드롭 착지동작 시 마우스가드 착용이 운동역학적 변인에 미치는 영향

채원식¹ · 이규복³ · 정재광⁴ · 이행섭² · 김동수² · 정재후²

¹경북대학교 사범대학 체육교육과, ²경북대학교 대학원 체육학과,

³경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학 교실, ⁴경북대학교 치의학전문대학원 구강내과학 교실

Biomechanical Effects of Wearing Mouthguards during Drop Landing

Woen-Sik Chae¹ · Kyu-Bok Lee³ · Jae-Kwang Jung⁴ · Haeng-Seob Lee² · Dong-Soo Kim² · Jae-Hu Jung²

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea

²Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, Daegu, Korea

³Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University, Daegu, Korea

⁴Department of Oral Medicine, School of Dentistry, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Received 2 November 2013; Received in revised form 2 December 2013; Accepted 21 December 2013

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the biomechanical effect of wearing the mouthguard on the lower limb during drop landing. Nine male university students who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Linear velocity, angular velocity, vertical GRF, loading rate, joint moment, and lower extremity muscle activity were determined for each subject. For each dependent variable, *paired t-test* was performed to test if significant difference existed between with mouthguard (WM) and without mouthguard (WOM) conditions ($p < .05$). The results showed that linear velocity, angular velocity, vertical GRF and loading rate were no significant difference between the two groups. The inversion moment of the ankle joint was increased in WM compared to WOM. Average IEMG values from BF, TA, and LG in WM were significantly greater than corresponding values in WOM during IP phase. This indicates that wearing mouthguard played a vital role in muscle tuning for maintaining joint stability of the lower limb and preventing injury.

Keywords : Mouthguards, Drop landing, Resultant joint moment, Muscle activity

I. 서 론

최근 운동선수들의 마우스가드 착용에 대한 관심이 높아짐에 따라 그와 관련된 다양한 연구들이 이루어지고 있다(Egret, Leroy, Loret, Chollet, & Weber, 2002; Tuli, Hächl, Hohliedier, Grubwieser, & Gassner, 2002). 이러한 연구들은 주로 접촉성 스포츠에서 발생하는 악안면

(maxillofacial)과 두경부(head and neck) 영역의 외상을 예방하기 위한 마우스가드의 유효성에 관한 것이다(Badel, Jerolimov, Panduric, & Carek, 2007; Newsome, Tran, & Cooke, 2001).

Newsome 등 (2001)은 접촉성 스포츠 선수들에게 마우스가드를 착용시킨 후 방사선 사진 촬영을 실시하여 하악과 두 및 경추를 비롯한 해부학적 구조들이 재위치 됨과 동시에 두경부 손상이 감소된다고 보고하였다. 이처럼 마우스가드 착용이 스포츠 활동 중 발생하는 두경부 영역의 외상을 효과적으로 예방해 줄 수 있다는 연구들로 인해 권투를 비롯한 일부 접촉성 스포츠 종목에서 마우스가드의 착용이 의무화되기도 하였다.

스포츠 외상 예방과 관련된 연구와 더불어 마우스가드 착용이 경기력 향상에 어떠한 영향을 미치는가에 대한 연

2013 한국운동역학회 국제학술대회에서 발표된 논문임

Corresponding Author: Jae-Hu Jung

Department of Physical Education, Collage of Education, Kyungpook National University, 1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea

Tel : +82-53-950-7462 / Fax : +82-53-955-4235

E-mail : jihjh81@naver.com

본 논문은 2012학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음

구도 이루어지고 있다. Kaufman (1980)은 스포츠 선수들이 마우스가드를 착용함으로써 근력과 균형 감각이 향상되었다고 보고하였고, Egret 등 (2002)은 마우스가드에 의한 교합 안정이 골프선수들의 스윙 속도와 드라이버 비거리의 향상에 영향을 미친다고 보고하였다. 또한 Lee (2011)는 태권도 선수들의 마우스가드 착용이 구강 악안면의 외상 예방뿐만 아니라 민첩성과 순발력의 향상에 효과적이라고 보고하였다. 이처럼 몇몇 연구에서 체력 요소나 기술 수행력 등과 같은 경기력 향상에 마우스가드 착용이 긍정적인 효과를 발생시키는 것으로 나타났다. 하지만 스포츠 상황에서 마우스가드 착용이 인체에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 기존의 스포츠 외상 예방이나 경기력 향상에 관한 연구에서 벗어나 마우스가드 효과에 대한 운동역학적 측면에서의 연구가 이루어져야 할 것으로 판단된다.

착지동작은 발이 지면에서 이진된 후 중력의 영향에 의해 필연적으로 발생하는 동작이다. 따라서 걷기나 뛰기와 같은 일상적인 동작뿐만 아니라 농구의 리바운드와 점프슛, 배구의 스파이크와 블로킹, 핸드볼의 점프슛, 축구의 헤딩동작과 같이 대부분의 스포츠 활동 상황에서 빈번하게 발생되어진다. 하지만 이러한 점프 후 착지동작은 매우 강한 충격력과 관절 회전력을 동반하기 때문에 부상의 잠재적 유발 요인이 될 수 있다. McNitt-Gray (1991)는 점프 동작 후 한발로 착지할 경우 신체 무게의 11배에 달하는 수직지면반력이 나타난다고 보고하였다.

Nigg와 Bobbert (1990)는 강한 스트레스가 관절에 지속적으로 작용하게 되면 신체 상해를 유발하게 되는데, 이를 방지하기 위해서는 인체 근골격계에 작용되는 충격력과 관절 회전력이 적절하게 제어되어야 한다고 보고하였다. 또한 Nigg와 Cole (2005)의 연구에서 충격력은 대퇴 및 하퇴 분절과 연결된 발이 지면에 닿을 때 급속한 감속의 결과에 의해 발생되어지며, 이러한 감속은 연부 조직의 진동을 발생시킨다고 보고하였다. 이때 하지 근육은 자체의 고유주파수와 충격 흡수 특성을 변화시킴으로써 연부조직의 진동을 최소화하여 부상을 예방할 수 있다고 하였다. 이러한 측면에서 착지동작에 따른 충격력 제어 및 상해 예방을 위해 하지 근육의 역할이 중요하다고 판단되어진다.

근력과 관련된 마우스가드의 효과에 관한 연구에서 Gelb (1985)은 마우스가드가 신체의 근력 발현에 미치는 효과에 대해 신체의 어느 한 부분에 존재하는 긴장(stress)은 다른 부분에도 영향을 미칠 수 있으며, 상하악 근육 신경계의 균형 상태를 적절히 유지함으로써 다른 부위의 근육 활동에도 영향을 미칠 수 있다고 보고하였다. Hiro, Ishii, Tomioka, Morita와 Yamamoto (1997)는 마우스가드 착용이 하지의 등속성 근력 향상에 영향을 미친다고 보고하였다.

따라서 본 연구는 기존의 연구 관점에서 벗어나 신체의

근력 발현 및 향상 측면에서 긍정적인 효과가 있는 것으로 보고되고 있는 마우스가드가 착지동작 시 하지 분절의 운동역학적 변인(biomechanical parameters)에 어떠한 영향을 미치는지 알아볼 필요가 있을 것으로 사료된다. 또한 본 연구를 통해 마우스가드의 새로운 효과가 밝혀진다면 인체 근골격계에 발생되어지는 충격력 제어 및 하지 관절의 부상 예방을 위한 새로운 방법 모색에 유용한 자료를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

본 연구의 목적은 3차원 동작분석, 지면반력 분석, 근전도 분석을 통하여 드롭 착지동작 시 마우스가드 착용 유무에 따른 하지 근골격계의 운동역학적 변인을 비교 분석하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에서는 안정된 드롭 착지동작 수행을 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 남자 대학생 9명을 연구대상자로 선정하였다. 연구대상자의 체중은 665.0 ± 57.4 N, 신장은 175.8 ± 5.5 cm, 연령은 22.8 ± 1.8 yrs이다.

2. 실험장비

본 연구의 자료 측정을 위해 <Figure 1>과 같이 동작분석, 지면반력, 근전도 분석 장비가 배치되었다.

1) 영상 분석을 위한 실험장비

본 연구에서는 드롭 착지동작 시 3차원 동작분석을 위

Figure 1. Experimental setup

Figure 2. Reflective markers

해 3대의 디지털 캠코더(60 Hz, Sony HDR-HC9)를 피험자의 정면, 좌측, 우측 방향에 각각 설치하였고, 촬영 속도는 60 fields/s, 셔트 속도는 1/725 sec로 설정하였다. 인체 관절 중심의 좌표화를 위해 <Figure 2>와 같이 직경 0.8 cm 크기의 반사마커를 좌·우측 각각 5개 지점(hip, knee, ankle, toe, heel)에 부착하였으며, 지역좌표계 설정을 위해 스틱형 외부 마커를 좌·우측 하퇴에 각각 부착하였다. 본 실험에서는 정상적인 착지 동작을 유발시키기 위해 60 cm 높이의 플랫폼을 지면반력기 후방 10 cm 지점에 설치하여 드롭 후 착지동작이 이루어지도록 하였다.

2) 지면반력 분석을 위한 실험장비

본 연구에서는 최대 수직지면반력값과 부하율(loading rate)을 측정하기 위해 플랫폼 전방에 2대의 지면반력기(AMTI, OR6-5)를 설치하였다. 지면반력기의 샘플링 속도는 1000 Hz로 설정하였고, KwonGRF 2.0 Program(Visol, Korea)을 사용하여 5초 동안 자료 수집을 실시하였다.

3) 근전도 분석을 위한 실험장비

본 연구에서는 드롭 착지동작 시 마우스가드 착용 유무에 따른 하지 근육의 활동 정도를 알아보기 위해 5개의 표면전극(Trigno wireless system, Delsys, USA, gain = 1000, input impedance >1015 Ω , CMRR > 80 dB)을 <Table 1>과 같이 오른쪽 하지의 대퇴직근(Rectus femoris [RF]), 대퇴이두근(Biceps femoris [BF]), 전경골근(Tibialis anterior [TA]), 내측비복근(Medial gastrocnemius [MG]), 외측비복근(Lateral gastrocnemius [LG])에 각각 부착하였다. 근전도 자료의 표준화를 위한 근육별 최대 정적 수축은 <Table 2>와 같은 방법으로 측정하였으며, 피험자별 최대 정적 수축 및 드롭 착지동작에 대한 근전도 자료는 샘플링 주파수 2000 Hz에서 5초 동안 수집하였다.

Table 1. Electrode placements

Muscle	Electrode placement*	
Rectus femoris	50% of distance between ASIS and apex of patella
Biceps femoris	50% of distance between ischial tuberosity and caput fibula
Tibialis anterior	35% of distance between patella bottom and lateral ankle joint space
Medial gastrocnemius	35% of distance between medial knee joint space and calcaneal tuberosity
Lateral gastrocnemius	30% of distance between lateral knee joint space and calcaneal tuberosity

Note. *U. S. Department of Health and Human Services(1993)

Table 2. The related isometric exercises

Isometric contraction	Body position
Knee extension	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the ankle.
Knee flexion	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied forward against the ankle Gastrocnemius.
Ankle plantar flexion	Standing upright. Resistance applied downward against the shoulders.
Ankle dorsi flexion	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the toe.

4) 마우스가드

본 연구에서는 피험자 개인별로 제작된 전악 피개형 마우스가드가 사용되었다(Figure 3). 마우스가드 제작을 위해 알지네이트를 사용하여 각 피험자의 인상을 채득한 후 치과용 석고를 이용하여 상하악 모형을 제작하였다. 이후 Biostar®(SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Germany)를 사용하여 3 mm 두께의 EVA sheet인 Bioplast®multicolor

Figure 3. Mouthguard

(SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Germany)를 2개의 층으로 열가압 압착하여 마우스가드를 제작하였다. 모든 마우스가드는 K대학교병원 치과 전문의 1명에 의해 제작되었다.

3. 실험절차

피험자는 실험에 들어가기 전 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체활동을 금지하였으며, 실험에 앞서 10분간 가볍게 워밍업을 실시하였다. 본 실험에서는 점프에 의한 충격력이 가미되지 않은 순수한 수직지면반력 데이터를 얻기 위해 반복 연습을 통해 피험자가 왼쪽 무릎을 최대한 신전시킨 상태에서 오른발을 전방으로 내딛음으로써 체중 이동에 의한 자유낙하가 이루어질 수 있도록 유도하였다. 또한 착지동작에서는 피험자의 양발이 지면반력기 안으로 착지될 수 있도록 유도하였으며, 착지된 후에는 자연스러운 굴곡 동작이 유발될 수 있도록 하였다.

각각의 피험자는 상의를 탈의한 후, 체형에 맞는 동일한 제품의 하의 타이즈와 신발을 착용하였다. 본 실험에서는 무작위 순으로 마우스가드를 착용한 상태(with mouthguard [WM])와 착용하지 않은 상태(without mouthguard [WOM])에서 각각 드롭 착지동작을 실시하였고, 착용 유무에 따라 각각 3회씩 반복하여 측정하였다. 측정된 자료 중 영상분석을 통해 자유낙하 동작과 가장 유사한 동작 1회를 선정하여 분석하였다.

4. 자료분석

1) 주요 시점 및 구간 설정

드롭 착지 동작 시 운동역학적 변인 분석을 위한 시점(event) 및 구간(phase)의 설정은 촬영된 동영상상을 통해 <Figure 4>와 같이 3개의 시점을 기준으로 2개의 구간을 설정하였다. 3개의 시점은 발이 지면에 닿는 착지 시점(landing [LD]), 착지 후 impact force가 최대가 되는 최

Figure 4. Events and phases

대 충격력 시점(peak impact force, [PF]), 대퇴와 하퇴가 이루는 각이 최소가 되는 최대 굴곡 시점(maximum knee flexion [MF])으로 설정하였다. 또한 첫 번째 시점과 두 번째 시점 사이를 충격 구간(impact phase [IP]), 두 번째 시점과 세 번째 시점 사이를 감속 구간(deceleration phase [DP])으로 설정하여 구간별 자료를 분석하였다.

2) 동작분석

3차원 동작분석은 Kwon3D program ver. 3.10(Visol, Korea)을 사용하였으며, 직접 선형 변환방법(direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 통해 3차원 좌표값을 얻었다. 영상 좌표화 과정에서 발생하는 노이즈를 최소화하기 위해 2차 Butterworth low-pass digital filter를 사용하였으며, 이때 차단 주파수는 6 Hz로 설정하였다.

전역좌표계에서의 선속도는 변위 데이터를 이용해 아래에 제시되어진 유한 차이법을 이용하여 계산하였다(Wood, 1982).

$$V_i = \frac{P_{i+1} - P_i}{\Delta t}$$

V_i 는 특정 지점의 속도, P_i 는 특정 지점의 위치를 나타낸다.

각속도는 아래와 같이 계산하였다.

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_i}{\Delta t}$$

ω_i 는 특정 지점의 각속도, θ_i 는 특정 지점의 관절각을 나타내며, 무릎각은 대퇴와 하퇴가 이루는 각으로 설정하였다.

3) 지면반력 분석

지면반력 데이터 분석은 KwonGRF 2.0 program(Visol, Korea)을 사용하였다. 수집된 지면반력값은 피험자의 체중

을 사용하여 표준화하였다.

부하율은 아래와 같은 방식으로 계산하였다.

$$\text{Loading Rate} = \frac{VGRF_{\max} - VGRF_{\text{initial}}}{\Delta t}$$

$VGRF_{\max}$ 는 최대 수직 지면반력값, $VGRF_{\text{initial}}$ 은 착지 시 수직 지면반력값을 나타낸다.

4) 관절 모멘트 분석

하지 관절의 합성력 계산을 위해 발목과 무릎관절은 구관절로, 무릎관절에 발생하는 반발력의 작용선은 항상 발목과 무릎관절의 중심을 지난다고 가정하였다. 하지 분절의 가속도는 인체의 관절 중심점의 위치와 인체 분절 자료에 의해 계산되어졌으며, 관절에 작용하는 합성력과 모멘트는 Eulerian 원리와 Newtonian 방정식에 의해 계산하였다. 운동방정식을 유도하기 위해 운동학적인 변인들은 하지에 작용하는 외력 및 회전력과 통합하였다. 회전력과 관성력은 전역좌표계에서는 지속적으로 변화되어지기 때문에 모든 회전력과 관성력은 지역좌표계로 표현되어지며 관절의 합성력 측정 단계에서 지역좌표계에서 전역좌표계로 변환되었다(Figure 5).

Figure 5. Local reference frame (foot & shank)

5) 근전도 분석

드롭 착지 동작 시 수집된 근전도 자료는 350 Hz의 저역 통과 필터링과 10 Hz의 고역 통과 필터링을 실시한 후 전파 정류 처리하였다. 이후 얻어진 적분근전도 값은 아래의 공식과 같이 최대 정적 수축 근전도 값을 사용하여 표준화하였으며, 드롭 착지동작의 구간별 평균 및 최대 적분근전도 값을 산출하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{\text{raw}}}{EMG_{\max}}$$

$nEMG$ 는 표준화된 적분근전도 값, EMG_{raw} 는 드롭 착지 동작 시 특정 구간의 근전도 값, $EMG_{\max}$ 는 최대 정적 수축 근전도 값이다.

5. 통계처리

본 연구에서는 드롭 착지동작 시 마우스가드 착용 유무에 따른 운동역학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 SPSS 20.0(IBM, USA)을 이용하여 *paired t-test*를 실시하였다. 가설의 수에 따른 통계적 오류를 감소시키기 위해 Bonferroni correction을 활용하였으며, 유의성 수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 하지분절의 선속도

LD 시점과 PF 시점에서의 대퇴 및 하퇴 중심 선속도는 좌우, 전후, 수직축의 모든 방향에서 집단간 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 3-4).

2. 관절 각속도

LD 시점과 PF 시점에서 마우스가드 착용 유무에 따른 무릎 및 발목 관절 각속도는 유의차가 나타나지 않았다(Table 5).

Table 3. Linear velocity of the lower extremity at LD (unit: m/s)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Thigh	x	0.180(0.079)	0.171(0.089)	-.381	.713
	y	0.554(0.106)	0.516(0.098)	-1.318	.224
	z	-2.688(0.146)	-2.761(0.113)	-1.587	.151
Shank	x	0.100(0.118)	0.129(0.102)	1.259	.243
	y	0.539(0.125)	0.507(0.118)	-.814	.439
	z	-2.191(0.177)	-2.270(0.156)	-1.472	.179

Note. WM (with mouthguard), WOM (without mouthguard)

Table 4. Linear Velocity of the lower extremity at PF(unit: m/s)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Thigh	x	0.100(0.135)	0.117(0.127)	.898	.395
	y	0.471(0.133)	0.457(0.118)	-.536	.606
	z	-2.102(0.176)	-2.123(0.129)	-.409	.693
Shank	x	0.002(0.176)	0.042(0.144)	1.890	.095
	y	0.688(0.118)	0.698(0.167)	.221	.830
	z	-1.107(0.170)	-1.170(0.181)	-1.440	.188

Table 5. Angular velocity (unit: deg/s)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Knee	LD	-389.2 (62.3)	-387.0 (49.9)	.134	.896
	PF	-528.3 (29.5)	-545.5 (40.2)	-1.025	.335
Ankle	LD	-475.7 (34.9)	-476.6 (58.2)	-.055	.958
	PF	-462.5 (53.1)	-478.3 (54.9)	-1.442	.187

Table 6. Peak VGRF & loading rate in IP (unit: ×BW, N/sec)

	WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Peak VGRF	4.043(0.476)	3.834(0.801)	-1.063	.319
Loading Rate	88.585(25.056)	83.206(28.256)	-.810	.441

Table 7. Joint moment of knee (unit: ×BW·m)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
flexion-extension	LD	0.071(0.036)	0.105(0.068)	1.590	.151
	PF	0.240(0.095)	0.282(0.095)	1.752	.118
	MF	0.355(0.068)	0.352(0.056)	-.194	.851
varus-valgus	LD	0.018(0.048)	-0.015(0.037)	-2.772	.024
	PF	0.004(0.082)	-0.031(0.052)	-1.430	.191
	MF	-0.011(0.060)	-0.008(0.053)	.454	.662

Table 8. Joint moment of ankle (unit: ×BW·m)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
dorsi-plantar	LD	-0.055(0.012)	-0.049(0.009)	1.337	.218
	PF	-0.123(0.025)	-0.116(0.027)	1.049	.325
	MF	-0.110(0.026)	-0.112(0.023)	-.212	.837
inversion-eversion	LD	0.033(0.015)	0.026(0.017)	-1.949	.087
	PF	0.065(0.022)	0.056(0.023)	-1.728	.122
	MF	0.046(0.017)	0.043(0.019)	-.974	.359

3. 최대 수직지면반력 및 부하율

IP 구간에서 최대 수직지면반력과 부하율은 마우스가드 착용 유무에 따라 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 6).

4. 관절 모멘트

각 시점별 무릎 및 발목 관절 모멘트는 마우스가드 착용 유무에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 7-8, Figure 6-9). 하지만 발목관절의 내번 모멘트는 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 상대적으로 증가한 것으로 나타났다.

Figure 6. Joint moment of knee(flexion-extension)

Figure 7. Joint moment of knee(varus-valgus)

Figure 8. Joint moment of ankle(dorsi flexion-plantar extension)

Figure 9. Joint moment of ankle(inversion-eversion)

Table 9. Normalized IEMG in the IP (unit: %MVIC)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Average IEMG	RF	15.5(4.9)	13.8(2.8)	-1.649	.138
	BF	14.7(3.0)	9.9(2.5)	-5.781	.000*
	TA	28.8(7.4)	18.2(5.3)	-3.768	.005*
	MG	51.1(9.4)	48.5(8.4)	-1.136	.289
	LG	33.7(8.3)	25.4(5.9)	-2.562	.034*
Peak IEMG	RF	18.2(4.6)	18.5(3.6)	.211	.838
	BF	16.4(3.6)	10.8(2.7)	-3.432	.009*
	TA	36.6(6.4)	33.9(5.4)	-.850	.420
	MG	56.2(9.3)	61.3(17.8)	1.223	.256
	LG	41.3(7.8)	32.9(8.6)	-3.879	.005*

Note. *significant difference between WM and WOM at $p < .05$

Figure 10. Average IEMG in the IP

Figure 11. Peak IEMG in the IP

Table 10. Normalized IEMG in the DP (unit: %MVIC)

		WM	WOM	<i>t</i>	<i>p</i>
Average IEMG	RF	52.6(14.0)	46.0(9.9)	-2.067	.073
	BF	12.5(4.5)	14.4(4.4)	1.157	.280
	TA	49.4(10.0)	44.1(7.1)	-1.969	.084
	MG	36.1(13.6)	40.7(10.1)	1.463	.182
	LG	14.5(4.7)	13.1(4.3)	-1.022	.336
Peak IEMG	RF	69.7(10.0)	68.5(17.0)	-.305	.768
	BF	17.2(5.4)	19.4(4.7)	1.301	.229
	TA	63.3(10.5)	55.5(11.0)	-1.806	.109
	MG	40.0(12.4)	43.1(10.8)	1.406	.197
	LG	21.9(5.3)	23.5(6.4)	.824	.434

Figure 12. Average IEMG in the DP

Figure 13. Peak IEMG in the DP

5. 근전도

IP 구간에서의 평균 적분근전도는 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근에서 통계적으로 유의하게 증가하였으며($p < .05$), 최대 적분근전도에서는 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 대퇴이두근과 외측비복근에서 통계적으로 유의하게 증가한 것으로 나타났다($p < .05$; Table 9, Figure 10-11). 이에 반해 DP 구간의 근육별 평균 및 최

대 적분근전도에서는 집단 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 10, Figure 12-13).

IV. 논 의

드롭 착지동작 시 마우스가드 착용 유무에 따른 시점별 대퇴 및 하퇴 중심 선속도, 무릎 및 발목 관절 각속도에서는 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 IP 구간의 최대 수직지면반력 및 부하율에서도 집단 간 통

계적 유의차가 나타나지 않았다. 하지만 착지 후 충격력이 최대가 되는 PF 시점에서의 무릎관절과 발목관절 각속도는 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 상대적으로 감소되는 경향을 보였다.

Decker, Torry, Wyland, Sterett와 Steadman (2003), McNitt-Gray (1991)의 연구에 따르면 착지동작 시 발생하는 충격을 최소화하기 위해 무릎 및 발목 관절의 가동 범위와 각속도가 증가된다고 보고하였다. 이러한 결과에 대해 Jo (1999)는 착지동작의 소요시간을 길게 가져감으로써 신체에 가해지는 충격력을 감소시키려는 인체의 적응기제 때문이라고 하였고, Lim, Ryu와 Kim (2013)은 맨발 착지 시 신발 착지에 비해 하지 관절 각도를 증가시킴으로써 신발의 쿠션이 담당할 충격 완화의 역할을 보상한다고 하였다. 따라서 본 연구의 결과, 마우스가드 착용 시 미착용에 비해 무릎 및 발목 관절 각속도가 감소되는 것으로 보아, 마우스가드를 착용함으로써 신발의 쿠션과 같은 충격 완화 효과를 기대할 수 있을 것으로 사료된다.

무릎관절 모멘트는 모든 시점에서 마우스가드 착용 유무에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 무릎관절의 굴곡 및 신전 모멘트에서는 두 집단 모두 착지동작 시 신전 모멘트가 발생하여 무릎관절의 굴곡 동작을 적절히 제어한 것으로 판단되며, 이러한 결과는 착지동작 시 무릎관절의 굴곡 및 신전에 대한 모멘트를 신전근이 지배하는 경향을 보인다고 보고한 Madigan과 Pidcoe (2003)의 연구결과와 일치하는 것으로 나타났다. 하지만 마우스가드 착용이 착지동작 시 무릎관절에 발생하는 신전 모멘트의 변화에는 직접적인 영향을 미치지 못한 것으로 사료된다. 또한 무릎관절에 대한 내반 및 외반 모멘트는 LD 시점에서 마우스가드 착용 집단과 미착용 집단이 각각 내반 모멘트와 외반 모멘트를 나타내 서로 상반되는 결과를 보였다. 하지만 최대 충격력 시점 이후 무릎관절이 굴곡되면서 두 집단 모두 외반 모멘트가 나타났다. 이러한 결과는 마우스가드 착용 유무와는 상관없이 착지동작 시 발생하는 강한 충격으로 인해 무릎관절의 내외측 움직임에 대한 안정성이 감소되는 것으로 판단되어진다.

시점별 발목관절 모멘트에서는 통계적 유의차가 나타나지 않았다. Devita와 Skelly (1992)의 연구결과에 따르면 착지 이후 신전근의 작용에 의해 발생하는 모멘트는 신장성 수축을 발생시켜 골격계에 작용되는 운동에너지를 흡수함으로써 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 제한한다고 보고하였다. 따라서 두 집단 모두 착지동작 시 발목관절의 저축굴근 모멘트가 발생된 것으로 보아, 착지 직후 발목관절의 배측굴곡 동작을 안정적으로 제어함과 동시에 신체 무게중심의 하방 이동을 적절히 제어하는데 기여하는 것으로 판단된다. 또한 발목관절의 내반 모멘트는 마우스가드 착용 집단에서 상대적으로 크게 나타났으며,

특히 충격력이 최대가 되는 PF 시점 직후 조금 더 큰 차이를 보였다. Cashmere, Smith와 Hunt (1999)는 착지 이후 체중 부하에 의해 발의 아치가 하강하면서 발목관절의 외반 현상이 나타나게 된다고 보고하였다. 따라서 이러한 외반 현상을 안정적으로 제어하기 위해 착지동작 시 발목관절의 내반 모멘트가 발생하는 것으로 판단되며, 마우스가드 착용이 미착용에 비해 발목관절의 안정성 유지에 효과적일 것으로 사료된다.

IP 구간에서의 평균 적분근전도는 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근에서 통계적으로 유의하게 증가하였으며, 최대 적분근전도에서는 대퇴이두근과 외측비복근에서 마우스가드를 착용한 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 통계적으로 유의하게 증가한 것으로 나타났다. 하지만 통계적으로 Type I 오류를 감소시키기 위해 Bonferroni correction을 실시하면 IP 구간에서의 외측비복근에 대한 평균 적분근전도는 통계적 유의차가 없는 것으로 나타났다.

Bosco와 Viitastlo (1982)는 착지동작 시 안정성과 균형을 유지하기 위해서는 하지 근육의 역할이 필수적이며, 특히 하지 관절의 신전근은 착지동작 시 발현되는 관절 회전력을 감소시키기 위해 근활성이 증가한다고 보고하였다. 또한 Devita와 Skelly (1992)의 연구에서는 착지동작 직후 신전근의 신장성 수축에 의한 부상 방지를 위해 굴곡근의 근육 활동이 증가한다고 보고하였다. 본 연구에서는 하지 관절의 신전근인 대퇴직근과 비복근이 드롭 착지동작 시 무릎관절의 굴곡과 발목관절의 배측굴곡에 따른 관절 회전력을 감소시키기 위해 신장성 수축을 수행하게 되는데, 이때 마우스가드 착용이 하지의 근력 향상에 영향을 미친다고 보고한 Hiro 등 (1997)의 연구와 같이 하지 관절 굴곡근인 대퇴이두근과 전경골근의 근육 활동은 마우스가드를 착용한 집단에서 미착용 집단에 비해 통계적으로 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 이는 마우스가드의 착용이 착지동작에 따른 안정성 유지 및 부상 방지를 위한 근육 조절에 기여하는 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 드롭 착지동작 시 마우스가드 착용 유무에 따른 하지 근골격계의 운동학적 및 운동역학적 변인을 비교 분석하는데 있다. 본 연구의 결과, 마우스가드를 착용한 집단에서 발목관절의 내반 모멘트가 상대적으로 증가하는 경향을 보였으며, IP 구간에서 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근의 근육활동은 마우스가드 착용 집단이 착용하지 않은 집단에 비해 유의하게 높은 것으로 나타났다. 이러한 결과를 통해 마우스가드 착용이 운동역학적 변인에 직접적인 영향을 발생시키지는 않지만 착지동작 시 근

육활동을 증가시켜 하지 관절의 안정성을 높이는 것으로 판단된다. 또한 이러한 근육활동의 증가는 부상 방지를 위한 근육조율에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

추후 연구에서 마우스가드의 착용이 운동역학적 변인에 미치는 영향을 보다 효과적으로 검증하기 위해서는 드롭 착지동작에 비해 외부 충격력이 극대화될 수 있는 접촉성(contact) 스포츠 동작에 대한 생체역학적 분석 연구가 이루어져야 할 것으로 판단된다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y., & Karara, H. M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close range photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.
- Badel, T., Jerolimov, V., Panduric, J., & Carek, V. (2007). Custom-made mouthguards and prevention of orofacial injuries in sports. *Acta medica Croatica*, 61(1), 9-14.
- Bosco, C., & Viitasalo, J. T. (1982). Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 22(7), 549-562.
- Cashmere, T., Smith, R., & Hunt, A. (1999). Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot & ankle international*, 20(2), 112-118.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). Gender differences in lower extremity kinetics, kinematics, energy absorption during drop landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Egret, C., Leroy, D., Loret, A., Chollet, D., & Weber, J. (2002). Effect of mandibular orthopedic repositioning appliance on kinematic pattern in golf swing. *International Journal Sports Medicine*, 23(2), 148-152.
- Gelb, H. (1985). *Clinical management of head, neck, and TMJ pain and dysfunction: a multi-disciplinary approach to diagnosis and treatment*. WB Saunders Company.
- Hiro, T., Ishii, T., Tomioka, T., Morita, Y., & Yamamoto, T. (1997). The characteristic of H-shape sport's mouth guard on athlete's physical capacity. 2. Effect on the leg power and golf performance. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 46(5), 445-451.
- Jo, S. C. (1999). Biomechanical analysis of bare foot landing and shod foot landing in drop jump. *The Korean Journal of Physical Education*, 38(3), 715-725.
- Kaufman, R. S. (1980). Case reports of TMJ repositioning to improve scoliosis and the performance by athletes. *The New York State Dental Journal*, 46(4), 206-209.
- Lee, J. W. (2011). *The effects of mouthguards on the athletic performance of elite taekwondo athletes*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate school of Kyung Hee university.
- Lim, B. O., Ryu, Y., & Kim, K. W. (2013). Effects of gymnasts shoes on risk factors of anterior cruciate ligament injuries during drop landing in female gymnasts. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(3), 219-223.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 491-498.
- McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7(2), 201-224.
- Newsome, P. R., Tran, D. C., & Cooke, M. S. (2001). The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 11(6), 396-404.
- Nigg, B. M., & Bobbert, M. (1990). On the potential of various approach in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 3-12.
- Nigg, B. M., & Cole, G. (2005). *Impact forces, soft tissue vibrations and muscle tuning*. Proceedings of the 2009 Fall International Conference of Korean Society of Sport Biomechanics, 1, 31-39.
- Tuli, T., Hächl, O., Hohlieder, M., Grubwieser, G., & Gassner, R. (2002). Dentofacial trauma in sport accidents. *General dentistry*, 50(3), 274-279.
- U. S. Department of Health and Human Services (1993). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives*. (DHHS Publication No. 91-100). Washington, DC: U.S. Government Printing Office.
- Wood, G. (1982). *Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics*. In R. L. Terjung (Eds.), *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10, 308-362. Lexington, MA: D.C. Heath and Company.