

## 여자 축구선수의 사이트 커팅 동작 시 방향 예측과 피로가 하지 관절의 부하에 미치는 영향

국민대학교 체육학과<sup>1</sup>, 아주대병원 정형외과<sup>2</sup>, 중앙대학교 체육교육과<sup>3</sup>, 경남대학교 체육교육과<sup>4</sup>

박은정<sup>1</sup> · 이용석<sup>2</sup> · 임비오<sup>3</sup> · 김용운<sup>4</sup> · 이기광<sup>1</sup>

### Effect of Anticipation and Fatigue on Lower Extremity Joint Loads during Side-cutting in Female Soccer Player

Eun-Jung Park, MS<sup>1</sup>, Yong-Seuk Lee, MD, PhD<sup>2</sup>, Bi-O Lim, PhD<sup>3</sup>, Yong-Woon Kim, PhD<sup>4</sup>, Ki-Kwang Lee, PhD<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Sport Science, Kookmin University, Seoul, <sup>2</sup>Department of Orthopedic Surgery, Ajou University Hospital, Suwon, <sup>3</sup>Department of Physical Education, Chungang University, Seoul,

<sup>4</sup>Department of Physical Education, Kyungnam University, Changwon, Korea

To investigate effect of fatigue and anticipation on lower extremity joint load during a side-cutting maneuver in female collegiate soccer players, thirteen female collegiate soccer players whose right leg dominant participated in this study. Three dimensional motion analysis system and a force plate were used to record the 45° side cutting maneuver. In the first, anticipated and unanticipated cutting were measured in the pre-fatigue condition. Second, participations performed the fatigue protocol by the squat exercise with weight lifting. And then, two different type of cutting task were measured again after fatigue condition. The cutting direction let known before start their running in case of the anticipated cutting, the random signal of cutting direction were presented in the unanticipated condition. In the results, the most influential variable was anticipation factor. Lower limb angles represented significantly flexed posture during unanticipated cutting than anticipated condition. Maximum knee flexion moment represented significantly higher in unanticipated cutting than anticipated cutting. Adduction and internal rotation moment of lower limb joint decreased in unanticipated cutting. Fatigue factor was influenced by the initial contact angles of the ankle joint. Lower limb angles at the initial ground contact indicated more erect posture in post-fatigue condition. The unanticipated factor had more effect on locomotors ability of lower limb in this study. Therefore, the sensory-motor training to adapt to unanticipated situation should be considered for the injury prevention training program.

**Key Words:** Soccer, Cutting maneuver, Anticipation, Anterior Cruciate Ligament, Joint load

접수: 2011-2-25 수정: 2011-3-28 승인: 2011-5-20

책임저자: 이 기 광

136-702, 서울시 성북구 정릉동 861-1

국민대학교 체육학과 운동역학연구실

Tel: 02-910-5253, Fax: 02-910-5253

E-mail: kkleee@kookmin.ac.kr

본 논문은 한국연구재단의 지원에 의한 논문임(KRF-2010-001641).

## 서 론

축구 선수들에 있어 하지의 부상은 전체의 68-88%로 가장 높은 부상 비율을 차지하며<sup>1)</sup>, 훈련 시 발생하는 하지 부상은 운동기구나 다른 선수와의 접촉으로 인한 부상보다는 비 접촉성 부상(non-contact injury)이 더 많이 보고되고 있다<sup>1)</sup>. 또한 여자 선수들은 커팅(cutting)이나 착지(landing) 동작 시 남자선

수들보다 더 큰 무릎의 외전 각도와 모멘트를 나타내며, 이는 비 접촉성 전십자인대(anterior cruciate ligament)의 부상이 여자 선수에서 보다 빈번하게 일어나는 원인이 된다<sup>2,6)</sup>. 대부분의 비 접촉성 전십자인대 부상은 갑작스러운 방향전환, 감속(deceleration) 및 착지(landing) 동작에서 발생하며<sup>1,7)</sup>, 이러한 부상으로 인해 많은 선수들이 훈련이나 경기를 수개월 동안 할 수 없거나, 심지어는 다시 시합에 나갈 수 없게 될 수도 있으며<sup>4)</sup>, 전십자인대의 파열 병력이 있는 선수들은 상대적으로 어린 나이에 무릎에 관절염이 발병하는 경향이 있는 것으로 보고되었다<sup>8)</sup>. 그러므로 축구 선수에 있어 무릎관절의 부상 기전을 정확히 분석하고, 부상을 예방하기 위한 방안을 연구하는 것은 매우 중요하다고 할 수 있다. 운동선수의 무릎 부상 기전을 규명하기 위하여 주로 방향전환 및 착지 동작 시 무릎의 기전을 분석한 연구가 많이 진행되었다. 방향전환 동작에 있어서는 커팅동작의 시기, 방법 및 커팅 각도에 따라 하지에 미치는 영향에 대한 연구가 많이 진행되었는데, 사전에 방향을 예측하지 못하거나 미리 계획되지 않은 방향전환 및 착지 동작에서 미리 계획된 경우 보다 무릎 관절의 부상 위험이 더 큰 것으로 나타났다<sup>4,5,7,9)</sup>.

또한, 피로 발생과 부상 위험률의 상관관계에 대한 연구도 많이 진행되어 왔는데<sup>10,11)</sup>, 최근 James 등<sup>10)</sup>의 연구에서는 피로는 무릎관절 주변부 근육의 운동조절(movement control)을 변화시키며, 반응 시간(reaction time)을 지연시킬 뿐 아니라, 피로 중에 발생한 신경근 변화(neuromuscular alterations)는 부상의 위험을 증가시킬 수 있다고 하였다.

그러나 축구 선수의 무릎 부상 기전에 관한 연구는 대부분의 경우, 착지 동작 시 의자 높이에 따른 영향을 비교하거나, 단순히 커팅 진행 방향의 각도에 따른 비교, 또는 사전에 계획된 커팅과 미리 예측하지 못한 커팅 동작의 비교, 피로 발생 전 후의 착지동작 비교, 남자와 여자의 커팅 및 착지 동작 수행에 대한 비교 등 단적인 변인으로 분석하여 그 결과를 실제 경기상황에 대입하여 해석하는 경우가 많았다. 그러나 실제 경기 상황에서는 이러한 모든 변인들이 종합적으로 작용하여 부상의 원인이 되므로, 좀 더 복합적인 상황으로 구성된 커팅 동작 연구는 보다 의미 있는 결과를 제시할 것이다.

또한 여자 축구선수는 남자보다 무릎관절의 부상비율이 높다는 것이 여러 연구들에서 밝혀졌으므로, 부상에 노출될 수 있는 다양한 상황에 따른 여자 선수의 동작수행에 연구가 면밀히 이루어질 필요가 있고, 세계적으로 축구선수의 부상 기전에 대한 다양한 연구들이 이루어지고 있으나 아직까지 부족한 실정이며<sup>12)</sup>, 국내에서는 여자 축구선수에 대한 부상 기전과

예방에 대한 훈련 현실이 더욱 미흡한 실정이다.

본 연구에서는 선수가 미리 예측할 수 있는 경우와 예측하지 못하고 반사적으로 대처해야 하는 경우의 관절 각도 및 관절 모멘트와 지면 반력 변인과 더불어 경기 초반과 다르게 후반에 발생하는 피로의 요인까지 추가하여 부상 요인에 대해 복합적으로 실험 조건을 구성하고 이를 종합적으로 분석함으로써, 여자 축구선수의 커팅 동작 시 피로의 유무와 방향 예측 여부가 하지 관절에 미치는 영향을 규명하고, 부상 예방 및 재활 프로그램의 개발 시 기초자료로 활용하는 것이 목적이다.

## 연구 방법

### 1. 연구 대상자

서울시 소재 H대학 여자 축구팀 선수 중 오른쪽 다리가 우성인 13명(평균 연령  $19.2 \pm 0.4$ 년, 신장  $162.5 \pm 5.2$  cm, 체중  $55.2 \pm 4.4$  kg, 운동경력  $7.5 \pm 1.4$ 년)을 대상으로 하였다. 본 연구의 취지를 이해하고 실험에 동의한 참가자들로 구성되었으며, 실험 전 6개월 이내 수술 및 부상이력이 없고, 실험 당시 하지에 진단받은 질환이 없으며 자각적인 통증이 없는 선수에 한하여 진행하였다.

### 2. 실험 장비

영상분석 카메라 6대(Vicon MX-T40, Vicon, Oxford, UK)와 포토펜서(BX5M-MDT, Autronics, Seoul, Korea), 지면반력기 1대(AMTI MSA-6, AMTI, Watertown, MA, USA), 인조잔디를 사용하였다. 지면반력기는 실험실 바닥에 매장한 후 그 위에 인조잔디를 덮고 위치를 알아볼 수 있도록 표시하였고, 6대의 영상분석 카메라를 측정 공간에 적합하도록 원형으로 배치하였다. 포토펜서는 피험자의 진행 경로 내에서 지면반력기와 2 m 떨어진 지점에 설치하여<sup>4)</sup> 피험자가 이 지점을 통과하면 피험자의 진행방향 앞쪽에 놓인 노트북 컴퓨터로 신호가 전송되어 무작위 방향지시 신호를 제시할 수 있도록 하였다. 실험 장비 배치는 Fig. 1과 같다.

### 3. 실험 절차

대상자는 짧고 달라붙는 반바지를 착용하고 자연스러운 동작 재현을 위해 평소 본인이 신고 훈련하는 축구화를 착용하도록 하였다. 바이콘 하지보행모델(Vicon plug in gait Lower limb model)에 상응하는 부착부위에 총 16개(직경 15 mm)의 반사 마커를 부착하였으며, 발의 움직임 측정을 위한 마커들은

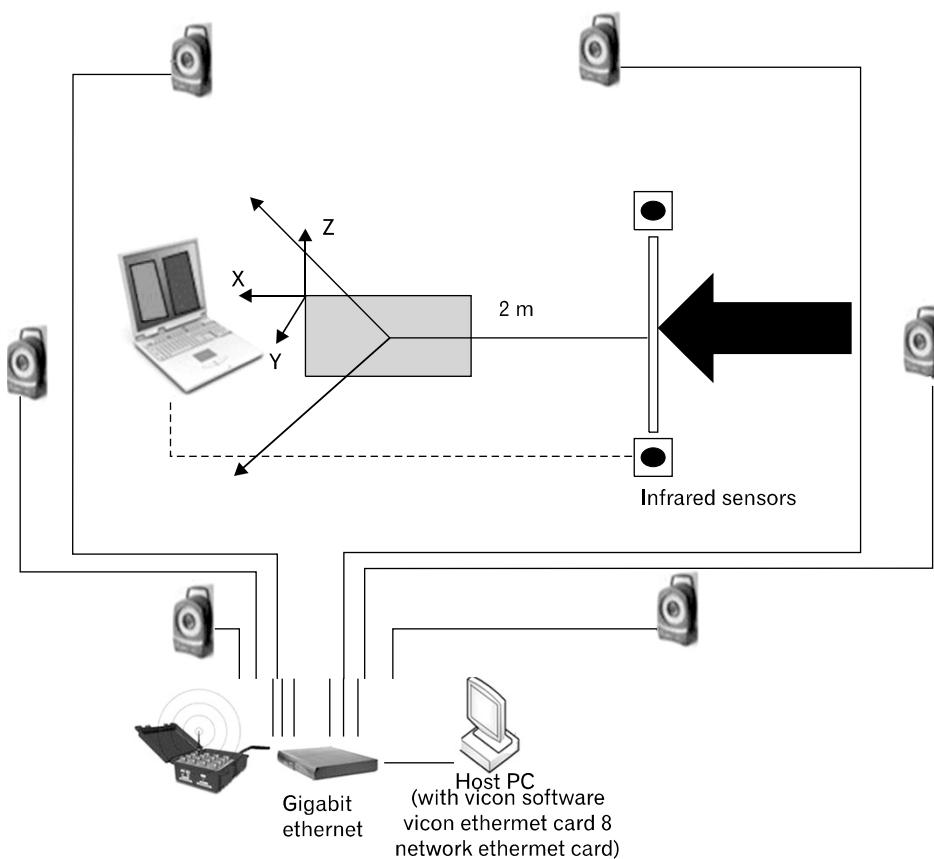


Fig. 1. Experimental equipments.

축구화를 신은 상태로 부착하였다.

수행 과제는 45° 좌측과 우측 방향으로의 커팅 동작으로, 실험 참가자는 지면반력기를 향하여 최대 속도로 달려오다가 점프 후 지면반력기 위에 착지함과 동시에 빠르게 좌측 또는 우측 45°로 방향전환을 시도하였다.

피험자들이 수행과제를 무리 없이 수행할 수 있도록 충분히 연습하게 한 후 실험을 진행하였다. 실험은 크게 피로 발생 전과 피로 발생 후의 상황으로 구분하여 진행하였으며, 각각의 상황에서 출발 전 이미 커팅 방향을 알고 시작하는 경우(anticipated cutting, AC)와 출발 후 지면반력기에 착지하기 직전, 즉 공중에 도약된 상태에서 무작위로 방향신호를 제시함으로써 사전에 방향을 예측할 수 없는 경우(unanticipated cutting, UC)로 나누어 진행하였다. 각각의 상황에서 3회의 데이터를 수집한 후, 사전에 방향을 알려준 커팅(AC)의 경우는 성공적인 1회의 데이터를 분석에 활용하였고, 미리 방향을 예측하지 못한 커팅(UC)의 경우는 동작이 더 불규칙적일 것으로 생각되어 성공적인 2회의 데이터의 평균값을 분석에 활용하였다. 본 연구에서는 오른 발 착지 후 왼쪽으로 방향 전환하는 경우를 사이드 커팅(side-cutting)으로 지칭하며, 결과분석에는 사이드 커팅의 자료만 활용하였다.

Gehring 등<sup>3)</sup>은 레그 프레스 운동기구(leg press weight machine)를 이용한 최대 피로 프로토콜(sub-maximal fatigue protocol)은 무릎의 굴곡과 신전의 닫힌 사슬(closed-kinetic-chain)운동으로써 기능적 피로 프로토콜로 사용될 수 있다고 하였으며, 그의 연구에서 피험자가 선택된 무게에서 더 이상 수행할 수 없을 때까지 스쿼트 운동을 수행하고, 피로 유발 운동 직후에 피로 후 상황에 대한 측정을 수행하였다. 따라서 본 연구에서도 피로 전(pre-fatigue) 조건의 측정이 끝난 직후 1분 이내에 피로 프로토콜을 수행하였으며, 스미스 머신(Smith machine)을 이용한 스쿼트 동작을, 30 kg의 무게로 5회 1세트, 15세트 반복을 기준으로 개인별 능력에 따라 더 이상 수행하기 힘든 수준까지 반복하였다. 또한 개인 별 피로회복 정도에 따른 격차를 줄이고 피로를 유지하기 위하여 피로 프로토콜 이후 수행 동작의 측정 중간에 10회씩 프리스쿼트 동작을 수행하도록 하였다<sup>5)</sup>.

#### 4. 자료 분석

6대의 영상분석 카메라의 샘플링 주파수는 200 Hz로 설정하였으며, 지면반력기의 샘플링 주파수는 2,000 Hz로 설정하였다. 수집된 자료의 필터링은 넥서스(Nexus) ver. 1.4 프로그램

내에 포함된 Woltring filter기능을 활용하였으며, MSE 수준은 10으로 하였다.

지면반력값의 역치는 수직성분(Fz) 10 N으로 하였으며, 각 피험자들 간 몸무게 차이에 의한 오차를 없애기 위하여 각 피험자들의 %신체질량(Body mass)으로 표준화하여 지면반력값을 사용하였다.

분석구간은 각도와 모멘트의 경우, 착지(initial contact, IC) 순간, 각도 및 모멘트가 최대치에 도달한 순간(maximum values, Max), 이지(toe off, TO) 순간으로 나누어 분석하였다. 이 시점들에 대한 각 관절의 각도, 모멘트 값을 비교하였으며, 지면반력 최대값, 지면 접촉시간을 두 가지 변인이 다르게 적용된 상황에 대해서 비교하였다.

## 5. 통계 처리

PASW ver. 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 통계 프로그램을 이용하여 반복측정 이원 분산분석(two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 독립변인은 피로와 예측 두 가지로, 피로 요인에 대한 영향, 예측요인에 대한 영향과 피로와 예측의 상호작용에 대한 영향을 분석하였다. 유의수준은  $\alpha=0.05$ 로 하였다.

## 결 과

### 1. 관절 각도

#### 1) 엉덩이관절 각도

착지 시 엉덩이관절의 굴곡 각도는 피로 후 보다 피로 전에 더 크게 나타났다( $p=0.030$ ). 이 시기의 엉덩이관절 외회전도 피로한 경우에 더 큰 각도를 보였으며( $p=0.028$ ), 피로 전·후 모두 AC에서 더 큰 외회전 각도를 보여 예측요인에 대해서도 유의한 차이가 있었다( $p=0.006$ ).

엉덩이 관절 굴곡의 최대 각은 피로 전·후 모두 AC보다 UC에서 더 크게 나타나, 예측 요인에 대해 유의한 차이를 보였다( $p=0.007$ ). 이지 시점에는 모든 동작에서 통계적인 차이가 없었다. Table 1은 각 시점 별 엉덩이관절의 굴곡 및 신전, 내전 및 외전, 회전 각도를 제시한 것이다.

#### 2) 무릎관절 각도

착지 시 무릎의 내전각은 피로 후 더 감소하는 경향을 보여,

Table 1. Hip joint angles at each of the event

		Mean (SD) angles of hip joint (°)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
Flx (+)/Ext (-)	IC	48.36 (7.80)	50.42 (7.81)	46.68 (8.37)	46.76 (6.92)	*0.030	0.201	0.273
	Max	54.76 (8.63)	58.39 (9.92)	54.55 (11.69)	56.37 (8.27)	0.205	*0.007	0.382
	TO	-6.30 (7.81)	-7.19 (8.09)	-6.35 (7.78)	-7.18 (6.88)	0.561	0.989	0.966
Add (+)/Abd (-)	IC	-16.57 (4.74)	-18.03 (4.97)	-16.05 (8.09)	-17.35 (5.72)	0.588	0.117	0.917
	Max	-6.36 (4.27)	-7.09 (6.21)	-5.64 (5.96)	-6.79 (6.75)	0.625	0.342	0.733
	TO	-22.34 (3.51)	-22.03 (3.59)	-22.36 (4.71)	-21.89 (4.26)	0.941	0.484	0.934
Int-Rot (+)/ Ext-Rot (-)	IC	-1.53 (9.72)	2.26 (9.43)	-4.05 (10.02)	-1.59 (10.64)	*0.028	<sup>†</sup> 0.006	0.513
	Max	6.38 (9.12)	9.04 (8.85)	7.61 (9.76)	8.32 (9.88)	0.734	0.134	0.231
	TO	-14.96 (9.57)	-15.63 (8.06)	-14.59 (8.08)	-14.46 (9.04)	0.381	0.740	0.729

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, Max: maximum, TO: toe off.

\* $p<0.05$ , <sup>†</sup> $p<0.01$ .

Table 2. Knee joint angles at each of the event

		Mean (SD) angles of hip joint (°)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
Flx (+)/Ext (-)	IC	19.80 (5.41)	21.22 (4.74)	19.36 (4.54)	19.57 (4.58)	0.173		0.367
	Max	56.91 (7.68)	62.91 (6.19)	58.59 (4.30)	62.17 (6.76)	0.690	<sup>†</sup> 0.000	0.337
	TO	5.04 (7.04)	5.01 (6.39)	6.91 (4.92)	5.40 (5.32)	0.440	0.444	0.386
Add (+)/Abd (-)	IC	4.67 (4.74)	3.93 (4.94)	3.47 (4.18)	2.34 (4.16)	<sup>†</sup> 0.008	0.142	0.677
	Max	-7.33 (6.84)	-9.31 (7.69)	-7.29 (7.76)	-9.29 (8.75)	0.956	<sup>†</sup> 0.004	0.986
	TO	-0.00 (3.02)	-0.29 (3.24)	-0.52 (3.06)	-0.22 (3.58)	0.507	0.994	0.249
Int-Rot (+)/ Ext-Rot (-)	IC	-9.09 (6.76)	-10.05 (4.74)	-9.77 (6.60)	-10.01 (6.28)	0.689	0.381	0.582
	Max	16.13 (5.10)	17.77 (5.78)	17.51 (5.58)	18.02 (5.09)	*0.026	*0.025	0.267
	TO	-7.77 (4.61)	-6.46 (4.41)	-6.57 (3.47)	-7.70 (3.29)	0.381	0.740	0.729

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, Max: maximum, TO: toe off.

\*p<0.05, <sup>†</sup>p<0.01.

피로 요인에 따른 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=0.008). 그 외에 굴곡과 내회전의 착지 시 각도에 대해서는 유의한 차이가 없었다.

무릎의 최대 굴곡각(p=0.000)과 최대 외전각(p=0.004) 및 최대 내회전각(p=0.025)은 모두 UC에서 더 크게 나타나, 예측 요인에 대해 통계적 차이를 보였다. 또한 최대 내회전은 피로 전 보다 피로 후에 더 크게 일어나 피로 요인에 대해서도 유의한 차이를 보였다(p=0.026).

이지 시점에서는 모든 동작에서 유의한 차이가 없었다. Table 2는 무릎관절의 각 시점 별 굴곡 및 신전, 내전 및 외전과 회전 각도를 제시한 것이다.

### 3) 발목관절 각도

착지 시 발목관절은 대체로 피로 후에 더 크게 회 내(pronation)되는 경향을 보여, 피로 요인에 대해 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p=0.003). 또한 착지 시 발목의 외회전은 피로 전 보다 피로 후에 더 적게 나타나, 피로 요인에 대한 차이를 보였으며(p=0.028), 예측 요인에 대해서도 통계적 차이를 나타냈다(p=0.006).

최대 배측굴곡(p=0.010)과 내회전(p=0.010) 각도에서도 AC

보다 UC에서 더 큰 각도를 보여, 예측 요인에 대해 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다.

이지 시점에서 발목의 회내(p=0.025)와 내회전(p=0.015) 각도는 피로 전·후 모두 UC에서 더 큰 값을 보여, 예측요인에 대해서 통계적 차이를 나타냈다. Table 3은 발목의 배측굴곡 및 저측굴곡, 회내 또는 회외, 그리고 회전 각도를 제시한 것이다.

## 2. 관절 모멘트

### 1) 엉덩이관절 모멘트

착지와 이지 시점에서 엉덩이관절의 모멘트 변인 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 엉덩이관절의 최대 내전 모멘트는 AC보다 UC에서 더 낮게 나타나, 예측 요인에서 유의한 차이를 보였으며(p=0.001), 피로와 예측 요인의 상호작용에 대해서도 통계적 차이를 나타냈다(p=0.015). 최대 굴곡 모멘트와 회전 모멘트에서는 유의한 차이가 없었다. 다음의 Table 4에서는 엉덩이관절의 굴곡, 내전 및 외전과 회전 모멘트를 제시하였다.

**Table 3.** Ankle joint angles at each of the event

		Mean (SD) angles of hip joint (°)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
DF (+)/PF (-)	IC	-5.14 (13.92)	-0.62 (17.90)	-2.14 (16.39)	-0.78 (18.20)	0.382	0.256	0.195
	Max	26.70 (4.08)	29.68 (5.17)	28.58 (4.74)	29.10 (4.71)	0.247	*0.010	0.144
	TO	-28.89 (5.83)	-29.75 (5.88)	-29.69 (7.47)	-30.04 (5.57)	0.565	0.440	0.728
Sup (+)/Pro (-)	IC	0.49 (1.47)	0.31 (1.49)	-0.21 (1.37)	-0.16 (1.57)	†0.003	0.661	0.400
	Max	4.37 (3.96)	3.11 (1.85)	3.18 (2.18)	2.96 (1.64)	0.242	0.187	0.387
	TO	-1.86 (1.48)	-2.27 (1.88)	-1.84 (1.35)	-2.38 (1.66)	0.754	*0.025	0.591
Int-Rot (+)/ Ext-Rot (-)	IC	-6.85 ( 9.15)	-5.85 (9.58)	-2.81 (9.25)	-3.18 (9.61)	*0.028	†0.006	0.513
	Max	11.10 (8.00)	13.06 (11.42)	9.84 (7.80)	14.47 (10.49)	0.952	*0.046	0.183
	TO	7.96 (6.19)	10.48 (8.72)	8.10 (6.39)	11.78 (7.93)	0.516	*0.015	0.433

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, max: maximum, TO: toe off, DF: dorsi flexion, PF: plantar flexion, Sup: supination, Pro: pronation.

\*p<0.05 †p<0.01.

**Table 4.** Hip joint moments at each of the event

		Mean (SD) moments of hip joint (Nm/kg)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
Flx (+)/Ext (-)	IC	-0.71 (0.74)	-1.05 (0.82)	-0.59 (0.72)	-0.75 (0.79)	0.240	0.311	0.532
	Max	6.26 (0.99)	5.91 (1.59)	5.72 (0.98)	5.71 (1.27)	0.063	0.512	0.186
	TO	-0.86 (0.62)	-0.78 (0.35)	-0.70 (0.37)	-0.70 (0.33)	0.306	0.628	0.567
Add (+)/Abd (-)	IC	0.47 (0.37)	0.33 (0.45)	0.39 (0.51)	0.12 (0.62)	0.098	0.095	0.505
	Max	1.52 (0.38)	1.31 (0.46)	1.70 (0.61)	1.25 (0.53)	0.440	†0.001	*0.015
	TO	-0.22 (0.36)	-0.28 (0.34)	-0.27 (0.27)	-0.27 (0.33)	0.690	0.566	0.662
Int-Rot (+)/ Ext-Rot (-)	IC	0.00 (0.03)	0.01 (0.04)	0.01 (0.05)	0.02 (0.07)	0.365	0.484	0.887
	Max	0.41 (0.25)	0.48 (0.30)	0.38 (0.21)	0.43 (0.24)	0.442	0.229	0.769
	TO	0.01 (0.05)	0.01 (0.06)	0.00 (0.06)	0.00 (0.05)	0.805	0.882	0.920

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, Max: maximum, TO: toe off.

\*p<0.05, †p<0.01.

**Table 5.** Knee joint moments at each of the event

		Mean (SD) moments of knee joint (Nm/kg)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
Flx (+)/Ext (-)	IC	-0.13 (0.21)	-0.07 (0.21)	-0.18 (0.21)	-0.23 (0.30)	0.075	0.880	0.423
	Max	2.59 (0.58)	2.82 (0.57)	2.72 (0.61)	2.82 (0.56)	0.228	*0.032	0.228
	TO	-0.23 (0.16)	-0.23 (0.16)	-0.18 (0.20)	-0.24 (0.14)	0.689	0.193	0.610
Add (+)/Abd (-)	IC	0.10 (0.08)	0.01 (0.11)	0.05 (0.16)	-0.05 (0.20)	0.122	*0.033	0.771
	Max	1.74 (0.33)	1.31 (0.69)	1.73 (0.46)	1.38 (0.41)	0.698	†0.000	0.624
	TO	-0.10 (0.19)	-0.10 (0.18)	-0.14 (0.16)	-0.11 (0.16)	0.478	0.538	0.567
Int-Rot (+)/ Ext-Rot (-)	IC	0.04 (0.04)	0.02 (0.05)	0.04 (0.03)	0.01 (0.04)	0.163	†0.005	0.876
	Max	0.44 (0.15)	0.33 (0.15)	0.39 (0.20)	0.32 (0.13)	0.235	*0.010	0.475
	TO	-0.00 (0.06)	-0.00 (0.07)	-0.01 (0.07)	-0.01 (0.05)	0.460	0.959	0.878

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, Max: maximum, TO: toe off.

\*p<0.05, †p<0.01.

**Table 6.** Ankle joint moments at each of the event

		Mean (SD) moments of ankle joint (Nm/kg)				p-value		
		Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
		AC	UC	AC	UC			
DF (+)/PF (-)	IC	-0.03 (0.10)	-0.06 (0.06)	-0.01 (0.12)	-0.02 (0.11)	0.311	0.538	0.771
	Max	3.08 (0.44)	2.77 (0.34)	3.15 (0.54)	2.85 (0.35)	0.096	†0.001	0.948
	TO	0.01 (0.08)	-0.04 (0.05)	-0.05 (0.04)	-0.05 (0.04)	*0.028	0.072	0.139
Sup (+)/Pro (-)	IC	0.01 (0.02)	0.01 (0.03)	0.01 (0.03)	0.00 (0.03)	0.231	0.585	0.415
	Max	0.45 (0.15)	0.35 (0.15)	0.47 (0.18)	0.34 (0.16)	0.786	†0.000	0.377
	TO	0.00 (0.03)	0.00 (0.02)	-0.00 (0.02)	0.01 (0.01)	0.837	0.573	0.268
Int-Rot ( +)/ Ext-Rot (-)	IC	0.05 (0.05)	0.02 (0.05)	0.03 (0.04)	0.00 (0.04)	0.077	†0.005	0.871
	Max	0.62 (0.17)	0.57 (0.16)	0.63 (0.26)	0.54 (0.18)	0.684	*0.014	0.362
	TO	-0.00 (0.07)	-0.01 (0.06)	-0.02 (0.07)	-0.02 (0.06)	0.373	0.745	0.646

SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, IC: initial contact, max: maximum, TO: toe off, DF: dorsi flexion, PF: plantar flexion, Sup: supination, Pro: pronation.

\*p<0.05 †p<0.01

## 2) 무릎관절 모멘트

착지 시점에서는 피로 전·후 모두 내전( $p=0.033$ )과 내회전( $p=0.005$ ) 모멘트가 UC에서 약간 더 크게 나타나, 예측요인에 대해 유의한 차이가 있는 것으로 밝혀졌다.

최대 굴곡 모멘트는 UC에서 더 크게 나타난 것과 달리( $p=0.032$ ), 내전( $p=0.000$ ) 및 내회전( $p=0.010$ )의 최대 모멘트는 AC에서 더 크게 나타나 예측 요인에 대한 차이를 알 수 있었다.

이지 시점에서는 모든 모멘트 변인에서 유의한 차이가 없었다. Table 5는 무릎 관절의 최대 굴곡과 내전 및 외전, 회전 모멘트를 제시한 것이다.

## 3) 발목관절 모멘트

착지 시 발목은 전·후 모두 UC에서 더 외회전되려는 경향을 보여, 예측요인에 대해 차이가 있는 것을 알 수 있었다( $p=0.005$ ). 이 시기에 발목의 배측굴곡과 회외 모멘트는 유의한

차이가 없었다.

발목의 배측굴곡( $p=0.001$ ), 회외( $p=0.000$ ), 내회전( $p=0.014$ )의 최대 모멘트는 피로 전·후 모두 AC에서 더 큰 값을 보여, 예측 요인에 대해서 유의한 차이를 나타내었다.

이지 시에는 피로 후에 발목이 더욱 저측굴곡(plantar flexion) 되는 경향을 보여, 피로요인에 대한 통계적 차이를 나타내었으나( $p=0.028$ ), 그 외에는 통계적 차이가 없었다. 다음의 Table 6은 발목 관절의 최대 배측굴곡과 회외 및 회내, 회전 모멘트를 제시한 것이다.

## 3. 지면반력 최대값

지면반력 좌·우 성분( $F_x$ )의 최대값(peak)과 전·후 성분( $F_y$ )의 최대값, 그리고 수직성분( $F_z$ )의 첫 번째 최대값과 두 번째 최대값을 비교하였다. 좌·우 성분( $p=0.001$ )과 수직성분의 두 번째 최대값( $p=0.008$ )이 UC에서 더 적게 나타나, 예측 요인에 따른 유의한 차이를 보였다. 다음 Table 7은 각 성분의 지면반력

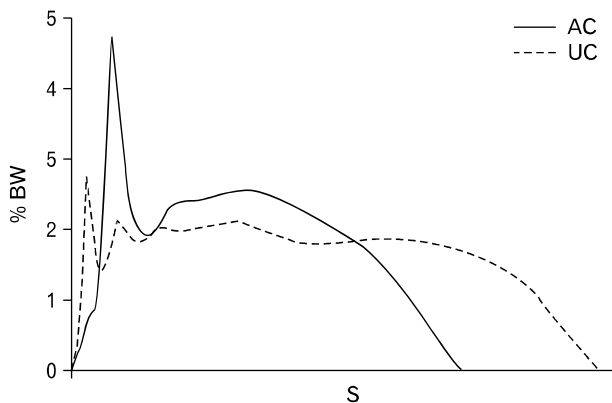


Fig. 2. Fz First and Second Peak and Ground contact time comparison between anticipated cutting (AC) and unanticipated cutting (UC) in one subject. BW: body weight.

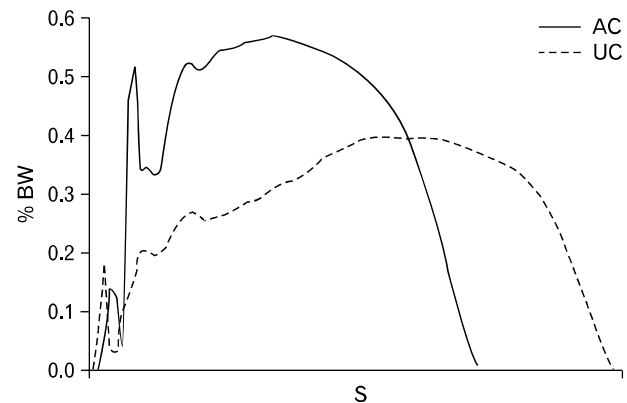


Fig. 3. Fx Peak value and Ground contact time comparison between anticipated cutting (AC) and unanticipated cutting (UC) in one subject. BW: body weight.

Table 7. GRF mean (SD) and significant level

	GRF (%body weight)				p-value		
	Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
	AC	UC	AC	UC			
Fx	0.73 (0.14)	0.65 (0.16)	0.76 (0.15)	0.65 (0.16)	0.628	*0.011	0.124
Fy	0.92 (0.21)	1.08 (0.39)	1.06 (0.46)	1.10 (0.33)	0.248	0.106	0.370
Fz1	4.28 (0.64)	4.27 (0.92)	4.39 (0.72)	4.30 (0.85)	0.572	0.683	0.584
Fz2	2.73 (0.22)	2.57 (0.29)	2.72 (0.33)	2.55 (0.21)	0.748	†0.008	0.900

GRF: ground reaction force, SD: standard deviation, AC: anticipated cutting, UC : un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, Fx: mediolateral ground reaction force, Fy: anteroposterior ground reaction force, Fz1: first peak of vertical ground reaction force, Fz2: second peak of vertical ground reaction force.

\* $p<0.05$ , † $p<0.01$ .



Table 8. Ground contact time at each phase

	Ground contact time (s)				p-value		
	Pre-fatigue		Post-fatigue		F	A	F*A
	AC	UC	AC	UC			
Flx	0.12 (0.02)	0.15 (0.04)	0.13 (0.03)	0.14 (0.02)	0.304	*0.012	0.118
Ext	0.15 (0.02)	0.17 (0.03)	0.15 (0.02)	0.17 (0.03)	0.458	†0.002	0.618

AC: anticipated cutting, UC: un-anticipated cutting, F: significant difference within fatigue, A: significant difference within anticipate, F\*A: significant difference within fatigue\*anticipate, Flx: flexion, Ext: extension.

\* $p < 0.05$  † $p < 0.01$ .

최대값을 제시한 것이며, Fig. 2와 Fig. 3은 한 명의 피험자에 대한 지면반력 좌·우 성분과 수직성분을 제시한 것이다.

#### 4. 지면 접촉시간

지면 접촉시간은 충격을 흡수하는 구간인 굴곡구간(flexion phase; 착지에서 무릎 굴곡각도가 최대가 되는 시점까지)과 도약을 위해 지면을 밀어내는 신전구간(extension phase; 무릎의 굴곡각도가 최대가 되는 시점에서 발이 지면에서 떨어지는 시점까지)으로 나누어 분석하였다. 굴곡구간( $p=0.012$ )과 신전구간( $p=0.002$ ) 모두 UC에서 더 긴 접촉시간을 보여 예측 요인에 대해서만 통계적으로 차이가 있었으며, 피로요인에 대한 효과는 없었다. 아래의 Table 8은 구간 별 지면접촉시간을 제시한 것이다.

## 고 찰

본 연구에서는 13명의 대학 여자 축구선수들을 대상으로, 사전 방향 예측과 피로 적용 여부가 커팅 동작에서 하지 관절의 역학적 요인에 미치는 영향을 알아보았다. 분석 결과, 하지 관절의 최대 각도와 최대 모멘트 및 지면반력에 유의하게 영향을 주는 요인은 예측 요인으로 밝혀졌다. 피로요인은 착지 시의 하지 각도와 모멘트에 영향을 주었지만, 예측 요인에 비해서 상대적으로 낮은 영향력을 나타내었다.

#### 1. 관절 각도 결과에 대한 해석

첫 번째로, 예측 요인에 대해서 통계적으로 차이가 있었던 변인은 엉덩이관절의 착지 시 내회전과 최대 굴곡, 무릎관절의 굴곡, 외전, 내회전의 최대값, 착지 시 발목관절의 내회전과 배측굴곡 및 내회전의 최대 각도, 그리고 이지 시점에서 발목관절의 회외와 내회전 각도이다. 대체적으로 각 관절의 최대각도에서 예측 요인에 대해 통계적으로 유의한 차이가 나타났으

며, 사전에 커팅 방향을 예측하지 못한 경우에 굴곡 패턴의 각도가 더 크게 나타나는 경향을 보였다. Borotikar 등<sup>3)</sup>은 사전에 커팅방향을 예측하지 못한 경우에 입각기에서 무릎의 외전 및 내회전 각도가 증가한다고 하였으며, 이는 본 연구의 결과와 일치한다.

Landry 등<sup>7)</sup>은 커팅 또는 착지 시 덜 직립적인 자세(less erect posture)는 무릎관절에 가해지는 부하를 줄여주고 전십자인대를 보호하는데 도움이 된다고 하였다. 특히 이 시기에 증가된 대퇴직근의 활성화는 엉덩이관절의 굴곡에 도움을 주어 위험성이 더 큰 직립적인 자세를 방지하며, 무릎관절이 과굴곡(hyper-flexion)된 상태에서 슬괵근(hamstring)의 수축은 전십자인대에 길항근으로 작용하여 무릎관절의 안정성을 높여줄 수 있다고 하였다. 이는 본 연구에서 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 시에 하지 관절이 더 굴곡되는 경향을 보인 것과 관련이 있으며, 미리 계획되지 않은 불안정한 운동 상황은 관절을 더 불안정하게 만들게 되고, 신체는 이에 적응하고 관절을 보호하기 위해 굴곡각도를 더 크게 만드는 일종의 자동반사반응을 하는 것으로 생각된다.

또한, 본 연구에서는 무릎의 외전각도 역시 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅에서 더 크게 나타나는 경향을 보였는데, 이는 여자 축구선수의 무릎부상과 과도한 무릎 외전각도와 상관성에 대해 언급한 연구들<sup>5,6,13)</sup>과 일치하는 결과라고 할 수 있으며, 미리 계획되지 않은 갑작스러운 커팅동작은 무릎의 부상증가와 매우 밀접한 관련이 있다는 것을 의미한다.

두 번째로, 피로 요인에 대해서 통계적으로 차이가 있었던 변인은 엉덩이관절의 착지 시 굴곡과 내회전, 무릎관절의 착지 시 내전과 내회전의 최대 각도, 착지 시 발목관절의 회외와 내회전 각도였다. 사전에 방향을 예측한 커팅과 예측하지 못한 커팅 모두에서 피로 발생 후의 착지 시 하지 관절의 굴곡이 덜 일어나는 경향을 보여, 피로 요인은 착지 시 관절의 운동에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다.

이와 관련하여, James 등<sup>10)</sup>은 피로는 지면에 닿는 순간의 지면반력(GRF)의 크기와 운동제어 활동(locomotors activities) 시기에서 근육의 원심성 제어를 변화시키며, 근 피로가 근육의 충격흡수용량(shock absorbing capacity)과 운동조절 체계(locomotor system)의 협응력(coordination)을 통해 변화되며, 잠재적으로는 수동적인 구조물(passive structure)에 더 큰 스트레스로 작용한다고 하였다. 또한 Landry 등<sup>7)</sup>은 커팅과 랜딩 동작의 초기 지지기(early stance phase)동안 근육 반응에 대해 초점을 맞추는 것이 중요하다고 하였는데, 그 이유는 이 시기에 대부분의 비 접촉성 전십자인대 손상이 일어나기 때문이라고 하였다. 따라서, 본 연구에서 피로 전보다 피로 후에 초기 접촉 시 하지의 관절각도가 작게 나타난 것은 피로로 인해 근육의 원심성 제어가 변화되어 충격흡수를 위한 적절한 조절이 충분히 이루어지지 않았기 때문으로 생각된다. 또한 이는 피로 조건에서 보다 직립적인 자세의 착지로 연결되면서 관절의 부하를 높여 비 접촉성 무릎 부상을 일으키는 기전으로 작용할 것으로 생각된다.

## 2. 관절 모멘트 결과에 대한 해석

관절 모멘트의 분석 결과, 예측 요인에 대해서는 엉덩이관절의 최대 내전 모멘트, 무릎관절의 최대 굴곡, 내전 모멘트 및 초기 접촉 시 내전 모멘트, 그리고 발목관절의 최대 회외 모멘트와 최대 내회전 모멘트, 착지 시 내회전 모멘트에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

Besier 등<sup>14)</sup>은 무릎관절에서 외적인 굴곡 및 신전 모멘트(external flexion or extension moments)는 미리 계획된 경우(pre-planned)와 예측하지 못한 경우(un-anticipated) 간에 비슷하다고 하였으나, 외반/내반과 내회전/외회전 모멘트는 미리 계획된 경우보다 예측하지 못한 경우에서 두 배 이상 증가한다고 하였다. 그러나 본 연구에서는 미리 방향을 예측하지 못했을 때 무릎의 최대 굴곡 모멘트에 있어서만 미리 방향을 예측한 커팅보다 더 크게 나타났고, 나머지 관절의 모멘트는 미리 방향을 예측하지 못한 커팅에서 더 작게 나타나 위 연구결과와 반대의 경향을 보였다. 이는 예측하지 못함으로 인한 불안정한 상황에서 충격 흡수에 직접적으로 영향을 미치는 무릎의 굴곡 모멘트는 증가한 반면, 한 다리로 서서 균형을 잡고, 왼쪽 방향으로의 추진을 위해 미세한 균형조절에 필요로 하는 하지 관절의 내전과 내회전 모멘트는 충분히 사용되지 못했기 때문인 것으로 생각된다.

## 3. 지면 접촉시간과 지면반력값에 대한 해석

사람이 달릴 때 수직 지면반력(vertical ground reaction force)은 보통 두 개의 최대값(peak)을 보이는데, 첫 번째 값은 충격력 최대값(impact force peak)이고, 두 번째 값은 능동적 힘의 최대값(active force peak)이다<sup>15)</sup>. 첫 번째 값과 두 번째 값에 차이가 생기는 이유는, 충격력(impact force)의 구간(time duration)이 충격(impact)동안 발생하는 감각신호(sensory signal)에 재반응(react)하기 위해 근육에 요구되는 시간보다 짧기 때문이다<sup>15)</sup>. 따라서 본 연구에서 AC의 평균 지면 접촉시간이 더 짧게 나온 것은, 미리 계획된 움직임일 때 충격 발생에 대응하는 재반응 시간이 더 짧게 나타난 것으로 볼 수 있다. Besier 등<sup>9)</sup>의 연구에서, 운동의 예측은 움직임의 변화를 최소화하고, 적절한 자세를 유지하기 위한 반사 반응(reflex response)과 자세 조절(postural adjustments)을 변화시킬 수 있다고 하였으며, 예측하지 못한 상황은 자세 조절 전략을 적절하게 하는데 더 많은 시간을 필요로 하며 무릎에 적용된 외적 모멘트(external moments)를 변화시킨다고 하였다. 이는 본 연구에서 지면 접촉시간 외에 각도와 모멘트의 변화의 결과를 종합해 보았을 때, 불안정하고 예측하지 못한 운동 상황이 신체의 근신경계 재반응과 운동 조절에 밀접한 관련이 있음을 의미한다고 할 수 있다.

지면반력값의 좌·우 성분(Fx)과 수직성분(Fz)의 두 번째 최대값에서 예측 요인으로 인한 유의한 차이가 있었다. Nigg와 Liu<sup>15)</sup>는 충격 흡수 구간(impact force) 동안 최대 충격력(impact force peak)을 줄이기 위해서 관절의 경직(stiffness)과 완충(damping)의 변화가 중요하다고 하였다. 이는 두 번째 지면반력 최대값이 UC에서 더 낮게 나온 것과 관련이 있다고 할 수 있겠다. 관절의 각도와 모멘트 부분에서 논의한 것과 마찬가지로, 방향을 미리 예측하지 못한 불안정한 커팅상황(UC)에서 관절을 보호하기 위한 자동반사 기전으로써 능동적으로 조절할 수 있는 시기인 두 번째 지면반력 구간에서 관절의 굴곡을 더 크게 하여 하지의 경직성을 낮추고 완충기능을 높여 지면으로부터 오는 충격력을 낮췄기 때문인 것으로 보인다. 이 외에도, Houck<sup>16)</sup>은 직진 달리기와 사이드커팅, 크로스 커팅을 비교하는 연구를 하였는데, 그 결과 수직 지면반력값(Fz)에 대해서는 세 가지 변인 사이에 유의한 차이가 없었으나, 좌우성분(Fx)에서는 유의한 차이가 나타났다고 보고하였는데, 이는 직진 달리기와 비교하여, 방향전환이 요구되는 커팅은 지면반력 좌우성분에 영향을 미친다는 것을 의미한다고 할 수 있다.

Bahr와 Krosshaug<sup>17)</sup>는 한발 착지 시 상해가 발생하는 기전은 무릎의 굴곡(flexion)과 경골 회전(tibialrotation), 그리고 외반(valgus)에 의해 나타난다고 하였는데, 본 연구 결과 UC에서 동일한 결과를 보여 예측요인은 착지 시 무릎부상에 밀접한 관련이 있다고 할 수 있겠다. 또한 본 연구의 지면접촉 시간과 지면반력 결과로 유추해 볼 때, 미리 방향을 예측하지 못한 커팅은 근신경계의 재반응에 소요되는 시간을 지연시켜 다음 상황에 대처하기 위한 효율을 저하시킨다고 할 수 있다. 착지 직전에 하지의 근육 활성 변화는 하지의 역학적 특성을 바꾸며, 그러한 변화는 착지 시 골격의 움직임 및 충격력을 조절하는데 사용될 수 있는데<sup>15)</sup>, 본 연구에서 하지의 관절각도가 피로 후에 더 신전되는 경향을 보인 것은 피로로 인해 충격력을 조절하는 능력이 저하된 것으로 해석할 수 있다. 따라서 선수의 무릎 부상 예방을 위해서는, 피로 발생을 예방하기 위한 근력 및 지구력 훈련은 물론, 이와 함께 비예측성 시각 자극 또는 다양한 자극에 대해 신속하게 재반응할 수 있도록, 계획되지 않은 움직임에 빠르게 대처하는데 익숙해지도록 반복하는 훈련 프로그램을 함께 고려하는 것이 좋은 대안이 될 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

- Agel J, Palmieri-Smith RM, Dick R, Wojtys EM, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train* 2007;42:295-302.
- Han KH, Lim BO. Mechanism and risk factors of anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Kinesiology* 2009;11:61-83.
- Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:82-7.
- Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:968-76.
- Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:81-92.
- Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:124-9.
- Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15-18 years old adolescent soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:e370-9.
- Lohmander LS, Ostergren A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 2004;50:3145-52.
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1176-81.
- James CR, Scheuermann BW, Smith MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:667-75.
- Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med* 2008;36:554-65.
- Benjaminse A, Gokeler A, Fleisig GS, Sell TC, Otten B. What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:42-54.
- Gerbino PG, Griffin ED, Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait Posture* 2007;26:501-7.
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:119-27.
- Nigg BM, Liu W. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J Biomech* 1999;32:849-56.
- Houck J. Muscle activation patterns of selected lower extremity muscles during stepping and cutting tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:545-54.
- Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med* 2005;39:324-9.