

골프 드라이브 스윙 시 압축 밴드를 적용한 기능성 의류가 신체의 운동역학적 변인에 미치는 영향

채원식¹ · 강년주¹

¹ 경북대학교 사범대학 체육교육과

The Effect of Wearing Spandex Wear with Compression Band on Biomechanical Parameters during a Golf Drive Swing

Woen-Sik Chae¹ · Nyeon-Ju Kang¹

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

Received 22 June 2011; Received in revised form 4 July 2011; Accepted 26 September 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine how spandex wear with compressive band affects biomechanical parameters during a golf swing. Nine male golf players, each with at least 6 years golf experience (handy 4.5±5.4), were recruited as the participants. Eight pairs of surface electrodes were attached to the left and right side of the body to monitor the pectoralis major(PM), external abdominal oblique(AO), erector spinae(ES), and vastus lateralis(VL). This study showed that the angular velocity of the club in EG were increased during the down swing phase but X-Factor and X-factor Stretch were reduced. Average and maximum nEMG (normalized EMG) values of the left AO(external abdominal oblique) were less in EG(experimental group) compared with CG(control group) during the back swing, whereas those of left PM(pectoralis major) in EG were greater than CG. It is more likely that EG performed effectively golf swing without excess muscle activity. Thus, the spandex wear with compressive band played an important role in improving swing performance with injury prevention. This has led to suggestions of the need for further kinetic and kinematic analyses to evaluate its function.

Keywords : Golf Drive Swing, Spandex Wear with Compressive Band, X-Factor, X-Factor Stretch, Electromyography

I. 서론

일반적으로 대부분의 골퍼들은 운동 상해가 거의 발생하지 않는 안전한 운동으로서 골프를 평생 스포츠의 표본이라고 생각한다. 그러나 많은 통계 자료에서 골프가 허리 부상의 잠재적 원인의 하나로 보고되고 있다(Lim & Shin, 2002). McCarroll와 Gioe (1982)은 남자 프로나 남자 아마추어 골퍼의 경우 가장 빈번한 운동 상해 부위가 허리로 나타났고 그 다음이 왼 손목,

어깨 순이라고 보고하였다. McHardy, Pollard와 Luo(2006)도 호주 아마추어 골프 선수의 부상이 허리, 팔꿈치, 전완, 어깨 및 상완 순이라고 하였으며, 이러한 상해의 가장 큰 원인은 잘못된 스윙 동작이며 이는 임팩트 순간에 많이 일어난다고 보고하였다. 또한 Wadsworth(2007)은 프로나 엘리트 선수들의 경우 과도한 연습 혹은 근육의 사용에 의해 골프 손상이 발생할 수 있다고 하였다.

X-factor는 백스윙의 최고 정점에서 영덩이와 어깨분절의 사이각을 말한다. 또한 X-factor stretch는 다운스윙의 최고 정점 이후 발생하는 최대 X-factor값을 의미하며, 이는 원활한 골프 스윙 동작과 직접적인 관련이 있다(Martin & Mottram, 2001; McLean, 1996; Cheetham). Cole와 Grimshaw(2009)는 엘리트 골프 선수의 경우 더 큰 X-factor값이 나타난다고 하였으며, McLean(2008)도 엘

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2009-327-G00147)
Corresponding Author : Nyeon-Ju Kang
Department of Physical Education, Kyungpook National University,
1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea
Tel : +82-53-950-7462 / Fax : +82-53-955-4235
E-mail : knj3771@hanmail.net

리트 골프 선수에게서 더 높은 X-factor stretch값이 나타난다고 보고하였다.

Jobe, Perry와 Pink(1989)는 남녀 프로골퍼 스윙 시 어깨 회전에 관한 근전도 연구에서 남자는 임팩트와 팔로우 스루, 여자는 백스윙과 다운스윙에서 어깨 근육의 활동이 활발히 일어난다고 하였다. 특히 어깨 근육 중 극하근과 극상근이 주된 활동을 보인다고 하였으며, 다운스윙 시에는 광배근, 임팩트 시에는 대흉근과 견갑하근, 팔로우 스루 시에는 전방 삼각근이 중요하게 활동한다고 보고하였다. Kim(1997)은 골프 임팩트 시 근전도 분석 연구에서 임팩트 시점의 상체 주동근은 좌·우 삼각근, 이두근, 좌측 승모근, 우측 대흉근 순으로 나타났다고 보고하였다. 그의 연구에 따르면 숙련자의 경우에는 우측 대흉근의 활동이, 초보자의 경우는 좌측 대흉근의 활동이 크게 나타났다고 밝혔다. 또한 초보자의 경우 전반적으로 근전도가 높게 나타났는데 강한 스윙이 반드시 높은 근전도를 나타낸다고 할 수 없기 때문에 임팩트의 타이밍과 주동근의 작용이 원활히 일어날 때 부드럽고 간결한 스윙이 되어 비거리가 향상된다고 보고하였다.

Kim(2008)은 Iron Shot 시 미숙련자는 다운 스윙 시 좌측 광배근에서 숙련자에 비해 높은 근육 활동을 보였다고 하였으며, 피니시 동작 시 우측 광배근, 요측수근굴근에서 숙련자에 비해 과도한 근육활동을 나타냈다고 보고하였다. 이러한 비효율적인 근육 동원은 무리한 힘을 발생시킬 수 있기 때문에 부상유발의 가능성을 증대시킨다(Stockard, 2001). 따라서 이와 같은 부상을 방지하기 위해서 Parziale와 Mallon(2006)은 근육의 강화 및 유연성을 증가시키고 잘못된 스윙을 교정해야 한다고 보고하였다.

골프 스윙에 따른 부상 가능성을 줄이고, 스윙 퍼포먼스를 향상시키기 위해 최근 들어 많은 골프 선수들이 기능성 의류를 착용하고 있다. 이는 기능성 의류가 운동을 쾌적하게 해주고 운동능력을 향상시켜 주는데 도움이 되기 때문이다. 운동을 하게 되면 당연히 체온이 상승하고 땀이 발생하는데, 땀을 빨리 피부로부터 격리하고 빠르게 옷의 겉면으로 운반하여 옷의 겉면에서 이를 증발하게 함으로써 인체가 덥다고 느끼지 않게 하는 것이다.

기능성 의류의 기계적 특성은 섬유 길이 방향의 높은 인장강도, 내마찰성, 유연성 등 섬유 방향에 따른 분자의 배향 혹은 결정화에 의해 나타난다(Kwon과 Kouh, 2002). 이러한 기능성 의류의 특성을 기반으로 개발되어진 기능성 수영복 등과 같은 다양한 소재의 기능성 의류들은 실제 경기력 향상에 기여하고 있다. Song(2007)은 야구 투수를 위한 스포츠 의류에 테이핑 요법을 적용하였다. 프로야구 우완 투수 5명을 대상으로 어깨의 근력 및 근 지구력을 측정하고 분석한 결과 테이핑 요법이 적용된 의류를 착용한 경우 일반 스포츠 의류를 착용한 경우에 비하여 투수들의 근력과 근 지구력 평균값이 더 높았으며, 심

리적인 근육 통증 완화 효과 및 근육 피로도 감소 효과가 있다고 보고하였다. Doan et al.(2003)은 신축성 기능성 의류가 근육 진동을 감소시켜 조직 내 부상 유발 가능성을 감소시켜준다고 하였다. 또한 의류의 탄성은 각 굴곡 또는 신전 동작의 회전력을 향상시킴으로써 운동수행력을 향상시킬 수 있다고 보고하였다. 최근 개발된 골프 기능성 의류의 경우 기존의 소재이외에 특수 밴드를 주요 근육군에 부착하여, 골프 스윙 시 자세 유지 및 근육의 원활한 움직임에 도움을 줄 수 있다고 하였다.

기존의 선행연구에 따라 테이핑의 신축성과 유사한 압축 밴드를 적용한 기능성 의류가 적절한 골프 스윙 동작을 유발시키고, 이때 활성화되는 근육을 안정적으로 조절하여 근육 진동을 감소시킬 수 있다면 골프 스윙에 따른 부상예방에 효과적일 것으로 판단된다. 또한 기능성 의류가 최적의 근육활동을 유발시켜 골프 스윙의 수행력 향상에도 기여할 수 있을 것으로 기대된다. 따라서 본 연구의 목적은 골프 드라이브 스윙 시 압축밴드를 적용한 기능성 의류가 부상예방 및 골프스윙 수행력 향상과 관련된 신체의 운동역학적 변인(biomechanical parameters)에 미치는 영향을 살펴봄으로써 그 효과성을 검증하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자




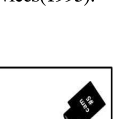
본 연구를 위해 근골격계에 이상이 없으며 골프 경험이 최소 6년 이상된 K대학 골프선수 9명(handy cap 4.5±5.4)을 피험자로 선택하였으며, 피험자는 실험에 앞서 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동은 실험 4주 전부터 금지하였다. 이들의 평균 연령은 22.9±2.2 yrs, 신장은 177.0±4.4 cm, 체중은 78.8±9.6 kg 이었다.

2. 실험 장비

골프 드라이브 스윙 동작의 운동학적 변인을 분석하고, 주요 시점과 근전도 자료의 정확한 동조를 위해 디지털 캠코더(MotionMaster100, Visol Inc., 200 Hz, 1/750 sec) 6대를 설치하였다. 영상 분석을 위해 좌우 손목 관절, 팔꿈치 관절, 어깨 관절, 발 끝, 발뒤꿈치, 발목 관절, 무릎 관절, 고관절에 19개, 골프 그립과 클럽헤드에 2개의 발광마커를 각각 부착하였다.

McHardy와 Pollard(2005)가 제시한 선행연구에 따라 골프 스윙 실험 시 근전도 측정을 위해 좌·우 대흉근, 외복사근, 척추기립근, 외측광근에 8쌍의 표면전극(QEMG8, Laxtha, Korea, gain = 1,000, input impedance > 10¹²Ω, CMRR > 100 dB, sampling rate = 1024 Hz)을 부착하였고, 접지전극은 상전장골극에 부착하였

Table 1. Electrode placements

Muscle	Electrode placement*	
Pectoralis major (RM)	2 cm below the clavicle, medial to the axillary fold	
External abdominal oblique (AO)	lateral to the rectus abdominis directly above the anterior superior iliac spine (ASIS)	
Erector spinae (ES)	2 cm from the spine over the muscle mass	
Vastus lateralis (VL)	25% of distance between ASIS and lateral knee joint space from ASIS	

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

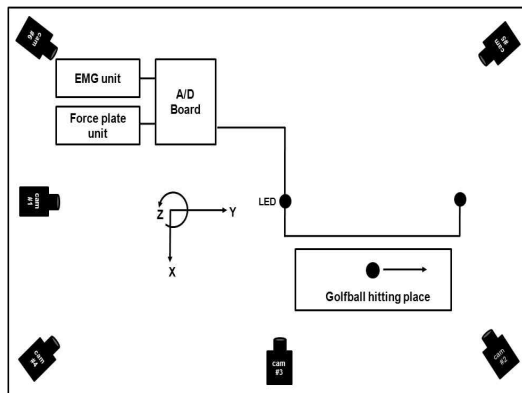


Figure 1. Experimental Setup

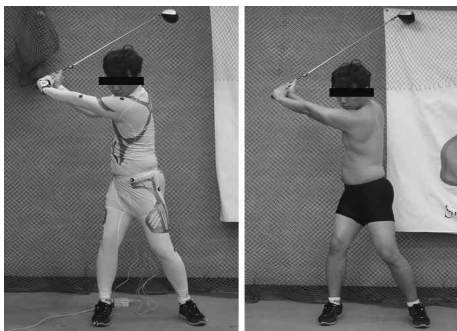


Figure 2. Golf swing with two different conditions

다<Table 1>. 디지털 캠코더와 근전도 기기 사이의 동조를 위해 자료수집 시 5볼트의 신호를 1대의 LED(a light-emitting diode)에 보내고 동시에 근전도 측정기와 연결된 A/D board에 외부 신호가 전달되는 동조 유닛(Visol Inc, Korea)을 사용하였다(Figure 1).

자료 수집 전 피부 임피던스(skin impedance)를 최소화하기 위해 알코올을 사용하여 피부 표면을 세척한 후 면도기로 피부 의피층의 털을 제거하였다(Cram, Kasman & Holtz, 1998). 기능

성 의류 착용 시 표면전극을 먼저 부착한 후 의류를 착용하였으며, 골프스윙에 따른 무브먼트 아티팩트(movement artifact)를 최소화하기 위해서 의료용 테이프를 이용하여 근전도 와이어를 피부에 고정시켰다. 기능성 의류의 착용과 데이터 자료 수집 간 표면전극으로부터의 신호 간섭으로 인한 노이즈를 줄이기 위해 오실로스코프에서 실시간 근전도 자료를 감시하였으며 이때 자료는 5초간 수집되었다.

본 연구에서는 특정 부위에 테이핑 원리와 유사한 압축 밴드가 적용된 골프용 기능성 의류(techfit powerweb, Adidas)를 피험자의 체형적 특성에 맞게 착용하였다(Figure 2). 기능성 의류의 좌우 어깨, 등, 복부, 대퇴 및 하지에는 압축 밴드(thermoplastic polyurethane; TPU)가 부착되어 있으며, 클라이마쿨(ClimaCool) 소재가 적용되어 있다. 각 피험자는 골프 드라이브 스윙 시 자신이 사용하는 드라이버 클럽을 사용하였다.

3. 실험 절차

연구 대상자들은 실험에 들어가기 전 실험 환경 하에서 30분간 충분히 워밍업 및 연습을 실시하였다. 워밍업이 완료된 후 연구 대상자는 기능성 의류 착용 유무에 따른 두가지 조건 속에서 각각 3번씩 스윙을 실시하였다. 기능성 의류의 착용과 미착용 순서는 무작위 순으로 실시하였으며, 연속적인 골프 스윙에 따른 피험자의 피로 유발을 방지하기 위해 조건 사이에 약 5분간의 휴식을 취하였다. 매 스윙마다 피험자 및 골프 지도자의 평가를 통해 3회의 수행 중 가장 우수한 스윙동작과 목표 지점에 정확히 도달한 1회를 선택하여 분석하였다.

4. 자료 분석

1) 주요 시점 및 구간 설정

골프 드라이브 스윙 동작은 8개의 주요 시점과 7개의 주요 구간으로 설정하였다(Figure 3).

2) 동작 분석

3차원 동작 분석은 Kwon3D program ver. 3.10을 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 8 Hz로 설정하였다.

동작분석을 통한 운동학적 변인은 Kim(2010)이 제시한 방법에 따라 분석하였다. X-factor값은 오른쪽 어깨의 좌표를 A (x_1, y_1, z_1), 왼쪽 어깨의 좌표를 B (x_2, y_2, z_2)로 임의의 좌표를 선정하고, 오른쪽 골반의 좌표를 P (x_1, y_1, z_1), 왼쪽 골반의 좌표를

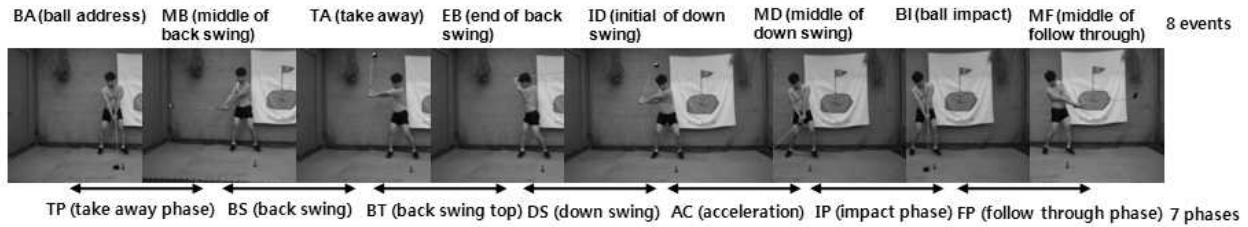


Figure 3. Critical events and phases

$Q(x_2, y_2, z_2)$ 로 임의의 좌표를 선정하여, $\overrightarrow{AB}(x_2-x_1, y_2-y_1, z_2-z_1)$ 와 $\overrightarrow{PQ}(x_2-x_1, y_2-y_1, z_2-z_1)$ 를 구한 후, 각각의 $\overrightarrow{AB}(a_x, a_y, a_z)$ 와 $\overrightarrow{PQ}(b_x, b_y, b_z)$ 를 XY평면상에 정투영한 값을 벡터의 내적을 이용해 산출하였다. X-factor Stretch값은 산출한 X-factor 값 중 다운스윙 초기 시 가장 높게 나타나는 값으로 설정하였다.

3) 근전도 분석

근전도 데이터는 Telescan ver. 2.85(Laxtha, Korea)를 사용하여 350 Hz의 저역 통과 필터링과 10 Hz의 고역 통과 필터링을 실시하여 노이즈를 최소화하였다. 또한 정파정류 처리 후 다이내믹 무브먼트 사이클(Dynamic Movement Cycle; DMC) 내 최대 근전도값에 대하여 아래의 공식을 사용하여 표준화하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{trial}}{EMG_{DMC}}$$

EMG_{trial} 는 실제 골프 스윙 시 근전도치이며, EMG_{DMC} 는 골프 드라이브 스윙 동작 사이에 발생되어진 최대 근전도값을 의미한다.

5. 통계 처리

주요 시점 시 클럽의 각속도, X-factor, X-factor Stretch, 각 근육의 표준화된 최대 및 평균 근전도값의 평균과 표준편차를 계산하였다. 기능성 의류 착용유무에 따른 통계적 유의성을 검증하기 위해 SPSS 17.0을 이용하여 대응표본 t검증(paired t-test)을 실시하였으며, 이때 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 클럽의 각속도

클럽의 각속도는 전체적으로 두 집단 간 통계적인 유의차는 나타나지 않았다. 하지만 다운 스윙 중 가속 구간을 포함하는 MD와 BI 시점에서 EG의 클럽 각속도가 증가하는 경향을 보였다(Table 2).

Table 2. The angular velocity of the club (unit: deg)

	CG	EG
BA	-48.6 (77.0)	-10.2 (14.8)
MB	-292.5 (35.7)	-288.7 (27.1)
TA	-531.9 (121.6)	-530.9 (121.1)
EB	23.3 (19.9)	17.5 (28.8)
ID	1530.3 (140.5)	1494.2 (153.9)
MD	1656.4 (76.8)	1674.9 (95.5)
BI	1729.8 (56.5)	1736.7 (67.6)
MF	1050.2 (70.5)	1094.8 (118.1)

Note. CG : control group, EG : experimental group(wearing spandex wear with compression band)

2. X-Factor, X-Factor Stretch

X-factor의 경우 전체적인 스윙 국면에서 집단 간 유의차는 발생하지 않았으며, EB 시점에서는 EG가 CG에 비해 감소하는 결과를 보였다. EB 시점 이후에 발생하는 X-factor stretch의 경우에도 EG가 CG에 비해 감소하는 결과를 보였다(Table 3).

Table 3. The angular velocity of the club (unit: deg)

	CG	EG
BA	-1.9 (6.1)	-5.7 (7.8)
MB	16.8 (6.2)	20.2 (10.5)
TA	39.4 (6.6)	39.8 (10.8)
EB	69.6 (7.6)	67.2 (9.5)
X-factor stretch	69.8 (7.5)	68.4 (8.6)
ID	40.8 (9.3)	48.3 (9.9)
MD	30.0 (9.5)	36.5 (9.9)
BI	20.1 (9.4)	24.7 (6.8)
MF	-11.5 (8.5)	-8.4 (16.2)

Table 4. Normalized EMG in the TP (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	3.9 (2.0)	2.5 (1.3)	23.4 (20.8)*	13.6 (12.8)*
R. PM	1.6 (0.6)	1.7 (0.9)	7.9 (2.9)	9.2 (5.1)
L. AO	9.1 (6.9)*	3.7(2.5)*	43.4 (28.6)*	19.0 (13.0)*
R. AO	1.7 (0.8)	1.3 (1.0)	8.5 (3.8)	6.7 (5.1)
L. ES	4.8 (2.5)	3.4 (1.3)	22.6 (10.5)	16.9 (7.6)
R. ES	5.5 (3.1)	4.6 (2.3)	26.6 (16.0)	23.5 (12.8)
L. VL	2.1 (1.5)	1.5 (0.9)	10.2 (5.2)	7.8 (4.4)
R. VL	3.0 (1.5)	3.9 (3.5)	15.2 (8.7)	18.6 (15.5)

Note. *significant difference between CG and EG ($p<.05$)

Table 5. Normalized EMG in the BS (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	6.5 (8.4)	3.2 (3.0)	19.0 (30.4)	10.5 (7.5)
R. PM	2.2 (1.5)	1.5 (0.9)	5.7 (4.0)	5.3 (3.6)
L. AO	23.1 (28.6)	6.2 (4.3)	43.1(28.4)*	25.4 (21.0)*
R. AO	4.2 (5.2)	2.2 (1.1)	8.5 (4.3)	7.4 (3.9)
L. ES	5.5 (5.5)	3.8 (3.0)	15.8 (12.5)	14.3 (12.1)
R. ES	10.1 (9.8)	7.0 (3.2)	24.3 (14.4)	27.6 (12.1)
L. VL	3.4 (2.0)	2.9 (1.7)	12.7 (9.8)	14.4 (8.4)
R. VL	6.6 (7.8)	4.1 (3.0)	15.7 (19.1)	15.2 (10.2)

Note. *significant difference between CG and EG($p<.05$)

Table 6. Normalized EMG in the BT (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	4.6 (3.9)	4.1 (6.7)	29.7 (35.1)	17.8 (26.5)
R. PM	2.1 (1.2)	2.0 (1.0)	8.9 (4.1)	13.6 (10.2)
L. AO	19.8 (10.0)*	8.4 (5.0)*	72.5 (36.6)*	35.2 (27.7)*
R. AO	3.2 (1.6)	2.8 (1.6)	15.2 (11.1)	10.9 (6.6)
L. ES	2.8 (0.9)	2.4 (0.9)	14.3 (7.2)	10.7 (4.7)
R. ES	6.0 (3.1)	5.6 (2.5)	26.8 (14.2)	27.1 (13.1)
L. VL	3.4 (1.7)	3.3 (1.4)	17.8 (8.0)	16.8 (6.3)
R. VL	4.1 (2.9)	4.8 (3.5)	16.5 (8.4)	31.1 (30.3)

Note. *significant difference between CG and EG($p<.05$)

3. 백스윙 구간 시 근전도값

TP(ball address-middle of back swing)에서는 좌측 외복사근의 경우 EG (experimental group; wearing spandex wear with compression band)의 평균 및 최대 근전도값이 CG(control group)에 비해 통계적으로 유의하게 감소되는 결과를 보였다. 좌측 대흉근의 경우에도 EG의 최대 근전도값이 CG에 비해 통계적으로 유의하게 감소하는 결과를 보였다<Table 4>. BS(middle of back swing-take away)에서는 좌측 외복사근의 최대 근전도값에서 EG가 CG에 비해 통계적으로 유의하게 감소하였다. 또한 통계적인 유의치는 발생하지 않았지만, 좌측 대흉근과 외복사근의 경우 EG가 CG에 비해 상대적으로 낮은 근전도값이 나타났다<Table 5>. BT(take away~end of back swing)에서도 좌측 외복사근의 평균 및 최대 근전도값이 EG가 CG에 비해 통계적으로 감소하는 결과를 보였다. BS에서와 마찬가지로 통계적인 유의성은 없었지만 좌측 대흉근에서 EG가 CG에 비해 상대적으로 낮은 근전도값을 보였다(Table 6).

4. 다운스윙 구간 시 근전도값

다운스윙 초기인 DS(end of back swing~initial of down swing)에서는 좌측 외복사근의 최대근전도값이 EG가 CG에 비해 통계적으로 유의하게 감소하는 결과를 보였다<Table 7>. AC(initial of back swing~middle of down swing)에서는 대부분의 근육에서 좌·우측 모두 EG가 CG에 비해 상대적으로 감소하는 결과를 보였다. 하지만 좌측 대흉근의 경우에는 EG가 상대적으로 증가하는 결과를 보였다<Table 8>. IP(middle of down swing~ball impact)에서는 좌측 대흉근의 평균 근전도값이 EG가 CG에 비해 통계적으로 유의하게 증가하는 결과를 보였으며, 통계적인 유의성은 없었지만, 최대 근전도값의 경우에도 상대적으로 증가하는 결과를 보였다.

Table 7. Normalized EMG in the DS (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	9.2 (8.6)	9.1 (8.1)	38.8 (29.5)	36.5 (25.1)
R. PM	13.7 (6.7)	22.1 (25.5)	60.8 (29.3)	56.6 (31.2)
L. AO	15.4 (8.3)	16.9 (21.4)	57.3 (26.5)*	37.1 (28.6)*
R. AO	11.0 (5.4)	16.4 (23.6)	36.7 (19.3)	31.9 (19.4)
L. ES	5.4 (2.0)	5.8 (4.4)	31.3 (17.2)	21.1 (11.5)
R. ES	10.6 (7.3)	15.9 (23.5)	54.3 (26.5)	46.1 (27.3)
L. VL	14.9 (5.0)	17.8 (14.8)	78.6 (22.9)	78.9 (28.6)
R. VL	8.9 (7.1)	14.3 (19.0)	36.8 (25.1)	40.5 (28.9)

Note. *significant difference between CG and EG($p<.05$)

Table 8. Normalized EMG in the AC (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	22.1 (8.0)	24.1 (9.0)	62.0 (28.5)	71.3 (25.6)
R. PM	24.4 (12.7)	19.5 (9.2)	71.3 (31.4)	57.8 (28.5)
L. AO	17.2 (7.7)	11.6 (8.0)	50.9 (26.0)	33.9 (21.5)
R. AO	17.4 (10.8)	11.2 (7.9)	43.6 (25.9)	31.8 (26.2)
L. ES	23.8 (10.2)	17.6 (8.0)	69.4 (29.1)	50.8 (30.2)
R. ES	22.0 (11.7)	17.7 (9.6)	62.6 (33.8)	52.3 (29.0)
L. VL	28.1 (7.3)	28.5 (6.5)	85.7 (18.7)	78.0 (15.0)
R. VL	22.7 (9.1)	21.3 (10.3)	68.9 (21.4)	68.9 (26.3)

Table 9. Normalized EMG in the IP (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	26.7 (9.3)*	36.7 (12.0)*	71.6 (25.9)	82.0 (21.8)
R. PM	29.4 (12.1)	22.4 (10.6)	69.0 (22.8)	57.6 (26.9)
L. AO	17.4 (9.0)	14.8 (10.6)	47.1 (19.9)	33.0 (23.4)
R. AO	18.3 (8.2)	15.5 (16.2)	48.6 (22.5)	38.5 (25.8)
L. ES	19.9 (8.7)	16.7 (10.8)	54.6 (20.4)	46.1 (25.9)
R. ES	21.0 (11.3)	17.2 (12.0)	56.2 (31.6)	50.0 (30.8)
L. VL	22.3 (13.6)	22.1 (11.9)	60.3 (37.2)	62.1 (30.4)
R. VL	30.6 (10.5)	22.2 (11.2)	72.9 (23.9)	62.4 (26.9)

Note. *significant difference between CG and EG($p < .05$)

Table 10. Normalized EMG in the FP (unit: %DMC)

	Average		Maximum	
	CG	EG	CG	EG
L. PM	23.5 (8.0)*	30.9 (12.8)*	62.9 (20.3)*	79.8 (20.0)*
R. PM	26.8 (11.7)	21.5 (7.0)	74.6 (23.3)	64.8 (26.7)
L. AO	18.5 (7.5)	16.2 (11.7)	51.8 (23.9)	37.8 (19.1)
R. AO	23.4 (11.7)	23.6 (14.5)	65.2 (26.2)	56.9 (31.8)
L. ES	24.4 (7.8)	20.5 (10.8)	77.0 (27.7)*	55.3 (28.5)*
R. ES	18.4 (10.8)	16.1 (5.6)	53.8 (24.0)	53.4 (29.5)
L. VL	17.1 (8.5)	19.4 (8.8)	56.2 (27.3)	58.9 (25.4)
R. VL	24.3 (13.7)	21.2 (12.7)	70.3 (26.3)	63.6 (24.0)

Note. *significant difference between CG and EG($p < .05$)

5. 팔로우 스로우 구간 시 근전도값

볼 임팩트 이후 팔로우 스로우 초기 구간인 FP(ball impact~middle of follow through)에서는 좌측 대흉근의 경우 EG가 CG에 비해 평균 및 최대 근전도값에서 통계적으로 유의하게 증가하는 결과를 보였다. 하지만 왼쪽 척추기립근의 경우에는 EG의 최대 근전도값이 CG에 비해 통계적으로 유의하게 감소하였다(Table 10).

IV. 논 의

골프 드라이브 스윙 동작 시 클럽의 각속도는 두 집단 간 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 다운 스윙 시 가속 구간인 MD와 BI 시점에서 기능성 의류를 착용한 집단(EG)이 CG보다 증가하였다. 반면 EG의 X-Factor는 EB 시점에서 상대적으로 감소하였으며 X-Factor Stretch의 경우에도 CG에 비해 감소하는 결과가 나타났다. Myers et al.(2008)은 골프 스윙 시 수축 및 이완 구간을 활용하여 어깨와 엉덩이가 이루는 각을 최대로 함으로써, 비거리를 증대시킬 수 있다고 보고하였다. 하지만 Gluck et al.(2007)의 경우에는 어깨와 엉덩이가 이루는 각의 증가는 신체의 과도한 변형을 일으켜 허리 통증을 유발시킬 수 있는 잠재적인 원인이 될 수 있다고 보고하였다. 따라서 본 실험에 적용된 기능성 의류는 수동적인 허리 회전운동이 일어난 시점인 EB 시점에서는 과도한 X-Factor와 X-Factor Stretch를 줄임으로써 허리 부상을 예방하는데 기여할 수 있을 것으로 생각되어진다. 또한 능동적인 허리 회전운동이 일어나는 EB 시점 이후에는 골프 클럽의 각속도가 상대적으로 증가한 것으로 볼 때 기능성 의류가 원활한 골프스윙에 도움이 되는 것으로 사료되어진다.

골프 드라이버 스윙에 대한 근전도 분석 결과 백스윙 전체 구간(TP, BS, BT) 시 EG에서 좌측 외복사근의 최대 및 평균근전도값이 통계적으로 유의하게 감소하는 경향을 보였다. 좌측 대흉근의 경우 TP에서는 EG가 CG보다 통계적으로 유의하게 감소하였으며, BS, BT에서도 좌측 대흉근을 포함한 대부분의 좌측 근육에서 통계적 유의성은 없었지만 EG의 근전도값이 감소하는 결과를 보였다.

Mchardy와 Pollard(2005)는 골프 스윙에 대한 근전도 연구에서 오른손잡이 골프선수들의 경우 백스윙 시 왼쪽 외복사근에서 근활성도가 가장 활발히 나타난다고 보고하였다. 백스윙 시 몸통 회전을 유발하기 위해 주로 수축하는 근육은 외복사근이며, 골프 선수에게서 가장 빈번히 발생하는 부상 부위는 연부 조직(soft tissue)이다. 따라서 외복사근과 백스윙 동작을 유발할

때 지배적으로 활동하는 좌측의 근육들에서 기능성 의류를 착용하였을 때 낮은 근활성도를 보였다라는 것은 압축 밴드를 적용한 기능성 의류가 과도한 근육활동을 억제하여 부상예방을 하는데 긍정적인 기여를 할 수 있을 것으로 사료된다.

다운 스윙 시 EG의 좌측 대흉근의 근활성도가 가속구간인 AC와 팔로우 스로우 구간인 FP에서 증가하는 경향을 보였으며, 나머지 대부분의 근육은 상대적으로 감소하는 경향을 보였다. 다운 스윙의 경우에는 백스윙과 반대로 빠른 스윙 속도와 강한 타구를 보내기 위해 더 높은 근활성도가 요구되어 진다. 특히 좌측 대흉근은 전체 스윙 동작 중 가속구간과 불임팩트 이후 초기 팔로우 스로우 시 가장 활발한 근활성도를 보이는 근육이다(Mchardy & Pollard, 2005).

Doan et al.(2003)은 강한 신축성을 지닌 기능성 의류는 근육의 과도한 진동을 억제함으로써 연부조직의 손상을 방지할 수 있다고 보고하였다. Kim(2008)은 다운 스윙 시 미숙련자의 좌측 광배근, 피니시 동작 시 우측 광배근, 요측수근굴근에서 숙련자보다 과도한 근육활동이 나타나며, 이러한 비효율적인 근육 동원은 무리한 힘을 발생시킬 수 있기 때문에 부상유발의 가능성을 증대시킨다고 Stockard(2001)은 보고하고 있다. 따라서 본 연구의 결과를 볼 때 압축밴드를 활용한 기능성 의류의 착용이 Mchardy와 Pollard(2006)가 제시한 선행연구와 같이 스윙 속도에 결정적인 영향을 미칠 수 있는 좌측 대흉근의 높은 근활성도는 유발시켜 스윙 퍼포먼스를 향상시키고, 다른 근육의 근활성도를 감소시킴으로써 부상유발을 예방할 수 있는데 기여할 수 있을 것으로 판단된다.

V. 결론

본 연구의 목적은 골프 드라이브 스윙 시 압축밴드를 적용한 기능성 의류가 부상예방 및 골프스윙 수행력 향상과 관련된 신체의 운동역학적 변인(biomechanical parameters)에 미치는 영향을 살펴봄으로써 그 효과성을 검증하는데 있다. 이를 위해 골프클럽의 각속도, X-factor, X-factor stretch, 주요 근육에 대한 평균 및 최대 적분근전도값을 산출하였다. 본 연구의 결과 기능성 의류를 착용하였을 때 다운스윙 시 가속구간에서 골프클럽의 속도 증가와 백스윙 탑에서 X-Factor가 감소하였는데 이는 실제 운동부상 예방 가능성을 줄여주면서 스윙 퍼포먼스를 향상시키는데 기능성 의류가 긍정적인 기여를 하는 것으로 판단된다. 또한 실제 동작 측면 이외에도 근활성도 변화 패턴을 살펴볼 때 스윙 속도의 증가를 위해 주로 동원되는 좌측 대흉근에서 높은 결과를 보이고 불필요한 근육군에서는 낮은 근활

성도를 보여, 이는 기능성 의류가 골프 스윙 시 활성화되는 근육군에 대해서 안정적인 보조 역할을 하는 것으로 나타났다.

이와 같이 기능성 의류에 대한 골프 스윙의 수행력 향상과 부상예방이라는 서로 상충될 수 있는 기능성 의류의 효과에 대해 객관적 자료를 도출함으로써 개인에게 적합한 기능성 의류를 개발할 수 있을 것으로 판단된다. 또한 본 연구를 통해 골프 기능성 의류의 착용이 단순히 원활한 통풍 혹은 좋은 착용감만을 위한 것이 아니라 과학적으로 스윙 궤적을 올바르게 가져가는데 도움을 줄 수 있는 개선된 스포츠 의류 개발에 활용될 수 있을 것이다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & 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.
- Cheetham, P. J., Martin, P. E., Mottram, R. E., & St. Laurent, B. F.(2001). *The Importance of Stretching the "X-Factor" in the Downswing of Golf: "X-Factor Stretch" In: Optimizing Performance in Golf*. P. R. Thomas(Ed). Australian Academic Press. 192-199.
- Cole, P. H., & Grimshaw, P. N.(2009). The X-factor and its relationship to golfing performance. *Journal of Quantitative Analysis in Sport*, 5, 1-9.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J.(1998). *Introduction to Surface Electromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers, Inc.
- Doan, B. K., Kwon, Y. H., Newton, R. U., Shim, J. K., Popper, E. M., Rogers, R. A., Bolt, L. R., Robertson, M., & Kraemer, W. J.(2003). Evaluation of a lower-body compression garment. *Journal of Sports Sciences*, 21, 601-610.
- Gluck, G. S., Bendo, J. A., & Spivak, J. M.(2007). The lumber spine and low back pain in golf: A literature review of swing biomechanics and injury prevention. *The Spine Journal*, 7, 1-11.
- Jobe, F. W., Perry, J., & Pink, M.(1989). Electromyographic shoulder activity in men and women professional golfers. *American Journal of Sports Medicine*, 17(6), 782-787.
- Kim, C. W.(1997). *EMG Analysis of the Impact on Golf Swing*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Dong-A University.
- Kim, K. J.(2008). A comparative analysis of IEMG of skilled

- hands and beginners of golf on the frequent injuring areas from Iron shot. *Exercise Science : Official Journal of the Korea Exercise Science Academy*, 17(1), 95-104.
- Kim, Y. S.(2010). *Analysis of Pelvis Movement, Triple X-Factor and O-Factor during a Golf Driver Swing*. Unpublished Doctoral Thesis, Graduate School of Konkuk University.
- Kwon, O. K., & Kouh, J. O.(2002). High quality textiles and sports wear. *Journal of the Korean Society of Clothing Industry*, 4(5), 421-431.
- Lim, Y. T., & Shin, I. S.(2002). Comparison of lumbar spinal loads between injured and non-injured players during a golf swing. *International Journal of Human Movement Science*, 41(3), 509-517.
- McCarroll, J. R., & Gioe, T. J.(1982). Professional golfers and the price they pay. *The Physician and Sports Medicine*, 10(7), 64.
- McLean, J.(1996). *The X-Factor Swing*. Harper Collins Publishers: Newyork.
- McLean, J.(2008, January). *Triple-XFactor*. Three moves today's tour players use to drive the ball super-long, and how to make them work for you. Retrieved July 25, 2009, from http://www.golfdigest.com/instruction/swing/2008/01/mclean_xfactor.
- McHardy, A., & Pollard, H.(2005). Muscle activity during golf swing. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 799-804.
- McHardy, A., Pollard, H., & Luo, K.(2006). One-year prospective study on golf injuries in Australian amateur golfers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(1), 28.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y. S., Sell, T., Smoliga, J., & Jolly, J.(2008). The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sport Science*, 26, 181-188.
- Parziale, J. R., & Mallon, W. J.(2006). Golf injuries and rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(3), 589-607.
- Song, M. H.(2007). *Study on a Design Prototype of Muscle Reinforcing Sportswear for Baseball Pitchers Based on Taping Therapy*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Yonsei University.
- Stockard, A. R.(2001). Elbow injuries in golf. *Journal of American Osteopathic*, 101(9), 509-516.
- 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.
- Wadsworth, L. T.(2007). When golf hurt: musculoskeletal problems common to golfers. *Current Sports Medicine Report*, 6(6), 362-365.