



축구 인스텝 킥의 하지관절 움직임과 해부학적 각운동 분석

Analysis of the Movement and Anatomical Angular Motion of the Joints of the Lower Extremities in Soccer Instep Kick

강상학*(한중대학교) · 손원일(강원대학교)

Kang, Sang-Hack* (Hanzhong University) · Son, Won-Il (Kangwon National University)

국문요약

본 연구는 축구 인스텝 킥에서 지지 다리의 후족각과 차는 다리의 해부학적 회전 운동의 자료들을 분석해서 다음과 같은 결론을 얻었다. 발목 관절에서의 외반각은 지지발의 접지 이전에 최대 피크에 도달했으며, 저축 굴곡은 그룹 간 최대 피크의 타이밍에서 약간의 차이가 나타났다. 지지발의 접지 시 후족의 굴곡각은 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 지지발의 접지 시 하퇴의 운동은 그룹 간 유의한 차이가 없었다. 접지 이전에 이미 하퇴를 후방으로 많이 기울였으며, 임팩트 순간 하퇴의 좌우 기울기는 22도였다. 차는 다리 고관절의 굴곡/신전은 지지발의 접지 시 최대 피크에 이르렀으며, 이 순간 고관절의 최대 신전각은 30도 이상으로 나타났다. 차는 다리 무릎 관절의 굴곡각은 접지와 임팩트의 사이에 최대로 굽혔으며, 족관절의 최대 저축 굴곡각과 최대 외반각은 그룹 간 유의한 차이는 나지 않은 반면, 최대 외측 회전각은 유의한 차이가 있었다.

ABSTRACT

S. H. KANG, and W. I. Son, Analysis of the Movement and Anatomical Angular Motion of the Joints of the Lower Extremities in Soccer Instep Kick. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 1, pp. 1-10, 2008. This study analyzed the rear foot angle of the supporting leg and the anatomical rotation angle of the kicking angle in soccer instep kick and drew conclusions as follows. When the supporting leg was landing on the ground, the valgus angle of the ankle joint reached the maximum peak, and plantar flexion was slightly different in the timing of the maximum peak between the two groups. The flexion angle of the rear foot was statistically significantly different between the two groups, and the movement of the crus on the landing of the supporting foot did not show a statistically significant difference between the groups. The crus leaned backward most before the impact, and the side to side gradient of the crus on impact was 22°. The flexion/extension of the hip joint of the kicking leg reached the maximum peak when the supporting foot was landing on the ground, and at the moment, the maximum extension angle of the hip joint was over 30°. The flexion angle of the knee joint of the kicking leg was largest after landing. While the maximum plantar flexion angle and maximum valgus angle of the ankle joint were not significantly different between the two groups, the maximum external rotation angle was significantly different.

KEYWORDS : SOCCER, INSTEP KICK

I. 서론

축구경기에서 키크 동작은 가장 많이 사용되는 기술로서 축구 기술의 핵심을 이루고 있다. 이러한 키크 동작은 차는 발의 부위에 따라 인사이드 키크, 아웃사이드 키크, 인프런트 키크, 아웃프런트 키크, 인스텝 키크, 그리고 토 키크, 힐 키크 등으로 구분할 수 있다. 인스텝 키크는 발등으로 볼의 중심을 차는 키크로 슈팅이나 롭 패스 등 그 용도가 다양하며, 축구에서는 가장 기본적인 키크이다. 인스텝 키크는 키크는 방향에 따라 정면으로 보내는 키크와 진행 방향에 대해 각도를 이루는 키크의 2가지로 나눌 수 있다.

지금까지 축구의 인스텝 키크에 관한 국내의 연구(류지선, 1990; 김성배, 1996; 오정환, 1997; 진영완, 1997; 윤재만, 2000; 임비오, 2001; 김은수, 2006)는 상당히 많이 이루어져 왔다. 축구의 키크에 관한 외국의 연구를 보면, Roberts & Metcalfe(1968)는 축구 키크에 관한 연구에서 고관절과 무릎관절에서의 각운동으로 인하여 근위분절에서 원위분절로 각운동량이 전달되는 체적과 같은 동작이 일어나서 발의 속도를 증가시킨다고 기술했다. Asami & Nolte(1983)는 볼 키크의 에너지 효율에 관해 연구했으며, Putnam(1983)은 축구 키크의 분절 상호 작용에 관한 연구에서 키크 동작의 초반부엔 대퇴 회전이 지배적인 반면 하퇴 회전은 거의 없지만, 점차 대퇴 회전은 줄어들고 하퇴의 회전이 증가한다고 기술했다. 또한 키크 동작의 후반부에 대퇴의 각속도가 줄어드는 것이 하퇴의 각속도를 증가시키는데 도움을 주기 보다는 하퇴 각속도의 증가가 대퇴의 각속도가 줄어드는 결과를 초래한다고 주장했다. 이 외에도 축구의 키크에 관한 외국의 연구(Roberts & Metcalfe, 1968; Macmillan, 1975; Bensira, 1980; Asami & Nolte, 1983; Putnam, 1983; Tant, 1990; Levanon, 1995; Barfield, 1995; Dapena & Levanon, 1998; Isokawa & Lees, 1988)는 상당히 많이 진행되어 오고 있다.

인스텝 키크에 관한 선행 연구들에 의하면, 성공적인 키크 동작은 발의 스윙 속도, 임팩트 순간의 견고성, 지지발의 위치, 지지 다리와 차는 다리의 각도 등을 기술했다(Plagenhof, 1971; Miller & Nelson, 1973; Zernicke

& Nelson, 1974). 키크 연습에서 자칫하면 차는 발에 주의가 쏠리기 쉬운데 유능한 축구 코치는 키크를 지도할 때, 차는 발보다 딛는 발을 중요시하고 있다. 그들은 "차는 발의 힘은 보통 차이가 없는데 딛는 발의 잘잘못에 따라 힘의 효율이 전혀 다르다"고 말하고 있다(청소년체력증진시스템, 2007). 이와 같이 차는 다리와 더불어 지지 다리의 역할이 상당히 중요한 것을 알 수 있다. 하지만 차는 다리뿐만 아니라 지지 다리 관절들의 해부학적 회전각에 관한 세부적인 연구가 부족하다. 따라서 본 연구는 축구 인스텝 키크 동작에서 지지 다리의 후족각 성분들과 차는 다리의 해부학적 회전 운동의 특성을 파악하는 데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

실험 대상자는 H 대학교에 재학 중인 축구 선수 6명을 숙련자로, 일반 학생 중 축구 선수의 경험이 없는 6명을 비 숙련자로 선정하였으며, 대상자들은 모두 오른발잡이들이며, 이들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

2. 실험방법

실험 장소는 인조 잔디가 깔려있는 축구장이며, 피험자들은 실제 동작 촬영 전에 충분히 준비 운동과 키크 연습을 했다. 키크의 위치는 골대 중앙 골라인을 기준으로 16.5m 떨어진 페널티 에어리어 라인의 중앙이며, 슈팅 방향은 골대의 중앙 상단으로 설정했다. 이곳에 길이 2m, 폭 2m, 높이 2m의 통제틀을 설치했다. 카메라

표 1. 피험자들의 신체적 특성

피험자		키(cm)	몸무게(kg)	나이(세)
숙련자	M	175	67	20
	SD	4.1	6.0	.5
비 숙련자	M	175	72	21
	SD	4.1	13.6	.5
전체	M	175	70	21
	SD	3.9	10.5	.7

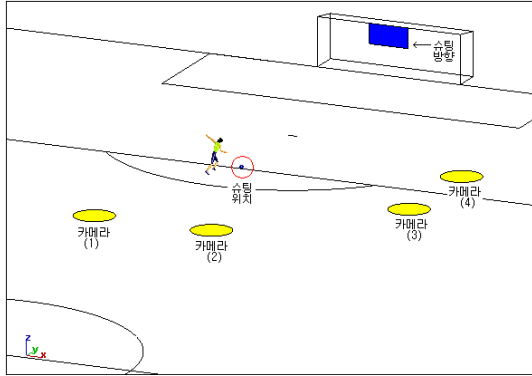


그림 1. 카메라의 위치와 슈팅 방향의 설정

라는 모두 4대를 사용했으며, 두 대는 지지발의 후족각 측정을 위해 지지발(왼발)의 뒤쪽 좌우로 10m 후방에 <그림 1>과 같이 설치했으며, 두 대는 차는 발의 해부학적 회전각 측정을 위해 차는 발의 10m 오른쪽의 측면에 전후로 각각 설치했다. 비디오카메라(HDR-FX7)의 촬영속도는 120frames/s, 노출시간은 1/500초로 설정했다. 피험자는 상의는 탈의하고 하의는 타이즈를 착용했으며, 마크는 지지 다리의 후족각을 측정하기 위해서 <그림 2>와 같이 지지발의 뒤쪽 하퇴와 발에 각각 3개씩 부착했으며, 차는 다리의 해부학적 회전각 측정을 위해서 인체 관절 20개의 마크 이외에 오른쪽 무릎의 좌우에 각각 하나씩을 추가해서 부착했다.

통제들을 제거한 후 인스텝 킥으로 강한 슈팅 동작을 실시하도록 했으며, 이 때 골키퍼는 없는 상태이고, 골대 중앙의 크로스바에서 가로 2m, 세로 1m 의 사각

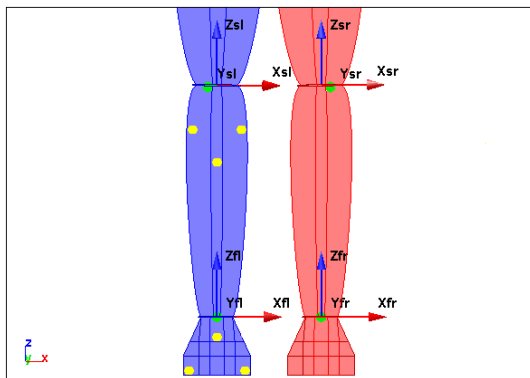


그림 2. 지지 다리의 후족각 산출을 위한 마크의 부착 위치와 지역좌표계의 정의(좌:지지 다리, 우:차는 다리)

형 지점에 정확히 들어간 동작들을 자료 처리에 이용했다. 각 카메라에서 획득한 동조된 2차원 좌표들은 DLT 방식으로 3차원 좌표를 계산했다. 계산된 3차원 공간 좌표에 내포된 노이즈를 제거하기 위해 디지털 필터링 방법을 사용했다. 디지털필터링 방법으로 신호를 피팅할 때 저주파 신호를 크기 변화가 없이 통과시키는 동시에, 고주파 잡음의 크기를 줄일 수 있는 2차 butterworth형 저역필터(low-pass filter)를 이용하여 스무딩 하였다. 이 때, 원 데이터 값이 가능한 변형되지 않도록 각 분절들의 선형속도 값들의 곡선 형태를 살펴 보면서 표본 주파수(sampling frequency)와 차단 주파수(cutoff frequency)의 비율이 가장 적절하다고 나타난 비율 10이 되도록 6Hz의 차단 주파수를 선택하였다.

3. 자료처리 및 좌표계 설정

DLT 과정을 거쳐 얻어낸 3차원 좌표값으로 축구 인스텝 킥의 운동학적 변인들을 계산하기 위해서 Visual C++ 6.0을 사용하였다. 축구 인스텝 킥 동작의 분석 구간을 오른발의 이지에서 볼 임팩트 시점까지로 설정했지만, 대상자마다 분석 구간의 시간 차이가 있으므로, 3차 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용하여 전체 피험자들의 동작 시간을 정규화 하였다.

본 실험에서의 동작구간은 지지발의 접지 순간(E1)에서 임팩트 순간(E2)까지로 설정했다.

1) 지지 다리의 후족각

지지 다리의 후족각 산출을 위한 마크의 부착 위치와 차는 다리의 해부학적 회전각 산출을 위한 지역좌표계는 <그림 2>와 같다. 지지 다리의 발목 관절각, 하퇴와 발의 방향각 계산은 류지선과 Hamill(2003)이 기술한 알고리즘을 수정해서 사용했으며, 계산 과정은 다음과 같다.

- ① 하퇴의 각 : 지지 다리의 하퇴가 전역좌표계의 전후축(Y)을 중심으로 좌우면 상에서의 운동으로 하퇴의 좌우 기울기를 나타낸다.

$$\theta_1 = \text{acos}(z_{sl} \cdot (Z \times y_{sl}))$$

- ② 하퇴의 굴곡각 : 하퇴의 굴곡/신전은 지지 다리의 하퇴가 전역좌표계의 좌우축(X)을 중심으로

전후면 상에서의 운동으로 하퇴의 전후 기울기를 나타낸다.

$$\theta_2 = \text{acos}(z_{sl} \cdot (y_{sl} \times Z))$$

- ③ 하퇴의 외전각 : 하퇴의 장축 회전각

$$\theta_3 = 90^\circ - \text{acos}(y_{sl} \cdot X)$$

- ④ 후족각 : 전후축(Y)을 중심으로 좌우면 상에서의 운동으로 발의 좌우 기울기를 나타낸다.

$$\theta_4 = \text{acos}(z_{fl} \cdot (Z \times y_{fl}))$$

- ⑤ 후족의 굴곡각 : 좌우축(X)을 중심으로 전후면 상에서의 운동으로 발의 전후 기울기를 나타낸다.

$$\theta_5 = \text{acos}(z_{fl} \cdot (x_{fl} \times Z))$$

- ⑥ 후족의 외전각 : 발의 장축인 수직축(Z)을 중심으로 수평면 상에서의 운동으로 발의 수직 회전각을 나타낸다.

$$\theta_6 = 90^\circ - \text{acos}(y_{fl} \cdot X)$$

- ⑦ 발목의 배측/저측 굴곡각

$$\theta_7 = 90^\circ - \text{acos}(z_{sl} \cdot (z_{fl} \times x_{sl}))$$

- ⑧ 발목의 내반/외반각 : 부동축(y)을 중심으로 근위분절인 하퇴에 대한 원위분절인 발의 좌우면 상에서의 운동이며, 발의 장축을 중심으로 지지 발 바닥을 내측/외측으로 돌리는 운동이다.

$$\theta_8 = 90^\circ - \text{acos}(z_{fl} \times x_{sl})$$

- ⑨ 발목의 내전/외전각

$$\theta_9 = 90^\circ - \text{acos}(x_{fl} \cdot (z_{fl} \times x_{sl}))$$

2) 차는 다리의 해부학적 회전각

인접한 두 분절 사이의 상대적 방향각을 결정하기 위해 카르단 각을 이용했다. 카르단 각의 계산은 xyz 세 축을 중심으로 모두 한번씩 3번 연속 회전시키는 방법이다. 운동역학의 신체운동 분석에서 카르단 방법이 상당히 많이 사용되며, 이 중에 Xyz 회전 순서 유형이 가장 많이 사용된다(Cole, Nigg, Ronsky, & Yeadon, 1993).

인접한 두 분절에 설정한 좌표계에 대응하는 축이 i 와 k 라면, j 는 부동축(Nodal Axis)이 된다. 칼테시안 좌표계의 xyz축에 대한 회전변환행렬은 다음과 같다(Nigg & Herzog, 2007).

$$[R_x(\phi_X)] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi_X & \sin\phi_X \\ 0 & -\sin\phi_X & \cos\phi_X \end{bmatrix}$$

$$[R_Y(\phi_Y)] = \begin{bmatrix} \cos\phi_Y & 0 & -\sin\phi_Y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\phi_Y & 0 & \cos\phi_Y \end{bmatrix}$$

$$[R_Z(\phi_Z)] = \begin{bmatrix} \cos\phi_Z & \sin\phi_Z & 0 \\ -\sin\phi_Z & \cos\phi_Z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

xyz축 회전에 대한 회전변환행렬은 다음과 같이 기술할 수 있다.

$$[R_{ZYX}] = [R_X(\phi_X)][R_Y(\phi_Y)][R_Z(\phi_Z)]$$

$$[R_{ZYX}] = \begin{bmatrix} (C\phi_Z C\phi_Y) & (S\phi_Z C\phi_Y) & (-S\phi_Y) \\ (-S\phi_Z C\phi_X + C\phi_Z S\phi_Y S\phi_X) & (C\phi_Z C\phi_X + S\phi_Z S\phi_Y S\phi_X) & (C\phi_Y S\phi_X) \\ (S\phi_Z S\phi_X + C\phi_Z S\phi_Y C\phi_X) & (-C\phi_Z S\phi_X + S\phi_Z S\phi_Y C\phi_X) & (C\phi_Y C\phi_X) \end{bmatrix}$$

여기서 S는 sine, C는 cosine의 의미하며, 인접한 두 분절 사이의 각은 위의 변환행렬식으로부터 다음과 같이 계산되었다.

$$\sin\phi_Y = -R_{13} \quad \cos\phi_Y = \sqrt{1 - \sin^2\phi_Y}$$

$$\sin\phi_X = \frac{R_{23}}{\cos\phi_Y} \quad \cos\phi_X = \frac{R_{33}}{\cos\phi_Y}$$

$$\sin\phi_Z = \frac{R_{12}}{\cos\phi_Y} \quad \cos\phi_Z = \frac{R_{11}}{\cos\phi_Y}$$

이들 방정식으로부터 각도는 $-\pi < \phi < \pi$ 의 범위에서 결정된다(Yeadon, 1990). 이와 같이 세 번의 회전에 의해 산출된 각들인 ϕ_X, ϕ_Y, ϕ_Z 에서 관절과 분절의 운동 방향을 다음과 같이 기술했다.

표 2. 인스텝 킥에서 차는 다리 관절의 운동 방향의 정의

각도	관절	운동의 방향	
		(+)	(-)
ϕ_X	고관절	굴곡(flexion)	신전(extension)
	슬관절	굴곡(flexion)	신전(extension)
	족관절	족저굴곡 (plantar flexion)	배측굴곡 (dorsi flexion)
ϕ_Y	고관절	내전(adduction)	외전(abduction)
	족관절	내번(inversion)	외번(eversion)
ϕ_Z	고관절	내측회전 (Internal Rotation)	외측회전 (external rotation)
	족관절	내측회전 (internal rotation)	외측회전 (external rotation)

4. 통계처리

자료처리는 그룹 간 평균 차이를 검정하기 위해 독립표본 T검정을 실시하였고, 통계적 차이의 유의수준은 .05로 하였다.

III. 결과 및 논의

1. 지지 다리의 후족각 분석

지지발의 접지와 임팩트 순간의 후족각을 분석한 결과는 <표 3>, <그림 3>과 같이 나타났다.

접지 순간 지지발은 저축 굴곡 상태를 유지했다. 숙련자들은 저축 굴곡각이 약간 더 높게 나타났으며, 접지 순간이 최대 피크를 보인 반면, 비 숙련자들은 접지 바로 직전 최대 피크를 보여 그룹 간 최대 피크의 타이밍에서 약간의 차이가 나타났다. 또한 <그림 3>에서 보는 바와 같이 숙련자들은 접지에서 임팩트 순간까지 저축 굴곡각이 약간 높은 상태가 지속되었다.

지지발의 외반각은 일반적으로 젓힐 수 있는 것보다 인스텝 킥 동작의 접지 시 상당히 크게 나타났다. 지지발의 접지 전후에 외반각의 변화 곡선은 저축 굴곡각

의 곡선과 유사한 형태를 보였으며, 접지 직전 최대 피크가 나타났고, 접지 순간 숙련자와 비 숙련자들 간에 차이는 나타나지 않았다.

디딤발이 지면에 접지하는 순간은 발뒤꿈치가 먼저 닿은 후 발끝이 닿는 것을 볼 수 있었다. 지지발의 접지 시 후족의 굴곡각은 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 숙련자들은 비 숙련자들에 비해 접지 순간 발끝이 더 많이 들려 있어서 후족의 굴곡각이 큰 것으로 나타났다.

두 그룹 간 후족각의 차이는 미세하게 나타났지만, 지지발이 지면에 닿는 순간 26도 이상으로 상당히 많이 기울어진 자세를 취하는 것으로 나타났다. 이렇게 접지 순간 지지발의 후족각이 크게 나는 원인은 인스텝 킥 동작에서 볼에 강력한 힘을 전달하기 위해서는 체중을 지지발쪽으로 옮겨야 하는데, 볼의 약간 왼쪽에서 시작해서 지지발이 접지하는 순간에 상체는 세우고 지지 다리는 지지발쪽으로 상당히 많이 기울이기 때문인 것으로 볼 수 있다.

두 그룹 간 후족의 외전각에서 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았다. Isokawa & Lees(1988)의 인스텝 킥 연구에서 지지발은 킥하는 방향과 같은 방향으로 놓인다고 지적했는데, 이는 본 실험과는 약간의 차이가 났다. 실제 동영상을 시각적으로 관찰하면, 거의 모든

표 3. 축구 인스텝 킥 동작에서 지지발의 접지와 임팩트 순간의 후족각 (도)

Variable	비 숙련자		숙련자		t-value
	M	SD	M	SD	
접지 시 발목의 배측/저축 굴곡각	32	11.7	46	15.4	-1.75
접지 시 발목의 내반/외반각	33	17.4	33	10.8	.07
접지 시 후족의 굴곡각	15	7.8	24	8.6	-1.46*
접지 시 후족각	28	13.2	26	10.5	.28
접지 시 후족의 내전/외전각	4	21.4	-5	14.0	.94
접지 시 하퇴의 굴곡각	-11	14.4	-8	8.0	-.37
접지 시 하퇴의 각	31	11.1	28	8.6	.34*
접지 시 하퇴의 외전각	21	20.8	-6	15.0	2.72
임팩트 시 하퇴의 굴곡각	-1	7.7	-3	6.9	.45
임팩트 시 하퇴의 각	22	19.3	22.3	12.5	-.03
임팩트 시 하퇴의 외전각	-1	17.1	-12	8.9	1.49

* p<.05

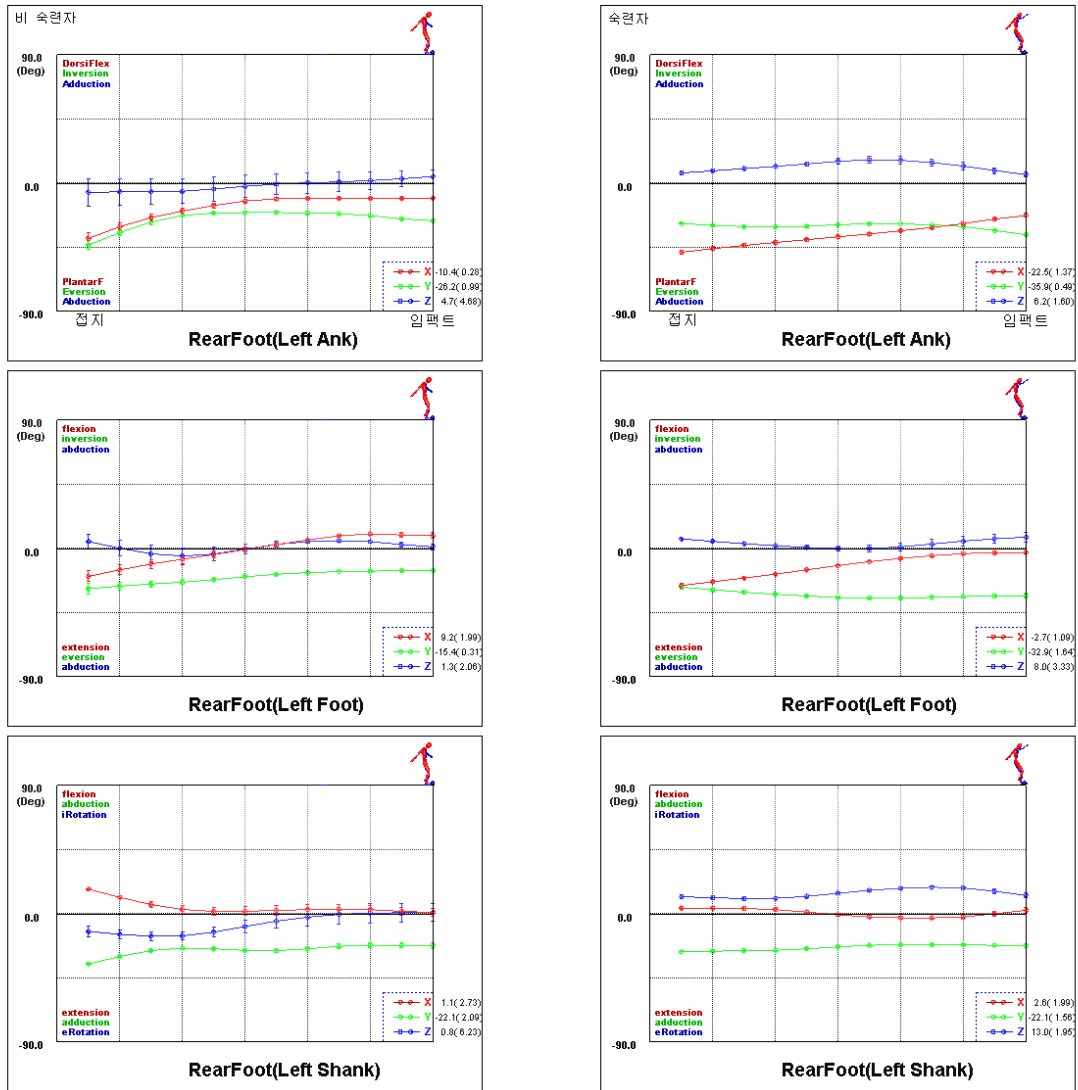


그림 3. 지지 다리의 후족각

선수들의 지지발이 접지 시 발끝이 발뒤꿈치보다 약간 왼쪽(지지발쪽)으로 향하는 외전 상태를 유지했다. 하지만 실험 결과에서 비 숙련자들은 약간 상이한 형태로 나타났다. 이와 같은 결과는 지지발의 후족각 측정을 위한 마크의 부착 부위가 지지 다리의 뒤쪽에 6개를 모두 붙였을 때 오차가 다른 요인들보다 후족의 외전각에서 약간 크게 날 수 있는 것으로 사료된다. Isokawa & Lees(1988)에 의하면, 임팩트 전에 각도를 가진 접근은 수평면으로 골반의 회전을 더욱더 크게

하며, 강한 힘을 전달하기 위하여 더욱더 큰 지레를 만들 수 있게 되어 볼 속도를 높일 수 있는 잠재력을 가진다고 하였다.

두 그룹 간 하퇴의 굴곡각은 큰 차이가 나지 않았으며, 숙련자 그룹은 하퇴를 후방으로 8도 가량 기울이는 것으로 나타났다. <그림 3>에서 하퇴 굴곡각의 그래프를 보면 두 그룹 간 곡선의 파형이 거의 유사하게 나타났다. 임팩트 순간에도 두 그룹 간 차이는 미세하게 나타났으며, 하퇴의 전후 기울기는 거의 수직 상태를 유

지하는 것으로 나타났다. 반면, 임팩트 순간 하퇴의 좌우 기울기는 두 그룹 간 큰 차이 없이 22도로 나타났다.

접지 시 하퇴의 각은 비 숙련자들이 숙련자들보다 3도가량 더 구부리는 것으로 나타났으며, 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 났다. 임팩트 순간에 하퇴의 각은 그룹 간 차이 없이 지지발 쪽으로 22도 가량 구부린 자세에서 킥을 하는 것으로 나타났다. 임팩트 순간 선수들은 상체를 거의 세웠지만, 체중은 지지발의 측면으로 이동하게 되는데, 하퇴의 각을 보면 어느 정도 알 수 있다. 디딤발이 접지하는 순간에 하퇴의 각은 상당히 크지만, 임팩트 순간에는 약간 세워져 22도의 각도를 유지하는 것을 보면, 체중이 지지발쪽으로 상당히 쏠리는 것을 볼 수 있었다.

2. 차는 다리의 해부학적 회전각 분석

X축 상에서 골반에 대한 대퇴의 움직임은 <그림 4>에서 보는 바와 같이 지지발의 접지 시 최대 피크에 이르렀다. 이 순간 고관절의 최대 신전각은 30도 이상으로 나타났으며, 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 없었지만, 숙련자들의 신전각이 대체로 높게 나타났다. 지지발의 접지 순간 고관절이 최대로 신전된 후 다리를 점차 굴곡시켜서 임팩트 순간에는 10도 이상 굴곡

된 상태에서 킥을 하는 것으로 나타났다. Adrian & Cooper(1989)에 의하면, 킥 동작의 마지막 힘의 전달에서 고관절의 움직임이 거의 없지만, 이것은 초기에 힘을 발생시키는데 중요한 역할을 하며, 마지막 힘의 전달에서 중요한 것은 무릎의 신전에 있다고 기술했다. 또한 동작구간의 초반부에 고관절의 굴곡에 의해 대퇴가 앞으로 스윙되면 하퇴와 발도 같이 움직인다. 이 시기에 무릎 관절의 굴곡이 조금 일어나며 발은 약간 후방으로 움직이게 된다.

좌우면 상에서 고관절은 외전 상태를 임팩트 직후까지 유지한 후 내전 상태로 가는 것을 볼 수 있었다. 임팩트 직전에 고관절의 외전각이 최대 피크에 이른 후 점차 대퇴를 안쪽으로 회전키는 것으로 나타났다. 고관절의 외전각은 접지와 임팩트 순간 그룹 간 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

차는 다리 고관절의 내측/외측회전은 Z축에 대한 수직면 상에서 골반에 대한 대퇴의 움직임으로 두 그룹 모두 지지발의 접지 직전에 최대 피크에 이르렀으며, 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았다. 임팩트 직전부터 내측회전으로 바뀌는 것을 볼 수 있었다.

차는 다리의 무릎 관절은 접지와 임팩트의 중간 정도에서 최대로 굽혔으며, 최대 굴곡각은 숙련자 그룹이 6도 더 높았지만, 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았

표 4. 축구 인스텝 동작에서 차는 다리의 해부학적 회전각과 볼 속도 (도, m/s)

Variable	비 숙련자		숙련자		t-value
	M	SD	M	SD	
최대 고관절의 신전각	-30	2.2	-41	.3	-1.89
최대 고관절의 외전각	-24	1.0	-23	.1	.07
최대 고관절의 외측 회전각	39	5.3	43	2.6	.41
최대 슬관절의 굴곡각	-73	1.0	-79	1.6	-1.59
최대 족관절의 저측 굴곡각	-27	6.0	-26	.8	.05
최대 족관절의 외번각	24	2.0	27	2.7	.36
최대 족관절의 외측 회전각	-10	3.3	-21	4.7	-1.02*
임팩트 시 고관절의 굴곡각	10	2.1	15	2.1	.98
임팩트 시 고관절의 외전각	-21	1.6	-18	.9	.46
임팩트 시 고관절의 내측 회전각	-13	.4	-11	2.5	.18
볼 속도	20	1.8	21	1.2	-.3

* p<.05

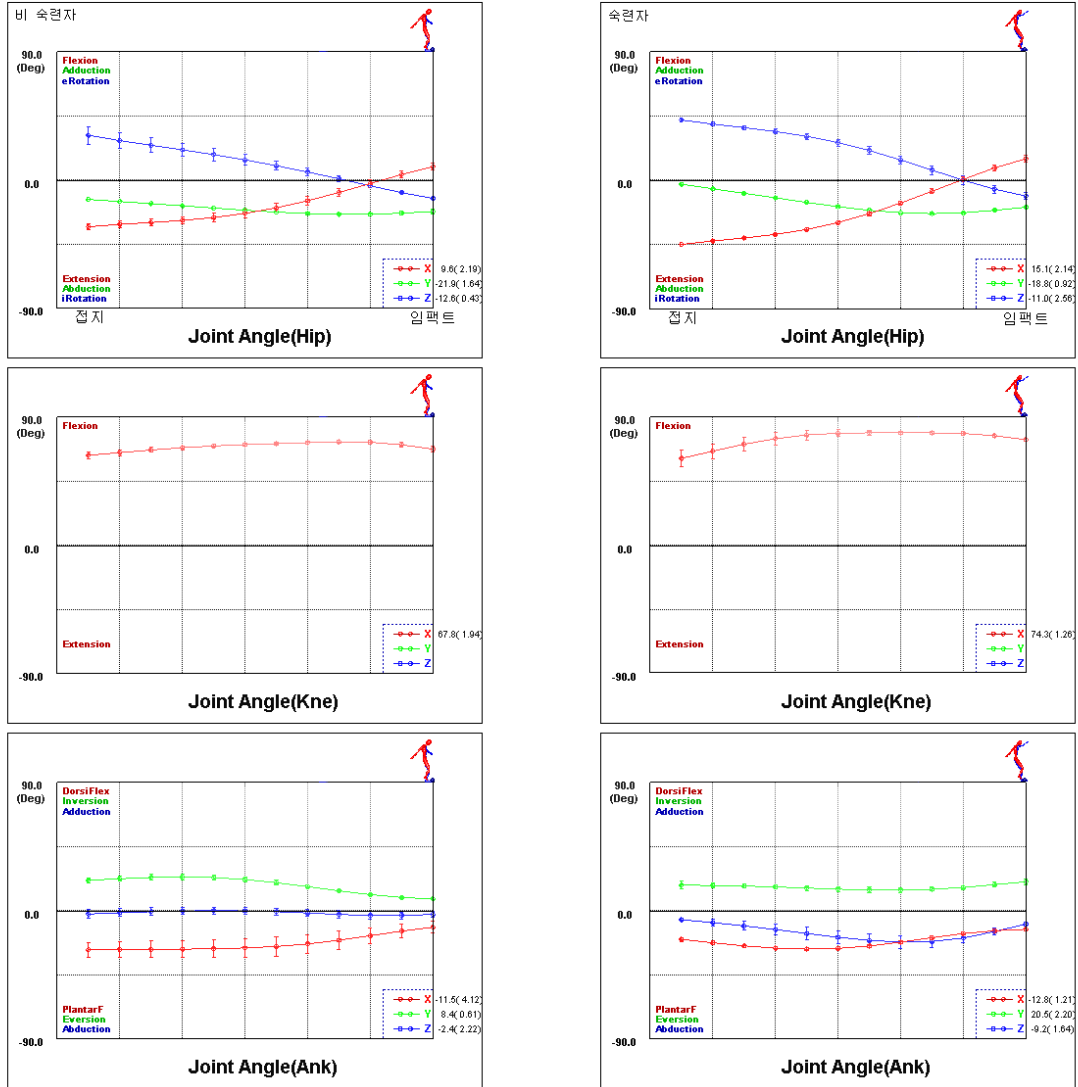


그림 4. 차는 다리의 해부학적 회전각

다. 김성배(1996)의 연구에 의하면, 지지발의 접지 시점(74도)에서 임팩트 시점(126도)까지 무릎관절의 각도 변화가 52도였는데, 본 실험 결과는 이보다 상당히 낮게 나타났다. Cythina(1990)에 의하면, 킥 동작의 초기 국면에서 힘을 발휘하기 위해서는 골반의 동작이 중요하고, 무릎 관절의 신전은 킥 동작의 후반부에 힘을 발휘하는데 가장 크게 기여 하며, 이는 차는 발의 속도가 무릎 관절의 신전에 의해 결정되기 때문인 것으로 기술했다.

족관절의 최대 저축 굴곡각과 최대 외번각은 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 반면, 족관절의 최대 외측 회전각은 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 났으며, 숙련자 그룹은 임팩트 직전에 발을 외측으로 가장 많이 회전시키는 것을 볼 수 있었다. 반면, <그림 4>에서 보는 바와 같이, 비 숙련자 그룹은 외측 회전각의 그래프 곡선의 상하 변화폭이 크지 않게 나타났다. Adrian & Cooper(1995)의 인스텝 킥 연구에 의하면, 임팩트 순간에 상체를 수직에 가까이 세우며,

강력한 임팩트가 되기 위해서는 차는 다리의 발목이 고정되면 더 큰 볼 속도를 낼 수가 있다고 하였다.

볼 속도는 그룹 간 큰 차이가 나지 않았으며, 선행 연구(조규권, 1992; 진영완, 1997; 김은수, 2006)에 비해 전체적으로 속도가 떨어지는 것으로 나타났다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 축구 인스텝 킥에서 지지 다리의 후족과 차는 다리의 해부학적 회전각을 숙련자와 비 숙련자 두 그룹으로 나누어 분석한 결과를 토대로 다음과 같은 결론을 얻었다.

지지발의 접지 시 발목 관절에서의 저축 굴곡은 그룹 간 최대 피크의 타이밍에서 약간의 차이가 나타났다. 지지발의 접지 시 후족의 굴곡각은 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 났으며, 후족각은 26도 이상으로 상당히 많이 기울어진 자세를 취하는 것으로 나타났다. 지지발의 접지 시 하퇴의 운동은 그룹 간 유의한 차이가 없었다. 접지 이전에 하퇴를 후방으로 가장 많이 기울였으며, 임팩트 순간 하퇴의 좌우 기울기는 22도였다.

차는 다리 고관절의 굴곡/신전은 지지발의 접지 시 최대 피크에 이르렀으며, 이 순간 고관절의 최대 신전각은 30도 이상으로 나타났다. 고관절의 외전각, 내측/외측회전은 접지와 임팩트 순간 그룹 간 유의한 차이는 나지 않았다. 차는 다리 무릎 관절의 굴곡각은 접지와 임팩트의 중간에 최대로 굽혔으며, 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았다. 족관절의 최대 외측 회전각은 유의한 차이가 났으며, 숙련자 그룹은 임팩트 직전에 발을 외측으로 가장 많이 회전시키는 것으로 나타났다.

참 고 문 헌

김성배(1996). **축구 인스텝 킥 동작시 하지 분절의 생체역학적 분석**. 미간행 박사학위논문. 단국대학교 대학원.
 김은수(2006). **축구의 직접 Free Kick 거리에 따른 인체**

분절의 운동학적 분석. 미간행 박사학위논문. 단국대학교 대학원.
 김준현(1996). **축구 장거리 슈팅과 인스텝 슈팅의 운동학적 비교**. 미간행 석사학위논문. 연세대학교 대학원.
 류지선(1990). **볼 킥 동작의 최적화 모델에 관한 연구**. 미간행 박사학위논문. 한양대학교 대학원.
 류지선, Hamill(2003). **운동역학 실험**. 서울: 대한미디어.
 윤재만(2000). **축구 기술의 킥에 관한 운동역학적 분석**. **한국운동역학회지**, 9(2), 117-128.
 윤희중, 백진호, 광정구, 운동섭, 이종훈(1994). **축구 인스텝 킥 시 롱킥과 슈팅 동작의 운동학적 비교 분석**. **체육과학연구소논문집**, 13(1), 129-136.
 이연목(1997). **한국 고등학교 축구 경기의 슈팅 분석**. 미간행 석사학위논문. 국민대학교 대학원.
 조규권(1992). **축구선수의 In-step Shoot 동작에 관한 생체역학적 분석**. 미간행 박사학위논문. 고려대학교 대학원.
 진영완(1997). **축구 인스텝 슈팅 동작의 운동역학적 분석**. 미간행 박사학위논문. 연세대학교 대학원.
 청소년체력증진시스템(2007). <http://www.teen-fitness.com>
 Adrian M. J. & Cooper, J. M. (1989). *Biomechanics of Human Movement*. Indiana: Benchmark Press.
 Adrian, M. J. & Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of Human Movement(2nd ed)*. Dubuque, IA: Benchmark.
 Andrews, J. G. (1974). *Biomechanical analysis of human motion*. Kinesiology IV. Washington, DC: American Association of Health, Physical Education and Recreation.
 Asami, T., & Nolte, V. (1983). Analysis of powerful ball kicking. *Biomechanics VIII-B*, 695-700.
 Barfield, W. R. (1995). Effects of selected kinematic and kinetic variables on instep kicking with domination and nondomination limbs. *Journal of Human Movement Studies*, 29, 251-272.
 Bensira, D. (1980). *A comparison of the mechanical characteristics of the instep kick between skilled*

- soccer players and novices. Unpublished doctoral dissertation. University of Minnesota.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *Journal of Biomechanical Engineering*, 115, 344-349.
- Cythina, L. L. (1990). *Segment interaction of the three-dimensional soccer instep kick motion*. Ph. D. Dissertation, Texas Woman's University. Denton, TX.
- Dapena, J. & Levanon, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Med. Sci. Sports Exercise*, 30(6), 917-927.
- Isokawa, M. & Lees, A. (1988). A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. *Science and Football: Proceedings of the First World Congress of Science and Football*, 449-455.
- Levanon, J. (1995). *Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of two common kicking techniques in soccer*. Ph. D. Dissertation, Indiana University.
- Macmillan, M. B. (1975). The determinations of the flight of the kicked foot-ball. *Research Quarterly*, 46(1), 48-57.
- Putnam, C. A. (1983). Interaction between segments during a kicking motion. *Biomechanics*, VIII-B, 688-694.
- Roberts, E. M., & Metcalfe, A. (1968). Mechanical analysis of kicking. *Biomechanics*, 314-315.
- Tant, C. L. (1990). *Segmental interactions of a three-dimensional soccer instep kick motion*. Ph. D. Dissertation, Texas Woman's University.

투 고 일 : 1월 36일

심 사 일 : 2월 4일

심사완료일 : 3월 7일