Clinical Article

The Korean Journal of Sports Medicine 2016;34(1):57-64

pISSN 1226-3729 eISSN 2288-6028

http://dx.doi.org/10.5763/kjsm.2016.34.1.57

사이드스텝 속도에 따른 하지관절의 운동학적 분석

한서대학교 대학원 물리치료학과

최 영 인·노 정 석

Kinematic Analysis of Lower Extremity Joint Movements during Sidestep at Different Sidestep Speeds

Young In Choi, Jung Suk Roh

Department of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University, Seosan, Korea

The purpose of this study were to examine the effects of the speed of sidestep in a specific direction on the kinematic variables of the lower extremities and to provide basic information on sidestep. The subjects of this study were eight students at Hanseo University who did not have a problem in lower extremity alignment. Biomechanical data were collected using a motion analysis system and force plate and Kruskal-Wallis test was performed in order to test differences according to speed. The results of this study were as follow. First, as to hip joint angle according to speed, when the speed increased, in the sagittal view, the maximum flexion angle decreased, the range of motion (ROM) decreased, and the flexion angle at the highest ground reaction force decreased, and in the transverse view, the internal rotation angle at the highest ground reaction force increased. Second, as to knee joint angle according to speed, when the speed increased, in the sagittal view, the maximum flexion angle decreased, the ROM decreased, and the flexion angle at the highest ground reaction force decreased, and in the coronal view, the maximum varus angle decreased, and the ROM decreased. Third, as to ankle joint angle according to speed, when the speed increased, in the sagittal view, the ROM decreased, and the dorsiflexion angle at the highest ground reaction force decreased, and in the coronal view, the minimum inversion angle increased. This suggests that high-speed sidestep during a game increases the risk of injury and degenerative arthritis among athletes.

Keywords: Lower extremity, Genu varum, Kinematics

Received: October 15, 2015 Revised: December 14, 2015
Accepted: December 15, 2015
Correspondence: Jung Suk Roh
Department of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University, 46 Hanseo 1-ro, Haemi-myeon, Seosan 31962, Korea
Tel: +82-41-660-1385, Fax: +82-41-660-1149
E-mail: rrohjs@hanseo.ac.kr
This research was supported by the Hanseo University.

Copyright ©2016 The Korean Society of Sports Medicine
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서 론

스포츠 활동 참여인구의 증가에 따라 전방십자인대(anterior cruciate ligament)를 포함한 스포츠 관련 손상률은 나날이 높아지고 있다[1]. 전방십자인대는 경골고원(tibial plateau)의 전내측 영역과 대퇴절흔(femoral notch)의 외측에 부착된 무릎관절의 중요 안정장치로써 대퇴골의 후방변위와 경골의 전방변위, 그리고 경골의 내·외반 및 내회전 움직임이 정상범위를 초과하지 않도록 제어한다[2]. 이와 같이 전방십자인대의 기능은 시상면, 관상면, 수평면을 포함한 인체의 모든 기본면(cardinal

plane)에서 작용하기 때문에 스포츠 활동과 관련된 상해 중 가장 흔히 발생하고, 손상 후 신체기능은 현저히 감소하게 된다[3].

경기 중 전방십자인대 손상은 정면 달리기 보다는 점프 후 착지 및 컷팅 동작, 그리고 사이드스텝(sidestep)에서 빈도 높게 발생하였다[4]. 전방십자인대 손상의 70% 가량이 상대 선수와 신체접촉이 배제된 비접촉 손상(non-contact injury) 형태로서[4-7] 특이할 만한 점은 손상이 야기된 동작을 사고 전에 수백 번 시행했다는 사실이다[8]. 즉, 신체의 국소부위가 과도한 스트레스에 반복 노출되어 관절 및 연부조직의 결손을 초래하는 누적성 외상성 질환(cumulative trauma disorder)이 발현된 것이다[9]. 따라서 운동선수가 수행한 특정 동작의 반복은 전방십자인대에 영향을 미치는 위험요인 중 하나로 판단되기 때문에[1] 손상 가능성이 높은 동작의 운동학적(kinematic) 정보 획득은 관절의 정렬상태를 재조정하는 동작수정에 필요한 기초작업의 일환으로 그 의미를 찾을 수 있겠다.

사이드스텝은 경기 중 활용가치가 높은 동작으로 축구, 배구, 농구 종목에서 수비 및 이동을 위해 자주 사용된다[10-14]. 관상면 상의 횡적 움직임이 주된 특징인 사이드스텝은 진행방향에 위치한 다리가 측면을 향해 움직인 후, 동일한 방식으로 반대 다리가 이동하는 연속적이고 반복적인 운동과제이다. 인간의 주요 이동방법인 보행과 상이한 면에서 동작이 일어나고 구분된 운동패턴을 보이기 때문에 하지근육의 활성 및 무릎관절의 부하는 특징적 양상이 나타날 것이다. 이에 대해 McLean 등[13]은 사이드스텝이 전방십자인대 기능에 유해한 무릎관절의 외반 모멘트(valgus moment)를 자연스레 생성하며, 초기 입각기 동안 외반 모멘트가 최대값에 이른다고 하였다. 그러므로 무릎관절의 부하량을 감소시키기 위해서는 외반 모멘트의 상쇄작용이 무엇보다 중요한 사항이며, 이와 관련된 기능은 대퇴의 내전근 집단에 의해 수행되는 것으로 알려져 있다[15].

지금까지 사이드스텝에 관해서는 전방십자인대 재건술 유무에 따른 무릎관절의 운동형상학 비교 연구[12], 슬괵근의 근력 저하가 전방십자인대 변형률에 미친 영향을 검정한 연구[16], 성별[13,17], 동작숙련도[1]의 차이가 하지의 생역학적(biomechanics) 변수에 미치는 연구, 피로유무[18]와 동작개시의 예상여부[19], 신체정렬의 수정[20] 및 체간의 위치[21]가 하지정렬에 미치는 영향을 분석한 것이 대부분이었다. 하지만 이 때의 동작들은 45°, 60°, 90°, 그리고 반대쪽으로 방향 전환을 시도할 때 하지의 생역학적 변수를 분석한 것이 대부분이었고, 관절부하와 밀접한 관련이 있는 이동속도의 영향에 대해 알아본 연구가 전무한 실정이다. 속도는 동적 움직임 시 인체 관절의 여러 매개변수에 영향을 미치는 주요 요인으로 운동량의 증대와 함께 지면반발력(ground reaction force)을 증가시킨다. 따라서 지면반발력이 최대일 때 관절각도를 측정하는 것은 관절부하가 어떠한 형태로 야기되는지 명확한 설명을 하는데 도움이 되고[13], 입각기 시 관절각도의 최대값[22] 및 관절운동범위의 가변성[23]을 검정하는 것은 효과적인 충격흡수 작용이 이루어지고 있는지 여부를 구분할 수 있게 해준다. 따라서 본 연구는 일정한 방향으로 사이드스텝 시 속도변수가 하지의 운동학적 변인에 미치는 영향을 확인하는데 목적이 있었으며, 연구결과는 사이드스텝 동작분석에 필요한 기초자료로 활용되어 경기 중 발생하는 운동상해의 이해도를 높이는데 일조할 것이다.

연구 방법

1. 연구대상

본 연구는 한서대학교 학생 가운데 연구의 목적 및 방법에 대하여 충분한 설명을 들은 후 자발적으로 참여 의사를 밝히고, 정상 범위의 체질량지수(body mass index)를 지닌 8명으로 하였다. 관상면상의 하지정렬에 영향을 미칠 수 있는 무릎관절과 거골하관절의 과도한 내・외반이 존재하거나 신경학적 병력 및 근골격계 질환이 있을 경우 연구에서 제외하였다. 참여 기준에 부합되는 3명을 대상으로 예비실험을 실시하여 실험 절차 및 분석 방법을 재검토 한 후 2015년 3월 17일부터 20일까지 본 실험에 착수하였다. 모든 대상자는 실험 이전 동작이 숙달될 수 있도록 일주일 간의 훈련기간을 가졌으며 우세다리는 오른쪽이었다.

2. 측정도구

1) 동작 분석기

사이드스텝의 운동학적 분석은 6대의 적외선 카메라(Vicon MX-F20, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)로 구성된 동작분석 시스템(Vicon Motion System, Oxford Metrics Ltd.)을 이용하였다. 표본추출률(sampling rate)은 150 Hz이었고, Woltring filter 방법으로 영상 신호를 필터링 하였으며, mean squared error 값은 15로 설정하였다. 사이드스텝 동작의 캡처 전 정적 교정(static calibration)이 실시되었으며, 반사 마커는 VICON사가 제안한 plug-in gait 양식에 따라 부착하였다. 대상자의 신체분절에 붙여진 마커 위치는 Fig. 1과 같다.

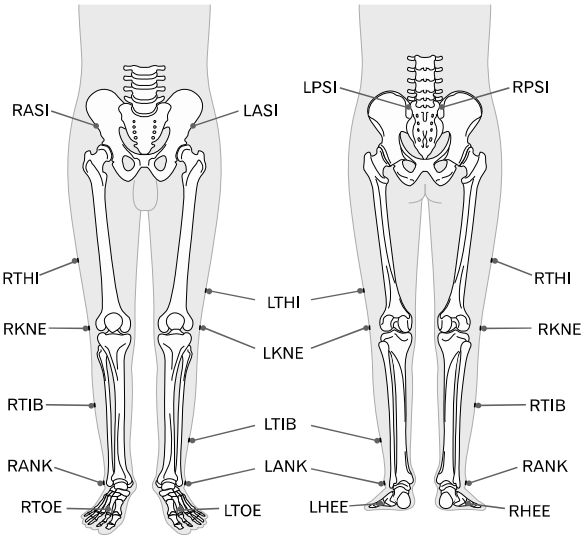

Fig. 1. Anatomical Landmark (plug-in gait marker set). RASI: right anterior superior iliac spine, LASI: left anterior superior iliac spine, RTHI: right thigh, LTHI: left thigh, RKNE: right knee, LKNE: left knee, RTIB: right tibia, LTIB: left tibia, RANK: right ankle, LANK: left ankle, RTOE: right toe, LTOE: left toe, RHEE: right heel, LHEE: left heel.

2) 힘판

지면반력 정보는 실험실 바닥에 묻어 놓은 2대의 지면반력 측정기(KISTLER Instrument, Winterthur, Switzerland)를 통해 수집하였으며, 표본추출률 1,200 Hz, 지면반력 한계치 8 N으로 각각 설정하였다. 적외선 카메라와 지면반력 신호 동조는 Vicon Motion System의 Workstation과 연결된 아날로그 신호 제어 상자(analogue signal control box)를 통하여 이루어졌다.

3. 실험절차

자료수집은 한서대학교 내에 소재한 운동분석실에서 실시되었으며, 실험 개시 전 인체관절의 회전중심을 산출하기 위해 대상자의 키, 몸무게, 다리길이, 그리고 무릎관절과 발목관절의 너비를 측정하였다. 실험복으로 갈아입은 후 14 mm 반사마커를 해부학적 표식점에 부착하였고, 그 위치는 Fig. 1과 같다. 이동하는 동안 발목 및 거골하 관절의 움직임은 신발에 의해 지대한 영향을 받는다. 하지만 모든 대상자가 동일한 신발을 착용하는 것은 현실적으로 어려움이 있어 신발차이로 인한 영향을 배제하기 위하여 맨발 상태로 과제를 수행하였다[24]. 연구 대상자는 충분한 시간 동안 연습하여 실험 환경 및 동작에 적응할 수 있었으며, 준비가 완료된 경우에만 실험에 착수하였다.

전자 메트로놈(electric metronome)은 분당 정해진 박자를 청각신호의 형태로 제공하는 기구로 본 연구에서는 사이드스텝 시 오른발 앞꿈치 접지가 메트로놈의 박자에 의해 통제되었다. 속도 설정은 실험 전 3명의 대상자가 수행한 최대 속도의 박자를 메트로놈으로 측정한 후 평균값의 90%인 130 beats/min를 빠른 속도로 설정하였으며, 이 값의 −30 beats, −60 beats를 각각 중간 속도와 느린 속도로 정하였다. 과제 순서는 느린 속도에서 빠른 속도 순으로 하였고, 모든 대상자는 각 속도에서 3번씩 사이드스텝을 실시하였다. 과제 간 휴식시간은 1분으로 하여 하지의 피로감이 유발되지 않도록 하였다.

연구 대상자들은 12 m의 주행로에 놓여진 힘판의 위치를 숙지한 후 정면을 바라본 상태에서 사이드스텝을 실시하였다. 힘판 위의 정중앙에 발을 착지시키기 위한 접근 거리를 조정할 목적으로 마커가 출발점에 표시되었고, 치료사에 의해 위치가 조절되었다. 힘판에 접근하는 동안 의도적이거나 부자연스러운 스텝 없이 힘판을 오른발로 밟고 지나갔을 때 성공한 것으로 간주하였으며[20], 이를 충족하지 못할 경우 1분 간의 휴식 후 재실시하였다.

4. 자료처리

카메라가 수집한 2차원 영상을 삼차원 형태의 관절 움직임으로 재구성하기 위해 Euler 각도 측정법이 활용되었으며, 이를 통해 마커의 위치 및 신체 분절 값이 시상면, 관상면, 수평면 상에서 확인되었다. 고관절 각도는 몸통과 대퇴분절이 이루는 각을 의미하며, 무릎관절 각도는 대퇴분절과 하퇴분절이 형성한 각, 발목관절 각도는 하퇴분절과 발과의 관계를 통해 측정되었다.

5. 이벤트(event) 및 국면(phase) 설정

1) 이벤트

(1) Right toe contact (RTC): 오른발 앞꿈치 접지
(2) Right toe off (RTO): 오른발 앞꿈치 이지

2) 국면

RTC와 RTO 사이로 설정하였다.

6. 자료 분석

사이드스텝 속도에 따른 하지관절의 운동학적 특성을 분석하기 위해 SPSS ver. 21.0 (IBM, Armonk, NY, USA)를 이용하여 통계처리 하였다. 설정해 놓은 국면 동안 시상면, 관상면, 수평면 상에서 고관절, 무릎관절, 발목관절의 각도와 운동범위, 그리고 지면반력이 최대일 때 각 관절의 각도를 살펴 보았다.

속도변인에 따른 운동학적 차이검증을 위해 Kruskal Wallis 검정을 시행하였고, 통계학적 유의 수준은 α=0.05로 하였다.

결 과

1. 사이드스텝 속도에 따른 고관절 각도 비교

사이드스텝 속도에 따른 고관절 각도의 최대값, 최소값, 운동범위, 그리고 지면반력이 최대일 때 관절각은 Table 1과 같이 나타났다. +/- 값은 시상면상에서 굴곡/신전, 관상면상에서 내전/외전, 수평면상에서 내회전/외회전을 의미한다. 시상면상에서의 최대값은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(36.96°±3.48°), 중간 속도(34.32°±7.32°), 빠른 속도(28.17°±7.52°)로 진행될수록 굴곡 각도는 감소하였다. 운동범위는 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(21.77°±3.31°), 중간 속도(20.52°±4.25°), 빠른 속도(14.91°±5.56°)로 진행될수록 가변성은 저하되었다. 지면반력이 최대일 때 관절각은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(33.13°±6.88°), 중간 속도(30.28°±8.27°), 빠른 속도(24.94°±5.32°)로 진행될수록 굴곡 각도는 감소하였다.

수평면 상에서 지면반력이 최대일 때 관절각은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(16.18°±3.06°), 중간 속도(25.21°±7.76°), 빠른 속도(27.21°±10.99°)로 진행될수록 내회전 각도는 증가하였다.

2. 사이드스텝 속도에 따른 무릎관절 각도 비교

사이드스텝 속도에 따른 무릎관절 각도의 최대값, 최소값, 운동범위, 그리고 지면반력이 최대일 때 관절각은 Table 2와 같이 나타났다. +/- 값은 시상면상에서 굴곡/신전, 관상면상에서 내반/외반, 수평면상에서 내회전/외회전을 의미한다. 시상면상에서의 최대값은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(44.35°±12.04°), 중간 속도(37.09°±14.90°), 빠른 속도(34.52°±14.50°)로 진행될수록 굴곡 각도는 감소하였다. 운동범위는 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(38.30°±8.00°), 중간 속도(30.86°±10.80°), 빠른 속도(28.83°±9.39°)로 진행될수록 가변성은 저하되었다. 지면반력이 최대일 때 관절각은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(42.38°±11.68°), 중간 속도(36.02°±14.39°), 빠른 속도(28.77°±10.40°)로 진행될수록 굴곡 각도는 감소하였다.

관상면상에서의 최대값은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(36.54°±3.19°), 중간 속도(33.12°±2.29°), 빠른 속도(31.98°±4.98°)로 진행될수록 내반 각도는 감소하였다. 운동범위는 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(15.05°±5.09°), 중간 속도(11.38°±3.92°), 빠른 속도(8.65°±2.07°)로 진행될수록 가변성은 저하되었다.

3. 사이드스텝 속도에 따른 발목관절 각도 비교

사이드스텝 속도에 따른 발목관절 각도의 최대값, 최소값,

Table 1. Comparison of angle of hip joint during different speed sidestep

Speed	Number	Maximum (°)	Minimum (°)	Range (°)	GRF_{max} (°)
Sagittal					
1	8	36.96±3.48	15.19±4.47	21.77±3.31	33.13±6.88
2	8	34.32±7.32	13.80±3.99	20.52±4.25	30.28±8.27
3	8	28.17±7.52	13.26±5.33	14.91±5.56	24.94±5.32
p-value		0.004	0.528	0.006	0.004
Frontal					
1	8	−32.83±2.21	−1.88±1.31	30.95±2.71	−21.83±4.91
2	8	−32.52±2.66	−1.31±1.31	31.21±2.92	−20.49±5.18
3	8	−31.79±2.87	−1.08±1.99	30.78±2.37	−19.60±4.26
p-value		0.515	0.579	0.816	0.601
Transverse					
1	8	37.22±17.22	23.63±13.95	13.59±4.87	16.18±3.06
2	8	40.74±15.05	25.88±15.14	14.85±4.01	25.21±7.76
3	8	41.22±16.35	26.92±14.53	14.30±3.87	27.21±10.99
p-value		0.876	0.825	0.711	0.004

Values are presented as mean±standard deviation.
$p<0.05$.
GRF_{max}: maximum ground reaction force, 1: slow speed, 2: moderate speed, 3: fast speed.

Table 2. Comparison of angle of knee joint during different speed sidestep

Speed	Number	Maximum (°)	Minimum (°)	Range (°)	GRF_{max} (°)
Sagittal					
1	8	44.35±12.04	6.05±5.30	38.30±8.00	42.38±11.68
2	8	37.09±14.90	6.23±5.44	30.86±10.80	36.02±14.39
3	8	34.52±14.50	5.70±6.52	28.83±9.39	28.77±10.40
p-value		0.008	0.926	0.013	0.005
Frontal					
1	8	36.54±3.19	21.49±2.53	15.05±5.09	36.38±2.75
2	8	33.12±2.29	21.73±2.94	11.38±3.92	34.41±3.68
3	8	31.98±4.98	24.10±4.04	8.65±2.07	33.29±2.60
p-value		0.014	0.184	0.002	0.050
Transverse					
1	8	−23.92±2.01	3.79±4.56	27.71±5.80	4.80±5.33
2	8	−23.60±3.24	4.19±6.33	27.79±7.66	3.40±5.91
3	8	−22.43±4.27	5.87±6.18	28.30±9.17	3.80±5.42
p-value		0.141	0.087	0.970	0.556

Values are presented as mean±standard deviation.
$p<0.05$.
GRF_{max}: maximum ground reaction force, 1: slow speed, 2: moderate speed, 3: fast speed.

Table 3. Comparison of angle of ankle joint during different speed sidestep

Speed	Number	Maximum (°)	Minimum (°)	Range (°)	GRF_{max} (°)
Sagittal					
1	8	34.76±6.97	−13.65±9.06	48.41±3.09	34.52±7.61
2	8	30.43±6.24	−13.00±7.81	43.44±3.83	30.83±6.46
3	8	31.46±8.82	−11.54±7.67	43.01±3.66	28.06±4.50
p-value		0.131	0.540	0.001	0.038
Frontal					
1	8	−9.43±3.59	−3.44±1.90	5.99±3.40	−8.78±2.52
2	8	−9.77±3.13	−3.75±2.23	6.02±3.47	−9.45±2.72
3	8	−10.26±3.30	−4.74±1.45	5.51±3.30	−9.48±3.06
p-value		0.593	0.049	0.752	0.878
Transverse					
1	8	−36.32±7.16	−15.29±7.59	21.03±6.72	−34.72±5.16
2	8	−37.00±7.13	−16.79±8.94	20.21±8.31	−35.90±6.22
3	8	−38.36±5.96	−20.74±5.80	17.62±6.72	−36.19±5.73
p-value		0.593	0.063	0.201	0.702

Values are presented as mean±standard deviation.
$p<0.05$.
GRF_{max}: maximum ground reaction force, 1: slow speed, 2: moderate speed, 3: fast speed.

운동범위, 그리고 지면반력이 최대일 때 관절각은 Table 3과 같이 나타났다. +/- 값은 시상면상에서 배측굴곡/저측굴곡, 관상면상에서 내번/외번, 수평면 상에서 내전/외전을 의미한다. 시상면상에서의 운동범위는 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(48.41^{o}±3.09^{o}), 중간 속도(43.44^{o}±3.83^{o}), 빠른 속도(43.01^{o}±3.66^{o})로 진행될수록 가변성은 저하되었다. 지면반력이 최대일 때 관절각은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(34.52^{o}±7.61^{o}), 중간 속도(30.83^{o}±6.46^{o}), 빠른 속도(28.06^{o}±4.50^{o})로 진행될수록 배측굴곡 각도는 감소하였다.

관상면상에서의 최소값은 속도에 따라 유의한 차이를 보였으며, 느린 속도(-3.44^{o}±1.90^{o}), 중간 속도(-3.75^{o}±2.23^{o}), 빠른 속도(-4.74^{o}±1.45^{o})로 진행될수록 외번 각도는 증가하였다.

고 찰

과학적인 장비를 이용한 관절각도 측정은 신체 움직임의 생역학적 분석에 있어 중요한 부분을 차지하고 있으며, 관절에 가해지는 부하 및 모멘트와 직접적인 관련이 있는 것으로 보인다[13]. 따라서 본 연구는 손상 위험이 높은 동작으로 알려져 있는 사이드스텝을 수행하는 동안 속도에 따라 나타난 하지의 운동학적 차이를 분석하여 손상요인과 상해예방에 관한 기초자료를 제공하기 위해 실시하였다.

지면반발력은 관절 부하량과 연관성이 높고 하지정렬 상태는 특정 모멘트[13]를 생성하는데 결정적인 역할을 담당하기 때문에 최대 지면반발력이 측정된 시점의 관절각도는 임상적으로 중요한 의미를 갖는다. 지면반발력이 정점일 때 시상면상에서의 하지관절 각도는 속도가 증가함에 따라 고관절과 무릎관절에서 굴곡각도가 감소하였고 발목관절은 배측굴곡이 저하되었다. Kwon과 Kim[25]은 착지 동작 시 고관절의 굴곡각도가 커질수록 무릎 및 발목 관절의 굴곡각도 역시 증가한다고 하였다. 따라서 본 연구의 결과처럼 하지관절의 굴곡각도가 일괄적으로 감소된 것은 예측 가능한 현상이며, 닫힌 체계로 연결된 하지관절의 밀접한 상호작용에 일정한 패턴이 있음을 확인할 수 있었다.

무릎관절의 굴곡각도는 전방십자인대 변형률에 영향을 미치는 주요 인자[26]로써 이와 관련된 생역학적 관점은 크게 두 가지로 설명된다. 첫 번째는 관절축을 기준으로 한 지면반발력의 모멘트팔(moment arm)을 들 수 있는데[3], 무릎관절의 굴곡각도가 증가하게 되면 지면반발력은 긴 모멘트팔을 가진 채 운동축 후방으로 주행하게 되어 경골의 후방 전단력(shear force)이 높아지게 된다[3]. 하지만 굴곡각도 감소는 모멘트팔을 짧아지게 하고, 경골의 후방 전단력을 미약하게 하여 전방십자인대의 변형률 증가로 인한 손상에 이르게 할 수 있다[3]. 두 번째 요인은 슬개건(patellar tendon)과 경골고원의 방위(orientation)이다. 먼저 슬개건은 경골 축을 기점으로 전방경사되어 있어 신전에 근접한 상태로 착지하게 되면 대퇴사두근의 당김 작용 때문에 경골대퇴 관절의 압박력 상승과 경골의 전방 전단력이 커진다[19]. 또한 후방으로 8.5° 기울어진 경골고원은 구조적 특성상 대퇴골을 후방변위 시킨다. 이로 인해 경골의 위치는 상대적으로 전면에 놓이게 되어 착지 시 전방십자인대가 손상될 가능성은 높아지게 된다[19]. 따라서 무릎관절의 굴곡각도를 감소시킨 빠른 속도의 사이드스텝은 전방십자인대의 기능부전을 야기할 수 있는 환경적 요인이라 판단되며, 경기 중 신속하게 이동할 수 밖에 없는 운동선수의 부상발생 확률은 높아진다고 생각한다. 운동패턴의 변화를 의미하는 운동학습 능력은 신경근 활성을 통한 뇌신경망의 재조직화와 관계 있는데, 이는 수행동작의 반복적인 연습에 의하여 긍정적인 효과를 받을 수 있다[27]. 즉, 사이드스텝 입각기 동안 무릎관절을 적정범위의 굴곡각도에 놓이게 하기 위한 최적의 훈련방법은 충분한 굴곡값에 초점을 둔 사이드스텝 동작을 직접 실시해야 한다는 것이다. 이와 관련하여 신체분절의 움직임 수정에 대한 선행연구를 살펴 보면, Dempsey 등[20]은 이동과제 시 체간 정렬의 의도적인 재조정을 통해 무릎관절 부하량이 감소된다 하였고, Myers와 Hawkins[3]는 무릎관절의 굴곡에 역점을 두고 있는 중재전략으로 착지 동안 전방십자인대의 변형을 완화할 수 있었다.

효과적인 압박부하의 분산을 위해서는 관절면의 일치도가 무엇보다 중요하다[2]. 배측굴곡은 하퇴(lower leg)와 거골(talus) 간의 접촉면적이 최대가 되는 정렬상태로 속도증가에 따라 이러한 각도가 감소된 것은 충격흡수 기전이 비효율적이며, 발목관절에 부정적인 스트레스가 생성되고 있음을 암시하는 바이다. 또한 착지과제 시 배측굴곡 각도 감소는 저측굴곡 모멘트 및 아킬레스건 부하량 증대와 관련이 있다[28]. 따라서 빠른 속도의 사이드스텝이 아킬레스건에 위험요인으로 작용될 수 있음은 합리적 사고라 판단되며, 아킬레스건 손상에 대비하는 자세로 지속적인 신장요법이 권장된다.

관상면 및 수평면상에서의 하지관절 각도는 통계학적인 유의성이 확인되지 않아 심도 있는 논의를 하기에 부적절하지만 전반적으로 속도가 증가할수록 고관절과 무릎관절은 각도가 감소된 반면 발목관절은 증가되고 있음을 확인할 수 있었다. 이는 중립위치로 변모해가는 고관절과 무릎관절을 대신하여 발목관절이 보상작용하고 있음을 의미하며, 과도한 범위의 움직임으로 인해 손상될 우려가 있어 각별한 주의가 필요하다.

선행 연구에서는 착지동작 시 감속작용을 위해 관절 주변근육들의 원심성 수축(eccentric contraction)이 요구되며 이러한 작용을 통해 하지관절에서 야기되는 모멘트 및 충격량의 정도가 결정된다 하였고[25], 또 다른 연구에서는 연성착지와 경성착지의 비교 분석을 토대로 충분한 범위의 굴곡 각도가 충격완화에 필요조건임을 보고하였다[22]. 이에 따라 입각기 시 관절운동범위의 가변성과 관절각도의 최대값은 충격흡수 작용이 효과적으로 발생하고 있는지 여부를 대변하는 하나의 지표라 생각할 수 있다. 본 연구의 유의한 결과는 시상면상에서 하지관절의 가변성이 속도증가에 따라 모두 감소된 것이었다. 이를 통해 관절에 가해지는 스트레스가 부적합한 상태로 분산되고 있음을 짐작할 수 있으며 손상 위험도 역시 높아질 것으로

여겨진다. 또한 변수에 따라 통계학적인 유의성에 차이가 있었지만 이동속도가 빨라질수록 하지관절 각도의 최대값은 감소되는 경향을 보여 위의 현상을 뒷받침할 수 있다고 생각한다.

선행 연구의 사이드스텝은 진행방향과 각도를 형성하며 방향전환을 시도하였기 때문에 체중을 온전히 감내하기 위해 외반자세를 취하지만[13], 본 연구에서 설정한 운동과제는 일정한 방향으로의 지속된 움직임이라서 입각기 시기에도 무릎관절이 외반되기 보다는 내반되는 경향이 두드러졌다. Kuroyanagi 등[29]은 보행 시 무릎관절의 내반 정렬상태가 내반 모멘트를 생성하고 관절면의 일치도를 감소시켜 전단력 및 압박력을 증진시킨다고 하였는데, 이러한 현상은 관절부하가 무릎관절 내측영역에 집중되어 퇴행성 관절염을 초래하게 된다. 따라서 퇴행성 관절염 예방에 효과적인 고관절 내전근 집단의 강화운동과 동적 움직임 시 무릎관절 위치를 미세하게 조정할 수 있는 고유수용성훈련의 시행이 필요하다고 제언하는 바이다.

본 연구의 제한점은 대상자의 수가 8명에 불과해 연구결과를 일반화하는데 어려움이 있다는 것과 사이드스텝의 입각기 동안 발의 정렬상태를 통제하지 않아 대상자들마다 편차가 심화된 것이다. 또한 동작개시가 예상한 상태에서 이뤄졌으므로 경기 중 실제 발생하는 사이드스텝 움직임과 거리감이 있으며[12], 하지관절 정렬에 영향을 미칠 수 있는 몸통의 관상면상 위치를 배제한 문제점이 있다[21]. 추후 연구에서는 동작활용도가 높은 특정 종목의 선수들을 대상자로 선정하여 보다 현실적인 방법으로 접근하여야 하며, 사이드스텝 시 관절부하량을 최소화하기 위한 중재전략들에 대해 검정할 필요가 있다고 생각한다.

Conflict of Interest

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

References

1. Sigward S, Powers CM. The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006;21:740-7.
2. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis. 5th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2011.
3. Myers CA, Hawkins D. Alterations to movement mechanics can greatly reduce anterior cruciate ligament loading without reducing performance. J Biomech 2010;43:2657-64.
4. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000;23:573-8.
5. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. Am J Sports Med 2007;35:359-67.
6. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. Am J Sports Med 2005;33:524-30.
7. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. N Z Med J 1990;103:537-9.
8. Conn JM, Annest JL, Gilchrist J. Sports and recreation related injury episodes in the US population, 1997-99. Inj Prev 2003;9:117-23.
9. Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St. Louis: Mosby; 2002.
10. Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. Phys Ther Sport 2011;12:164-70.
11. Cortes N, Onate J, Van Lunen B. Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump. J Sports Sci 2011;29:83-92.
12. Stearns KM, Pollard CD. Abnormal frontal plane knee mechanics during sidestep cutting in female soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. Am J Sports Med 2013;41:918-23.
13. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005;20:863-70.
14. Kim MY. Effects of puberty on and post of female on the lower extremity kinematic and kinetic variables during the side-step maneuver. J Sport Leisure Stud 2010;42:965-73.
15. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. Med Sci Sports Exerc 2003;35:119-27.
16. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BS, O'Connor KM. Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2014;29:752-9.
17. Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006;21:41-8.
18. Sanna G, O'Connor KM. Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. Clin

Biomech (Bristol, Avon) 2008;23:946-54.
19. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BS, O'Connor KM. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2013;28:655-63.
20. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, Steele JR, Munro BJ. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. Am J Sports Med 2009;37:2194-200.
21. Houck JR, Duncan A, De Haven KE. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. Gait Posture 2006;24:314-22.
22. Lee SY, Lee SM, Choi JY. The influence of landing style on the shock-absorbing mechanism of the lower extremity. Korean J Sport Biomech 2001;10:77-97.
23. Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. Gait Posture 2010;31:131-5.
24. Atnip BL, McCrory JL. The effect of cryotherapy on three dimensional ankle kinematics during a sidestep cutting maneuver. J Sports Sci Med 2004;3:83-90.
25. Kwon MS, Kim SK. Effect of flexion-extension of hip joint difference in lower extremity angular motion and joint moment during landing. Korean J Phys Educ 2011;50:225-34.
26. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J Orthop Res 1995;13:930-5.
27. Shepherd RB. Exercise and training to optimize functional motor performance in stroke: driving neural reorganization? Neural Plast 2001;8:121-9.
28. Self BP, Paine D. Ankle biomechanics during four landing techniques. Med Sci Sports Exerc 2001;33:1338-44.
29. Kuroyanagi Y, Nagura T, Kiriyama Y, et al. A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis. Knee 2012;19:130-4.