

펜싱 런지 동작에서 주동다리와 비 주동다리의 운동역학적 특성

공세진((주)두리시스템테크놀로지, 국민대학교)

본 연구의 목적은 스포츠 영역에서 순간적인 신체의 이동 방법으로 많이 활용되는 런지 동작의 수행력에 미치는 요인을 근전도 분석이 포함된 운동역학적 분석을 통하여 규명하는 것이다. 숙련된 14명의 펜싱 선수를 대상으로 피험자가 제자리에서 최대한 멀리 나아갈 수 있는 킥 런지를 수행하게 하고 이를 3차원 동작분석기와 근전도 시스템을 적용하여 분석하였다. 킥 런지의 사전 동작이 포함된 동작과 그렇지 않은 동작을 구분하였고 이를 주동다리와 비 주동다리에서 모두 실시하였다.

이 연구의 결론은 다음과 같다. 사전 동작이 포함된 런지에서 보다 높은 수행력을 보였다. 또한 숙련도가 높아질수록 런지의 길이가 길어지는데 여기서 오는 충격량을 제어하기 위한 기전으로 운동 수행 시간을 단축하는 전략적 기전이 사용 되는 것으로 보인다. 이와 더불어 주동다리의 동작에서 모멘트와 파워 등의 역학적 변인의 차이가 나타났는데 이는 근육을 동원하는 유기적 능력의 차이에서 기인하는 것으로 보인다.

주요어: 런지, 펜싱, 주동다리, 비 주동다리, 사전동작, 운동역학적 해석

서 론

인체의 움직임, 특히 스포츠 경기에서의 정확하고 순간적인 신체의 추진은 동작의 완성도 및 경기력 제고에 중요한 요인으로 작용한다. 스포츠 영역에서 이러한 순간적인 인체의 움직임에 많이 활용되는 신체 이동 방법에 런지(lunge)가 있다. 런지는 동작의 시작 지점에서 순간적으로 신체를 추진하였다가 이 추진력을 되돌려 다시 제자리로 돌아오는 신체 이동 기술을 말한다. 런지는 펜싱, 스쿼시 또는 배드민턴 등의 순간적 신체 이동이 많은 종목에서 빈번히 사용되는 매우 중요한 동작이다(이종락과 박광동, 2003; Kuntze et al., 2009). 이러한 런지 동작에서 딛는 다리는 선수의 체중이 더해진 추진력을 흡수하여 탄성 에너지로 저장하였다가 이를 다시 제자리로 돌아오는 추진력으로 변환하여 사용하게 된다(Cronin et al., 2003; Milton, 2005).

또한 런지를 포함하여 순간적인 신체 움직임에는 동작의 수행력을 제고하기 위하여 근골격계가 갖는 탄성

특성이 작용하는 것으로 알려져 있다(Kotaro & Richard, 2006; McNeill, 2002). 근골격계가 갖는 탄성 특성은 구심성 수축(concentric contraction) 직전에 이루어지는 원심성 수축(eccentric contraction)에서 근육과 건의 탄성 성분에 탄성 에너지를 저장하는 근육의 신장-수축주기(Stretch-Shortening Cycle, SSC) 기전에 의하여 발현된다(Komi & Bosco, 1978; Mark et al., 2000; Enoka, 2003).

이러한 탄성 특성을 효율적으로 활용하기 위하여 대부분의 순간적인 신체 움직임에는 움직이고자 하는 방향과 반대로 움직이는 사전 동작을 갖게 된다(Bobbert et al., 1996; Voigt et al., 1995; 김용운, 2005). 이와 관련하여 동작의 수행에 있어 탄성 효과를 위한 사전 동작을 사용했을 것으로 보여지는 호핑 점프(hopping jump)와 탄성 효과를 사용하지 않았을 것으로 추정되는 제자리 스퀴트 점프(squirt jump)에서의 수행력 차이를 비교한 Komi & Bosco(1978)의 연구를 비롯하여 여러 연구에서 관절계 역학적 특성의 역할에 대한 논의가 이루어졌고 특히 탄성 특성을 활용하는 사전 동작이 포함된 동작의 수행력 결과가 더 우수한 것으로 알려져 있다(Anderson & Pandy, 1993; Bobbert et

논문 투고일 : 2014. 05. 09.

논문 수정일 : 2014. 07. 02.

게재 확정일 : 2014. 07. 24.

* 저자 연락처 : 공세진(sejin.kong@gmail.com).

al., 1996; Gregersen et al., 1998; 김용운, 2005; Kotaro et al., 2006; Valdeci et al., 2008). 그러나 많은 연구들이 신체 추진 동작에서 사전 동작이 활용된 정도에 따른 수행력을 비교하는데 그치고 있어 동작의 기전을 밝히기에는 부족한 것으로 판단된다.

또한 서두에 스포츠 경기에서 순간적인 신체의 추진 동작의 정확도가 동작의 완성도 및 수행력 향상에 하나의 요인으로 작용 한다고 하였는데, 특히 런지와 같이 상대의 빠른 움직임에 대응해야 하는 경우는 신체 각 분절, 특히 하지 분절 동작의 긴밀한 협응에 바탕을 둔 안정적인 힘의 발현이 매우 중요하다(김용운 등, 2005; 김영관과 김윤희, 2010). 그러나 양측 하지를 고르게 사용하는 축구나 태권도 또는 사이클링과 같은 종목을 대상으로 한 연구(Dorge et al., 2002; Nunome et al., 2006; Peng, 2006; Carpes et al., 2007) 등의 결과를 볼 때, 양 다리의 움직임과 그에 따르는 수행력에 차이가 존재하는 것으로 알려져 있다.

한편 기존의 많은 역학적 연구에서는 어떠한 동작의 숙련자와 비 숙련자 간의 비교와 평가를 통해서 그 기전을 밝히려고 노력하였다. 하지만 많은 연구가 평가 과정에 동작에 대한 학습 과정과 인지능력 차에 의해서 나타나는 효과를 간과하였다. 이에 대한 문제점을 개선해 보고자 동작에 대한 학습 과정과 그에 대한 인지능력이 동일할 것으로 판단되는 하나의 신체를 대상으로 오랜 훈련을 통해 숙련된 주동측과 비교적 훈련 경험이 적은 비 주동측의 동작을 비교 평가대상으로 설정하였다. 따라서 펜싱과 같이 편향운동을 위주로 하는 종목의 선수들을 대상으로 양측 다리 동작의 역학적 차이를 명확하게 밝히고 그와 더불어 사전 동작이 양측 다리 동작에 작용하는 효과를 명확히 하는 것은 런지와 같은 빠른 신체 추진 동작의 특성과 기전을 명확히 하는데 의미가 있을 것으로 판단된다.

이에 본 연구에서는 숙련된 펜싱선수들을 대상으로 런지 동작의 특성을 잘 보여주는 킥 런지를 사전 동작이 있는 동작과 사전 동작을 포함하지 않은 동작으로 나누어 주동다리와 비 주동다리에서 모두 수행하게 하고 이를 운동역학적 분석을 통하여 런지 동작의 기전과 수행력에 미치는 요인을 밝히고자한다. 본 연구의 결과는 런지 동작을 포함한 신체 추진 동작에 대한 이해를 돕는데 과학적 근거를 제시 할 수 있을 것으로 기대한다.

연구방법

연구 대상자

본 연구의 대상자는 국내 상위리그에서 활발하게 활동 중인 펜싱 선수 중 최근 5년간 하지 관련 질병 및 상해 이력이 없는 자로 한정 하였고 실험 동작과 부상 위험에 대한 설명을 모두 듣고 동의한 자로 한정하였다. 피험자의 상세 정보는 <표 1>과 같다.

표 1. 피험자 정보

Subject	n	Age (yr)	Height (cm)	Leg length (cm)	Weight (kg)	Career (yr)
M	9	21.3±1.7	175.2±4.0	88.2±2.5	68.4±5.4	8.4±1.7
F	5	26.4±2.6	165.6±4.6	85.0±3.8	54.6±5.4	11.4±4.7

연구 장비

피험자의 런지 동작의 측정을 위하여 3차원 동작분석 시스템(MX-T40S, VICON Motion Systems Ltd., UK)을 사용하였으며 운동역학적 해석과 근육의 활성화 정도를 이해하기 위하여 지면반력 측정 시스템(OR6-7, AMTI, USA)과 근전도 측정 시스템(Trigno, Delsys Inc., USA)을 사용하였고 <표 2>에 나타내었다. 동작 분석 시스템의 측정 속도는 200Hz로 하였고, 지면반력 측정 시스템과 근전도 측정 시스템의 속도는 2000Hz로 하였다. 각 시스템에서 계측된 신호는 전용 소프트웨어(Nexus1.7, VICON Motion Systems Ltd., UK)를 통하여 동기를 맞추고 저장되었다.

표 2. 연구 장비

System	Model	Makers
Motion Capture System	MX-T40	VICON, UK
GRF Measurement System	OR6-7	AMTI, USA
EMG Measurement System	Trigno	Delsys, USA
Motion analysis software	Nexus	VICON, UK
EMG analysis software	EMGworks	Delsys, USA

실험 절차

피험자가 실험과제를 수행하기에 충분한 공간을 확보하고 피험자의 동작을 계측 할 수 있는 실험 장비들을 배

치하였다. 각 피험자의 최대 런지 길이를 측정하고 기 설치된 지면 반력 측정 시스템을 런지의 착지 지점으로 하여 런지의 출발지점을 정하였다. 동작의 정확한 측정을 위하여 14대의 3차원 동작분석용 카메라를 피험자의 동선을 중심으로 설치하였다. 또한 지면반력 측정 시스템과 같은 높이로 나무 마루를 설치하고, 코트 경기용 플라스틱 매트를 지면반력 측정 시스템과 나무마루 위에 동일하게 설치하였다. 안정적인 근전도 측정을 위하여 무선 근전도 측정 시스템의 수신부와 피험자의 동선 사이에는 장애물이 없도록 하였다. <그림 1>과 같이 피험자의 동작을 계측할 수 있도록 주요 관절과 분절, 신발 위에 28개의 적외선 반사마커를 부착 하였고 양측 하지 주요 근육(내측광근(Vastus Medialis, VM), 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF), 전경골근(Tibialis Anterior, TA), 내측비복근(Gastrocnemius Medial, GM))에 표면근전도 전극을 부착하였다.

모든 피험자는 다음의 두 가지 동작을 주동다리와 비주동다리에 대하여 모두 수행하였다.

동작 1. 출발점에서 출발하여 런지 착지 후, 빠르게

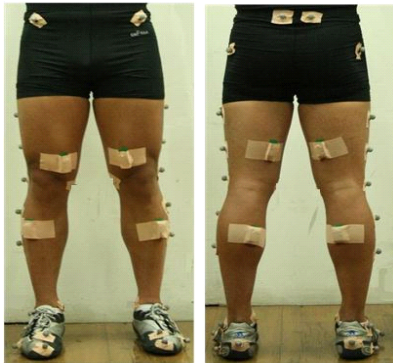


그림 1. 피험자 마커 및 근전도 전극 위치

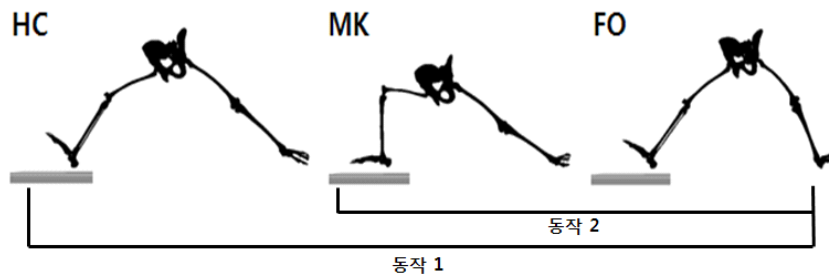


그림 2. 수행 동작 및 이벤트

출발 위치로 돌아오는 동작 (Task 1)

동작 2. 런지 착지자세에서 반동 없이 돌아오는 동작 (Task 2)

모든 측정은 5회 이상 반복되었고 성공적으로 수행한 3회의 측정 데이터를 선택하여 평균 처리한 후 이를 통계적 분석에 이용하였다. 피험자는 실제 경기 상황과 동일하게 런지 동작과 함께 펜싱 검을 이용하여 찌르기 동작을 수행하였다.

분석 구간

본 연구에서는 <그림 2>과 같이 분석 구간을 구분 하였다. 각 이벤트에 대한 정의는 다음과 같다.

- Heel Contact (HC) : 런지 발이 지면에 닿는 시점
- Max. Knee flexion (MK) : 런지 발의 무릎 굴곡 각도가 최대가 되는 시점
- Foot Off (FO) : 런지 발이 지면에서 떨어지는 시점

자료 분석

동작분석

14대의 동작분석 카메라로부터 획득된 적외선 반사 마커의 2차원 데이터는 NLT(non linear transformation method)방법에 기초하여 3차원 공간상의 좌표 데이터로 변환된다(Davis et al., 1991; Cappozzo et al., 1995). 3차원 좌표 데이터로 변환된 마커의 데이터는 버터워스 2차 저역통과 필터(Butterworth 2nd low-pass filter)를 이용하여 필터링하였다. 이때 차단 주파수(cut-off frequency)는 10.0Hz로 설정하였다(이종락과 박광동, 2003).

또한 각 이벤트를 기준으로 수행 시간을 측정하였으

며, 모든 수행 시간은 1/200초 단위로 계산되었다. 충격량은 런지를 하는 다리와 지면과의 상호 작용에 의한 지면반력을 기준으로 산출하였다. 지면반력 측정 시스템에서 계측된 곡선(힘-시간 곡선)에서 아래의 면적 즉, 시간에 대한 힘의 곡선을 적분하여 계산하였다(식 1). 또한 지면반력 측정 시스템의 측정값을 이용하여 착지 발의 지지기동간의 지면반력 중심 변위를 계산하였다. 각 관절의 모멘트와 파워는 Newington-Helen Hayes Gait 모델에 기초를 두고 있는 Plug-in Gait 분석 모델(VICON Motion Systems Ltd., UK)을 이용하였다(Kadaba et al., 1990).

$$J = \int_{t_1}^{t_2} \bar{F} dt \quad \text{식 (1)}$$

- J : 충격량
- t : 힘이 작용한 시간
- \bar{F} : 인체에 작용한 평균 충격력

근전도 분석

본 연구에서는 4개의 주요한 양측 하지 근육에 대하여 런지 동작 수행 시 근육의 활성도를 측정하였다. 모든 검사에서 피험자는 소독용 알코올을 이용하여 전극과의 접촉 되는 피부를 닦아내었고, 양극 표면전극(bipolar surface electrode)을 부착하였다. 양 극 간의 거리는 1cm로 고정하였다. 측정된 근전도 신호는 차단주파수 20~450Hz의 대역통과(bandpass)필터를 이용하여 노이즈를 제거 하였고 300배 증폭하였다.

계측된 신호는 RMS(Root Mean Square)처리를 하였고, 이를 해당 분석 구간으로 나누어 적분 근전도(Integrated EMG)를 계산하였다. 적분근전도 데이터의 표준화(normalization)을 위하여 각 피험자별 휴지 구간 근육 활성량에 대한 동작구간의 근육 활성량의 비율을 산출하였고 이를 분석에 활용하였다.

통계 분석

동작 1과 동작 2에서 주동다리와 비 주동다리로 각각

수행된 런지 동작의 시간변인, 운동역학적 변인, 근육 활성도 변인의 차이를 통계적으로 검증하기 위하여 측정된 각 변인 데이터의 평균 및 표준편차를 구하고, 동작 1의 HC-MK 구간에서는 주동다리와 비 주동다리 간의 대응표본 t-검정(paired t-test)을 실시하였고, 동작 1과 동작 2의 MK-FO구간에 대해서는 반복이 있는 이원 분산분석(2x2 RM ANOVA)을 실시하였다. 분석을 위한 유의수준은 모두 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

결 과

수행시간 분석

〈표 3〉에 동작 1에 대한 수행 시간 분석 결과를 나타내었다. 주동다리의 수행 시간이 비 주동 다리의 수행 시간보다 통계적으로 유의하게 짧았다(13.8%, $p < .05$).

압력 중심 분석

런지 동작의 수행력과 관련하여 동작의 안정성을 판단하기 위하여 각 동작 구간에서 런지발과 지면 사이의 압력 중심점의 좌우 이동 변위를 〈그림 3〉에 나타내었고 변화

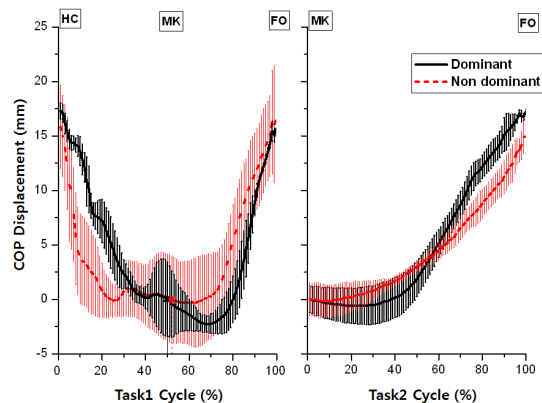


그림 3. 동작에 따른 런지발 압력 중심 좌우 이동

표 3. 동작 1의 수행시간 결과

Motion	Section	M±SD(sec)	%Dominant	t ^a	p ^a
Task1	Dominant	0.58±0.07	100a	-2.935	.012*
	Non-dominant	0.66±0.09	113.8a		

^a: Result of paired t-test, * : p<.05

표 4. 런지발 압력 중심의 좌우 이동 편차 분석 결과

Phase	Motion	Section	M±SD(mm)	%Task1	%Dominant	t ^a	p ^a	F ^b	Sig ^b
HC-MK	Task1	Dominant	10.2±8.5	-	100a	-.498	.627	-	-
		Non-dominant	12.2±11.0	-	119.1a				
MK-FO	Task1	Dominant	14.1±4.8	100a	100b	-	-	12.493(M)	.004*(M)
		Non-dominant	12.6±7.5	100b	89.0b	-	-	2.081(L)	.173(L)
	Task2	Dominant	23.4±11.6	165.3a	100c	-	-	.578(M×L)	.460(M×L)
		Non-dominant	18.4±6.7	146.0b	78.6c	-	-		

HC : Heel Contact, MK : Max. Knee flex., FO : Foot Off, ^a: Result of paired t-test, ^b: Result of 2×2 RM ANOVA ,M: Task 1 vs. Task 2, L: Dominant leg vs. Non-dominant leg, M×L: interaction effects of motion × leg, *: p<.05

량을 산출하여 <표 4>에 나타내었다. 동작 1 HC-MK 구간의 압력 중심 좌우 이동변화에서는 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았지만(p>.05), 비 주동다리의 런지발에서 압력 중심점의 좌우이동 변화량이 더 크게 나타났다. 이는 주동다리 런지발의 착지가 더 안정적임을 나타낸다.

또한 동작 1과 동작 2의 MK-FO 구간에서의 주동다리와 비 주동다리의 런지발의 압력 중심 좌우 이동 변화에 대한 이원분산분석 결과 런지발의 압력 중심의 좌우 이동 편차는 동작의 차이에 따라서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). 런지발의 압력 중심의 좌우 이동 편차에서는 동작 형태와 수행 다리간의 상호작용 효과는 나타나지 않았다(p>.05).

충격량 분석

<표 5>에 동작 1과 동작 2의 런지발에 발생하는 충격량 분석 결과를 나타내었다. 동작 1의 수행에서는 두 구간 모두에서 비 주동다리의 동작에 충격량이 더 많이 발생하지만, 같은 동작의 HC-MK 구간에서 주동다리와 비 주동다리의 충격량 차이에 대한 유의한 차이는 볼 수

없었다(p>.05). 동작 2의 경우에는 주동다리로 동작 수행 시 더 많은 충격량이 발생하였다.

또한 각 동작의 MK-FO 구간에서 주동다리와 비 주동다리의 충격량에 대한 이원분산분석의 결과 런지 동작에서 발생하는 충격량은 동작에 따라서 유의한 차이를 나타내었고(p<.05), 동작과 수행 다리 사이에서도 유의한 상호작용이 나타났다(p<.05).

관절 모멘트 분석

<그림 4>에 각 동작에 대한 런지다리 관절의 굴곡-신전 모멘트 변화를 나타내었고, <표 6>에 각 관절의 최대 굴곡-신전 모멘트의 분석 결과를 제시 하였다. 동작 1의 HC-MK 구간에서 주동다리와 비 주동다리의 관절 최대 모멘트의 평균 차이에 대한 t검정 결과 하지의 모든 관절에서 유의하게 주동다리의 최대 모멘트가 큰 것으로 나타났다(p<.05).

또한 각각의 동작에 대하여 주동다리와 비 주동다리의 하지관절 최대 모멘트에 대한 이원분산분석 결과 런지 동작에서의 하지관절 최대 모멘트는 고관절의 경우 각각 동작과 수행 다리에 따라서 유의한 차이가 나타났

표 5. 런지발의 충격량 분석 결과

Phase	Motion	Section	M±SD(Ns)	%Task1	%Dominant	t ^a	p ^a	F ^b	Sig ^b
HC-MK	Task1	Dominant	207.2±28.9	-	100a	-.980	.345	-	-
		Non-dominant	215.8±47.4	-	104.2a				
MK-FO	Task1	Dominant	220.9±30.2	100a	100b	-	-	9.404(M)	.009*(M)
		Non-dominant	228.7±43.5	100b	103.5b	-	-	.751(L)	.402(L)
	Task2	Dominant	201.4±46.5	91.2a	100c	-	-	8.323(M×L)	.013*(M×L)
		Non-dominant	184.5±40.4	80.7b	91.6c	-	-		

HC : Heel Contact, MK : Max. Knee flex., FO : Foot Off, ^a: Result of paired t-test, ^b: Result of 2×2 RM ANOVA ,M: Task 1 vs. Task 2, L: Dominant leg vs. Non-dominant leg, M×L: interaction effects of motion × leg, *: p<.05

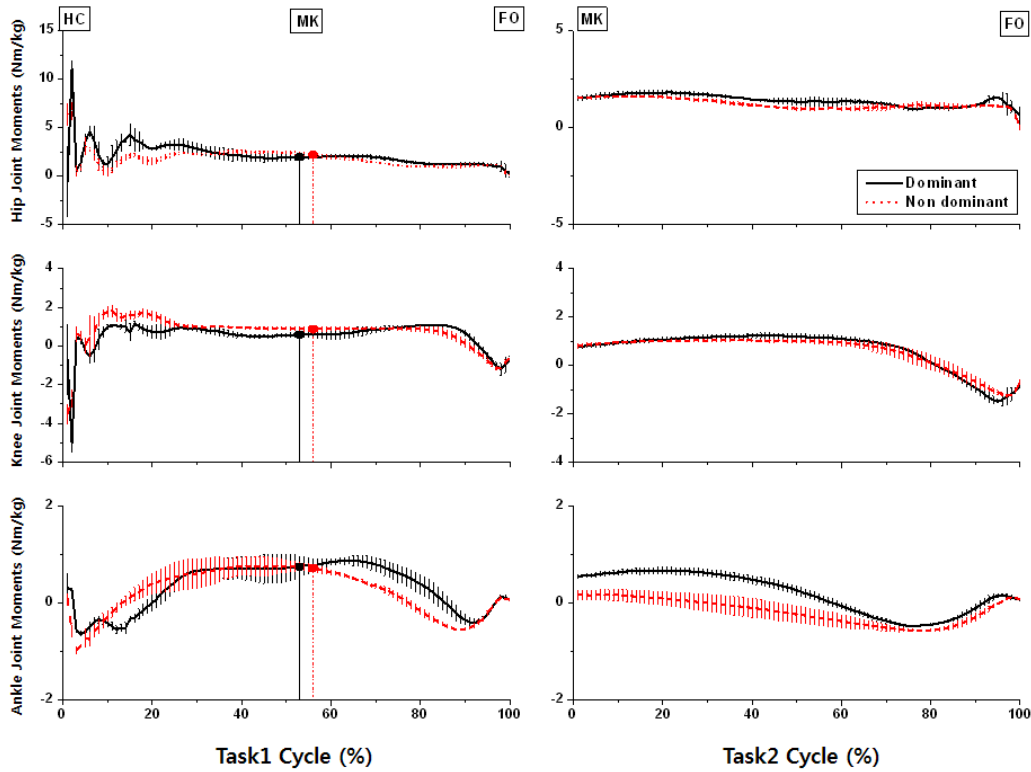


그림 4. 동작에 따른 런지다리 관절의 모멘트 변화

표 6. 런지다리 관절의 최대 모멘트 분석 결과

Joint	Phase	Motion	Section	M±SD(Nm/kg)	t ^a	p ^a	F ^b	Sig ^b
Hip	HC-MK	Task1	Dominant	11.17±2.84	5.096	.000*	-	-
			Non-dominant	6.20±2.21				
	MK-FO	Task1	Dominant	3.55±0.80	-	-	62.191(M)	.000*(M)
			Non-dominant	2.90±0.55			42.129(L)	.000*(L)
Knee	HC-MK	Task1	Dominant	-5.16±1.32	-6.850	.000*	-	-
			Non-dominant	-2.95±0.94				
	MK-FO	Task1	Dominant	-1.37±0.27	-	-	.010(M)	.922(M)
			Non-dominant	-1.28±0.27			.000(L)	.983(L)
Ankle	HC-MK	Task1	Dominant	1.53±0.39	6.010	.000*	-	-
			Non-dominant	1.08±0.32				
	MK-FO	Task1	Dominant	1.57±0.35	-	-	60.272(M)	.000*(M)
			Non-dominant	1.12±0.31			84.910(L)	.000*(L)
MK-FO	Task2	Dominant	1.08±0.27	-	-	4.359(M×L)	.057(M×L)	
		Non-dominant	0.80±0.31					

HC : Heel Contact, MK : Max. Knee flex., FO : Foot Off, ^a: Result of paired t-test, ^b: Result of 2×2 RM ANOVA ,M: Task 1 vs. Task 2, L: Dominant leg vs. Non-dominant leg, M×L: interaction effects of motion × leg, *: p<.05

고($p < .05$), 동작과 수행 다리의 상호작용 효과가 나타났다($p < .05$). 그리고 무릎관절의 경우 동작과 수행다리에 따른 유의성은 나타나지 않았지만($p > .05$), 두 변인 간의 상호작용 효과가 있는 것으로 나타났다($p < .05$). 또한 발목관절에서는 각각 동작과 수행 다리에 따라서 최대 모멘트의 결과에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .05$).

관절 파워 분석

〈그림 5〉에 각 동작에 따른 런지다리 관절의 파워 변화를 나타내었고 〈표 7〉에 각 관절의 최대 관절 파워의 분석 결과를 제시하였다. 또한 동작 1의 HC-MK 구간에서 주동다리와 비 주동다리의 파워 출력 평균의 차이를 검증하기 위하여 대응표본 t검정을 실시하였고 그 결과 HC-MK구간에서는 모든 관절에서 통계적으로 유의하게 주동다리에서의 관절 최대 파워가 큰 것으로 나타났다($p < .05$). 그리고 MK-FO 구간에서 각각의 동작에 대하여 주동다리와 비 주동다리의 하지관절 최대 파워에

대한 이원분산분석 결과를 나타내었다. 런지 동작에서의 하지관절 최대 파워는 고관절의 경우 각각 동작과 수행 다리에 따라서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났지만($p > .05$), 동작과 수행 다리의 상호작용 효과가 있는 것으로 나타났다($p < .05$). 그리고 무릎관절과 발목관절에서는 동작과 수행다리에 따른 유의성이 나타나지 않았다($p > .05$). 여기서 음의 방향 파워는 관절 파워의 흡수를 의미하고, 양의 방향의 파워는 관절 파워의 발현을 의미한다.

근육 사용량 분석

HC시점부터 FO시점까지의 런지를 하는 앞다리와 따라오는 뒷다리의 양측 하지 근육(VM, BF, TA, GM)에서 근육 총 활성량을 적분근건도로 산출하고 피험자 근육별 휴지기의 활성량으로 표준화 한 후 구간별로 합산하여 산출하였다. 이 값을 〈표 8〉에 표기 하였다. 동작 1 HC-MK 구간의 근육 사용량 비율의 평균차이에 대한 t검정 결과 주동다리와 비 주동다리의 근 사

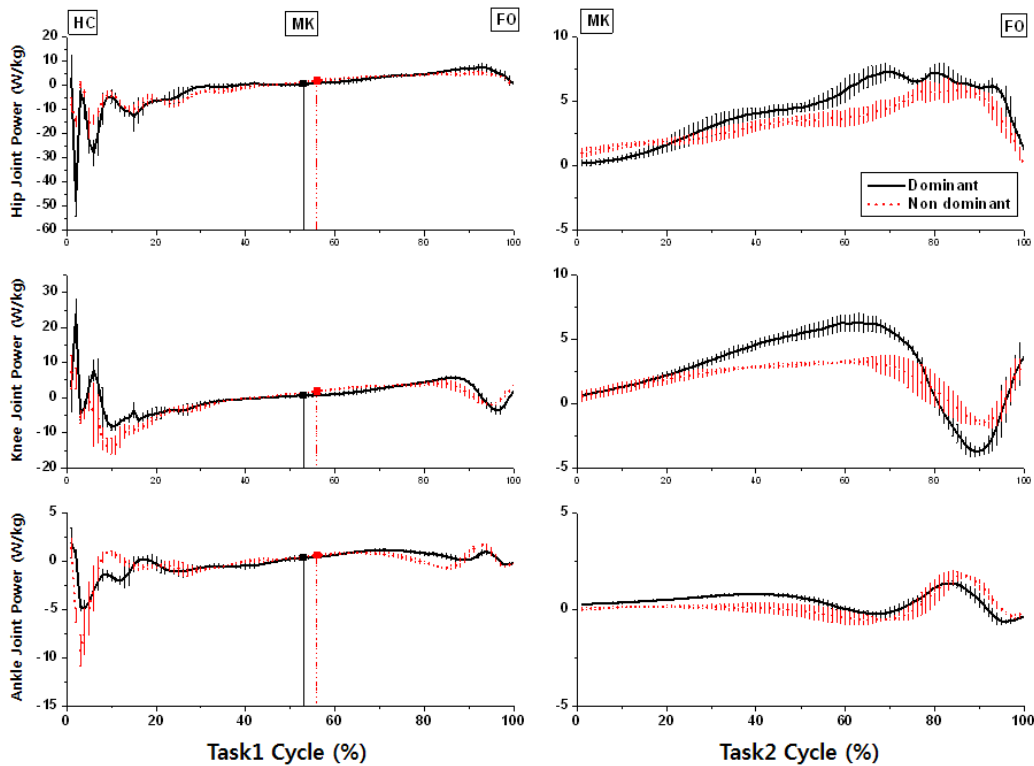


그림 5. 동작에 따른 런지다리 관절의 파워 변화

표 7. 런지다리 관절의 최대 파워 분석 결과

Joint	Phase	Motion	Section	M±SD(W/kg)	t ^a	p ^a	F ^b	Sig ^b
Hip	HC-MK	Task1	Dominant	-30.30±6.59	-5.666	.000*	-	-
			Non-dominant	-17.84±7.63				
	MK-FO	Task1	Dominant	9.76±2.37	-	-	1.070(M)	.320(M)
			Non-dominant	9.32±2.82	-	-	4.532(L)	.053(L)
		Task2	Dominant	10.19±2.63	-	-	5.865(M×L)	.031*(M×L)
			Non-dominant	8.31±2.61	-	-		
Knee	HC-MK	Task1	Dominant	22.32±9.02	7.561	.000*	-	-
			Non-dominant	9.16±4.28				
	MK-FO	Task1	Dominant	4.53±1.89	-	-	.479(M)	.501(M)
			Non-dominant	4.35±1.58	-	-	.391(L)	.543(L)
		Task2	Dominant	4.91±2.01	-	-	.439(M×L)	.519(M×L)
			Non-dominant	4.43±1.44	-	-		
Ankle	HC-MK	Task1	Dominant	3.49±1.32	3.585	.003*	-	-
			Non-dominant	1.86±1.22				
	MK-FO	Task1	Dominant	1.19±0.65	-	-	.848(M)	.374(M)
			Non-dominant	1.32±0.51	-	-	2.224(L)	.160(L)
		Task2	Dominant	1.26±0.55	-	-	.068(M×L)	.798(M×L)
			Non-dominant	1.52±1.23	-	-		

HC : Heel Contact, MK : Max. Knee flex., FO : Foot Off, ^a: Result of paired t-test, ^b: Result of 2×2 RM ANOVA ,M: Task 1 vs. Task 2, L: Dominant leg vs. Non-dominant leg, M×L: interaction effects of motion × leg, *: p<.05

표 8. 런지발의 근육 사용량 분석 결과

Phase	Motion	Section	M±SD(%)	%Task1	%Dominant	t ^a	p ^a	F ^b	Sig ^b
HC-MK	Task1	Dominant	1155.4±368.7	-	100a	2.937	.012*	-	-
		Non-dominant	961.3±372.4	-	83.2a				
MK-FO	Task1	Dominant	906.3±311.0	100a	100b	-	-	103.288(M)	.000*(M)
		Non-dominant	689.0±266.9	100b	76.0b	-	-	16.357(L)	.001*(L)
	Task2	Dominant	1004.4±344.2	110.8a	100c	-	-	.127(M×L)	.727(M×L)
		Non-dominant	796.8±265.8	115.6b	79.3c	-	-		

HC : Heel Contact, MK : Max. Knee flex., FO : Foot Off, ^a: Result of paired t-test, ^b: Result of 2×2 RM ANOVA ,M: Task 1 vs. Task 2, L: Dominant leg vs. Non-dominant leg, M×L: interaction effects of motion × leg, *: p<.05

용량은 유의한 차이가 있었다(p<.05).

그리고 MK-FO 구간에서 각각의 동작에 대하여 주 동다리와 비 주동다리의 근육 사용량에 대한 이원분산분석 결과를 나타내었다. 결과에 따라 런지 동작에서 하지 주요근육의 총 사용량은 동작의 형태와 수행 다리의 차이에 따라 유의한 차이를 갖는 것으로 나타났다(p<.05).

논 의

본 연구에서는 런지 동작의 수행력에 미치는 요인을 규명하기 위하여 압력 중심, 충격량, 관절 모멘트와 파워

등의 운동역학적 변인을 분석하였다. 운동역학적 변인은 동작의 원인이 되는 힘의 요소를 대변하는 것으로 신체 움직임의 결과를 직접적으로 설명한다고 볼 수 있다.

우선 압력 중심점의 이동을 통해서 동작 수행 시 체중의 이동 등에 대한 정보를 알 수 있는데, 이러한 정보는 수행 동작에서의 안정성을 판단하는 중요한 정보가 된다. 런지발이 착지한 후 다리가 신체의 추진력을 흡수하는 HC-MK 구간에서의 압력 중심점의 좌우 편차는 비 주동 다리에서 약 19% 정도 더 큰 것으로 나타났다(p).05, 표 4). 이 결과로부터 비 주동다리의 런지 동작 런지 착지가 주동다리의 착지에 비하여 안정적이지 못한 것으로 판단된다. 그러나 런지를 회복하는 MK-FO 구간에서는

주동다리의 좌우 편차가 약 10% 정도 더 큰 것으로 나타났다. 이는 빠른 시간동안 신체를 추진했던 추진력에서 흡수된 큰 힘을 신체를 다시 제자리로 돌려주는 큰 추진력으로 회복하기 위한 신체 움직임의 급격한 방향 전환과 하지관절의 유기적인 협응 동작 때문에 나타난 결과라고 생각한다.

또한 런지 동작에서의 충격량을 살펴보면 동작 1의 경우 HC-MK 구간과 MK-FO 구간 모두에서 비 주동다리의 충격량이 큰 것으로 나타났다(표 5). 이는 충격량은 지면반력 곡선(힘-시간 곡선)에서 아래의 면적 즉, 시간에 대한 힘의 곡선을 적분하여 계산되는데, 비 주동다리에서 최대 지면반력의 크기는 작지만, 동작 수행의 시간이 길기 때문인($p < .05$) 것으로 판단된다. 이 결과로 미루어 보아 HC시점에서의 순간적인 충격은 주동다리의 동작에서 더 크지만, 동작 수행 전반에서 받는 하지관절의 부담은 비 주동다리에서 더 큰 것으로 판단된다. 이 결과에서 런지 동작에 숙련될수록 런지를 위한 신체의 추진력은 커지고 런지의 길이가 길어지게 되는데 그것으로 기인한 HC시점의 충격력은 커지게 된다. 그런데 동작이 반복될수록 동작에서 받게 되는 충격량의 총량을 줄이기 위한 노력을 하게 되는데 그 발전된 변화 중 하나가 지면과의 접촉시간을 줄이는 것, 즉 동작의 수행시간을 줄이기 위한 기전이 작용하는 것으로 판단된다. 실제로 동작의 숙련도가 높을수록 런지 수행시간은 줄어든다.

그리고 비 주동다리보다 주동다리에서 더 큰 관절 최대 모멘트를 보였고(표 6), 이의 결과에서 보면 HC-MK구간이 선행된 동작 1의 MK-FO구간에서 HC-MK가 선행되지 않은 동작 2의 MK-FO구간에서의 관절 모멘트의 최대값이 더 작은 것으로 나타났다. 이는 런지 동작에서 선행적으로 원심성 수축과정을 거친 하지의 근육들에 탄성 에너지의 저장이 있었고 이 에너지가 구심성 수축 구간인 런지 회복기에 관절이 큰 힘을 내는 것을 도왔을 것이라 생각된다(김용운, 2005; Kuntze et al., 2009).

특히 런지 착지 이후 고관절의 높은 굴곡 모멘트와 무릎관절에서 신전 모멘트가 발생하는 것은 체공상태에서 런지 다리의 무릎을 신전한 상태로 지면과 착지한 후 굴곡에 진입하는 펜싱 런지 동작의 특성 때문인 것으로 생각된다. 그리고 같은 시점에 무릎관절의 신전 모멘트도 급격히 증가하는 것을 볼 수 있고 이는 주동다리의 동작

에서 더 큰 변화가 있었다. 이는 런지동작의 빠르고 긴 동작 완성도와 관계가 있는 것으로 생각된다(Kuntze et al., 2009). HC시점에 급격히 상승하였던 관절 모멘트는 각 하지관절에서 굴곡이 일어나면서 급격히 줄어들기 시작한다. 실제로 현장의 펜싱 지도자들은 선수들의 고관절 부하와 부상에 대하여 많은 우려를 표명하고 있는데, 이와 같은 결과로 미루어 보아 고관절 및 하지관절의 부하정도를 예측할 수 있을 것으로 생각된다.

한편 비 주동다리에서의 파워 출력 패턴은 주동다리와 비슷한 형태를 가지지만 그 크기는 작았다(표 7). 관절의 파워는 신체의 이동속도를 결정하는 추진력의 크기와 연관 지어 볼 수 있고(김용운, 2005; Kuntze et al., 2009) 이 추진력의 크기는 다시 골반 중심의 이동속도와 연관 지을 수 있다. HC시점의 골반 중심 이동속도에서 주동다리의 동작과 비 주동다리의 동작의 유의한 차이가 있었는데, 이 파워의 결과와 연관됨을 알 수 있다.

운동역학적 분석 결과에서는 주동다리와 비 주동다리의 동작 특성의 차이가 있는 것으로 판단된다. 일부의 선행 연구에서 런지와 같이 민첩한 신체 움직임이 요구되는 스포츠 활동에서는 동작의 요구에 의해 발생하는 부하 및 동작을 반복적으로 수용 및 수행함으로써 신체의 기능이나 구조가 변화할 수 있다고 보고 하였는데(장지훈 등, 2006), 본 연구의 피험자들도 오랜 주동다리 수련으로 부하에 대응하는 운동역학적 특성이 최적화되어 있다고 생각한다. 따라서 최적화 되지 못한 비 주동다리의 동작과는 다른 특징이 나타나는 것으로 판단된다.

한편 인체의 동작을 제어하는 힘의 근원은 근육의 활성도로 대표 할 수 있고, 근육의 활성도는 인체가 발휘하는 힘의 척도로 볼 수 있다(De Luca, 1997). 런지 동작은 신체의 근육 사용 정도에 따라 만들어진 추진력을 런지를 하는 다리로 흡수하여 완전히 정지 시켰다가 이 힘을 반대 방향으로 다시 회복시켜 주는 동작이므로 하지 근육 동원력의 정도가 수행력에 많은 영향을 미칠 것으로 생각된다.

본 연구의 결과에 따르면 하지 근육 사용량은 동작에 따라 주동다리와 비 주동다리에서 비슷한 패턴을 갖는 것으로 나타났다. 런지의 추진력을 흡수하는 HC-MK 구간에서의 근육 사용량이 런지를 회복하는 MK-FO 구간의 근육 사용량 보다 더 많은 것으로 나타났다(표 8). 일반적으로 근육의 원심성 수축력이 구심성 수축력보다

높은 것으로 알려져 있는데, 이는 런지의 충격량을 흡수하는 구간에서 충격량을 재생산하는 구간보다 많은 원심성 수축이 일어났기 때문으로 판단된다. 또한 동작 2의 경우에는 주동다리에서 비 주동다리보다 더 큰 근력이 나타났다. 주동다리의 잘 훈련된 근력의 발현일 수도 있으나 한편으로는 근육의 구심성 수축력에 도움을 주는 사전-스트레치, 즉 SSC 기전의 특성(Komi & Gollhofer, 1997)을 주동다리에서 잘 활용하기 때문으로 판단된다.

Giulio & Diana (2008)의 연구에서는 펜싱선수에게 있어서 주동측과 비 주동측의 힘(force, N)차이가 11% 이상인 것으로 나타났다. 인체가 발현하는 힘의 크기는 신체의 근육이 갖는 근력과 연관 지을 수 있는데(De Luca, 1997), 본 연구의 근육 동원 비율은 동작 1과 동작 2에서 약 20%정도의 차이를 보였다(표 8). 선행연구의 결과 보다는 다소 큰 비율차이를 보였지만, Giulio & Diana (2008)등의 연구가 상지 전완의 근육을 대상으로 평가된 것임을 감안하면 하지의 큰 근육을 비교한 본 연구의 결과와 견주어 무리가 없다고 판단된다.

결론

본 연구는 숙련된 펜싱 선수들을 대상으로 런지 동작의 수행력에 미치는 요인을 운동역학적 분석과 근전도 분석을 통하여 밝히는 것이다. 본 연구의 결과를 바탕으로 도출한 결론은 다음과 같다.

운동역학적인 분석과 근전도 분석의 결과로 주동다리와 비 주동다리에서의 관절에 작용하는 힘을 활용하는 능력에 차이가 있는 것으로 판단된다. 주동다리의 근육 동원 능력이 비 주동다리의 근육 동원 능력보다 좋았다. 또한 사전 동작이 포함된 런지의 회복력이 더 우수한 것으로 나타났다. 런지에서 모멘트와 파워는 운동학적인 변인의 크기를 결정하는 주된 요인으로 근육 동원의 적절한 활용 능력에 따라서 조절 될 수 있다고 판단된다.

또한 런지 동작의 숙련도가 높아질수록 런지의 길이가 길어지고 이에 따라 신체의 추진력이 커지게 되는데, 그것으로 기인한 HC시점의 지면반력 값(충격력)은 커지게 된다. 동작의 숙련도가 높아질수록 신체의 움직임은 수행하는 동작에서 받게 되는 충격량을 줄이기 위한 방향으로 발전되는데 그 발전된 변화중 하나가 지면과의 접촉시간을 줄이는 것, 즉 동작의 수행시간을 줄이는 기

전이 작용하는 것으로 판단된다.

본 연구의 결과를 견고히 하기 위하여 향후 숙련자와 비 숙련자 간의 객관적인 근력 평가와 함께 동작전개 형태를 분석하는 연구를 포함하여 보다 많은 연구 대상의 분석, 그리고 동작의 학습 효과가 근육의 활성 조절에 작용하는 기전 및 관절의 역학적 특성에 미치는 영향에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

- 김영관, 김윤혁 (2010). 우세한 다리와 비우세한 다리 사이의 태권도 발차기 비교. *한국운동역학회지*, 20(2), 183-189.
- 김용운 (2005). 사전 동작의 형태가 스플릿 스텝을 통한 신체 이동에 미치는 영향. 미간행 박사학위논문, 서울대학교 대학원.
- 김용운, 윤태진 & 서정석 (2005). 사전동작이 좌우 반응 추진 운동의 수행력에 미치는 영향. *한국운동역학회지*, 15(3), 9-19.
- 이종락 & 박광동 (2003). 여자 펜싱 선수의 플러레 마르쉬 팡트 동작의 운동학적 분석. *한국체육학회지*, 42(3), 721-723.
- 장지훈, 진장상곤, 전범수 (2006). 여자축구선수와 일반여자 고등학생의 골반변위 비교. *한국여성체육학회지*, 20(2), 1-13.
- Anderson F. C., & Pandy M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1413-1427.
- Bobbert M. F., Karin G. M., Gerritsen M., Litjens C. A., & Van Soest A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(11), 1402-1412.
- Cappozzo A., Catani F., Della Croce U., & Leardini A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171-178.
- Carpes F. P., Rossato M., Faria I. E., & Bolli Mota C. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40km cycling time-trial. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(1), 51-57.
- Cronin J. B., McNair P. J., & Marshall R. N. (2003). Lunge performance and its determinants. *Journal of Sports Sciences*, 21(1), 49-57.
- Davis R. B., Ounpuu S., Tyburski D., & Gage J. R. (1991). A

- gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587.
- De Luca C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 335-363.
- Dorge H. C., Andersen T. B., Sorensen H., & Simonsen E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 293-299.
- Enoka R. M. (2003). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81(6), 2339-2346.
- Giulio S. R., & Diana B. (2008). The Science of Fencing: Implications for Performance and Injury Prevention. *Journal of Sports Medicine*, 38(6), 466-481.
- Gregersen C. S., Silverton N. A., & Carrier D. R. (1998). External work and potential for elastic storage at the limb joints of running dogs. *Journal of Experimental Biology*, 201, 3197-3210.
- Kadaba M. P., Ramakrishnan H. K., & Wootten M. E. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 8383-8392.
- Komi P. V., & Bosco C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10(4), 261-265.
- Komi P. V., & Gollhofer A. (1997). Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(4), 451-460.
- Kotaro S., & Richard R. N. (2006). Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed, *Gait & Posture*, 23(3), 383-390.
- Kuntze G., Mansfield N., & Sellers W. (2009). A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of Sports Sciences*, 28(2), 183-191.
- Mark H. T., Carl G. K., & Rajesh S. T. (2000). Reflex facilitation during the stretch-shortening cycle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(3), 179-187.
- McNeill R. A. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology*, 133(4), 1001-1011.
- Milton K. (2005). Level 1: Assistant coach training manual. Badminton Association of England.
- Nunome H., Ikegami Y., Kozakai R., Apriantono T., & Sano S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 529-541.
- Peng C. T. (2006). *The difference of strength and the speed, balance between the dominant and non-dominant leg during the roundhouse kick of tae kwon do athletes*. Unpublished doctoral dissertation, National College of Physical Education, Taiwan.
- Valdeci C. D., Gil L. A., Marcos D., & Rogerio P. H. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18(1), 134-143.
- Voigt M., Simonsen E. B., Dyhre-Poulsen D., & Klausen K. (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics*, 28, 293-307.

Kinetic Characteristics of Dominant and Non-Dominant Leg in Fencing Lunge

Sejin Kong

Dooree System Technology Co., Ltd., & Kookmin University

The purpose of this research is to investigate the factors affecting the performance capability of lunge movements by performing lunge movements which are commonly used as a method of instant physical movement in sports with a kinetic analysis including an EMG analysis. This research targeted 14 skilled fencers and made the subjects perform kick-lunges which allow them to go farthest from their positions and performed an analysis on such, applying a 3D motion analysis system and an EMG system. The subjects performed kick-lunges in two movements; one with a preliminary movement and the other without it and those are performed with both dominant leg and non-dominant leg.

The result of this research is as follows. The lunges with a preliminary movement showed higher performance capability than those without it. Furthermore, as the level of skills gets higher, the length of lunges gets longer, and it seemed that a tactical mechanism shortening exercise performance times was used as a mechanism to control the impulse coming from such lengthened lunges. In addition, a difference appeared in mechanical factors such as moment and power in a dominant leg movement and it seemed to result from a difference in an functional capability using muscles.

Key Words: Lunge, Fencing, Dominant Leg, Non-dominant Leg, Preliminary Movement, Kinetic Analysis 