

골프 스윙시 하지의 운동역학적 분석

장재관¹ · 류재균²

¹경희대학교 체육대학 골프산업학과, ²경희대학교 체육대학 스포츠지도학과

Kinetic Analysis of the Lower Body Joints on Golf Swing

Jae-Kwan Chang¹ · Jae-Kyun Ryu²

¹Department of Golf Management, College of Physical Education, Kyunghee University, Yongin, Korea

²Department of Coaching, College of Physical Education, Kyunghee University, Yongin, Korea

Received 8 November 2014 Received in revised form 15 December 2014 Accepted 29 December 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate joint torques of lower body segments on professional golfers. Three dimensional swing analysis was conducted on the seven subjects. Each subject was asked to swing with 45 inches of Callaway driver, where two force plates (9286AA, Kistler, Switzerland) were built, with his normal speed and tempo. The resultant joint moments of the lower extremities were computed using the kinematic variables of the segments, anthropometric measures and the ground reaction force data by inverse dynamics method. Based on the results of this study, the following conclusions were drawn; It was found that the left ankle joint torque at 3rd phase was increased toward extension on the X-axis and abduction on the Y-axis. The left knee joint torque was alternated from flexion to extension direction in order to lower down the body weight at the beginning of the downswing. The lumbar joint torque was alternated from flexion to extension in order to speed up the upper body rotation which could increase the club head speed ultimately

Keywords : Golf, Joint Torque, Ground Reaction Force, Impact

I. 서 론

현장에 있는 골퍼지도자들은 골프 스윙시 체중이동을 매우 중요시하게 여기고 있으며 임팩트시 왼쪽 발로 체중을 이동하는 것이 클럽헤드의 스피드를 낼 수 있는 필수 요소로 강조하고 있다. 그러나 스윙시 체중이동에 관한 이러한 일반적인 내용은 과학적인 연구결과와 서로 다른 경우가 많은 것으로 알려져 있다(Park, Youm, Seo & Seo, 2007).

골프스윙에서 신체의 움직임은 스탠스가 지면에 고정되어 있기 때문에 직선운동보다는 회전운동이 신체를 보

다 더 효율적으로 움직일 수 있고, 다운스윙 시에 골프클럽은 신체의 축을 중심으로 회전되어 큰 클럽헤드의 스피드를 낼 수 있다고 하였다(So, 1998). 그동안 볼의 비행거리와 직접적인 연관이 있는 클럽헤드 스피드는 상체와 하체의 회전각 차이(X-Factor)를 이용한 운동학적인 연구(Mclean, 1992; McTeigue, 1994; Cheetham, Mottram, Martin & Laurent, 2000; DeNunzio, 2007; Mayers, et al., 2008)와 지면반력을 이용한 하체의 운동역학적인 연구로 양분화 되어왔다(Ahn, Lee, Kim, You & Chung, 1999; Lee, 1998). 지면반력을 이용한 최근의 연구를 살펴보면 Hur, Moon과 Lim (2005)은 임팩트 순간에 균형을 유지하기 위한 올바른 체중이동 경로의 특성을 분석하였고, Park 등 (2007)은 변이가 낮은 GRF 성분과 지면반력 타입을 구분하였다. 그리고 Sung (2007)은 클럽 길이 변화에 따른 지면반력을 조사하였으며, 최근에는 족저 압력 측정기를 사용하여 체중 이동시 발에 미치는 수직력과 하중의 분포 변화에 관

이 논문은 장재관(2010)의 박사학위논문 중 일부를 발췌한 논문임.
Corresponding Author: Jae-Kwan Chang
Department of Golf Management, Kyunghee University, 1732
Deogyong-daero, Giheung-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do, Korea
Tel : +82-31-201-3766 Fax: +82-31-204-8117
E-mail: jchanggolf@khu.ac.kr

한 연구(Park, 2002; Lim, 2004; Lee, J. S., & Lee, D. K., 2005)가 있다. 이와 같이 선행연구들은 발에만 한정된 연구가 주를 이루고 있는 실정이다.

Lim과 Moon (2005)은 inverse dynamics 함수를 이용하여 골프 스윙시 허리를 중심으로 한 상체 분절의 운동 역학적 부하를 조사하였다. 운동종속상호작용(motion-dependent interaction) 방법을 이용하여 다중 분절 시스템의 세밀한 연구가 시도 되었는데, 관절에서 발생한 모든 힘(joint force)은 타켓 방향으로 그로 인해 분절의 운동이 일어나서 기시분절의 반대방향으로 근력이 생긴다고 보고 하였다. Lim과 Hwang (2006)도 운동종속상호작용(motion-dependent interaction) 방법으로 상체 분절의 관절 토크 변화를 분석하였는데, 토크는 손목과 어깨관절이 타켓 반대방향, 요추부위는 타켓 방향으로 일어난다고 보고하였다.

골프스윙은 하체를 기반으로 신체의 중심이동이 필수적으로 일어나고 이때 신체 축을 중심으로 상체와 더불어 척추 및 팔의 회전운동이 연계적으로 발생된다. 골프스윙 동작에 있어 하체의 움직임은 체중 이동과 관련이 있기 때문에 하체의 관절 부하에 대한 연구가 필요하다. 따라서 본 연구는 inverse dynamics 함수를 사용하여 골프 스윙시 하체의 역할과 동작에 대한 하지 관절 토크의 변화를 조사하는 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

이 연구는 K 대학에 재학 중인 KPGA 프로골퍼 7명을 대상으로 선정하였으며 피험자들의 신체적 특성과 경력을 평균과 표준편차로 <Table 1>에 제시하였다.

2. 실험 장비

이 연구에 사용된 실험장비와 분석장비는 <Table 2>에 제

Table 1. Characteristics of subjects

Subject	Height (m)	Body mass (kg)	Age (yrs)	Career (yrs)
A	171	67	26	12
B	172	65	27	13
C	180	68	27	11
D	182	77	24	11
E	176	72	20	10
F	180	77	20	7
G	174	69	20	7
M±SD	176.43±4.31	70.71±4.79	23.43±3.36	10.14±2.34

시한 것과 같이 Qualisys사의 카메라 8대와 Kistler Type 9286AA의 지면반력기 2대를 이용하였으며, 역학적 변인 산출은 Mathworks사의 Matlab 6.5를 이용하여 분석하였다.

3. 실험 절차

이 연구에 사용된 카메라는 500 Hz로 촬영할 수 있는 ProReflex MCU500 적외선 카메라 8대를 사용하였으며, 촬영속도는 500 Hz로 설정하였다. 카메라 설치 진행 방향으로 카메라를 전, 후 측면과 좌, 우 측면에 총 8대의 카메라를 설치한 다음 NLT (nonlinear transformation) 방법을 이용하여 기준좌표계를 설정하였다. 촬영 범위는 피험자가 어드레스에서 피니쉬 동작까지로 설정하였으며, 실험 전 피험자들에게 실험내용 및 주의사항을 주지시킨 후 서면동의를 구하였다.

본 연구를 수행하기 위하여 14개 분절로 구성된 인체모델을 사용하였으며 스윙 동작시 각 분절의 움직임을 확인하기 위하여 총 77개의 마커가 인체에 부착되었다. 모든 피험자들은 충분히 워밍업을 시킨 후에 45 인치 길이의 캘러웨이(Callaway, USA) 드라이버를 사용하여 한 사람씩 인조 고무티 위에 놓여져 있는 실제 공 사이즈의 구멍이 있는 플라스틱 골프 볼을 타켓 방향으로 치도록 하였으며, 연구자와 본인이 만족하는 스윙동작을 선택하였다. 역학적 변인들을 산출하기 위해 각 분절과 관절에 마커를 부착하고 클러스터를 착용하였다

4. 자료처리 및 분석 변인

8대의 카메라에서 들어온 2차원 평면상의 데이터는 NLT 방법에 의해서 3차원 공간상의 데이터로 변환되는데, 이렇게 얻은 데이터를 처리하는데 생긴 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 Butterworth 4th low-pass filtering method를 이용하여 smoothing하였다.

이때 cut-off frequency는 24Hz (Coleman & Rankin, 2005)로 설정하였고, 얻어진 위치좌표를 이용하여 Matlab

Table 2. Experimental equipment

	Equipment	Product	Manufacturer
Instrument	Camera	ProReflex MCU500	Qualisys
	NLT	60×45 type	Qualisys
	Marker	Reflection Marker	Qualisys
	Force plate	Kistler 9286AA	Switzerland
Computer		Pentium IV	Samsung
	Analysis	Program	Track Manager
Visual3D			C-motion
Matlab 6.5			Matworks

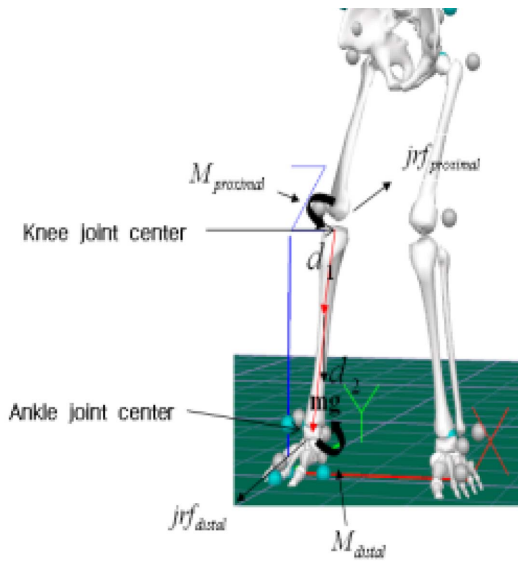


Figure 1. Free body diagram of lower body

6.5를 이용하여 분석변인을 산출하였다. 또한 3차원 좌표값이 산출된 후 각 대상자 간 데이터의 표준화를 위해 각 대상자 별 소요된 구간별 프레임 수를 구간별 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다.

운동역학적 변인인 관절의 힘(reaction force), 근모멘트 그리고 일을 산출하기 위한 과정은 다음과 같이 표시할 수 있다(Figure 1).

$$\sum F = ma \quad \sum M = Ia$$

이때, m =분절질량, a =분절가속도, I =관성모멘트, α =각가속도를 나타낸다.

병진운동(translation): 분절에 작용한 모든 힘의 합은 분절에서 일어나는 선운동량의 변화율과 같다.

$$m\ddot{a}_{cm} = m\ddot{g} + \vec{jrf}_{proximal} + \vec{jrf}_{distal}$$

cm=center of mass, jrf=joint reaction force

회전운동(rotation): 순 근모멘트는 관절을 구성하는 원위 분절의 근위부에 작용하는 $\vec{j\dot{m}}_{proximal}$ 로 구한다.

$$I\alpha = \vec{d}_2 \times \vec{jrf}_{distal} + \vec{d}_1 \times \vec{jrf}_{proximal} + \vec{j\dot{m}}_{distal} + \vec{j\dot{m}}_{proximal}$$

d_1 =하퇴 분절 중심에서 무릎관절까지의 거리
 d_2 =하퇴 분절 중심에서 발목관절까지의 거리

5. 분석 국면

이 연구를 수행하는데 있어서의 분석 국면은 4개의 이

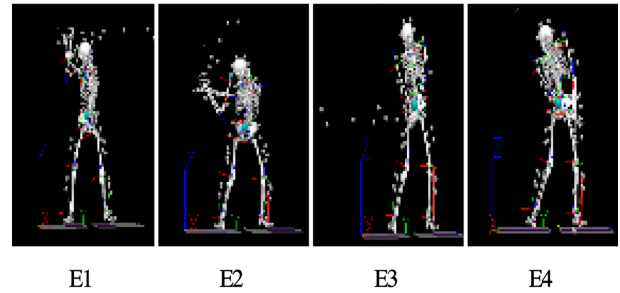


Figure 2. Events setup of golf swing

벤트와 3개의 국면으로 구분하여 분석하였다(Figure 2). 이벤트 설정은 백스윙 탑 자세(E1), 다운스윙 시 왼팔이 지면과 평행인 자세(E2), 다운스윙 시 샤프트가 지면과 평행인 자세(E3), 임팩트(E4)로 구분되며, 국면 설정에 있어서 제 1국면(P1)은 E1-E2, 제 2국면(P2)은 E2-E3, 제 3국면(P3)은 E3-E4까지 3개의 국면으로 구분하였다.

X축은 굴곡(-: flexion)과 신전(+: extension)으로 시상면에서의 움직임을 말하며, Y축은 내전(+: adduction)과 외전(-, abduction)으로 관상면에서의 움직임을 말하며, 그리고 Z축은 내측회전(+: internal rotation)과 외측회전(-: external rotation)으로 횡단면에서의 움직임을 의미 한다.

III. 결 과

1. 발목관절의 모멘트

<Table 3>은 국면별 우측과 좌측 발목관절의 최대값과 최소값에 대한 3차원 모멘트를 나타낸 것이며, <Figure 3, 4>는 우측과 좌측 발목관절의 3차원 모멘트 변화를 앙상블 그림으로 나타낸 것이다.

<Figure 3>에 제시된 제1국면에서 우측 발목관절은 X축의 굴곡 모멘트는 미미한 것으로 나타났으며, 제2, 3국면에서는 배측굴곡 방향으로 각각 -5.35 ± 11.36 Nm, -7.07 ± 13.09 Nm의 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. 제1국면에서 Y축의 내외전 모멘트는 미미한 것으로 나타났으며 제2, 3국면에서는 외전방향으로 각각 -3.05 ± 6.80 Nm, -4.37 ± 8.86 Nm의 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. 제1국면에서 Z축을 중심으로 한 회전은 미미한 내측회전 모멘트가 작용하였고 제2, 3국면에서는 내측회전 방향으로 각각 2.59 ± 5.72 Nm, 4.46 ± 9.23 Nm 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. <Figure 4>에 제시된 좌측 발목관절은 우측 발목관절과 다르게 제1국면에서 X축 방향으로 배측굴곡 모멘트가 -17.93 ± 17.82 Nm, 제 2, 3국면에서는 -19.97 ± 21.91 Nm에서 -12.85 ± 25.39 Nm로 배측굴곡 모멘트가 감소하는 특성을 나타냈다. 제 1국면에서 Y축을 중심으로 한

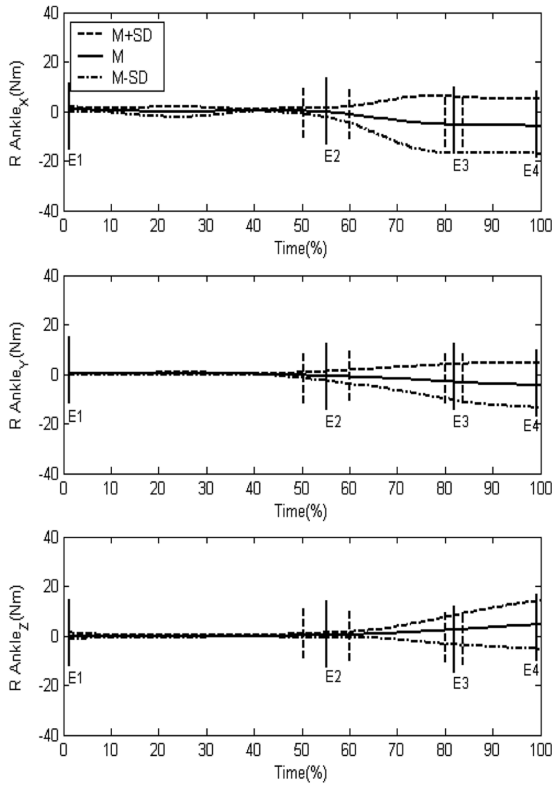


Figure 3. right side ankle joint torque

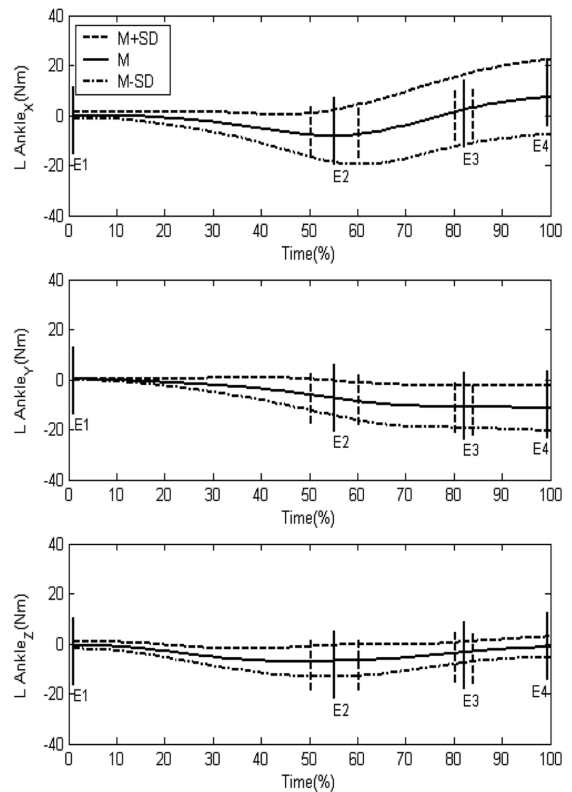


Figure 4. left side ankle joint torque

Table 3. Max & min values of ankle joint torque (unit: Nm)

Phase	Ankle	right side M±SD	left side M±SD	
P1	X	Max	1.40±0.69	0.88±1.48
		Min	-1.03±1.97	-17.93±17.82
	Y	Max	0.29±0.45	0.42±0.44
		Min	-0.48±0.97	-7.47±6.24
	Z	Max	0.34±0.88	-0.14±1.19
		Min	-0.74±0.62	-8.39±6.84
P2	X	Max	0.27±1.30	-10.93±23.00
		Min	-5.35±11.36	-19.97±21.91
	Y	Max	-0.43±1.16	-7.57±6.54
		Min	-3.05±6.80	-9.85±8.18
	Z	Max	2.59±5.72	-0.51±5.18
		Min	-0.03±0.79	-6.97±6.12
P3	X	Max	-4.01±8.45	-9.12±24.74
		Min	-7.07±13.09	-12.85±25.39
	Y	Max	-3.07±7.02	-8.67±8.09
		Min	-4.37±8.86	-9.72±8.52
	Z	Max	4.46±9.23	2.92±7.92
		Min	2.50±5.99	-0.35±5.41

회전은 -7.47 ± 6.24 Nm, 제 2, 3국면에서는 각각 -9.85 ± 8.18 Nm, -9.72 ± 8.52 Nm 외전방향 모멘트를 나타냈다. 그리고 Z축을 중심으로 한 회전은 제 1국면에서 -8.39 ± 6.84 Nm 외측회전 모멘트가 제 3국면에서 2.92 ± 7.92 Nm의 내측회전으로 교호하는 특성을 나타냈다.

2. 무릎관절의 모멘트

<Figure 5>에 제시된 제1국면에서 우측 무릎관절은 X축을 중심으로 한 회전은 신전에서 굴곡방향으로 각각 11.61 ± 12.35 Nm, -8.17 ± 8.85 Nm의 교호현상을 나타냈으며, 제2국면에서는 굴곡방향으로 -9.80 ± 8.86 Nm, 제 3국면에서 다시 신전으로 4.61 ± 19.04 Nm의 교호 모멘트 현상을 나타냈다. Y축을 중심으로 한 회전은 제 1국면에서 8.01 ± 16.21 Nm에서 -8.11 ± 10.19 Nm으로 교호 모멘트 현상을 나타냈다. 제2국면에서는 0.96 ± 2.82 Nm에서 -3.37 ± 1.49 Nm으로, 제 3국면에서도 2.66 ± 4.42 Nm에서 -0.85 ± 3.74 Nm으로 내전에서 외전으로 미미한 교호현상을 보였다. Z축을 중심으로 한 제 1 국면에서의 회전은 -5.06 ± 9.42 Nm에서 4.57 ± 4.18 Nm로 교호현상이 나타났으며, 제2국면에서는 5.27 ± 5.61 Nm 내측회전이 증가하는 방향으로 3국면에서도 내측회전 방향으로 5.93 ± 7.29 Nm

Table 4. Max & min values of knee joint torque (unit: Nm)

Phase	Knee	right side		left side	
		Max	Min	Max	Min
P1	X	Max	11.61±12.35	31.61±22.18	
		Min	-8.17±8.85	-9.77±9.83	
	Y	Max	8.01±16.21	3.69±10.45	
		Min	-8.11±10.19	-23.00±15.40	
	Z	Max	4.57±4.18	20.62±22.97	
		Min	-5.06±9.42	-12.49±10.04	
P2	X	Max	-0.92±6.17	29.72±21.42	
		Min	-9.80±8.86	4.71±16.96	
	Y	Max	0.96±2.82	-10.40±12.49	
		Min	-3.37±1.49	-22.47±14.28	
	Z	Max	5.27±5.61	2.09±7.03	
		Min	0.56±2.34	-5.56±4.05	
P3	X	Max	4.61±19.04	7.34±15.44	
		Min	-4.08±8.65	-0.01±16.11	
	Y	Max	2.66±4.42	-7.62±13.42	
		Min	-0.85±3.74	-14.08±10.61	
	Z	Max	5.93±7.29	4.03±9.35	
		Min	3.09±7.07	0.93±7.47	

의 모멘트를 나타냈다. <Figure 6>에 제시된 좌측 무릎관절은 제1국면에서 X축을 중심으로 한 회전은 -9.77 ± 9.83 Nm 굴곡에서에서 31.61 ± 22.18 Nm의 신전으로 교호하는 현상이, 제2국면에서는 29.72 ± 21.42 Nm에서 4.71 ± 16.96 Nm으로 신전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났다. 3국면에서도 신전 모멘트는 감소하는 것으로 나타났다. Y축을 중심으로 한 회전은 제 1, 2, 3국면에서 최대 -23.00 ± 15.40 Nm에서 -14.08 ± 10.61 Nm로 외전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났다. Z축을 중심으로 한 회전은 내측회전은 1국면에서 20.62 ± 22.97 Nm, 2국면에서 -3.37 ± 1.49 Nm로 감소하다 다시 3국면에서 5.93 ± 7.29 Nm로 증가하는 특성을 보였다.

3. 고관절의 모멘트

<Figure 7>에 제시된 제1국면에서 우측 고관절은 X축 1국면에서 73.37 ± 69.76 Nm, 2국면에서 2.36 ± 13.58 Nm 그리고 3국면에서 -29.72 ± 20.10 Nm으로 급격하게 신전에서 굴곡으로 줄어드는 현상을 나타냈다. Y축을 중심으로 한 회전은 33.37 ± 68.43 Nm에서 -5.75 ± 5.69 Nm으로 모멘트가 급격하게 줄어든다 다시 2국면에서 8.87 ± 16.40 Nm로 교호하는 현상을 나타냈다. 3국면에서는 -29.72 ± 20.10 Nm으로 굴곡현상이 증가하는 특징을 나타냈다. Y축을 중심으로 한 회전은 1국면에서 33.37 ± 68.43 Nm의 내전 모멘

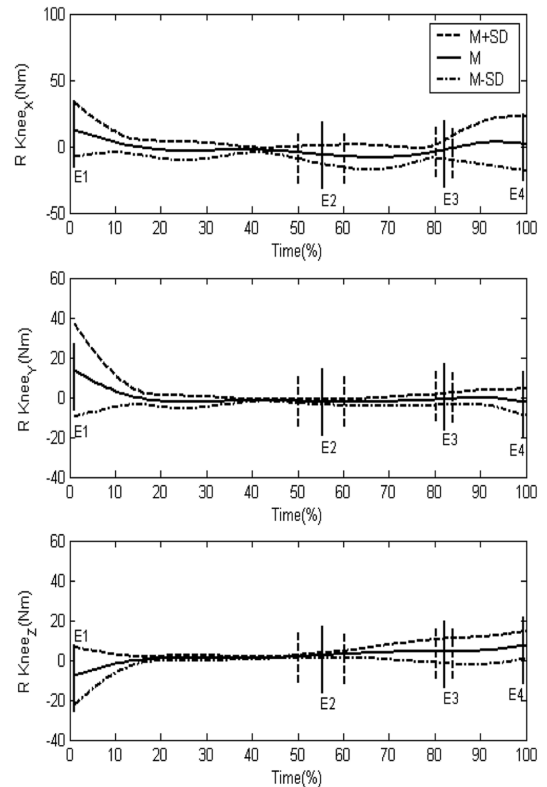


Figure 5. Right side knee joint torque

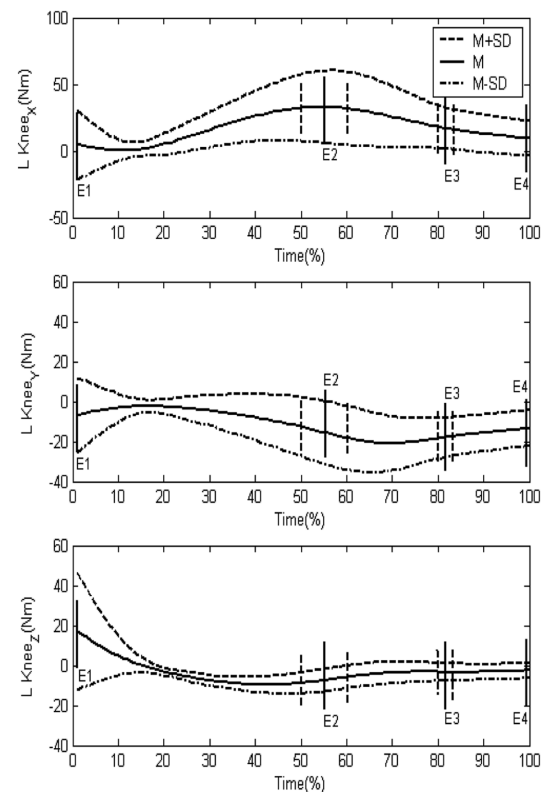


Figure 6. Left side ankle joint torque

Table 5. Max & min values of hip joint torque (unit: Nm)

Phase	Hip	Hip joint torque (Nm)	
		right side M±SD	left side M±SD
P1	X	Max	73.37±69.76
		Min	-52.61±88.21
	Y	Max	33.37±68.43
		Min	-51.05±96.91
	Z	Max	24.20±47.40
		Min	-36.06±53.21
P2	X	Max	2.36±13.58
		Min	-25.62±32.74
	Y	Max	8.87±16.40
		Min	-5.75±5.69
	Z	Max	0.72±2.46
		Min	-5.74±5.85
P3	X	Max	-7.97±13.31
		Min	-29.72±20.10
	Y	Max	6.90±17.26
		Min	-4.97±16.92
	Z	Max	3.42±7.63
		Min	-6.08±6.93

트는 -5.75 ± 5.69 Nm로 외전하다 다시 8.87 ± 16.40 Nm로 내전되는 미미한 교호회전 모멘트가 작용하였다. 그러나 Z축을 중심으로 미미한 교호회전 모멘트가 작용하는 특성을 나타냈다. <Figure 8>에 제시된 좌측 고관절은 제1국면에서 X축을 중심으로 한 회전은 96.48 ± 92.89 Nm의 신전 방향의 모멘트가 급격하게 감소하다 3국면에서 -29.72 ± 20.10 Nm의 굴곡모멘트가 작용하였다. 반면에 Y축을 중심으로 한 회전은 1국면에서 내전과 외전으로 교호현상이 미미하게 나타났으며 2국면에서 -58.30 ± 33.74 Nm의 외전 모멘트가 작용하였다. Z축을 중심으로 한 회전은 제 1국면에서 -48.39 ± 46.94 Nm의 외측회전이 급격하게 줄어드는 특성을 보였다.

4. 요추부위의 토크

<Figure 9>에 제시된 제1국면에서 요추부위는 X축 0.22 ± 1.38 Nm에서 28.44 ± 10.65 Nm로 증가하다 2국면에서 -198.73 ± 52.02 Nm로 급격한 변화를 보였다. 3국면에서는 -255.47 ± 34.44 Nm의 신전에서 46.72 ± 65.33 Nm의 굴곡모멘트 교호하는 현상이 나타났다. Y축을 중심으로 한 회전운동은 -77.77 ± 11.02 Nm에서 26.46 ± 16.30 Nm, 2국면에서 149.76 ± 62.84 Nm으로 증가하다 3국면에서 -437.50 ± 53.30 Nm에서 다시 줄어드는 특성을 나타냈다. Z축을 중

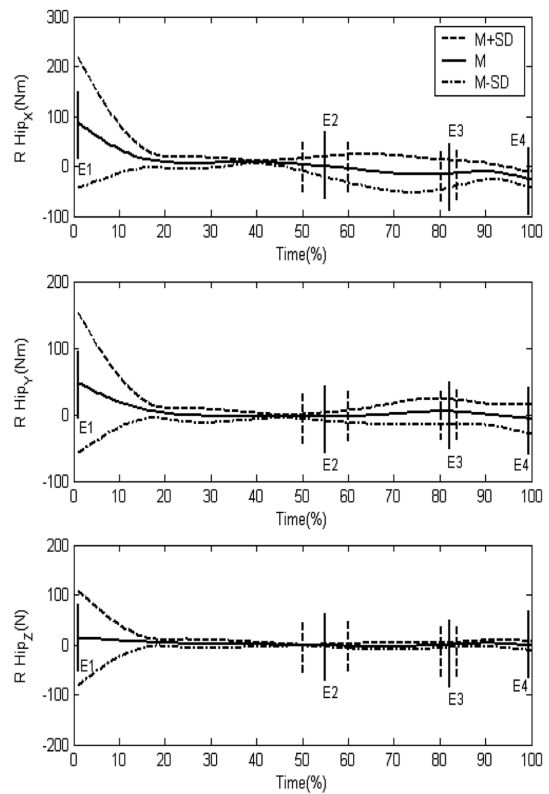


Figure 7. Right side hip joint torque

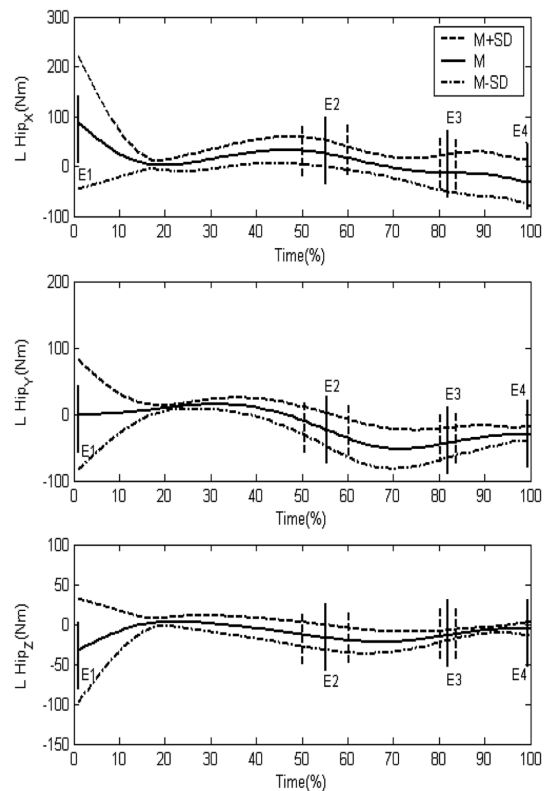


Figure 8. Left side hip joint torque

Table 6. Max & min values of lumbar joint torque (unit: Nm)

Phase		Lumbar	M±SD
P1	X	Max	28.44±10.65
		Min	0.22±1.38
	Y	Max	26.46±16.30
		Min	-77.77±11.02
	Z	Max	26.37±21.15
		Min	-40.27±14.89
P2	X	Max	7.50±18.38
		Min	-198.73±52.02
	Y	Max	149.76±62.84
		Min	16.42±7.49
	Z	Max	217.23±38.92
		Min	13.08±26.67
P3	X	Max	46.72±65.33
		Min	-255.47±34.44
	Y	Max	33.87±29.02
		Min	-437.50±53.30
	Z	Max	249.17±46.08
		Min	8.65±24.93

심으로 한 회전운동은 1국면에서 0.22 ± 1.38 Nm의 내측방향 모멘트가 28.44 ± 10.65 Nm로 증가하고 2국면에서 217.23 ± 38.92 Nm로 급격하게 증가하는 특성을 나타냈다. 3국면에서는 249.17 ± 46.08 Nm까지 내측 방향으로 모멘트가 증가하다 다시 감소하는 방향으로 내측회전 모멘트를 나타냈다.

IV. 논 의

이 연구는 골프 스윙 시 하지 관절에 작용하는 모멘트를 역동역학 방법을 이용하여 변인들을 조사하는데 목적이 있다.

우측 발목관절은 제 1국면에서 X축, Y축 그리고 Z축에서 모멘트가 거의 작용하지 않는 것으로 나타났으며 제 2, 3국면에서는 X축, Y축 그리고 Z축을 중심으로 한 회전은 배측 굴곡, 외전방향 그리고 미미한 내측회전 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. 이는 골프스윙의 특성상 체중이 왼쪽으로 이동되는 특징을 나타낸 것으로 판단된다. <Table 3>을 살펴보면 평균값 보다 큰 표준편차 값은 개개인의 스윙특성으로 인해 나타나는 것으로 숙련된 골프 선수들에게서도 체중이 전족(front foot)으로 이동되지 않고 후족(rear foot)에 위치하는 즉 코칭이론과는 상반된 스타일이 존재한다 (Lim, 2004)는 연구결과와 관련성이 있는 것으로 판단된다.

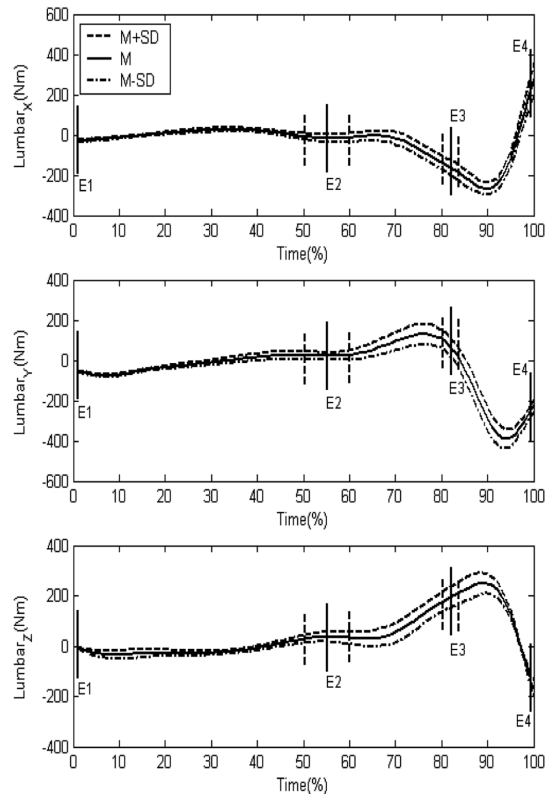


Figure 9. Lumbar joint torque

<Figure 4>에 제시된 좌측 발목관절은 우측 발목관절과 다르게 제 1국면에서 X축, Y축 그리고 Z축을 중심으로 한 회전은 배측굴곡, 외전 그리고 외측회전 모멘트가 상대적으로 큰 작용하는 것으로 나타났다. 제 3국면에서는 X축을 중심으로 한 회전은 저측굴곡으로, Y축을 중심으로 한 회전은 외전방향으로의 모멘트가 증가하는 것으로 나타났다. 이는 다운스윙 시에 체중이동으로 인해 일어나는 현상으로 판단된다.

우측 무릎관절은 제 1국면에서 X축, Y축을 중심으로 한 회전은 신전과 내전이 감소하는 방향으로 모멘트가 작용하였으며, Z축을 중심으로 한 회전은 외측회전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났다. 이는 왼쪽으로 체중 이동을 하면서 오른쪽 무릎관절이 좌측 무릎관절을 뒤따라오는 현상으로 클럽의 회전운동이 일어나기 전 단계인 것으로 판단된다. 따라서 Z축의 모멘트가 감소하는 미미한 형태의 모멘트를 나타낸 것으로 판단된다. 스윙의 특성상 우측발목처럼 우측 무릎관절은 미미한 모멘트 현상을 나타냈다. 좌측 무릎관절은 제 1국면에서 X축을 중심으로 한 회전은 -9.77 ± 9.83 Nm 굴곡에서 에서 31.61 ± 22.18 Nm의 신전으로 교호모멘트 현상이 작용하였는데 이는 다운스윙 초기의 sit-down 자세로 무게 중심을 낮추는 동작으로 판단된다. 그러나 제 2국면에서는 X축을 중심으로 한 회전은 신

전방향의 모멘트가 감소한 반면에 Y축을 중심으로 한 회전은 외전하는 방향 모멘트가 작용하였다. 이 부분에서의 외전 현상은 타켓 방향과 동일한 것으로 판단된다. 제 3국면에서는 X축을 중심으로 한 회전은 신전이 감소하는 모멘트가 작용하였고 Y축을 중심으로 한 회전은 외전방향의 모멘트가 줄어드는 특성을 보였다. Z축을 중심으로 한 회전은 미미한 외측회전 모멘트가 작용하는 특성을 보였다.

우측 고관절은 제 1국면에서 X축, Y축을 중심으로 한 회전은 신전과 내전방향으로 모멘트가 급격하게 줄어드는 현상을 나타냈다. 이 구간에서는 타켓 방향으로 체중 이동과 동시에 힙의 회전현상이 일어나는 것으로 판단된다. 제 2국면에서는 X축을 중심으로 한 회전은 미미하게 굴곡하는 모멘트를 보였으며 Y축을 중심으로 한 회전은 미미한 내전방향의 회전 모멘트가 작용하였다. 또한 Z축을 중심으로 한 회전은 모멘트가 미미한 특성을 나타냈다. 제 3국면에서 X축을 중심으로 한 회전은 굴곡이 증가하는 방향으로 Y축과 Z축을 중심으로 한 회전은 미미한 모멘트를 나타냈다. <Figure 8>에 제시된 좌측 고관절은 제 1국면에서 X축을 중심으로 신전 방향의 모멘트가 급격하게 감소하는 형태로 작용한 반면에 Y축을 중심으로 한 회전은 내전과 외전으로 교호현상이 미미하게 나타났으며, Z축을 중심으로 한 외측회전은 급격하게 줄어드는 특성을 보였다. 제 2국면에서 Y축, 제 3국면에서는 X축을 중심으로 외전과 굴곡방향 모멘트가 증가하는 것으로 나타났다. 이는 다운스윙 시에 숙련된 골퍼들에게 일어나는 현상으로 선행연구의 결과가 없기 때문에 비교하기는 어렵지만 클럽헤드의 레깅(lagging)을 일으키는 동작으로 클럽 헤드 스피드를 높이기 위한 자연스러운 동작으로 사료된다.

요추부위는 <Figure 9>와 같으며 제 1국면에서 X축, Y축 그리고 Z축을 중심으로 한 회전은 미미하게 교호하는 회전 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. 이러한 동작은 다운스윙 시에 힙이 타켓 방향으로 움직이면서 나타나는 현상으로, X축(어드레스 시 앞, 뒤쪽)으로의 기울임을 말함 : forward bending)을 중심으로 한 회전은 상체의 굴곡이 일어나는 것으로 이는 신체 중심을 낮추어 회전을 하기 위한 기초 동작으로 판단된다. 제 2국면에서는 X축을 중심으로 한 회전운동은 굴곡방향으로 회전 모멘트가 증가하는 것으로 나타났으며 Y축과 Z축을 중심으로 한 회전운동은 내전과 내측회전 방향의 모멘트가 급격하게 증가하는 것으로 나타났다. 이는 몸통의 빠른 회전을 일으켜 임팩트시에 클럽헤드의 속도를 증가시키는 동작으로 판단되며 제3국면에서 X축을 중심으로 한 회전운동은 굴곡에서 신전으로의 동작변화가 일어나는데 이는 몸통의 빠른 회전을 피니쉬 자세로 원활하게 하기 위한 연결동작으로 사료된다. Z축(요추부위의 회전을 말함: rotation)을 중심으로 한 회전은 제 2국면에서 타켓 방향과 반대의 방향으로 모

멘트가 일어나는데 이는 회전축을 이용하는 동작으로서 양팔의 회전 동작을 빠르게 하여 클럽헤드의 회전속도를 증가시키고 임팩트 속도를 높이기 위한 동작이라고 판단된다.

V. 결 론

이 연구는 다운스윙 구간에서 하체의 관절에 작용하는 모멘트를 역동역학 방법을 이용하여 변인들을 규명하고자 하였다. 이를 위해 K 대학에 재학 중인 골프 경력이 7년 이상인 KPGA 프로골퍼 7명을 대상으로 선정하였다.

1. 다운스윙 초기에 체중이 이동될 때에는 발목관절의 모멘트 변화는 미미한 것으로 나타났으나 좌측 발목관절은 제 3국면에서는 X축을 중심으로 한 회전은 저축굴곡으로, Y축을 중심으로 한 회전은 외전방향으로의 모멘트가 증가하였다.

2. 좌측 무릎관절은 제 1국면에서 X축을 중심으로 한 회전은 굴곡과 신전의 교호모멘트 현상으로 다운스윙 초기의 sit-down 자세로 신체중심을 낮추는 동작이다.

3. 우측 고관절은 제 2국면에서 Y축, 제 3국면에서 X축을 중심으로 외전과 굴곡방향 모멘트가 증가하였고, 이는 다운스윙 시에 숙련된 골퍼들에게 일어나는 클럽헤드의 레깅(lagging)동작으로 클럽 헤드 스피드를 높이기 위한 것이다.

4. 제 3국면에서 X축을 중심으로 한 요추부위의 회전운동은 굴곡에서 신전으로의 동작변화가 일어나는데, 이는 몸통의 빠른 회전을 피니쉬 자세로 연결동작이다. 그리고 Z축을 중심으로 한 회전은 제 2국면에서 타켓 방향과 반대의 방향으로 모멘트가 일어나며, 이는 양팔의 회전 동작을 빠르게 하여 클럽헤드의 회전속도를 증가시키기 위한 동작이다.

참고문헌

- Ahn, B. H., Lee, H. K., Kim, W. S., Yoo, D. Y., & Chung C. K. (1999). Analysis of golf swing by driver shot distance. *The Korean Journal of Physical Education*, 38(2), 511-523.
- Cheetham, P., Mottram, R., Martin P., & Laurent, B. S. (2000). X-factor stretch. www.skilltechnologies.com/xfactorstretch.htm.
- Coleman, S. G. S., & Rankin, A. J. (2005). A three-dimensional examination of the planar nature of the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 23, 227-234.
- DeNunzio, D. (2007). Power up with the o-factor. *Golf Magazine*, April, 170-181.
- Hur, Y. J., Moon, G. P., & Lim, J. (2005). A study of ground reaction forces during professional golfer's swing with different golf clubs. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(2), 103-111.
- Lee, J. H. (1998). The ground reaction analysis of swing motion for pro golfers. *The Korean Journal of Physical Education*, 37(3), 357-366.
- Lee, J. S., & Lee, D. K. (2005). Analysis of plantar foot pressure

- during golf swing motion of pro & amateur golfer. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(2), 41-55.
- Lim, J., & Hwang, I. S. (2006). A calculation of joint torque for triple segmental system in golf swing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(4), 105-113.
- Lim, J., & Moon, G. P. (2005). An application of triple segmental system in golf swing through an inverse dynamics function. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(2), 56-67.
- Lim, Y. T. (2004). Categorization of two swing styles using weight transfer patterns of golf swing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 14(2), 179-186.
- Mayers, 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 Sports Sciences*, 26(2), 181-188.
- Mclean, J. (1992). Widen the gap. *Golf Magazine*, December 49-53.
- McTeigue, M. (1994). Spine and hip motion analysis during the golf swing. *The World Scientific Congress of Golf II*, 48-58.
- Park, K. D. (2002). Mechanical analysis of golf driving stroke motion. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 12(1), 205-219.
- Park, Y. H., Youm, C. H., Seo, K. W., & Seo, K. E. (2007). Number of trials for the reliable golf swing ground reaction force data collection and its characteristics, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(4), 115-125.
- So, J. M. (1998). *Biomechanical analysis of capricious golf*. Seoul: Hongkyung.
- Sung, R. J. (2007). Changes of ground reaction forces by the change of club length in golf swing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(2), 31-40.