

체육학석사 학위논문

전, 후방 런지 동작의 생체 역학과 운동 제어

Biomechanics and Motor control of Forward  
and Backward Lunge Movements

2019년 8월

서울대학교 대학원

체육교육과

박 상 훈



# 국문초록

## 전, 후방 런지 동작의 생체 역학과 운동 제어

박 상 훈

서울대학교 대학원

체육교육과

본 연구의 목적은 두 가지 형태의 런지동작(전방런지, 후방런지)의 생체 역학적 변인과 운동 제어 변인을 비교·분석 하는 것이다. 평균 연령 20대에서 30대의 건강한 남성 트레이너 및 엘리트 육상선수로 구성된 총 6명의 피험자를 대상으로 대상자 본인의 1RM의 30%의 무게로 두 가지(전방, 후방)런지를 각각 메트로놈 박자(60BPM 4박자)에 맞춰 1분간 반복했으며, 각 런지 동작의 측정 간에는 15분 이상의 충분한 휴식을 취하며 영양섭취를 하게 하여 근피로 유발을 최소화 하였다. 동작 측정은 영상분석 시스템, 지면반력 측정 시스템, 근전도 시스템을 통해 생체 역학적 변인인 무릎 및 엉덩 관절의 최대 합회전력과 무릎 관절의 최대 합력, 주동근 및 길항근, 안정근의 근전도(EMG)를 측정했으며 지면반력 측정 데이터를 통해 UCM(uncontrolled manifold)분석을 적용하여, 힘 안정화 공동작용 수치(force stabilization synergy index)를 계산해 양 발에 전달되는 지면반력에 대한 안정화를 위한 운동 제어를 측정했다. 측정 간 동작은 일정하게 통제되었으며 최대 합력 및 합회전력 측정 결과는 양 다리 간에는 유의한 차이를 보였으나 런지 유형 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 근전도 데이터는 정류하여

측정 구간에서의 적분 값으로 적분근전도(iEMG) 결과를 산출했으며 적분근전도 값을 일반화하여 측정근육 전체에 대한 길항근의 동시수축지수(Co-contraction index)를 산출했다. 결과는 주동근, 길항근에서 유의한 차이가 없었으며, 안정근에서 런지 유형 간 유의한 차이를 보였다. 동시수축지수는 런지 유형 간 유의한 차이를 보이지 않았으나 후방 다리에서 전방 다리보다 유의하게 높은 결과를 보였다. 힘 안정화 공동작용 수치 결과는 후방 런지에서 지면으로부터 수직 방향 힘 값에 대한 공동작용 수치가 높았음을 확인할 수 있었다.

주요어 : 런지, 전방 런지, 후방 런지, 관절 전단력, 관절 회전력,  
동시수축지수, 힘 안정화 공동작용

학 번 : 2014-20992

# 목 차

I. 서론 .....	1
1. 연구의 필요성 .....	1
2. 연구의 목적 .....	4
3. 연구 가설 .....	4
4. 연구의 제한점 .....	4
5. 용어의 정의 .....	5
II. 이론적 배경 .....	10
III. 연구 방법 .....	12
1. 연구대상 .....	12
2. 실험 도구 .....	13
3. 실험 절차 및 방법 .....	14
4. 이벤트 설정 및 변인 산출 .....	18
5. 통계 처리 .....	26
IV. 연구 결과 .....	27
1. 전방 및 후방 런지 시 무릎관절 각도 .....	27
2. 최대 관절 합회전력 및 최대 무릎관절 전단력 결과 .....	28
2-1. 무릎 관절 및 엉덩 관절 합회전력 결과 .....	28

2-2. 최대 무릎 관절 전단력 결과 .....	29
3. 적분근전도 결과 .....	31
3-1. 주동근 및 길항근의 적분근전도 결과 .....	31
3-2. 안정근(Stabilizer)의 적분근전도 결과 .....	32
3-3. 동시수축지수(CCI) 결과 .....	33
4. 힘 안정화 공동 작용 결과 .....	34
V. 논의 .....	36
1. 생체 역학적 논의 .....	36
2. 운동 제어적 논의 .....	38
VI. 결론 .....	40
참 고 문 헌 .....	42
Abstract .....	44

## <표 목차>

표 1. 연구 대상의 신체정보 .....	12
------------------------	----

## <그림 목차>

그림 1. 런지의 종류 .....	5
그림 2. 런지 동작의 주동근 .....	7
그림 3. 런지 동작의 길항근 .....	8
그림 4. 런지 동작의 안정근 .....	8
그림 5. 실험 환경 및 전역좌표계 .....	15
그림 6. 런지 동작의 측정 방법 .....	16
그림 7. 실험 순서 .....	17
그림 8. 무릎 관절의 최대 굴곡 시점(Event 2)의 굴곡 각도 .....	27
그림 9. 무릎 관절 및 엉덩 관절 최대 합회전력 .....	28
그림 10. 최대 무릎 관절 전단력 .....	30
그림 11. 주동근 및 길항근의 적분 근전도 값 .....	31
그림 12. 안정근의 적분 근전도 값 .....	32
그림 13. iEMG 측정 간 CCI 값 .....	33
그림 14. 세 축에서의 힘 안정화 공동작용 수치 .....	34

# I. 서론

## 1. 연구의 필요성

현대인들의 건강관리에 있어서 운동은 이제 필수적인 요소라 해도 과언이 아닐 것이다. 현대문명의 발달로 과거에 비해 현대인들의 생활은 편리해 졌으며, 그로인한 신체 활동량의 감소로 인해 현대인들은 비만 및 각종 대사질환과 근골격계 질환에 비교적 쉽게 노출 되어있다. 이에 대한 예방 및 개선 차원에서 다양한 신체활동이 강조되어지고 있으며, 그중에서도 저항운동(Resistance Training)은 근골격계의 발달을 통한 근골격계 부상 및 질환 방지 차원에서 그 중요성을 더하고 있기에 현대인들의 운동 프로그램에서 필수적으로 포함되어진다. 저항운동 프로그램 설계에서 운동의 선택은 중요한 핵심사항이며(Stastny et al. 2015), 적절한 운동처방은 근골격계의 기능 향상을 가능하게 할 수 있다(Farrokhi et al. 2008). 저항훈련은 원위부 사지(end-effectors, e.g, hand or foot)가 고정 된 상태로 수행하는 운동인 닫힌 사슬(Closed-Kinetic Chain)운동과 원위부 사지가 고정되지 않고 자유로운 상태로 수행하는 운동인 열린 사슬(Open-Kinetic Chain)운동으로 나뉘지는데 닫힌 사슬 운동과 같이 신체의 전체적인 운동 사슬을 사용하는 근력 훈련은 많은 실질적이며 이론적인 이점을 갖고 있다(Stuart et al. 1996). 그러한 저항훈련 방법 중 대중에게 친숙한 명칭으로 알려진 정형화 된 운동으로는 대표적으로 스쿼트(Squat)와 런지(Lunge)를 뽑을 수 있다. 이 운동들은 다중관절(multi-joint), 하지를 통한 체중지지(weight-bearing), 닫힌 사슬과 같은 기능적 운동 특징 및 일상적인 활동과 유사한 움직임 패턴을 갖고 있고, 동시에 여러 근육을 훈련시킬 수 있으며, 아무런 장비 없이 혹은 소도구와 같은 최소한의 장비로 훈련이 가능하기 때문에 노인들의 운동으로도 자주 선택되며(Flanagan et al. 2004), 훈련

프로그램에 저항운동을 포함 시켜야 하는 엘리트 선수들의 훈련 프로그램에 필수적으로 선택되고는 한다. 스쿼트와 런지의 운동학적, 운동역학적 차이로는 스쿼트는 양 발을 평행하게 지면에 위치시켜 무게부하를 양 다리에 분배하여 마치 의자에 앉았다 일어나듯이 동작을 수행하기 때문에 런지에 비하여 보다 무거운 무게로 안정감 있게 훈련이 가능하며, 이와는 달리 런지는 한쪽 발은 체중을 지지한 상태에서 다른 한쪽 발을 앞, 뒤 또는 측면으로 이동시키며 동작을 수행하기 때문에 스쿼트 동작에 비해 균형감각의 요구가 더해진다. 또한 지면에서의 무게중심(COG, Center of Gravity) 이동으로 인하여 동작 간 신체에 작용되는 외력을 조절하며 안정화(Stabilization)시키기 위한 노력이 스쿼트에 비해 많이 요구되기 때문에 상대적으로 고중량을 이용한 훈련이 보다 제한적이라고 볼 수 있다. 그렇기 때문에 운동경험이 부족한 대상자들이나 부상의 이력이 있는 대상자들을 위한 운동 프로그램 설계에 있어 런지는 고중량 훈련보다는 저중량 또는 체중을 이용한 균형(Balance) 훈련으로 먼저 선택되는 것이 일반적이며, 배드민턴, 테니스, 펜싱과 같은 종목에서는 종목의 특성상 유사한 운동 동작이기 때문에 필수적으로 선택되는 저항운동이다. 이와 같이 다양한 목적을 위한 운동 프로그램 설계에 선택 되어지는 런지의 종류는 이동시키는 다리를 뺏는 방향에 따라 전방 런지(Forward Lunge), 후방 런지(Reverse Lunge), 측방 런지(Side Lunge)로 나뉘며 전방 런지와 후방 런지는 시상면(Sagittal Plane)에서 좌우축(mediolateral axis)을 중심으로 운동이 이루어지는 공통점을 갖고 있다. 좌우축 에서의 운동 중 런지와 유사한 운동학적 특징을 갖고 있어 명칭이 혼용되어 사용되어지는 운동으로 스플릿 스쿼트(Split Squat)를 예로 들 수 있다. 둘의 운동학적 차이점은 런지의 경우 운동 진행 방향으로 다리를 뺏어 나가며 동작을 수행하고, 스플릿 스쿼트는 런지의 하방 운동 시작 자세와 같이, 양쪽 다리를 앞뒤로 벌린 자세로 제자리에 안정적으로 서있는 상태에서 동작을 수행하는 운동이다. 앞서 언급한 것처럼 다리를 한쪽 방향으로

뺨어나가며 수행하는 런지의 경우 지면에서의 무게 중심 이동으로 인한 외력이 발생된다(Stuart et al., 1996; Flanagan et al., 2004; Farrokhi et al., 2008; Riemann et al., 2012; Comfort et al., 2015; Stastny et al., 2015). 그 외력은 한쪽 다리에만 작용되는 것이 아니라, 양쪽 다리 모두에 작용될 것이다. 즉, 런지는 편측(Unilateral) 운동이 아니라 양측(Bilateral) 운동인 것이다. 하지만, 트레이닝 현장에서는 하지의 편측 운동으로 이해되어 런지가 선택되는 것을 자주 볼 수 있다. 참고한 선행연구들에서도 한쪽 다리에서의 운동학적, 운동역학적 변인만을 연구하였기 때문에 양쪽 다리에서 나타나는 현상에 대해 연구해볼만한 가치가 있으며 특히 양쪽 다리를 통해 전달되는 힘의 안정화를 위한 양측 다리 간의 공동작용(Force stabilization Synergy)에 대한 연구가 필요할 것으로 판단했다. 또한 런지 동작을 수행하는 방향은 다르지만 운동학적(kinematics) 공통점이 있는 전방 런지와 후방 런지에서 운동역학적(kinetics)으로 그리고 참여 근육들 간의 근활성도가 유의한 차이가 날 것인지 또한 연구해볼 가치가 있을것이라 판단했다. 따라서 본 연구는 트레이닝 현장에서 재활 및 근비대 또는 근력, 근지구력 향상과 같은 근기능 발달을 위해 선택되어지며 운동학적 공통점을 갖고있는 전방, 후방 런지 동작 간 양쪽 다리의 엉덩 관절, 무릎 관절에 대한 생체 역학적 분석과 힘 안정화 공동작용(force stabilization synergy)에 대한 운동 제어적 분석을 통하여 런지를 훈련 프로그램에 포함시키는 대상자들에게 보다 목적에 부합되는 효과적인 런지 동작을 제안하는데 기여 할 수 있을 것으로 기대된다.

## 2. 연구 목적

본 연구의 목적은 두 가지 유형의 런지 동작(전방런지, 후방런지)들의 운동역학적 변인들과 운동 제어를 통한 힘 안정화 공동작용을 비교 분석하는 것이다.

## 3. 연구 가설

- 1) 두 가지 런지 유형 및 양 다리 간 측정 관절의 합회전력은 유의한 차이가 있을 것이다.
- 2) 두 가지 런지 유형 및 양 다리 간 무릎관절 전단력은 유의한 차이가 있을 것이다.
- 3) 두 가지 런지 유형 및 양 다리 간 근 활성도의 차이가 있을 것이다.
- 4) 두 가지 런지 유형 및 양 다리 간 양 발의 힘 안정화 공동작용은 유의한 차이가 있을 것이다.

## 4. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어 다음과 같은 제한점을 갖는다.

- 1) 이 연구는 동작의 일관성을 위해 런지 동작에 익숙한 숙련된 대상자로 제한한다.
- 2) 본 연구에서는 인체 분절을 질량중심 위치가 변하지 않는 강체(Rigid body)로 간주하였다.
- 3) 본 연구에서는 인체의 관절을 핀 조인트(pin joint)로 가정하였다.
- 4) 본 연구에서 측정된 EMG 시그널은 외근(extrinsic muscle)의 활동전위에 제한된다.

## 5. 용어의 정의

본 연구의 목적은 두 가지 형태의 런지동작(전방런지, 후방런지)들의 운동학적, 운동역학적 특징을 비교·분석 하는 것으로 본 연구에서 사용한 대표적인 용어들에 대한 정의는 다음과 같다.

- 1) 런지(Lunge) : 닫힌 사슬 운동으로서 오른 다리와 왼 다리를 전·후방으로 벌리며 엉덩 관절과 무릎 관절을 굴곡·신전시키는 동작이다. 본 연구에서는 오른 다리를 앞으로 내딛으며 수행하는 전방 런지(Forward Lunge), 왼 다리를 뒤로 내딛으며 수행하는 후방 런지(Backward Lunge)로 구분 하였으며 이동한 다리를 딛고 난 후부터 다시 발이 떨어지기 전까지의 동작은 동일하다. 각 런지의 동작 방법은(그림 1)과 같다.

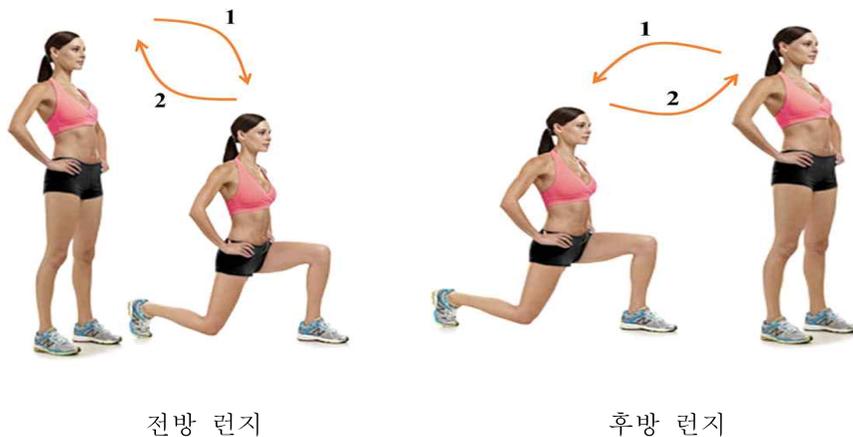


그림 1. 런지의 종류

- 2) 관절합력(Resultant Joint Force)과 관절합회전력(Resultant Joint Torque) :  
 관절합력과 관절합회전력은 뉴턴의 운동법칙을 이용하여 분절에 가해진 힘의 총합과 회전력의 총합이 특정 관성치를 가지고 있는 분절의 가속도와 각가속도로 발현됨을 이용하여, 역동역학적 방법으로 계산되는 근위부로부터 원위부에 가해지는 힘과 회전력으로 정의하였다.
  
- 3) 근전도 (Electromyogram, EMG) : EMG는 근육의 활성도로 신체의 피부 표면에 부착하여 근육의 활동전위를 기록하는 표면 전극과 근육에 침상 전극을 꽂아 근육 내 한 지점의 활동전위를 통해 운동단위 활동을 측정하는 바늘 전극법이 있다. 본 연구에서는 한 부위에 두 개의 표면 전극을 부착한 듀얼 표면 전극을 사용하였다.
  
- 4) 최대 수의적 수축 (Maximum Voluntary Isometric Contraction, MVIC) : 고정된 상태에서 골격근으로부터 발생하는 최대 등척성 수축으로 정의한다. 본 연구에서는 일반적으로 시행하는 부위별 MVIC 측정 방법을 사용하지 않고, 보다 일반화하기 위하여 실제 운동방법으로 런지동작의 최 하방(Maximum Lower Part)지점에서 무릎관절을 신전시키며 발생하는 최대 등척성 수축을 측정하였다.
  
- 5) 적분 근전도 (Integral Electromyography, EMG) : 정류된 근전도 값을 시간에 대해 적분한 것으로 정의하였다. 본 연구에서는 측정된 근전도 주파수 값을 %값으로의 일반화를 위해 MVIC에 대조하여 %값을 산출하였다.
  
- 6) 전방 다리 (Front leg) : Lunge 동작 수행 시 양 다리 중 앞쪽에 위치시키는 다리로 정의했으며 본 연구에서는 오른 다리(Right leg)로 설정하였다.

- 7) 후방 다리 (Rear leg) : Lunge 동작 수행 시 뒤쪽에 위치시키는 다리로 정의했으며 본 연구에서는 왼 다리(Left leg)로 설정하였다.
- 8) 주동근 (Agonistic muscles) : 운동 동작 수행 시 주(主)로 쓰이는 골격근으로 본 연구에서 측정 된 런지동작의 주동근은 대둔근(Gluteus-maximus), 대퇴사두근(Quadriceps)이다.



그림 2. 런지 동작의 주동근 (Essential anatomy(version 5) [application]. 3D4Medical.com,LLC)

- 9) 길항근 (Antagonistic muscles) : 운동 동작 수행 시 주동근의 작용에 대해 반대 작용을 일으키는 역할을 하는 골격근으로 본 연구에서 측정 된 런지동작의 길항근은 대퇴이두근 (Biceps femoris), 반건양근 (Semi-tendinosus)이다.



그림 3. 런지 동작의 길항근 (Essential anatomy(version 5) [application]. 3D4Medical.com,LLC)

10) 안정근 (Stable muscles) : 운동 동작 수행 시 주동근 및 길항근의 근육활동을 가능하도록 신체를 지지해주며 안정시키는 역할을 하는 골격근으로 본 연구에서 측정 된 런지 동작의 안정근은 복직근(Rectus abdominis), 척추기립근(Erector spinae) 이다.

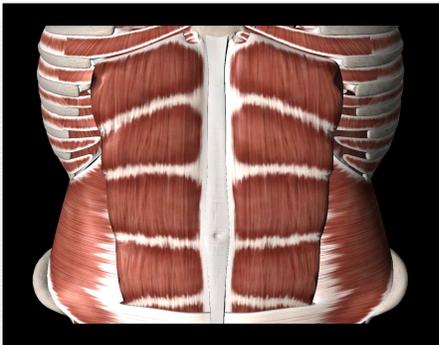


그림 4. 런지 동작의 안정근 (Essential anatomy(version 5) [application]. 3D4Medical.com,LLC)

- 11) 동시수축 지수 (Co-contraction index) : 런지 동작 시 주동근 및 길항근을 합한 전체 근활성도에 기여한 길항근의 활성도로서 본 연구에서는 측정된 근육들의 적분근전도(iEMG)를 이용해 정량화하여 계산하였다.
  
- 12) 힘 안정화 공동작용 지수 (Force stabilization synergy index) : 런지 동작 시 양발에 전달되는 힘에 대해 신체를 안정화시키기 위해 제어한다고 가정되는 가상의 명령들에 대한 공분산을 토대로 비제어 다양체(UCM) 가설을 적용하여 산출한 공동작용 수치.

## II. 이론적 배경

본 연구의 목적은 전방 런지, 후방 런지를 수행할 때, 양쪽 다리의 엉덩관절, 무릎 관절에 영향을 미칠 내, 외력과 참여 근육들의 활성화 측정을 통한 각 런지 동작의 운동학적, 운동역학적 비교 분석과 양쪽 다리에서의 공동작용(Synergy)을 통한 움직임 전략을 확인하여, 런지를 훈련에 포함시키는 대상자들의 훈련 프로그램 설계에 있어 보다 참고할만한 근거를 마련하는 것이다. 본 장에서는 본 연구의 목적인 런지동작의 운동학적, 운동역학적 변인들의 비교 분석을 통해 재활 트레이닝 및 부상 예방에 관한 선행연구들을 정리하였다.

Stuart et al(1996)은 통증 및 과거 부상 이력이 없는 건강한 젊은 남성을 대상으로한, 달힌사슬 훈련 동안의 경대퇴골 관절(Tibiofemoral Joint)에 미치는 힘과 근 활성도를 분석한 연구에서, 런지를 포함하는 달힌사슬 훈련 동안, 경대퇴골 관절에서 발생하는 전단력(Shear Force) 또는 압박력(Compression Force)은 무릎관절의 부상 이력이 없는 건강한 남성의 경우 전방 십자인대의 부상에 대한 위험 수준을 초과하지 않으며, 대퇴 사두근과 햄스트링의 근 활성도는 스쿼트 보다 높게 나타났다고 설명하였고, 십자인대 부상 또는 재건(Reconstruction) 이후 근육을 강화하기 위한 안전한 달힌사슬 훈련 방법에 대한 보다 많은 연구가 필요하다고 하였다. Jonhagen et al(2009)은 운동선수와 트레이너들의 훈련 선택에서 특별한 장비가 요구되지 않는 근건 손상의(Musculo-tendinous Injury) 예방 및 치료를 위한 훈련으로써 입증되지 않은 증거에 의해 전방런지와 같은 훈련을 선택하지만, 생체역학적 관점에서의 훈련 효과는 불명확하다고 설명하였다. 이것을 설명한 그의 연구에서는 일반적인 생각과는 대조적으로, 전방런지는 햄스트링 에서의 장시간 근활성을 보이지 않는 훈련이며 전방런지가 근건 손상의 예방 및 치료를 위한 대퇴 사두근과 햄스트링 훈련으로

가능할지 밝히기 위한 추가적인 연구가 필요하다고 하였다. Comfort et al(2015)은 전방런지, 후방런지, 외발 스쿼트를 지면반력과 영상 분석을 통해 운동학적, 운동역학적으로 분석한 연구에서 런지에 관하여 다음과 같이 설명하였다. 전방런지는 후방런지 보다 무릎 신전근의 회전력이 더 크게 발생된다. 따라서 무릎 신전근의 강화를 위해서는 전방런지가 더욱 적절한 훈련방법일 것이다. 슬개대퇴관절(Patellofemoral-joint)의 압축력(Compressive force)은 증가된 무릎 굴곡 범위에서 함께 증가한다(Reilly & Martens,1972; Escamilla, 2001). 따라서, 무릎 신전근의 회전력이 더욱 크게 발생하는 전방런지는 후방런지에 비해 슬개대퇴관절에 더 큰 스트레스를 줄 수 있는 운동일 것이다. 또한, 경대퇴골의 압축하중(Compressive load)과 전단력은 무릎 굴곡각이 증가함에 따라 점차 증가된다(Wilk et al., 1996; Escamilla, 2001). 따라서 골관절염과 같은 관절에 문제가 있는 대상자에게 전방런지는 좋지 않은 선택이다. 발목에서의 저축굴곡 회전력은 전방런지가 후방런지보다 낮게 측정되었다. 즉, 발목에 대한 스트레스가 더 적다는 의미 이므로 아킬레스 건염과 같은 문제가 있는 대상자들은 피해야 한다고 설명하였다. 하지만 이 연구는 근활성도를 측정하지 않은 점을 연구의 제한점으로 설명하였다.

### Ⅲ. 연구방법

본 장에서는 각 런지 동작의 분석 시 측정된 변인을 정량적으로 기술하고 분석하기 위한 연구방법을 제시하고 있으며, 연구대상, 연구도구, 실험 절차 및 방법, 연구의 독립변인, 종속변인의 산출방법, 통계처리 순으로 정리하였다.

#### 1. 연구대상

본 연구의 대상자는 평소 저항 운동을 규칙적으로 해왔던 20에서 30대 남성트레이너 및 엘리트 육상선수 6명으로 선정하였다. 대상자는 과거에 무릎이나 허리의 수술 및 시술 이력이 없는 대상으로 설정했으며, 연구 대상자의 신체정보는 다음 <표 1>과 같다.

표1. 연구 대상의 신체정보

Subjects	Height (cm)	Weight (kg)	Age (year)	Skill level (year)
S1	181	75	24	4
S2	168	68	33	9
S3	172	75	32	7
S4	176	72	25	6
S5	180	80	31	4
S6	178	82	36	9
M±SD	176±2	75±2	30±2	7±1

## 2. 실험 도구

### 2-1. 영상분석 시스템

두 가지 Lunge 동작을 촬영하기 위해 Qualisys(Sweden)의 Oqus 500 적외선 카메라 8대를 사용하였으며, 100Hz로 촬영하였다. 모션 캡처 카메라는 각각 랜(LAN)선을 통해 동기화(synchronization)되어 있고, 카메라와 컴퓨터 간에는 LAN선을 통하여 데이터를 전송하며, Qualisys Track Manager(Qualisys Inc., Swenden) 소프트웨어를 사용하여 각 마커의 3차원 공간 좌표 값을 산출하였다.

### 2-2. 지면반력 측정 시스템

지면반력을 측정하기 위해 strain gauge sensor가 장착된 지면반력기 2대(OR-6, AMTI, USA)를 사용하였다. 각 장치는 x, y, z 세 축의 힘과 모멘트 성분을 측정 할 수 있으며, 지면 반력기 위에서의 압력 중심점의 위치를 구할 수 있다. 본 연구에서는 1,000Hz로 sampling rate을 설정했으며, 지면반력기로 수집된 아날로그 신호는 A/D Board를 거쳐 컴퓨터로 전송되어 영상자료와 동기화(synchronization)되었다.

### 2-3. 근전도(Electromyography) 시스템

근전도 장비는 무선 근전도 기기(Trigno IM, Delsys, USA)를 이용하여 각 근육별 (Rectus abdominis, Erector spinae, Gluteus maximus, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Biceps femoris, Semitendinosus) 근 활성도를 측정하였다. 이때 자료 샘플링 주파수는 2,000Hz로 설정했으며, 동작 수행 시 얻어진 근육의 파형분석 프로그램으로 MyoResearch XP 프로그램을 이용하여 분석하였다.

## 2-4. 자료 분석도구

모션 캡처 카메라와 Qualisys Track Manager(Qualisys Inc., Sweden) 소프트웨어를 사용하여 추출된 3차원 공간 좌표값과 지면반력 자료는 C3D 방식으로 변환한 후 Visual3D(C-Motion Inc., USA)를 이용하여 변인들을 분석했으며 근전도 데이터는 EMG works Analysis 와 Myoresearch XP를 이용하여 분석 하였다. 또한 기타 자료처리를 위해 엑셀 2010(Microsoft Inc., USA) 프로그램을 사용하였다.

## 3. 실험 절차 및 방법

### 3-1. 실험 준비

#### 1) 동작 분석을 위한 준비

주요 관절과 분절을 규정하기 위하여 바벨에 2개, 연구대상자의 하지에 34개의 반사 마커를 마커 셋팅 매뉴얼을 참고하여 부착하였다.

#### 2) 근전도 분석을 위한 준비

런지동작의 수행 동안 동원되는 근육의 근활성도를 측정하기 위해 복직근(Rectus abdominis, RA), 척추기립근(Erector spinae, ES), 대둔근(Gluteus maximus, GM), 대퇴직근(Rectus femoris, RF), 외측광근(Vastus lateralis, VL), 내측광근(Vastus medialis, VM), 대퇴이두근(Biceps femoris, BF), 반건양근(Semitendinosus, ST)을 각각 측정하였다. 실험 중 잡음(noise)을 줄이기 위해서 알코올 솜을 이용하여 피부를 세척한 후 젤 타입의 듀얼전극을 부착하였다.

근전도 데이터의 일반화를 위하여 실험 전 MVIC(Maximum Voluntary Isometric Contractions)를 측정했으며, MVIC의 측정은 일반적인 부위별 MVIC 측정이 아닌 실험 시 측정할 동작을 적용하여 런지 동작 중 하방

끝 지점에서 상방으로 운동이 바뀌는 구간에서 피험자가 최대힘을 발휘하여 14개의 EMG채널 데이터를 한번에 수집하였다.

### 3) 3차원 공간 설정

3차원 공간 좌표 설정을 위해 마커가 붙어있는 L자형 frame을 설치하여 전역좌표계(그림5)의 원점을 설정 후, 마커가 붙어있는 T자형 막대를 60초간 실험 공간을 모두 포함하도록 움직여 캘리브레이션 하였다.

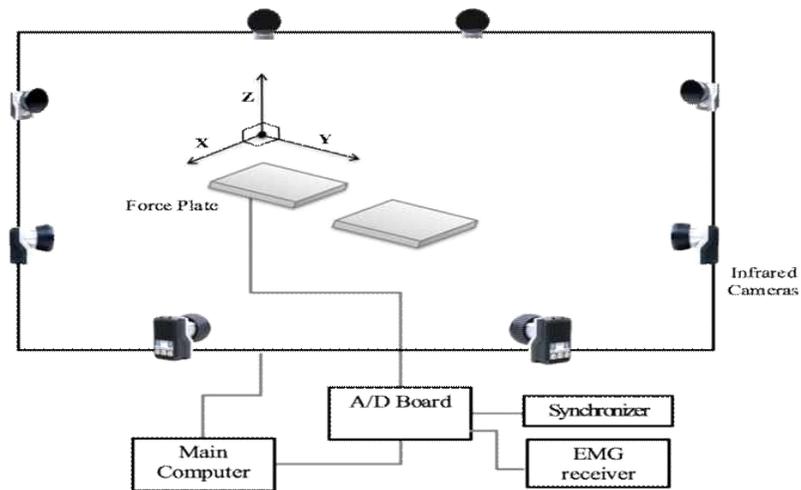


그림5. 실험 환경 및 전역좌표계

### 3-2. 준비 운동

실험 전에 실험대상자들은 부상을 예방하기 위해 15분이상의 충분한 스트레칭 및 워업을 위한 시간을 제공 하였다.

### 3-3. 바벨 무게 설정

실험 전에 런지동작 수행의 적절한 무게 설정을 위해 NSCA에서 권장하는 산출 방법으로 1RM(repetition maximum) 테스트를 통해 1RM의 30%를 산출 하였다. (NSCA, 2008)

### 3-4. 동작 연습

실험에서 수행하는 두 가지 런지 동작을 연습하도록 하였다. 피험자들 모두 런지 동작이 숙련된 상태였으며, 런지 동작의 일관성을 확보하기 위하여 각 피험자의 키와 하지 길이를 고려하여 후방 런지의 보폭을 측정하고, 측정된 보폭을 기준으로 양 다리의 무릎각과 몸통 기울기를 각 피험자마다 일정하게 통제하여 런지 동작을 실시하였다.

### 3-5. 측정

MVIC 측정을 마친 피험자들은 충분한 휴식 후 본 실험에 참가 했다. 무게를 설정한 Barbell을 승모근 위에 위치시키고 지면반력기 밖에서 정면(Y축 +방향)을 바라본 상태로 대기 하다가, 시작 신호와 함께 지면반력기 안으로 들어와 준비 자세를 취하도록 했으며, 메트로놈의 박자(60BPM 4박자)에 맞추어 최대한 일정한 타이밍으로 동작을 실시하도록 요구하였다. 런지동작은 60초간 수행하도록 했으며 동작 수행 초반 시점, 수행 중반 시점, 수행 완료 시점에서 4박자에 맞추어 정확하게 수행한 동작들을 선별하여 총 8회 에서의 각 변인을 분석 했으며, 각 런지 동작의 측정 간에는 15분 이상의 충분한 휴식을 취하게 하였다. 두 가지 런지 동작의 방법은 다음과 같다(그림6).

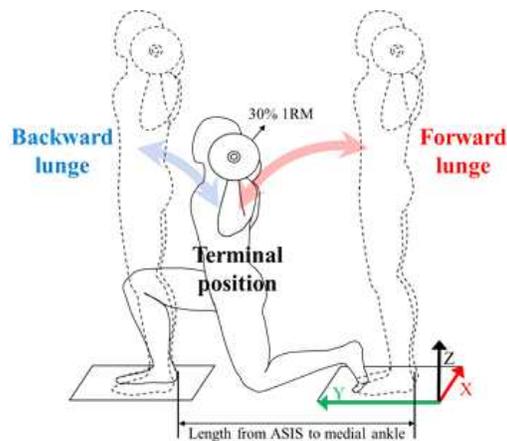


그림6. 런지 동작의 측정 방법

전방 런지는 전방 다리(오른 다리)를 지면반력기를 향해 앞으로 내딛으면서 대퇴가 지면과 평행이 되는 지점까지 구부리며 내려갔다 무릎을 펴고 동시에 시작 자세로 돌아온다. 둘째, 상지는 지면과 수직이 되도록 곧게 세운다. 셋째, 움직임이 일어나는 동안 반대 다리는 지면에서 떨어지지 않도록 하고 뒤꿈치가 들리는 것은 허용되었다. 후방 런지는 첫째, 반대편 지면반력기 위에 서서 전방 런지와 동일한 준비 자세를 취한 후 후방 다리(왼 다리)를 뒤로 내딛는 동작으로 진행한다. 둘째, 똑바로 선 자세에서, 후방 다리를 뒤쪽으로 뺀고 전방 다리가 지면과 평행이 될 때까지 구부린다. 셋째, 전방 다리의 뒤꿈치가 들리지 않게 주의하며 다시 시작 자세로 돌아오도록 통제하여 측정했다.

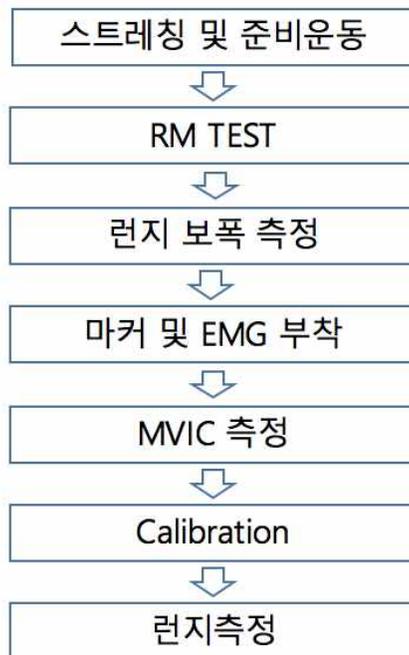


그림7. 실험 순서

## 4. 이벤트 설정 및 변인 산출

### 4-1. 분석 시점(Event) 및 국면(Phase) 정의

본 연구는 다음과 같이 분석 시점 및 국면을 설정하였다. 먼저 분석 시점의 정의는 Lunge 동작을 위해 오른 다리와 왼 다리의 두 발 모두 지면을 지지하고 있는 준비 시점으로부터 이동하는 다리가 지면반력기로부터 떨어져 이동하여 다른 지면반력기에 닿는 시점(E1), 두 다리가 앞뒤로 벌어진 상태에서 런지 동작의 하방 운동 후 오른 다리의 무릎 각이 동작 내 최대 굴곡 되는 시점(E2), 런지 동작의 상방 운동 후 이동한 다리가 시작 시점으로 돌아가기 위해 지면반력기로부터 다시 떨어지는 시점(E3)으로 설정하였으며, 분석 국면은 각각의 시점 간의 구간으로 하강 국면(phase 1), 상승 국면(phase 2)로 설정하여 크게 두 구간으로 나누었으며 force stabilization synergy 분석을 위해 하강 국면(phase 1)시 지면반력의 최대 시점부터 상승 국면(phase 2)시 지면반력의 최대 시점까지를 중간 국면(mid phase)으로 설정하여 분석하였다.

#### 1) 이벤트(event)

- ① Event1: 두 발 모두 지면을 지지하고 있는 준비 시점으로부터 이동하는 다리가 지면반력기로부터 떨어져 이동하여 다른 지면반력기에 닿는 시점.
- ② Event2: 두 다리가 앞뒤로 벌어진 상태에서 런지 동작의 하방 운동 후 오른 다리의 무릎 각이 동작 내 최대 굴곡 되는 시점.
- ③ Event3: 런지 동작의 상방 운동 후 이동한 다리가 시작 시점으로 돌아가기 위해 지면반력기로부터 다시 떨어지는 시점.

## 2) 국면(phase)

- ① 국면 1(phase 1): Event1 ~ Event2, 런지 동작의 하강 구간.
- ② 국면 2(phase 2): Event2 ~ Event3, 런지 동작의 상승 구간.
- ③ 중간 국면 (mid phase): 하강 국면(phase 1)시 지면반력의 최대 시점부터 상승 국면(phase 2)시 지면반력의 최대 시점

### 4-2. 독립변인

본 연구의 독립변인은 두 가지 유형(전방, 후방)의 런지와 오른 다리(전방 다리), 왼 다리(후방 다리) 이다. 촬영이 시작되기 전 모든 대상자들은 정해진 자세를 벗어나지 않는 범위 내에서 각각의 신체적 특징에 맞게 동작 연습을 하여 촬영 진행 동안 동작을 일정하게 할 수 있도록 조치하였다.

### 4-3. 종속변인의 산출 방법

본 연구를 위한 실험에서 Qualisys Track Manager(Qualisys Inc., Sweden)를 통해 얻은 3차원 공간 좌표 자료 및 지면반력의 자료 처리는 Visual 3D 동작분석 프로그램을 사용하였고, Trigno Wireless system (DELSYS INC, USA)을 통해 동작 수행 시 얻어진 근육의 파형분석 프로그램으로 EMG works Analysis 와 Myoresearch 3.10 프로그램을 이용하여 분석 하였다.

#### 1) 영상 분석 자료 산출

대상자에게 부착되어진 해부학적 마커 정보를 이용하여 발목 관절(ankle joint), 무릎 관절(knee joint), 엉덩 관절(hip joint)의 6개 관절과 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis), 총 7개 분절을 강체로 모델링하였다. 모델링의 편의를 위하여 실험 동작 측정 전에 해부학적 자세에서 촬영된 영상(static trial)을 이용하였다. 엉덩 관절은 CODA

방식(Bell, Pederson과 Brand(1989; 1990))을 사용하였고, 그 외에 다른 관절들은 mid-point 방식으로 관절중심을 찾았다. 또한 운동을 총체적으로 설명하기 위한 전역좌표계(Global coordination system)와 분절의 운동을 설명하기 위한 지역좌표계(Local coordination system)를 설정하였다. 전역좌표계는 앞서 설명한 바와 같이 대상자의 좌우 방향을 X축, 전후방향을 Y축, 수직방향을 Z축으로 각각 설정하였다. 지역좌표계는 각 분절의 좌우 축 방향을 X축, 전후 축 방향을 Y축, 종축 방향을 Z축으로 설정하였다.

## 2) 지면반력 분석

지면반력기 에서 측정된 각 축에 대한 3가지의 힘 성분( $F_x, F_y, F_z$ )을 분석에 이용하였다. 특히 지면반력기로부터 획득한 자료는 관절 합력과 관절 합회전력 산출 및 지면에서 발이 떨어지는 순간을 정확하게 확인하는데 활용되었다.

## 3) 근전도 분석

근전도 장비를 통하여 수집된 EMG Raw data는 정류(Rectify) 작업을 거친 후 Band pass 20Hz-500Hz로 Filtering하였다. 가공된 EMG 신호는 각 구간별로 적분하여 iEMG(Integrated EMG)형태로 활용하였다.

## 4) 주요변인 산출 방법

영상 분석을 통하여 얻은 관절 및 분절 중심점의 시간에 대한 위치 정보와 지면반력기를 통해 얻은 지면반력을 이용하여 관절합력, 관절합회전력을 계산하였는데, 주요한 변인에 대한 산출 방법은 다음과 같다.

#### 4-1) 관절합력(resultant joint force)과 관절합회전력(resultant joint torque)

역동역학적(inverse dynamics) 운동방정식(정철수, 신인식, Winter, 2005)과 측정된 힘, 질량 및 가속도를 이용하여 각 관절에 작용하는 역동역학적 자료를 얻었다. 인체측정학적 자료는 Hanavan(1964)의 모델을 이용하여 관절의 질량과 관성모멘트를 추정하였다. 구체적인 산출 방법은 다음과 같다.

일반적으로 관절에 가해진 모든 힘의 합에 관절합력이 포함되므로, 관절에 가해진 힘의 총 합을

$$\sum F = F_P + F_D + mg = ma$$

( $F_P$  : 이웃하는 근위 관절에 의한 힘,  $F_D$  : 이웃하는 원위 관절에 의한 힘,  $m$  : 관절의 질량,  $g$  : 중력 가속도,  $a$  : 관절의 가속도) 로 나타낼 수 있으며, 관절에 작용하는 회전력의 총합을

$$\sum T = T_P + T_D + T_{F_P} + T_{F_D} + T_{F_W} = I\alpha$$

( $T_P$  : 근위 관절의 관절회전력,  $T_D$  : 원위 관절의 관절회전력,  $T_{F_P}$  : 근위 관절의 관절반력에 의한 회전력,  $T_{F_D}$  : 원위 관절의 관절반력에 의한 회전력,  $T_{F_W}$  : 관절의 무게에 의한 회전력(힘팔이 0이므로 값은 0),  $I$  : 관절중심에 의한 관성모멘트,  $\alpha$  : 관절의 각가속도) 로 나타낼 수 있다.

### ① 무릎 관절의 관절합력과 관절합회전력

무릎 관절에 작용하는 힘은

$$\vec{F}_k = m_s \vec{a}_s - m_s \vec{g} - \vec{F}_a$$

( $\vec{F}_k$  : 무릎 관절에서 하퇴에 가해지는 힘 벡터,  $m_s$  : 발의 질량,  $\vec{a}_s$  : 하퇴의 질량 중심에서의 가속도,  $\vec{F}_a$  : 발목 관절에서 하퇴에 가해지는 힘) 가 되며,

무릎 관절의 회전력은

$$\vec{M}_k = \vec{J}_s - \vec{M}_a - \vec{P}_a \times \vec{F}_a - \vec{P}_k \times \vec{F}_k$$

( $\vec{M}_k$  : 무릎 관절의 합회전력,  $\vec{J}_s$  : 하퇴의 각운동량의 변화,  
 $\vec{P}_k$  : 하퇴의 질량 중심에서 무릎 관절 중심으로의 위치 벡터)  
로 계산된다.

### ② 엉덩 관절의 관절합력과 관절합회전력

엉덩관절에 작용하는 힘은

$$\vec{F}_h = m_t \vec{a}_t - m_t \vec{g} - \vec{F}_k$$

( $\vec{F}_h$  : 엉덩 관절에서 대퇴에 가해지는 힘 벡터,  $m_t$  : 대퇴의 질량,  
 $\vec{a}_t$  : 대퇴의 질량 중심에서의 가속도,  $\vec{F}_k$  : 무릎 관절에서 대퇴에  
가해지는 힘) 가 되며,

엉덩 관절의 회전력은

$$\vec{M}_h = \vec{J}_t - \vec{M}_k - \vec{P}_k \times \vec{F}_k - \vec{P}_h \times \vec{F}_h$$

( $\vec{M}_h$  : 엉덩 관절의 합회전력,  $\vec{J}_t$  : 대퇴의 각운동량의 변화,  
 $\vec{P}_h$  : 대퇴의 질량 중심에서 엉덩 관절 중심으로의 위치 벡터)로  
계산된다.

본 연구의 변인은 Visual3D 소프트웨어 내 Model Based Computation  
메뉴를 통해 기본적으로 계산되는 값을 산출하였다.

#### 4-2) 최대 자발적 등척성 수축 (%MVIC)

근전도 데이터의 일반화를 위하여 실험 전 MVIC(Maximum Voluntary  
Isometric Contractions)를 측정했으며 %MVIC를 구하는 공식은 다음과  
같다.

$$\%MVIC = \frac{EMG}{MVIC} \times 100$$

#### 4-3) 동시 수축 지수 (Co-contraction index, CCI)

주동근과 길항근 간의 구분이 명확한 5개 근육 대퇴직근(RF), 외측광근(VL), 내측광근(VM), 대퇴이두근(BF), 반건양근(ST)의 iEMG 값을 이용하여 CCI를 계산하였다.

$$CCI = 2 \times \frac{(iEMG_{BF} + iEMG_{ST})}{(iEMG_{RF} + iEMG_{VL} + iEMG_{VM} + iEMG_{ST} + iEMG_{BF})} \times 100$$

#### 4-4) 힘 안정화 공동작용 수치 (Force stabilization synergy index, $\Delta V$ )

force stabilization synergy index를 계산하기 위하여 아래에 설명된 비제어 다양체(UCM, uncontrolled manifold) 분석을 적용하였으며, 이를 위해 MATLAB code를 작성하여 활용하였다.

##### ① 비제어 다양체(UCM, uncontrolled manifold) 분석

런지 동작 시 양발을 제어한다고 가정되는 가상의 명령들에 대한 공분산을 토대로 시너지 인덱스를 산출하기 위하여 비제어 다양체(UCM) 가설(Scholz et al., 2003)을 적용하였다. 분석에는 각 피험자가 각 조건 별로 측정된 양 발의 지면반력 값이 사용되었다. 각각의 동작에서 분석 구간 (mid phase) 내의 시간에 따른 모든 값들을 분석에 활용하였다(단일 측정 UCM 분석, Scholz et al., 2003). 이 때 아래 공식에 표시된 모드(m)는 양발을 제어하기 위한 가상의 명령으로 간주되는 변인이며, 각 모드들은 서로 독립적이라고 가정된다. 본 연구에서는 위에서 설명한

대로 각 발의 지면반력을 각각의 모드로 가정하였다.

$$m = [GRF_R, GRF_L]^T$$

이때, 위 공식의  $GRF_i$ 는 각 발의 지면반력을 의미한다.

모드 벡터를 통해서 반복해서 측정된 시도 간의 분산을 시간에 따라 계산하게 된다. 계산된 분산은 다시 두 개의 부분 공간(비제어 다양체(UCM) 공간 and 직교(ORT) 공간) 상의 분산으로 분해되는데, 이때 UCM 공간 상의 분산( $V_{UCM}$ )은 양 발의 지면반력 합력의 크기에는 영향을 주지 않는 분산으로 설명할 수 있으며, 반면 ORT 공간 상의 분산( $V_{ORT}$ )은 양 발의 지면반력 합력의 크기를 변화시켜 실행변인에 오류를 야기하는 분산으로 설명할 수 있다.

시너지 인덱스( $\Delta V$ )는  $V_{UCM}$ 과  $V_{ORT}$ 의 합인 총 분산( $V_{TOT}$ )에 대한 상대적인  $V_{UCM}$ 의 크기로 정량화 하였다. 이때 각각의 공간 상의 분산은 해당 공간의 자유도(차원)의 수로 표준화 한 값을 사용하였다.

$$\Delta V(t) = \frac{V_{UCM}(t)/1 - V_{ORT}(t)/1}{V_{TOT}(t)/2}$$

이때, t 는 각각의 시점을 의미한다.

## 5. 통계 처리

각 대상자별 전체 시도의 자료 중 정확하게 동작이 수행된 8개의 런지 동작을 선별하여 그 평균값을 분석에 활용하였으며, 각 런지 유형과 다리 간에 따른 차이를 검증하기 위하여 반복측정이원변량분산분석(two-way repeated measure ANOVA)과 대응표본 t 검정(paired t-test)을 사용했다. force stabilization synergy 분석 시 사후검정을 위해 Bonferroni 검정을 이용했으며 모든 요인의 유의 수준은 .05로 설정했다. 통계분석은 IBM SPSS Statistics 25 프로그램을 이용했다.

## IV. 연구 결과

본 연구는 시상면 에서의 두 가지 런지(전방, 후방) 유형과 두 다리 간의 생체 역학적 비교분석 및 운동 조절의 연구를 통해 각 런지의 특징을 이해하여 다양한 대상자들의 트레이닝 프로그램 설계 시 목적에 맞는 적합한 런지 방법 선별에 기여하고자 그 연구 목적을 두고 있다. 그 결과는 전방 및 후방 런지 시 무릎관절 각도, 최대 관절 합회전력 및 최대 관절 합력 결과, 적분근전도(iEMG) 결과, 힘 안정화 공동작용 결과 순으로 다음과 같이 제시했다.

### 1. 전방 및 후방 런지 시 무릎관절 각도

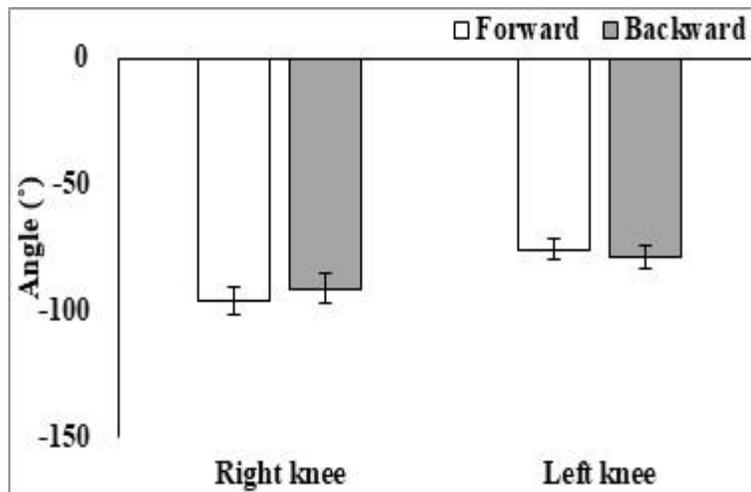


그림8. 무릎 관절의 최대 굴곡 시점(Event 2)의 굴곡 각도

런지 동작 내에서 무릎 관절이 최대 굴곡 되는 시점(Event 2)에서 피험자 별 신장 및 하지 길이에 따른 보폭과 동작은 동일하게 통제되었으며 통계분석 결과 또한 양 다리 또는 런지 유형에서 유의한 차이가 나타나지 않았다.

## 2. 최대 관절 합회전력 및 최대 무릎관절 전단력 결과

### 2-1. 무릎 관절 및 엉덩 관절 합회전력 결과

운동 진행 방향과 지지하는 다리가 서로 다른 두 런지는, 전방 런지 시 오른 다리가 이동하는 다리가 되고 후방 런지 시 왼 다리가 이동하는 다리가 되어 런지 동작을 수행한다. 따라서 앞서 설명한 바와 같이 본 연구에서는 하강 및 상승 두 국면 중 양측 다리의 관절 합회전력과 관절 합력의 최대값을 제시 했으며 결과는 다음과 같다.

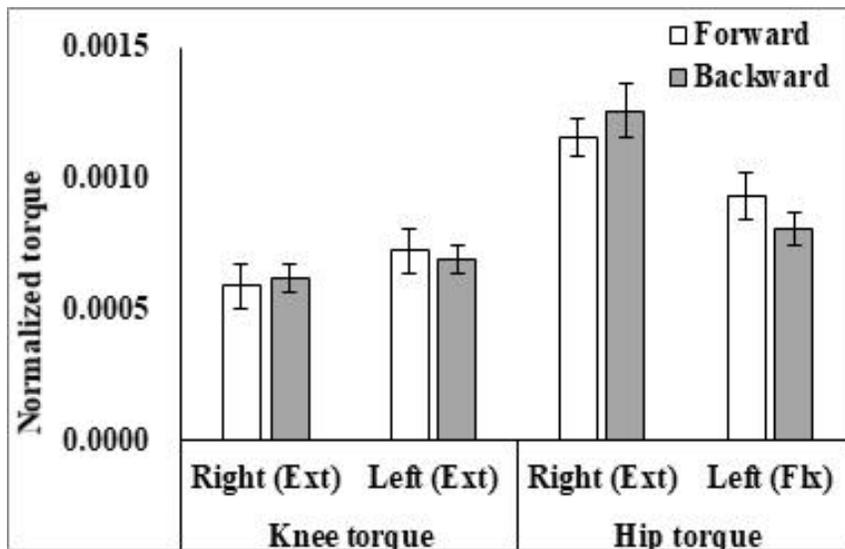


그림9 .무릎 관절 및 엉덩 관절 최대 합회전력

최대 무릎 관절 합회전력은 런지 유형 간에는 통계적인 차이를 보이지 않았지만 양측 다리 간 비교에서는 왼 다리가 오른 다리보다 높게 나타났다. 이는 two-way repeated measure ANOVA를 통해 검증하였다. 결과는 다리 요인에서 주 효과를 보였으며( $F[1,5]=7.43, p = 0.042$ ) 상호작용 효과는 나타나지 않았다. 최대 엉덩 관절 합회전력은 양측 다리 간 비교에서 오른 다리가 왼 다리보다 높게 나타났으며 런지 유형 간에는 통계적인 차이를 보이지 않았다. two-way repeated measure ANOVA를 통해 검증한 결과 유형×다리 간 상호작용 효과가 나타났으며( $F[1, 5] = 8.68, p = 0.032$ ) 유형간 차이를 왼 다리에서만 보이는 것으로 나타났다. 이는 paired t-test를 통해 확인하였다( $t[5] = 3.18, p = 0.025$ ).

## 2-2. 최대 무릎 관절 전단력 결과

무릎 관절은 런지 동작 수행 시 관절 합력 크기와 방향의 영향을 많이 받을 수 있는 관절이다. 따라서 이 연구에서 설정한 좌표 y축과 x축에서의 합력을 피타고라스 정리를 활용하여 전단력(shear force)값을 계산했으며 결과는 다음과 같다.

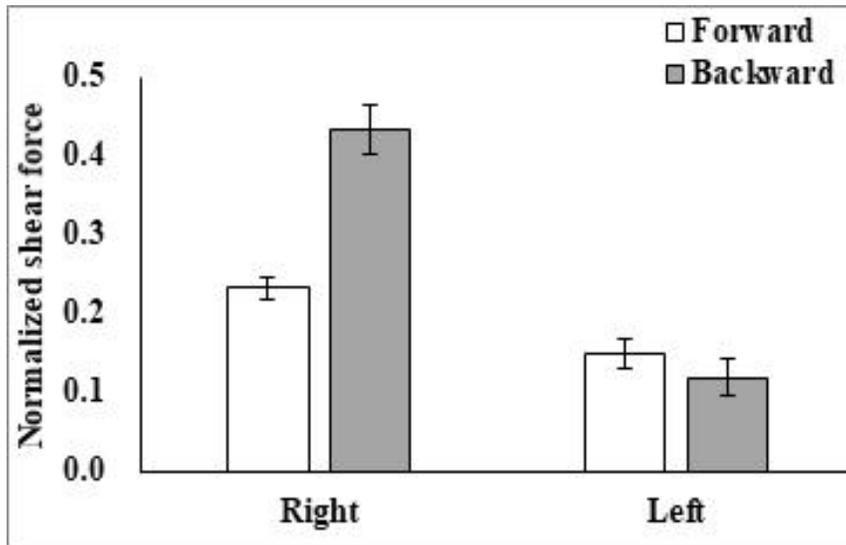


그림10. 최대 무릎 관절 전단력

최대 무릎 관절 전단력은 전방 런지 보다 후방 런지 시 오른 다리에서 크게 나타났다. two-way repeated measure ANOVA를 통해 유형×다리 간 통계적인 차이를 검증한 결과 주 효과는 유형( $F[1,5]=19.71, p = 0.007$ )과 다리( $F[1,5]=38.99, p = 0.002$ ) 모두에서 나타났으며, 상호작용 효과를 보였다( $F[1,5]=31.12, p = 0.003$ ). paired t-test를 통해 확인한 결과 양쪽 다리 모두에서 유형 간 차이를 보이는 것으로 나타났으며 서로 반대의 경향을 보였다(right leg:  $t[5]=-5.16, p = 0.004$ ; left leg:  $t[5]=3.37, p = 0.020$ ).

### 3. 적분근전도(iEMG) 결과

총 8개의 측정 근육들(14채널)을 런지 동작 수행시의 주동근(Agonist), 길항근(Antagonist), 안정근(Stabilizer)으로 분류했으며 분류 지은 개체 근육들 중 주동근은 대둔근(gluteus maximus), 대퇴직근(rectus femoris), 외측광근(vastus lateralis), 내측광근(vastus medialis), 길항근은 대퇴이두근(biceps femoris), 반건양근(semi-tendinosus), 안정근은 척추기립근(erector spinae), 복직근(rectus abdominis)으로 각각 분류했으며 하강 국면부터 상승 국면(phase 1~2)까지 iEMG의 측정구간으로 설정했다. 측정 결과는 다음과 같다.

#### 3-1. 주동근(Agonist) 및 길항근(Antagonist)의 적분근전도 결과

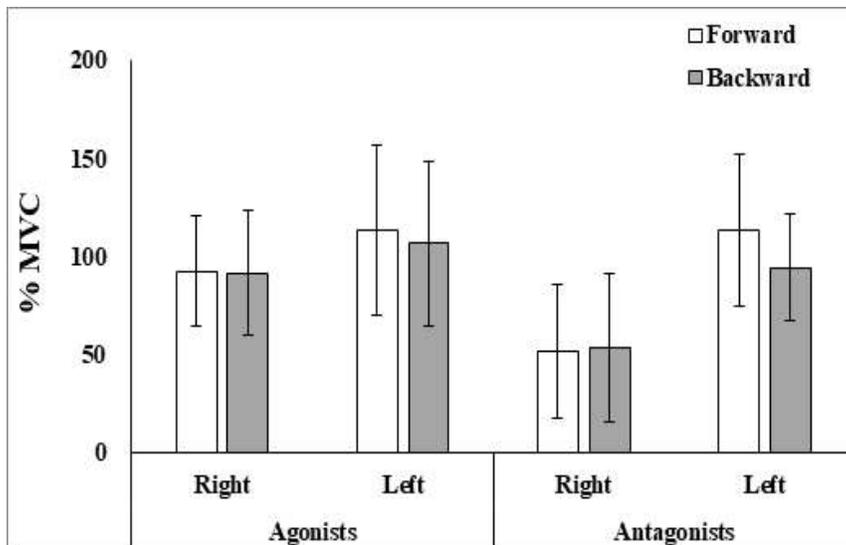


그림11. 주동근 및 길항근의 적분 근전도 값

iEMG의 측정 구간인 런지 동작의 하강과 상승 국면(phase 1~2) 간 런지 유형 및 다리에서 유의한 차이를 보이지 않았다. 이 결과는 two-way repeated measure ANOVA를 통해 어떤 요인에도 주 효과가 없음을 확인하였으며 상호작용 효과 또한 없음이 확인되었다.

### 3-2. 안정근(Stabilizer)의 적분근전도 결과

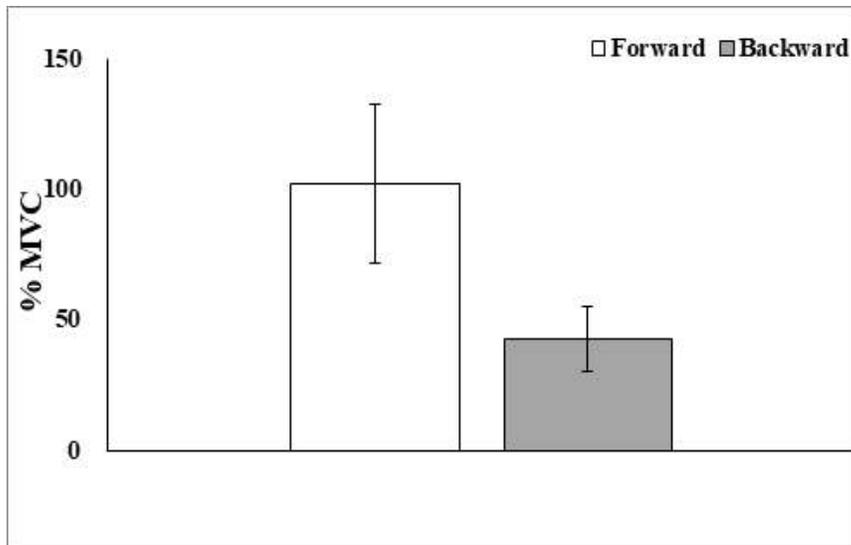


그림12. 안정근의 적분 근전도 값

런지 동작의 하강과 상승 국면(phase 1~2) 간 안정근의 iEMG 값은 전방 런지에서 높게 측정 되었다. t-test를 통한 통계분석 결과 유의한 차이를 확인했다( $t[5]=2.59, p = 0.049$ ).

### 3-3. 동시수축지수 (Co-contraction index : CCI) 결과

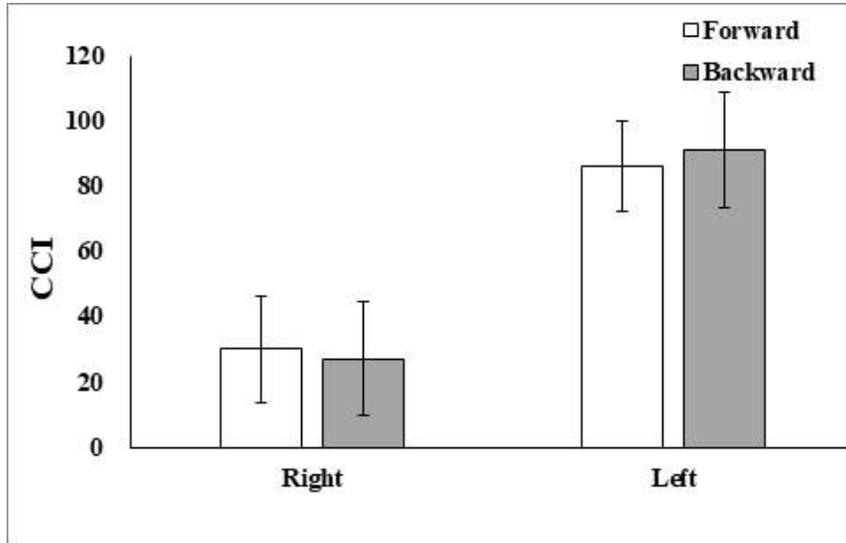


그림13 . iEMG 측정 간 CCI 값

two-way repeated measure ANOVA를 통한 통계 분석 결과 런지 유형에 따른 주 효과가 발견되지 않았으며 다리 간에만 차이를 확인할 수 있었다( $F[1,5]=7.71, p = 0.039$ ).

## 4. 힘 안정화 공동 작용(Force stabilization Synergy)

### 결과

런지 동작 시 지면 반력기를 통해 양발에 전달되는 힘에 대해 신체를 안정화시키기 위해 제어한다고 가정되는 가상의 명령들에 대한 공분산을 토대로 비제어 다양체(UCM) 가설을 적용하여 공동작용 수치를 산출하기 위해 본 연구에서 설정한 측정 구간인 중간 국면(mid phase)에서 x, y, z 축 각각의 결과 값이다.

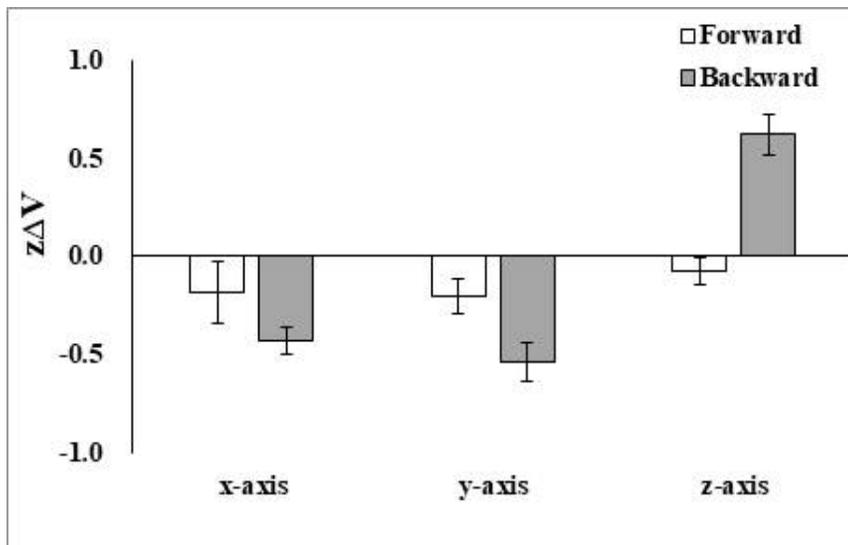


그림14. 세 축에서의 힘 안정화 공동작용 수치

two-way repeated measure ANOVA를 통한 통계 분석 결과 축(axis)에서 주 효과가 확인되었으며( $F[2,10]=25.21, p < 0.001$ ) 사후분석 결과  $x, y < z$ -axis ( $p < 0.05$ )를 확인하여, 축 간 paired t-test를 통해 재확인한 결과 후방 런지에서 z축의 결과 값이 유의하게 높게 나타났음을 확인할 수 있었다( $t[5] = 7.205, p = 0.001$ ).

## V. 논의

본 연구는 닫힌 사슬 훈련으로 자주 선택되어지는 두 가지 형태의 런지 동작(전방런지, 후방런지)에서 런지 유형 그리고 양측 다리 간의 생체 역학 변인과 운동 제어 변인을 살펴보았다. 본 연구의 결과를 통해 두 가지 런지 유형 및 양측 다리 간의 최대 무릎 관절 합회전력과 최대 엉덩 관절 합회전력의 차이를 일부 확인하였고(가설1), 무릎관절 전단력의 차이 역시 확인하였다(가설2). 근 활성화도 결과는 안정근에서만 차이가 있는 것으로 일부 확인 되었으며(가설3) 두 가지 런지 동작 간 양측 다리의 힘 안정화 공동작용은 축에서 주 효과가 확인되었다(가설4). 또한 대퇴부에서의 주동근, 길항근 간의 동시수축지수(Co-contraction index)는 양측 다리 간의 차이를 확인할 수 있었다. 이 결과들을 토대로 두 가지 형태의 런지 동작 수행 간 생체 역학적 그리고 운동 제어적 논의를 하고자 한다.

### 1. 생체 역학적(Biomechanics) 논의

전방런지와 후방런지를 비교 분석한 선행연구들에서 대부분 전방 다리만을 비교 분석하거나 무릎 관절의 각도를 통제하지 않고 보고된 연구들을 확인할 수 있었다. 선행연구들은 전방런지는 햄스트링에서의 높은 근활성을 보이지 않는 훈련으로, 대퇴 사두근과 햄스트링 훈련으로 가능할지 밝히기 위한 추가적인 연구가 필요하다고 보고하였다(Jonhagen et al. 2009) 또 다른 연구에서는 전방런지는 후방런지 보다 무릎 관절에서의 회전력이 더 크게 발생하기 때문에, 무릎 신전근의 강화를 위해서는 전방런지가 더욱 적절한 훈련방법일 것이라고 보고하였다. 또한 무릎 관절의 회전력이 더욱 크게 발생하는 전방런지는 후방런지에 비해 슬개대퇴관절(patellofemoral-joint)에 더 큰 스트레스를 줄 수 있는 운동이며 경대퇴골(tibiofemoral-joint)의 압축하중(Compressive load)과

전단력(Shear force)은 무릎 굴곡 각이 증가함에 따라 점차 증가되므로 관절에 문제가 있는 대상자에게 전방런지는 좋지 않은 선택이라고 보고하였다(Comfort et al. 2015). 반면, 본 연구는 방법에서 설명한바와 같이 동작 수행 시간 및 몸통 기울기와 양쪽 무릎각도에 대한 일정한 통제로 근육의 수축 이완 시 근 길이 변화 및 동작 수행 이벤트 간의 시간 차이로 인해 발생할 수 있는 각 피험자 간 그리고 각 동작 간의 관절 합회전력, 관절 전단력, 적분근전도 변인들에 대해 일정하게 통제하였다. 그 결과 두 전방 런지와 후방 런지 시 무릎 관절과 엉덩 관절의 합회전력의 차이를 런지 유형에 따라서는 보이지 않고, 엉덩 관절 합회전력은 전방 다리에서 그리고 무릎관절 합회전력은 후방 다리에서 통계적 차이를 보이며 양 다리 간 서로 반대의 경향을 보이는 것을 확인했으며, 무릎관절 전단력은 상호작용 효과가 나타나 T검정을 통해 양쪽 다리 모두에서 유형 간 차이를 보여 서로 반대의 경향임을 확인할 수 있었다. 한편 주동근과 길항근의 적분근전도 값은 두 가지 런지 유형과 양측 다리 간 모두에서 주 효과가 확인되지 않았다. 이 결과들을 토대로 생체 역학적 측면에서 사료되는 바는 정확하게 동작이 통제된 두 가지 유형의 런지는 전, 후방의 질량중심 이동 방향의 차이를 갖고는 있으나 이 차이점이 생체 역학적 변인에 유의미한 영향을 미치지 못하는 못하며 주 운동구간인 중간 국면에서는 결국 공통된 동작으로써 전방런지와 후방런지는 같은 운동으로 판단되어진다. 또한 양측 다리를 앞 뒤로 벌려 지면에 접촉된 상태로 운동이 진행되는 특징 때문에 앞에 위치한 다리의 엉덩 관절과 뒤에 위치한 다리의 무릎 관절에 주 효과를 일으키는 명백한 양측 운동으로 확인되었다. 이를 통해 이 변인들의 결과만을 갖고 특정 부위의 발달을 위해서 혹은 한쪽 다리 관절에 문제가 있는 대상자에게 전, 후방 런지 중 특정 런지의 운동효과를 결부시키는 것은 다소 무리가 있을 것으로 사료된다.

## 2. 운동 제어적(Motor control) 논의

선행연구들에서는 관절에서의 불안정성이 주동근, 길항근의 동시수축을 증가시키며(Milner, 2002) 증가된 동시수축은 관절 안정성을 높여 새로운 과제 수행 또는 고도의 정확성을 요구하는 동작 수행 시 유용하게 작용한다고 보고하고 있다(Hunter et al. 2002). 또한 최근의 연구에서 Latash는(2018) 보다 높은 동시수축을 갖는 관절은 불안정한 안정성의 징후로 간주 될 수 있다고 보고하였다. 본 연구의 무릎관절 동시수축지수(CCI) 결과에서 런지 유형 간에는 두 런지 간 차이가 확인되지 않았고, 양측 다리 간에 후방 다리인 왼 다리에서 동시수축 수준이 높게 확인되었다. 이는 전방런지와 후방런지 시 동일하게 취하게 되는 운동 구간 자세의 특징 상 전방 다리는 발바닥 전체로 지면을 지지하는 반면 후방 다리는 발뒤꿈치를 세운 상태로 지면을 지지하며 전방 다리에 비해 불안정한 안정성을 갖은 자세에서 운동을 수행함에 따라 나타나는 관절 안정화를 위해 동시수축 수준을 높이는 현상으로서 선행연구들의 결과와 일치된다고 사료된다. 또한 비제어 다양체(UCM)가설을 통해 연구되어온 다중 요소 공동작용(Scholz and Shoner 1999)은 중요한 행동 변인들을 안정화 하는 신경 메커니즘으로 정의되어 왔으며(Latash et al. 2007) 과제 수행에 있어 중추 신경계는 단일의 해결책을 선택하지 않고 동일한 과제를 수행할 수 있는 여러 해결책들을 선택하는데 용이하게 한다고 보고되었다(Latash 2013). 본 연구에서는 안정근의 적분근전도 결과 값이 전방런지에 비해 후방런지에서 유의하게 낮은 결과를 보였고, 선행연구들에 따른 비제어 다양체 분석을 통해 양측 다리 간 힘 안정화 공동작용 수치가 지면으로부터 수직 방향인 z축에서 주 효과가 있음이 확인되었다. 이 결과들을 토대로 런지 동작 수행 시 주 운동 구간에서의 동작은 같으나 전방 또는 후방으로 발을 내딛으며 진행되는 주 운동 구간의 전 단계(이벤트1)의 영향으로 운동 진행 방향인 z축에서의 수직 움직임 간

체간을 안정화 시키고자 역할을 수행하는 안정근의 활성도가 후방런지에서 보다 낮게 확인되며 양측 다리 간의 힘 안정화 공동작용이 유의하게 높게 확인되는 것은 운동 제어적 측면에서 후방 런지가 전방 런지에 비해 보다 안정적인 상 하방 동작이 가능한 동작으로 인지된 뇌의 행동전략으로 해석될 수 있다고 사료된다.

## VI. 결론

현재까지 보고되어 온 전방 런지와 후방 런지에 대한 생체 역학적 연구에서는 특정 부위 및 특정 근육의 훈련에 더 효과적인 특징 혹은 피해야할 특징을 갖고 있는 훈련 방법으로 설명되어왔다. 하지만 본 연구에서 논의된 생체 역학적, 운동 제어적 두 논의를 종합하면 전방런지와 후방런지는 정확히 통제된 상황 하에 생체 역학적으로 결국 같은 운동으로서 두 가지 런지 유형 간의 생체 역학적 유의한 차이를 갖는 운동으로서 이해되어 전방런지와 후방런지가 각각 어떤 특정 부위 및 근육에 더 효과적인 운동이라는 식의, 유형에 따라 다른 운동 효과를 설명하기에는 다소 무리가 있을 것으로 판단된다. 하지만 주 운동 구간에서 런지동작의 특징에 따른, 전방 다리와 후방 다리가 갖고 있는 생체 역학적 유의한 차이를 설명할 수 있었다. 이러한 결과는 런지는 명백한 양측 다리 운동이라는 사실을 뒷받침 해주는 생체 역학적 근거로 해석될 수 있으며 불안정한 안정성을 갖게 되는 후방 다리를 고려하지 않은 너무 과도한 수준의 전 후방 런지 동작을 통한 훈련 중재는 오히려 부정적인 영향을 미칠 수 있음을 보였다. 또한 운동 제어적으로 전방런지에 비해 후방런지에서 보다 안정적인 상 하방 동작이 가능하다고 관찰된 결과는 양측 다리 운동인 런지의 힘 조절 안정화 공동작용을 통한 외력에 대한 뇌와 신체의 반응을 이해하는데 기초를 제공할 것이다. 만약, 순발력 향상을 위해 플라이오메트릭(plyometric)과 같은 파워 트레이닝 및 고중량을 사용해야하는 근력 향상 훈련(strengthening)과 같은 고강도 운동 수행을 위해 불가피하게 안정성(stability)이 낮아질 수밖에 없는 운동선수와 같은 대상자의 훈련 프로그램에 런지를 포함시켜야 하는 경우 혹은, 가능한 높은 안정성(stability)을 유지한 상태로 운동성(mobility)을 단계적으로 높여가며 움직임에 적응해야 하는 환자나 운동 초보자와 같은 대상자의 훈련 프로그램에 런지를 포함시켜야 하는 경우 후방런지는 전방런지에 비해

보다 안정적인 런지 움직임 수행을 가능하게 해줄 것으로 사료된다. 일반적인 대상자의 훈련 프로그램에 있어 전, 후방 런지의 선택 또한 특정 부위의 발달을 전제로 한 선택보다는 과거 부상 이력으로 인한 현재 관절의 안정성 여부 및 대상자의 운동 목적이 안정성(stability)과 운동성(mobility) 중 어떤 부분을 더 필요로 하는 목적인지에 따라 선택을 달리하는 것을 권장하는 바이다. 따라서 런지는 양측 다리 모두에서 운동 효과를 기대할 수 있는 운동이며, 전방 런지에 비해 후방 런지에서 보다 안정적인 운동 수행이 가능한 결론을 기초로 목적에 보다 적합한 전방런지와 후방런지의 선택 및 다양한 과제 수행을 통해 부상에서의 재활 트레이닝 및 상해의 예방 그리고 퍼포먼스를 향상시키고자 하는 운동 선수들을 위한 트레이닝 프로그램 설계에 기여할 것으로 기대한다.

## 참 고 문 헌

- Comfort, P., Anthony Jones, P., Constance Smith, L., Herrington L. (2015). Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1011-1018
- Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D., & Enoka, R. M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of neurophysiology*, 88(6), 3087-3096.
- Jonhagen, S., Halvorsen, K., Benoit, D. L. (2009). Muscle activation and length changes during two lunge exercises: implications for rehabilitation. *Scand J Med Sci Sports*, 19, 561-568
- Latash, M. L. (2018). Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *Journal of neurophysiology*, 120(1), 88 - 104
- Milner, T. E. (2002). Contribution of geometry and joint stiffness to mechanical stability of the human arm. *Experimental brain research*, 143(4), 515-519.
- Riemann, B. L., Lapinski S., Smith L., Davies G. (2012). Biomechanical analysis of the anterior lunge during 4 external-load conditions. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 372-378
- Stuart, M., Meglan D. A., Lutz G. E., Growney, E. S., & Kai-Nan, An. (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 792-799

- Scholz, J. P., Schoner, G (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126(3), 289-306
- Sarabon, N., Markovic, G., Mikulic, P., Latash, M. L. (2013). Bilateral synergies in foot force production tasks. *Experimental Brain Research*, 227(1), 121-130
- Stastny, P., Lehnert, M., Zaatari, AMZ., Svoboda, Z., & Xaverova, Z. (2015). Does the dumbbell-carrying position change the muscle activity in split squats and walking lunges?. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(11), 3177-3187
- Flanagan, S P., Man-Ying, W., Greendale, G. A., Azen S. P., & Salem G. J. (2004). Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. *J Strength Cond Res*, 18(3), 599-605
- Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Yu-Jen, C., Reischl, S., Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409

## Abstract

# Biomechanics and Motor control of Forward and Backward Lunge Movements

Park, Sang-hoon

Department of Physical Education

The Graduate School

Seoul National University

The purpose of this study is to compare and analyze the biomechanical and motor control variables of two types of lunge movements (forward lunge and backward lunge). Metronome(60BPM four beats) with two (front and back) lunge at a weight of 30% of the subject's own 1RM, respectively, in a total of six subjects consisting of healthy male trainers and elite athletes in their 20 to 30years old. And the rest of the lunge movements were rested for more than 15 minutes and nutrition intake was minimized. The motion measurement was performed by using the motion capture system, the ground reaction force measurement system, and the EMG system. The maximum congruential power of the knee and hip joints, the maximum resultant force of the knee joint, the electromyograms of the main and antagonistic muscles, The UCM (uncontrolled manifold) analysis was applied through the measurement data to calculate the force stabilization synergy index to measure the motion control for stabilization of the ground reaction force transmitted to both feet. There was a significant difference between the two legs, but there was no significant difference between the lunge types. The EMG data were rectified and the result of integral EMG

(iEMG) was calculated as the integral value in the measurement period. The integrated EMG value was generalized to calculate the co-contraction index of the antagonistic muscle to the whole measured muscle. There was a significant difference between the lunge types only in the stabilizing muscles but no significant difference in the results of the agonist and antagonist muscles. The Co-contraction index showed no significant difference between the lunge types but the posterior leg was significantly higher than the anterior leg. The force stabilization synergy results showed that the synergic value for the vertical force value from the ground was high in the rearward lunge.

Keywords: lunge, forward lunge, backward lunge, joint torque, shear force, co-contraction, force stabilization synergy

Student Number: 2014-20992