creative commons

COMMONS DEED

저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000256575

2012년 2월

석사학위논문

H/Q ratio 불균형이 드롭랜딩 시 하지의 동적 안정성에 미치는 영향

조선대학교 대학원

체육학과

김 민

H/Q ratio 불균형이 드롭랜딩 시 하지의 동적 안정성에 미치는 영향

The effect of H/Q ratio in balance on the dynamic stability of the upper limbs when drop landing

2012년 2월 24 일

조선대학교 대학원

체육학과

김 민

김 민의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 윤오남 인

위 원 조선대학교 교수 서영환 인

위 원 조선대학교 교수 이경일 인

2011년 11월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT

Ⅰ. 서론 ····· 1
A. 연구의 필요성 ····· 1
B. 연구의 목적 ····· 4
C. 연구문제 ····· 4
D. 용어의 정의 ····· 5

Ⅱ. 이론적 배경 ····· 6
A. 드롭점프 ····· 6
1. 착지시의 지면반력 ····· 6
2. 접지 시 관절 운동과 충격흡수 ····· 7
3. 드롭점프의 시작 방법과 훈련 효과 ····· 9

Ⅲ. 연구방법 ····· 11
A. 연구대상자 ····· 11
B. 실험도구 ····· 11
1. 영상분석 측정도구 ····· 13
2. 지면반력 측정도구 ····· 13
3. 동조도구 ····· 13
C. 실험절차 ····· 13

D. 자료분석 방법 ····· 17
1. 관절 중심 설정 ····· 18
2. 부하율 계산 ····· 19
3. 근전도 분석 ····· 19
4. 통계처리 ····· 19

Ⅳ. 연구결과 ····· 20
A. H/Q ratio에 따른 우성그룹과 열성그룹의 차이 ····· 20
1. 최대무릎굴곡각도 ····· 20
2. 최대수직지면반력 ····· 21
3. 부하율 ····· 22
4. 신체중심점 이동변위 ····· 23
5. 지면반력 ····· 24
6. 근전도(EMG) ····· 25
B. H/Q ratio 비율과 운동역학적 변인과의 상관분석 ····· 26

Ⅴ. 논 의 ····· 29

Ⅵ. 결론 및 요약 ····· 32

Ⅶ. 참고문헌 ····· 34

표 목 차

<표 1> 연구 대상자의 일반적 특성 ····· 11
<표 2> 실험 도구 ····· 12
<표 3> 평행하게 유지한 정지자세(static strial) ····· 15
<표 4> 최대 무릎굴곡각도 ····· 20
<표 5> 최대 수직지면반력 ····· 21
<표 6> 부하율 ····· 22
<표 7> 신체중심점 X, Y ····· 23
<표 8> 지면반력 X, Y ····· 24
<표 9> 평균 EMG, 최대 EMG ····· 25
<표 10> 상관관계 분석표 ····· 26

그림 목 차

<그림 1> 등속성 근기능 측정장비 ····· 5
<그림 2> 실험 도구 배치도 ····· 12
<그림 3> 통제점 틀 ····· 14
<그림 4> 마커 부착위치 ····· 15
<그림 5> 근전도 부착위치 ····· 16
<그림 6> 드롭랜딩 수행모습 ····· 16
<그림 7> 자료처리방법 ····· 17
<그림 8> 엉덩 관절 중심의 계산 ····· 18
<그림 9> 무릎관절의 중심 계산 방법 ····· 18
<그림 10> 최대 무릎굴곡각도 막대 그래프 ····· 20
<그림 11> 최대 무릎굴곡각도 곡선 그래프 ····· 20
<그림 12> 최대 수직지면반력 막대 그래프 ····· 21
<그림 13> 최대 수직지면반력 곡선 그래포 ····· 21
<그림 14> 부하율 막대 그래프 ····· 22
<그림 15> 신체중심점 좌우 막대 그래프 ····· 23
<그림 16> 신체중심점 좌우 곡선 그래프 ····· 23
<그림 17> 신체중심점 전후 막대 그래프 ····· 23
<그림 18> 신체중심점 전후 곡선 그래프 ····· 23
<그림 19> 지면반력 X 값 막대 그래프 ····· 24
<그림 20> 지면반력 X 값 곡선 그래프 ····· 24
<그림 21> 지면반력 Y 값 막대 그래프 ····· 24
<그림 22> 지면반력 Y 값 곡선 그래프 ····· 24

<그림 23> 평균 EMG, 막대 그래프 ····· 25
<그림 24> 최대 EMG, 막대 그래프 ····· 25
<그림 25> 부하율 분포도 ····· 27
<그림 26> 평균 EMG 분포도 ····· 27
<그림 27> 최대 EMG 분포도 ····· 27
<그림 28> 수직지면반력 분포도 ····· 27
<그림 29> 최대 무릎굴곡각도 분포도 ····· 28
<그림 30> 신체중심점 X 분포도 ····· 28
<그림 31> H/Q ratio 와 GRF x 상관관계 분포도 ····· 28

ABSTRACT

The effect of H/Q ratio in balance on the dynamic stability of the upper limbs when drop landing

Kim, min
Advisor : Prof. Lee, koung-il, Ph. D.
Department of Physical Education,
Graduate School of Chosun University

This study identified the effect of H/Q ratio in drop landing on dynamic stability of the lower limbs and analysed it bio-mechanically to prevent risk factors which cause injury in the lower limbs and to obtain basic and qualitative data which are helpful for future instructors.

The subjects of the study were 13 soccer players from C university in G city who were aged 20-23 and had no injuries in the lower limbs and whole body for the recent six months. With a use of isokinetic sporting goods(60 deg/s) before the drop landing test, imbalance of H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio) was measured. the group with above 69% of H/Q ratio was classified as a dominant group and the group with below 69% of H/Q ratio as a recessive group. Before the test, all the subjects wore elastic exercise suits in their barefoot and had more than 5 times of warm-up and drop landing for 10 minutes. For drop landing, they jumped off from the 50cm-chair to the force platform with one feet and landed successfully on the ground twice without losing balance or hands touching on the ground. Five pieces of high definition Motion Master 200 (Bisol, Gwangmyong) were used to analyse images and 1 force platform(AMTI ORG-6, AMTI), and 2 pieces of AMTI ORG-6, AMTI were used to deal with image signal and ground force signals. Kwon3D XP was used to analyse the image data and ground force, and a

Mann-whitney test and a Spearman correlations analysis were used to compare the two groups with a use of SPSS 18.0. All the significance level was $p<.05$.

As a result of the test, in drop landing according to the imbalance of H/R ratio, there were significant differences in means of a loading factor. GRF, and EMG between the dominant group and the recessive group($p<.05$) while there was no significant difference in maximum knee curve angles, maximum vertical ground force, COM displacement, GRF, and maximum EMG between the two groups. In respect to the correlations between H/Q ratio and biomechanic variables, there were reverse correlations in loading factor, means and maximum EMG while there were correlations in maximum vertical ground force, loading factor, maximum knee curve angles, the right and left centers, the right and left displacement, maximum and mean EMG. It indicates that the higher H/Q ratio is, the loading factor and the maximum EMG decrease. In respect to the correlations in dynamic variables, the higher the maximum ground force, the loading factor increases. As the knee joint curve angle increases, outside ground force and the body center move right. As the right and left displacement of the body center increases, myoelectrical activities of hamstring decreases.

I. 서 론

A. 연구의 필요성

21C 현대 사회는 급속한 문명의 발달(교통 통신 발달, 정보화사회 발달, 생명공학 발달)이 이루어지고 있으며, 인간은 과거보다 안락한 생활을 영위하고 경제적으로 풍요로운 생활을 하고 있다. 스포츠 활동이 많아지면서 스포츠가 상해 위험성을 내포하고 있지만, 스포츠가 더욱 발달하고 있는 것은 스포츠 활동이 인간에게 건강 증진 과 더불어 즐거움, 스트레스 해소, 사회성 함양, 좋은 영향을 미치고 있기 때문이다(이진원, 1992). 스포츠는 국가나 소속단체 기업 지역 등을 홍보하는 중요한 수단이 되고 있으며 사회적으로나 경제적으로 미치는 파급 효과는 엄청나다. 그만큼 스포츠의 비중은 커져 가고 있는 것으로 보고되고 있다(하봉수, 2002).

스포츠의 활동이 많아지면서 스포츠 상해 발생이 급증하고 있으며 발생 부위도 많아지고 있는 것으로 보고되고 있다. 스포츠 상해를 유발하는 요인으로는 연습 부족, 과다한 신체적 접촉, 장비, 환경 조건, 날씨 등 여러 가지 요인들이 있으며 본질적으로는 스포츠 자체가 상해의 위험성을 내포하고 있다. 스포츠 상해에 관한 요인으로는 스포츠를 수행하는 사람의 내적요인 과 외적요인으로 크게 분류할 수 있는데, 내적요인으로는 성, 연령, 체질, 소질, 건강상태, 피로상태, 체력상태, 운동경험 등이 있고, 외적 요인으로는 스포츠의 특성, 기구 및 시설, 계절, 기후, 의료등이 있다(Heil, 1993).

스포츠 활동에는 달리기, 정지, 점프, 착지, 급격한 방향전환, 회전, 등 여러 가지 운동동작들을 포함하고 있다. 이러한 운동동작은 스포츠 상해와 많은 관련이 있으며 그중에서도 하지의 발생비율이 가장 높다고 여러 선행연구에 의해 밝혀지고 있다(김현주, 김종덕, 김미영, 2010: 한기훈과 임비오, 2009: Ford, Myer & Hewett, 2003, Hootman, Disk & Agel, 2007). 스포츠와 상해는 밀접한 관련이 있으며 시간이 지날수록 더욱 더 중요시 되고 있는 실정이다.

실제로 운동 시 잘못된 점프와 착지 동작은 많은 부상을 유발시키고 있다(임비오 등, 2008: Ford 등, 2003). 착지 동작 시 발과 지면에 발생되는 충격을 인체가 올바르게 흡수하지 못함으로 인하여 인체에는 착지 시 체중의 3.5배에서 7.1배에 이르는 많은 부하가 발생하게 된다(Nigg, Denoth & Neukomm, 1981; Valiant & Cavanagh, 1985). 잘못된 착지 동작은 하지관절에 작용하는 부하를 변화시키며 이러한 부하에 의해 하지

근골격계의 부상이 유발될 수 있다고 보고 있다(임비오 등, 2008: 채원식, 2006).

점프와 착지는 스포츠 활동 시 불가피하게 반복되는 동작이다. 운동 시 발에 의해 생성 된 내력이 지면에 작용하여 다시 작용반작용에 의해 신체가 공중으로 띄워졌다가 자유낙화를 하게 되는 기본 동작 중 하나이다(Adrian & Cooper, 1989). 이러한 동작을 드롭점프(drop jump) 또는 드롭랜딩(drop landing), 뎁스점프(depth jump)라고 부르기도 한다(Wilt, 1978).

스포츠 활동에서는 가능한 높은 점프를 필요로 하며, 그 경우 낙하지점도 높을 수밖에 없다. 착지 시 임팩트 정점의 크기는 착지 속도에 비례해 증가하는데 착지 속도는 당연히 드롭점프의 높이에 비례한다. 즉 신체의 낙하지점이 높을수록 인체에 받게되는 충격량 또한 커지게 된다(Hyoku 등 1984; Bobbert 등 1987b; Dufek and Bates, 1990; McNitt-Gray, 1991; Richard, and Veatch, 1990; Zhang 등 1996). 따라서 부상의 발생 위험도 그 만큼 커진다고 할 수 있다. 또한 드롭점프 시 피로도에 따라서 임팩트 정점이 증가한 경향을 보였으며(James 등 1992; McNitt-Gray 등 1996), 전족 착지보다 후족 착지경우가 충격의 정점이 더 큰 것으로 밝혀졌다(Gross and Nelson, 1988; Valiant and Cavanagh, 1985). Barrier 등(1997)과 Kovacs 등(1999)은 선행논문에 의하면 40cm 높이에서 착지 했을 때 전족 착지의 경우엔 후족 착지에 비해 슬관절과 고관절에 미치는 신전 각 충격량(angular impulse)은 더 적었으며, 발목에는 더 큰 각 충격량을 주는 것으로 나타났다. 이와 같은 선행연구들에 의하면, 스포츠 활동 시 점프 후 착지 동작은 하지관절에 직접적 영향을 미칠 것으로 판단되며, 상해의 위험성이 높은 것으로 보여지고 있다(김현주, 2010).

또 다른 상해의 예측요인으로는 근육의 불균형(muscle imbalance)이 제안되고 있고, 부상가능성을 평가할 수 있는 것으로 알려져 있다(김경훈 & 조준행 2009). 근육의 imbalance는 동측 근력과 이측근력의 imbalance 나뉠 수 있으며 정상인의 경우 신근력이 굴근력 보다 크고(Anderson, 1991), 햄스트링 근육은 저속력에서 측정시 대퇴사두근의 60%의 근력을 발휘한다고 알려져 있다(Kellis & Baltzopoulos, 1995). 69% 이하의 H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio) 에서는 착지 시 부상 가능성을 높이는 것으로 보고되고 있으며(Aagaard 등 1998), 굴근력의 주동근인 햄스트링 근육(hamstring muscle : biceps femoris, semitendinousus, semimembranosus)과 신근력의 주동근인 대퇴사두근(quadriceps) muscle : rectus medialis, lateralis, intermadius)의 근력비율 H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio)을 보면 부상 유발 가능성을 파악할 수 있을 것으로 판단된다. 동측 근육의 불균형은 운동동작 수행 시 슬관절의 손상

을 가져오는 경우가 많고(Caldwell, 1993), 재활 측정에 좋은 지표가 될 수 있을 것으로 보이며(Peter, 1991) 몸무게에 따른 flexion/extension의 근력비율은 무릎이나 다리의 손상 혹은 외상으로부터 회복을 결정하는데 유용한 자료로 사용될 수 있을 것으로 사료된다(Carl 1988, 김철주 등, 2011, 김형돈 등, 2008). 이와같은 연구자료들을 토대로 운동선수나 환자들의 재활에 필요한 자료로서의 활용가치도 높다고 할 수 있다(Cress, 1992).

이상에서 살펴본 바와 같이 드롭점프는 부상의 가능성을 내재하고 있기 때문에 많은 연구자들이 부상 방지를 위해 드롭점프에 대한 연구들을 시행되고 있는 실정이다. 지금까지 드롭점프에 대한 연구로는 김현주, 김종덕, 김미영(2010). 여성들의 성숙이 드롭랜딩 시 하지의 지면반력에 미치는 영향, 조성초(2004). 눈가림이 드롭랜딩의 착지동작에 미치는 영향. 유연주, 임비오(2008). 다운증후군 아동의 드롭랜딩 동작의 특성, 김형돈, 김덕중, 이신언(2008). 하지의 동측 및 이측 근력 균형비와 피로율에 의한 슬굴곡근 좌상 발생의 확인과 예측 등의 연구. 김철주, 이경일, 홍완기(2011) 하지근력의 좌우 비대칭성이 드롭랜딩 시 동적 안정성에 미치는 영향. 있으며, 그 연구들은 주로 점프의 높이, 착지 시 무릎의 상태, 착지하는 발의 최초 접지부분에 따른 연구, 좌우 하지근력의 비대칭성에 관한 연구이다. 그러나 H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio) 드롭랜딩 시 하지의 동적 안정성에 어떠한 영향을 주는지에 대한 연구는 아직 많이 부족한 실정이다.

이는 H/Q ratio의 불균형이 점프 후 착지 동작 시 슬관절 상해를 예상할 수 있는 변인으로 제안할 수 있으며, H/Q ratio 불균형과 드롭착지 시 나타나는 운동역학적 변인들은 높은 상관관계가 있을 것으로 판단된다. 따라서 본 연구는 드롭랜딩 시 H/Q ratio의 불균형에 따른 하지관절의 운동역학적 변인을 산출하여 불균형 비율과 역학적 변인과의 상호관련성을 알아보고자 실시하였다.

B. 연구의 목적

본 연구의 목적은 드롭랜딩 시 H/Q ratio가 하지의 동적 안정성에 미치는 영향을 규명하고 동시에 이를 생체역학적으로 분석을 하여 하지 부상을 유발하는 위험요인분석 및 부상 방지를 하고자 하였으며 추후 지도자들에게 상해위험을 줄일 수 있는 정량적 자료의 산출과 기초자료를 제공 하는데 목적이 있다.

C. 연구 문제

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 연구 문제를 설정하였다.

첫째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩시 최대 수직지면반력에 어떠한 차이가 있는가?

둘째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩시 부하율에 어떠한 차이가 있는가?

셋째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩시 최대 무릎 굴곡 각도에 어떠한 차이가 있는가?

넷째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩시 하지의 근활성도에 어떠한 차이가 있는가?

다섯 번 째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩시 신체중심점 이동변위에 어떠한 차이가 있는가?

여섯 번 째, 우성그룹와 열성그룹의 외발드롭랜딩 시 지면 반력에 어떠한 차이가 있는가?

일곱 번 째, H/Q ratio 과 운동역학적 변인간에는 어떠한 상관관계가 있는가?

D. 용어의 정의

1. Isokinetics

등속성이란 용어로 해석되고 동적이며 상호적인 저항운동의 형태로써 특별한 기계에 의해서 운동속도가 고정되어 있고 운동범위의 전범위를 통하여 팔지레(lever arm)에 최대의 근육힘이 가해질 수 있도록 고안된 기구를 의미한다. 다음 <그림 1>과 같다.

그림 1. 등속성 근기능 측정장비

2. Peak Torque

등속성 근력 측정에서 사용되는 최대 등속성 우력치로써, 회전축을 중심으로 회전을 하거나 회전하려는 지레팔에 대해 직각을 이루는 힘의 최대 값으로 정의하며 측정 단위는 ft • lbs로 표시되고 이를 Nm로 환산하여 사용하였다.

$$1Nm = 1.36 \times ft \bullet lbs$$

3. Reciprocal ratio(H/Q ratio)

동측근력비율은 두 근육군의 최대 토크의 값으로, H/Q ratio(%) = Peak torque of hamstring / Peak torque of quadriceps × 100 으로 구한다.

Ⅱ.이론적 배경

A. 드롭점프

1. 착지시의 지면 반력

드롭점프에서 연구 대상이 되어 온 것은 주로 수직 방향의 지면반력이다. 드롭점프시 나타나는 수직 지면반력은 피험자의 착지 형태에 따라 두 가지로 구분된다(Valiant and Cavanagh, 1985). 즉, 발의 앞부분부터 착지하는 전족(前足) 착지형과 뒷부분부터 착지하는 후족(後足) 착지형이 그것이다. 전족 착지형은 두 개의 뚜렷한 정점을 나타나는데 제 1정점은 전족의 착지와 관계가 있고 제 2정점은 뒤꿈치의 착지와 관계가 있는데 제 1정점보다 제 2정점이 더 크다(Stacoff 등, 1988). 후족 착지형은 제 1정점이 없거나 분명치 않고 한 개의 정점만을 나타낸다. 드롭점프에서는 전족 착지형이 80%인데(Valiant and Cavanagh, 1985), 이것은 달리기에서와 반대 현상이다. 달리기에서는 후족 착지형이 80%를 차지한다(McCullagh and Graham, 1985; Munro 등 1987). 달리기에서는 후족 착지형이에서만 두 개의 정점이 나타나며(Bates 등 1983; Cavanagh and Lafortune, 1980; Munro 등, 1987; Payne, 1978), 전족 착지형에서는 한 개의 정점만이 나타난다(Cavanagh and Lafortune, 1980; Dichnson 등, 1985; Payne, 1978). Barrier 등(1997)은 드롭점프에 있어서 후족 착지는 슬관절과 고관절의 신근군에 우선적으로 부하를 주는 반면 전족착지는 발목의 저측 굴근군에 우선적으로 부하를 준다고 하였다. 이처럼 후족 착지형은 전족 또는 중족 착지에 비해 충격 흡수에 그만큼 불리하다고 할 수 있다.

Nigg 등(1981)은 수직 점프 후 착지 시 임팩트 정점의 크기가 체중의 3.5배에 이른다고 하였다. 4.5m/sec 속도로 달릴 때 임팩트 정점이 체중의 2배(Cavanagh and

Lafortune, 1980)인 점과 비교하면 드롭점프시 착지 충격이 작지 않음을 알 수 있다. 수직 점프로부터 착지할 때 이들 수직 정점들의 크기는 피험자와 연구자에 따라 차이를 보이나 대체로 그 범위는 체중의 3.5-7.1배이다(Nigg 등, 1981; Valiant and Cavanagh, 1985).

자유 낙하에서 착지 속도는 드롭점프의 높이에 비례한다. 따라서 드롭점프의 낙하 높이가 클수록 수직 임팩트 정점도 커진다. 그러나 착지 기술에 따라 임팩트 정점을 줄일 수 있다(Lees, 1981; Nigg, 1985). 착지 속도가 증가하면 임팩트 정점의 발생 시간도 빨라지며(McNitt-Gray, 1991), 관절의 신근 모멘트 정점 역시 일찍 발생한다(McNitt-Gray, 1993). 거의 모든 드롭점프에 대한 연구들은 내외 방향 지면반력은 연구 대상으로 삼지 않았는데 그 것은 아마도 달리기의 경우처럼 그 크기가 작을 뿐 아니라 개인에 따라 발생 패턴의 가변성이 너무 커서 신뢰할 만한 기준을 정하기 힘들기 때문인 것 같다(Cavanagh, 1980; Munro 등, 1987; Williams, 1985).

Ogger 등(1997)은 착지 시 잘 듣는 다리(dominant leg)와 그렇지 않은 다리간의 접지 시간과 지면 반력에 차이가 있음을 발견한 바 있다.

2. 접지 시 관절 운동과 충격흡수

일정한 속도로 착지할 때 관절의 굴곡을 크게 하는 전략은 임팩트 정점들을 감소시킬 수 있다(Lees, 1981; Nigg, 1985). McNitt-Gray(1991)의 연구에 따르면 착지 속도의 증가와 더불어 착지 중 슬관절과 고관절의 굴곡은 유의하게 증가했으나 발목 관절은 유의한 차이를 보이지 않았다. 착지 속도의 증가와 더불어 관절의 굴곡하는 각속도 역시 증가하였는데 그 증가의 크기는 족관절, 슬관절, 고관절의 순이었다. 굴곡 각속도 정점의 크기 역시 족관절이 가장 크며, 슬관절, 고관절 순이었으며, 그 발생 시간은 착지 지점에 가까운 관절일수록 빨리 나타났다.

관절의 운동을 제한하여 착지하는 경직된 착지와 부드럽게 착지하는 유연한 착지의 비교에서 Lees(1981)는 전자가 후자에 비해 짧은 시간 동안에 더 큰 지면반력을 나타냈음을 보고하였다. Self와 Paine(2001)도 12인치 높이에서 여러 가지 착지 조건에 따른 실험에서 경직된 슬관절의 뒤꿈치로 착지하는 경우 수직 지면반력의 정점과 경골의 가속도 정점이 가장 컸으며, 경직된 슬관절으로 저측굴근으로 충격을 흡수하는 경우엔 아킬레스건에 미치는 힘의 정점이 가장 컸음을 발견하였다.

Stacoff 등(1988)은 착지 시 무릎각이 크면 수직 제 1정점과 제 2정점을 모두 크게 하였으며, 슬관절의 굴곡 시간을 감소시켰다고 하였다. Irvine 등(1992)은 6명의 건강한 남자 체조 선수를 대상으로 지상 75cm 높이에서 정상적인 드롭점프시보다 유연한 드롭 점프를 하도록 하여 임팩트 정점을 1-2BW 감소하도록 하였다. Devita와 Skelly(1992)는 8명의 여자 대학 배구 선수를 대상으로 지상 59cm의 높이에서 경직된 착지(무릎각 90도 이상)와 유연한 착지(무릎각 90도 이하) 두 조건을 비교한 결과 경직된 착지에서 더 큰 지면반력이 나타난다는 사실을 알아냈다. 그들은 또한 고관절과 슬관절의 신근군은 연성 착지 시 더 많은 에너지 흡수를 하게 되는 반면 족관절의 저측굴근은 경직된 착지 시 더 많은 에너지를 흡수한다는 사실도 밝혀냈다. 그러나 전체적으로는 연성 착지가 경직된 착지보다 19%나 더 많은 운동 역학적 에너지를 흡수하여 신체에 그만큼 적은 스트레스를 주었으며, 어느 조건의 착지에서나 족관절의 저측 굴근군은 에너지 흡수의 가장 중요한 기능을 가지며 (44%), 슬관절(34%)과 고관절(22%)의 신근군들이 다음 순이었다고 하였다. Huston 등(2001)은 각각 10명씩의 성인 남녀 환자들을 연령과 신장으로 배합(matching)하여 20, 40, 60cm 세 높이에서 착지시켰을 때 40 및 60cm 경우에서 남자가 여자보다 유의하게 무릎을 더 많이 굴곡하는 것을 발견하였다.

McCaw와 Cerullo(1999)는 14명의 피험자들에게 부상 예방을 위한 족관절보호대를 착용하게 하여 0.59m 높이에서 착지시켰을 때 족관절보호대가 족관절의 배측굴곡을 제한하여 역효과를 주었다고 하였다. 김대형(2005), 은 40cm와 80cm 높이에서 7명의 세단뛰기 선수들과 일반인의 착지 실험에서 일반인은 낙하 높이가 커질수록 추진력이 감소하며, 슬관절과 족관절은 펴진 채 착지한 후 더 깊이 굴곡시킴을 발견하였다. 김대형(2005), 은 20cm와 50cm의 높이에서 유연한 착지와 경직된 착지 시의 자료를 분석해 착지 시 유연도 지수(The Index of Softness at Landing)를 제시한 바 있다. Schot 등(1994)은 60cm 높이로부터 착지 시 피험자들이 불균형을 보였음을 보고하였다. McCaw와 Bates(1992)는 착지 시 그 같은 불균형은 부상의 잠재적 원인이 될 수 있다고 하였다. 이세용 등(2001) 등은 남자 대학생 6명을 대상으로 1m 높이에서의 연성착지(soft landing)와 경성착지(stiff landing)가 관절의 충격흡수 기전에 미치는 영향을 연구하였다.

3. 드롭점프의 시작 방법과 훈련 효과

스포츠에서 드롭점프가 발생하는 경우는 축구의 점프 헤딩 시와 같이 수직 상방의 도약 후 수동적으로 일어나는 경우와 수영의 다이빙에서처럼 착지점보다 높은 발판에서 낙하하는 경우, 그리고 철봉이나 링 운동의 매달리기에서 착지하는 경우 등 3가지가 있다. 드롭점프의 실험에서도 연구 상황에 따라 드롭점프의 유발을 여러 가지 방법으로 시키고 있는데, 첫 번째 경우와 같이 피험자의 수직 점프에 의한 것은 자연스러운 현상으로 현장감이 있어 농구의 리바운드나 배구의 블로킹 시 일어 날 수 있는 역학적 분석에 사용된다(Gross and Nelson, 1988; Valiant, and Cavanagh, 1985). 그러나 이 방법은 드롭점프의 높이를 일정하게 할 수 없는 단점이 있다. 일정한 높이에서 자유 낙하하는 두번째 경우가 연구에서는 가장 널리 쓰이고 있다(Bobbert 등, 1987a) Devita and Skelly, 1992; Dufek, and Bates, 1990; Irvine 등, 1992; McNitt-Gray, 1991). 세 번째 경우처럼 수평봉에 매달렸다 낙하하는 방법도 자주 사용되나 (조성초, 1999; 조성초 · 채정룡, 1998; James 등, 1992; Schot 등, 1994)피험자의 신장에 따라 높이를 자주 조정해야 하는 불편이 있다.

Dufek 등(1990)은 스포츠 활동을 선호하는 남자 대학생을 대상으로 지상 60cm높이에 설치한 발판에서 낙하하는 방법과 천장에 매달아 놓은 수평봉에 매달려 지상으로부터 피험자 발목의 내과까지의 높이를 60cm로 하여 낙하하는 두 가지 방법의 드롭점프 시험을 통하여 수직 방향 지면반력 정점들과 전후 방향 정점들에서 유의한차이가 없었음을 발견하였다. 전자의 방법이 전후 방향 정점의 가변성을 증가시키는 경향이 있는 반면, 후자의 방법은 수직 방향 정점의 가변성을 증가시키는 경향이 있었으나 대체로 두 조건에서 차이가 없었다고 하였다.

Bobbert 등(1987b)은 훈련이 목적이라면 드롭점프의 높이를 40cm 이하로 함이 좋다고 하였는데 그 이유는 그보다 높은 60cm 높이에서의 착지 시 피험자들이 뒤꿈치 착지를 피할 수 없어 신체가 받는 충격이 크기 때문인 것으로 설명하였다.

드롭점프가 갖는 훈련 효과에 대한 연구들(Blattner and Noble, 1979:Clutch 등, 1983; Polhemus, 1981; Steben and Steben, 1981)도 수행되었다. 이 연구 결과들에 의하면 드롭점프는 선수의 수직도 능력을 개선시키는 것으로 보고 되었는데, 이러한 개선은 드롭점프에 의한 과부하의 효과에 의한 것으로 생각된다(Bobbert, 1987a; Miller and Power, 1981; Moynihan, 1983; Polhemus, 1981). 그러나 Bedi(1987)와 Bobbert 등

(1987b)의 연구 결과들에 의하면, 드롭점프에 이은 수직도 수행에 있어서 드롭점프의 높이는 수직도 수행에 유의한 영향을 주지 않았다. 때문에 드롭점프는 훈련의 효과는 있지만 실제 수직도 수행에는 도움을 주지 않는 것 같다.

Ⅲ. 연 구 방 법

A. 연구 대상자

본 연구에 참가한 연구 대상자는 20세~23세의 G광역시 C대학교 축구선수 13명이다. 이들 모두 최근 6개월 동안 하지관절 및 전신에 어떠한 부상경험도 없었으며, 실험전 등속성 운동기구 (60 deg/s)를 사용하여 H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio) 불균형 즉 좌우 슬관절의 굴곡근/신전근 비율을 측정하였다. 우성그룹과 열성그룹의 분류는 Aagaard 등(1998)의 연구를 토대로 H/Q ratio 69% 이상인 그룹은 우성그룹, 이하인 그룹을 열성그룹으로 구분하여 구성하였으며, 일반적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

그룹 특성	우성그룹(dominantgroup) M±SD	열성그룹(non-dominant group) M±SD	Z
비율(%)	75.67±5.35	54.57±6.85	
나이(age)	20.00±0	21.50±1.29	
키(cm)	180.33±7.37	179.25±6.8	
몸무게(kg)	79.60±7.03	73.33±6.06	

B. 실험도구

본 연구에 사용될 실험 도구는 <표 2> 과 같고, 실험도구의 배치도는 <그림 2>과 같다.

<표 2> 실험 도구

구분	명칭	모델명	제 조 회 사
영상촬영 측정장비	컴퓨터	Multi capture Controller	LG(한국)
	카메라	Motion Master 200	Visol(한국)
	통제점 틀	Control Point Box (1m×1m×2m)	Visol(한국)
	Trigger Master	Trigger Master	Visol(한국)
	동조용 타이머(LED)	Light Emitting Diodes	Visol(한국)
지면반력 측정장비	Force Plate form	AMTI	AMTI(미국)
동조기	A/D 변환기(A/D Box)	VSAD-101-USB-V2	Visol(한국)
근전도	Noraxon	Myoresearch	Noraxon(미국)
영상자료 분석장비	동작분석 소프트웨어	Kwon 3D XP	Visol(한국)

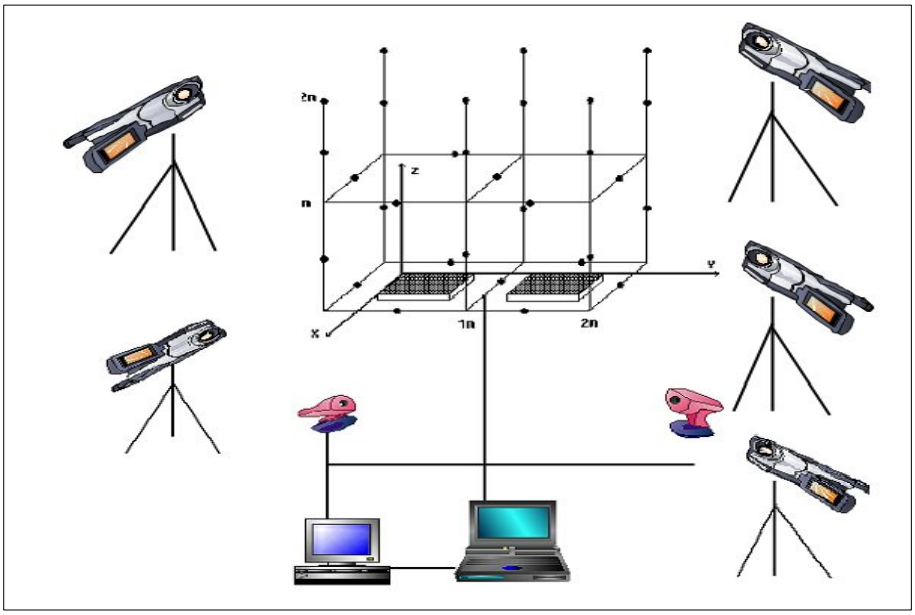

그림 2. 실험도구 배치도

1. 영상분석 측정 도구

고해상도 비디오카메라 (Motion Master 200, 비솔, 광명) 5대를 사용하여 드롭랜딩 동작을 촬영하였다. 노출시간은 1/500초, 카메라의 속도는 초당 200프레임(200Hz),으로 설정하였다.

2. 지면반력 측정 도구

지면반력을 측정하기 위하여 지면반력기(AMTI ORG-6, AMTI) 1대를 사용하였다. 지면반력 자료는 2000Hz로 수집하였다.

3. 동조 도구

영상신호와 지면반력 신호간의 동조는 동조시스템박스(VSAD-101USB, 비솔, 광명)를 사용하였다. 동조시스템박스에 2대의 LED와 지면반력의 동조 버튼을 누르면 2대의 LED에 불빛이 생성되어 5대의 카메라에 불빛 신호가 기록되고, 동시에 지면반력 동조 채널에 전압 신호가 입력되도록 하여 동조를 시키도록 제작되어 있다.

C. 실험절차

실험 전 공간좌표 설정을 위해 연구 대상자의 드롭랜딩 동작을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위(가로1m, 세로1m, 높이 2 m)의 통제점틀(control object)를 설치하여 <그림 3> 산출하였다.

그림 3. 통제점 틀

실험에 참가한 피험자 모두는 실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 10분간의 스트레칭과 준비운동을 하였으며 드롭랜딩 5회 이상의 연습을 실시한 후 실험에 참여하였다. 피험자 모두 신발을 착용하지 않은 상태에서 스판 재질의 운동복을 착용하고 피험자의 신체부위에 직경 1.4cm 크기의 반사마커 21개를 부착하였으며, 지역좌표계 설정과 관절중심점을 찾기 위해 양 발을 20cm 평행하게 유지한 정지 자세(static trial)를 3초간 촬영하였다.

그림 4. 마커 부착위치

좌●우 견봉	Acromion
좌●우 상전장골극	Anterior Superior Iliac Spine, ASIS
상후장골극	Posterior Superior Iliac Spine, PSIS
좌●우 대퇴 중앙지점	Mid thigh
좌●우 외측상	Lateral Condyle
좌●우 내측상	Medical Condyle
좌●우 하퇴 중앙지점	Mid shank
좌●우 외과	Lateral Malleolus
좌●우 내과	Medial Malleolus
좌●우 뒤꿈치	Heel
좌●우 앞꿈치	Toe

정지자세 <그림 4> 에서 관절의 중심점을 찾기 위해서 사용되던 좌●우 내측상과(medial epicondyle)와 내과(medial malleous)마커는 랜딩 동작 수행 전에 제거하였다. 근전도 분석을 위해 대퇴사두근(quadriceps) 중 표면에 위치한 내측광근(vastus medialis), 외측광근(vastus lateralis), 대퇴직근(rectus femoris), 그리고 햄스트링(hamstring)중 반건양근(semitendinosus), 대퇴이두근(biseps femoris)에 5개의 표면전극(surface electrode)을 <그림 5>과 같이 부착하였으며(Cram, Kasman & Holtz, 1988), 부착하기 전 측정오류를 최소화하기 위하여 알코올로 깨끗이 소독하였다.

그림 5. EMG 부착위치

동작 수행 순서는 무작위로 배정한 후 한 사람씩 돌아가며 5번을 수행하였다. 드롭랜딩 동작은 50cm 높이의 의자 위에서 양 발을 편안하게 벌린 상태로 지면 반력기 위에 한 발로 뛰어 내리도록 하였다. 드롭랜딩시 넘어지거나 균형을 잃거나 손이 지면에 닿지 않는 성공적인 2회의 시기를 기록하였다<그림 6>.

그림 6. 드롭랜딩 수행모습

D. 자료분석 방법

영상 분석에서는 통제점 및 인체관절의 중심점의 좌표화와 동조를 거쳐 Abdel-Aziz Karara(1971)의 DLT방법(Direct Linear Transformation method)을 통해 3차원 좌표값을 계산하고 노이즈(nosie)를 제거하기 위하여 저역 통과 필터(lowpass filter) 방법으로 스무딩을 하였으며 차단 주파수는 6Hz로 설정하였다(Ford 등, 2003). 자료에 대한 평활화(smoothing)는 Kwon3D XP 프로그램을 사용 하였다. 자료처리 절차는 <그림 7> 과 같다.

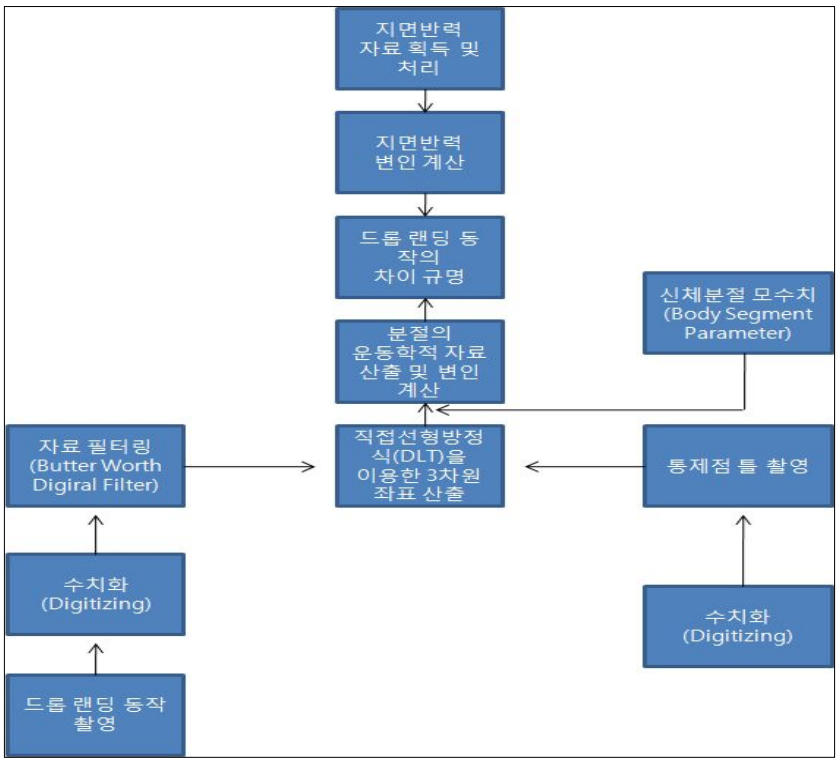

그림 7. 자료처리방법

1. 관절 중심 설정

무릎, 엉덩 관절 중심은 Tylkowsky 방식(Tylkowski, Simon & Mansour, 1982)을 사용하여 계산 하였다. 슬관절 및 고관절의 관절 중심은 계산 하였으며 <그림 8>과 같다.

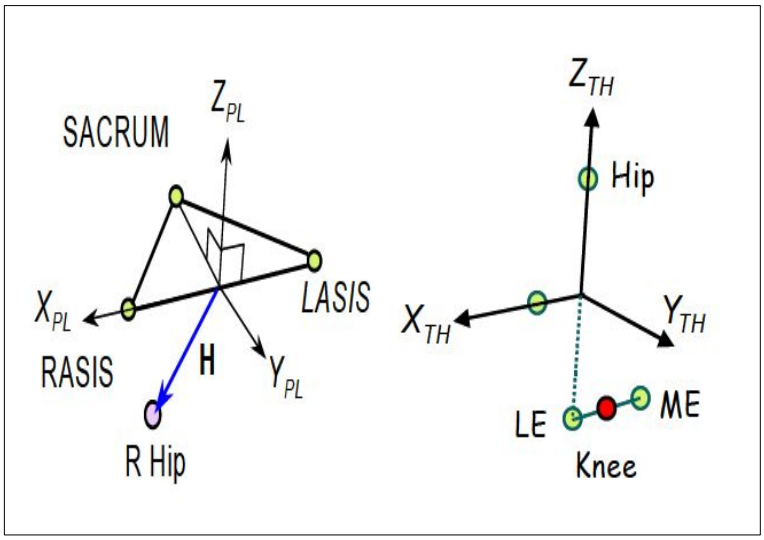

그림 8. 고관절 및 슬관절의 중심 계산 방법

2. 부하율 계산

부하율의 계산 공식은 다음과 같다(채원식, 2006).

부하율 (N/sec) = (P1-F50+) / (T1-T50+)

· P1: 지면반력 착지 시 발생하는 최대수직지면반력값(N)
· F0+ : P1발생 전 수직지면반력이 50N 값을· 넘어선 최초의 수직지면반력 값(N)
· T1: P1 발생하는 시점(sec)
· T50+: F50+ 이 발생하는 시점(sec)

3. 근전도 분석

실험을 통해서 얻어진 근전도(raw EMG)를 10Hz의 차단 주파수(cutoff frequency)로 필터링(low-pass filtering sing pass, second order Butterworth)하였다. 측정 구간은 지면 착지(IC)에서 최대무릎굴곡각도(knee maximam flexion:KMF)까지의 landing phase(LP) 구간의 적분 근전도(IEMG)를 산출한 후 계산하였다. H/Q ratio 활동비율은 아래 공식과 같이 계산하였다.

$$\text{H/Q EMG ratio(\%)} = \frac{\text{대퇴사두근}(vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris)IEMG}{\text{대퇴이두근}(semitensinosus, biceps femoris)IEMG} \times 100$$

4. 통계 처리

산출된 변인의 평균과 표준편차를 계산하고 신체중심이동변위와 지면반력값 을 표준화하기 위해 좌측발을 사용한 경우 측정된 값을 역환산하였다. 통계방법은 우성과 열성 그룹간의 비교를 위해 Mann-whitney 검정과 Spearman 비모수 상관분석을 SPSS 18.0을 이용해 실시하였다. 모든 유의수준 $p<.05$로 설정하였다.

Ⅳ. 연구결과

A. H/Q ratio에 따른 우성그룹과 열성그룹의 차이

1. 최대 무릎굴곡각도

<표 4>와 <그림 10, 11>은 H/R ratio 불균형에 따른 드롭착지 동작 시 최대무릎굴곡 각도의 차이를 나타낸 것이다.

표 4. 최대 무릎굴곡각도 unit: deg

	dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann -whitney U	Z	P
MKF	-112.28±7.14	-111.47±6.96	42.00	-.605	.545

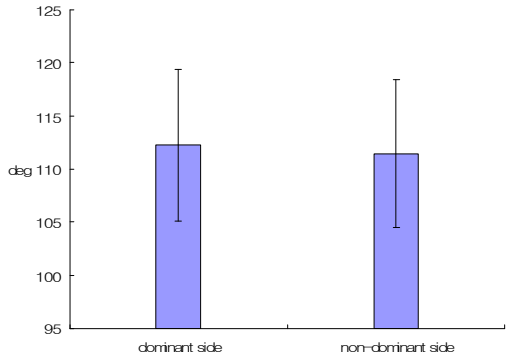

그림 9. 최대 무릎굴곡각도

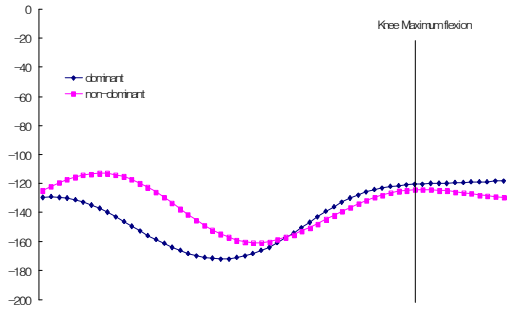

그림 10. 최대 무릎굴곡각도

<표 4>에서와 같이, 우성그룹은 -112.28±7.14°, 열성그룹은 -111.47±6.96 °로 유사한 슬관절 굴곡 각도를 나타냈으며, 통계적 유의차 또한 나타나지 않았다.

2. 최대수직지면반력

<표 5>와 <그림 12, 13>은 H/R ratio 불균형에 따른 드롭착지 동작 시 최대수직지면반력의 차이를 나타낸 것이다.

<표 5>. 최대 수직지면반력 unit: ×BW

	dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann -whitney U	Z	P
VGRF	4.85±0.81	4.58±1.45	40.00	-.757	.449

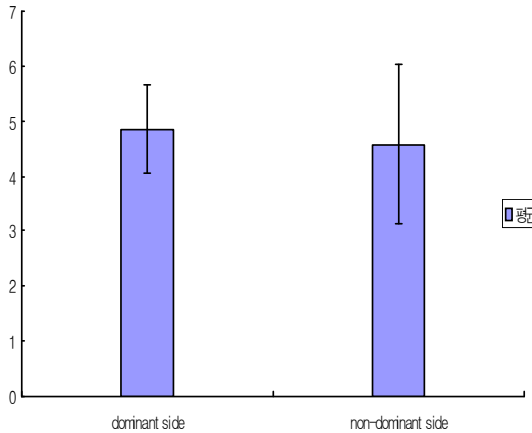

그림 11. 최대 수직지면반력

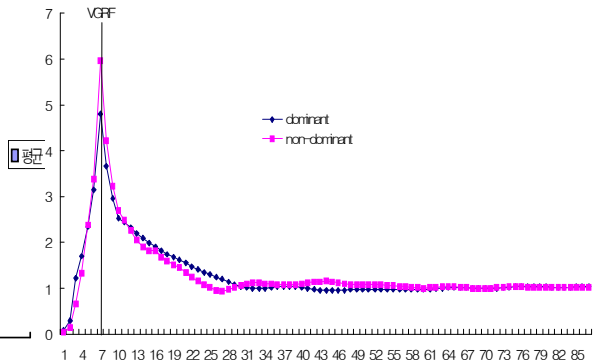

그림 12. 최대 수직지면반력

H/Q ratio에 따른 드롭랜딩 착지 시 최대수직지면반력의 차이는 우성그룹 4.85±0.81 ×BW, 열성그룹은 4.58±1.45 BW로 나타났으며, 그룹간의 통계적 유의차는 없었다 (p>.05). 그러나 <표 5>에서 보는 바와 같이 우성그룹의 최대수직지면반력이 열성그룹과 비교하여 상대적으로 큰 값을 나타냈다.

3. 부하율

<표 6>와 <그림 14>은 H/R ratio 불균형에 따른 드롭착지 동작 시 부하율의 차이를 나타낸 것이다.

표 6. 부하율 unit: N/sec

	dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann -whitney U	Z	P
VGRF	85.1±6.47	101.5±4.85	19.00	-2.914	.030

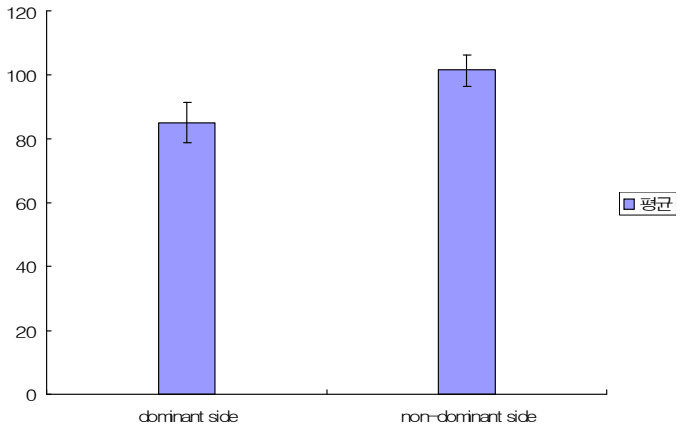

그림 13. 부하율

H/Q ratio에 따른 드롭랜딩 동작 시 부하율은 우성그룹 85.1±6.47 N/sec, 열성그룹 101.5±4.85 N/sec 로 열성그룹의 부하율이 16.4 N/sec 높은 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 이는 최대지면반력과 연계하여 해석될 수 있으며 최대수직지면반력이 상대적으로 큰 우성그룹이 지면으로부터 전달되는 충격량을 길게 가져가 신체로 전달되는 충격력을 줄인 분산시키는 착지 동작으로 해석될 수 있다.

4. 신체중심점 이동변위

<표 7>와 <그림 15-18>은 드롭랜딩 동작 시 착지 발이 지면에 닿는 시점(IC)부터 무릎이 최대로 굴곡되는 시점(MKF)시점까지의 신체중심점 이동변위를 나타낸 것이다.

표 7. 신체중심점 X, Y unit: m

	Axis	dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann-whitney U	z	p
COM	좌우 (X)	.019±.007	.0201±.025	31.50	-1.40	.160
	전후 (Y)	.032±.0173	.035±.029	45.00	-.38	.704

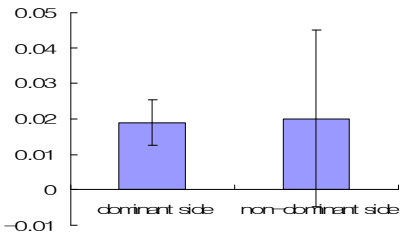

그림 14. 신체중심점 좌우

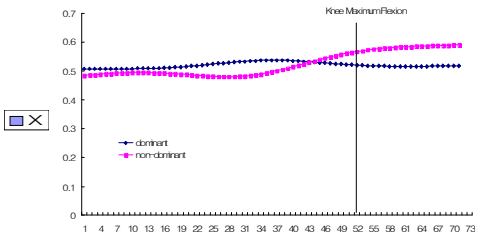

그림 15. 신체중심점 좌우

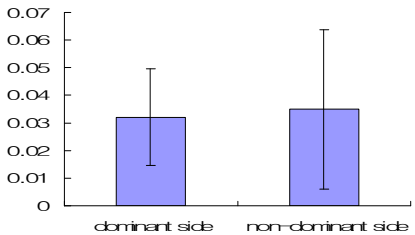

그림 16. 신체중심점 전후

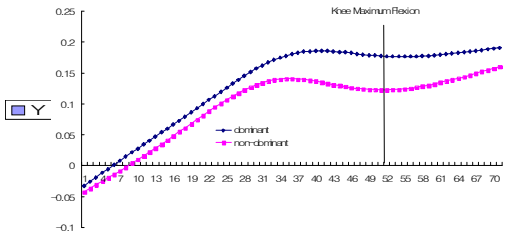

그림 17. 신체중심점 전후

H/Q ratio에 따른 드롭랜딩 동작 시 신체중심점 좌우(X-axis)이동변위는 우성그룹이 .019±.006 m , 열성그룹 .020±.024 m 로 열성그룹이 0.01m 더 움직인 것으로 나타났으나, 통계적 유의차는 없었다(p>.05). 전후(Y-axis)이동 변위 또한 우성그룹이 .032±.017 m, 열성그룹이 .035±.029 m로 열성그룹이 0.03 m 더 이동한 것으로 나타났으나 두 그룹간 통계적 유의차는 나타나지 않았다. 그러나 <그림 15>, <그림 16>, <그림 17>,

<그림 18> 에서와 같이 열성그룹의 전후(X-axis)이동변위와 좌우(X-axis)변위가 우성그룹보다 크게 나타난 경향을 보여 열성그룹의 착지가 불안정하게 나타난 것으로 해석될 수 있다.

5. 지면반력

<표 8>와 <그림 19>, <그림 20>, <그림 21>, <그림 22>은 H/R ratio 불균형에 따른 드롭착지 동작 시 좌우(X-axis)지면반력과 전후(Y-axis)지면반력의 차이를 나타낸 것이다.

표 8. 지면반력 X, Y

unit: N/BW

	Axis	dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann-whitney U	Z	P
GRF	X	.024±.021	-.009±.037	16.00	-2.573	.010
	Y	-.093±.077	-.064±.023	45.00	-.378	.705

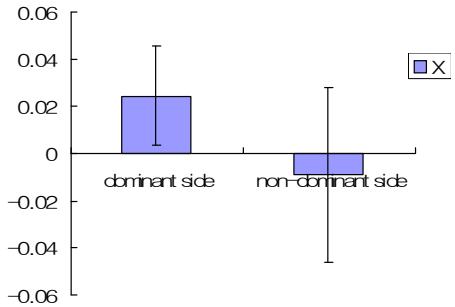

그림 18. 지면반력 X값

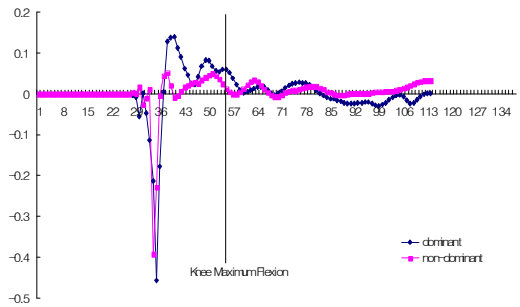

그림 19. 지면반력 X값

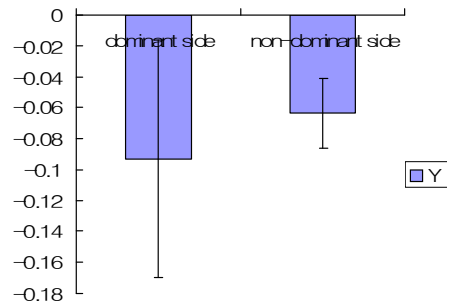

그림 20.지면반력 Y값

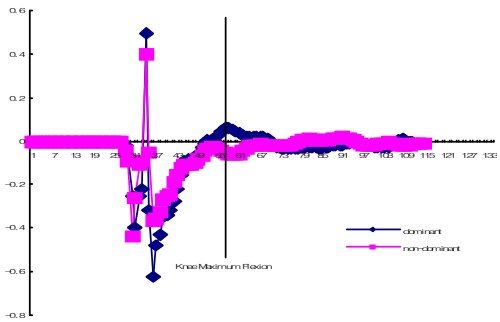

그림 21.지면반력 Y값

H/Q ratio에 따른 드롭랜딩 동작 시 최대 슬관절 굴곡 각도에서 나타난 좌우(X-axis) 지면반력은 우성그룹 .024±.021 N/BW, 열성그룹 -.009±.037 N/BW 로 우성그룹이 큰 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($p<.05$). 이는 우성그룹은 외측 지면반력을 발생시킨 것이며 열성그룹은 내측지면반력을 발생시킨 것을 의미한다.

전후(Y-axis) 지면반력은 우성그룹 -.093±.077 N/BW, 열성그룹 -.064±.023 N/BW로 두 그룹 모두 후측(-)지면반력을 나타냈으며, 통계적 유의차는 나타나지 않았다. 하지만 <그림 19>, <그림 20>과 같이 열성그룹의 지면반력이 .029 N/BW 작게 나타났으며, 이는 신체무게중심이 우성그룹보다 앞쪽에 위치한 것으로 해석될 수 있다.

6. 근전도 (electromyogram)

<표 9>와 <그림 23, 24>은 드롭랜딩 동작 시 착지 발이 지면에 닿는 시점(IC)부터 무릎이 최대로 굴곡되는 시점(MKF)시점까지의 평균 EMG 값과 최대 EMG 값을 나타낸 것이다.

표 9. 평균 EMG , 최대 EMG unit: %

		dominant side (M±SD)	non-dominant side (M±SD)	Mann -whitney U	Z	P
EMG	평균	27.13±5.43	40.74±18.15	18.00	-2.420	.016
	최대	30.12±7.40	41.04±21.38	16.00	-1.739	.082

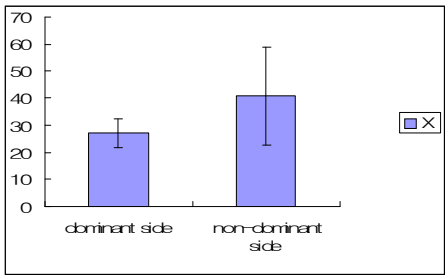

그림 22. 평균 EMG

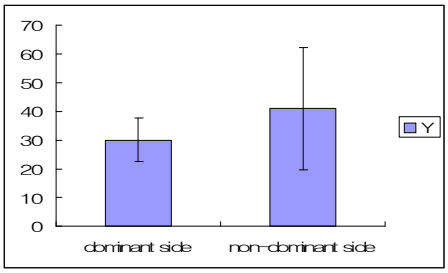

그림 23. 최대 EMG

<그림 23>와 같이 LP 구간에서 나타난 평균 EMG 값은 우성그룹 27.13±5.43 %, 열성그룹 40.74±18.15%로 열성그룹의 평균 EMG값이 13.62 % 높은 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다(p<.05). 이는 열성그룹이 착지 동작 시 길항근 역활을 하는 햄스트링의 근활성도가 낮은 것을 의미한다.

LP 구간에서 나타난 최대 EMG 값은 우성그룹 30.12±7.40 %, 열성그룹 41.04±21.38 %로 열성그룹이 10.92 % 높은 것으로 나타났으나, 두 그룹간 통계적 유의차는 나타나지 않았다. 하지만 <그림 24>와 보는 바와 같이 열성그룹의 최대 EMG 값이 상대적으로 큰 것으로 나타나 평균 EMG와 같이 햄스트링의 근 활성도가 낮은 것으로 해석될 수 있다.

B. H/Q ratio 비율과 운동역학적 변인과의 상관분석

<표 10>은 H/Q ratio과 드롭랜딩 동작 시 발생하는 운동역학적 변인과의 상관관계를 나타낸 것이다.

표 10. 상관관계 분석표

		Rate	VGRF	Loading Rate	KMF	COMX	COMY	Mean EMG	Max EMG	GRFx	GRFy
Rate	r	1.000	−.037	**-.542***	−.142	.134	−.107	**-.727****	**-.566****	.516*	−.007
VGRF	r		1.000	**.662****	**.497***	.259	.324	.051	.062	**.459***	−.229
LoadingRate	r			1.000	.306	.141	.389	.280	.280	.035	−.400
KneeMaximum Flexion	r				1.000	**.485***	−.001	−.169	−.279	.226	.138
COMX	r					1.000	−.034	−.066	−.147	.267	−.002
COMY	r						1.000	.305	**.497***	.101	−.217
MeanEMG	r							1.000	**.889****	−.256	−.170
MaxEMG	r								1.000	−.341	−.263
GRFx	r									1.000	.173
GRFy	r										1.000

*p>.05, **p>.01

<표 10>에서와 같이 H/Q ratio과 부하율(r=-542, p<.05), <그림 25>, 평균 EMG (r=-.727, p<.01), 최대 EMG (r=-566, p<.01)에서 역상관관계가 나타났다. 운동역학적 변인간의 상관관계에서는 최대수직지면반력과 부하율 (r=.662, p<.01), 최대무릎굴곡각도(r=.497, p<.05), 좌우지면반력 (r=.516, p<.05), 에서 상관관계가 나타났고, 최대무릎굴곡각도와 좌우신체중심 위치변화 (r=.485, p<.05), 에서 상관관계가 나타났다.

좌우이동변위와 최대 EMG (r=497, p<.05), 에서 상관관계가 나타났고, 평균 EMG와 최대 EMG (r=889, p<.01), 에서도 상관관계가 나타났다. 이를 종합해 보면 H/Q ratio이 높을수록 부하율을 감소하는 것을 의미하며, 평균 EMG와 최대 EMG 또한 H/Q ratio이 높을 수록 감소하는 것으로 해석될 수 있다. 역학적 변인의 상관관계에서는 최대지면반력이 높을수록 부하율 또한 증가하는 것을 의미하며, 슬관절 굴곡각도가 증가할수록 외측 지면반력과 우측으로 신체중심이동이 증가하는 것을 의미한다. 또한 신체중심의 좌우 이동변위가 증가할수록 햄스트링 근 활성도가 감소하는 것으로 해석될 수 있다.

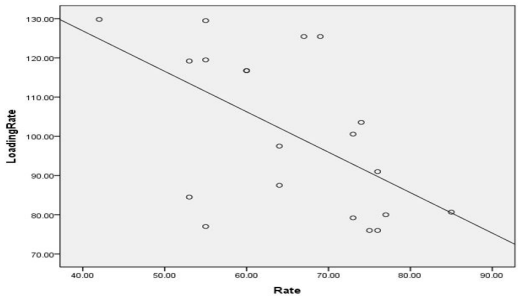

그림 24. 부하율

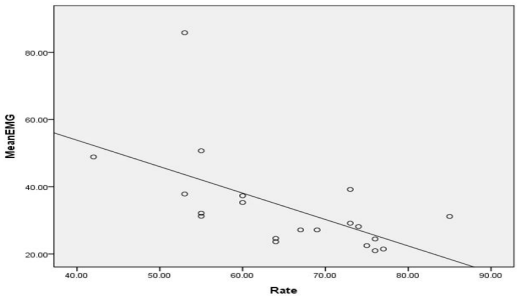

그림 25. 평균 EMG

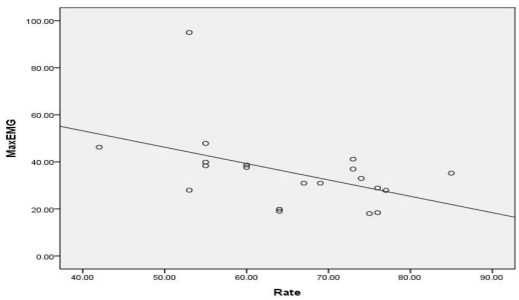

그림 26. 최대 EMG

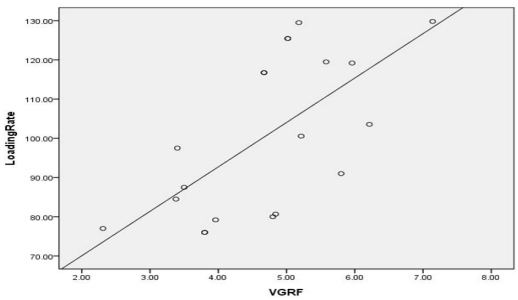

그림 27. 수직지면반력

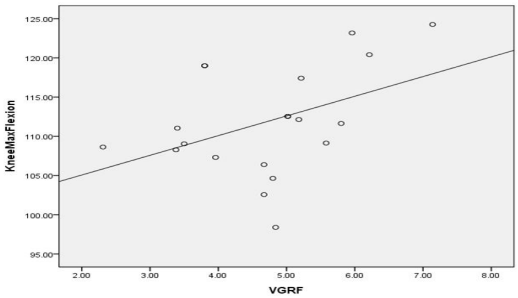

그림 28. 최대 무릎굴곡각도

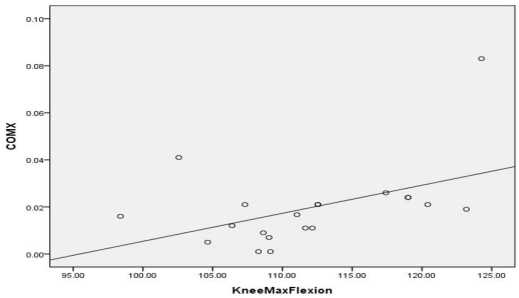

그림 29. 신체중심점 X

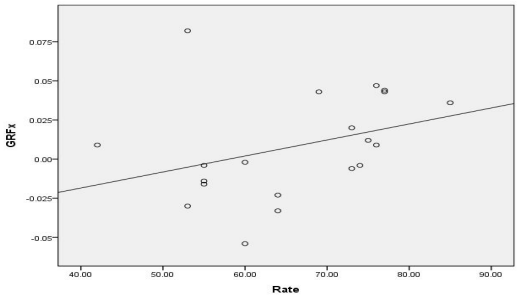

그림 31. H/Q raio와 GRFx의 상관관계

V. 논의

등속성 근력측정은 근력불균형을 확인하기 위해 실시되며 부상의 가능성을 확인하기 위한 전형적이고 유익한 방법이다(Croisier 등, 2002). 이에 대해 Russell 등(1995)과 Aagaard 등(1998)은 등속성 근력 측정을 통한 슬관절 굴곡근과 신전근, 즉 Hamstring / Quadriceps의 비정상적 비율은 전방십자인대(ACL) 부상과 관련이 있는 것으로 보고하였다. 또 하나의 상해예측 요인으로 많은 선행연구에서 스포츠 활동 중 점프 후 착지 동작을 제시하였으며, 부상발생과 많은 관련이 있는 것으로 보고되고 있다(조성초, 2004; Self & Paine, 2001;). 이상을 종합해 보면 등속성 근력 측정을 통해 나타난 근불균형과 드롭랜딩 시 부상 기전과의 상관을 추론할 수 있으며 이에 대한 연구가 이루어져야 할 필요성이 있다. 따라서 본 연구는 드롭랜딩 동작 시 H/Q ratio 불균형에 따른 하지 관절의 변화를 운동역학적으로 분석하여 상해예방과 근 균형의 관련성을 도출하고자 실시하였다.

드롭랜딩 시 최대 무릎 굴곡 각이 증가한다는 것은 착지 시 무릎관절의 굴곡이 많이 이루어지는 것을 의미하며, 하지의 굴곡 움직임 범위를 증가시킴으로써 착지 시 가해지는 충격량을 분산시키는 부드러운 착지를 수행하는 것이다. 이에 대해 Thomas, Michael 과 Mark(2008)는 착지 동작 시 상해를 줄일 수 있는 전략 중 하나로 착지 시 슬관절의 굴곡 각을 크게 하는 것이라고 보고하였다. 본 연구에서는 열성그룹와 우성그룹 간의 최대무릎굴곡각도에서 유의차가 나타나지 않았다. 김철주 등(2011)은 등속성 근력측정을 통해 나타난 하지의 이측 근불균형이 착지 시 최대 무릎굴곡각의 차이를 나타내며 근불균형이 상해의 잠재적 요인이 된다고 보고하였다. 이 결과와 비교할 때 본 연구에서 H/Q ratio 차이가 착지 시 최대무릎굴곡각도에 영향을 미치지 않은 것은 선행연구와 다른 기준의 차이로 보여 지며 우성그룹과 열성그룹의 기준이 착지 시 슬관절 굴곡의 주동근 역할을 하는 대퇴사두근의 차이가 아닌 햄스트링의 차이로 인해 나타난 것으로 사료된다. 그러나 좌우 신체중심점과 상관관계를 나타냄으로서 최대무릎굴곡각을 효과적으로 제어하는 것이 신체중심위치를 조절하는 중요 변인이 될 수 있다고 사료된다.

드롭랜딩 시 지면반력의 크기와 근골격계의 부상과는 상관성이 있는 것으로 보고되었다(임비오 등 2008). Hewett 등(2004)은 스포츠 부상의 위험이 높은 205명의 여자 운동선수들을 대상으로 한 점프-착지 과제에서 무릎부상을 입은 9명은 무릎부상을 입

지 않은 196명과 비교해서 슬관절에 가해지는 부하가 다르며, 슬관절부상을 입은 9명의 최대수직지면반력이 20% 더 크게 나타났다고 보고하였으며, 김철주 등(2011)은 하지의 이측 근불균형이 최대수직지면반력에 유의한 영향을 미친다고 보고하였다. 하지만 본 연구에서 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 근 불균형이 상대적으로 큰 열성그룹의 최대 수직지면반력값이 0.27 ×BW 낮게 나타나 앞선 선행연구와 상반된 결과를 나타냈다. 이는 연구방법에 의한 차이로 판단되며 좌우 신체중심점 이동변위와 전후 신체중심점 이동변위와 연계하여 해석 될 수 있다. 즉, 본 연구에서 나타난 열성하지의 큰 좌우 신체중심점 이동 변위와 전후 이동변위는 선행연구의 양발 착지보다 외발 착지 시 기저면 감소로 인한 안정성이 감소되어진 결과이며 지면반력의 분산이 이루어져 최대수직지면반력이 우성하지에 비해 낮게 나타난 것으로 사료된다. 또한 착지동작에서 고려되어야 중요한 변인으로 신체중심점의 전후 이동변위를 제한 할 수 있다. 선행연구에서 스쿼트 동작 시 슬관절 기준점이 발보다 앞쪽으로 나가는 경우 슬관절 부하를 증가시킬 수 있음을 보고 하였다(Fry 등, 2003). 본 연구에서 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 열성그룹이 착지 시점부터 최대 무릎굴곡각까지의 전방 움직임이 증가한 것은 슬관절 위치가 앞쪽에 위치함으로 해석 될 수 있다. 따라서 열성그룹의 슬관절 부하가 증가했을 것으로 판단된다.

부하율은 최대수직지면반력과 착지시간의 의해 결정되며, 부하율의 증가는 드롭랜딩 착지 시 작용된 수직지면반력 값이 상대적으로 짧은 시간동안 급격하게 상승했다는 것을 의미한다. 본 연구에서 최대 수직지면반력은 그룹간 유의차가 나타나지 않았지만 부하율에서 차이가 나타난 것은 근비율이 상대적으로 높은 우성그룹이 착지 시 충격력 감소를 위한 시간을 증가시켰기 때문이며, 이는 착지 중 발생하는 지면반력을 효과적으로 흡수한 것으로 사료된다. 또한 H/Q ratio와 착지 시 부하율과는 역상관관계를 나타내 근균형 증가할수록 부하율은 감소하는 것으로 앞선 논의를 뒷받침하고 있다. 이는 드롭랜딩 시 착지 동작은 대퇴사두근(Quadriceps)의 강한 신장성 수축(eccentric contraction)에 의해 조절되지만 길항근인 햄스트링의 높은 비율이 충격력을 감소시키기 위한 시간 조절에 관여하는 한 것으로 판단되며 햄스트링이 하지 기능 부상 환자들의 관절안정성을 유지하는데 중요한 역할을 한다는 선행연구(sell 등, 2004)의 연구와 유사한 결과를 나타냈다. 따라서 H/Q ratio의 불균형 상태에서 착지시 부하율의 증가는 부상의 발생확률을 증가 시킬 것으로 사료된다.

최대무릎굴곡 시점에서의 좌우 지면반력의 차이는 자세안정의 지표가 될 수 있다. 지면에 고정된 경골(tibia)에 대한 슬관절 굴곡은 대퇴(femur)의 외회전에 의해 일어나

며 이러한 움직임은 외측지면반력을 나타낸다. 본 연구에서 우성그룹은 (+)값이 나타난 반면 열성그룹은 (-)값이 나타났다. 이는 우성그룹에서 햄스트링의 강한 길항근 작용이 지면에 지지된 경골에 대한 대퇴의 회전력을 조절하여 지지발의 좌측(-)에 위치한 신체중심을 외회전력을 통해 정상적으로 조절한 것으로 보여 지며, 열성그룹의 좌측 지면반력의 증가는 신체중심을 잡기 위한 경골에 대한 대퇴의 조절이 정확히 이루어지지 못함으로 인해 나타난 결과로 보여 진다. 또한 역학적 변인과의 상관분석에서 최대무릎굴곡각과 좌우 신체중심점 이동변위와의 상관관계, 즉 최대무릎굴곡각이 증가할수록 좌우 신체중심점 이동변위가 증가하는 결과가 앞선 논의를 지지하는 것으로 사료된다.

그러나 본 연구에서 H/Q ratio와 좌우지면반력의 상관관계가 나타났다. 이는 드롭랜딩 시 최대무릎굴곡각도에서 외측으로의 지면반력이 증가하는 것을 의미하는 것으로 다른 관점에서 해석될 수 있다. 착지 시 높은 외측 지면반력은 슬관절 외번 정도를 증가시켜 슬관절 전방십자인대(Anterior Cruciate Ligament)와 내측측부인대(Medial Collateral Ligament)의 손상을 유발할 수 있다. 따라서 두변인 간의 상관관계는 착지 시 외측지면반력이 나타남을 의미하는 것으로 사료된다.

대퇴사두근과 햄스트링의 공동작용(coactivation)은 슬관절의 과도한 전방 밀림과 외전(abduction) 동작을 막아줌으로써 슬관절을 보호한다. 그러나 햄스트링이 적게 동원되거나 약해지면, 대퇴사두근의 활성이 감소되어 움직임을 수행하는데 요구되는 굴곡모멘트를 감소시키고 인대를 보호하기 위한 근육의 공동 수축작용을 제한한다(Hewett, Myer, Ford, 2005; Solomonow 등, 1987). 따라서 슬관절 부하가 높은 드롭랜딩 착지 동작에서의 근활성도 분석은 상해예방의 메카니즘을 밝히는데 중요한 변인이 될 수 있다. 본 연구에서 나타난 H/Q ratio 차이는 평균 EMG에서 그룹간 차이를 나타냈으며, 최대 EMG 또한 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 열성그룹이 낮은 근활성도를 나타냈다. 이는 하지에 직접적 부하를 미치는 전방전단력이 증가하는 것으로 해석될 수 있으며, 슬관절의 전방전단력을 억제하는 전방십자인대(ACL)의 부담을 가중시킬 것으로 사료된다. 또한 상관분석에서 H/Q ratio와 최대 EMG, 그리고 평균 EMG가 역상관관계를 보여 앞선 논의를 지지하는 것으로 나타났다. 따라서 H/Q ratio 불균형은 슬관절 부상예측 요인으로 제시될 수 있다.

Ⅵ. 결론 및 요약

본 연구의 목적은 드롭랜딩 시 H/Q ratio가 하지의 동적 안정성의 미치는 영향을 규명하고 동시에 이를 생체역학적으로 분석하여 하지 부상을 유발하는 위험요인 및 부상을 방지 하고자 하였으며, 추후 지도자들에게 상해위험을 줄일 수 있는 정량적 자료의 산출과 기초자료를 제공 하는데 목적으로 하였다.

본 연구에 참가한 연구 대상자는 20세~23세의 G광역시 C대학교 축구선수 13명으로 이들 모두는 최근 6개월 동안 하지관절 및 전신에 어떠한 부상경험이 없는자로 하였으며, 드롭랜딩 실험사전에 등속성 운동기구(60 deg/s)를 사용하여 H/Q ratio(Hamstring / Quadriceps ratio) 불균형 즉 좌우 슬관절의 굴곡근/신전근 비율을 측정하였다. H/Q ratio 69% 이상인 그룹은 우성그룹, 이하인 그룹을 열성그룹으로 구분하여 구성하였다. 본 실험 앞서 참가한 피험자 모두는 실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 10분간의 스트레칭과 준비운동을 하였으며 드롭랜딩 5회 이상 연습을 하였으며, 피험자 모두는 신발을 착용하지 않은 상태에서 스판 재질의 운동복을 착용 후 실험에 임하였다. 드롭랜딩 동작은 50cm 높이의 의자 위에서 양 발을 편안하게 벌린 상태로 지면반력기 위에 한 발로 뛰어 내리도록 하였으며, 드롭랜딩 시 넘어지거나 균형을 잃거나 손이 지면에 닿지 않는 성공적인 2회의 시기를 기록하였다. 영상분석에 사용되는 실험장비로는 고해상도 비디오카메라 (Motion Master 200, 비솔, 광명) 5대를 사용하여 드롭 랜딩 동작을 촬영하였으며, 지면반력을 측정하기 위하여 지면반력기(AMTI ORG-6, AMTI) 1대, 영상신호와 지면반력 신호간의 동조를 위해 동조시스템박스(VSAD-101USB, 비솔, 광명) 2대를 사용하였다. 영상으로 촬영된 자료 및 지면반력의 분석은 Kwon3D XP 동작분석 프로그램을 사용하였으며 통계처리는 우성과 열성 그룹간의 비교를 위해 Mann-whitney 검정과 Spearman 비모수 상관분석을 SPSS 18.0을 이용하여 실시하였다. 모든 유의수준 $p<.05$로 설정하였다.

연구 결과는 H/R ratio 불균형에 따른 드롭착지 동작 시 우성그룹은 열성그룹에 부하율, 지면반력 좌우, 근전도 평균값이 유의한 차의를 나타냈으며($p<.05$), 최대무릎굴곡각도, 최대수직지면반력, 신체중심점 이동변위, 지면반력 전후, 근전도 최대값 차이에서는 유의한 차가 없는 것으로 나타났다. 또한 H/Q ratio과 드롭랜딩 동작 시 발생하는 운동역학적 변인과의 상관관계 에서는부하율과 평균,최대 근전도에서는 역상관관계가 나타났고, 최대수직지면반력과 부하율, 최대무릎굴곡각도와 좌우지면반력, 최대무릎굴

곡각도와 좌우신체중심점, 좌우 이동변위와 최대EMG, 평균EMG와 최대EMG 에서는 상관관계가 나타났다. 이는 H/Q ratio이 높을수록 부하율을 감소하는 것을 의미하며, 평균 EMG와 최대 EMG 또한 H/Q ratio이 높을 수록 감소하는 것으로 해석될 수 있다. 역학적 변인의 상관관계에서는 최대지면반력이 높을수록 부하율 또한 증가하는 것을 의미하며, 슬관절 굴곡각도가 증가할수록 외측 지면반력과 우측으로 신체중심이동이 증가하는 것을 의미한다. 또한 신체중심의 좌우 이동변위가 증가할수록 햄스트링 근 활성도가 감소하는 것으로 해석될 수 있다.

참고문헌

김대형(2005). 시각방해가 드롭점프 시 하지의 관절운동과 지면반력에 미치는영향. **군산대학교 석사 학위논문.**

김철주, 이경일, 홍완기(2011). 하지근력의 좌우 비대칭성이 드롭랜딩 시 동적 안정성에 미치는 영향. **한국역학회지, 제 21호. pp. 173-179**

김현주, 김종덕, 김미영(2010). 여성들의 성숙이 드롭랜딩 시 하지의 부상위험 요인에 미치는영향. **한국체육학회지, 제49권 제1호, 437-443.**

김현주(2010). 여성의 성장과 드롭랜딩 시 완충동작의 변화 양상에 관한 연구.

김현주, 김종덕, 김미영(2010). 여성들의 성숙이 드롭랜딩 시 하지의 지면반력에 미치는 영향. **한국체육과학회지 제19권 제2호, pp. 1433-1440**

김형돈, 김덕중, 이신언(2008). 하지의 동측 및 이측 근력 균형비와 피로율에 의한 술굴곡근 좌상 발생의 확인과 예측. **한국사회체육학회지, 제32호. pp. 837-846.**

유연주, 임비오(2008). 다운증후군 아동의 드롭랜딩 동작의 특성. **한국체육학회지 제47권 제3호 547-554**

이세용, 이승민, 최지영(2001). 착지 방법이 하지 관절의 충격흡수 기전에 미치는 영향. **한국운동역학회지, 제10권 2호. pp. 77-97**

이진원(1992). 스포츠 상해의 발생 원인에 관한 조사, **스포츠 과학 연구 논문집 제3집 P84**

임비오, 정철수, 신인식, 김석범, 남기정, 이상우, 박용현(2008). 스포츠상해 예방훈련이 여자고등학교 농구선수들의 리바운드 점프 후 착지 시 지면 반력에 미치는 영향. **한국운동역학회지 18(1), 31-38.**

조성초(2004). 눈가림이 드롭랜딩의 착지 동작에 미치는 영향. **한국체육과학학회지. 제43권, 제3호, pp. 851-860**

조성초(1999). Drop Jump에 있어서 맨발 착지와 신발 착지의 생체역학적 분석. **한국체육학회지, 제38권 3호, pp. 715-725.**

조성초·채정룡(1998) Landing의 운동학 및 운동역학적 분석. **대한스포츠의학회 제 16 권 2호, pp. 330-340.**

조준행, 김경훈(2009) 기능적 발목불안정성을 가진 선수에게 발목 테이핑이 점프 후 착지 시 발목 각속도, 지면 반력과 자세안정성에 미치는 영향. **한국운동역학회, 제 19권 3호, pp 519-528**

조준행, 김경훈, 이해동, 이성철(2010) 기능적 발목 불안정성 선수들의 드롭랜딩 시 재활 기간이 하지 관절의 운동역학적 특성에 미치는 영향. **한국역학회지 제20권, 제4호, pp 395-406**

채원식(2006). 롤러신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석. **한국운동역학회지, 18(1), 31-38.**

하봉수(2002). 축구 선수들의 운동 상해에 관한 조사 연구. 석사학위논문. **경희대학교 교육대학원**

한기훈, 임비오 (2009). 여자 선수들의 전방십자인대 부상원인과 위험요인. **운동학 학술지. 제11권 3호.**

Abdel-Aziz, Y. L., & Karara, H. M.(1971). Direct Linear Transformation From Comparator Coordinates in Object-Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. ***Proceedings of the ASP Smpoium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.***

Adrian, M J., Cooper, J. M.(1989). The biomechanics of human movement. ***Indianapolis, Indiana : Benchmark Press.***

Anderson, M. A., Gieck K. H., Perrin D., Weltman A., Rutt R., Craig. Donegar. (1991) The relationships among isomeric, isotonic, and isokinetic concentric and eccentric quadriceps and hamstring force and three components of athletic performance. ***JOSPT 14(3):255~261***

Aagaard P., Simonsen E. B., Magnusson S. P., Larsson B. & Dyhre-Poulsen P.(1998) A new concept for isokinetic hamstring : quadriceps muscle strength ratio. ***Am J Sports Med, 26(2).***

Barrier, J., Kovacs, I., Racz, L, Tkhany, j., Devita, P., and Hortobagyi, T.(1997). Differential ehhects of toe versus heel landing on lower extremity joint kinetics. ***Medicine and Science in Sport and Exercise, vol. 29(5), p.s 233.***

Bates, B. T., Ostering, L. R., Sawhill, J. A., James, S. L.(1983). Assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. ***journal of Biomechanics, vol. 16(3), pp. 188-191***

Bedi, J. F.(1987). Increase in jumping height associated with maximal effort vertical depth jumps. ***Research Quarterly, vol. 58, pp. 11-15.***

Blattner, S. E. and Noble, L.(1979). Relative effects of isokinetic and plyometric training on vertical jumping performance. *Research Quarterly, vol. 50. pp 583-588*

Bobbert, M. F., Huijing, P. A., and Van Ingen Schenau, G. J.(1987b). Drop jumping. Ⅱ. The influence of dropping height on the biomachanics of drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 19-2, pp.339-346*

Bobbert, M. F., Huijung, P. A., and Van Ingen Schenau, G. J.(1987a). Drop Jumping. Ⅱ. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 19-2, pp. 339-346*

Caldwell. G. E., AdamsⅢ, W. B., Whetstone, M. R. Torque/velocity properties of haman knee muscle: Peak and angle-specifc estimates. *Can. J. Appl. Physiol. 18(3): 274~290, 1993.*

Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J.(1988). Introduction the Surface Electromyography, 2nd ed. An Aspen Publication.

Carl, L. H., Allen, W., Jackson, Concentric and eccentric touque comparisons of human knee extension and flexion in young adult males and females using the kinetic communicator, Am. J. *Sports Med. 16(3):154~161, 1988.*

Cavanagh, P. R., and Lafortune, M. A.(1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics, vol. 13, pp. 397-406.*

Cavanagh, P. R.(1980). The shoe-ground interface in running. In Symposium on the Foot and Leg in Running Sports. R. P. Mack(ed). St. Louis: *The C. V. Mosby Co., pp. 30-44.*

Croisier J. L., Forthomme B., Namurois M. H., Vandertho-mmeri M. & Crielaard J. M.(2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorder. *Am J Sports Med. 30*

Clutch, D., Wilton, M., McGown, C., and Bryce, G. R.(1983). The effect of drop jumps and weight training on leg strength and vertical jump. *Research Quarterly, vol. 54, pp. 5-10.*

Cress, N. M., Peters, K. S., Chandler, J. M. Ecceentric and concentric

force-velocity relationships of the quadriceps femoris muscle. *JOSPT 16(2): 156~164, 1992.*

Devita, P. and Skelly, W. A.(1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 24(1), pp. 108-115.*

Dickinson, J. A., Cook, S. D., and Leinhardt, T. M.(1985). The measurement of shock waves following heel strike while running Journal of *Biomechanics, vol. 18(6), pp. 415-422.*

Dufek, J. S. and Bates, B. T.(1990). The svaluation and prediction of impact force during landings, *Medicine and Science in Sport and Exercise, vol. 22(2), pp. 370-377.*

Ford, K, R,. Myer, G. D., & Hewett, T. E.(2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine Science and Sports in Exercise, 35(10), 1745-1750*

Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K.(2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research, 17(4), 629-633.*

Gross, T. S. and Nelson, R. C.(1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 20(5), pp. 506-514.*

Heil, J.(1993). Psychology of sport injury. *Champaign, IL : Human Kinetics*

Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *Journal of bone and joint surgery, 86, 1601-1608.*

Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R.(2005). Biomechanical Measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anteriol cruciate ligament injury risk in female athletes; a prospective study. *American Journal of Sports medicine. 33, 492-501.*

Huston, L. J., Vibert, B., Ashton-miller, J. A., and Wojtys, E. M.(2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump, *The American Journal of Knee Surgery, vol. 14(4), pp. 215-219.*

Hootman, J. M., Dick, R., & Angel, J.(2007). Epidemiology of collegiate injuries for sport: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training, 42(2) 311-319.*

Hyoku, C., Shibukawa, K., Ae, M., Hashibara, Y., Yokoi, T., and Kawabata, A(1984). Effect of dropping height on a buffer action in landing. *Proceedings for Japanese Society of Biomechanics, pp 203-207.*

Irvine, D. M. E., McNitt-Gray, J. L., Munkasy, C. B., and Welch, M. D.(1992). Muscle activity and kinetics during landing with reduced vertical reaction forces. Proceedings of The Second North American Congress on *Biomechanics, Chicago, Il., pp. 547-548.*

James, R., Dufek, J. S., and Bates, B, T. (1992). Effects of fatigue on mechanical and Muscular components of performance during drop landings. proceedings of The Second North American Congress on *Biomaechanics, Chicago, l1., pp. 553-554.*

Kellis, E., Baltzopoulous, V. (1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Med. 19(3):202 ~222,*

Kovacs, I., Tihanyi, J., Devita, P., Racz, L., Barrier, J., and Hortobagyi, T.(1999). Foot plancement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and Science in sports and Exercise, vol. 31(5), pp. 708-716.*

Lees, A.(1981). Methods of impact absorption when landing from a jump. *engineering in Medicine, vol. 10, pp. 207-211.*

McCaw, S. T. and Batesm B. T.(1992). Biomechanical implications of mild leg length inequality. *British Journal of Sports Medicine, vol. 25, pp. 11-13.*

McCaw, S. T. and Cerullo, J. F.(1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings, *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 31(5), pp. 702-707.*

McCullagh, P. J., and Graham, I.(1985). A preliminary investigation into the nature of shock absorbency in synthetic sports materials. *Journal of Sports Science, vol. 3, pp. 103-114.*

McNitt-Gray, J. L.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop

landings from three heights. *International Journal of sport Biomechanics, vol. 7, pp. 201-224.*

McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights, *Journal of Biomechanics, vol. 26(9), pp. 1037-1046*

McNitt-Gray, M. F.; Hart, E. M.; Goldin, J.; Yao, (1996) Progress in Biomedical Optics and Imaging, *Vol.- No. 2710*

Miller, B. P. and Power, S. D.(1981). Developing power in athletics through the process of depth jumping. *Track and Field Quarterly Review, vol. 81, pp. 52-54.*

Moynihan, P. S.(1983). Plyometrics: training and exercises. *Track and Field Quarterly Review, vol. 83, pp. 52-59.*

Munro, C. F., Miller, D. I., and Frglevand, A. J.(1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics, vol. 20(2), pp. 147-155.*

Nigg, B. M.(1985). Biomechanics, load analysis and sport injuries in the lower extremities. *Sports Medicine, vol. 2, pp. 367-379.*

Nigg, B. M., Denoth, J., and Neukomm, P. A.(1981). Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solution. In Biomechanics Ⅶ-B, A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior, and S. Wit(eds.), *Baltimore: University Park Press, pp. 1041-1052.*

Ogger, E., Pagnacco, G., Morr, D. R., Barnes, S. Z., and Berme, N.(1997). The mechanics of drop landing in a flat surface-a preliminary study, *Biomedical Sciences Instrumentation, vol. 33, pp. 53-58.*

Payne, A. H.(1978). Foot to ground contact forces of elite runners. In Biomechanics Ⅲ-B H. Matsui and K. Kobayashi(Eds.), Champaign, I1: *Human Kinetics, pp. 746-753.*

Peter, C. D. (1991) Cardiovascular responses to velocity-specific isokinetic exercise. *JOSPT 13(1):28~32*

Polhemus, R.(1981). Plyometric training for the improvement of athletic ability. *Scholastic Coach, vol. 51, pp. 68-69.*

Richard, M. D. and Veatch, S.(1990). Comparison of impact forces in hight

and low impact aerobic dance movements. International Journal of Sport *Biomechanics, vol.6, pp. 67-77*

Russell K., W., Quinney H., A., Hazlett C. N. & Hillis D.(1995). Knee muscle strength in elite male gymnasts. *J Ortho Sports Phy Ther. 22.*

Schot, P. K., Bates, B. T., and Dufek, J. S.(1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinematic analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 26, pp. 1153- 1159.*

Self, B. D. and Paine, D.(2001). Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 33(8), pp.1338-1344.*

Sell, T., Ferris, C. M., & Abt, J. P., et al. (2004). Predictors of anterior tibia shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 34, A56.*

Solomonow, M., Baratta, R., & Zhou, B. H., et al. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *American Journal of Sports Medicine, 15, 207-213.*

Stacoff, A., Kaelin, X., and Stuessi, E.(1988). Impact in landing after a volleyball block. In Biomechanics XI, G. de Groot, A. Hollander, P.Huijing, and G. van Ingen Schenau(eds.) Amsterdam: *Free University Press, pp. 694-700.*

Steben, R. E. and Steben, A. H.(1981). The validity of the stretch-shortening cycle in selected jumping events. *Journal of Sports Medicine, vol. 21, pp. 28-37.*

Thomas, W. K., Michael, R. T., & Mark, I.(2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal Sports Medicine, 36(3), 554-565.*

Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. In Nelson, J.P. (Ed.), *Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society, 89-125.*

Valiant, G. A., and Cavanagh, P. R.(1985). A study of landing from a jump: Implications for the design of a basket shoe. In Biomechanics Ⅸ-B, D. A. Winter at al(Eds), Champaign, *Ⅱ: Human Kinetics, pp. 117-120.*

Williams, K. R.(1985). Biomechanics of running. In Exercise and Sport

Sciences Reviews, vol. 13. R. L. Terjung(ed.), *N.Y.: Macmillan Publishing Co., pp. 389-441.*

Wilt, F.(1978). Plyometrics-What it is and how it works. *Modern Athlete and Coach, 16, 9-12.*

Zhang, S., Bates, B. S., Duf다, J. T.(1996). Selected knee joint force and during landing activities. *Presented at the 20th annual meeting of American Socirty of Biomechanics, Atlanta, Georgia*.