111-113.
- [16] 张双喜. 击剑运动员损伤发生的训练学原因、特征及其预防. 南京体育学院

- 学报(社会科学版). 2006. (02): 94-96.
- [17] 李峰, 李珩, 文静, 张蓉. 基于步态分析的击剑运动员膝损伤原因探讨. 中国康复医学杂志. 2008. (03): 254-255.
- [18] 冯家恒, 魏晓伟. 击剑运动员运动损伤的原理及预防措施. 2007 广东省体育科学研究论文选. 2007.
- [19] 吴树森. 浅谈击剑运动员创伤的发生及预防. 湖北体育科技. 1992. 2.
- [20] 石玉琴, 周继和, 金玉琇等. 中国优秀女花运动员原地弓步刺技术的研究. 第七届全国运动生物力学学术会议论文摘要汇编. 1991.
- [21] 周继和, 文国刚. 弓步刺进攻技术的生物力学分析. 成都体育学院学报. 1994. 20(1): 72-77.
- [22] 孙建刚. 重剑中不同步法对弓步刺技术的影响及分析. 见:张胜年,主编. 运动人体科学, 2010.
- [23] 邓磊, 任杰, 郭黎. 重剑运动员弓步刺动作协调性的非线性动力学特征. 上海体育学院学报. 2011. 35(2): 16-19.
- [24] 崔玉鹏. 表面肌电图在人体运动研究中的应用. 首都体育学院学报. 2005. (01): 102-104+114.
- [25] 尚文霞. 重剑基本动作和专项力量训练肌肉用力特征肌电分析 :北京体育大学,2008.
- [26] 霍炬. 击剑运动对膝关节的损伤分析. 搏击(体育论坛). 2010. (07): 55-56.
- [27] 王宁. 对青少年击剑运动员训练损伤与预防的研究. 南京体育学院学报(自然科学版). 2011. (01): 70-71.
- [28] 王煜. 我国优秀击剑运动员运动损伤的特点及预防原则. 成都体育学院学报. 1993. (01): 84-89.
- [29] 王明新, 刘玉杰, 高明等. 中国高水平击剑运动员运动损伤流行病学调查分析. 中国运动医学杂志. 2011. (02): 140-142.
- [30] Morris JM, Lucas DB, Bresler B. Role of the trunk in stability of the spine. The Journal of Bone and Joint Surgery (American). 1961. 43(3): 327-351.
- [31] Aspden RM. The spine as an arch. A new mathematical model. Spine. 1989. 14(3): 266.
- [32] Hasegawa I. The use of unstable training for enhancing sport performance.

- NACA's performance training journal. 2005. 4(4): 15-17.
- [33] Brown T. Core Flexibility Static and Dynamic Stretches for the Core. NACA's Performance Training Journal. 2005. 4(4): 8-10.
- [34] Goodman PJ. Connecting the core. NACA's Performance Training Journal. 2004. 3(6): 10-14.
- [35] 王卫星, 李海肖. 竞技运动员的核心力量训练研究. 北京体育大学学报. 2007. (08): 1119-1121+1131.
- [36] Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Medicine. 2006. 36(3): 189-198.
- [37] Willardson JM. Core stability training: Applications to sports conditioning programs. Journal of Strength and Conditioning Research. 2007. 21(3): 979.
- [38] Samson KM, Sandrey MA, Hetrick A. A core stabilization training program for tennis athletes. Athletic Therapy Today. 2007. 12(3): 41.
- [39] Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening1. Arch Phys Med Rehabil. 2004. 85: 86-92.
- [40] Peter Reeves N, Narendra KS, Cholewicki J. Spine stability: the six blind men and the elephant. Clinical biomechanics. 2007. 22(3): 266-274.
- [41] Lucus DB, Bresler B. Stability of the ligamentous spine [Technical Report No. 40]. San Francisco: University of California, San Francisco, Biomechanical Laboratory. 1961 .
- [42] Panjabi MM, White III AA, Keller D, Southwick WO, Friedlaender G. Stability of the cervical spine under tension. J Biomech. 1978. 11(4): 189-191, 193-197.
- [43] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992. 5: 383-383.
- [44] McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. J Orthop Sports Phys Ther. 2001. 31(2): 96.
- [45] Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury. The American Journal of Sports Medicine. 2007. 35(3): 368.
- [46] Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in

- neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med.* 2007. 35(7): 1123.
- [47] Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. 2004. Churchill Livingstone New York.
- [48] Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis I. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2005. 13(5): 316-325.
- [49] Bliss LS, Teeple P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Curr Sports Med Rep.* 2005. 4(3): 179.
- [50] Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine.* 2006. 36(3): 189-198.
- [51] 陈小平, 黎涌明. 核心稳定力量的训练. *体育科学.* 2007. (09): 97.
- [52] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992. 5(4): 390.
- [53] Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy.* 1997. 77(2): 132-142.
- [54] Gardner-Morse MG, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine.* 1998. 23(1): 86.
- [55] Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum.* 1989. 230: 1.
- [56] Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995. 76(7): 604-611.
- [57] Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, part 2. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* 2007. 86(1): 72.
- [58] Richardson CA, Jull GA, Hodges PW, Hides JA. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach. 1999. Churchill Livingstone.
- [59] Cowley PM, Swensen TC. Development and reliability of two core stability field

- tests. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008. 22(2): 619.
- [60] Stanton R, Reaburn PR, Humphries B. The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *Journal of strength and conditioning research*. 2004. 18(3): 522-528.
- [61] Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*. 2006. 36(3): 189-198.
- [62] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Neuromuscular control and valgus loading of the knee predict ACL injury risk in female athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004. 36(5): S287.
- [63] Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998. 27(5): 356.
- [64] Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005. 86(2): 242-249.
- [65] Liemohn WP, Baumgartner TA, Gagnon LH. Measuring core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005. 19(3): 583.
- [66] Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*. 2001. 26(7): 724.
- [67] Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med*. 2007. 35(7): 1123.
- [68] Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007. 35(3): 368.
- [69] Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, DAVIS I. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004. 36(6): 926.
- [70] Hildebrandt J, Pfungsten M, Saur P, Jansen J. Prediction of success from a multidisciplinary treatment program for chronic low back pain. *Spine*. 1997. 22(9): 990.

- [71] 梁清. 下腰痛与腰背肌肌力研究综述. 科技信息. 2010. (018): 277-277.
- [72] Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening1. Arch Phys Med Rehabil. 2004. 85: 86-92.
- [73] Marshall P, Murphy BA. Evaluation of functional and neuromuscular changes after exercise rehabilitation for low back pain using a Swiss ball: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther. 2006. 29(7): 550-560.
- [74] Ota M, Kaneoka K. Differences in Abdominal Muscle Thicknesses between Chronic Low Back Pain Patients and Healthy Subjects. J PHYS THER SCI. 2011. 23(6): 855-858.
- [75] Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical therapy for patellofemoral pain. Am J Sports Med. 2002. 30(6): 857.
- [76] Fredericson M, Wolf C. Iliotibial band syndrome in runners: innovations in treatment. Sports medicine. 2005. 35(5): 451-459.
- [77] Myer GD, Ford KR, McLean SG, Hewett TE. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. Am J Sports Med. 2006. 34(3): 445.
- [78] Myer G, Ford K, Brent J, Hewett T. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in. BMC Musculoskeletal Disorders. 2007. 8(1): 39.
- [79] Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. Am J Sports Med. 2006. 34(2): 299.
- [80] Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. The American Journal of Sports Medicine. 1999. 27(6): 699.
- [81] 范建中, 彭楠. 下肢闭链等速测试系统在慢性下腰痛患者康复评价中的应用. 中华物理医学与康复杂志. 2001. 23(3): 158-159.
- [82] Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. Med Sci Sports Exerc. 1984. 16(1): 64.
- [83] Beynon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. Journal of orthopaedic research. 2001. 19(2): 213-220.

- [84] Wang HK, Chen CH, Shiang TY, Jan MH, Lin KH. Risk-Factor Analysis of High School Basketball-Player Ankle Injuries: A Prospective Controlled Cohort Study Evaluating Postural Sway, Ankle Strength, and Flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006. 87(6): 821-825.
- [85] Freeman M, Dean M, Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. 1965. 47(4): 678.
- [86] Watson A. Ankle sprains in players of the field-games Gaelic football and hurling. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 1999. 39(1): 66-70.
- [87] Lentell G, Katzman LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1990. 11(12): 605.
- [88] Forkin DM, Koczur C, Battle R, Newton RA. Evaluation of kinesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996. 23(4): 245.
- [89] McGuine TA, Greene JJ, Best T, Leverson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000. 10(4): 239.
- [90] Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sports Med*. 1984. 12(3): 185.
- [91] Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998. 79(8): 939-944.
- [92] Bernier JN, Perrin DH, Rijke A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train*. 1997. 32(3): 226.
- [93] Konrad P. The abc of emg. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. 2005. 1.
- [94] 王健. 运动生理学研究技术. 2001. 浙江大学出版社.
- [95] 毛同斌, 张德辉, 黄昌林. 青年慢性下腰痛患者腰背肌耐力比较研究. *中国康复医学杂志*. 2002. 17(006): 337-339.

- [96] Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine*. 2003. 28(13): 1435.
- [97] 余洪俊, 吴宗耀, 刘宏亮. 急性下腰痛者竖脊肌和臀大肌功能变化的研究. *中国康复医学杂志*. 2003. 18(6): 342-344.
- [98] Bui B. Towards a measurement of active muscle control for lumbar stabilisation. 1993 .
- [99] Cholewicki J, Lee AS, Reeves NP, Calle EA. Trunk muscle response to various protocols of lumbar traction. *Manual Therapy*. 2009. 14(5): 562-566.
- [100] Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*. 2001. 16(8): 650-659.
- [101] Kasahara S, Ishigaki T, Torii Y. The relationship between muscle activity and muscle grade of the trunk flexors using manual muscle testing with electromyography. *J PHYS THER SCI*. 2010. 22(2): 123-128.
- [102] 钟林. 反悬腰背运动的表面肌电观察 :成都中医药大学,2010.
- [103] 成鹏. 等速运动在康复医学中的应用. *中国康复理论与实践*. 1997. 3(1): 32-32.
- [104] 黄杰, 成鹏, 郎海涛, 毕霞, 章杰. 躯干屈伸肌等长与等速向心收缩肌力测试的相关研究. *中华物理医学与康复杂志*. 2005. 27(5): 302-305.
- [105] Bernard JC, Pujol A, Boudokhane S, Deceuninck J, Chaleat-Valayer E. Isokinetic trunk strength in the teenagers with and without low-back pain: a comparative study. *Scoliosis*. 2012. 7(Suppl 1): O38.
- [106] Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE. Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*. 1995. 74(2): 139.
- [107] 袁鹏. 场地自行车运动员踏蹬运作肌电研究 :苏州大学,2006.
- [108] 黎涌明, 于洪军, 资薇, 曹春梅, 陈小平. 论核心力量及其在竞技体育中的训练——起源·问题·发展. *体育科学*. 2008. (04): 19-29.
- [109] Faries MD, Greenwood M. Core training: Stabilizing the confusion. *Strength &*

- Conditioning Journal. 2007. 29(2): 10.
- [110] Devan MR, Pescatello LS, Faghri P, Anderson J. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *Journal of Athletic Training*. 2004. 39(3): 263.
- [111] Brown LE. *Isokinetics in human performance*. 2000. Human Kinetics Publishers.
- [112] Devan MR, Pescatello LS, Faghri P, Anderson J. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *Journal of Athletic Training*. 2004. 39(3): 263.
- [113] 郭黎, 陈文鹤, 苑廷刚. 优秀击剑运动员下肢三关节等速肌力测试分析. *中国运动医学杂志*. 2010. (002): 163-166.
- [114] Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris J, Vaughan L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med*. 1991. 19(1): 76.
- [115] Nadler SF, Malanga GA, Feinberg JH, Prybicien M, Stitik TP, DePrince M. Relationship between hip muscle imbalance and occurrence of low back pain in collegiate athletes: a prospective study. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2001. 80(8): 572.
- [116] 张德辉, 黄昌林, 刘鼎成. 青年下背痛患者躯干肌力及腰椎曲度的临床研究. *中华物理医学与康复杂志*. 2003. 25(8): 469-471.
- [117] Oddsson L, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of Applied Physiology*. 2003. 94(4): 1410.
- [118] Norris CM. *Spinal Stabilisation:: 4. Muscle Imbalance and the Low Back*. *Physiotherapy*. 1995. 81(3): 127-138.
- [119] 袁鹏, 吴翠娥, 朱晓梅. 等速测力评价柔道运动员伤后力量特征及应用. *体育科研*. 2010. (06): 27-28.

8 攻读学位期间本人出版、发表及学术活动

发表文章:

苏州高校教师生活方式与骨质状况分析

《市场周刊(理论研究)》, 2011年06期, 98-99,

第一作者:

女子柔道运动员损伤及其力量特点分析

《运动》, 2012年3月刊总第35期, 50-51

9 致 谢

本论文是在导师盛蕾研究员的悉心指导下完成的，导师治学严谨，学识渊博，品德高尚。回顾硕士研究生涯，盛老师无论在学习上、工作上、生活上都给予了我极大的关心和帮助，更传授了我为人处世的准则，这些都将使我终身受益，值此论文付梓之际，忠心感谢导师几年来的谆谆教诲和悉心指导。

感谢我的实习单位江苏省体育科研所，体科所认真、严谨、朴实、高效的工作作风将永远伴随我的一生。特别要感谢袁鹏老师、吴翠娥老师、秦学林老师、李勇老师和霍兴华老师在论文设计、科研方法、研究保障、实验开展和论文撰写过程中给予的指导和支持。

感谢苏州大学体育学院陆阿明老师、张林老师、王国祥老师、吴明芳老师、高凤鸣老师多年来对我的关心和教诲；感谢苏州大学运动人体科学系全体老师和同学对我学习、生活上的支持和照顾。

最后，还要感谢家人长此以来的教育、关心、照顾和鼓励，没有他们的心血付出就换不来今日的成绩！