



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)



박사학위 청구논문

여자축구선수의 크로스커팅 동작에서 사전방향 예측여부가
슬관절 부상에 미치는 운동역학적 요인분석

지도교수 류 재 청

제주대학교 대학원

체육학과

김 진 현

2012年 2月



여자축구선수의 크로스커팅 동작에서 사전방향
예측여부가 슬관절 부상에 미치는 운동역학적 요인분석

指導教授 柳 在 青

金 振 鉉

이 論文을 體育學 博士學位 論文으로 提出함

2011年 10月

金振鉉의 體育學 博士學位 論文을 認准함

審査委員長 _____李 昌 俊__(인)_____

委 員 _____李 基 珩__(인)_____

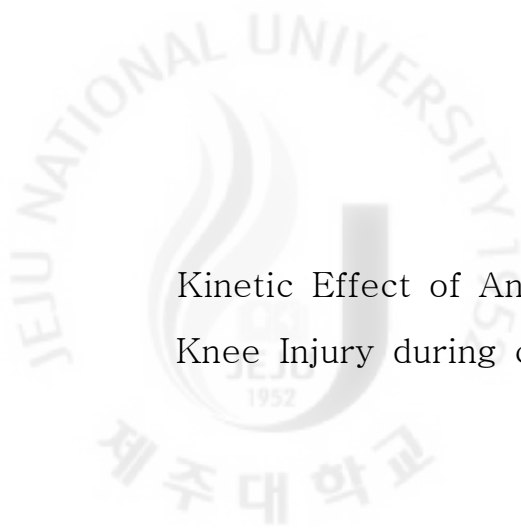
委 員 _____梁 明 煥__(인)_____

委 員 _____李 容 錫__(인)_____

委 員 _____柳 在 青__(인)_____

濟州大學校 大學院

2011年 12月



Kinetic Effect of Anticipation(AC) and Unanticipation(UC) on the
Knee Injury during cross-cutting Maneuver in Female Collegiate
Soccer Players

Jin-Hyun, Kim
(Supervised by professor Che-Cheong Ryew)

A thesis submitted in partial fulfillment of the requirement for the degree of
Doctor of Physical Education

2011. 12.

This thesis has been examined and approved.

.....
Thesis director, Chang-Joon, Lee Prof. of Physical Education

.....
.....
.....

.....
Date

Department of Physical Education
GRADUATE SCHOOL
JEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

I. 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	4
3. 연구의 가설	4
4. 연구의 제한점	6
5. 용어의 정의	6
II. 이론적 배경	9
1. 슬관절의 해부학적 구조 및 기능	9
1) 해부학적 구조	9
2) 전방십자인대(ACL) 및 측부인대의 기능	11
2. 전방십자인대(ACL)의 손상 기전	13
3. 여자 선수들의 전방십자인대 상해 및 위험 요인	14
4. 여자 선수들의 전방십자인대 손상 예방프로그램	18
III. 연구방법	23
1. 연구대상	23
2. 실험도구	24
1) 영상촬영장비	24
2) 방향지시기	24
3) 지면반력기	25
4) 근전도	25
5) 인조잔디	25
3. 실험절차	25

1) 연구대상자 정보	25
2) 인체 관절점 마커 부착	26
3) 무선 근전도 부착	27
4) 실험장비 설치	28
4. 측정절차	29
5. 자료수집 및 처리방법	31
6. 변인 분석 및 산출 방법	32
1) 분석 이벤트 및 국면	32
2) 지역좌표계	32
3) 지지기 시간	33
4) 하지 관절각 변인	35
5) 하지 관절모멘트 변인	37
7. 통계처리	39

IV. 결과

1. 지지기 시간	40
2. 지면반력값	41
1) 지면반력이 최대가 되기까지의 시간	41
2) 지면반력의 최대값	42
3. 고관절 각도	45
4. 슬관절 각도	50
5. 족관절 각도	55
6. 고관절 모멘트	59
7. 슬관절 모멘트	64
8. 족관절 모멘트	68
9. 근 활성화 패턴	72

V. 논의	79
1. 지지기 시간	79
2. 지면반력	80
1) 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간	80
2) 지면반력의 최대값	81
3. 하지의 각도	83
1) 고관절각도	83
2) 슬관절각도	84
3) 족관절각도	86
4. 하지의 모멘트	87
1) 고관절 모멘트	87
2) 슬관절 모멘트	88
3) 족관절 모멘트	89
5. 근 활성화 패턴	90
VI. 결론	94
참고문헌	96

<List of Tables>

Table 1. Demographics of the subjects	23
Table 2. Anthropometric data of the subjects	23
Table 3. Experimental and analysis equipments	24
Table 4. Plug in Gait(Thigh Segment)	35
Table 5. Plug in Gait(Pelvis Segment)	35
Table 6. Plug in Gait(Shank Segment)	35
Table 7. Plug in Gait(Foot Segment)	35
Table 8. Comparison of the support time between AC and UC	40
Table 9. Comparison of the ground reaction force(time to peak) between AC and UC	42
Table 10. Comparison of the peak value between AC and UC in the ground reaction force	43
Table 11. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Hip joint	45
Table 12. Comparison of the adduction/abduction angle between AC and UC in the Hip joint	47
Table 13. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Hip joint	47
Table 14. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Hip joint	48
Table 15. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Knee joint	50
Table 16. Comparison of the varus/valgus angle between AC and UC in the Knee joint	50
Table 17. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Knee joint	51
Table 18. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Knee joint	52

Table 19. Comparison of the Dorsiflexion/plantarflexion angle between AC and UC in the Ankle joint	55
Table 20. Comparison of the inversion/eversion angle between AC and UC in the Ankle joint	55
Table 21. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Ankle joint	56
Table 22. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Ankle joint	56
Table 23. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Hip joint	59
Table 24. Comparison of the adduction/abduction moment between AC and UC in the Hip joint	60
Table 25. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Hip joint	61
Table 26. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Hip joint	61
Table 27. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Knee joint	64
Table 28. Comparison of the varus/valgus moment between AC and UC in the Knee joint	64
Table 29. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Knee joint	65
Table 30. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Knee joint	65
Table 31. Comparison of the dorsiflexion/plantarflexion moment between AC and UC in the Ankle joint	68
Table 32. Comparison of the inversion/eversion moment between AC and UC in the Ankle joint	68

Table 33. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Ankle joint	69
Table 34. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Ankle joint	69
Table 35. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the RF & VL	72
Table 36. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VM & LH	74
Table 37. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MH & TA	75
Table 38. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LG & MG	76

<List of Figures>

Figure 1. Muscles of lower limb	8
Figure 2. Anatomy of the knee	10
Figure 3. Experimental equipments	25
Figure 4. Data collection of the subjects	26
Figure 5. Marker attachment Points	28
Figure 6. Electromyography attachment Points	28
Figure 7. Experimental field	29
Figure 8. Event & Phases	33
Figure 9. Definition of lower extremity	36
Figure 10. Comparison of the support time between AC and UC	40
Figure 11. Comparison of the ground reaction force(time to peak Fx) between AC and UC	41
Figure 12. Comparison of the second peak value Fz between AC and UC in the ground reaction force	43
Figure 13. Comparison of the peak value Fz between AC and UC in the ground reaction force	43
Figure 14. Comparison of the initial contact flexion angle between AC and UC in the Hip joint	45
Figure 15. Comparison of the GRF(peak value Fz) flexion angle between AC and UC in the Hip joint	47
Figure 16. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Hip joint	48
Figure 17. Comparison of the adduction/abduction angle between AC and UC in the Hip joint	48
Figure 18. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Hip joint	49

Figure 19. Comparison of the GRF(peak value Fz) varus angle between AC and UC in the Knee joint	51
Figure 20. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Knee joint	52
Figure 21. Comparison of the varus/valgus angle between AC and UC in the Knee joint	53
Figure 22. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Knee joint	53
Figure 23. Comparison of the Dorsiflexion/plantarflexion angle between AC and UC in the Ankle joint	57
Figure 24. Comparison of the inversion/eversion angle between AC and UC in the Ankle joint	57
Figure 25. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Ankle joint	57
Figure 26. Comparison of the GRF(peak value Fz) flexion moment between AC and UC in the Hip joint	59
Figure 27. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Hip joint	62
Figure 28. Comparison of the adduction/abduction moment between AC and UC in the Hip joint	62
Figure 29. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Hip joint	62
Figure 30. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Knee joint	66
Figure 31. Comparison of the varus/valgus moment between AC and UC in the Knee joint	66
Figure 32. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Knee joint	67

Figure 33. Comparison of the dorsiflexion/plantarflexion moment between AC and UC in the Ankle joint	70
Figure 34. Comparison of the inversion/eversion moment between AC and UC in the Ankle joint	70
Figure 35. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Ankle joint	70
Figure 36. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the RF	73
Figure 37. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VL	73
Figure 38. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VM	74
Figure 39. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LH	75
Figure 40. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MH	76
Figure 41. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the TA	76
Figure 42. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LG	76
Figure 43. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MG	78

<Abstract>

Kinetic Effect of Anticipation(AC) and Unanticipation(UC) on the knee injury during Cross-cutting motion of female collegiate soccer players

Jin-Hyun Kim

Department of Physical Education
Graduate School, Jeju National University
Jeju, Korea

(Supervised by professor Che-Cheong Ryew)

Background : In the various sports game situation, performances are not always anticipated but almost occurred by sudden response mechanism. Particularly in soccer game, variations in biomechanical parameters may be occurred with more frequency in unanticipated cross-cutting actions than those of other cases and moreover, it may induce more severe variation in some variables. Therefore the purpose of this study was to examine the kinematic and kinetic effects of between AC and UC direction on the knee injury during cross-cutting motion of female collegiate soccer players.

Methods : Elite female collegiate soccer players(n=13) with righted-leg dominant to verify the study purpose participated in this study. Analysis method of Cinematography(3D), ground reaction force and electromyography(EMG) on the right leg was conducted for the stance phase of the cross-cutting. The UC cross-cutting motion consisted of both an approach run followed by a jump of 0.6 to 0.9 meter before operation of GRF System and a plant-and-cross-cut motion with 45° angle at contact of the right foot on the force platform. Analysed variables were consisted of contact time, ground reaction force, maximal knee angle, maximal ankle angle, maximal knee moment, maximal ankle moment, and signals of EMG around the knee joint respectively.

Results : Elapsed support times of AC and UC group were 0.27sec and 0.31sec respectively, of which difference was statistically significant ($p=.000$). Elapsed times to peak Fx of ground reaction force for the AC and UC group were 0.92sec and 0.78sec respectively, of which difference was statistically significant ($p=.039$). The ground reaction force pattern of the peak value Fz(second peak) of the AC and UC group were 27.28BW and 24.70BW respectively, of which difference was statistically significant ($p=.001$). However there was no significant difference between groups in the peak value Fz(first peak). In the initial contact, GRF(peak value Fz) in hip joint angle of UC group showed rather tendency to flex their hip joint($p = 0.00$). In the maximum flexion, UC group showed tendency to flex their hip joint ($p = .000$) and AC group showed tendency to rotate internally($p=.012$). In the GRF(peak value Fz) of knee joint angle, UC group showed tendency to do more varus($p = .027$) In the maximum flexion, UC group showed tendency to do more flex their knee joint($p = .004$), and UC group showed tendency to do more varus in the maximum varus($p=.001$). In the maximum dorsiflexion angle, UC group showed tendency to do more dorsiflexion($p = .041$) in ankle joint. In the GRF(peak value Fz) in hip joint moment, UC group showed tendency to flex their hip joint more($p = .010$). In the maximum flexion, UC group tended to flex their hip joint more ($p = .002$). There were no significant differences between two groups in knee moment. In the initial contact of ankle joint moment, AC group showed tendency to rotate internally more($p = .050$). In EMG analysis of the right lower leg muscles, there were significant differences in only 4 kinds of muscle group<Rectus Femoris(RF), Lateral Hamstring(LH), Lateral Gastrocnemius(LG) and Medial Gastrocnemius(MG)>.

Conclusion : Kinematic and kinetic variations were more occurred in the mediolateral plane, and variations in muscle activation patterns were more occurred in the lateral gastrocnemius, vastus medialis and lateralis muscles than others. When considering the above, these findings showed the importance of simultaneous strengthening and balance training between muscles of the medial and lateral side of the joint and considered to be helpful materials in program development for an injury prevention in soccer player.

I. 서론

1. 연구의 필요성

최근 스포츠 활동이 증가함에 따라 스포츠로 인하여 발생하는 신체 부상에 대한 관심이 높아지고 있으며, 특히 착지 후 갑작스런 방향전환을 요구하는 축구, 배구, 럭비 등의 스포츠는 이러한 신체 부상과 더욱 밀접한 관련이 있어(Dufek, Bates, Davis & Malone, 1991; Hawkins, Hulse, Wilkinson, Hodson & Gibson, 2001; Woods, Hawkins, Hulse & Hodson, 2002), 이들 분야에서의 신체 부상에 대한 활발한 연구가 진행되고 있는 실정이다.

이러한 운동 중 축구는 제한된 시간과 공간 속에서 제한된 인원으로 목표한 득점을 얻기 위해 상대의 조직을 끊임없이 파괴하려는 과정을 되풀이 하는 운동으로 축구 선수들에 있어 상해 부위 중 가장 높은 비율을 차지하는 부분은 하지상해이며 그 비율은 전체 상해 중 68-88% 가까이 된다(Agel, Palmieri-smith, Dick, Marshall, 2007). 또한 축구처럼 점프나 피벗(pivot) 동작을 하는 스포츠 선수들의 하지 상해율은 그렇지 않은 선수들에 비해 3-5배 이상 높게 나타난다는 보고가 있다(김경훈, 2009).

특히 하지 중에서도 슬관절은 상해의 위험이 크며 그 중 선수들에게서 나타나는 대부분은 갑작스러운 방향전환, 감속(deceleration) 및 착지(landing) 시 발생하는 전방십자인대(Anterior cruciate ligament) 손상이며(Beaulieu, Lamontagne & Xu, 2009; Landry, McKean & Hubble-Kozey, Stanish, Deluzio, 2009), 이 경우 전방십자인대의 단독 손상보다는 내측측부인대(medial collateral ligament)와 함께 동반손상이 자주 일어난다. 내측측부인대는 슬관절의 인대 중 가장 흔히 손상받는 구조물이며, 내측 구조물 중 외반력에 대항하는 가장 기본적인 안정화 구조물인 동시에 전방 전위의 이차 안정 구조물로 알려져 있다(Fukubayashi, Torzilli, Sherman & Warren). 따라서 전방십자인대와 동반 손상이 있는 경우 전방십자인대 단독 손상 시 보다 더욱 심한 슬관절 전방전위를 유발한다.

표문식(2000)은 전방십자인대 손상 시 동반 손상되는 구조물로는 내측측부인대의 손상과 반월판 연골 손상 순으로 발생빈도가 높다고 보고하고 있으며, Shelbourne 등(1991)은 전방십자인대의 손상은 내측측부인대, 반월상 연골 손상 등이 동반되는 복합손상이 늘고 있다고 보고하고 있다.

이와 같은 부상을 증대시킬 수 있는 잠재적 요인으로서는 성별의 차이, 부상유무, 보조기 이용, 착지방 법, 지면의 상태 등(Cho, Kim, Moon, Cho & Lee, 2010; Choi & Lim, 2009; Chae & Kang, 2009; Ford et al., 2006; Pflum, Shelbume, Torrt, Deck & Pand, 2004)이 있다.

최근에는 남자 축구 못지 않게 여자 축구가 널리 성행되고 있으며 이와 더불어 여자선수들과 남자 선수들을 비교하여 이러한 부상의 원인을 밝히는 연구가 여러 학자들에 의해 연구되고 있다. 특히 여자 선수들의 신체 중에서 가장 흔하게 발생하는 하지부상(Ford, Myer & Hewett, 2003)에 대한 남·여간의 차이에 대한 연구는 가장 활발하게 이루어지는 연구 분야 중 하나이다. Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu & Garrett(2001)에 의하면, 대학 여자 선수들은 남자 선수들과 비교해서 운동 과제를 수행하는 동안 슬관절의 굴곡은 더 작고, 외번 각도 더 크게 나타났다고 보고하였고, Chappell, Yu, Kirkendall & Garrett(2002)는 여자 선수들은 남자 선수들에 비해 경골의 최대 전단력과 신전모멘트가 더 크게 나타났다고 보고하였다. 또한 여성 축구 선수들은 남자 선수들에 비해 지면에 착지하는 순간에 슬관절과 고관절의 굴곡 각도가 더 작게 나타났다(Yu, Herman, Preston, Lu, Kirkendall & Garrett, 2004). 이처럼 여러 학자들에 의해 하지 부상과 관련된 남녀간의 차이가 연구되었고, 결과적으로 여자 선수들은 남자 선수들에 비해 하지 부상 비율이 3-9배 더 높게 나타났다(Arendt, Dick, 1995). 이러한 부상 위험도가 높은 원인으로 남성과 여성과의 해부학적 차이(Q-angle), 성호르몬 차이, 슬관절의 느슨함, 근신경학적 차이에 의한 것으로 밝혀졌다.(Hutchinson & Ireland, 1995; Loudon, Jenkins & Loudon, 1996; Medrano & Darla, 2003; Ahmad, Clark, Heilmann, Schoeb, Gardner & Levine, 2006; Fauno, Wulff Jakobsen, 2006).

스포츠 상황에서 입게 되는 여자 선수들의 슬관절 부상은 전체의 30%를 차지하며, 슬관절 부상의 44%는 전방십자인대 상해이다(Meeuwisse, Sellmer & Hagel, 2003). 1998년부터 2003년 까지 미국 대학 체육 협회(National Collegiate Athletic Association)에서 여자 축구선수의 상해 현황에 대해 조사한 내용을 보면, 주로 상해를 당하는 신체 부위 중 실전과 훈련 중 가장 많은 비율을 차지하는 부분 역시 하지상해로 보고된 바 있다(Dick, Putukian, Agel, Evans & Marshall, 2007).

스포츠 활동 중 전방십자인대 상해의 70%는 상대방과의 접촉을 통하여 입는 것보다 오히려 점프 후 착지할 때 발생하는 비접촉성 상해이다(Daniel, Stone & Dobson, 1994). 실제로 여자 축구선수의 전방 십자인대 상해는 경기 중에는 52.7%, 훈련 중에 발생하는 비접촉성 상해는 64.6%에 이른다는 보고가

있다(Agel, Palmieri-smith, Dick, Marshall, 2007). 또한 같은 종목에서 여자선수는 비슷한 수준의 남자 선수들에 비해 전방십자인대 상해는 4-6배 높은 것으로 보고되고 있다(Arendt, Dick, 1995; ewett, Myer, Ford, 2006; Myklebust, Engebretsen, Braekken, Skjølberg, Olsen, Bahr, 2003). 또한 여자 선수들은 커팅(Cutting)이나 착지(landing) 동작 시 남자선수들에 비해 더 큰 슬관절의 외전 각도와 외전 모멘트를 나타내며, 비접촉성 전방십자인대의 상해는 남자 선수들에서 보다 더 빈번하게 일어난다고 하였다(Borotikar, Newcomer, Koppes & McLean, 2008; Beaulieu & Lamontagne, Xu, 2009; Gehring, Melnyk, Gollhofer, 2009; Ford, Myer, Toms & Hewett, 2005). 이러한 상해로 고통 받고 있는 많은 선수들은 훈련이나 경기를 수개월 동안 할 수 없고, 또한 다시는 시합에 나갈 수 없게 될 수도 있으며(Beaulieu & Lamontagne, Xu, 2009), 전방십자인대의 과열 병력이 있는 선수들은 상대적으로 어린나이에 슬관절에 관절염이 발병하는 경향이 있다(Lohmander, Ostenberg, England, Roos, 2004). 그러므로 축구 선수에 있어 슬관절의 상해기전을 정확히 분석하고 상해를 예방하기 위한 방안을 연구하는 것은 매우 중요한 요소라 할 수 있다.

이를 위해 방향전환 및 착지 동작 시 슬관절의 기전을 연구하기 위한 많은 시도들이 진행되어 왔으며 커팅의 갑작스러운 방향 전환 및 커팅 각도에 따라 하지에 미치는 영향이 주로 많이 연구되었는데, 사전에 방향을 예측하지 못하거나 미리 계획되지 않은 방향전환 및 착지 동작이 미리 계획된 경우 보다 슬관절의 상해 위험이 더 큰 것으로 나타났다(Houck, Duncan & De Haven, 2006; Lohmander, Ostenberg, England, Roos, 2004; Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish & Deluzio, 2007; Landry, McKean, Hubley-Kozey, Stanish, Deluzio, 2009; Beaulieu, Lamontagne & Xu, 2008; Beaulieu et al, 2009; Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane, 2001; Borotikar, Newcomer, Koppes & McLean, 2008).

또한 Borotikar 등(2008)은 피로와 방향 사전예측에 관한 연구에서, 전환할 방향을 사전에 예측하지 못한 커팅의 경우, 초기 접촉(initial contact)에서 고관절 신전 및 내회전과 입각기에서 슬관절 외전과 내회전 및 족관절 각도가 유의하게 증가하며 이는 피로발생의 원인이 된다고 하였다. 결론적으로 피로 발생과 운동 수행에 대한 사전예측의 통합된 효과는 동적인 한 다리 착지(dynamic one leg landing)에서 전방십자인대 상해 위험에 대해 가장 나쁜 영향을 미치는 요인이 된다고 하였다.

착지 동작에 관한 많은 운동역학적 선행연구들은 착지 동작 시 발생하는 큰 지면반발력이 신체에 충격력으로 전달되어 하지 관절 상해의 주요 위험 요인인 과부하를 발생시키는 것으로 보고하여 왔다

(Simon, Radin, Paul, Rose, 1972; Gross & Nelson, 1988; McNitt-Gray, 1991; Blackburn & Padua, 2008). 이처럼 많은 선행 연구들에서 축구 선수의 비접촉성 하지 상해에 대한 기전을 이해하고 예방하기 위한 노력을 기울여 왔다. 따라서 괄목할만한 성장을 거듭하고 있는 여자축구의 발전을 위하여 여자 선수의 특성에 맞는 기술적인 접근과 여자선수의 슬관절의 상해기전을 심층 연구하여 일선 지도자와 선수들에게 적용해야 할 것으로 사료된다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 여자 축구선수의 크로스 커팅 동작 시 사전 방향전환 예측 요인이 슬관절에 미치는 운동학적, 운동역학적 변인들을 분석하여 부상위험에 미치는 영향을 규명하는 것이다.

3. 연구의 가설

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작 시 사전방향 예측 요인이 슬관절의 전방십자인대 부상위험 요인에 미치는 영향을 분석하여 하지의 비접촉성 부상 기전을 규명하기 위하여 다음과 같은 구체적인 연구 가설을 설정하였다.

1) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 지지하는 오른쪽 발이 지면에 머무르는 시간이 더 길게 나타날 것이다.

2) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 관절의 안정성을 유지하기 위해 오른쪽 발이 접촉하는 시점부터 지면반력값의 수직, 좌·우성분이 최대가 되기까지의 시간이 더 길게 나타날 것이다.

3) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 관절의 안정성을 유지하기 위해 오른쪽 발이 접촉하는 시점부터 지면반력값의 전·후, 좌·우 성분의 최대값, 수직성분이 첫 번째 최대값이 더 크게 나타나며, 수직성분의 두 번째 최대값은 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 크게 나타날 것이다.

4) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 고관절의 굴곡 각도, 내전 각도, 내회전 각도, 슬관절의 굴곡 각도, 내반 각도, 내회전 각도, 족관절의 배측굴곡 각도, 내번 각도, 내회전 각도가 더 크게 나타날 것이다.

5) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 고관절의 최대 굴곡 각도, 최대 내전 각도, 최대 내회전 각도, 슬관절의 최대 굴곡 각도, 최대 내반 각도, 최대 내회전 각도, 족관절의 최대 배측굴곡 각도, 최대 내번 각도, 최대 내회전 각도가 더 크게 나타날 것이다.

6) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 고관절의 굴곡 모멘트, 내전 모멘트, 내회전 모멘트, 슬관절의 굴곡 모멘트, 내반 모멘트, 내회전 모멘트, 족관절의 배측굴곡 모멘트, 내번 모멘트, 내회전 모멘트가 더 크게 나타날 것이다.

7) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 고관절의 최대 굴곡 모멘트, 최대 내전 모멘트, 최대 내회전 모멘트, 슬관절의 최대 굴곡 모멘트, 최대 내반 모멘트, 최대 내회전 모멘트, 족관절의 최대 배측굴곡 모멘트, 최대 내번 모멘트, 최대 내회전 모멘트가 더 크게 나타날 것이다.

8) 사전에 방향을 예측하지 못한 크로스 커팅 동작은 사전에 방향을 예측한 크로스 커팅 동작에 비해 대퇴직근, 반건양근, 내측광근, 외측광근, 전경골근, 외측비복근, 내측비복근, 대퇴이두근에서 근육의 활성화도에서 차이가 있을 것이다.

4. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어서 다음과 같은 제한점을 가질 것이다.

- 1) 실제 축구 경기 상황이 아닌 실험상황으로 한정 하였다.
- 2) 측정 시 연구대상자의 포지션을 동일하게 통제하지 못했다.
- 3) 측정 시 연구대상자의 축구화를 동일하게 통제하지 못했다.
- 4) 측정 시 연구대상자의 심리적 변인은 통제하지 못했다.

5. 용어의 정의

본 연구에 사용되는 용어에 대한 정의는 다음과 같다.

- 1) 크로스 커팅(Cross Cutting) : 빠른 속도로 달려오다가 오른쪽 발로 지면반력기를 밟고 우측 45도 방향으로 전환하는 동작을 의미한다.
- 2) 지면반력(ground reaction force : GRF) : 인체의 내부에서 발생된 힘과 중력에 의해 발생하는 대표적인 외력에 대한 반작용힘으로서 인체 운동에 영향을 미치는 주요한 요인을 의미한다.
- 3) 근전도(electromyography : EMG) : 근수축이 일어나는 동안 근섬유에서는 미세한 전위차가 발생하게 되는데 이 전위차를 감지하여 근육의 수축을 유발하는 전기적 신호를 측정한다.
- 4) 운동학적 변인(kinematics variable) : 인체의 움직임을 관찰하고 그 움직임의 변위, 속도, 가속도, 각도 등을 이용하여 설명한다.

5) 운동역학적 변인(kinetics variable) : 운동 중 인체에 작용하는 힘 또는 그 힘에 의한 움직임의 원인이 되는 힘을 통하여 나타나는 결과를 설명하는 변인으로서 지면반력, 근전도 등을 이용하여 설명한다.

6) 사전방향 예측(anticipated cutting; AC) : 출발 전 이미 좌·우의 커팅 방향을 알고 시작하는 경우를 의미한다.

7) 사전방향 비예측(unanticipated cutting; UC) : 착지 직전에 방향 신호가 제시되어 사전에 좌·우 방향을 알 수 없는 경우를 의미한다.

8) 지지기 시간(support time) : 오른쪽 발뒤꿈치가 지면반력기에 닿은 순간(heel strike)부터 발가락 끝이 떨어지는 순간(toe off)까지의 시간을 의미한다.

9) 배측굴곡(dorsiflexion) : 족관절에서 일어나는 운동으로 좌우축을 중심으로 발이 다리의 앞과 위로 움직이는 전후면상의 관절운동을 의미한다.

10) 저측굴곡(plantarflexion) : 족관절에서 일어나는 운동으로 좌우축을 중심으로 발이 다리 아래로 움직이는 전후면상의 관절운동을 의미한다.

11) 내전(adduction) : AP축을 중심으로 다리가 해부학적 자세에서 바깥쪽 방향으로 움직이는 좌우면상의 관절운동을 의미한다.

12) 외전(abduction) : AP축을 중심으로 다리가 해부학적 자세로 되돌아가는 좌우면상의 관절운동을 의미한다.

13) 내반(varus) : 두 발바닥이 서로 마주 보도록 족관절이 안쪽으로 구부러진 상태를 의미한다.

14) 외반(valgus) : 두 발바닥이 서로 바깥쪽 방향을 향하도록 족관절이 바깥쪽으로 구부러진 상태를 의미한다.

15) 내번(inversion) : 족관절에서 일어나는 운동으로 AP축을 중심으로 발바닥의 내측이 들어올려질 때 발생하는 좌우면 상의 관절운동을 의미한다.

16) 외번(eversion) : 족관절에서 일어나는 운동으로 AP축을 중심으로 발바닥이 외측으로 들어올려질 때 발생하는 좌우면 상의 관절운동을 의미한다.

17) 내측회전(internal rotation) : 고관절의 장축을 중심으로 발생해서 슬관절이 서로를 향해 움직이는 수평면상의 관절운동을 의미한다.

18) 외측회전(external rotation) : 고관절 장축을 중심으로 발생해서 슬관절이 바깥쪽 방향으로 움직이는 수평면상의 관절운동을 의미한다.

19) 대퇴직근(Rectus Femoris), 반건양근(Semitendinosus), 내측광근(Vastus Medialis), 외측광근(Vastus Lateralis), 전경골근(Tibialis Anterior), 외측비복근(Lateral Gastrocnemius), 내측비복근(Medial Gastrocnemius), 대퇴이두근(Biceps Femoris) : <그림 1 참조>

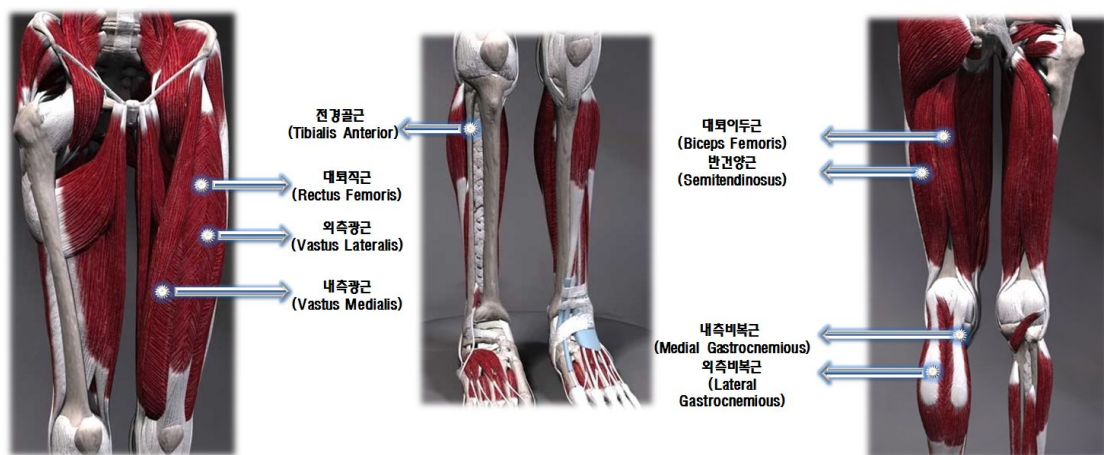


Figure 6. Muscles of lower limb

II. 이론적 배경

본 연구에서는 크로스커팅 동작의 사전방향 예측 여부가 운동 수행 시 하지의 비접촉성 슬관절 인대 손상에 미치는 영향을 규명하고자 13명의 여자 대학 축구선수들을 대상으로, 사전에 방향을 예측한 커팅 동작과 사전에 예측하지 못한 커팅 동작에 따른 하지의 각도, 모멘트, 지면반력, 근전도 신호를 분석하기 위한 이론적 배경은 다음과 같다.

1. 슬관절의 해부학적 구조 및 기능

1) 해부학적 구조

슬관절은 내측 측부인대, 외측 측부인대, 전방 십자인대, 후방 십자인대로 구성되어 관절의 안정성을 유지하고, 허벅지 뼈와 종아리 뼈 사이에 반달 모양의 반월상 연골판이 있어 관절 운동을 원활하게 하는 기능을 한다.

구조적인 특징은 관절가동범위가 경첩관절로 자유도가 2가지 방향으로 굴곡과 신전 운동을 하며 하체를 지지하는 해부학적 구조를 가지고 있으며, 십자인대를 비롯한 여러 인대 조직들이 관절의 역학적 안정성을 제공하고 있으며, 섬세한 신경근의 활동이 관절의 동적 안정성에 기여하고 있다.

그 중 전방십자인대(Anterior Cruciate Ligament)는 대퇴골(femur)과 경골(tibia)을 연결하고 있으며, 후방십자인대(posterior cruciate ligament)와 함께 중력과 체중부하를 담당하고 일상생활이나 운동수행에 있어 슬관절의 안정성을 유지하며 경골이 틀어지거나 어긋나는 것을 방지하는데 도움을 주며, 슬관절에서 가장 중요한 역할을 하는 구조물로 외측 대퇴골의 내측면 후상방에서 기시하여 경골의 과간 부위에 부착되며, 약 20도 외측으로 비스듬히 주행하는 인대로 길이는 약 4cm이고 폭은 약 1cm정도이며 관절내에 위치하나 활액막 밖에 존재한다(송은규, 1989).

대퇴골 기시부는 외측 대퇴골과의 내측면 후방의 관절면과 가까운 곳에서 기시하고 타원형(Girgis et al., 1975)이나 난원형으로 모양을 이룬다. 대퇴골의 기시부는 직경이 16-24mm이며, 기시부의 중심은 대퇴골 간부의 후면과 외측 대퇴골과의 상부가 만나는 지점에서 15mm정도 떨어진 곳에 위치한다고 하였다. 대퇴골에서 기시한 전방십자인대는 아래쪽으로 전내측방을 향하여 비스듬히 내려와서 경골 상부에 부착하게 된다(송은규, 1989).

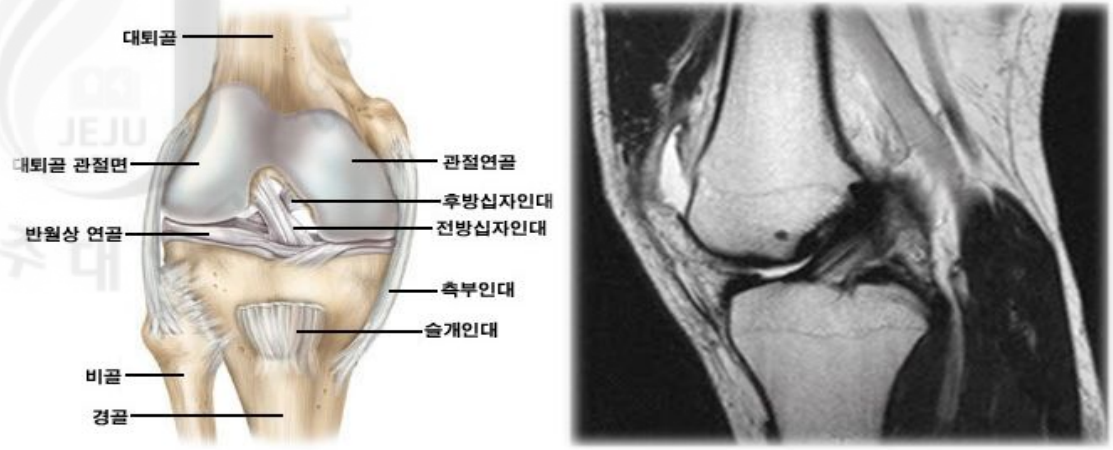


Figure 7. Anatomy of the knee

경골의 부착부위는 전방 경골극의 전외방에 있는 외이며 전방경골극에는 부착하지 않고 넓게 부착한다. 전방십자인대의 경골부착부가 대퇴골 기시부보다 넓고 강하며, 그 넓이는 경골부착부가 약 3cm², 대퇴골 기시부가 약 2cm²가 된다(Girgis, Marshall & Monajem, 1975; 송은규, 1989). 전방십자인대는 슬관절의 신전위치에서는 전체적으로 편평한 모양을 이루나 굴곡위치에서는 약 90° 꼬여서 여러 속에 있는 것처럼 보인다. 전방십자인대는 대퇴골 기시부에서 가장 좁고 경골 부착부에서 넓게 퍼진다(송은규, 1989).

전방십자인대는 경골과 대퇴골에 부착하는 위치와 방향에 따라 전내방 속(anteromedial bundle)과 후외방 속(posterolateral bundle)으로 나눌 수 있다.

첫째, 전내방 속은 대퇴골 기시부의 가장 후상방에서 기시하여 경골부착부의 가장 전내방에 부착함으로써 슬관절이 굴곡될 때 수평위치가 되면서 긴장하게 된다.

둘째, 후외방 속은 대퇴골 기시부의 가장 전하방에서 기시하여 경골 부착부의 후외방에 부착함으로써 슬관절이 신전될 때 가장 긴장하고, 과신전 때 과긴장(stress)하게 된다.

이런 전방십자인대의 속(bundle)을 구별할 수 있으나의 여부는 계속 논란이 되고 있으나 전방십자인대의 기능을 이해하는데 도움을 주는 개념으로 생각된다(Reiman & Jackson, 1987). 또한 전방십자인대의 혈행은 주로 중슬동맥(middle genicular artery)의 인대지(ligamentous branch)가 하고 일부는 내측 및 외측 하슬동맥(medial and lateral inferior genicular artery)의 종말지(terminal branch)가 담당한다(송은규, 1989).

마지막으로 전방십자인대의 미세구조(microstructure)는 콜라겐소섬유(collagen fibril)가 모여서 섬유(fibril)가 되고, 이들이 다시 모여 섬유속(fasciculi)을 이루고 이 섬유속이 모여서 전체 전방십자인대가

되며 이 전체 전방십자인대는 건방조직(paratenon)이나 활액막으로 싸여 있다고 하였다(Danylchuk, K. D., Finlay, J. B. and Kreek, J. P.(1978).; 송은규, 1989).

또한 내측측부인대(medial collateral ligament)는 관절의 내측면에 있는 편평하고 넓은 구조물이다. 몇몇의 구조물들이 내측측부인대와 섞이면서 내측측부인대를 보강하게 되는데 그 중 가장 현저히 기여하는 구조물이 내측슬개지대섬유와 내측관절낭이다.

내측측부인대는 전섬유들과 후섬유들로 구성되어 있다. 좀 더 큰 전섬유(anterior part)는 비교적 잘 구분되는 약 10cm 정도 길이의 표층섬유들로 구성되어 있다. 이 섬유들의 원위부는 내측슬개지대섬유들과 섞여서 경골의 근위 내측면에 부착된다. 이러한 부착부위는 거위발(pes anserinus)의 건이 부착하는 부위의 바로 후방에 위치한다. 내측측부인대의 전섬유의 주행방향을 근위부에서 원위부쪽으로 보면 후방에서 전방으로의 약간 사선 방향으로 주행한다. 내측측부인대의 후섬유(posterior part)는 짧은 섬유들로 구성되어 있으며, 전섬유의 안쪽에 놓여 있다. 이 섬유들은 후내측관절낭, 내측반월판, 그리고 반막양근의 건에 광범위한 원위 부착부위를 갖고 있다.

외측(비골측)측부인대(lateral(fibular) collateral ligament)는 대퇴골의 외측상과와 비골두 사이를 거의 수직으로 주행하는 등글고 강한 섬유대(cord)로 구성되어 있다. 외측측부인대의 원위부는 대퇴이두근의 건과 섞이게 된다. 내측측부인대와는 달리 외측측부인대는 인접한 반월판에 부착되지 않는다.

2) 전방십자인대(ACL) 및 측부인대의 기능

전방십자인대는 대퇴골에 비하여 경골이 앞쪽을 향하여 움직이는 것을 담당한다. 경골이 너무 앞쪽으로 움직이게 되면 전방십자인대는 파열될 수 있으며, 슬관절이 신전되었을 경우 처음 팽팽하게 되면서 한도를 넘어선 힘이 가해지거나 과신전 되면 파열 될 수 있다. 이처럼 전방십자인대는 경골의 전방으로 작용하는 힘의 80-90%를 지지하고 있으며, 후방 경골 경사각이 증가하게 되면 체중이 부하되어 서있는 자세에서 대퇴골이 전방으로 전위하려는 힘이 증가하여 전방십자인대에 그 만큼의 부하가 증가하여 파열을 받을 확률이 증가하게 된다(Ahn, Lee & Kim 1995).

전방십자인대의 기능은 슬관절의 운동과 직접 연관이 있으므로 슬관절 운동을 이해하여야 한다. 슬관절은 구조상 텐트와 유사하며 관절면이 pole에 해당되고, 인대(ligament)가 로프(rope)에 해당되어 pole인 관절연골(articular cartilage)은 압박(compression)에만 견디고, 로프인 인대는 장력(tensile force)에 버티어서 슬관절의 안정성을 유지한다(송은규, 1989). 관절연골은 마찰계수가 극히 낮아서 오직 압박에만 효과적으로 견디며, 반면 인대는 압박력(compression load)에는 전혀 힘이 못되고 장력에 저항하

여 경골의 이동(displacement)을 방지한다. 전·후십자인대는 각각 견제(checkrein)하는 기능을 보이거나 양자가 함께 슬관절 운동을 관장하게 된다. 대퇴골과의 커브는 방향에 따라 관절면이 길어서 슬관절의 최종 신전 때 추가로 활주운동(gliding motion)이 일어남으로 경골이 15° 외회전 된다(Muller, 1983; 송은규, 1989).

슬관절의 운동은 수직평면상 회전과 활주운동으로 이루어지며 슬관절 굴곡의 초기에는 회전과 활주 운동이 1:2 비율로 생기고 굴곡의 후기에는 1:4로 커지게 된다(Muller, 1983; 송은규, 1989). 또한 대퇴골과의 반경이 일정하지 않고 변함으로 슬관절 굴곡 운동 시 회전운동 중심과 축이 계속 변하게 된다.

Muller(1983)는 cross-four-bar link system을 도입하여 생체 역학적으로 슬관절의 운동을 설명하였다. 2개의 crossed bar는 각각 전후방십자인대에 해당되고 고정되어 교차가 없는 2개의 bar는 각각 전후방십자인대의 대퇴골 기시부간의 거리와 경골 부착부간의 거리를 나타내는 것이다. 이 시스템을 이용하면 대퇴골과의 커브를 비슷하게 그릴 수 있으며, 슬관절의 회전과 활주운동의 방법도 증명해 낼 수 있다. 수평 평면상에서는 슬관절의 최종 20° 신전시에 경골이 15° 외회전되는 운동 즉 나사회전운동(screw home emchanism)이 일어나는데 이러한 나사회전운동은 대퇴골 및 경골의 해부학적 구조상 특징 때문에 일어나는 것이다. 대퇴골 내측과가 외측과에 비하여 관절면이 더 길고 전방십자인대가 슬관절 신전시에 긴장되거나 경골이 외회전 됨으로써 긴장이 약간 풀리면서 최종 신전이 가능해지게 된다. 상기한 슬관절 운동에 관여하는 전방십자인대의 기능은 슬관절의 비정상적인 운동을 예방하는 것임을 알 수 있다. 즉, 전방십자인대가 긴장해서 비정상적인 운동에 대해 견제하는 효과를 나타낸다(송은규, 1989).

위 내용을 바탕으로 전방십자인대의 5가지 기능을 살펴보면, 첫째, 슬관절 굴곡시 대퇴골에 대하여 경골의 전방이동을 억제하고, 둘째, 슬관절의 과신전을 예방하고, 셋째, 경골의 내회전을 억제하며, 넷째, 슬관절의 외반과 내반 변형력에 대하여 2차적인 억제력을 가지며, 다섯째, 나사회전운동에 관여한다고 할 수 있다(송은규, 1989).

또한 측부인대의 일차적 기능은 전두면에서의 과도한 운동을 제한하는 것이다. 슬관절이 신전되어 있다면 내측측부인대의 전섬유는 외번 또는 외전 스트레스에 대해 일차적인 저항을 제공한다. 이와 비교할 때 외측측부인대는 내번 또는 내전 스트레스에 대해 일차적인 저항을 제공한다. 많은 다른 조직들도 슬관절에 적용된 내번력과 외번력에 대해 다양한 양의 억제를 제공해 준다.

측부인대의 이차적 기능은 과도한 슬관절 신전을 제한하는 것이다. 그러나 이러한 기능은 후관절낭, 산선슬와인대, 슬관절 굴곡근들 그리고 전십자인대와 공유하게 된다. Figure-13-20A와 B는 슬관절이

경골에 대한 대퇴골의 완전한 신전으로 잠김위치에 있다고 가정할 때 내측측부인대와 후관절낭에서의 수동장력 증가를 소개하고 있다. 굴곡 상태가 되면 관절낭과 인대들은 비교적 느슨해진다. 완전히 신전 되어 있다면 측부인대들은 완전히 굴곡 상태에 있을 때 보다 20% 이상으로 신장된다. 비록 측부인대들이 중요한 슬관절의 안정자로서 작용하고는 있지만 발이 지면에 대고 있는 상태에서 가해진 외변 스트레스는 팽팽해진 상태의 내측측부인대에 손상을 쉽게 유발할 수 있게 된다. 이러한 손상의 기전은 축구에서 상대방 선수의 무릎을 외측에서 가격하는 반측을 생각하면 쉽게 이해가 될 것이다. 또한 측부인대들은 슬관절이 부분적으로 굴곡되어 있는 동안 극단적인 내회전과 외회전에 대해 제한된 저항을 제공한다.

구조	기능	손상기전
내측측부인대	1.외변(외전)에 저항함 2.과도한 슬관절 신전에 저항함 3.축회전에 저항함	1.발이 지면에 고정된 상태에서의 외번력(예:축구에서의 측면 태클) 2.슬관절의 과도한 신전
외측측부인대	1.내변(내전)에 저항함 2.슬관절 신전에 저항함 3.축회전에 저항함	1.발이 지면에 고정된 상태에서의 내번력 2.슬관절의 과도한 과신전
전방십자인대	1.대부분의 섬유들은 경골의 과도한 전방 병진운동이나 대퇴골의 과도한 후방 병진운동에 저항함 2.대부분의 섬유들은 완전한 슬관절 신전에 저항함 3.과도한 내변, 외변 그리고 축회전에 저항함	1.슬관절의 과신전 2.발이 지면에 고정된 상태에서의 큰 외번력 3.위의 두가지 중 하나와 결합된 큰 내측 축회전 토크(예:대퇴골이 고정된 경골에 대해 강제적으로 외회전 하는 것)

2. 전방십자인대(ACL)의 손상 기전

전방십자인대에 가해지는 힘은 수동적인 슬관절 신전 시 약 100N 정도이며, 보행시 400N, 격렬한 운동 시 약 1700N 정도이다. 이처럼 슬관절안정에 90%이상의 중요한 역할을 하는 인대로 허벅지 뼈와 종아리뼈를 이어줘 슬관절이 앞뒤로 흔들리지 않도록 해주며 슬관절의 안정성을 유지시켜주지만, 슬관절의 전방십자인대 손상은 슬관절인대 손상의 50%이상을 차지하는 흔한 인대 손상 중 하나이며, 최근 스포츠 인구의 증가로 손상의 빈도가 증가하는 추세이다(김철홍, 2007).

전방십자인대의 손상기전을 크게 나누어 살펴보면 첫째, 비접촉상황에서 Twist 되거나 방향을 바꾸거나(Cutting 동작) 감속할 때, 둘째, Knee external rotation 될 때, 셋째, 슬관절이 과신전 될 때 손상을 받게 되는 것이다. 전방십자인대는 단독으로 손상될 수 있지만 내측부 인대나 연골판 손상과 같이 일어나는 경우가 더 많다. 대부분 다칠 때 “퍽”하는 느낌이 나거나 소리를 들을 수 있으며 그 후에 슬관절이 붓고 통증을 느끼게 되는 것이다.

전방십자인대의 손상은 슬관절에 비정상적인 하중으로 인하여 자체능력을 넘어서게 될 때 발생하게 된다. 또한 슬관절의 과굴곡, 외전 및 외회전시에 잘 발생하고, 동반손상의 빈도가 높으며, 전방십자인대의 파열로 인한 슬관절 기능의 이상으로 관절 연골 퇴행성 변화와 반월상 연골 파열 등의 발생한다고 보고되고 있다(Staubi, Jakob 1992; 허만동, 2009). 최대의 슬굴곡위와 과신전 위에서 긴장상태가 되면 대퇴골에 대한 경골의 전방전위와 회전을 막는 기능을 가지고 있는 전방십자인대의 파열은 일반적으로 두 가지 기전으로 일어난다. 그 중 하나는 외전 및 외회전력에 의하여 일어나며, 두 번째는 단독 파열의 기전으로 과신전과 경골과의 내회전에 의하여 발생하는데 이 중 과신전이 보다 중요한 요소로 알려져 있다고 보고되고 있다(Gordon, Wenger, 1992; 허만동, 2009).

질문지 조사를 통해 대부분의 전방십자인대 상해는 슬관절이 완전히 신전된 상태로 발이 착지될 때 발생한다고 보고 하였다(Boden, Dean, Feagin, Garrett, 2000). 27건의 전방십자인대 파열을 비디오로 분석한 결과, 대부분의 비접촉성 부상은 급격한 멈춤으로 인한 감속과 착지 시 슬관절의 신전상태에서 발생하였다.

Olsen et al(2004)은 여자핸드볼 선수들을 대상으로 비디오 분석을 통하여 전방십자인대 상해원인을 규명하였는데, 경골회전과 결합된 슬관절의 완전신전(full extension)으로 인한 과도한 외반(valgus)동작이 그 원인이라고 보고하였다(한기훈, 임비오, 2009).

3. 여자 선수들의 전방십자인대 상해 및 위험 요인

슬관절의 해부학적 접근을 통하여 전방십자인대의 상해원인과 위험요소들의 원인을 밝히기 위한 연구가 많이 진행되고 있다. 슬관절을 구성하고 있는 여러 구조물 중 대퇴과간 절흔 폭과 전방십자인대

파열과의 상관관계에 대해 연구하였으며, 좁은 대퇴과간 절흔 폭과 전방십자인대 파열 사이에 연관관계가 있다고 주장하였다(LaPrade & Burnett, 1994; 서승석 등, 2010).

또한 후방 경골 경사각의 정도와 전방십자인대에 미치는 정도에 대한 연구가 활발히 이루어지고는 있으며, 후방 경골 경사각이 슬관절의 운동 및 대퇴경골 안정성에 미치는 영향에 대해서도 많은 연구를 통해 밝혀졌다(Dejour, Bonnin, 1994; Griffin et al, 2005; 서승석 등, 2010).

여자 선수들의 전방십자인대 상해는 최근 30년 동안 대학 선수들은 500%(NCAA, 2002; 임비오 등, 2009), 고등학교 선수들은 900%증가하였다(NFHS, 2002; 임비오 등, 2009). 이처럼 여자선수들의 슬관절 상해는 전체 상해의 30%를 차지하며 슬관절 상해의 44%는 전방십자인대 상해이다(Meeuwisse et al., 2003; 한기훈 등, 2007, 2009; 임비오 등, 2007, 2008). 그 중 전방십자인대 상해의 70%는 비접촉성 상해이며, 30%는 접촉성 상해라고 보고 하였으며(McNair, Marshall & Matheson, 1990), 질문지를 통한 전방십자인대 상해원인을 규명하는 연구에서도 72%는 비접촉성 상해이며, 28%는 접촉성 상해라고 하였다(Boden et al, 2000). 여기서 비접촉성 상해란 슬관절에 직접적인 가력은 받지 않았으나 신체적 접촉을 통해서 발생한 상해를 정의하기 어려웠다고 보고하였지만 이러한 상해를 불안(perturbation)한 비접촉성 전방십자인대 상해라고 정의하였다(Hewett et al, 2006; 한기훈 등, 2009).

전방십자인대 상해의 내재적 원인으로는 해부학적 원인, 호르몬적 원인, 근신경적 원인, 생체역학적 원인으로 나누어 살펴볼 수 있다.

첫째, 해부학적 원인 중 인체측정학적 차이점을 살펴보면 하지 뼈의 길이가 증가하면 전방십자인대 상해 위험도 증가하였지만, 움직이는 상황에서 발생하는 상해원인과는 관련이 없다(Myer, Ford & Hewett, 2005; 한기훈 등, 2009). 따라서 신체의 해부학적 요인은 근본적으로 변경시키기가 어려움으로 상해원인을 규명하기 위한 연구적인 관심이 상대적으로 작다고 할 수 있다.

전방십자인대 상해를 일으키는 또 다른 신체 해부학적 가설은 여자 선수들은 남자 선수들에 비해 패임 넓이(femoral notch width)가 더 작아서 상대적으로 전방십자인대 사이즈가 더 작다는 것이다. 즉 패임이 작으면 전방십자인대도 더 작고 약하기 때문에 전방십자인대는 패임의 내부에 위치하고 그리고 좁은 패임은 높은 긴장 하에서 전방십자인대를 더 들어 올린다(Emerson, 1993; 한기훈 등, 2009). 또한 용기사이의 패임(<13mm)이 작은 여성들은 패임 넓이가 큰 여성보다 상해 위험이 16.8배나 더 증가 하였다고 보고하였다(Uhorchak, Scoville, Williams, Arciero, Pierre & Taylor, 2003); 한기훈 등, 2009).

하지만 뼈의 넓이로 패임 넓이를 표준화하였더니 남·녀 선수들 사이에 차이가 나타나지 않았고, 패임 넓이와 상해와의 연관성도 없었다고 보고 하였다(Arendt et al., 1995; Hewett, Stroupe, Nance & Noyes, 1996; Hutchinson et al., 1995; LaPrade et al., 1994; 한기훈 등, 2009).

또한 관절 이완과 과신전은 여자 축구선수들의 상해 위험을 유의하게 증가시킨다(Soderman, Alfredson, Pietila & Werner, 2001), 한기훈 등, 2009). 그리고 관절 이완이 큰 여성들은 관절 이완이 없는 여성보다 상대적으로 전방십자인대 상해 위험이 2.7배 더 높다고 보고하였다(Uhorchak et al., 2003; 한기훈 등, 2009). 관절이완은 시상면에서의 슬관절의 운동 (과신전) 뿐만 아니라 관상면에서의 슬관절운동(내반)에 영향을 미치는데, 이는 전방십자인대에 부하를 더 가하게 되어 상해를 증가시키는 요인이다(Boden et al., 2000; Hewett et al., 2005; Markolf, Graff-Redford & Amstutz, 1978; Markolf, Burchfield, Shapiro, Shepard, Finerman & Slauterbeck, 1995; Uhorchak et al., 2003).

전방십자인대 상해를 입은 환자들의 뒤넙다리근은 정상인들보다 더 이완되어있다고 보고되었다(Boden et al., 2000). 여자와 남자의 유연성은 사춘기 이후에 다르다. 소년들의 유연성은 성숙해지면서 감소하지만, 소녀들은 사춘기 이후 증가한다. 이는 신장과 체중이 두드러지게 증가하는 사춘기 이후에 소년들의 유연성은 유의하게 감소하지만 소녀들은 감소하지 않기 때문이다(한기훈 등, 2009). 슬관절의 동적인 조절능력의 감소가 여자 선수들의 뒤넙다리근의 유연성을 증가시킨 요인이다(Hewett et al., 1996; Huston, Wojtya, 1996). 사춘기 이후에 슬관절상해 비율에서 남·녀간의 차이가 나타나는 이유는 일정부분 유연성, 특히 뒤넙다리근의 유연성의 차이 때문이다. 비록 뒤넙다리근의 유연성의 증가가 전방십자인대의 상해 비율을 증가시키는 유일한 원인은 아니지만, 전방십자인대 상해 위험을 증가시키는 중요한 요인이다(한기훈 등, 2009).

전방십자인대는 대퇴에 대해서 경골의 이동을 제한한다(Markolf et al., 1978; 한기훈 등, 2009). 그래서 남자 선수들에 비해 평균적으로 전방으로의 경골 이동 이 더 큰 여자 선수들은 급격한 감소 및 가속 움직임을 포함하고 있는 착지와 피벗 스포츠에서 경골을 전방으로 밀고 당겨서 전방십자인대에 큰 부하를 주게 된다.

둘째, 호르몬적 원인에서 에스트로겐은 여성들의 전방십자인대 상해 비율을 증가시키는 근본적인 원인이며(Gray, Taunton, McKenzie, Clement, McConkey & Davidson., 1985; Zelisko, Noble & Porter, 1982; 한기훈 등, 2009), 여성 호르몬의 주기적인 변화에 의한 인대력의 감소는 여성의 전방십자인대 상

해의 원인이 될 수 있다.

Moller-Nielson & Hammar (1991)는 여자 축구 선수들은 월경 주기 중 황체기(luteal phase)에 심각한 상해를 더 많이 입는다고 보고하였고, Wojtys et al(1998)은 비접촉성 전방십자인대 상해가 월경 주기 중 배란기(ovulatory phase)에 증가하고, 난포기(follicular phase)에 감소한다고 하였다. 또한 에스트로겐과 릴렉신은 인대의 장력(tensile properties)에 영향을 준다. 그리고 에스트로겐 수용체가 사람의 전방십자인대 섬유아세포(fibroblasts)에 존재한다. 반면 에스트라디올은 여성 전방십자인대의 섬유아세포에서 프로콜라겐 합성을 감소시킨다(Booth, Tipton, 1970; 한기훈 등, 2009).

또한 호르몬은 하지 관절의 근신경 조절에 영향을 미치는데, 이것이 여자선수들의 전방십자인대 상해를 일으키는 원인이다. 에스트로겐은 직·간접적으로 여성의 근신경 시스템에 영향을 미친다. Sarwar, Beltran & Rutherford(1996)은 월경주기의 배란기 동안에 넵다리네갈래근의 근력이 증가하고, 근육의 이완속도가 현저하게 감소하였다고 발표하였다. 혈청 에스트로겐의 분비는 월경주기 동안에 급격하게 변동하고, 에스트로겐은 근기능, 건, 인대의 힘에 중요한 영향을 미치며, 중추신경계에도 영향을 미친다. Posthuma, Bass, Bull & Nisker(1987)은 월경주기전 구간(premanstrual phase)에서 운동기능이 감소되었다고 하였으며, 이러한 선행연구 자료들은 에스트로겐이 근신경 기능에 영향을 미친다는 것을 의미한다. 그리고 경구용 피임제(oral contraceptives)가 전방십자인대의 상해원인에 미치는 영향은 뚜렷하다. Moller-Nielson et al.(1991)는 경구용 피임제를 복용한 운동선수들은 상해비율이 낮았다고 보고하였고, Martineau, Al-Jassir, Lenczner & Burman(2004) 등은 경구용 피임제를 복용한 여자대학 운동선수들은 인대 이완이 감소되었다고 보고하였다. 즉 경구용 피임제는 호르몬, 특히 에스트로겐과 에스트라디올의 최대 분비시기에 분비를 억제시킴으로써 동적인 상황(근신경 조절)과 수동적 상황(전방십자인대 이완)에서 슬관절의 안정성에 영향을 미친다.

셋째, 근신경적 원인이다. 뒤넵다리근과 넵다리네갈래근의 공동작용(coactivation)은 슬관절의 과도한 전방 밀립과 외전(abduction) 동작을 막아줌으로써 슬관절을 보호한다. Wojtys, Huston, Schock, Boylan & Ashton-Miller.(2003)은 경골의 최대 회전범위는 휴식시와 운동 상태에서 남자보다 여자가 더 크다고 하였다. 따라서 여성들은 내측회전 부하 상태에서 남자보다 슬관절인대를 잘 보호하지 못한다. 또한 여자선수들은 남자선수들에 비해서 상대적으로 슬관절 신전근에 대한 슬관절 굴곡근의 낮은 동원 또는 뒤넵다리근-넵다리네갈래근의 최대토크 비율이 더 낮아(Hewett et al., 1996) 관절의 부하가 높은 동작에서 전방십자인대가 과열되는 위험이 유의하게 증가하게 된다. 또한 근전도 연구에서 여성들

은 넙다리네갈래근과 뒤넙다리근의 활동 패턴에서 근신경적으로 불균형하다고 보고되었다(Sell, Ferris, Abt, Tsai, Myers, Fu & Lephart, 2007; White, Lee, Cutuk, Hargens & Pedowitz, 2003). 넙다리네갈래근 동원의 불균형은 여자선수들에게 전방 전단력(shear force)이 생기게 한다. 결국, 뒤넙다리근 활동 전략을 바꾸는 것은 전방십자인대 상해여부와 연관이 있다.

또한 전방십자인대는 관절을 완전하게 지탱해줄 뿐만 아니라 특별한 기계적수용기(mechanoreceptors)를 자극한다(Kennedy et al., 1985; Schultz, Miller, Kerr & Micheli, 1984; Schutte, Dabezies, Zimny & Happel, 1987). 다치지 않은 여성은 남성들보다 한 발의 흔들림(sway)이 더 낮다. 그러나 전방십자인대가 파열이 되면 여성들은 흔들림이 증가하는데, 이는 상해의 위험이 높아지거나 고유수용기(proprioceptive)의 외상이 더 커지는 것을 의미한다(Haycock, Gillette, 1976). 이런 이유로 고유수용기의 결함은 전방십자인대 상해원인에 중요한 역할을 한다.

Rozzi, Lephart, Gear & Fu,(1999)은 여자선수들은 남자선수들에 비해 점프 후 착지의 감속구간동안 외측 뒤넙다리근의 활성이 4배나 더 큰 불균형을 보였다. 이러한 여자선수들에게 나타나는 내측과 외측 넙다리네갈래근의 불균형은 내측 관절을 불균형하게 해서, 전방십자인대에 직접적으로 부하를 주는 전방 전단력을 증가시켜(Markoff et al., 1995; Rozzi et al., 1999; Sell et al., 2007). 전방십자인대 상해의 위험을 높이게 된다.

4. 여자 선수들의 전방십자인대 손상 예방프로그램

여자 선수들의 전방십자인대 손상 예방과 관련하여 호르몬과 신체 구조요인은 선천적인 것이어서 바꿀 수 없다. 따라서 스포츠손상 예방훈련은 자세교정과 올바른 운동동작을 통해 변화시킬 수 있는 근신경-생체 역학적 요인에 초점을 맞추고 있다. 여자선수들은 남자 선수들에 비해 점프 후 착지할 때 슬관절신전모멘트와 외변모멘트가 더 크며(Chappell et al., 2002), 슬관절신전모멘트와 외변모멘트의 증가는 전방십자인대의 장력 증가와 연관이 있다(Markoff et al., 1995). 여자 선수들은 착지할 때 슬관절을 덜 굽히고 고관절과 슬관절의 내측 회전을 더 크게 한다(Lephart, Ferris, Riemann, Myers & Fu, 2002). 또한 여자 선수들은 슬관절을 안정시키기 위해서 대퇴사두근(quadiceps)에 더 의존한다(Malinzak et al., 2001). 그러므로 비접촉성 전십자인대 손상 예방 훈련은 근신경-생체 역학적 요인을

고려해야 한다. 또한 전방십자인대 손상 예방훈련은 여자선수들에게 적합하고 실현 가능성이 있어야 한다. 기존의 훈련은 체력단련센터에서 약 2시간씩 주로 저항운동 중심으로 이루어져 왔다. 수업을 마치고 2시간씩 저항훈련을 하고 정규 연습을 실시하기에는 현실적인 어려움이 많다. 전방십자인대 손상 예방훈련은 유연성 트레이닝, 근력 트레이닝, 점프 트레이닝으로 구성되어 있는데, 정규 연습 시간에 할 수 있는 장점이 있다. 정규팀 훈련 중에 전방십자인대 손상 예방훈련을 수행할 경우 선수들의 훈련 외에 추가로 소요되는 부담을 줄여 줄 수 있으며, 훈련을 받은 후에 근력과 유연성이 향상되어 올바른 점프 동작을 실시 할 수 있다. 아울러, 올바른 점프 기술을 자동적으로 습득하여 경기 상황에서 착지 기술의 향상을 가져와 궁극적으로 전방십자인대 손상이 감소하게 된다. 전방십자인대 손상 예방훈련은 6가지의 유연성 트레이닝, 6가지의 근력 트레이닝, 5가지의 점프 트레이닝 등 총 17가지 운동으로 구성되어 있으며, 각 운동 종목은 다음과 같다.

1. 유연성 향상 프로그램

- 1) 서서 대퇴사두근 스트레칭(standing quadriceps muscle stretch)
- 2) 슬관절을 굽혀서 엉덩 굴곡근 스트레칭(kneeling hip flexor stretch)
- 3) 슬관절 굴곡근 스트레칭(hamstring stretch)
- 4) 엉덩 회전근 스트레칭(gluteus and hip rotator stretch)
- 5) 대퇴 안쪽근 스트레칭(groin stretch)
- 6) 서서 종아리근 스트레칭(standing calf stretch)

2. 근력 향상 프로그램

- 1) 볼 운동(bridging with ball)
- 2) 슬관절 굽히면서 걷기(walking lunges)
- 3) 양발 스쿼트(double leg squat)
- 4) 한 발 스쿼트(single leg squat)
- 5) 다리 묶고 걷기(tublig walks)

6) 다리 묶고 차기(3 way kicks)

3. 점프 프로그램

1) 스쿼트 점프(squat jumps)

2) 한 발 홉 점프(single leg hops)

3) 사이드 홉 점프(side-to-side hops)

4) 슬관절을 굽힌 상태에서 점프(lunge jumps)

5) 180도 전환 점프(180 degree jumps)

운동선수들은 전방십자인대 손상을 예방하기 위해서는 올바른 자세로 평형성과 근신경 향상 훈련을 지속적으로 수행해야 한다(Hewett et al., 1996, Hewett, et al., 1999; Kraemer, et al., 1998; Lehnhard, et al., 1996; Caraffa, Cerulli, Projetti, Aisa & Rizzo, 1996; Soderman, Werner, Pietila, Engstrom & Alfredson, 2000; Myklebust, et al., 2003; Heidt, Sweeterman, Carlonas, Traub & Tekulve, 2000). Hewett et al.,(1996, 1999)은 운동의 패턴과 근육의 불균형을 교정하는 훈련 프로그램을 연구하였는데, 근신경 훈련을 받은 여자 선수들은 훈련을 받지 않은 여자 선수들과 비교해서 슬관절 내변과 외변 모멘트가 감소되었으며, 훈련을 통해서 비접촉성 전방십자인대 손상이 감소되었다고 하였다. 이와 같은 결과는 손상예방 훈련을 통해서 근육조직, 결합조직, 신경계 기능이 향상된 것이며, 올바른 기술 수행을 통해서 심각한 인대 손상이 줄었다는 것을 의미한다.

저항훈련은 뼈, 인대와 건 기능을 향상시켜 상해를 감소시킨다(Kraemer et al., 1998)고 보고되었으나, 그 이후에 Hewett et al.(1999)이 저항훈련에 근력훈련을 추가하여 올바른 기술 교육을 시켰는데, 그 결과 여자 선수들의 전방십자인대 손상 비율이 감소되었다고 보고하였다. 결론적으로 저항 훈련은 다른 훈련과 추가되었을 때 전방십자인대 손상 감소에 효과적이다. 또한 Myklebust et al.(2003)은 Caraffa et. al.(1996)의 평형성 향상 훈련 종목에 슬관절 조절 운동을 추가하였더니, 여자 선수들의 전방십자인대 손상 발생 비율이 감소되었다고 보고하였다. 위에서 제시한 선행연구들을 종합해보면 전방십자인대 손상예방 훈련은 평형성 향상 훈련에 고유수용기(proprioceptive)의 기능을 향상시키는 훈련이 추가되면 그 효과가 높게 나타난다는 것이다. 또한 상해예방교육, 위험자세 교육과 전방십자인대 손상

의 기전(mechanism)교육은 전방십자인대 손상을 감소시킨다. 결론적으로 상해예방을 위한 올바른 자세 교육과 지속적인 피드백, 평형성과 근 신경 향상 훈련은 여자 운동선수들의 전방십자인대 손상의 위험을 감소시키는 요인이다.

근 신경 훈련은 하지의 근력과 파워를 증가시키고, 균형능력을 향상시켰으며, 전방십자인대 손상 위험을 감소시킨다(Hewett, Myer, Ford, Heidt, Colosimo, McLean, van den Bogert, Paterno & Succop, 2004; Myer, Ford & Hewett, 2004). 근 신경 훈련을 통해서 젊은 여자들의 동작을 올바르게 바꿀 수 있으며, 아울러 하지의 근력을 증가시킬 수 있다. 근 신경 파워는 훈련 6주 만에 증가되었으며, 그 결과 슬관절에서 최대 충격력과 외전 토크가 감소되었다.(Hewett et al., 1996). 훈련 전에 여자들의 근 신경 운동 수행력은 남자들보다 낮았는데, 훈련 후에 여자들의 운동수행력 증가 비율이 남자들보다 더 높았다(Kraemer, Mazzetti, Gotshalk, Volek, Bush, Marx, Dohi, Gomez, Miles, Fleck, Newton & Hakkinen, 2001). 젊은 여자 선수들의 근 신경 훈련은 속도, 근력, 순발력을 향상시키는데 효과적이다(Kramer et al., 1998; Wroble & Moxley, 2001; Kraemer, Hakkinen, Triplett-Mcbride, Fry, Koziris, Raramess, Bauer, Volek, McConnell, Newton, Gordon, Cummings, Hauth, Pullo, Lynch, Mazzetti & Knuttgen, 2003). 또한 근 신경 훈련은 신체에 가해지는 충격력을 흡수하고, 관절을 안정시키고 근육의 불균형을 해소하고, 뼈, 인대, 건의 장력을 증가시킨다(Rooks & Micheli, 1988; Faigenbaum, Kraemer, Caill, Chandler, Dziados, Elfrink, Forman, Gaudiose & Roberts, 1996; Hewett, et al., 1996). 근 신경 훈련은 여자 선수들의 손상 위험을 감소시키지만, 운동수행력의 향상이 없으면 선수들은 큰 동기유발을 얻지 못한다(Myer, et al., 2004). 이와 관련해서, 전방십자인대 손상을 줄이는데 초점을 둔 훈련의 효과는 28%였지만(Myklebust, et al., 2003), 운동수행력을 향상시키는데 초점을 둔 훈련은 80-90%의 효과를 보였다(Ben-sira, Ayalon & Tavi, 1995; Kraemer, et al., 1998; Wroble & Moxley, 2001; Hakkinen, Alen, Kraemer, Gorostiaga, E., Lzquierdo, M., Rusko, Mikkola, Hakkinen, Valkeinen, Kaarakainen, Romu, Erola, Ahtiainen & Paavolainen, 2003; Kraemer, et al., 2003). 따라서 전방십자인대 손상 예방 훈련 중에 운동 수행력 향상훈련을 추가하면, 훨씬 더 큰 효과를 본다(Myer, et al., 2004) 저항훈련은 여자선수들의 근력을 증가시킨다(Boyer, 1990; Fry, Kraemer, Weseman, Conroy, Gordon, Hoffman & Maresh, 1991; Ben-Sira, et al., 1995; Chilibeck, Calder, Sale & Webber, 1998). 근력훈련과 플라이오메트릭운동을 결합하면 추가적으로 이득을 얻는다. 플라이오메트릭과 스쿼트 훈련을 결합한 훈련을 받

은 선수들은 플라이오메트릭 또는 스퀴트 훈련만을 받은 선수들보다 수직점프 능력이 더 향상되었다 (Adams, O'Shea & Climstein, 1992). Fatouros, Jamurtas, Leontsini, Kyriakos, Aggelousis, Kostopoulos & Buckenmeyer,(2000)은 플라이오메트릭과 저항훈련을 결합하면 선수들의 점프능력을 향상시킬 뿐만 아니라 다리의 근력도 증가시킨다고 보고하였다. 근력훈련의 효과도 균형훈련과 근력훈련이 함께 수행되어야 최고의 효과를 볼 수 있다. 근력과 균형 향상 훈련은 동적 균형을 향상시키고, 손상의 위험을 줄인다(Heitkamp, Horstmann, Mayer, Weller & Dickhuth, 2001; Holm, Fosdahl, Friis, Risberg, Myklebust & Steen, 2004; Paterno, Myer, Ford & Hewett, 2004). 이처럼 플라이오메트릭, 근력강화훈련, 균형향상훈련, 저항훈련, 방향전환 향상 훈련 및 속도향상훈련을 결합한 근신경 훈련은 하지의 생체역학적 위험 요인을 감소시킬 뿐만 아니라, 운동수행력 향상효과를 가져온다. 또한 손상 예방과 운동수행력 향상 훈련은 스포츠 상황에서 손상의 위험에서 벗어나면서 최적의 운동수행력을 달성할 수 있도록 해준다.

Ⅲ. 연구방법

본 연구에서는 크로스키팅 동작의 사전방향 예측 여부가 운동 수행 시 하지의 비접촉성 슬관절 인대 손상에 미치는 영향을 규명하고자 13명의 여자 대학 축구선수들을 대상으로, 사전에 방향을 예측한 키팅 동작과 사전에 예측하지 못한 키팅 동작에 따른 하지의 각도, 모멘트, 지면반력, 근전도 신호를 분석하기 위한 연구방법은 다음과 같다.

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 서울시 소재 H대학 여자 축구팀 선수 13명으로 최근 6개월 이내 하지의 수술 병력이 없고, 부상을 입지 않은 선수로 선발하였다. 연구대상자들을 선정하기에 앞서 연구윤리위원회(IRB)의 승인을 받았다. 실험의 목적과 방법, 연구의 내용과 절차에 대해 충분히 이해하고, 동의한 선수를 대상으로 실시하였으며, 오른발 우성인 선수를 선별하여 실험을 진행하였다. 이들의 신체적 특성과 연령<Table 1> 및 인체측정자료<Table 2>는 다음과 같다.

Table 1. Demographics of the subjects

Subject	Height(cm)	Body mass(kg)	Age(yrs)	Career(yrs)
M±SD	162.5±5.2	55.2±4.4	19.2±0.4	7.5±1.4

Values are mean±standard deviation

Table 2. Anthropometric data of the subjects (unit : mm)

Subject	신발크기	슬관절폭	족관절폭	다리길이
실험집단(n=13)	236.9±6.9	94.5±5.8	65.1±2.8	236.9±6.9

Values are mean±standard deviation

2. 실험도구

본 연구에 필요한 실험도구는 영상 촬영 장비와 영상분석 장비, 지면반력기(GRF), 근전기록장치(EMG) 로 구성하였으며 장비의 세부적인 특성은 <Table 3>, <Figure3>과 같다.

Table 3. Experimental and analysis equipments

구분	모델명	수량	제조사	제조국가
영상촬영	Vicon MX-T40	6대	Vicon	UK
방향지시기	Labview 8.2	1대	National Instruments	USA
지면반력기	AMTI MSA-6	1대	AMTI	USA
근전기록장치	Trigo Wireless EMG system	1대(8채널)	Delsys	USA
포토센서	Bx5M-MDT	1쌍	Autonics	Korea
인조잔디	Campo	약 5m ²	울그린	Korea

1) 영상촬영장비

본 연구에서의 영상촬영장비는 동작의 운동형상학적(kinematic)인 변인들을 측정하기 위하여 Vicon사의 3차원 동작분석 적외선 카메라(MX-T40, 영국) 6대를 이용하였다. 카메라에서 내보내는 적외선 파장은 신체에 부착한 마커(Landmark)에 반사되어 다시 카메라로 받아들여져서 신호 통합기(Vicon MX Giganet)를 통하여 디지털 신호로 전환시켜 수집하였다.

2) 방향지시기

본 연구에서의 방향지시기는 크로스커팅 전 피험자의 진행 경로 내에서 사전에 예측되지 않은 방향을 제시해 주기 위하여 노트북 컴퓨터와 한글판 Labview 8.2 소프트웨어의 Data Acquisition(DAQ) 보드를 사용하여 물체가 통과할 때 생기는 빛의 차단을 전기적 신호로 전환(Photoelectric sensor)하여 무작위 방향지시 신호를 설정하였다.

3) 지면반력기(Ground Reaction Force platform)

본 연구에서의 지면반력기는 크로스커팅 전 오른쪽 발이 지면에 착지되는 동안의 운동역학적(kinetic)인 변인들을 산출하기 위하여 AMTI사의 길이 810mm, 너비 400mm 크기의 지면반력기(MSA-6, 미국)를 1대를 이용하였다. 이 지면반력 측정기의 모서리에는 각각 부하전지(load cell)가 부착되어 있어 지면반력기에 부하가 가해지면 압력측정기(strain gauge)의 길이가 변하게 된다. 이 때 압력측정기 안에 있는 선의 직경이 변함으로써 그 선에 흐르는 전류의 저항값을 변하게 하면서 좌우(Fx), 전후(Fy), 상하(Fz) 힘의 성분값을 산출하였다. 또한 회전력과 힘의 관계에서 압력중심값도 산출하였으며 샘플링 주파수는 2000Hz로 설정하였다.

4) 근전도(Electromyography)

본 연구에서의 근전도는 Delsys사의 Trigo Wireless EMG system 8채널을 사용하여 실험 전 측정 자세에 근거하여 피험자의 근육별로 MVC(Maximum Voluntary Contraction)를 측정하고, 크로스커팅 전 대상자들의 디딤발이 되는 오른쪽 하지가 지면에 착지되는 동안의 근 활성화도 값을 산출하였다. 샘플링 주파수는 2000Hz로 설정하였다.

5) 인조잔디

본 연구에서의 인조잔디는 연구실에서의 실험 상황을 실제 경기 상황과 비슷하게 재현하기 위하여 실험실 바닥과 지면반력기 위에 폴리에틸렌과 모노필라멘트의 합성소재로 만들어진 인조잔디(Campo, 올그린, Korea)를 부착하여 사용하였다.

3. 실험절차

1) 연구대상자 정보

본 연구의 모든 대상자들은 실험에 들어가기 전 <Figure 4>와 같이 신체 치수를 수집하였다. 신장과 체중을 측정하고 하지관절의 중양을 구하기 위하여 다리길이를 측정하였고, 오른쪽 다리의 슬관절 폭과 족관절 폭을 측정하였다. 다리길이는 줄자를 이용하여 직립 자세에서 전상장골극(Anterior



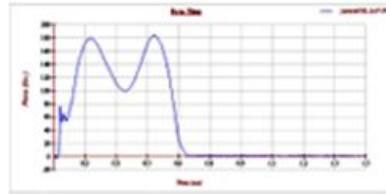
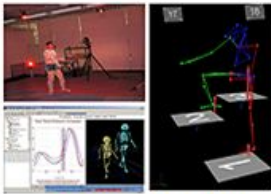
영상촬영장비



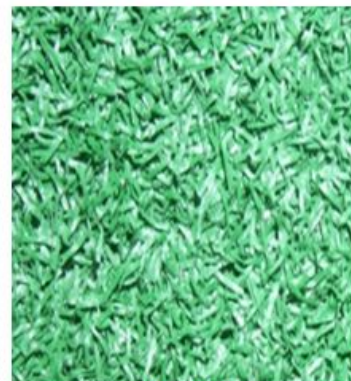
지면반력기



근전기록장치



방향지시기



인조잔디

Figure 8. Experimental equipments

superior iliac spine, ASIS)부터 대퇴내측 관절 융기를 경유하여 경골의 내측 복사뼈까지의 거리를 측정하였으며, 슬관절과 족관절의 너비는 캘리퍼를 이용하여 직립 자세에서 외측 대퇴 관절 융기까지의 거리, 양쪽 족관절의 외측 복사뼈에서 내측 복사뼈까지의 직선거리를 측정하였다.

2) 인체 관절점 마커 부착

본 연구의 모든 대상자들은 짧고 달라붙는 반바지를 착용하고 축구 양말과 같은 재질의 짧은 면양말을 착용하게 하였으며, 자연스러운 동작 재연을 위해 평소 본인이 신고 훈련하는 축구화를 착용하



Figure 9. Data collection of the subjects

게 하였다. 상체는 본 연구의 측정변인에 포함되지 않았으므로 반팔티셔츠를 착용한 후 흘러내리지 않도록 처리하였다.

반사마커(직경 15mm)는 <Figure 5>와 같이 총 16개를 양쪽 하지에 부착하였다. 부착점은 골반의 전상장골극(Left and Right Anterior Superior Iliac Spine, ASIS)과 후상장골극(Left and Right Posterior Superior Iliac Spine, PSIS), 대퇴외측상과(Left and Right Lateral Epicondyle of femur)와 외측 복사뼈(Left and Right Lateral Malleolus)에 부착하였으며, 대전자(Greater Trochanter)와 외측 상과 간에 직선을 이루는 한 지점<대퇴 외측부(Left and Right Thigh)>과 대퇴 외측상과와 외측 복사뼈 간에 직선을 이루는 한 지점<하퇴 외측부(Left and Right Shank)>에 마커를 부착하였다. 또한 발 움직임의 측정을 위해 축구화를 신은 상태에서 발뒤꿈치(Left and Right Heel) 중심부와 제2 중족골 경부(Left and Right metatarsal head)에도 부착하였다.

3) 무선 근전도 부착

본 연구의 모든 대상자들은 피부 저항을 최소화해 양질의 근전도 신호를 얻어내기 위하여 피부표면

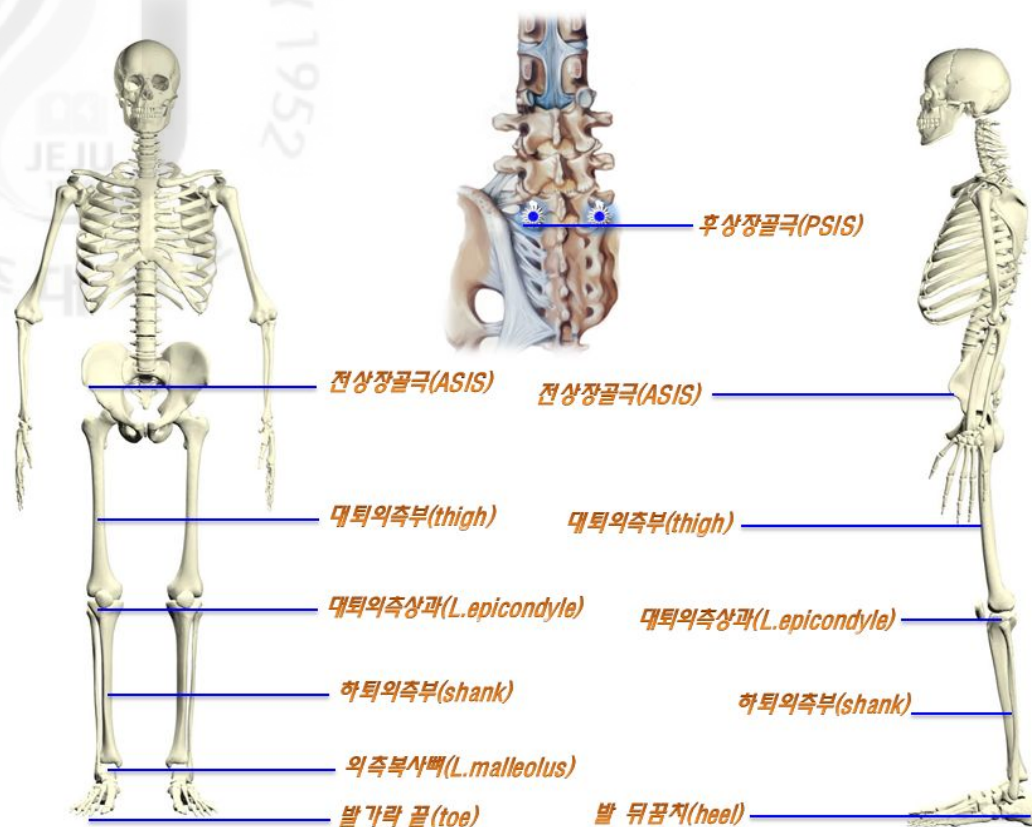


Figure 10. Marker attachment Points

에 털을 제거하고 알코올 세척 후 <Figure 6>과 같이 총 8개의 근전도를 부착하였다.

부착 위치는 대퇴직근(rectus femoris), 내측광근(vastus medialis), 외측광근(vastus lateralis), 전경골근(tibialis anterior), 대퇴이두근 장두(biceps femoris long head), 반건양근(semi-tendinosus), 비복근(gastrocnemius)의 내측두(medial head)와 외측두(lateral head)이며, 각 근육의 근복 위에 부착하였다 (Beaulieu et al., 2009).

4) 실험장비 설치

실험 상황을 실제 경기 상황과 유사하게 재현하기 위하여 30mm의 인조잔디를 실험실 바닥에 매장된 지면 반력기 위로 덮어 위치를 알아볼 수 있도록 표시하고, 지면반력기를 기준으로 하여 주변에 6대의 영상분석 카메라를 측정볼륨에 적합하도록 원형으로 배치하였다.

물체가 통과할 때 생기는 빛의 차단을 전기적 신호로 전환해 주는 포토센서는 피험자의 진행 경로 내에서 지면반력기와 2m정도 떨어진 지점에 설치하여(Beaulieu et al., 2009) 피험자가 이 사이를 통과

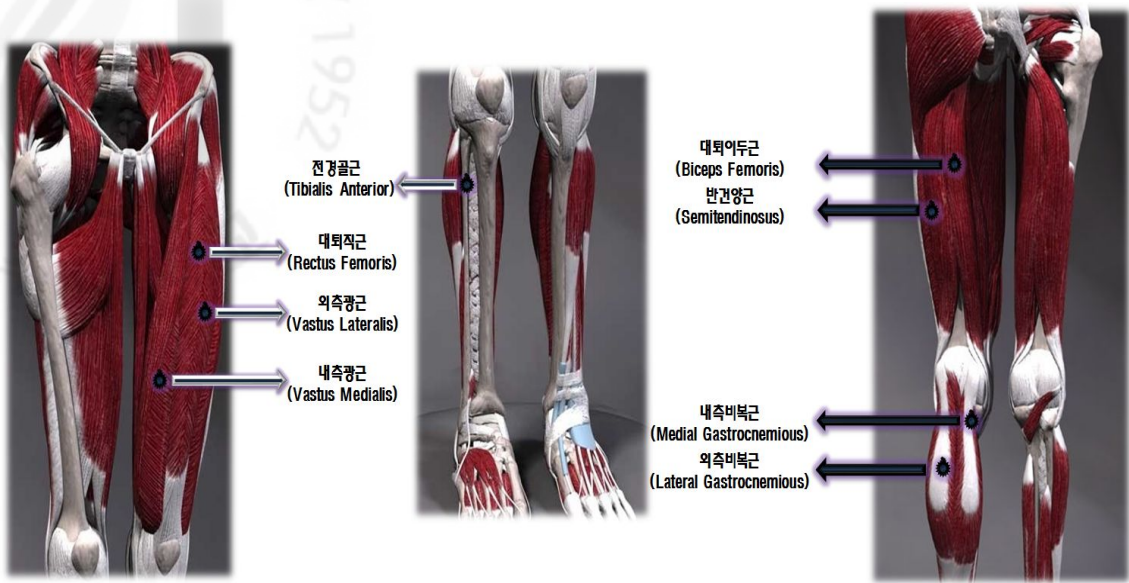


Figure 11. Electromyography attachment Points

하면 피험자의 진행방향 앞쪽에 놓인 노트북 컴퓨터로 신호가 전송되어 착지 직전 시점에 방향지시 신호를 제시할 수 있도록 하였다. 방향설정은 지면반력기를 중심으로 진행방향의 전-후 방향을 Y축, 좌-우 방향을 X축, X-Y축이 만나는 점에 대해 수직축을 Z축으로 설정 하였다. 구체적인 실험 장비의 배치는 <Figure 7>과 같다.

4. 측정절차

본 연구의 대상자들에게 실험의 목적과 주의사항을 전달한 후 짧고 달라붙는 반바지를 착용하고 자연스러운 동작 재연을 위해 평소 사용하는 본인의 축구화를 착용하게 하였으며, 피험자들의 인체에 16개의 반사마커(직경15mm)를 부착시켰다. 또한 근육 활성화도(muscle activity)값을 산출하기 위하여 8개의 근전도를 지지하는 발인 오른쪽 다리에 부착시키고 각각의 연구대상자들의 MVC(Maximum Voluntary Contraction)을 측정 하였다.

실험실 중앙에 위치한 지면반력기를 중심으로 방향전환 동작이 이루어지도록 3차원 공간 칼리브레이션을 마친 후, 전역 좌표계(global reference frame) 설정을 위하여 지면반력기를 중심으로 T자형 완드(wand)를 사용하여 기준 좌표축을 설정하였다. 또한 모든 카메라와 지면반력기 및 근전도는 수신기를

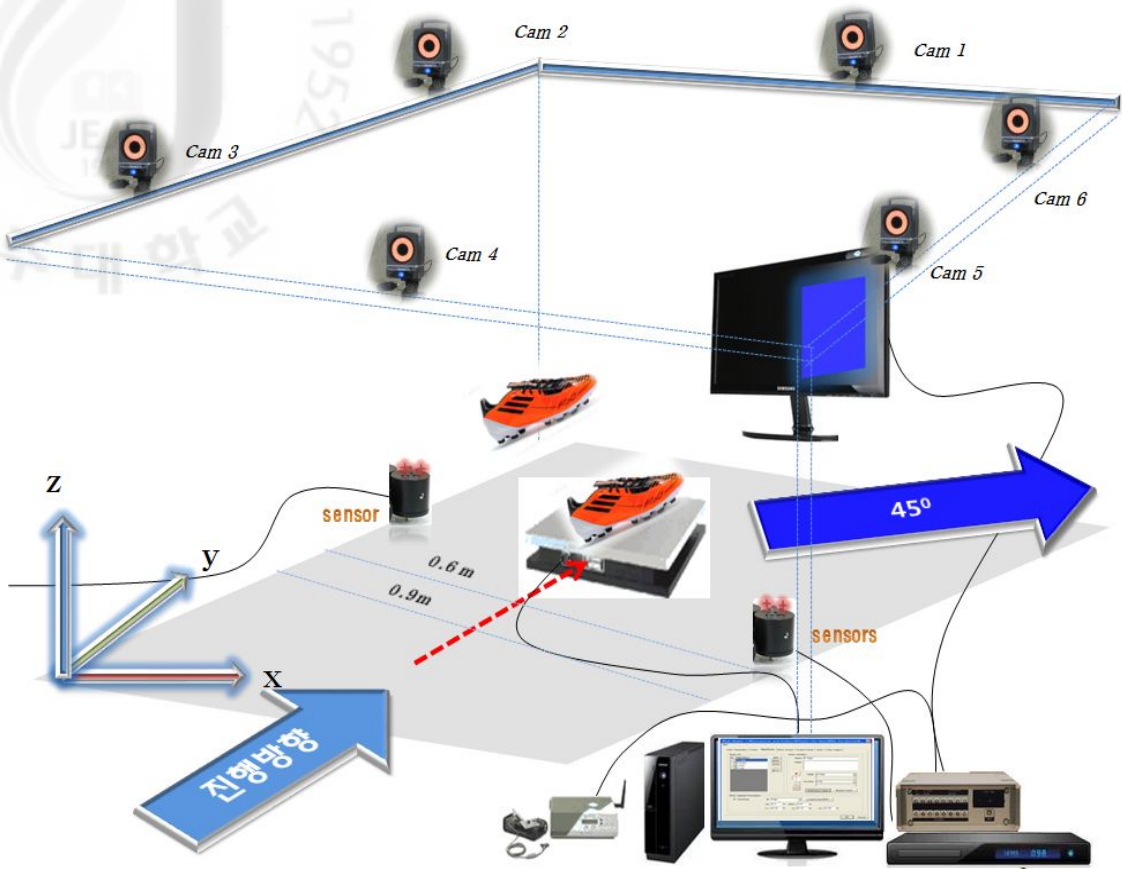


Figure 12. Experimental field

신호 통합기에 연결하여 한 대의 컴퓨터로 신호를 받았다.

수행과제는 사전방향 예측 여부에 따라 45도 방향으로의 크로스 커팅 동작으로 연구대상자들에게 지면반력기를 향하여 본인이 가능한 최대 속도로 달려와서 수행과제를 무리 없이 수행할 수 있도록 충분히 동작에 대해 이해시키고 연습하게 한 후 실험을 진행 하였다. 연구대상자들은 지면반력기 앞쪽에 0.6m와 0.9m 지점을 표시하여, 피험자 본인이 지면반력기로부터 최대로 떨어진 지점에서 점프할 수 있는 거리를 설정 하도록 하였다. 피험자는 지면반력기를 향해 달려오다가 해당 위치에서 점프한 후 지면반력기위에 착지함(landing)과 동시에 빠르게 좌측 또는 우측 45° 각도로 방향전환을 시도하도록 지시하였다.

실제 경기 중에는 양발보다는 한발로 착지하는 경우가 많으며, 특히 슬관절의 부상은 한발로 착지할 경우 많이 발생(Olsen, et al., 2004)하기 때문에 본 연구에서는 오른발로 지면반력기 위에 착지할 수 있도록 지시 하였다.

상황은 크게 두 가지로 나누어, 출발 전 이미 커팅 방향을 알고 시작하는 경우(anticipated cutting; AC)와 착지 직전에 방향 신호가 제시되어 사전에 좌·우 방향을 알 수 없는 경우(unanticipated cutting; UC)로 나누어 진행하였다. 사전에 방향이 제시된 경우(AC)는 좌, 우 각각 2회씩 측정하여 그 중 1회의 데이터를 분석에 활용했으며 사전에 방향이 제시되지 않은 경우(UC)는 좌, 우 방향이 무작위로 주어지기 때문에 각 방향에 성공적인 2회의 측정치가 수집될 때 까지 여러 번 반복하여 측정한 후 두 자료 간 평균값을 분석에 활용하였다. 커팅의 동작 중 오른발 착지 후 커팅 동작 시 오른쪽으로 방향전환 하는 경우를 크로스 커팅(cross-cutting)으로 오른발 착지 후 왼쪽으로 방향전환 하는 경우는 사이드 커팅(side-cutting)으로 지칭하는데 본 연구에서의 결과 분석에는 크로스 커팅의 자료만 산출하였다.

5. 자료수집 및 처리방법

영상 분석을 하여 샘플링 주파수를 200Hz로 설정하여 6대의 영상분석 카메라로 동작을 기록했으며, 수집된 자료는 인위적이고 기계적으로 발생한 노이즈로 인한 오차를 제거하기 위하여 Butterworth의 2차저역통과필터(low-pass filter)법을 이용하여 11.0Hz로 필터링 하였다.

지면반력값은 샘플링 주파수를 2000Hz로 하여 신호를 수집하였으며, 지면반력 수직성분(Fz) 값의 역치(threshold)를 10N으로 정하여 지지기 이벤트 구간을 정의하였다. 원 자료는 인위적이고 기계적으로 발생한 노이즈로 인한 오차를 제거하기 위하여 Butterworth의 2차 저역통과필터(low-pass filter)법을 이용하여 11.0Hz로 필터링 하였다. 또한, 각각의 수집된 자료에서 피험자들 간 몸무게 차이의 영향에 의한 오차를 없애기 위하여 각 피험자들의 %Body mass로 표준화하여 나타냈다.

근전도 신호 분석에는 EMGworks 3.7 Analysis(Delsys, USA) 소프트웨어를 사용하였다. 일차적으로 얻어진 원 자료에 Butherworth 2nd order 저역필터를 적용하여 차단 주파수(cut of frequency) 100Hz로 필터링 하였다. 이 자료를 이동 평균(moving window)을 설정하여 Root Mean Square(RMS)값으로 표시하여 이를 최대 수의적 근수축값(MVIC)으로 표준화하여 %MVIC값을 산출하였다. 이렇게 구해진 피험자들의 각 근육별 근전도 자료를 시간으로 표준화(time nomalization)하여 총 100% 구간을 10% 간

격으로 나누어 표시하였다.

6. 변인 분석 및 산출 방법

1) 분석 이벤트 및 국면

본 연구에서의 분석 이벤트는 <Figure 8>과 같이 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따라 커팅 전 지지하는 오른쪽 발의 초기 지면접촉 시점(IC : Initial Contact)과 발이 지면에서 떨어지는 시점(TO : Toe Off)의 두 개의 이벤트로 설정 하였으며, 한 개의 지지기 국면으로 설정 하였다.

2) 지역좌표계

지역좌표계는 각 분절에 정의되는 좌표계로서 모두 7분절로 나누어져서 정의된다. 각 분절의 지역좌표계는 분절의 외측에 위치한 세 개의 마커로부터 산출된다.

좌표계의 변환 행렬은 각 분절의 해부학적 위치에서 단위 벡터를 사용하여 표현하여 표현된 지역 좌표계를 전역좌표계 상에서의 상대적인 움직임으로 표현하기 위해 반드시 필요한 작업이다. 본 연구에서는 Cardan angle을 사용하여 지역좌표계의 단위 벡터를 전역좌표계로 회전시켰다. Cardan angle을 축 변환 회전 행렬로 표시하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 [R] &= [R_Z][R_Y][R_X] \\
 &= \begin{pmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\phi & 0 & \sin\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi & 0 & \cos\phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} \cos\phi\cos\psi & \cos\psi\sin\phi\sin\theta + \sin\psi\cos\theta & \sin\psi\sin\theta - \cos\psi\sin\theta\cos\theta \\ -\sin\psi\cos\phi & \cos\theta\cos\psi - \sin\theta\sin\phi\sin\psi & \sin\psi\sin\phi\cos\theta\cos\psi\sin\theta \\ \sin\phi & -\cos\phi\sin\theta & \cos\theta\cos\phi \end{pmatrix} \\
 \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \cos\phi\cos\psi & \cos\psi\sin\phi\sin\theta + \sin\psi\cos\theta & \sin\psi\sin\theta - \cos\psi\sin\theta\cos\theta \\ -\sin\psi\cos\phi & \cos\theta\cos\psi - \sin\theta\sin\phi\sin\psi & \sin\psi\sin\phi\cos\theta\cos\psi\sin\theta \\ \sin\phi & -\cos\phi\sin\theta & \cos\theta\cos\phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

이들 Cardan angle 계산은 위 회전행렬에서 직접 도출할 수 있다. 이를테면, 두 번째 회전에 의해 만들어진 각 ϕ 는 위 행렬의 R_{31} 요소에 있다. 이 R_{31} 는 코사인 방향 행렬 $[T_R]$ 의 $[T_{R31}]$ 와 같다.



$$y\text{축에 대한 회전 } \phi = \sin^{-1}(R_{31})$$

$$\phi = \sin^{-1}(T_{R_{31}})$$

$$\phi = \sin^{-1}(k \cdot i')$$

$$x\text{축에 대한 회전 } \phi = \sin^{-1}\left(\frac{-R_{32}}{\cos \phi}\right)$$

$$\phi = \sin^{-1}\left(\frac{-T_{R_{32}}}{\cos \phi}\right)$$

$$\phi = \sin^{-1}\left(\frac{-k \cdot i'}{\cos \phi}\right)$$

만일 $\frac{-T_{R_{32}}}{\cos \phi} > 0$ 이면 $\theta = \pi - \theta$ 이고, $\frac{-T_{R_{21}}}{\cos \phi} > \pi$ 이면 $\theta = \theta - 2\pi$ 이다.

$$z\text{축에 대한 회전 } \phi = \sin^{-1}\left(\frac{-R_{21}}{\cos \phi}\right)$$

$$\phi = \sin^{-1}\left(\frac{-T_{R_{21}}}{\cos \phi}\right)$$

$$\phi = \sin^{-1}\left(\frac{-k \cdot i'}{\cos \phi}\right)$$

만일 $\frac{-T_{R_{21}}}{\cos \phi} > 0$ 이면 $\theta = \pi - \theta$ 이고, $\frac{-T_{R_{21}}}{\cos \phi} > \pi$ 이면 $\theta = \theta - 2\pi$ 이다.

각 분절은 지역 좌표에 의해 나타나기 때문에 결과적으로 Cardan angle은 전역좌표에 대한 분절의 각들을 나타낸다.

3) 지지기 시간

본 연구에서 분석한 지지기 시간은 크로스 커팅 동작에서 오른쪽 발이 지면에 닿는 시점(Initial Contact)부터 오른쪽 발이 지면에서 떨어지는 시점(Toe Off)까지의 소요시간이다. 모든 시간은 1/200초 단위로 측정되었다.

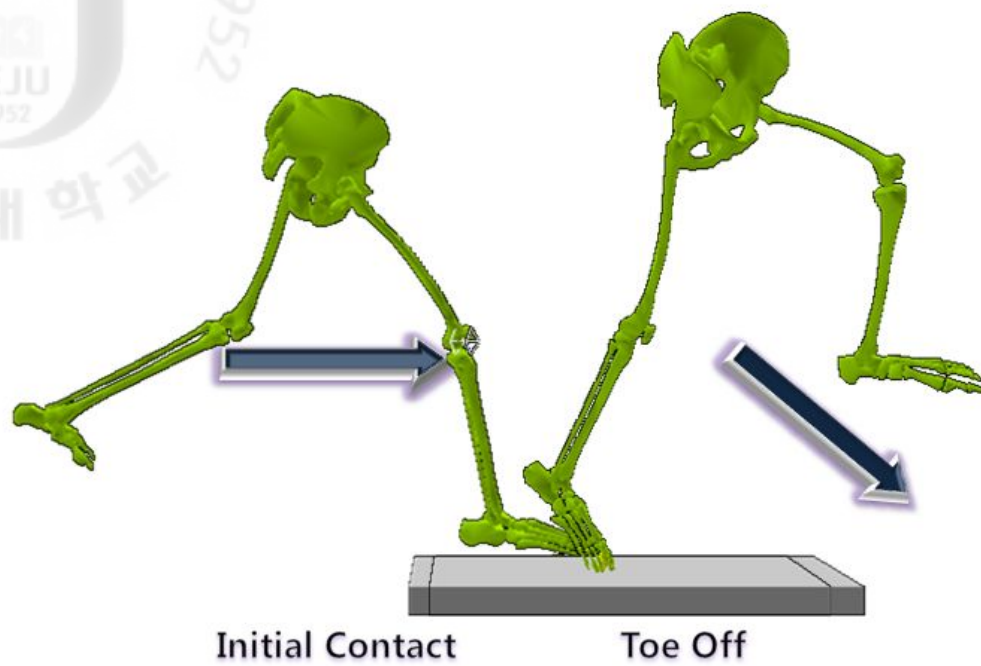


Figure 13. Event & Phases

4) 하지 관절각 변인

본 연구의 하지관절각도는 영상분석장비(Vicon MX-T40 Camera 6대)를 이용하여 촬영한 후 Nexus 1.7 소프트웨어로 계산한 하지 관절의 각도 자료를 사용하였다. 각도의 정의방법은 <Table 4>, <Table 5>, <Table 6>, <Table 7>과 같다.

Table 4. Plug in Gait(Thigh Segment)

What Origin	How RKJC	Direction
1st Axis Z	RKJC→RHJC	Vertical, Pointing Up
2st Axis X	perpendicular to the plane defined by RHJC, RKJC, THI	Anterior
3st Axis Y	Cross product between Z and X unit vectors	Lateral, from right to left

Table 5. Plug in Gait(Pelvis Segment)

What Origin	How (LASI+RASI)/2	Direction
1st Axis Y(G)	RASI→LASI	Lateral, from right to left
2st Axis Z(B)	perpendicular to the plane defined by LASI, RASI, LPSI, RPSI	Vertical, Pointing Up
3st Axis X(R)	Cross product between Y and Z unit vectors	Anterior

Table 6. Plug in Gait(Shank Segment)

What Origin	How RAJC	Direction
1st Axis Z	RAJC→RKJC	Vertical, Pointing Up
2st Axis X	perpendicular to the plane defined by KJC, AJC, TIB	Anterior
3st Axis Y	Cross product between Z and X unit vectors	Lateral, from right to left

Table 7. Plug in Gait(Foot Segment)

What Origin	How TOE	Direction
1st Axis Z	TOE→HEEL	Posterior
2st Axis Y	perpendicular to the plane defined by Toe, AJC, HEEL	Lateral, from right to left
3st Axis X	Cross product between Y and Z unit vectors	Vertical, Pointing Up

본 연구에서의 각도 변인은 고관절 각도와 슬관절각도, 족관절각도 등이 있으며, 인접하는 두 분절이 이루는 각도는 벡터의 내적(dot product)을 이용하여 구하였다. 즉, 두 벡터 $U(X_i, Y_i, Z_i)$ 와 $V(X_j, Y_j, Z_j)$ 가 이루는 각 θ 는 다음 공식에 의해 계산되었다.

$$\theta = \text{acos}\left(\frac{U \cdot V}{|U| \cdot |V|}\right)$$

$$= \text{acos}\left(\frac{X_i X_j + Y_i Y_j + Z_i Z_j}{\sqrt{X_i^2 + Y_i^2 + Z_i^2} \cdot \sqrt{X_j^2 + Y_j^2 + Z_j^2}}\right)$$

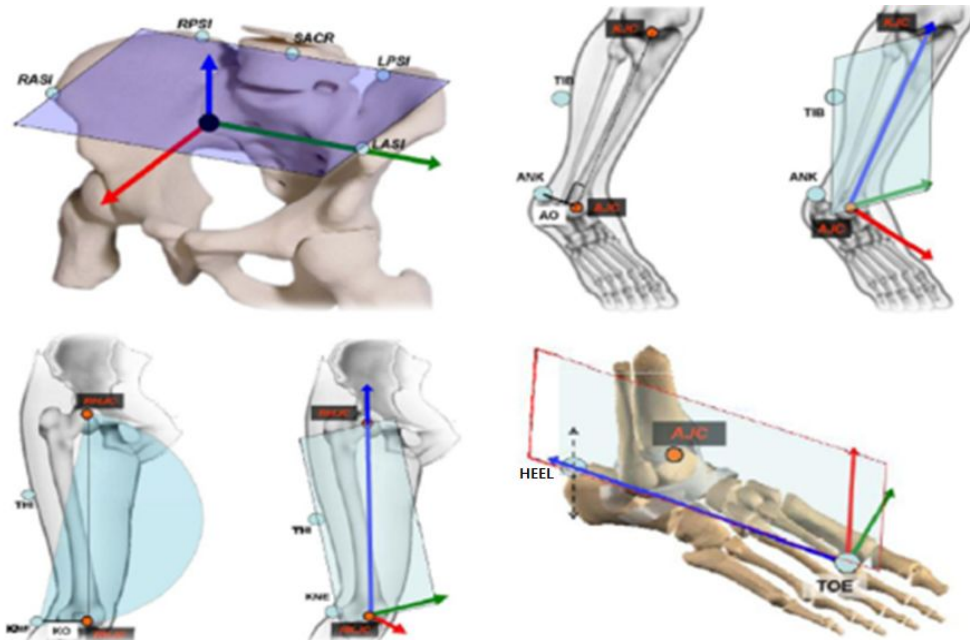


Figure 14. Definition of lower extremity

5) 하지 관절모멘트 변인

각 관절의 중심으로 이웃한 두 분절 간에는 근육, 인대, 뼈, 피부, 신경, 혈관 등을 통해 많은 힘들이 작용하게 된다. 이 때, 한 분절이 이웃한 분절에 발생시킨 모든 힘들은 관절 중심에 작용되는 하나의 힘과 순수 모멘트로 표현할 수 있으므로 이를 관절에 작용하는 힘(관절 합력)이라 하며, 이 힘의 효과 즉, 관절 중심에 대해 모든 힘이 작용한 회전력의 총합을 관절에 작용하는 모멘트(관절 회전력)이다 (Chung, 1988). 관절의 모멘트를 계산하기 위해서는 먼저 관절 합력을 계산해야 한다. 일반적으로 관절 합력은 분절에 가해진 모든 힘의 합이므로 분절에 가해진 힘의 총 합인

$$\sum F = F_P + F_D + mg$$

여기서, F_P = 이웃하는 분절에 의해 근위 분절에 가해진 힘

F_D = 이웃하는 분절에 의해 원위 분절에 가해진 힘

m = 분절의 질량

g = 중력 가속도 로 나타낼 수 있으며, 이 때 모멘트는

$$\sum F = T_P + T_D + L_D \times F_D + cg \times mg$$

여기서, L_D = 원위 분절의 위치벡터

cg = 분절이 회전하는 지점에는 질량중심 쪽으로의 위치벡터로 계산되었다.

이러한 벡터 식을 이용하여 고관절에 가해진 힘 즉, 고관절 분절의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_w = m_h \vec{a}_h - m_h \vec{g}$$

여기서, \vec{F}_w = 족관절에 가해진 힘 벡터

m_h = 발의 질량

\vec{a}_w = 발의 질량중심의 가속도

\vec{g} = 중력가속도 가 되며, 모멘트는

$$\vec{M}_w = \vec{J}_h - \vec{P}_w \times \vec{F}_w$$

여기서, \vec{M}_w = 족관절에서 발생하는 모멘트 벡터

\vec{J}_h = 발의 각 운동량의 변화

\vec{P}_w = 발의 질량 중심에서 손목 관절 중심으로의 위치 벡터

\vec{F}_w = 족관절에 가해진 힘 벡터로 계산된다.

슬관절에 작용되는 힘도 같은 방식으로 계산하는데, 전완의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_e = m_f \vec{a}_f - m_f \vec{g} - \vec{F}_w$$

여기서, \vec{F}_e = 슬관절에 가해지는 힘 벡터

m_f = 전완의 질량

\vec{a}_f = 전완의 질량중심의 가속도

\vec{g} = 중력가속도

\vec{F}_w = 족관절에 가해진 힘 벡터 가 되며, 모멘트는

$$\vec{M}_e = \vec{J}_f - \vec{M}_w - \vec{P}_{fw} \times \vec{F}_w - \vec{P}_e \times \vec{F}_e$$

여기서, \vec{M}_e = 슬관절에서 발생하는 모멘트 벡터

\vec{J}_f = 전완의 각운동량의 변화

\vec{M}_w = 족관절에서 발생하는 모멘트 벡터

\vec{P}_{fw} = 전완의 질량 중심에서 손목 관절 중심으로의 위치벡터

\vec{F}_w = 족관절에 가해진 힘 벡터

\vec{P}_e = 전완의 질량 중심에서 팔꿈치 관절 중심으로의 위치벡터

\vec{F}_e = 슬관절에 가해지는 힘 벡터로 계산된다.

고관절에 작용되는 힘도 같은 방식으로 계산하는데, 상완의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_s = m_u \vec{a}_u - m_u \vec{g} - \vec{F}_e$$

여기서, \vec{F}_s = 고관절에 가해지는 힘 벡터

m_u = 상완의 질량

\vec{a}_u = 상완의 질량중심의 가속도

\vec{g} = 중력가속도

\vec{F}_e = 족관절에 가해진 힘 벡터 가 되며, 모멘트는

$$\vec{M}_s = \vec{J}_u - \vec{M}_e - \vec{P}_{ue} \times \vec{F}_e - \vec{P}_s \times \vec{F}_s$$

여기서, \vec{M}_s = 고관절에서 발생하는 모멘트 벡터

\vec{J}_u = 상완의 각 운동량의 변화

\vec{M}_e = 슬관절에서 발생하는 모멘트 벡터

\vec{P}_{ue} = 상완의 질량 중심에서 팔꿈치 관절 중심으로의 위치벡터

\vec{F}_e = 슬관절에 가해진 힘 벡터

\vec{P}_s = 상완의 질량 중심에서 어깨 관절 중심으로의 위치벡터

\vec{F}_s = 고관절에 가해지는 힘 벡터로 계산된다.

7. 통계처리

분석 구간은 오른쪽 발뒤꿈치가 지면반력기에 닿은 순간(heel strike)부터 발가락 끝이 떨어지는 순간(toe off)까지로 설정하였다.

사전에 방향을 예측한 경우(AC)와 사전에 방향을 예측하지 않은 경우(UC)의 두 그룹 간 슬관절의 전방십자인대 상해위험 요인에 미치는 영향을 분석하고자 윈도우용 PASW 18.0 통계 패키지를 이용하여 평균(M:Mean) 및 표준편차(SD:Standard Deviation)를 산출하고 변인 간 유효성을 검증하기 위해 종속 t검정(paired t-test)을 실시하였고, 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정 하였다.

IV. 결과

본 연구에서는 크로스커팅 동작의 사전방향 예측 여부가 운동 수행 시 하지의 비접촉성 전방십자인대 손상에 미치는 영향을 규명하고자 13명의 여자 대학 축구선수들을 대상으로, 사전에 방향을 예측한 커팅 동작과 사전에 예측하지 못한 커팅 동작에 따른 하지의 각도, 모멘트, 지면반력, 근전도 신호를 분석하였으며 그 결과는 다음과 같다.

1. 지지기 시간

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 지지기 시간을 분석하였다.

Table 8. Comparison of the support time between AC and UC

variable	group	M±SD	t	p
지지기 시간	AC	0.27±0.04	-4.803	.000
	UC	0.31±0.05		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : sec

<Table 8>과 <Figure 10>에서 제시된 것과 같이 사전에 방향을 예측한 경우(AC)의 오른발 지지기 시간은 0.27±0.04sec이며, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)의 오른발 지지기 시간은 0.31±0.05sec로 사전방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($t=-4.803$, $P=.000$). 이를 통해 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 발이 지면에 머무르는 시간이 더 길다는 것을 알 수 있다.

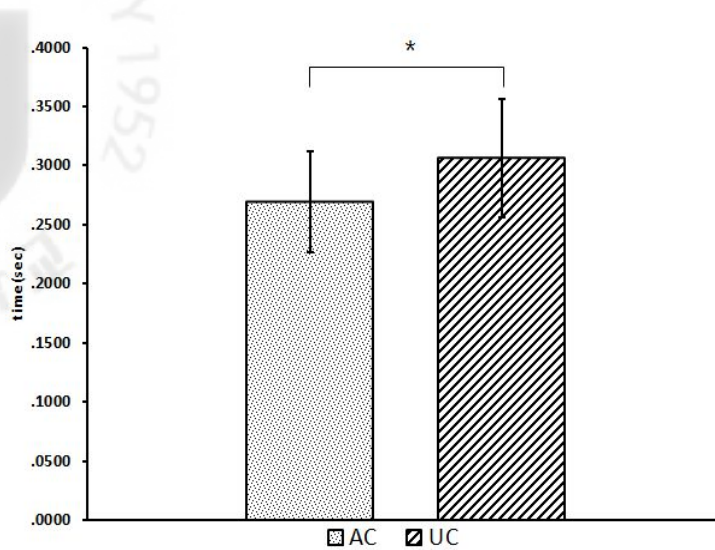


Figure 15. Comparison of the support time between AC and UC

2. 지면반력값

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점부터 수직 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fz)과 관절의 좌·우 안정성 복원능력을 보기 위해 지면반력값의 좌·우 성분이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fx)을 분석하였다. 또한 지면반력 좌·우 성분의 최대값(peak value Fx), 전·후 성분의 최대값(peak value Fy), 수직 성분의 첫 번째 최대값(First peak value Fz)과 수직 성분의 두 번째 최대값(Second peak value Fz)을 산출하여 분석하였다.

1) 지면반력이 최대가 되기까지의 시간

<Table 9> 및 <Figure 11>에서 제시된 것과 같이 사전방향 예측 여부에 따른 좌·우 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fx)은 $0.92 \pm 0.18 \text{sec}$, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 $0.78 \pm 0.17 \text{sec}$ 로 사전방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($t=2.319, P=.039$). 이를 통해 사전에 커팅 방향을 미리 예측하지 못한 경우에 슬관절의 내측/외측 방향의 가동운동 범위가 더 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 그 외 사전방향 예측 여부에 따른 수직 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fz)에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

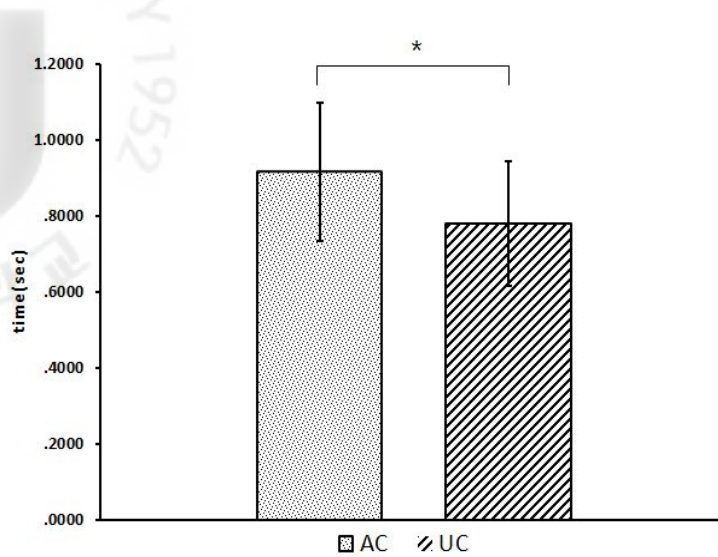


Figure 16. Comparison of the ground reaction force(time to peak Fx) between AC and UC

Table 9. Comparison of the ground reaction force(time to peak) between AC and UC

variable	group	M±SD	t	p
time to peak Fx	AC	0.92±0.18	2.319	.039
	UC	0.78±0.17		
time to peak Fz	AC	0.02±0.01	-.554	.590
	UC	0.02±0.01		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : sec

2) 지면반력의 최대값

<Table 10> 및 <Figure 12>, <Figure 13>에서 제시된 것과 같이 사전방향 예측 여부에 따른 수직 성분의 두 번째 최대값에서는 사전에 방향을 예측한 경우 27.28±3.00N, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 24.70±2.10N으로 사전방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 이를 통해 사전에 방향을 예측한 커팅에서 슬관절이 굴곡 되면서 감속기가 끝난 직후 다시 슬관절을 신전하기 시작하는 구간에서 더 큰 힘을 발휘하여 추진하는데 도움을 준다고 할 수 있다. 그 외 좌우 성분의 최대값, 전-후 성분의 최대값, 수직성분의 첫 번째 최대값에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Table 10. Comparison of the peak value between AC and UC in the ground reaction force

variable	group	M±SD	t	p
peak value Fx	AC	0.22±0.32	.394	.700
	UC	0.18±0.35		
peak value Fy	AC	9.69±2.31	.053	.958
	UC	9.66±2.32		
peak value Fz (first peak)	AC	36.93±8.26	.270	.792
	UC	36.26±5.70		
peak value Fz (second peak)	AC	27.28±3.00	4.326	.001
	UC	24.70±2.10		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : BW

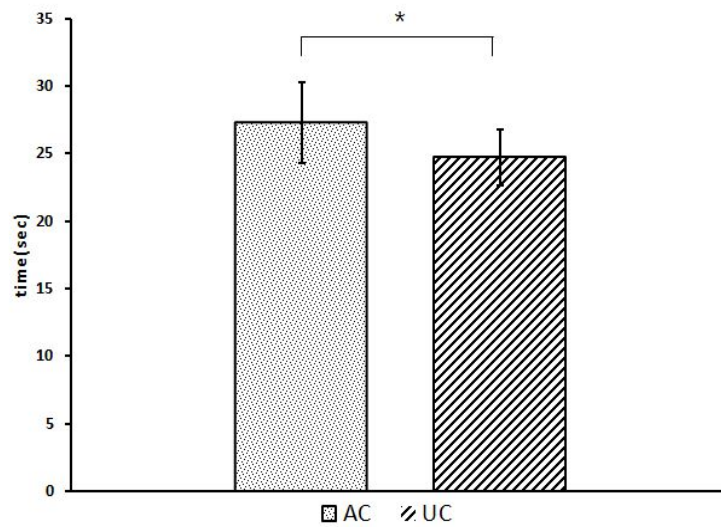


Figure 17. Comparison of the second peak value Fz between AC and UC in the ground reaction force

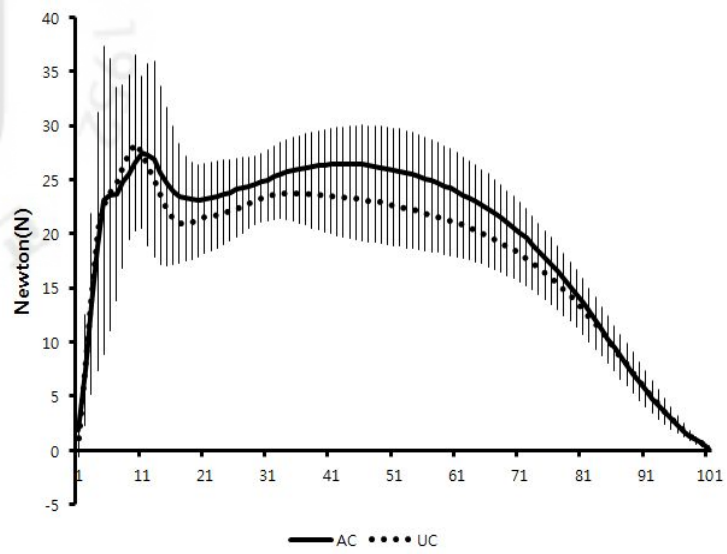


Figure 18. Comparison of the peak value F_z between AC and UC in the ground reaction force

3. 고관절 각도

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVfz) 고관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension), 내전/외전(Adduction/Abduction), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 각도를 분석하였다. 또한 크로스커팅 동작에서 고관절의 최대 굴곡 각도(maximum flexion angle), 최대 내전 각도(maximum adduction angle), 최대 내회전 각도(maximum internal rotation angle)를 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 각도를 산출하여 값을 비교하였다.

Table 11. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Flexion(+) / Extension(-) <Initial Contact>	AC	46.90±6.24	-5.854	.000
		UC	51.02±5.85		
	Flexion(+) / Extension(-) <Peak value Fz>	AC	48.40±7.22	-5.870	.000
		UC	52.37±6.18		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 11>에서 제시된 것과 같이 초기 지면접촉 시 고관절의 굴곡 값은 사전에 방향을 예측한 경우 46.90±6.24deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 51.02±5.85deg로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(t=-5.854, P=.000), 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서 고관절의 굴곡 값은 사전에 방향을 예측한 경우 48.40±7.22deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 52.37±6.18deg로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(t=-5.870, P=.000) <Figure 14>에서와 같이 고관절의 초기 지면 접촉 시 평균 굴곡각도는 방향을 예측하였을 때 보다 방향을 예측하지 못하였을 때 굴곡 각도가 더 크게 나타났으며, <Figure 15>에서와 같이 수직지면반력이 최대가 되는 시점에서도 방향을 예측하였을 때 보다 방향을 예측하지 못한 경우에서 굴곡각도가 더 크게 나타났다.

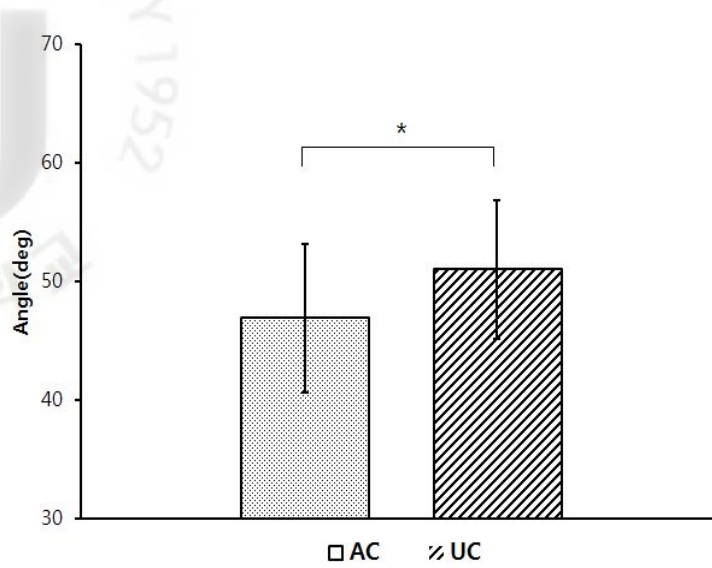


Figure 19. Comparison of the initial contact flexion angle between AC and UC in the Hip joint

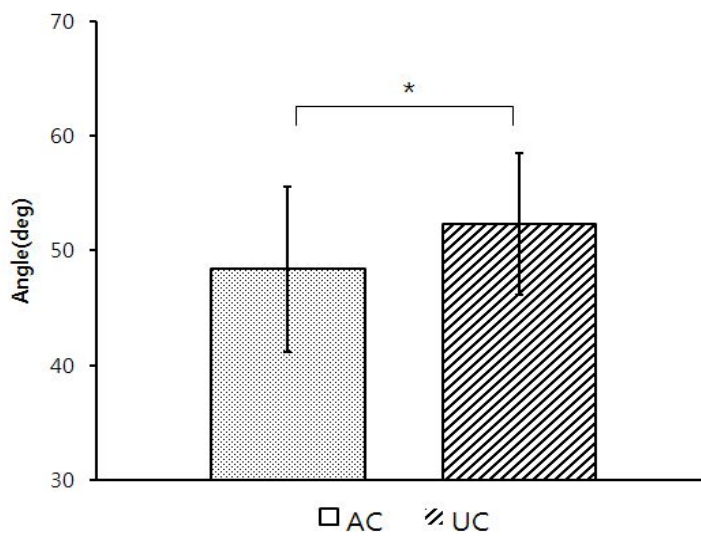


Figure 20. Comparison of the GRF(peak value Fz) flexion angle between AC and UC in the Hip joint

Table 12. Comparison of the adduction/abduction angle between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Adduction(+) / Abduction(-) <Initial Contact>	AC	-11.79±5.12	-1.001	.336
		UC	-10.18±6.63		
	Adduction(+) / Abduction(-) <Peak value Fz>	AC	-8.21±4.96	-.539	.600
		UC	-7.31±6.95		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 12>에서 제시된 것과 같이 고관절의 내전/외전 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면 반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면 접촉 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 고관절의 외전 각도가 더 작게 나타났다.

Table 13. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	-6.08±10.70	1.293	.220
		UC	-8.69±11.97		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	-6.97±10.29	1.190	.257
		UC	-8.34±12.43		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 13>에서 제시된 것과 같이 고관절의 내회전/외회전 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직 지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면 접촉 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 고관절의 외회전 각도가 더 크게 나타났다.

Table 14. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	max flexion angle	AC	54.01±9.02	-6.269	.000
		UC	58.02±8.56		
	max adduction angle	AC	15.82±4.13	1.768	.102
		UC	14.41±4.53		
	max internal rotation angle	AC	5.11±8.79	2.951	.012
		UC	2.97±8.19		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 14> 및 <Figure 16>, <Figure 17>, <Figure 18>에서 제시된 것과 같이 고관절의 최대 굴곡각도에서 사전에 방향을 예측한 경우 54.01±9.02deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 58.02±8.56deg으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며($t=-6.269$, $P=.000$), 최대 내회전 각도에서도 사전에 방향을 예측한 경우 5.11±8.79deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 2.97±8.19deg로 유의한 차이가 나타났다($t=2.951$, $P=.012$). 그 외 최대 내전각도에 대해서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

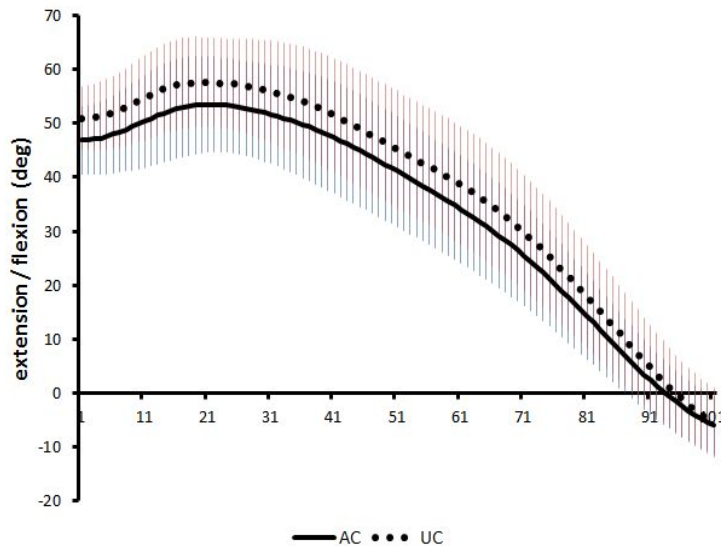


Figure 21. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Hip joint

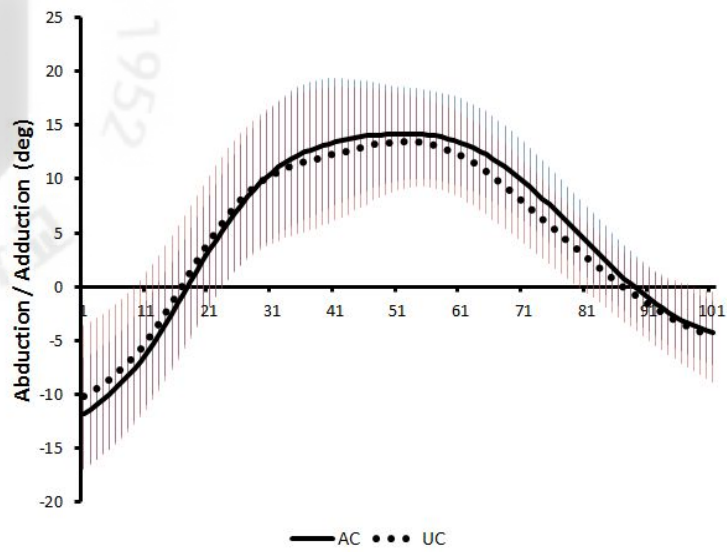


Figure 22. Comparison of the adduction/abduction angle between AC and UC in the Hip joint

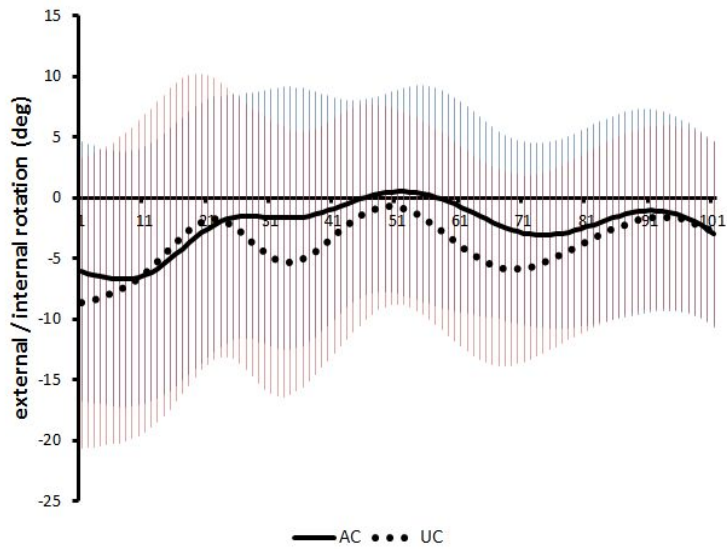


Figure 23. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Hip joint

4. 슬관절 각도

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVFz) 슬관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension), 내반/외반(Varus/Valgus), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 각도를 분석하였다. 또한 크로스커팅 동작에서 슬관절의 최대 굴곡 각도(maximum flexion angle), 최대 내반 각도(maximum varus angle), 최대 내회전 각도(maximum internal rotation angle)를 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 각도를 산출하여 값을 비교하였다.

Table 15. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Flexion(+) / Extension(-) <Initial Contact>	AC	18.41±3.86	-1.029	.324
		UC	17.30±4.47		
	Flexion(+) / Extension(-) <Peak value Fz>	AC	26.47±6.35	.521	.612
		UC	25.99±7.31		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 15>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 굴곡/신전 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면 반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면 접촉 시점에서 사전에 방향을 예측한 경우에 슬관절의 굴곡 각도가 더 크게 나타났으며, 발이 지면에서 떨어질 때에는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 더 큰 굴곡 각도를 나타냈다.

Table 16. Comparison of the varus/valgus angle between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Varus(+) / Valgus(-) <Initial Contact>	AC	5.52±4.07	-1.356	.200
		UC	6.12±5.53		
	Varus(+) / Valgus(-) <Peak value Fz>	AC	4.67±4.52	-2.520	.027
		UC	6.11±5.78		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 16>과 <Figure 19>에서 제시된 것과 같이 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서 슬관절의 내반/외반 각도는 사전에 방향을 예측한 경우 $4.67 \pm 4.52 \text{deg}$, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 $6.11 \pm 5.78 \text{deg}$ 으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며($t = -2.520$, $P = .027$), 기지면접촉 시점에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 슬관절의 내반 각도가 더 크게 나타났다.

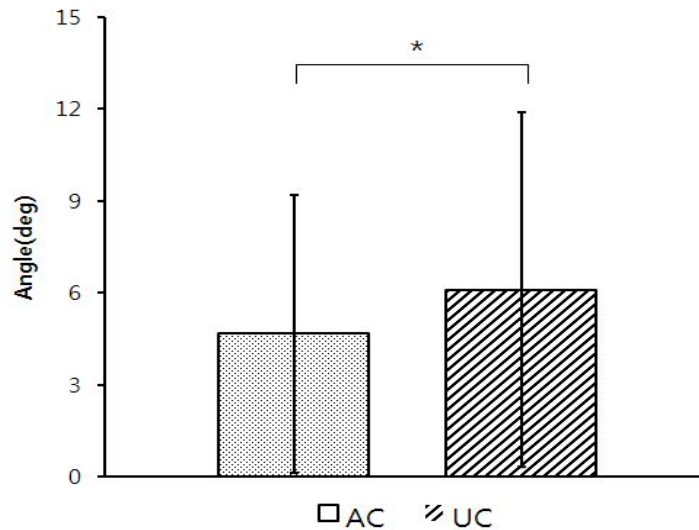


Figure 24. Comparison of the GRF(peak value Fz) varus angle between AC and UC in the Knee joint

Table 17. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	-10.77±6.24	-0.610	.553
		UC	-12.10±5.43		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	-2.17±6.78	1.801	.097
		UC	-3.76±5.80		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 17>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 내회전/외회전 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지

면 접촉 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 슬관절의 외회전 각도가 더 크게 나타났으며, 발이 지면에서 떨어질 때에는 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 외회전 각도를 나타냈다.

Table 18. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	max flexion angle	AC	52.35±6.53	-3.512	.004
		UC	58.04±6.13		
	max varus angle	AC	10.15±5.85	-4.133	.001
		UC	14.31±7.41		
	max internal rotation angle	AC	18.33±7.64	-.447	.663
		UC	18.66±6.69		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 18>과 <Figure 20>, <Figure 21>, <Figure 22>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 최대 굴곡 각도에서 사전에 방향을 예측한 경우 52.35±6.53deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 58.04±6.13deg으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며($t=-3.512$, $P=.004$), 최대 내반 각도에서도 사전에 방향을 예측한 경우 10.15±5.85deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 14.31±7.41deg로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($t=-4.133$, $P=.001$). 그 외 최대 내회전 각도에 대해서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

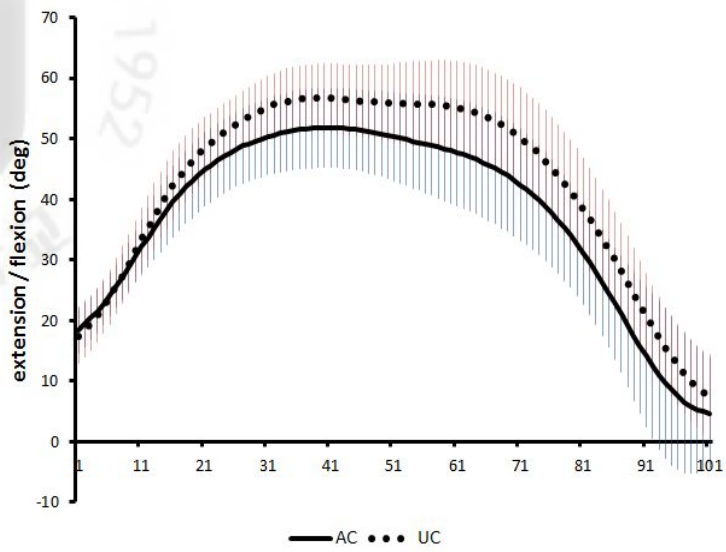


Figure 25. Comparison of the flexion/extension angle between AC and UC in the Knee joint

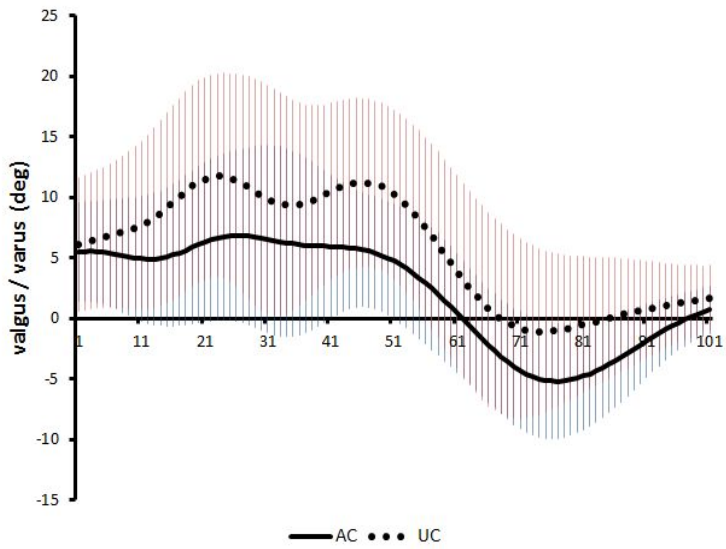


Figure 26. Comparison of the varus/valgus angle between AC and UC in the Knee joint

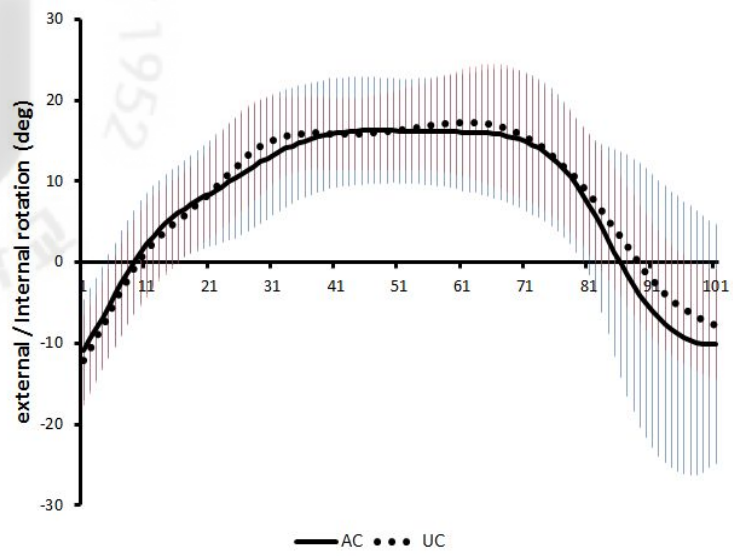


Figure 27. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Knee joint

5. 족관절 각도

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVFz) 족관절의 배측굴곡/저측굴곡(Dorsiflexion/Plantarflexion), 회내/회외(Pronation/Supination), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 각도를 분석하였다. 또한 크로스커팅 동작에서 족관절의 최대 배측굴곡 각도(maximum dorsiflexion angle), 최대 내반 각도(maximum pronation angle), 최대 내회전 각도(maximum internal rotation angle)을 비교하였다.

Table 19. Comparison of the Dorsiflexion/plantarflexion angle between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Dorsiflexion(+)	AC	-7.70±13.92	-1.245	.237
	Plantarflexion(-)				
	<Initial Contact>	UC	-5.03±17.10		
	Dorsiflexion(+)	AC	-2.79±5.96		
	Plantarflexion(-)				
	<Peak value Fz>	UC	-0.55±7.87		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 19>에서 제시된 것과 같이 족관절의 배측굴곡/저측굴곡 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면 접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 사전에 방향을 예측한 경우에 족관절의 저측굴곡 각도가 더 크게 나타났다.

Table 20. Comparison of the inversion/eversion angle between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Inversion(+)	AC	-0.14±1.33	.190	.852
	Eversion(-)				
	<Initial Contact>	UC	-0.18±1.53		
	Inversion(+)	AC	0.59±1.29		
Eversion(-)					
<Peak value Fz>	UC	0.63±1.47			

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 20>에서 제시된 것과 같이 족관절의 내번/외번 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면 반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 즉 초기 지면 접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점의 동작에서 사전 방향 예측 여부에 따른 족관절의 내번/외 번에서는 비슷한 경향을 보였다.

Table 21. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	-2.18±8.67	-.129	.899
		UC	-1.94±9.21		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	-6.83±8.47	.837	.419
		UC	-7.93±9.41		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 21>에서 제시된 것과 같이 족관절의 내회전/외회전 각도에서는 초기 지면접촉 시점과 수직 지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지 면 접촉 시점에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 좀 더 큰 외회전 각도가 나타났고, 수직지면반력값 이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측하지 않은 경우에서 좀 더 큰 외회전 각도가 나타났다.

Table 22. Comparison of the maximal angle between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	max dorsiflexion angle	AC	18.09±7.93	-2.289	.041
		UC	22.42±7.51		
	max inversion angle	AC	4.22±2.36	.248	.809
		UC	4.08±2.14		
	max internal rotation angle	AC	19.44±12.34	1.454	.172
		UC	15.69±10.99		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : deg

<Table 22>와 <Figure 23>, <Figure 24>, <Figure 25>에서 제시된 것과 같이 족관절의 최대 배측 굴곡 각도에서 사전에 방향을 예측한 경우 18.09±7.93deg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우

22.42±7.51deg으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며($t=-2.289$, $P=.041$), 그 외 최대 내번 각도 및 최대 내회전 각도에 대해서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 보다 사전에 방향을 예측한 경우에서 좀 더 큰 각도를 나타냈다.

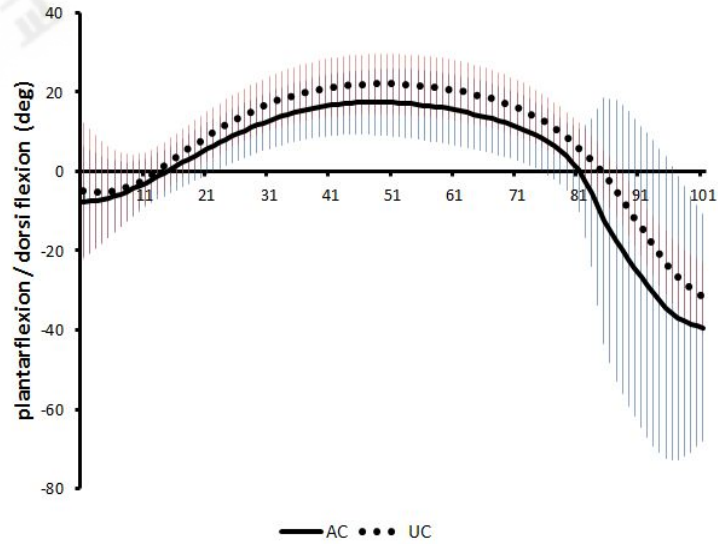


Figure 28. Comparison of the Dorsiflexion/plantarflexion angle between AC and UC in the Ankle joint

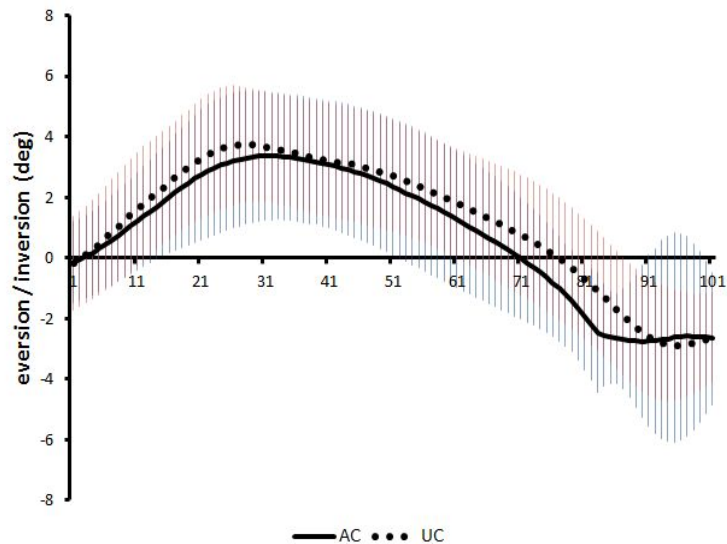


Figure 29. Comparison of the inversion/eversion angle between AC and UC in the Ankle joint

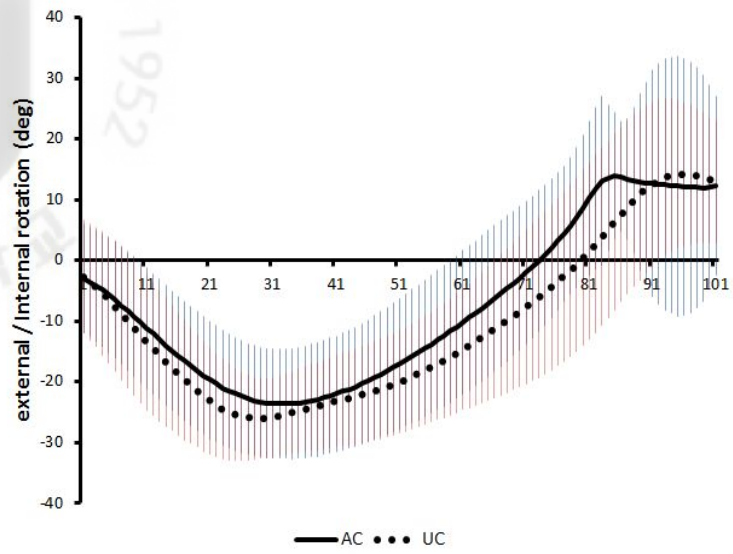


Figure 30. Comparison of the internal/external rotation angle between AC and UC in the Ankle joint

6. 고관절 모멘트

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVFz) 고관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension), 내전/외전(Adduction/Abduction), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 모멘트를 분석하였다. 또한 크로스 커팅 동작에서 고관절의 최대 굴곡 모멘트(maximum flexion moment), 최대 내전 모멘트(maximum adduction moment), 최대 내회전 모멘트(maximum internal rotation moment)를 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 모멘트를 산출하여 값을 비교하였다.

Table 23. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Flexion(+) / Extension(-) <Initial Contact>	AC	-0.29±0.55	1.620	.131
		UC	-0.55±0.57		
	Flexion(+) / Extension(-) <Peak value Fz>	AC	5.52±1.88	-3.074	.010
		UC	6.36±1.82		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 23>과 <Figure 26>에서 제시된 것과 같이 초기 지면접촉 시 고관절의 굴곡/신전 모멘트에 서 사전에 방향을 예측한 경우에는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 사전에 방향을 예측하지 않은 경우에 신전모멘트가 크게 나타났고, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측한 경우 5.52±1.88Nm/kg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 6.36±1.82Nm/kg로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(t=-3.074, P=.010).

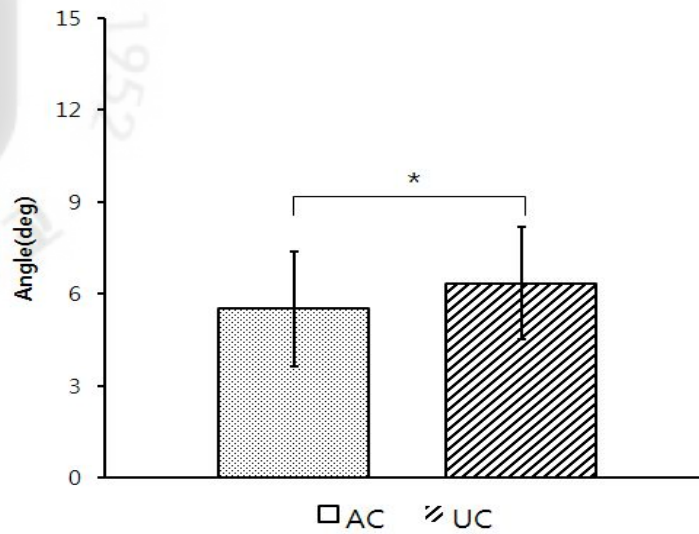


Figure 31. Comparison of the GRF(peak value Fz) flexion moment between AC and UC in the Hip joint

Table 24. Comparison of the adduction/abduction moment between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Adduction(+) / Abduction(-) <Initial Contact>	AC	-0.32±0.46	-1.696	.116
		UC	-0.14±0.47		
	Adduction(+) / Abduction(-) <Peak value Fz>	AC	1.54±1.82	-.164	.873
		UC	1.63±1.22		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 24>에서 제시된 것과 같이 고관절의 내전/외전 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면접촉 시점에서는 사전에 방향을 예측하지 않은 경우에서 외전모멘트가 크게 나타났으며, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 내전모멘트가 크게 나타났다.

Table 25. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Hip	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	0.02±0.07	2.083	.059
		UC	-0.01±0.08		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	-0.56±0.35	1.810	.095
		UC	-0.75±0.25		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 25>에서 제시된 것과 같이 고관절의 내회전/외회전 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면 접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 사전에 방향을 예측한 경우에 고관절의 내회전모멘트가 더 크게 나타났다.

Table 26. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Hip joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
hip	max flexion moment	AC	5.70±1.80	-3.857	.002
		UC	6.68±1.57		
	max adduction moment	AC	3.65±1.58	1.476	.166
		UC	3.07±0.72		
	max internal rotation moment	AC	0.12±0.10	2.048	.063
		UC	0.05±0.08		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 26>과 <Figure 27>, <Figure28>, <Figure 29>에서 제시된 것과 같이 고관절의 최대 굴곡 모멘트에서 사전에 방향을 예측한 경우 5.70±1.80Nm/kg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 6.68±1.57Nm/kg으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(t=-3.857, P=.002), 그 외 최대 내전 모멘트, 최대 내회전 모멘트 모두에서 사전방향예측 여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우보다 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 내전, 내회전 모멘트 값이 나타났다.

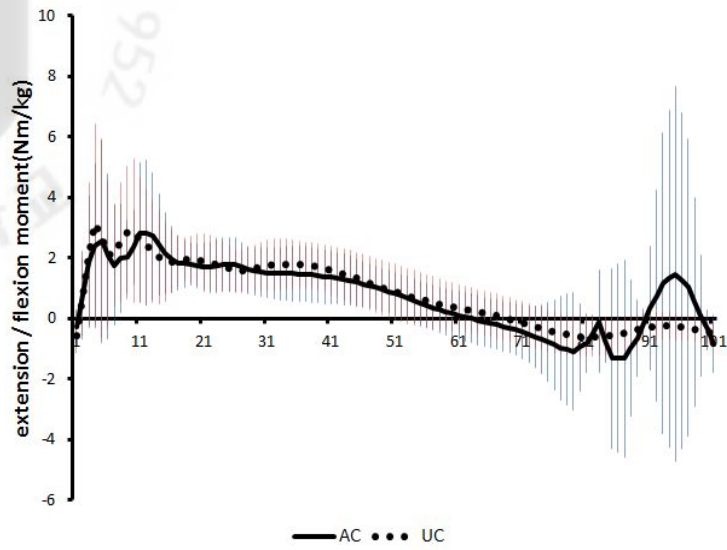


Figure 32. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Hip joint

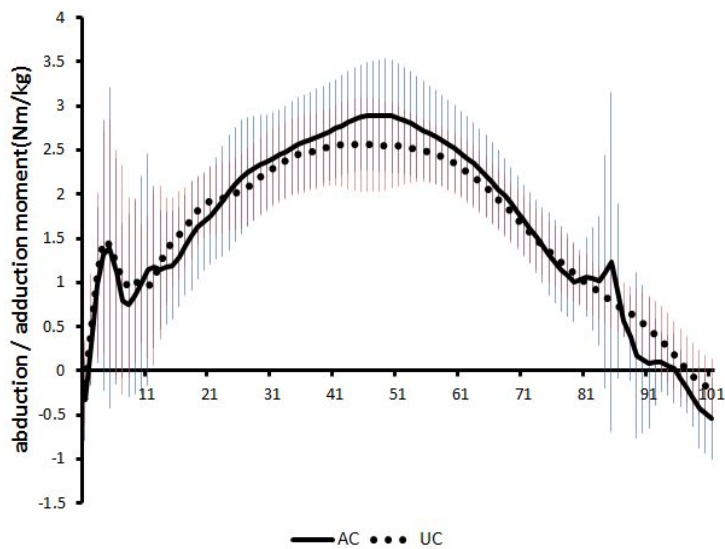


Figure 33. Comparison of the adduction/abduction moment between AC and UC in the Hip joint

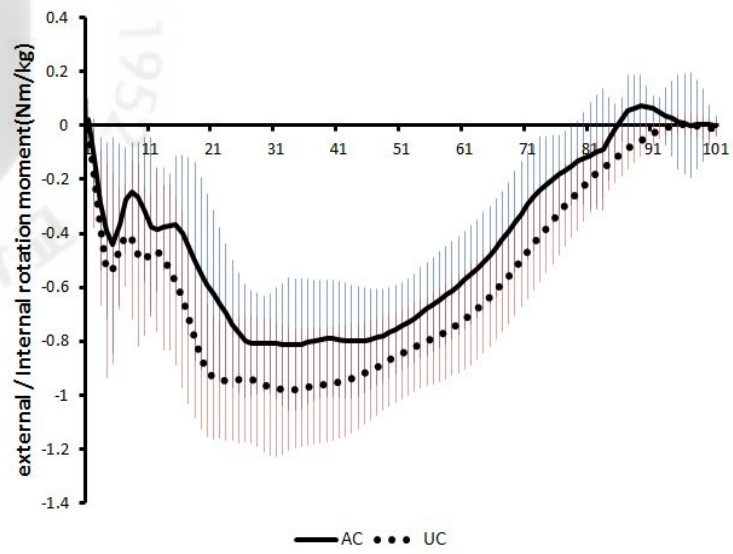


Figure 34. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Hip joint

7. 슬관절 모멘트

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVFz) 슬관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension), 내반/외반(Varus/Valgus), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 모멘트를 분석하였다. 또한 크로스커팅 동작에서 슬관절의 최대 굴곡 모멘트(maximum flexion moment), 최대 내반 모멘트(maximum varus moment), 최대 내회전 모멘트(maximum internal rotation moment)를 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 모멘트를 산출하여 값을 비교하였다.

Table 27. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Flexion(+) / Extension(-) <Initial Contact>	AC	-0.32±0.19	-1.625	.130
		UC	-0.21±0.13		
	Flexion(+) / Extension(-) <Peak value Fz>	AC	-0.69±1.09	1.263	.230
		UC	-0.96±1.41		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 27>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 굴곡/신전 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면접촉 시점에서 사전에 방향을 예측한 경우에서 신전모멘트가 더 크게 나타났으며, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 신전모멘트가 더 크게 나타났다.

Table 28. Comparison of the varus/valgus moment between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Varus(+) / Valgus(-) <Initial Contact>	AC	-0.05±0.22	-.257	.801
		UC	-0.04±0.25		
	Varus(+) / Valgus(-) <Peak value Fz>	AC	1.23±0.88	-1.070	.306
		UC	1.54±0.47		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 28>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 굴곡/신전 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면접촉 시점에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 외반모멘트가 더 크게 나타났으며, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 내반모멘트가 크게 나타났다.

Table 29. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	0.01±0.04	1.963	.073
		UC	-0.01±0.03		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	0.11±0.20	.958	.357
		UC	0.06±0.22		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 29>에서 제시된 것과 같이 슬관절의 내회전/외회전 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 사전에 방향을 예측한 경우에 고관절의 내회전모멘트가 더 크게 나타났다.

Table 30. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Knee joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Knee	max flexion moment	AC	2.66±1.38	1.351	.201
		UC	2.17±0.53		
	max varus moment	AC	2.85±1.87	.910	.381
		UC	2.39±0.36		
	max internal rotation moment	AC	0.62±0.24	.700	.497
		UC	0.59±0.17		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 30>과 <Figure 30>, <Figure 31>, <Figure 32>에서 제시된 것과 같이 고관절의 최대 굴곡

모멘트, 최대 내반 모멘트, 최대 내회전 모멘트 모두에서 사전방향예측 여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우보다 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 최대 굴곡, 내반, 내회전 모멘트 값이 나타났다.

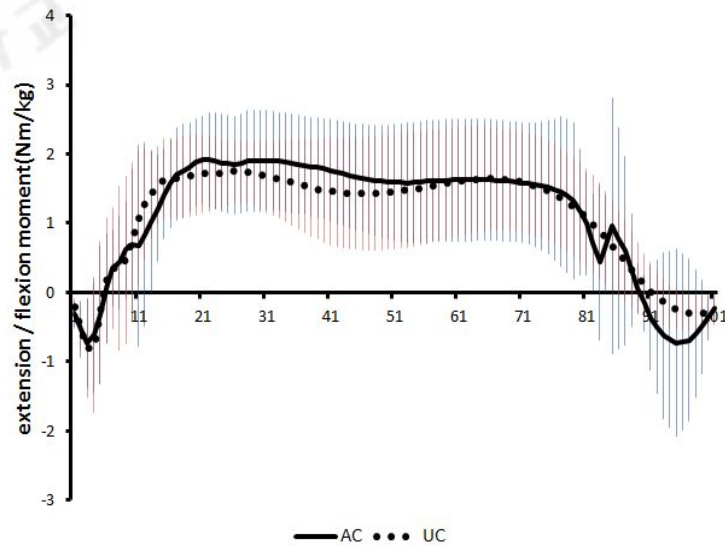


Figure 35. Comparison of the flexion/extension moment between AC and UC in the Knee joint

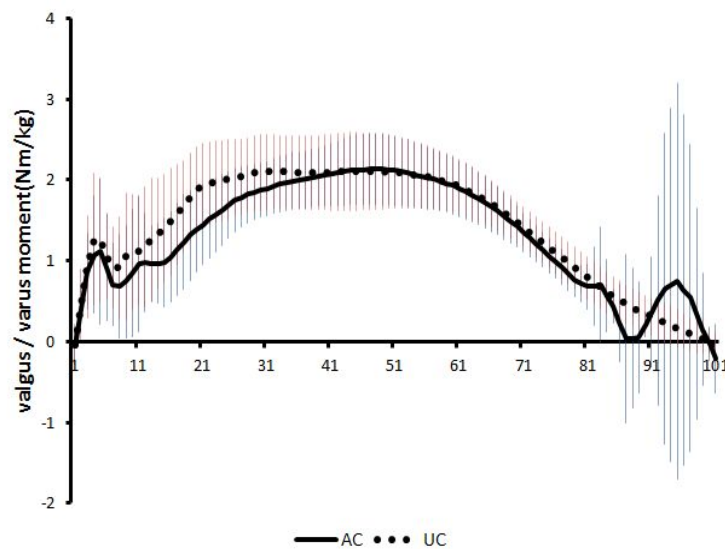


Figure 36. Comparison of the varus/valgus moment between AC and UC in the Knee joint

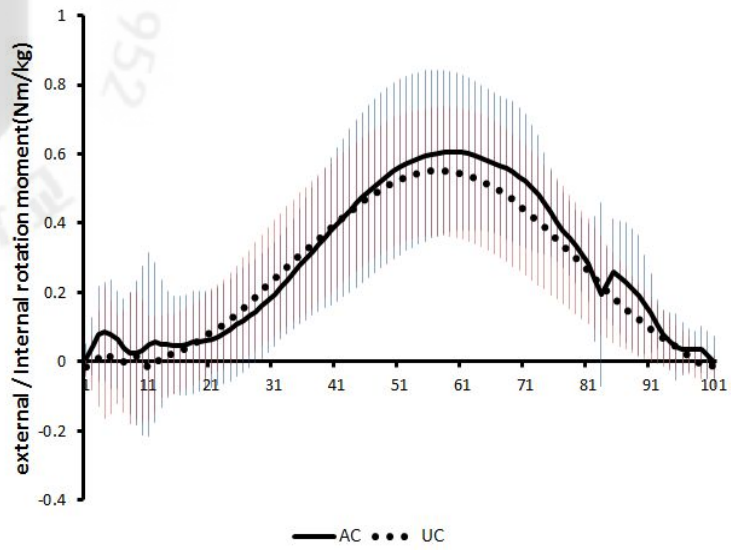


Figure 37. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Knee joint

8. 족관절 모멘트

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직 지면반력값이 최대가 될 때(PVFz) 족관절의 배측굴곡/저측굴곡(Dorsiflexion/Plantarflexion), 내번/외번(Inversion/Eversion), 내회전/외회전(Internal/External Rotation) 모멘트를 분석하였다. 또한 크로스커팅 동작에서 족관절의 최대 배측굴곡 모멘트(maximum dorsiflexion moment), 최대 내번 모멘트(maximum inversion moment), 최대 내회전 모멘트(maximum internal rotation moment)를 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 모멘트를 산출하여 값을 비교하였다.

Table 31. Comparison of the dorsiflexion/plantarflexion moment between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Dorsiflexion(+)	AC	-0.06±0.10	.000	1.000
	Plantarflexion(-)				
	<Initial Contact>	UC	-0.06±0.06		
	Dorsiflexion(+)	AC	0.76±1.21		
	Plantarflexion(-)				
	<Peak value Fz>	UC	0.68±1.22		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 31>에서 제시된 것과 같이 족관절의 배측굴곡/저측굴곡 모멘트에서는 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 수직 지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 굴곡모멘트가 더 크게 나타났다.

Table 32. Comparison of the inversion/eversion moment between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Inversion(+)	AC	0.01±0.02	1.049	.315
	Eversion(-)				
	<Initial Contact>	UC	0.00±0.01		
	Inversion(+)	AC	-0.07±0.21		
Eversion(-)					
<Peak value Fz>	UC	-0.01±0.16	-1.886	.084	

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 32>에서 제시된 것과 같이 족관절의 내번/외번 모멘트에서 초기 지면접촉 시점과 수직지면 반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 사전방향예측 여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 외번 모멘트를 나타냈다.

Table 33. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	Internal(+) / External(-) Rotation <Initial Contact>	AC	0.01±0.04	2.183	.050
		UC	-0.02±0.03		
	Internal(+) / External(-) Rotation <Peak value Fz>	AC	0.09±0.19	.924	.374
		UC	0.04±0.21		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 33>에서 제시된 것과 같이 족관절의 내회전/외회전 모멘트에서 초기 지면접촉 시점에서 사전에 방향을 예측한 경우 0.01±0.04Nm/kg, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 -0.02±0.03Nm/kg으로 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(t=2.183, P=.050). 하지만 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서는 방향예측 여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Table 34. Comparison of the maximal moment between AC and UC in the Ankle joint

joint	variable	group	M±SD	t	p
Ankle	max flexion moment	AC	2.94±0.64	1.811	.095
		UC	2.72±0.42		
	max inversion moment	AC	0.09±0.09	-1.001	.337
		UC	0.10±0.08		
	max internal rotation moment	AC	0.92±0.32	-.219	.831
		UC	0.93±0.25		

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : Nm/kg

<Table 34>와 <Figure 33>, <Figure 34>, <Figure 35>에서 제시된 것과 같이 족관절의 최대 굴곡 모멘트, 최대 내번 모멘트, 최대 내회전 모멘트 모두에서 사전방향예측 여부에 따라 통계적으로 유의한

차이가 나타나지 않았지만, 최대 굴곡 모멘트에서는 사전에 방향을 예측한 경우에 더 큰 굴곡 모멘트를 나타냈고 최대 내번 모멘트와 최대 내회전 모멘트에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 더 큰 모멘트 값을 나타냈다.

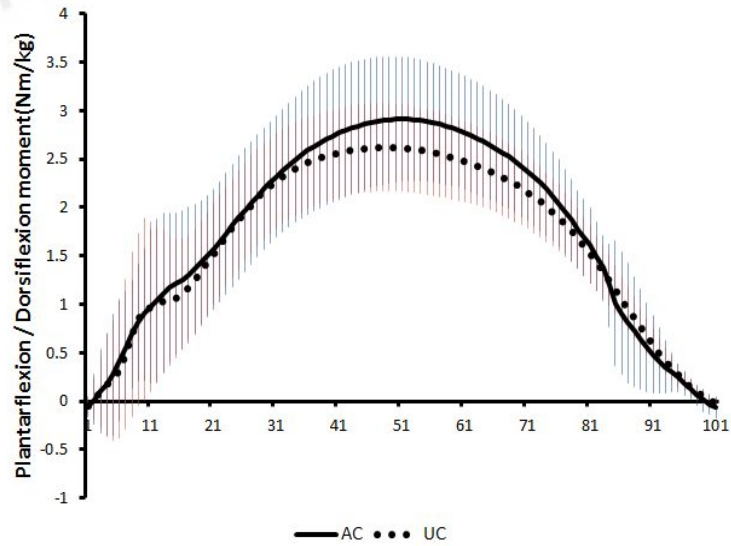


Figure 38. Comparison of the dorsiflexion/plantarflexion moment between AC and UC in the Ankle joint

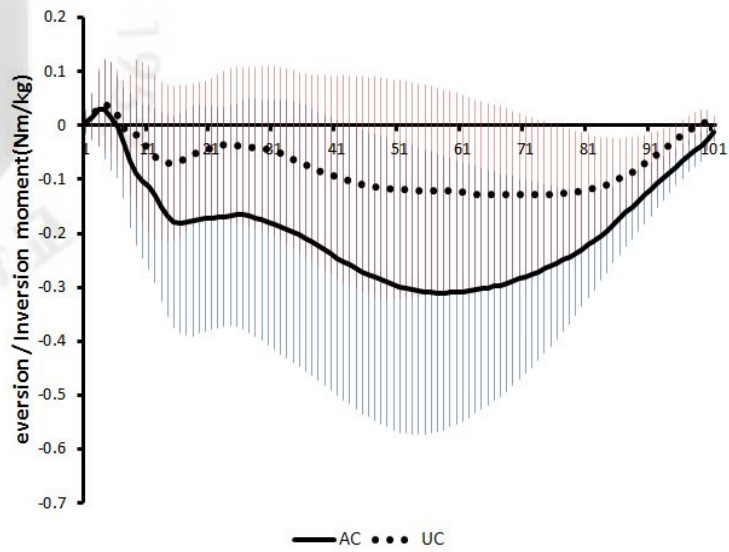


Figure 39. Comparison of the inversion/eversion moment between AC and UC in the Ankle joint

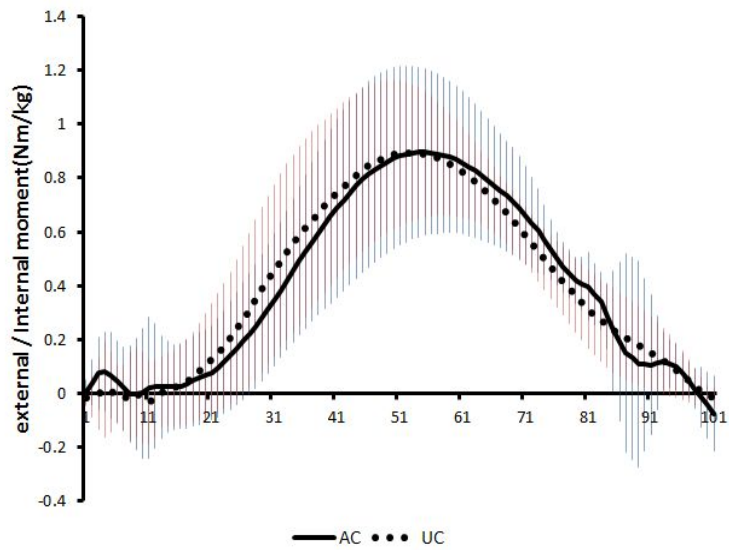


Figure 40. Comparison of the internal/external rotation moment between AC and UC in the Ankle joint

9. 근 활성화 패턴

여자 축구선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따라 최대 수의적 근수축값으로 표준화 한 각 근육별(대퇴직근, 외측광근, 내측광근, 대퇴이두근, 반건양근, 전경골근, 외측비복근, 내측비복근) %MVIC 값을 시간으로 표준화하여 총 100%의 구간을 10% 간격으로 나누어 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우의 %MVIC 값을 산출하여 비교하였다. 근 활성화 패턴에서는 8개의 근육 중 4개의 근육에서 사전에 방향 예측한 경우와 미리 예측하지 못한 경우 간에 유의한 차이가 나타났다. 차이가 나타난 근육은 대퇴직근, 대퇴이두근, 외측비복근, 내측비복근이다.

Table 35. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the RF & VL

	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70v	80%	90%	100%		
RF	AC		4.02	5.61	10.67	38.34	61.67	49.89	41.26	22.08	19.07	10.79
			(2.53)	(2.63)	(7.65)	(33.14)	(52.43)	(46.22)	(54.60)	(17.35)	(14.53)	(9.32)
	UC		2.70	6.65	12.29	50.07	48.66	33.48	21.46	21.35	18.91	8.82
			(1.35)	(3.04)	(9.40)	(33.99)	(28.46)	(29.90)	(16.96)	(10.75)	(13.30)	(11.37)
t	2.483	-1.556	-.602	-1.869	1.205	2.731	1.562	.145	.044	1.368		
P	.029	.146	.559	.086	.251	.018	.144	.887	.965	.196		
VL	AC		10.33	21.21	30.24	35.32	42.57	41.25	43.33	39.02	26.52	17.55
			(4.71)	(8.75)	(11.95)	(11.61)	(19.68)	(20.71)	(19.29)	(20.42)	(13.57)	(12.97)
	UC		8.94	24.33	41.92	48.63	46.44	44.11	50.12	32.86	21.34	12.53
			(5.00)	(9.42)	(26.12)	(35.85)	(19.56)	(17.50)	(19.09)	(20.60)	(13.98)	(12.73)
t	.888	-1.165	-1.393	-1.253	-.747	-.524	-.978	1.103	1.508	1.863		
P	.392	.267	.189	.234	.470	.610	.347	.292	.157	.087		

RF(Rectus Femoris):대퇴직근, VL(Vastus Lateralis):외측광근

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : %MVIC

<Table 35>와 <Figure 36>에서 제시된 것과 같이 대퇴직근은 전체 구간 중 10% 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우의 평균이 4.02 ± 2.53 %MVIC이고, 예측하지 못한 경우에 2.70 ± 1.35 %MVIC로 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 근활성도를 보였으며, 이때 유의확률은 .029로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 또한 60% 구간에서는 사전에 방향을 예측한 경우의 평균이 49.89 ± 46.22 %MVIC이고, 예측하지 못한 경우에 33.48 ± 29.90 %MVIC로 역시 예측한 경우에서 더 큰 근활성도를 보였으며, 이 구간에서의 유의확률은 .018로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

Rectus Fomoris

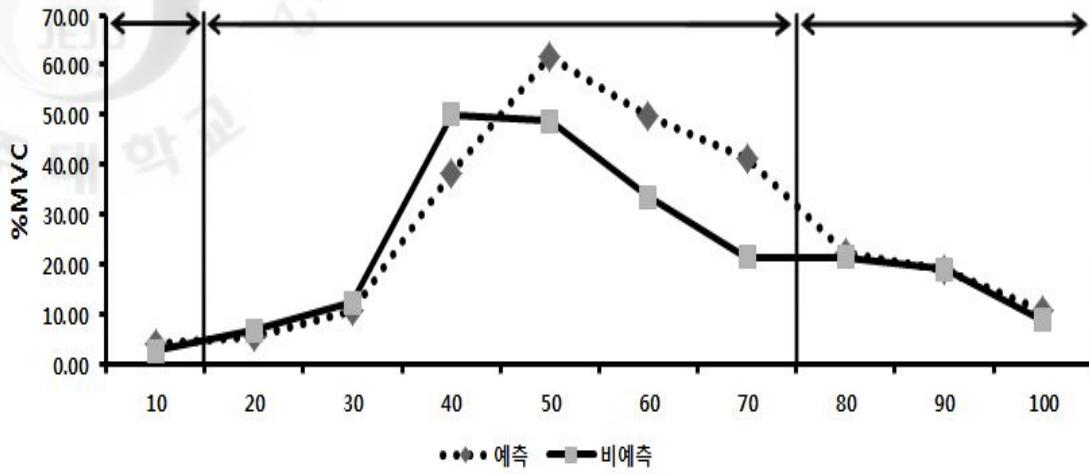


Figure 41. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the RF

Vastus Lateralis

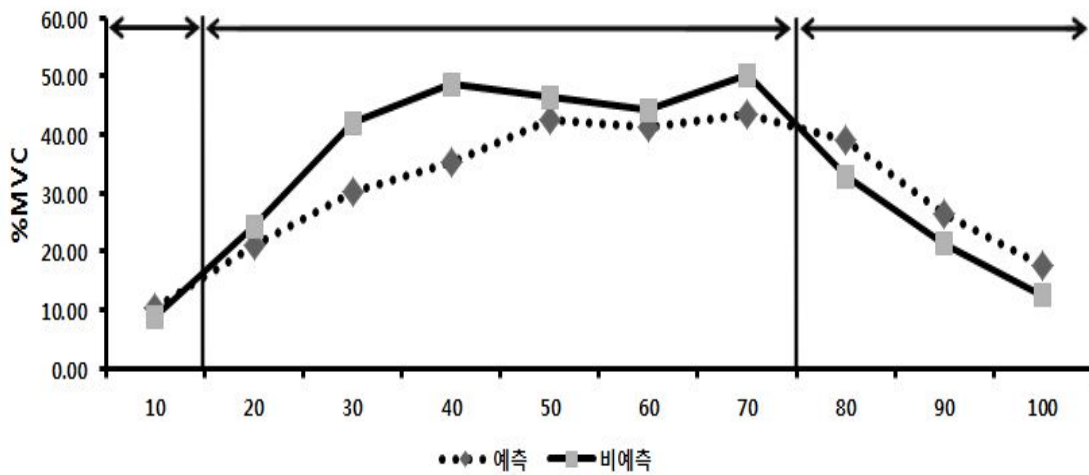


Figure 42. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VL

Table 36. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VM & LH

	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70v	80%	90%	100%	
VM	AC	7.14	17.42	31.47	55.58	46.22	35.58	31.04	25.21	22.36	18.55
		(4.49)	(6.84)	(21.23)	(35.46)	(24.54)	(15.42)	(13.21)	(14.86)	(10.02)	(17.31)
	UC	6.63	18.99	30.18	86.25	46.77	37.70	29.84	29.01	23.82	14.20
		(4.77)	(6.58)	(12.04)	(90.54)	(30.60)	(14.31)	(10.92)	(13.79)	(22.23)	(15.16)
t	.343	-.568	.201	-1.093	-.046	-.469	.244	-.869	-.310	1.555	
P	.737	.580	.844	.296	.964	.648	.811	.402	.762	.146	
LH	AC	28.53	26.68	26.60	26.21	29.48	37.97	30.62	26.34	14.85	13.22
		(10.44)	(10.18)	(37.43)	(24.42)	(17.62)	(24.45)	(13.30)	(11.95)	(9.14)	(11.79)
	UC	27.77	23.80	17.13	22.55	25.95	24.78	28.48	26.60	17.05	13.12
		(9.86)	(10.10)	(10.18)	(8.68)	(16.56)	(12.78)	(17.06)	(12.07)	(11.73)	(13.02)
t	.318	.852	1.066	.621	.820	2.387	.482	-.074	-.861	.024	
P	.756	.411	.308	.546	.428	.034	.638	.942	.406	.982	

VM(Vastus Medialis):내측광근, LH(Lateral Hamstring<biceps femoris>):대퇴이두근

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : %MVIC

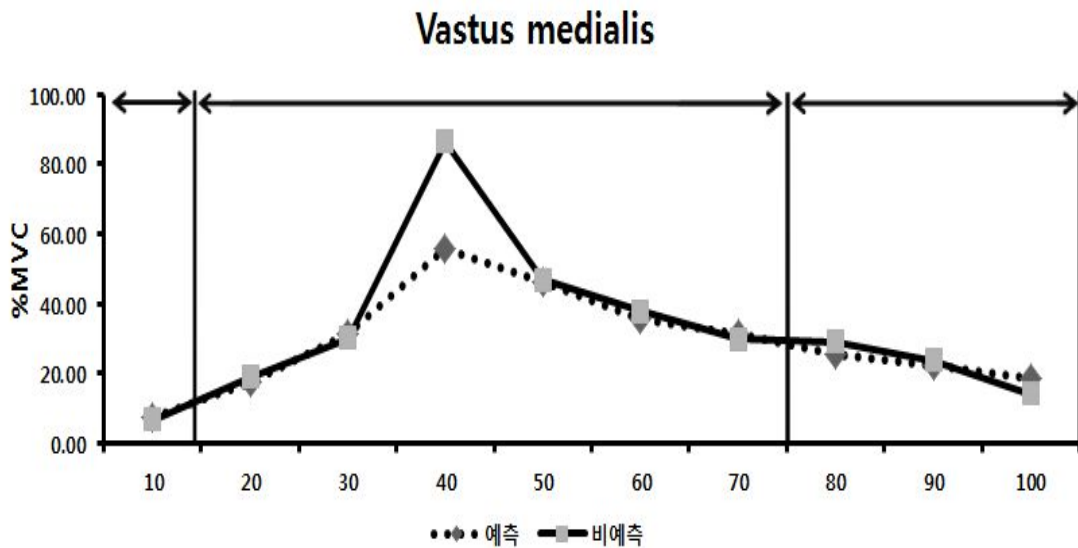


Figure 43. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the VM

<Table 36>과 <Figure 39>에서 제시된 것과 같이 대퇴이두근은 전체 구간 중 60% 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우의 평균이 37.97 ± 24.45 %MVIC이고, 예측하지 못한 경우에 24.78 ± 12.78 %MVIC로 사전 방향을 예측한 경우에서 더 큰 근활성도를 보였으며, 이 구간에서의 유의확률은 .034로 유의한

차이가 있는 것으로 나타났다.

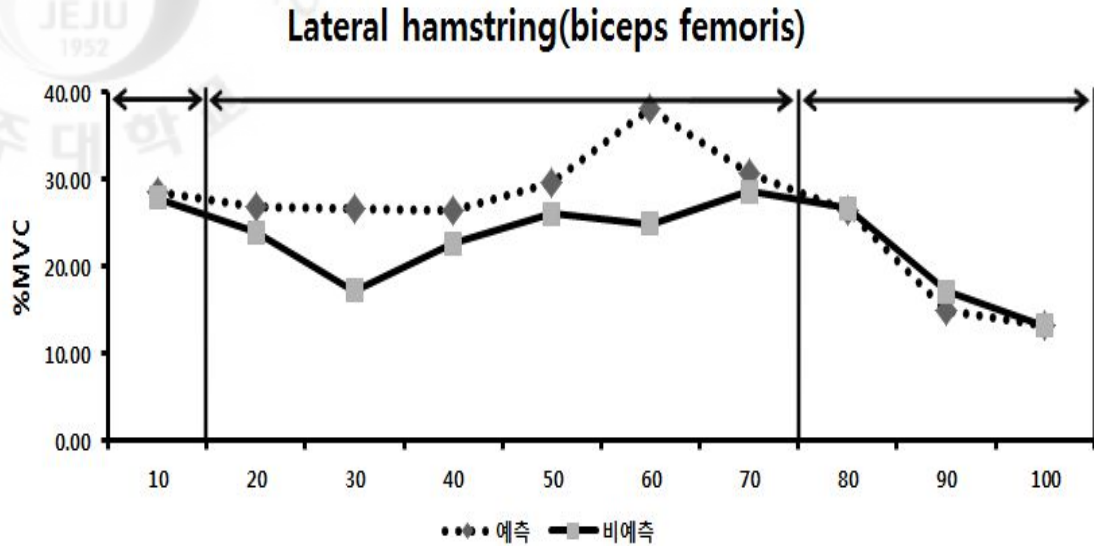


Figure 44. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LH

Table 37. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MH & TA

	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70v	80%	90%	100%	
MH	AC	23.20 (6.92)	29.65 (13.03)	31.67 (19.43)	33.70 (21.90)	39.06 (19.86)	35.81 (11.66)	25.56 (8.94)	17.44 (8.72)	11.15 (11.16)	14.18 (16.29)
	UC	25.93 (13.78)	27.82 (14.09)	30.07 (18.81)	34.43 (19.51)	34.00 (17.33)	27.28 (14.62)	26.35 (14.77)	15.90 (7.79)	10.94 (7.66)	14.45 (10.28)
t	-.746	.677	.398	-.161	1.382	1.596	-.237	.627	.105	-.070	
P	.470	.511	.698	.875	.192	.136	.817	.542	.918	.946	
TA	AC	24.79 (9.85)	24.32 (9.58)	19.72 (8.95)	22.35 (13.26)	16.67 (11.95)	9.98 (4.54)	8.62 (3.53)	7.31 (2.17)	6.02 (3.05)	4.75 (3.93)
	UC	25.40 (8.94)	22.70 (8.85)	20.95 (8.00)	20.21 (11.02)	15.98 (11.41)	13.48 (7.01)	8.37 (2.61)	7.81 (3.76)	7.05 (2.69)	3.78 (2.01)
t	-.295	.606	-.561	.754	.229	-1.579	.503	-.609	-1.488	.895	
P	.773	.556	.585	.465	.823	.140	.624	.554	.163	.388	

MH(Medial Hamstring<semitendinosus>):반건양근, TA(Tibialis Anterior):전경골근

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : %MVIC

Medial hamstring(Semitendinosus)

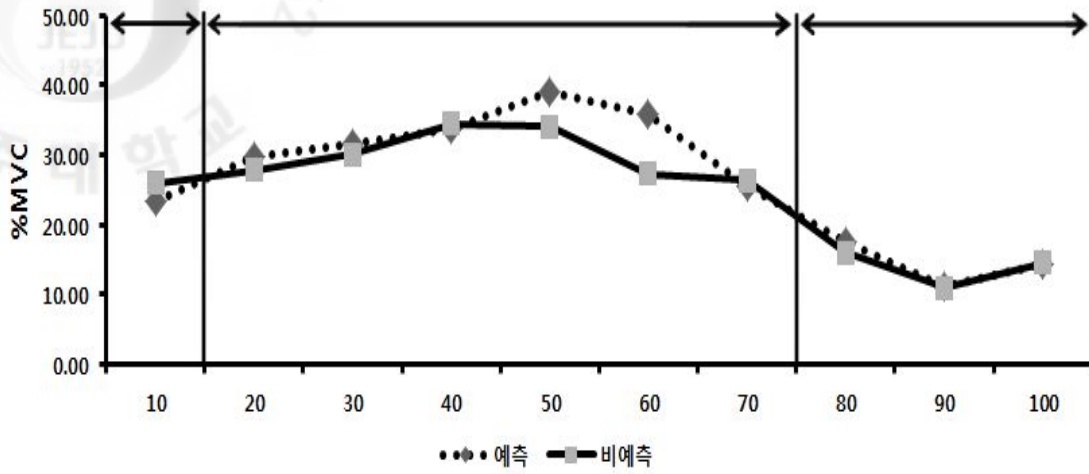


Figure 45. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MH

Tibialis Anterior

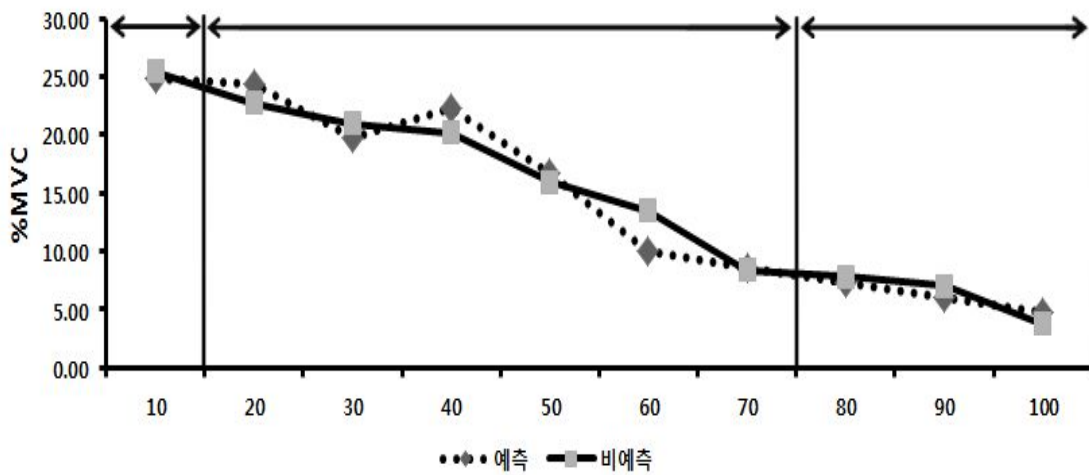


Figure 46. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the TA

Table 38. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LG & MG

	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%	
LG	AC	12.13	16.87	25.82	42.15	45.48	39.73	51.00	48.82	44.08	37.17
		(10.37)	(7.96)	(14.16)	(32.57)	(32.21)	(12.41)	(19.73)	(15.84)	(16.91)	(22.68)
	UC	11.11	13.16	31.23	44.01	33.88	30.44	35.72	50.54	52.10	29.65
		(5.71)	(7.65)	(30.30)	(27.43)	(19.10)	(12.79)	(11.33)	(18.48)	(17.75)	(18.15)
t	.507	2.049	-.945	-.408	1.958	3.691	2.569	-.427	-1.684	1.529	
P	.621	.063	.363	.690	.074	.003	.025	.677	.118	.152	
MG	AC	29.68	30.13	31.81	50.64	43.57	40.36	52.11	51.93	46.26	32.81
		(15.74)	(11.00)	(33.24)	(28.54)	(31.71)	(27.73)	(27.93)	(16.78)	(14.00)	(16.99)
	UC	25.94	27.75	29.88	54.39	35.86	29.92	40.18	53.17	44.74	26.00
	(14.84)	(14.67)	(18.77)	(50.94)	(29.65)	(16.62)	(22.19)	(31.47)	(13.53)	(14.61)	
t	1.377	.766	.285	-.349	1.198	2.058	2.945	-.143	.350	1.552	
P	.194	.458	.780	.733	.254	.062	.012	.889	.732	.147	

LG(lateral Gastrocnemius):외측비복근, MG(Medial Gastrocnemius):내측비복근

AC:Anticipated Cutting, UC:Unanticipated Cutting / unit : %MVIC

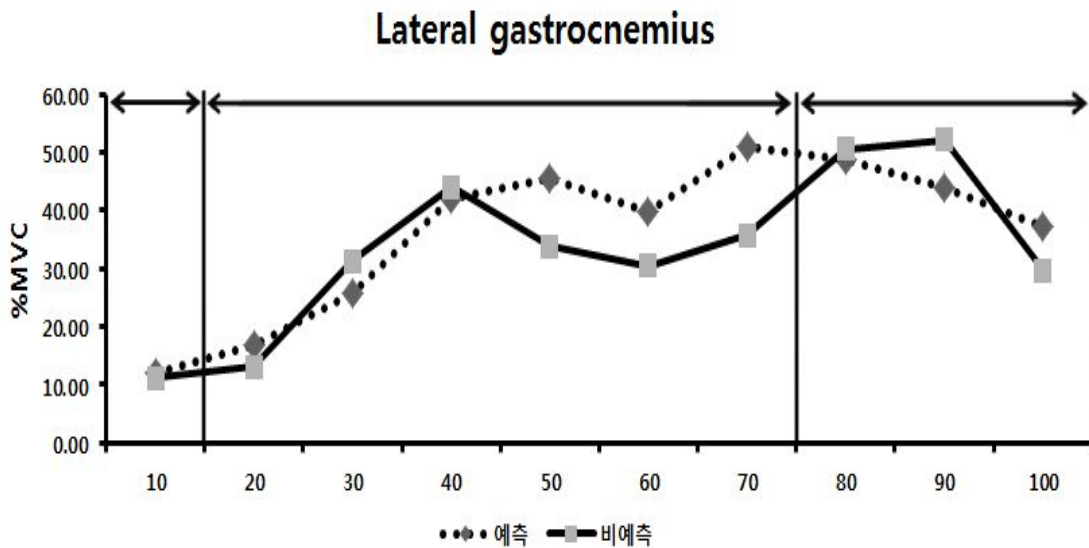


Figure 47. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the LG

<Table 38>과 <Figure 42>에서 제시된 것과 같이 외측비복근은 전체 구간 중 60%와 70% 구간에서 유의한 차이가 있었으며 60%구간에서 사전에 방향을 예측한 경우의 평균은 39.73 ± 12.41 %MVIC이

고, 예측하지 못한 경우에 평균은 30.44 ± 12.79 %MVIC로 사전 방향을 예측한 경우에서 더 높은 근활성도를 보였으며, 유의확률은 .003으로 유의한 차이를 나타냈다. 또한, 70% 구간에서의 평균은 사전에 방향을 예측한 경우에는 51.0 ± 19.73 %MVIC이고, 예측하지 못한 경우에는 35.72 ± 11.33 %MVIC로, 역시 예측한 경우에서 더 큰 근활성도를 보였으며, 이 구간에서의 유의확률은 .025로 유의한 차이가 나타났다.

또한 <Table 38>과 <Figure 43>에서 제시된 것과 같이 내측비복근에서는 전체 구간 중 70% 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우의 평균이 52.11 ± 27.93 %MVIC이고, 예측하지 못한 경우에 40.18 ± 22.19 %MVIC로 사전 방향을 예측한 경우에서 더 큰 근활성도를 보였으며, 이 구간에서의 유의확률은 .012로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

그 이외의 4개 근육에서는 활성 패턴에 있어 평균값의 결과와 그래프 형태에서는 차이가 있었으나, 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다.

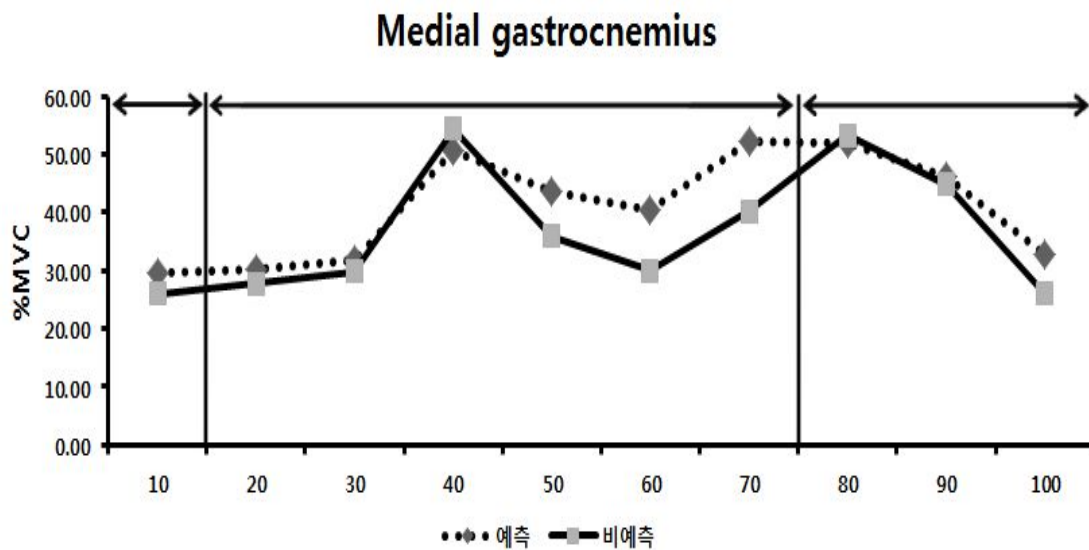


Figure 48. Comparison of the muscle activation between AC and UC in the MG

V. 논의

본 연구에서는 여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 운동 수행 시 하지의 비접촉성 전방십자인대 손상에 미치는 영향을 규명하고자 13명의 여자 대학 축구선수들을 대상으로 사전에 방향을 예측한 커팅 동작(AC)과 사전에 예측하지 못한 커팅 동작(UC) 수행 시 지지기 시간, 지면반력, 하지의 각도(초기 지면접촉 시점, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점, 하지의 최대각도), 모멘트, 근전도 신호를 분석하여 사전방향 예측 여부가 운동수행 시 슬관절의 비접촉성 인대 손상에 미치는 영향을 보고자 하였다.

1. 지지기 시간

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 지지기 시간의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에 지지하는 시간이 길게 나타났고, 사전에 방향을 예측한 경우(AC) 지지하는 시간이 짧게 나타나는 경향을 보였다.

이와 관련하여 Houck(2003)는 달리는 상황에서 직선, 크로스 커팅, 사이드 커팅의 각기 다른 3가지 방향으로 나갈 때의 지면접촉 시간을 비교하는 연구에서 집단 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 직선 달리기가 가장 짧은 지면접촉 시간을 보였으며, 크로스 커팅이 가장 긴 지면접촉 시간을 나타냈다. 이러한 결과를 통하여 크로스 커팅과 같은 난이도가 복잡한 동작에서는 다른 동작에 비해 많은 지면 접촉시간이 소요된다고 할 수 있다.

박은정(2010)은 여자 축구 선수의 사이드 커팅 동작에서 방향예측 여부와 피로 유무에 따른 지면 접촉시간에서 충격을 흡수하는 구간인 굴곡구간(flexion phase)과 도약을 위해 지면을 밀어내는 신전구간(extension phase)으로 나누어 분석하였는데, 그 결과 피로 전·후 모두 사전에 커팅 방향을 예측하지 못한 경우에 접촉시간이 더 길게 나타났으며, 사전에 커팅 방향을 예측한 경우에는 상대적으로 접촉시간이 짧게 나타났는데, 이는 본 연구의 결과와 일치하는 결과라 할 수 있다.

Besier 등(2001)은 예측한 상황에서는 움직임의 변화를 최소화하여 적절히 자세를 유지할 수 있으며, 예측하지 못한 상황에서의 움직임은 자세조절 전략을 적절하게 하는 데에 필요한 시간을 증가시키며 슬관절의 외적 모멘트를 변화시킨다고 하였다. 즉 효율적인 자세조절 전략을 위해서는 예측하지 못한

커팅 상황에서 더 많은 지지기 시간이 소요될 것으로 판단되며 사전방향 예측여부가 움직임의 조절에 밀접한 관련이 있는 것으로 사료된다.

또한 Beaulieu 등(2009)은 전방십자인대에 큰 긴장을 주는 슬관절자세에서 하지의 내·외측 균형(balance)유지와 복원(restoration)능력은 부상의 위험을 줄여줄 수 있다고 하였다. 이는 본 연구에서 예측하지 못한 경우에 지지기 시간이 길게 나타남으로서 방향전환을 위한 근 신경 조절 및 준비에 걸리는 시간이 더 길어지고 균형유지 및 관절 위치의 복원에 더 오랜 시간이 걸리게 된다. 따라서 이러한 요인은 부상의 위험을 높이는 원인이라고 해석할 수도 있다.

2. 지면반력

1) 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 지면반력값이 최대가 되는 시간의 분석결과 지면반력값의 좌·우 성분이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fx)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에 시간이 길게 나타났으며, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에서는 짧게 나타나는 경향을 보였다. 이러한 결과를 통하여 사전에 방향을 예측한 경우에 지면반력값이 최대가 되기까지의 시간이 길다는 것은 커팅 동작에서 충격흡수 후 균형조절이 더 효율적으로 이루어지며 다음 동작을 위한 준비동작이 효율적으로 이루어진다고 판단할 수 있다.

이와 관련하여 McNitt-Gray(1991)와 Decker 등(2003)은 착지 시 슬관절 굴곡각을 증가 시켜주는 것은 착지 시 발생하는 지면반력을 줄여주기 위한 동작으로서 신체에 전달되어지는 충격을 감소하기 위한 것이라고 보고하였는데 이를 바탕으로 본 연구의 결과와 비교할 때 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 시간이 짧게 나타났는데, 이는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우의 착지 시 큰 운동범위를 짧은 시간동안에 움직였다는 것을 의미하며, 이것은 그만큼 짧은 시간동안 슬관절에 걸리는 부하를 잘 흡수해야 한다는 의미일 수도 있다. 따라서 사전에 방향을 예측하지 못해 커팅 동작 시간이 짧아진다는 것은 슬관절의 상해 발생률을 높이는 원인으로 작용할 수 있다고 판단되어진다.

또한 이러한 착지과정에서 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 외력으로부터의 충격을 받았을 시 슬관절의 상해를 유발시킬 수 있는 확률을 높여줄 것으로 사료된다. 이러한 이유는 짧은 지지기 시간 동안에 슬관절의 가동범위는 커지면서 예상치 못한 충동이 발생하였을 경우, 예를 들어 예측하지 못한 커팅 동작에서 갑작스러운 몸싸움이 일어나거나 커팅 후 공중동작에서 상대방 선수와 충돌하였을

경우 또는 슬관절에 직접적인 신체접촉으로 인하여 외반력이 발생할 경우 슬관절의 상해 발생률이 높아질 것으로 사료된다.

조준행 등(2010)은 드롭랜딩 시 착지 방향에 따른 족관절과 슬관절 상해 기전 분석에서 지면반력의 최대값이 나타나는 시간을 살펴보면 첫 번째 최대값까지 소요된 시간에서는 유의한 차이가 나타나지 않았지만 두 번째 최대값까지 소요된 시간은 정면과 좌측에 비해 우측으로 착지 시 더 느린 것으로 나타났다. 이것은 우측으로 착지할 때가 다른 방향으로 착지할 때보다 중심을 잡는 것이 어렵기 때문에 착지 시 더 느리게 착지동작을 수행한 것으로 조사되었다. 하지만 본 연구의 결과에서는 사전에 방향을 예측한 안정적인 동작에서 지면반력의 최대값까지 소요된 시간이 길게 나타나 위 논문과 상이한 결과를 나타냈다. 그러한 이유는 착지하는 위치 및 방향에 따라 동작이 변화하게 되는데 위 논문에서는 제 자리에서 착지방향을 다르게 하였고, 본 연구에서는 달리는 상황에서 사전방향 예측여부에 따른 동작이므로 차이가 나타날 수 있다고 판단되며, 본 연구를 통하여 명확하게 일반화하기에는 어려움이 있다고 할 수 있다. 즉, 슬관절의 상해는 상해당시 일어나는 상황에 따라 달라질 수 있으므로 해부학적 구조물에 걸리는 부하와 소요되는 시간 또는 부하되어지는 시간 등 많은 원인들에 의해 발생할 수 있다. 따라서 어느것 한 가지 만으로 설명하기는 어렵지만 신체가 자각할 수 있는 고유수용감각이 중요한 요소로 작용할 수 있다고 생각한다.

2) 지면반력의 최대값

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측여부에 따른 지면반력값의 분석결과 수직성분의 두 번째 최대값에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측한 경우 지면반력값이 크게 나타났고, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 작게 나타났다. 또한 좌·우(x), 전·후(y)성분의 최대값, 수직성분의 첫 번째 최대값 모두에서 사전에 방향을 예측한 경우와 예측하지 못한 경우 통계적으로는 유의한 차이를 보이지는 않았지만 사전에 방향을 예측한 경우에서 지면반력값이 높게 나타났다.

이와 관련하여 Kim & Cho(2009)와 Valiant & Cavanagh(1985)는 착지 시 충격을 제대로 흡수하지 못하였을 경우 상해를 유발할 수 있으며, 충격의 정도를 수직지면반력(vertical round reaction force)의 크기로 추정할 수 있다고 보고하였으며, Hewett 등(2002)은 점프 후 착지 시 지면반력의 크기와 근골격계의 부상과는 상관성이 있는 것으로 밝혀졌으며, 슬관절을 굽히면서 발 앞쪽으로 착지할 때 지면에 가해지는 충격량이 감소하고 근골격계에 부하가 감소된다고 보고하였다(Arendt 등, 1995).

Hewett 등(2004)은 스포츠 손상의 위험이 높은 205명의 여자 축구, 농구, 배구 선수들을 대상으로 한

점프-착지 과제에서 전방십자인대 손상을 입은 9명은 전방십자인대 손상을 입지 않은 196명과 비교해서 슬관절에 가해지는 부하가 다르다고 하였다. 즉 전방십자인대 손상을 입은 9명은 점프 후 착지할 때 지면반력의 최대피크 값은 20% 더 크게 나타났으나, 충격량은 16% 더 감소했다고 하였다. 결론적으로 착지할 때 슬관절에 가해지는 부하에 대한 연구는 여자 선수들의 전방십자인대 손상을 예측할 수 있는 결정요인이라고 하였다. 따라서 최대수직 지면반력의 크기가 증가한다는 것은 각 관절에 전해지는 에너지를 증가시키는 원인이 될 수 있으며 이러한 현상으로 인해 경골의 피로골절(stress fracture), 슬관절 슬개골의 슬개골 연화증 (patellar chondromalacia), 연골과괴, 요추 통증의 원인이 될 수 있다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993).

하지만 임비오 등(2008)은 지면반력의 최대 피크 값에서 8주간의 전방십자인대 상해예방프로그램 수행 전에는 실험집단과 통제집단 간에 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 상해예방프로그램 수행 후에도 실험집단과 통제집단 간에 차이가 나타나지 않았다고 하였다. 이는 8주간의 전방십자인대 상해예방프로그램이 지면반력의 최대피크 값에 영향을 미치지 않은 것을 의미한다. 본 연구에서도 사전에 방향 예측 여부에 따라 지면반력의 최대 피크 값에서는 차이가 나타나지 않았다.

Bing(2006)은 스톱-점프(Stop-Jump) 동작 중 착지 시 하지의 생체역학적 변인들을 조사한 결과 전방십자인대에 미치는 부하와 관계 깊은 최대 전단력(Shear force)이 전후 지면반력과 수직 지면반력에 있어 상관관계가 높다고 하였으며, Pflum, Shelburne, Torry, Decker & Pandey(2004)은 착지 동안 전방십자인대 부하에 관하여 첫 번째 최대값보다는 두 번째 최대값이 더 중요한데 그 이유는 두 번째 최대값이 발생할 때 슬관절에 전방전단력(anterior shear force)을 만들어 내기 때문이라 하였다. 본 연구에 있어서는 사전방향 예측여부에 따라 좌·우 지면반력, 전·후 지면반력, 수직 지면반력의 첫 번째 최대값에서는 차이가 없었던 반면 두 번째 최대값에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 지면반력값이 높게 나타났다. 이는 사전에 방향을 예측하지 못한 불안정한 상황에서 관절을 보호하기 위한 자동반사 기전으로써 능동적으로 조절할 수 있는 시간인 두 번째 지면반력 구간에서 관절의 굴곡을 더 크게 하지의 경직성을 낮추고 완충 기능을 높여 지면으로부터 오는 충격력을 낮춰기 때문으로 보이며(박은정, 이용석, 임비오, 김용운, 이기광, 2011), 위 논문의 결과는 본 연구의 결과와 같다고 할 수 있다. 즉, 사전에 방향을 예측한 두 번째 최대값 구간은 추진을 위한 준비가 이루어지는 단계로 힘의 반작용에 의해 더 큰 힘과 속도를 낼 수 있는 것과 연관 지을 수 있으며, 효율적인 동작으로 연결시킬 수 있을 것으로 사료된다. 또한 커팅 동작 시 족관절의 기능적 불안정성(functional ankle instability)이 있는 그룹의 환측(instability side)과 건측(healthy side) 그리고 건강한 그룹의 동작을 비교한 연구(Dayakidis & Boudolos, 2006)에서 지면반력의 첫 번째 최대값에서 기능적 불안정성이 있는 발 쪽으로 커팅한 경우에

건강한 반대쪽 발로 커팅한 경우와 건강한 그룹의 커팅과 비교하여 지면반력 수직값이 더 적게 나타났으며 통계적으로도 유의한 차이가 나타났다. 이는 불안정한 상황에서의 커팅 동작은 지면반력값을 줄여 들게 한다고 볼 수 있으며 본 연구에서는 통계적인 유의한 차이는 없었지만 위 결과와 일치한 결과가 나타났다.

전방십자인대에 큰 스트레스를 주는 슬관절자세에서 하지 근육의 내·외측 균형유지와 복원 능력은 부상의 위험을 줄일 수 있는 중요한 요인으로 작용할 수 있다(Beaulieu 등, 2009). 따라서 본 연구에서는 내·외측 지면반력값이(Fx) 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 더 작게 나온 것은, 방향전환을 위한 근신경 조절 및 준비에 걸리는 시간이 더 길어지고 균형유지 및 관절 위치의 복원에 더 오랜 시간이 걸리며 이는 부상의 위험을 높이는 요인이라고 해석할 수 있다.

3. 하지의 각도

1) 고관절각도

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 고관절각도의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 초기 지면접촉(IC) 시점의 굴곡/신전 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에 관절각도가 크게 나타났고, 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에 관절각도가 작게 나타나는 경향을 보였다. Bisseling, Hof, Bredeweg(2007)는 착지 높이에 따라 착지순간 시점에서 고관절의 굴곡각이 증가한다고 한다. 이는 본 연구의 결과처럼 사전에 방향을 예측하지 못하는 불안정한 상태에서 고관절의 굴곡각이 증가하는 본 연구의 결과와 같은 경향을 보이고 있다. 하지만 이성철 등(2010)은 시상면에서 고관절의 움직임을 살펴본 결과 착지의 높이는 착지순간으로부터 최대 수직지면반력 시점까지 고관절의 굴곡각에 영향을 주지 않는다고 하는데 이는 실험상황에서 착지 높이가 너무 낮아 고관절에 영향을 미치지 않는 것으로 사료된다. 즉 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작은 관절을 불안정적으로 만들게 되고, 이 때 신체는 자기 자신을 방어하기 위하여 굴곡각도를 더 크게 만드는 일종의 자동반사반응이 나타나고 있다고 판단할 수 있다.

또한 고관절의 최대 굴곡각도와 최대 내회전 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 최대 굴곡각도가 더 크게 나타났으며, 사전에 방향을 예측한 경우에 최대 내회전 각도가 더 크게 나타났다.

이와 관련하여 하지관절은 착지 시 신체와 자면에 접촉에 의해 발생하는 신체 충격력을 흡수하는 역

활을 한다. 또한 하지 관절의 기능적인 측면에서 관절 굴곡 운동 각도의 범위와 굴곡 각속도의 증가는 착지로 인해 발생하는 지면반발력을 줄여줌으로써 신체에 전달되는 충격력을 감소시킬 수 있다 (McNitt-Gray, 1991; Devita & Skelly, 1992; Decker, Torry, Wyland & Steadman, 2003)고 보고하고 있다. 그러므로 권문석 등(2011)은 착지 시 고관절의 굴곡운동이 커질수록 슬관절과 족관절의 굴곡 운동의 범위와 각속도가 증가하는 된다고 보고하고 있는데 이는 본 연구에서도 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 고관절의 최대 굴곡 각도가 커지게 되면서 이와 관련하여 슬관절과 족관절의 최대 굴곡 각도가 커지는 원인을 제공한다고 할 수 있으며, 이는 위 논문의 결과와 일치하다고 결과값이라고 할 수 있다. 이처럼 고관절의 움직임은 여자 선수들에게 동적인 관절 안정성을 조절하는 중요한 부위이며, 착지할 때 고관절 각도는 슬관절의 충격을 결정하는 중요한 요인이 될 수 있으며(Myklebust 등, 2003), 이와 함께 고관절 동작을 조절하지 못하는 매우 고난도의 위험 과제는 슬관절의 외반 동작을 무너뜨리고 전방십자인대 파열을 일으킬 수 있다고 할 수 있다(Boden 등, 2000). 따라서 여성들은 착지할 때 고관절 굴곡 각도의 감소를 보였으며, 근육의 활성화 감소는 슬관절의 외반 동작을 증가시켜서 비접촉성 전방십자인대 부상 위험을 증가시킨다고 하였다(Ford 등, 2003; Hewett 등, 2006).

또한 박은정(2010)은 커팅 동작 시 방향 예측여부와 피로 유무에 따라 사전에 커팅 방향을 예측하지 못한 경우에 각도가 더 크고, 이와 반대로 사전에 커팅 방향을 예측한 경우에는 각도가 더 작게 나타난다고 하여 본 연구의 결과와 일치한다고 할 수 있다. 이는 사전에 방향을 예측하지 못한 상황에서의 착지 과정 중 신체는 관절의 안정성을 유지하기 위하여 관절을 충분히 굴곡 시켜 충격을 흡수해야 하며 그렇지 못할 경우 부상의 위험에 노출될 수 있다고 볼 수 있다.

2) 슬관절각도

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 슬관절각도의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 수직지면반력값이 최대가 되는 시점의 내반/외반 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 동작에서 내반 각도가 크게 나타났으며, 사전에 방향을 예측하지 못한 동작에서 작게 나타났다. 또한 최대 굴곡각도, 최대 내반 각도에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에 관절각도가 크게 나타났고, 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에 관절각도가 작게 나타나는 경향을 보였다.

이와 관련하여 슬관절의 경우 가장 잘 인용되는 ACL 상해 이론 중 하나를 살펴보면 슬관절을 펴고 착지하면 대퇴사두근의 전방 끌림을 증가시켜 그 결과로 ACL에 스트레인을 줄 수 있다는 것인데, 그 이유는 슬관절이 지면에 접촉 할 시 완전히 펴 있다면 슬개건이 경골의 장축에 상대적으로 보다 앞쪽

으로 기울어지게 되기 때문이라고 하였다(Pflum et al., 2004). 따라서 착지 동작 시 상해를 줄일 수 있는 전략 중 하나로 착지 시 슬관절 굴곡각을 크게 하는 것이라고 보고하였다(Thomas, Michael & Mark, 2008). 또한 Borotikar 등(2008)의 연구에서 지면 접촉(initial contact) 순간부터 지지기의 최대값(peak stance phase)이 나올 때 까지 0%-50% 구간의 평균값을 비교한 결과를 보면, 슬관절 굴곡각도가 사전 예측 상황과 사후 예측 상황 간에 통계적으로 차이가 있는 것으로 나타나, 본 연구에서 슬관절 각도의 차이와 유사한 결과를 보였다. 그 밖에 Kaelin, Stacoff, Denoth & Stuessi(1988)은 착지 시 슬관절각도는 지면반력과 중요한 상관관계가 있다고 보고 하였는데 본 연구에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았지만 사전에 방향을 예측할 수 없는 불안정적인 상황을 극복하여 슬관절의 상해를 예방하고자 사전에 방향을 예측하지 못한 동작에서 더 큰 굴곡각이 나타났으며 지면반력값과 적게 나와 두 변인간에 상관관계가 있음을 확인할 수 있었다.

슬관절 굴곡각에 대한 선행연구(Boden 등, 2000; Fagenbaum & Darling, 2003; Fortd, Myer & Hewett, 2003)에서는 여성은 남성에 비해 착지 시 슬관절 굴곡각이 낮아 여자 축구선수들이 남자선수들 보다 슬관절 부상의 비율이 8배 이상 높다고 하였다. 이러한 이유는 선천적으로 여성의 골반에서 슬관절, 슬관절에서 족관절까지 이르는 대퇴-경골각(Q-angle)의 영향으로 슬관절의 외전각이 더 크기 때문이며(Borotikar 등, 2008; Beaulieu 등, 2009; Gehring 등, 2009; Ford 등, 2005), 따라서 여자 운동선수들의 경우 방향전환이나 착지동작에서 슬관절에 발생하는 부하가 크게 나타난다고 보고되어 진다(Chappell 등, 2002). 그러므로 부상을 줄여주기 위해서는 슬관절을 충분히 굴곡 시켜야 한다고 하였다.

따라서, 최대 슬관절 굴곡각이 증가한다는 것은 착지 시 슬관절의 굴곡이 많이 이루어지는 것을 의미하며, 하지의 굴곡 움직임 범위를 증가시킴으로서 착지 시 가해지는 충격력을 분산시키는 부드러운 착지를 수행할 수 있는 것이다.

이는 본 연구에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 최대 굴곡각과 내반각이 증가한다는 것은 관절이 지면과의 충격을 받아들일 때 이 힘과 체중을 조절하기 위한 관절의 변위가 더 커진다는 의미로 해석할 수 있겠으며, 지지기 시간이 길어지는 이유와도 연관 지을 수 있다.

이처럼 착지를 하는 동안 슬관절의 굴곡각을 증가시키는 것은 전방십자인대의 부상을 줄여줄 수 있는 것이다(Thomas, Michael & Mark, 2008). 하지만 Rafael 등(2008)과 Escamilla 등(2009)에 의하면 체중의 부하와 함께 슬관절 굴곡각이 증가할 경우 슬개대퇴압박력(patellofemoral compressive force)이 증가함으로써 대표적인 만성 질환인 슬개대퇴통증 증후군(patellofemoral pain syndrome)이 발생할 수도 있다고 보고하고 있으며, 착지는 수없이 반복되는 피할 수 없는 동작으로서 충격을 흡수하기 위한 이러한 슬관절 굴곡의 동작은 전방십자인대 부상과 같은 급성 부상(acute injury)을 막아줄 수는 있겠

으나, 반복적인 굴곡 동작은 만성적인 부상(chronic injury)을 유발할 수도 있게 된다.

따라서 Landry 등(2009)은 그의 연구를 통해 덜 직립적인 자세(less erect posture)의 커팅 또는 랜딩은 슬관절의 부하를 줄여줄 수 있으며, 그러므로 전방십자인대 보호에 도움이 된다고 하였다. 이와 관련하여 본 연구에서 슬관절의 최대 굴곡각도에서 유의한 차이가 있는 것은, 미리운동방향을 예측하지 못했을 때 더 불안정한 운동 상황을 극복하고, 관절을 보호하기 위하여 하지의 굴곡을 더 크게 만들기 위해서 일어나는 일종의 자동반사 반응이라고도 할 수 있다. 그러나 이러한 요인만으로 전방십자인대 부상 위험이 있다고 판단하는 것은 너무 비약하며, 여러 복합적인 요인에 의해 발생한다(Ford 등, 2006; Hewett 등, 2006)고 할 수 있다.

3) 족관절각도

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 족관절각도의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 초기지면 접촉(IC) 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점(Pv)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 최대 배측굴곡 각도에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에 관절각도가 크게 나타났고, 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에 관절각도가 작게 나타나는 경향을 보였다.

족관절의 상해는 착지 시 저측굴곡과 내반이 있을 시에 발생할 수 있는 확률이 가장 높다고 하였다(Safran Benedetti, Bartolozzi & Mendelbaum, 1999). 또한 Borotikar 등(2008)의 연구에서 지면 접촉(initial contact) 순간부터 지지기의 최대값(peak stance phase)이 나올 때 까지 0%-50% 구간의 평균값을 비교한 결과를 보면, 족관절의 저측굴곡(plantar flexion) 각도가 사전 예측 상황과 사후 예측 상황 간에 통계적으로 차이가 있는 것으로 나타났다 하지만 본 연구에서 통계적인 차이는 나타나지 않았지만 슬관절 각도의 결과와 유사하게 나타났는데 이는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 불안정한 상황을 극복하고 관절을 보호하기 위한 자기 방어적 자세라고 사료된다. 반면, 착지를 하는 동안 배측굴곡각의 증가는 족관절의 잠김현상(locking)에 의해 안정성을 증가시키며, 전거비인대(ATFL: Anterior talofibular ligament)의 손상을 막아주게 되는데(Caulfield & Garrett, 2004), 본 연구에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 더 큰 배측굴곡 각도가 나타났다. 이는 착지 동작 시 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 착지 시 가해지는 충격으로 인하여 안정적이지 못한 운동 상황에 대처하기 위하여 오랜 시간동안 지지하면서 관절을 보호하기 위한 일종의 자기방어적인 자세라고 할 수 있다.

Ford 등(2005)은 방향전환 동작의 지지구간에서 여자 선수들은 남자선수들에 비해 최대 족관절 외반 각도가 더 크게 나타났고, 외반 동작은 지지구간에서 족관절의 외반과 경골의 회전이 동반되었을 때 증

가한다고 보고하였다.

또한 발의 외변과 경골의 내측회전 사이에는 선형관계가 존재하며(Bellchamber & van den Bogert, 2000), 과도한 외변은 슬관절의 외변 스트레스를 증가시키고, 전방으로 경골을 이동시키고 전방십자인대에 부하를 증가시킨다고 보고하였다(Nyland, Caborn, Shapiro, Johnson & Fang, 1999). 이와 반대로 착지동안 족관절은 착지 방법에 관계없이 일정한 각도로 착지 하며(이세용, 이승민, 최지영, 2001; McNitt-Gray, 1993), 착지 높이에 따른 하지관절의 부상 메카니즘 연구에서 착지높이의 증가는 착지순간 시점에서 외변 각도를 증가시켰으나 그 차이가 약 0.23도로 나타나 부상과 연결시키기에는 다소 무리가 있다고 보고하고 있다(이성철 등, 2010). 하지만 착지 시 족관절의 과도한 외변은 경골내회전과 외반력을 증가시킬 수 있다는 선행연구의 결과(Hewett Myer & Ford, 2006)로 미루어 족관절의 외변증가는 전방십자인대의 부상에 영향을 미칠 수 있다고 사료되며, 본 연구에서도 사전방향 예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았지만 사전에 방향을 예측하지 않은 경우에서 큰 외변 각도를 나타내 부상의 위험성을 내포하고 있다고 판단할 수 있다.

4. 하지의 모멘트

1) 고관절 모멘트

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 고관절 모멘트의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 수직 지면반력값이 최고일 때 시점의 굴곡/신전 모멘트에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에 굴곡 모멘트가 크게 나타났고, 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에는 작게 나타나는 경향을 보였다.

착지 동작 시 인체 분절 중 가장 무거운 비중을 차지하는 몸통과 하지분절을 연결하는 고관절의 굴곡 운동 변화는 착지 동작 시 하지 관절 중 고관절의 굴곡 운동의 변화에 따른 하지 관절의 굴신 운동에 의해 결정되는 하지 관절 각운동의 변화를 가져올 뿐만 아니라 하지 근육의 신장성 수축을 통해 충격력을 흡수하는 신전모멘트를 변화시킨다(Blackburn, Padua, 2008; Kulas, Zalewski, Hortobagyi & Devia, 2008). 더욱이 운동학적, 운동역학적 사슬 관점에서 착지 시 상해의 위험에 많이 노출되어 있는 슬관절과 족관절은 고관절의 굴신 운동 변화에 의해 상해 위험성이 높아질 수 있다(Simon et al., 1972; Blackburn, Padua, 2008). 본 연구에서 고관절의 신전모멘트는 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았지만, 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 더 큰 신전모멘트가 나타나고 있다. 이는 사전에

방향을 예측하지 못해 불안정한 상황에서 충격흡수에 직접적인 영향을 받고 있는 것으로 사료된다.

반면 수직 지면반력값이 최대값일 때 굴곡모멘트가 크게 나온 것은 사전에 방향을 예측하지 못한 불안정한 상태에서 충격흡수에 영향을 미치는 슬관절의 굴곡모멘트가 크게 나타났지만 미세한 균형조절을 통해 오른쪽 방향으로 추진하는데 필요한 하지관절의 내전과 내회전모멘트는 상대적으로 적게 사용되어서 나타난 결과라고 생각한다.

그리고 고관절의 최대 굴곡 모멘트에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 최대 굴곡 모멘트가 더 크게 나타났으며, 사전에 방향을 예측한 경우에 작게 나타나는 경향을 보였는데 이는 사전에 방향을 예측하지 못하는 불안정한 운동 상황에서 충격흡수를 완화하고 추진하기 위해 필요한 굴곡 움직임이 충분히 일어났기 때문에 나타난 결과라 판단된다.

또한 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 신체 무게 중심이 아래로 이동하는 것을 막기 위하여 큰 모멘트가 짧은 시간에 발생한 것으로 생각되어지며 이는 앞에서 언급했던 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 지면반력값이 최대가 되기까지 시간이 짧게 나타난 결과와 관련이 있다고 볼 수 있다. 그리고 이와 같이 최대 모멘트가 빠른 시간에 나타나게 될 경우 상해의 위험성은 더욱 커질 것으로 사료된다. 하지만 박은정(2010)의 여자 축구 선수의 사이드 커팅 동작에서 사전에 방향을 예측한 경우에 더 큰 굴곡모멘트가 나타났는데 이러한 상이한 결과에 대해 본 연구에서 정확한 근거를 제시하기는 어렵지만 커팅 방향(사이드, 크로스)에 따라 모멘트 값이 달라질 수 있다고 사료된다.

또한 방향예측 여부와 피로 유무에 따른 고관절의 최대 내전 모멘트에서 피로 전·후 모두에서 사전에 커팅 방향을 예측하지 못한 경우보다 사전에 커팅 방향을 예측했을 때 모멘트가 더 크게 나타났다고 보고 하였는데(박은정, 2010). 이는 본 연구에서의 결과와 같은 경향을 나타내지만 통계적으로는 유의한 차이를 보이지는 않았다.

2) 슬관절 모멘트

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 슬관절 모멘트의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 초기 지면접촉(IC) 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았고, 최대 굴곡 모멘트, 최대 내반 모멘트, 최대 내회전 모멘트 모두에서도 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Bressel(2001)은 슬관절의 신전모멘트는 대퇴사두근(quadriceps femoris muscle)의 근수축력과 슬개골 모멘트 암의 거리를 곱한 것으로 정의하는데, 착지 시 슬관절에서 신전 모멘트가 발생되지 않는다면

슬관절은 굴곡되면서 주저앉게 된다고 한다. 즉 착지 시 대퇴사두근의 강한 근 수축은 슬관절 신전 모멘트를 발생시키는 반면 경골의 전방 끌림 힘(tibial anterior shearing force)을 증가시키며(Li 등, 1999), 반대로 슬괵근(hamstring)은 경골의 전방 끌림 힘을 줄여줄 수 있게 된다. 또한 대퇴사두근과 슬괵근의 적절한 근 수축은 슬관절의 신전모멘트와 외반모멘트를 감소시켜 줄 수 있다(Arendt & Dickm, 1995; Ford 등, 2003).

이와 관련하여 조준행 등(2011)은 착지 높이와 거리의 증가는 슬관절의 최대 신전과 내반 모멘트를 증가시킨 것으로 나타났는데, 착지 시 슬관절의 신전 모멘트와 외반 모멘트가 증가하게 되면 전방십자 인대의 장력을 증가시킴으로서 부상으로 연결되어질 수 있다고 하였다(Markolf 등, 1995). 또한 지면으로부터 큰 힘이 전달되는 최대 수직지면반력 시점에서 슬관절이 외반 되어지게 되면 직접적인 충격뿐만 아니라 지면반력에 의한 외반각과 외반 모멘트가 증가할 수 있게 됨으로써 슬관절의 부상이 발생할 수 있게 된다. 또한 Besier, Lloyd & Ackland(2003)은 슬관절에서 외적인 굴곡/신전 모멘트는 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 증가했다고 하였다.

이와 관련하여 본 연구에서는 초기접촉 시점에서 신전모멘트와 외반모멘트가 발생하고 있지만 통계적인 차이를 보이지 않으며 비슷한 경향을 나타내고 있다. 이는 사전방향 예측여부는 슬관절의 모멘트에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 사료된다. 그러나 이러한 결과에 대해 본 연구에서 정확한 이유를 제시하기는 어렵지만 모멘트의 크기는 실험상황에서 발생할 수 있는 여러변인(속도, 지면상태, 신발 등)들에 의해 달라질 수 있다고 판단된다.

하지만 운동의 예측은 움직임의 변화를 최소화하고, 적절한 자세를 유지하기 위한 반사 반응(reflex responses)과 자세 조절(postural adjustments)을 변화시킬 수 있는 것으로 알려져 있다고 하였으며, 예측하지 못한 상황(UN)은 자세 조절 전략을 적절하게 하는 시간이 줄어들기 때문에 슬관절에 적용된 외적 모멘트를 변화시킨다고 하였다(Besier et al., 2001).

3) 족관절 모멘트

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 족관절 모멘트의 분석결과 사전 방향 예측여부에 따라 초기 지면접촉(IC) 시점의 내회전/외회전 모멘트에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 사전에 방향을 예측한 경우(AC)에 내회전 모멘트가 작게 나타났고, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)에는 외회전 모멘트가 크게 나타나는 경향을 보였다.

크로스 커팅 동작에서 착지를 할 경우 하지에 힘과 모멘트가 제공되어 슬관절과 족관절에서 굴곡을

발생시켜 하지의 무게중심을 아래로 급속하게 이동시키게 된다. 이러한 하지의 붕괴를 막기 위해서는 각 관절에 상반되는 신전근들의 작용하여 상해의 유발 없이 아래 방향으로의 속도를 감소시켜야 한다. 또한 신전근의 작용에 의하여 발생하는 모멘트는 이심성 수축을 발생시켜 골격계에 작용하는 운동에너지를 흡수하여 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 멈추게 한다(Devita & Skelly, 1992). 이는 앞서도 언급하였듯이 무게중심이 아래로 이동하는 것을 막기 위하여 발생하는 고유기전이라 할 수 있으며, 이 때 발생하는 충격이 상위로 전달되어 상해의 원인이 되기도 한다. 본 연구에서는 초기 지면접촉 시점에서 방향 예측여부에 따라 통계적인 차이는 나타나지 않았지만 선행연구의 결과와 같이 저축굴곡 모멘트가 제공되어 하지의 붕괴를 막는 이심성 수축을 발생시키는 것으로 나타났다. 이는 방향예측여부에 따른 모멘트에는 큰 변화가 없음을 보여주고 있다.

Ozguven과 Berme(1988)은 지면접촉과 동시에 슬관절과 족관절의 굴곡을 통제하는 근모멘트가 발생하였고, 관절의 각도와는 반대로 근육이 수축하여 각 관절에서는 이심성 수축이 발생하였다고 보고하였는데, 본 연구에서도 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 모멘트값이 크게 나타났는데 이는 커팅 동작에서 상해를 일으킬 가능성이 높다고 판단할 수 있다.

5. 근 활성화 패턴

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작의 근 활성화 패턴은 오른쪽 다리가 지면에 착지(landing)하는 동작을 총 3개의 구간으로 나누어 비교분석 하였다. 첫 번째 구간은 0%-10% 구간으로 발이 지면에 닿기 직전(early contact)의 순간이며, 두 번째 구간은 20%-70% 구간으로 발이 지면에 닿는 중간입각기(mid-stance), 마지막 세 번째 구간은 80%-100% 구간으로 발이 지면을 밀어내는 추진기(propulsion)로 구분하여 분석한 결과 총 8개의 근육 중 4개의 근육에서 사전방향 예측여부에 따른 근 활성화 패턴에서 변화가 나타났다. 대퇴직근에서는 발이 지면에 닿기 직전 순간인 10% 구간에서 유의한 차이를 보였고, 그 밖에 대퇴이두근, 외측비복근, 내측비복근은 60%-70% 사이의 중간입각기에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

등속성 슬관절의 근력은 신근력과 굴근력으로 측정할 수 있는데, 신근력을 발휘하는 슬관절의 대퇴사두근(quadriceps femoris)은 외측광근(vastus lateralis), 중간광근(vastus intermedius), 내측광근(vastus medialis) 대퇴직근(rectus femoris)으로 이루어져 있으며(Hay & Reid, 1982), 의자에서 일어서기, 계단 오르기, 점핑과 같은 몸을 높이고 낮추는데 요구되는 동작에서 중요한 역할을 한다. 또한 대퇴

사두근은 걷기, 달리기, 점프에서 착지동작과 같은 운동을 하는 동안에 체중의 부담으로부터 슬관절을 보호하고 걷거나 달리기를 할 때 앞으로 나아가게 하는 힘을 제공한다(Bassey 등, 1988).

반면 굴근력을 발휘하는 굴곡근은 슬괵근(hamstring)으로서 반건양근(semi-tendinosus), 반막양근(semi-membranosus), 대퇴이두근(biceps femoris)등으로 이루어져 근력을 발휘하며 걷거나 달리기를 할 때 하지의 감속운동에 관여한다(Gaines & Talbot, 1999).

각각의 근육들을 살펴보면 대퇴직근은 전체 구간 중 10% 구간에서 유의한 차이가 나타났는데, 사전에 방향을 예측한 커팅 동작에서 발이 지면에 닿기 직전의 순간(early contact)에 근활성도가 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 이는 Duncan과 McDonagh(1997)의 EMG를 이용한 드롭랜딩 연구에서 정상족은 족관절을 컨트롤 해주는 근육들이 지면에 닿기 전부터 활성화가 된다고 보고한 결과와 같이 본 연구에서도 사전에 방향을 예측하고 있는 경우에 슬관절을 보호하기 위하여 지면에 닿기 직전의 순간부터 근육이 활성화 되었다고 사료된다. 하지만 발이 지면에 닿는 순간인 20-40% 구간에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 근육에서 더 큰 근활성도가 나타났지만 통계적으로는 유의한 차이를 보이지는 않았다.

이를 통하여 볼 때 10% 구간에서는 사전에 방향을 예측한 경우 근육에서 미리 다음 동작에 대한 준비과정이 이루어지고 있는 것으로 판단된다. 반면 사전에 방향을 예측하지 못한 경우의 10% 구간에서는 근활성도가 낮게 나타났다가 중간입각기인 20%-40% 구간에서 방향이 제시되는 순간 근활성도가 갑작스럽게 높아져 하지 관절 상해에 영향을 미칠 것으로 사료된다.

또한 대퇴직근의 전체 구간 중 60% 구간에서도 유의한 차이가 나타났는데, 전체 구간 중 60% 구간은 중간입각기 구간으로 슬관절이 굴곡되면서 감속기가 끝난 직후, 다시 슬관절을 신전하기 시작하는 순간으로 사전에 방향을 예측한 경우에 감속기 직후 슬관절을 신전하는 시기동안 근활성도가 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 이를 통하여 볼 때 60% 구간에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우보다 중간입각기의 초기 부분 인 20%-40%에서는 근활성도가 낮게 나타나다가 그 이후 50%-70% 구간에서는 더 많은 추진을 할 수 있도록 근육의 활성화가 높아져 효율적인 동작이 이루어질 것으로 사료된다.

한편, 대퇴이두근은 전체 구간 중 60% 구간에서 유의한 차이가 나타났는데, 사전에 방향을 예측한 커팅 동작에서 슬관절이 굴곡되면서 감속기가 끝난 직후 다시 슬관절을 신전시키는 순간에 근활성도가 더 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 하지만 그 밖에 모든 구간에서는 사전방향 예측여부에 따라 근활성도에서 유의한 차이는 나타나지 않았지만, 90% 구간을 제외한 모든 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우에서 근활성도가 높게 나타났다.

이러한 결과를 통해 전체 구간 중 발이 지면과 닿는 초기부분인 20%-40% 구간에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 대퇴직근의 근활성도는 높게 나타난 반면 대퇴이두근의 근활성도는 낮게 나타난 것을 알 수 있는데 이는 부상의 위험성을 높이는 원인으로 판단할 수 있다.

이와 관련된 선행연구를 살펴보면 점프 후 착지동작은 매우 강한 슬관절의 신전 동작이 요구되어지며, 대퇴사두근의 강한 신장성 수축에 의해 제어된다. 이렇게 나타나는 신장성 근 수축은 근 섬유의 과도한 긴장을 유발하여 부상의 주된 원인으로 작용하기 때문에(Cutlip, Baker, Hollander & Enseya, 2009), 대퇴사두근과 대퇴이두근의 근 불균형이 점프 후 착지 동작 시 슬관절 상해를 예상할 수 있는 변인으로 제안할 수 있다고 보고 되어진다.

Klafs와 Arnheim(1973)는 대퇴 사두근(Quadriceps)과 햄스트링근(Hamstrings)에서 발휘되는 근력의 차이가 있을 때 신근력에 비해 약하게 형성된 굴곡근인 햄스트링근으로 인해 운동 동작 시 슬관절 상해가 발생하는 경우가 많다고 보고되어지고 있으며, Hewett 등(2001)은 드롭 착지 시 대퇴사두근의 활동이 증가하고 햄스트링의 활동과 근력이 감소하면 슬관절이 불안정하게 되어 슬관절부상이 증가한다고 보고하였다.

Solomonow 등(1987)은 전방십자인대에 직접적으로 가해지는 부하를 감소시키기 위해서는 대퇴직근의 활동을 적절하게 억제하는 동시에 대퇴이두근의 활동을 더 증가 시키는 것이라고 하였다. 또한 Calmels & Minaire(1995)는 동측 근력차를 전통적으로 해석하는 H/Q ratio(Hamstring/Quadriceps ratio) 근력 비율은 특정 스포츠에 필요한 요소와 ACL 또는 슬딕근(hamstring)과 같은 특정 부상과 깊은 관련이 있는 것으로 보고되고 있으며, Burkett(1978) 역시 대퇴근력 발휘 시 신근력에 비해 굴근력이 60% 이하의 불균형적인 발달 현상이 있을 때 상대적으로 약한 굴근력에 근육통이나 슬관절의 주변 인대 및 연골 파열 가능성이 높다고 보고되고 있다.

외측 비복근은 전체 구간 중 60%와 70% 구간에서 내측 비복근 또한 60% 구간에서 유의한 차이를 보였는데, 이것은 감속기가 지나고 하지를 다시 신전하는 시기에 중요하게 작용하며, 내측 비복근과 함께 사전 방향예측에 따라 하지의 운동 전략을 조절하는데 매우 민감하게 반응하는 근육이라는 것을 알 수 있다. 이와 관련하여, 어떤 연구자들은 비복근은 슬관절 굴곡을 도와주고, 관절의 안정성을 제공한다 하였고, 다른 연구들에서는 이 근육군의 수축은 전방십자인대의 스트레스를 증가시킨다고도 하였다(Landry 등, 2009).

그 밖에 외측광근과 내측광근, 반건양근, 전경골근에서는 전 구간에서 사전 방향예측여부에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았지만 외측광근, 내측광근은 전체 구간 중 10% 구간에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 근활성도에 크게 나타났으며, 발이 지면에 닿는 중간입각기에서는 사전에

JEJU NATIONAL UNIVERSITY

방향을 예측하지 못한 경우에 근활성도가 높게 나타났는데 이는 슬관절이 신전하는데 있어서의 주동근 외측광근과 내측광근이라는 사실을 확인할 수 있으며, 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에 상대적으로 근 활성도가 높다는 사실을 확인할 수 있다. 그러나 앞에서도 언급하였듯이 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작에서 대퇴이두근의 근활성도는 낮은 경향을 나타냈고, 반건양근 역시 중간입각기 (mid-stance)의 20%-50% 구간에서 사전에 방향을 예측한 커팅 동작에서 근활성도가 높게 나타나 부상의 위험성이 높다고 판단된다. 또한 전경골근에서도 사전에 방향을 예측한 경우에서 좀 더 높은 근활성도 경향을 나타냈다.

위에 언급한 내용과 관련된 이전 연구 중 방향을 예측하지 못한 커팅 수행 시 하지 근육의 활성과 운동역학적 변인을 비교분석 하는 연구에서 나타난 결과를 보면, 여자선수들은 남자 선수들에 비해서 커팅 수행 시 더 큰 외측 비복근의 활성도를 보였고, 남자 선수들과 반대로 내측광근보다 외측광근을 더 많이 수축하는 것으로 나타났으며, 이러한 현상은 여자 선수들이 커팅 동작 시 슬관절이 더 외전된 상태로 지면에 닿는 이유의 근거로 제시할 수 있다고 하였다(Beaulieu et al., 2009). 이와 같은 결과는 본 실험의 근전도 활성패턴의 결과와 정확히 일치한다.

본 연구의 결과로 나타난 근전도 활성의 전체적인 패턴을 보면, 족관절과 슬관절의 최대 굴곡각도 변인 외에는, 전후에 대한 차이는 크게 없으나 하지 관절의 내·외측 방향의 안정성을 조절하는 근육에서 두 가지의 다른 경우 사이에 유의한 차이가 있었다. 또한 족관절과 슬관절의 각도와 모멘트의 차이에서도 주로 내·외측 방향에 관련된 변인에서 유의한 차이가 나는 것을 알 수 있다. 이를 종합해보면, 여자 축구선수의 커팅 동작 시 사전에 안정적으로 방향을 예측하지 못하고 수행되는 커팅 동작에서 하지 관절의 내전 및 외전을 조절하는 기전이 영향을 많이 받으며, 하지 관절의 내전 및 외전 움직임에 관련된 손상을 일으킬 가능성이 더 크다고 해석할 수 있다. 그 이유는 굴곡, 신전 움직임에 직접적으로 관여하는 하지의 근육은 대퇴사두근, 슬괏근, 비복근 등 크기가 크고 여러 개의 근육이 작용하지만, 내전 및 외전에 관여하는 근육은 상대적으로 크기가 작으며 동작에 관여하는 근육의 수도 더 적기 때문일 것이라고 생각된다. 그러므로 여자 축구선수들의 하지관절 비접촉성 부상 발생을 예방하기 위해서는 하지 관절의 내전 및 외전근의 근력을 균형있게 강화시키고, 다양한 상황에 맞춰 섬세하게 조절할 수 있도록 운동감각을 키워주는 것이 매우 중요한 요인이 될 수 있다고 사료된다.

VI. 결 론

여자 축구 선수의 크로스 커팅 동작에서 사전방향 예측 여부에 따른 운동 수행 시 하지의 비접촉성 전방십자인대 손상에 미치는 영향을 규명하고자 13명의 여자 대학 축구선수들을 대상으로 오른쪽 발 착지 후 사전에 방향을 예측한 커팅 동작과 사전에 예측하지 못한 커팅 동작 수행 시 지지기 시간, 지면반력, 하지의 각도(초기 지면접촉 시점, 수직지면반력값이 최대가 되는 시점, 하지의 최대각도), 모멘트, 근전도 신호를 분석한 결론은 다음과 같다.

1. 사전방향 예측 여부에 따른 지지기 시간에서 사전에 방향을 예측한 경우(AC)가 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)보다 짧게 나타났다.
2. 사전방향 예측 여부에 따른 초기 지면접촉 시점부터 지면반력값의 좌·우 성분이 최대가 되기까지의 시간(time to peak Fx)에서 사전에 방향을 예측한 경우(AC)가 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)보다 길게 나타났다.
3. 사전방향 예측 여부에 따른 지면반력의 수직 성분의 두 번째 최대값(Second peak value Fz)에서는 사전에 방향을 예측한 경우(AC)가 사전에 방향을 예측하지 못한 경우(UC)보다 크게 나타났다.
4. 사전방향 예측 여부에 따른 각도 변인의 고관절에서 초기 지면접촉 시점과 수직지면반력값이 최대가 되는 시점 모두에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 굴곡각도(flexion angle)가 크게 나타났으며, 슬관절에서는 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 내반각도(varus angle)가 크게 나타났다.
5. 사전방향 예측여부에 따른 최대 각도 변인의 고관절에서 최대 굴곡 각도(maximum flexion angle)는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 더 크게 나타났으며, 최대 내회전 각도(maximum internal rotation)에서는 사전에 방향을 예측한 경우에서 더 큰 각도가 나타났다. 또한 슬관절의 최대 굴곡 각도와 최대 내반 각도(maximum varus angle)에서는 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 모두에서 각도가

크게 나타났으며, 족관절의 최대 배측굴곡 각도(maximum dorsiflexion angle)에서도 사전에 방향을 예측하지 못한 경우에서 더 큰 각도가 나타났다.

6. 사전방향 예측 여부에 따른 모멘트 변인의 고관절에서 수직지면반력값이 최대가 되는 시점에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우 굴곡 모멘트(flexion moment)가 더 크게 나타났으며, 족관절에서 초기 지면접촉 시점에서 사전에 방향을 예측한 경우에 내회전 모멘트(internal rotation moment)가 더 크게 나타났다.

7. 사전방향 예측 여부에 따른 최대 모멘트 변인의 고관절에서 사전에 방향을 예측하지 못한 경우의 최대 굴곡 모멘트(maximum flexion moment)가 더 크게 나타났다.

8. 근 활성화 패턴에서는 8개의 근육 중 총 4개의 근육(대퇴직근, 대퇴이두근, 외측비복근, 내측비복근)에서 유의한 차이가 나타났는데, 대퇴직근(RF:rectus femoris)은 전체구간 중 10% 구간과 60% 구간에서 대퇴이두근(LH:lateral hamstring)은 전체구간 중 60% 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우에서 근활성도가 높게 나타났다. 또한 외측비복근(LG:lateral gastrocnemius)은 전체구간 중 60% 구간과 70% 구간에서 마지막으로 내측비복근은 전체구간 중 70% 구간에서 사전에 방향을 예측한 경우에서 근활성도가 높게 나타났다.

이상의 결과에 의하면 여자 선수의 커팅 동작 시 착지 후 전환할 방향을 사전에 예측하지 못한 경우에 불안정한 운동상황을 극복하여 관절을 보호하기 위하여 하지의 굴곡을 크게 하는 일종의 자동반사 반응과 하지의 내·외측 안정성에 가장 큰 영향을 주며, 사전에 방향을 예측하지 못한 커팅 동작의 수행은 내전 또는 외전 움직임에 대한 손상 가능성이 더 크게 나타날 가능성이 있으며, 그러므로 부상 예방을 위한 훈련 시에 하지의 내전근과 외전근의 균형 있는 강화가 강조되어야 하며 부상 예방을 위한 훈련 시에 하지의 내전근과 외전근의 균형 있는 강화와 예측하지 못한 상황에서의 다양한 자극에 대해 신속하게 반응하여 동작할 수 있는 훈련프로그램을 통하여 계획되지 않은 움직임에 빠르게 대처할 수 있는 능력을 향상시킴으로서 슬관절 부상을 예방할 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- 김경훈(2009). Balance 트레이닝이 축구 선수들의 착지(Drop Landing)에 미치는 영향. 미간행 박사학위 논문. 연세대학교 대학원.
- 김철홍(2007). 관절경적 전방십자인대 복원술. **대한슬관절학회지**, 19(1), 75-81.
- 박은정(2010). 여자 축구선수의 커팅 동작 시 방향 예측 여부와 피로 유무가 하지 관절에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 국민대학교 대학원.
- 서승석, 김창완, 김경환, 민영경(2010). 전방십자인대 파열에 있어 대퇴과간 절흔 폭과 후방 경골 경사각의 임상적 의의. **대한슬관절학회지**, 22(2), 208-214.
- 송은규(1989). 전방십자인대의 해부 및 기능. **대한슬관절학회지**, 1(1), 19-21.
- 임비오(2006). 여자 선수들의 전십자인대 손상 예방프로그램. 대한운동사회 **스포츠건강의학 학술지**, 8(2), 113-127.
- 임비오, 박용현(2007). 농구 리바운드 점프 후 착지 시 성별에 따른 무릎의 근신경 생체역학적 요인의 차이 규명. **한국운동역학회지**, 17(3), 23-29.
- 임비오, 박용현(2008). 스포츠상해 예방훈련이 여자고등학교 농구선수들의 리바운드 점프 후 착지 시 지면반력에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 18(1), 31-38
- 조준행, 김경훈, 이해동, 이성철(2010). 기능적 발목 불안정성 선수들의 드롭랜딩 시 재활 기간이 하지 관절의 운동역학적 특성에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 20(1), 67-73.
- 한기훈, 임비오(2007). 여자 고등학교 농구 선수들이 리바운드 점프 후 착지할 때 슬관절보호대가 무릎의 근신경 생체역학적 변인에 미치는 효과. **한국운동역학회지**, 17(4), 107-113.
- 한기훈, 임비오(2009). 여자 선수들의 전방십자인대 상해원인과 위험요인. **운동학 학술지**, 11(3), 61-83.
- 허만동(2009). 일반인의 ACL 수술 후 등속성 트레이닝이 회복에 미치는 영향. **한국체육과학회지**, 18(4), 1115-1125.
- Adams, K, O'Shea, J. P., O'Shea, K. L., & Climstein, M.(1992). The effect of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power production. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 6(1), 36-41.

- Agel, J., Palmieri-smith RM, Dick R, Marshall, S.(2007). Descriptive epidemiology of Collegiate woman's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of Athletic Training*, 42, 295-302.
- Ahmad, C. S., Clark, A. M., Heilmann, N., Schoeb, J. S., Gardner, T. R., & Levine, W. N. (2006). Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 370-374.
- Ahn J.H., Lee D.H., Kim S. S.(1995). Arthroscopic surgery for the acute anterior cruciate ligament injury. *Journal of the Korean Orthopaedic Association*, 30, 291-297.
- Arendt, E., Dick. R.(1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 694-701.
- Amoczky, S. P.(1983). Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Clinical. Orthopaedics and related research* 172, 19-25.
- Bassey, E. J., Bendall, M. J. & Pearson, M.(1988). Muscle strength in the triceps surae and objectively measured customary walking activity in men and women over 65 years of age. *Clinical Sciences*, 74, 85-89.
- Beaulieu, M.L. & Lamontagne, M, Xu, L.(2009). Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 17, 968-976.
- Beaulieu, M.L., Lamontagne, M, Xu, L. & Xu, L.(2008). Gender differences in time-frequency EMG analysis of unanticipated cutting maneuvers. *Medicine & Science in sports & Exercise* 40(10), 1795-1804.
- Ben-sira, D., Ayalon, A., & Tavi, M.(1995). The effect of different types of strength training on con-centric strength in women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(3), 143-148.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R. & Cochrane, J.L.(2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(7), 1176-1181.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G. & Ackland, T. R.(2003). Muscle activation strategies at the knee during

- running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 35(1), 119-127.
- Bing, Y., Cheng-Feng, L., & William, E. G. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297-305.
- Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*, 23, 313-319.
- Boden BP, Dean GS, Feagin Jr JA, Garrett Jr WE.(2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573-578.
- Booth, F.W., Tipton, C.M.(1970). Ligamentous strength measurements in prepubescent and pubescent rats. *Growth*, 34, 177-185.
- Borotikar, B.S., Newcomer, R., Koppes, R. & McLean, S. G.(2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics*. 23, 81-92.
- Boyer, B.T. (1990). A comparison of the effects of three strength training programs on women. *Journal of Applied Sport Science Research*, 4(3), 88-94.
- Burkett, L.N. (1978). Causative factors in hamstring strain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18, 71-75.
- Calmels, P., & Minaire, P.(1995). A review of the role of the role of the agonist/antagonist muscle pairs ratio in rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 17(6), 265-276.
- Caraffa, A., Cerulli, G., Progetti, M., Aisa, G., & Rizzo, A.(1996). A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 4(1), 19-21.
- Caulfield, B. & Garrett, M.(2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*. 19, 617-621.
- Caulfield, B. M., & Garrett, M.(2002). Functional instability of the ankle : differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *International Journal of Sports Medicine*, 23(1), 64-68.
- Chae, W. S., & Kang, N. J.(2009). Effects of Wearing Spandex Pants on Impact Forces and Muscle Activities during Drop Landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 603-610.
- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of*

Sports Medicine, 30(2), 261-267.

- Chilibeck, P. D., Calder, A. W., Sale, D. G., & Webber, C. E.(1998). A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 77(1-2), 170-175.
- Cho, J. H., Kim, K. H., Moon, G. S., Cho, Y. J., & Lee, SC.(2010). Analysis of injury mechanism on ankle and knee during drop landing according to landing directions. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 20(1), 67-73.
- Choi, I. A., & Lim, B. O. (2009). Difference in Lower Extremity Landing Biomechanics Between Male and Female Ballet Dancers during Drop Landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(4), 647-653.
- Cutlip, R. G., B. A., Hollander, M, & Ensey, J.(2009). Injury and adaptive mechanics in skeletal muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 358-372.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., & Dobson, B. E.(1994). Fate of the ACL-injured Patient: A prospective outcome study. *American Journal of Sports Medicine*, 22(5), 632-644.
- Danylchuk, K. D., Finlay, J. B. and Kreek, J. P.(1978). Microstructural Organization of Human and Bovine Cruciate Ligament. *Clinical. Orthopaedics and related research* 131, 294-298.
- Dayakidis, M.K. and Boudolos, K(2006). Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. *Clinical Biomechanics*. 21, 405-411.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Strerett, W. I., Steadman, J. R.(2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*. 18, 662-669.
- Dejour H, Bonnin M.(1994). Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *The Journal of Bone and Joint surgery-British*. 76, 745-749.
- Devita, P., & Skelly, W. A.(1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 108-115.
- Dick, R., Putukian, M., Agel, J., Evans, T. A., & Marshall, S. W.(2007). Descriptive epidemiology of collegiate women's soccer injuries: National collegiate athletic association injury surveillance system, 1988-1989 through 2002-2003. *Journal of Athletic Training*. 42(2), 278-285.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings.

Medicine & Science in Sports & Exercise, 22(2), 370-377.

Dufek, J. S., Bates, B. T., Davis, H. P., & Malone, L. A.(1991). Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 23, 1062-1067.

Duncan, A., & McDonagh, M. J. N.(1997). The role of short latency spinal stretch reflexes in human lower leg muscles when landing from a jump. *The Journal of Physiology*, 501, 42-43.

Emerson, R. J.(1993). Basketball knee injuries and the anterior cruciate ligament. *Clinical Journal of sport Medicine*, 12, 317-328.

Escamilla, R. F., Zheng, N., Macleod, T. D., Edwards, W. B., Imamura, R, Hreljac, A., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Moorman, C. T., & Andrews, J. R.(2009). Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 879-888.

Fagenbaum, R. & Darling, W. G.(2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 233-240.

Faigenbaum, A. D., Kraemer, W. J., Caill, B., Chandler, J., Dziados, J., Elfrink, L. D., Forman, E., Gaudiose, M., & Roberts, S.(1996). Youth resistance training: position statement paper and literature review. *The journal of Strength and Conditioning Research*, 18(6), 62-76.

Fatouros, I. G., Jamurtas, A. Z., Leontsini, D., Kyriakos, T., Aggelousis, N., Kostopoulos, N. & Buckenmeyer, P.(2000). Evaluation of plyometric exercise training, weight training, and their combination on vertical jumping performance and leg strength. *The journal of Strength and Conditioning Research*, 14(4), 470-476.

Fauno, P., & Wulff Jakobsen. B.,(2006). Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *International Journal Sports Medicine*, 27(1), 75-79.

Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E.(2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 35(10), 1745-1750.

Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Vianello, R. M., Seiwert, S. L., & Hewett, T. E.(2006). A comparison on dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes

when performing single led landings. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 33-40.

Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E. & Hewett, T. E.(2005). Gender Differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(1), 124-129.

Fry, A. C., Kraemer, W. J., Weseman, C. A., Conroy, B. P., Gordon, S. E., Hoffman, J. R., & Maresh, C. M.(1991). The effects of an off season strength and conditioning program on starters and non-starters in women's intercollegiate volleyball. *Journal of Applied Sports Science Research*, 5(4), 174-181.

Gaines, J. M. & Talbot, L. A.(1999). Isokinetic strength testing in research and practice. *Biological Research for Nursing*, 1(1), 57-64.

Gehring, D., Melnyk, M., Gollhofer, A.(2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*. 24, 82-87.

Girgis, F. S., Marshall, J. L. and Al Monajem, A.R.S.(1975). The Cruciate Ligament of the Knee Joint-Anatomical functional and Experimental Analysis. *Clinical. Orthopaedics and related research*, 106, 216-231.

Gordon, J. B., Wenger, H. A.(1992). Physiological adaptation to velocity-controlled resistance training. *Sports Medicine*, 13(4), 234-244.

Gray, J., Taunton, J. E., McKenzie, D. C, Clement, D. B., McConkey, J. P., & Davidson, R. G.(1985). A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 314-316.

Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, Demaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, hannafin JA, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C Jr, Shultz SJ, Silvers H, Slauterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B(2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*, 34: 1512-1532.

Gross, T. S. & Nelson, R. C.(1998). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5), 506-514.

- Hakkinen, K, Alen, M, Kraemer, W. J., Gorostiaga, E., Lzquierdo, M, Rusko, H, Mikkola, J., Hakkinen, A, Valkeinen, H, Kaarakainen, E, Romu, s., Erola, V., Ahtiainen, J., & Paavolainen, L.(2003). Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 89(1), 42-52.
- Hawkins, R. D., Hulse, M. A., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M.(2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 35(1), 43-47.
- Hay, J. G., & Reid, J. G.(1982). *The Anatomical and Mechanical bases of Human Motion*. Printice-Hall. Inc.
- Haycock, C. E., Gillette, J. V.(1976). Susceptibility of women athletes to injury: Myths vs Reality. *The Journal of the American Medical Association*, 236, 163-165
- Heidt, R. S. Jr., Sweeterman, L. M, Carlonas, R. L., Traub, J. A., & Tekulve, F. X.(2000). Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5), 659-662.
- Heitkamp, H. C., Horstmann, T., Mayer F., Weller, J., & Dickhuth, H. H.(2001). Gain in strength and muscular balance after balance training. *International Journal of Sports Medicine*, 22(4), 285-290.
- Hewett, T .E., Myer, G .D., Ford, K. R.(2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 1, mechanism and risk factors. *The American Journal of sports Medicine*, 34, 299-311.
- Hewett, T. E, Ford, KR., Myer, G. D.(2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes, part 2: a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *The American Journal of sports Medicine*, 34, 490-498.
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R.(1999). The effects of neuro-muscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 27, 699-705.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R.(2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*. 33, 492-501.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R.(2001). Prevention of anterior cruciate ligament injuries.

Current *Women's Health Report*, 1(3), 218-224.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S. Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P.(2004). Neuromuscular control and valgus loading of the knee predict ACL injury risk in female athletes. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 36(5), S287.

Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer G. D.(2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopedic*, 402, 76-94.

Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R.(1996). Plyometric training in female athletes: decreases impact forces and increased hamstring torques. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765-773.

Holm, I., Fosdahl, M. A., Friis, A., Risberg, M. A., Myklebust, G., & Steen, H.(2004). Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14(2), 88-94.

Houck, J .R., Duncan, A. & De Haven, K. E.(2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture*. 24, 314-322.

Houck, J.,(2003) Muscle activation patterns of selected lower extremity muscles during stepping and cutting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 13, 545-554.

Huston, L. J., Wojtys, E. M.(1996). Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American Journal of sports Medicine*. 24, 427-436.

Hutchinson, M. R., & Ireland, M. L.(1995). Knee injuries in female athletes. *Sports Medicine*, 19, 288-302.

Kalfs, E., Arnheim, D. D.(1973). Modern principle of athletics training. St. Louise, Mosby, 154.

Kaelin, X., Stacoff, A., Denoth, J., & Steussi, E.(1998). Shock Absorption during landing after a jump. In: Biomechanics XI-B(eds G. DeGroot,A.P. Hollader, P.A. Huijing & G.J. VanIngen Scenau), 685-688. Free University Press, Amsterdam.

Kim, K. H., & Cho, J. H.(2009). The Effects of Ankle Taping on Ankle Angular Velocity, Ground Reaction Force and Postural Stability during jump Landing on Athletic with Functional Ankle Instability. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 519-528.

- Kraemer, W. J., Duncan, N. D., & Volek, J. S.(1998). Resistance training and elite athletes: adaptations and program considerations. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 28(2), 110-119.
- Kraemer, W. J., Hakkinen, K, Triplett-Mcbride, N. T., Fry, A. C., Koziris, L. P., Raramess, N. A., Bauer, J. E., Volek, J. S., McConnell, T., Newton, R. U., Gordon, S. E., Cummings, D., Hauth, J., Pullo, F., Lynch, J. M. ,Mazzetti, S. A., & Knuttgen, H. G.(2003). Physiological changes with periodized resistance training in women tennis players. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 35(1), 157-168.
- Kraemer, W. J., Mazzetti, S. A., Nindl, B. C., Gotshalk, L. A., Volek, J. S., Bush, J. A., Marx, J. O., Dohi, K., Gomez, A. L., Miles, M., Fleck, S. J., Newton, R. U., & Hakkinen, K.(2001). Effect of resistance training on women's strength/power and occupational performance. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 33(6), 1011-1025.
- Kulas, A, Zalewski, P., Hortobagyi, T., & Devita, P.(2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landing. *Journal of Biomechanics*, 41, 180-185.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D. & Deluzio, K. J.(2007). Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during and unanticipated run and crosscut maneuver. *The American Journal of Sports Medicine*. 35(11), 1901-1911.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., Deluzio, K. J.(2009). Gender differences exist in neuromuscular control pattern 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 19, 370-379.
- LaPrade, R. F., & Burnett, Q. M.(1994). Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 198-202.
- Lehnhard, R. A., Lehnhard, H. R., Young, G., & Butterfield, S. A.(1996). Monitoring injuries on a college soccer team: the effect of strength training. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 10(2), 115-119.

- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H.(2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopedic*, 401, 162-169.
- Lohmander, L. S., Ostenberg, A., England, M., Roos, H.(2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitation in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis & Rheumatism* 50(10), 3145-3152.
- Loudon, J. K., W. Jenkins, & Loudon. K. L., (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(2), 91-97.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M, Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E.(2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438-445.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M, shepard, M. F., Fineman, G. A., & Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research* 13, 930-935.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, MF., Finerman, G. A., &Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states thatgenerate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- Markolf, K. L., Graff-Redford, A., & Amstutz, H. C.(1978). In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 60, 664-674.
- Martineau, P. A, Al-Jassir, F., Lenczner, E., & Burman, M. L.(2004). Effect of the oral contraceptive pill on ligamentous laxity. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14, 281-286.
- McNair, P. J., Marshall, R. N., & Matheson, J. A.(1990). Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *NewZealand Medical Journal*, 103, 537-539.
- McNitt-Gray, J. L.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 201-223.

- McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landing from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- McNitt-Gray, J.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 201-223.
- Medrano, D., Jr. & Darla, S.(2003). A comparison of knee joint laxity among male and female collegiate soccer players and non-athletes. *Sports Biomechanics*, 2(2), 203-212.
- Meeuwisse, W. H., Sellmer, R., & Hagel, B. E.(2003). Rates and risks of injury during intercollegiate basketball. *The American Journal of sports Medicine*, 31(3), 379-385.
- Moller-Nielson, J., & Hammar, M.(1991). Sports injuries and oral contraceptive use: is there a relationship. *Sports Medicine*, 12, 152-160.
- Muller, W.(1983). *The Knee, Form, Function and Ligament Reconstruction*. New York, Springer-Verlag.
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E.(2004). Methodological approaches and rationale for training to prevent anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 14, 275-285.
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E.(2005). The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 181-189.
- Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R.(2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball player; a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13, 71-78.
- National Collegiate Athletic Association.(2002). *NCAA Injury Surveillance System Summary*. Indianapolis, Ind: National Collegiate Athletic Association.
- National Federation of State High School Associations.(2002). *2002 High School Participation Survey*. Indianapolis, Ind: National Federation of State High School Associations.
- Nyland, J., Carbon, D. N., Shapiro, R., Johnson, D. L., & Fang, H.(1999). Hamstring extensibility and transverse plane knee control relationship in athletic women. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, c 257-261.
- Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R.(2004). Injury mechanisms for anterior cruciate

- ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1002-1012.
- Ozguven, H. N., & Berme, N.(1988). An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, 28, 293-307.
- Paterno, M. W., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E.(2004). Neuromuscular training improves postural stability on young female athletes. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 34(6), 305-317.
- Pflum, M. A., Shelburne, K. B., Torry, M. R, Decker, M. J., & Pandy, M. G.(2004). Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(11), 1949-1958.
- Posthuma, B. W., Bass, M. J., Bull, S. B., & Nisker, J. A.(1987). Detecting changes in functional ability in women with premenstrual syndrome. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 156, 275-278.
- Rafael, F., Naiquan, Z., Toran, D., Brent, E., Alan, H., Glenn, S., Kevin, E., Claude, T, & Rodney, I.(2008). Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunge with and without a stride. *Clinical Biomechanics*, 23, 1026-1037.
- Reiman, P. R. and Jackson, D, W.(1987). Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. The Anterior Cruciate Deficient Knee, new concepts in ligament repair. The C.V. Mosby Company, 17-26.
- Rooks, D. S., & Micheli, L. J.(1988). Musculoskeletal assessment and training. the young athlete. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(3), 641-677.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., & Fu, F. H.(1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 27, 312-319.
- Safran, M. R., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., & Mandelbaum, B. R.(1999). Lateral ankle sprains : a comprehensive review: part 1:etiology, pathoanatomy, histopathogenesis and diagnosis. *Medicine Science Sports Exercises*, 31(7), 429-437.
- Sarwar, R., Beltran, N. B., & Rutherford, O. M.(1996). Changes in muscle strength, relaxation rate and fatigability during the human menstrual cycle. *Journal of Physiology*, 493, 267-272.
- Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr C. S., & Micheli, L.(1984). Mechanoreceptors in human cruciate

- ligaments: a histological study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66, 1072-1076.
- Schutte, M. J., Dabezies, E. J., Zimny, M. L., & Happel, L. T.(1987). Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Surgery*, 69, 243-247.
- Sell, T., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y. S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephart, S. M.(2007). Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34, A56.
- Simon, S. R., Radin, E. L., Paul, I. L., & Rose, R. M.(1972). The response of joints to impact loading - II In vivo behavior of subchondral bone. *Journal of Biomechanics*, 5(3), 267-272.
- Soderman, K, Alfredson, H., Pietila, T., & Werner, S.(2001). Risk factors for leg injuries in female soccer player: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 9, 313-321.
- Soderman, K, Werner, S., Pietila, T., Engstrom, B., & Alfredson, H.(2000). Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A pro-spective randomized intervention study. *Knee surgery sports Traumatology Arthroscopy*, 8(6), 356-363.
- Staubi H. U., Jakob R. P.(1992). The Knee anterior cruciate ligament Natural history of untreated tears of the anterior cruciate ligament lat Ed., 237-245.
- Thomas, W. K., Michael, R. T., & Mark, I.(2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36, 554-565.
- Trimble, M. H., Bishop, M. D., Buckley, B. D., Fields, L. C., & Rozea, G. D.(2002). The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clinical Biomechanics*. 17, 286-290.
- Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C.(2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: A prospective four- year evaluation of 859 West Point cadets. *The American Journal of Sports Medicine*, 31, 831-842.
- Valiant, g. A., & Cavanagh, P. R.(1985). A Study of Landing From a Jump: Implications for the design of a basketball shoe. In Winter, D. A. & Norman, R. W.(Eds.), *Biomechanics*, IX,

117-122. Champaign, IL:Human Kinetics Publisher.

White, K.K., Lee, S.S., Cutuk, A., Hargens, A.R., & Pedowitz, R.A.(2003). EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 371-376.

Wojtys, E. M., Huston, L. J., Schock, H. J., Boylan, J. P., & Ashton-Miller, J. A.(2003). Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *Journal of bone and joint surgery*, 85, 782-789.

wojtys. E. M, Huston, L. J, Lindenfeld, T. N., Hewett, T. E. & Greenfield, M. L.(1998). Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 26, 614-619.

Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A.(2002). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football-analysis of preseason injuries. *The British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 436-441.

Wroble, R. R., & Moxley, D. R.(2001). The effect of winter sports participation on high school football players: strength, power, agility, and body composition. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(1), 132-135.

Yu, B., Herman, D., Preston, J., Lu, W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2004). Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. *The American Journal of sports Medicine*. 32, 1136-1143.

Zelisko, J. A., Noble, H. B., & Porter, M.(1982). A comparison of men's and women's professional basketball injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 10, 297-299.