

1 전방 런지 동작 시 목표 무릎 관절 굴곡 각도가 upward와 downward 국면의 운동역학적 요인들에
2 미치는 영향

3
4 **Abstract**

5
6 **Objective:** The aim of this study was to investigate effect of targeted knee flexion angle on
7 biomechanical factors of knee joint between upward and downward phases during the forward lunge

8 **Method:** 8 elderly subjects (age: 22.23±1.51 years, weight: 69±6.63 kg, height: 174.88±6.85 cm)
9 participated in this study. All reflective marker data and ground reaction force during a forward lunge
10 were collected. The knee joint movement and reaction force and joint moment at maximum knee
11 flexion angle were compared by repeated measured one-way ANOVA ($p<.05$). The peak knee joint
12 reaction force and moment joint between upward and downward phases were compared by repeated
13 measured Two-way ANOVA ($p<.05$).

14 **Results:** The anterior and vertical knee joint movement, reaction force and extensor moment of 80°
15 targeted knee flexion condition at maximum knee flexion angle was greater than both 90° and 100°
16 condition($p<.05$). 80° knee flexed angle condition greater the peak joint reaction force and extensor
17 moment compared to the both 90° and 100° condition between upward and downward phases during
18 the forward lunge.

19 **Conclusion:** As the targeted knee joint flexion angle increases, knee joint movement and kinetic
20 variables would become a greater during the forward lunge exercise.

21
22 *Keywords:* Forward lunge, Targeted knee flexion angle, joint reaction force, joint moment

23
24 **Introduction**

25
26 전방 런지(Forward lunge)는 계단오르기, 등산 등의 일상생활의 인체 활동 및 다양한 스포츠 운동 경기 그리고
27 신체 근력 트레이닝을 위해 많이 수행되는 운동 중 하나이다(Hofmann, Holyoak, & Juris, 2017; Kong, 2014;
28 Kritz, Cronin, & Hume, 2009). 전방 런지는 시작자세에서 양발 중 한 발을 앞으로 운동시켜 발과 지면의
29 접촉부터 목표한 무릎 관절의 굴곡 지점까지 상체를 아래방향으로 운동시킨 후 상체를 위쪽방향(Upward)으로
30 운동시켜 다시 시작자세로 돌아오는 운동이다(Escamilla et al., 2010; Hofmann et al., 2017; Kritz et al.,
31 2009). 전방 런지 시 상체의 상·하 움직임은 연속적으로 수행되는 하지 근골격계의 신장성 굴곡 운동과 단축성
32 신전 운동에 영향을 미치게 된다. 더욱이 무게 중심의 위치 변화 또는 외부 무게 부하의 증가는 체중을 지지하는
33 하지 근육들과 신체 밸런스 유지에 이용되는 코어 근육들의 수축력을 증가시키는 것으로 보고되어
34 왔다(Hofmann et al., 2017; Park, Lee, & Choi, 2010). 이러한 이유로 전방 런지는 하지 및 코어 근육들의 근력
35 및 근지구력 강화 또는 무릎관절 수술 후 재활훈련에 긍정적인 측면을 가지고 있으나(Escamilla et al., 2010;
36 Hall et al., 2015), 앞쪽 다리의 무릎 굴곡과 함께 많은 무게 부하가 발생하기 때문에 많은 선행연구자들은 전방
37 런지 동작 시 무릎 관절의 상해 요인들에 대한 연구를 수행하여 왔다(Escamilla et al., 2008; Escamilla et al.,
38 2010; Farrokhi et al., 2008).

39 Escamilla et al.(2010)은 전방으로 한발을 내딛은 후 런지를 수행하는 스트라이드 런지와 두발을 안정적으로
40 런지를 수행하기 위해 위치시킨 후 위·아래로 운동하는 스트라이드 없는 런지로 구분하였으며, 스트라이드
41 런지의 경우 높은 수준의 하지 근력과 신체 안정성 확보 기술들이 요구되는 것으로 보고하였다. 스트라이드 전방
42 런지는 하지 근육들의 트레이닝을 위한 대표적인 닫힌사슬 운동(Closed kinetic chain exercise: CKCE)으로서

43 한 다리를 앞으로 이동하여 지면과 접촉하면서 체중을 앞으로 다리로 이동시키기 때문에(Heijne et al., 2004;
44 Park et al., 2010), Downward 국면에서 앞쪽 다리의 무릎 관절은 좌우 그리고 전·후로의 움직임에 제한을
45 받는다(Kritz et al., 2009). 특히 무릎 관절의 최대 굴곡 시점에서 대퇴사두근, 대퇴이두근과 힙 외전 및 내전
46 근육들의 복합적 수축력과 무릎 관절에 가해지는 부하량의 증가는 무릎 관절의 운동역학적 요인들에 영향을
47 준다(Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007; Henriksen, Alkjaer, Simonsen, & Bliddal, 2009; Hofmann et al.,
48 2017).

49 전방 런지 동작 시 스트라이드 길이와 몸통의 위치 요인들은 앞쪽 다리의 무릎 관절에서 발생하는 최대
50 반발력과 모멘트에 영향을 주는 것으로 보고되었다(Escamilla et al., 2008; Escamilla et al., 2010; Farrokhi et
51 al., 2008). 인체 운동 시 무릎 관절 부하와 관련된 대한 선행연구들은 체중의 부과 동작에서 수행되는 과도한
52 무릎관절의 신전과 외전 그리고 경골의 외회전 운동은 전방십자인대(Anterior cruciate ligament) 부상
53 위험성을 증가시키는 것으로 보고하고 있다(Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Hewett, Myer, & Ford,
54 2006; Kim & Youm, 2013). 더욱이, 달리기 운동인 전방 런지의 경우 무릎관절의 굴곡에 의해 변화되는 무릎
55 관절의 반발력 그리고 좌우 균형 유지를 위해 발생하는 과도한 외전 및 외회전 모멘트 요인들로 인해 무릎
56 관절의 상해가 발생할 수 있을 것으로 인식하고 있다(Escamilla et al., 2010; Kong, 2014; Kritz et al., 2009;
57 Park et al., 2010). 스포츠 활동 시 무릎 관절에서 발생하는 전방십자인대 손상의 약 70%가 인체 감속 운동 중
58 발생하는 비접촉성 상해로 보고되고 있다(Fleming et al., 2001; Hewett et al., 2005; Hewett et al., 2006; Jin,
59 2013; Kwon, 2012).

60 무릎 관절의 굴곡과 함께 체중이 부과되는 운동을 수행할 때 발생하는 무릎 관절의 반발력과 모멘트는
61 전방십자인대 손상을 발생시키는 요인들로 보고되고 있다(Fleming et al., 2001; Markolf et al., 1995). 전방
62 런지 시 무릎 굴곡 각도의 증가는 가장 무거운 무게 비율을 가진 몸통 분절과 상체 분절들을 전방으로 운동시켜
63 앞쪽 발의 지면에서 큰 반발력을 발생시키게 된다(Escamilla et al., 2010; Henriksen et al., 2009). 그리고 앞쪽
64 다리의 무릎 굴곡 각도에 따른 전·후, 좌·우 방향의 무릎 관절 위치 변화는 무릎 관절의 회전 운동에 작용하는
65 근육들의 수축력을 증가시키게 되는데 이는 경골의 전방 반력 상승과 함께 전방십자인대 손상 위험성에 영향을
66 미치는 것으로 보고되고 있다(Arms et al., 1984; Escamilla et al., 2010; Li et al., 2004). 이러한 이유로 근력
67 훈련과 재활훈련을 위해 수행되는 전방 런지 동작 트레이닝 시 무릎 관절의 상해를 예방하기 위해서는
68 Downward 국면에서 앞쪽 무릎 관절의 굴곡 각도는 고려되어야 할 요인으로 판단된다.

69 따라서 본 연구는 전방 런지 동작 시 앞쪽 다리 무릎 관절 굴곡 각도 변화가 운동역학적 요인들에 미치는
70 영향을 분석하기 위하여 80°, 90°, 100° 조건의 목표 무릎 관절 굴곡 각도를 설정하고 이에 따른 목표 무릎 굴곡
71 각도 시점에서의 무릎 관절의 운동범위와 무릎 관절의 반발력, 모멘트를 분석하고, upward 와 downward
72 국면에서 발생하는 무릎 관절의 최대 반발력과 모멘트를 분석하는데 목적이 있다.

73

74 Method

75

76 1. Participants

77

78 본 연구에는 최근 1 년간 하지 관절의 부상이 없었고, 오른쪽을 주동다리로 사용하는 웨이트트레이닝 경험이
79 1 년 이상인 체육학과 남자 대학생 8 명(나이: 22.23±1.51 years, 체중: 69±6.63 kg, 신장: 174.88±6.85 cm)을
80 선정하였으며, 모든 연구대상자는 실험 목적과 절차를 충분히 설명 받은 뒤 참여 의사가 있는 연구대상자에
81 한해서 실험에 참여하였다.

82

83 2. Data collection

84

85 본 연구에 참여한 피험자들을 대상으로 신장과 몸무게 및 인체 계측용 측정기(SM-324)를 사용하여 분절
86 관성치의 scaling method 적용에 필요한 신체 분절 길이와 둘레를 측정하였다(Zatsiorsky, Seluyanov, &

87 Chugunova, 1990). 피험자들은 바닥에 수평으로 표시된 준비자세 지점에서 양 발을 어깨 넓이만큼 벌리고
 88 일렬로 선 상태에서 오른발을 앞으로 운동시켜 수행하는 전방 런지 동작을 수행하였으며 90° 무릎 굴곡
 89 각도 런지 시 앞쪽 발의 위치를 지면에 표시한 후 80°와 100°에서도 동일한 스트라이드 길이로 수행할 수 있도록
 90 실험내용을 전달하였다. 피험자들의 부상을 방지하기 위해 충분한 스트레칭을 실시한 후 전방 런지 동작을
 91 실시하기 전 세가지 조건의 무릎 굴곡 각도의 오차를 줄이기 위해 각도계(HI-SXJDC01, Jakemy, Hong
 92 Kong)를 이용하여 각 조건의 무릎 굴곡 각도를 측정하였다. 이때 lateral epicondyle 을 기준으로 greater
 93 trochanter 로 이어지는 직선과 lateral malleolus 로 이어지는 직선들의 내각을 각도계로 측정하여 무릎
 94 굴곡 각도를 정의하였다. 피험자들이 세가지 목표 무릎 굴곡 각도에 대하여 충분히 인지할 수 있도록
 95 20 분간 전방 런지 동작을 연습하였으며, 영상분석을 통해 세가지 조건의 목표 무릎 굴곡 각도에서 5 도 범위
 96 안에 수행된 동작을 선택하였다<Table 1>. 모든 피험자들의 양손에 5kg 덤벨을 한 개씩 들게 하여 총
 97 10kg 의 무게 부하를 주었다. 그리고 전방 런지 동작 시 팔꿈치 관절을 최대한 신전 시킨 상태에서 어깨
 98 관절의 회전을 최소화하도록 하였으며, 상체 움직임을 통제하기 위해 상체를 수직으로 세우고 시선을
 99 정면으로 향하게 한 상태에서 동작을 수행하게 하였다.

Table 1. The targeted knee flexion angle during the forward lunge

Targeted Knee flexion angle Mean(SD)		
80°	90°	100°
78.719(4.24)	89.313(2.45)	101.422(3.36)

101 모든 피험자들에게 런지 연습 후 실험을 위해 검은색 spandex 재질의 반바지만을 착용시켰으며, 전방
 102 런지 동작의 3 차원 분석을 위해 Plug-in-gait model 에 적합한 35 개의 15mm 반사마커(reflective
 103 marker)를 부착하였다<Table 2>. 런지 실험 전 4 개 반사마커가 있는 T 자 모양의 완드(wand)를 이용하여
 104 공간상에서 움직이며 촬영한 후 카메라들의 3 차원 좌표수치를 생성한 후 NLT(nonlinear
 105 transformation)방식의 캘리브레이션을 실시하였으며, 운동진행방향인 전·후 방향을 Y 축, 좌·우 방향을 X 축,
 106 수직방향을 Z 축으로 정의되는 전역좌표계를 설정하였다. 인체에 부착한 반사마커를 이용하여 전방 런지 동작
 107 시 분절들의 운동을 계산하기 위하여 머리, 몸통, 골반, 대퇴, 하퇴, 발, 상완, 전완, 손 분절의 지역좌표계를
 108 정의하였다(Figure 1).

Table 2. Attached reflective markers

1. right, left toe on the shoes	11. middle of posterior superior iliac spine
2. right, left foot upper posterior calcaneus	12. right, left 3th metacarpal head
3. right, left lateral malleolus	13. right, left lateral aspect of head of ulnar
4. right, left medial malleolus	14. right, left lateral aspect of head of radius
5. right, left lateral tibia	15. right, left humeral lateral epicondyle
6. right, left lateral epicondyle	16. right, left humeral medial epicondyle
7. right, left medial epicondyle	17. right, left lateral acromion
8. right, left lateral thigh(half way between ankle & knee)	18. upper ridge of ear
9. right, left greater trochanter	19. the middle of the forehead
10. right and left anterior superior iliac spine	20. 7th cervical vertebral, 12th thoracic vertebrae

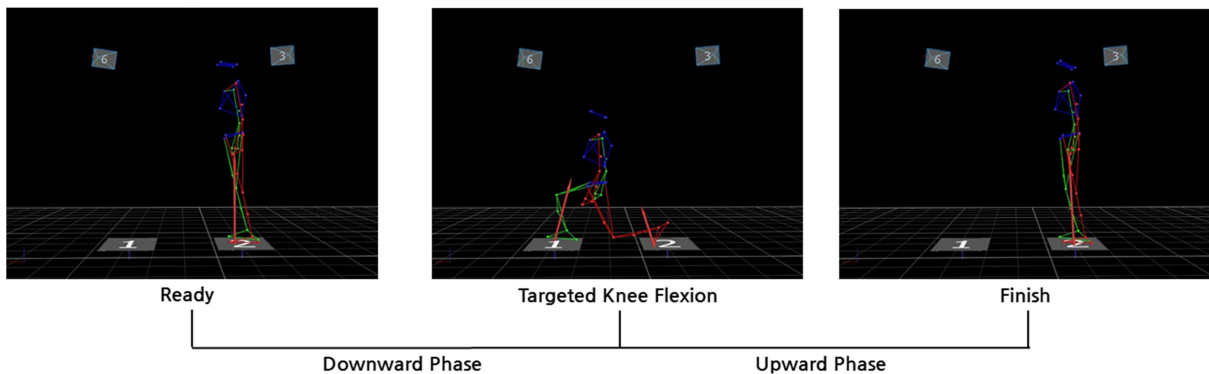
111 모든 피험자들은 무릎 굴곡 각도 80°, 90°, 100° 세가지 조건의 전방 런지 동작을 각 3 회씩 실시하였다.
 112 그리고 같은 무릎 굴곡 각도 조건에서 반복적으로 동작을 수행할 경우 인지에 따른 근육 신경계 조작 현상들을
 113 최소화하기 위하여 피험자들에게 무작위로 각도 조건을 알려주어 실시하게 하였다. 전방 런지 시 피험자들의
 114 3 차원 운동 자료는 8 대의 적외선 모션 캡처 카메라(T10S, Vicon, UK)를 이용하여 200Hz 로 수집하였으며,
 115

116 2 대의 지면반력기(OR6-7-1000, AMTI, Inc, Watertown, MA, UK, sampling rate : 2000Hz)를 이용하여
 117 지면반력 자료를 수집하였다(Table 3).
 118

Table 3. Experimental equipment

Equipment	Model	Country
Motion capture	MX-T10S	Vicon (UK)
Data acquisition	Giganet	Vicon (UK)
Analysis software	NEXUS 1.8.3	Vicon (UK)
	Kwon3D XP	Visol(Korea)
Goniometer	HI-SXJDC01	Jakemy(Hong Kong),
Force platform	OR6-7-1000	AMTI(USA)

119
 120 본 연구에서 전방 런지 동작 시 데이터 분석을 위한 <Figure 1>과 같이 Ready 는 오른발 뒤꿈치가 지면과
 121 떨어지는 지점(Ready), 목표 무릎 관절 굴곡 각도(Targeted knee flexion angle)은 앞쪽 다리의 무릎 관절이
 122 최대로 굴곡되는 시점, Finish 는 앞쪽 다리가 다시 제자리로 돌아와 준비자세로 원위치한 시점으로 모두 3 개의
 123 이벤트로 정의하였으며, 상체가 지면방향으로 운동하는 Ready에서 목표 무릎 관절 굴곡 각도까지의 구간을
 124 Downward 국면, 상체가 지면과 반대방향으로 운동하는 목표 무릎 관절 굴곡 각도에서 Finish 까지를 Upward
 125 국면으로 설정하였다.
 126



127 Figure 1. Definition of main events and phases of the forward lunge performance
 128

129 전방 런지 동작 시 수집한 인체 마커의 3 차원 자료와 지면반력 자료들은 Giganet(Vicon, UK)을 통해
 130 동기화하고 컴퓨터에 저장한 후 Vicon Nexus Version 1.8(Vicon, UK) 프로그램으로 신호처리를
 131 실시하였다. 이때 인체에 부착한 반사 마커 데이터들을 fourth-order Butterworth filter(8Hz)로 필터하였으며,
 132 지면반력 데이터는 fourth-order low-pass Butterworth filter(50Hz)로 필터한 후 C3D 파일로 저장하였다.
 133 Vicon Nexus 프로그램에 저장한 전방 런지 C3D 자료들을 Kwon3d XP software(Visol Inc, Korea)에서
 134 불러와서 데이터를 변화하고 Kwon3d 인체 모델링으로 인체 분절들의 지역좌표계(X 축: 좌/우 축, Y 축: 전/후
 135 축, Z 축: 분절의 장축)를 설정한 후 대퇴 분절 좌표계에 대한 하퇴 분절 좌표계의 상대 지향각을 계산하는
 136 Cardan orientation 방법을 이용하여 인체 관절 각도를 산출하였다. 그리고 무릎 관절의 움직임은 앞쪽 발이
 137 지면과 접촉하는 시점에서부터 최대 무릎 관절 굴곡지점까지의 좌우, 전·후, 수직의 이동범위를
 138 산출하였다<Table 4>. 전방 런지 시 피험자들의 신체 분절 관성치, 실험을 통해 산출한 운동학적 데이터와
 139 지면반력 데이터를 inverse dynamics 방법에 대입하여 무릎 관절에 발생하는 관절 반발력과 모멘트 요인들을

140 계산하였다(Kong, 2014). 그리고 무릎 관절에서 발생된 3 축 방향의 반발력은 우(+)-좌(-), 전(+)-후(-),
 141 상(+)-하(-)로 정의하였다. 무릎 관절 모멘트는 좌우축에서 양(+의 수치는 신전, 음(-)의 수치는 굴곡, 전후축에서
 142 양(+의 수치는 내전, 음(-)의 수치는 외전, 수직축에서 양(+의 수치는 내회전, 음(-)의 수치는 외회전 모멘트로
 143 정의하였다. 세가지 조건의 무릎 굴곡 각도에 따른 전방 런지 동작 시 목표 무릎 굴곡 각도 시점에서 발생한 무릎
 144 관절 반발력과 모멘트 수치를 산출하였다. 그리고 목표 무릎 굴곡 각도 시점을 중심으로 구분되는 상체 운동의
 145 Downward 국면과 Upward 국면의 최대 무릎 관절 반발력과 모멘트를 산출하였으며, 모든 운동역학적
 146 데이터는 각 피험자의 체중으로 표준화하였다.

147

148 4. Statistical analysis

149

150 전방 런지 동작 시 무릎 굴곡 각도에 따라 분석된 목표 무릎 굴곡 각도 시점에서의 무릎 관절 반발력과
 151 모멘트의 차이 그리고 Downward 와 Upward 국면에서 발생한 최대 무릎 관절 반발력과 모멘트의 차이를
 152 검정하기 위하여 피험자들의 3 회 동작의 평균값을 이용하였다. 모든 변인들의 평균 데이터는 무릎 관절 굴곡
 153 각도 그리고 국면에 따라 통계 프로그램에 입력하였다(SPSS 18.0 SPSS Inc., Chicago, IL 60606, USA). 전방
 154 런지 동작 시 목표 무릎 굴곡 각도 시점에서의 무릎 관절 반발력과 모멘트 요인들의 차이를 검증하기 위하여
 155 repeated measured one-way ANOVA 로 분석하였으며, 목표 무릎 굴곡 각도에 따른 Downward 와 Upward
 156 phase 간의 차이를 검증하기 위하여 repeated measured two-way ANOVA 를 이용하였다. 사후분석으로
 157 LSD(Least significant difference)분석을 이용하여 검증하였으며 이때 분석 결과의 유의수준은 [$\alpha=.05$]로
 158 설정하였다.

159

160 Results

161

162 본 연구에 참여한 피험자들의 무릎 관절 각도 변화에 따른 전방 런지 동작 시 운동역학적 요인들을 분석한
 163 결과는 다음과 같다. <Table 1>에서 보는 바와 같이, 전방 런지 동작 시 목표 무릎 굴곡 각도 시점에서 무릎
 164 관절의 위치를 측정된 결과 전방으로의 움직임[F=31.341, P<.05]과 하방으로의 움직임[F=60.335, P<.05]에서
 165 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다. 80° 조건의 목표 무릎 관절 굴곡 각도에서 전방과 하방으로의 움직임은
 166 90°와 100° 조건보다 유의하게 큰 움직임을 보였다[P<.05].

167

Table 4. Biomechanical knee joint variables among the targeted knee flexion angle during the forward lunge

Knee joint variables	Targeted Knee Flexion Mean(SD)			F-value	P-value	
	80°	90°	100°			
Knee joint displacement (cm)	Medial-Lateral	3.151(2.84)	2.955(2.28)	2.451(2.01)	0.753	.489
	Anterior-posterior	40.984(4.58) ^{a,c}	30.057(5.47) ^{a,b}	24.511(7.63) ^{b,c}	31.341	.000
	Vertical	-6.641(0.79) ^{a,c}	-2.910(2.28) ^{a,b}	-0.244(1.24) ^{b,c}	60.335	.000
Knee joint reaction force (N/BW)	Medial-Lateral	0.108(0.16) ^c	0.265(0.33) ^b	0.404(0.30) ^{b,c}	11.388	.001
	Anterior-posterior	0.693(0.48) ^{a,c}	1.397(0.78) ^{a,b}	1.940(0.77) ^{b,c}	21.800	.000
	Vertical	-8.956(0.79) ^{a,c}	-7.725(0.84) ^a	-5.640(3.08) ^c	5.810	.015
Knee joint moment (Nm/BW)	Extensor	0.980(0.14) ^{a,c}	0.717(0.22) ^{a,b}	0.362(0.27) ^{b,c}	26.584	.000
	Abductor	-0.223(0.15)	-0.241(0.15)	-0.182(0.11)	1.854	.193
	External rotator	-0.002(0.01)	-0.019(0.03)	-0.032(0.05)	2.719	.101

Note. significant at ^{a, b, c}, $p < .05$, Contrast among the each targeted knee flexion angles: ^a = 80° vs 90°, ^b = 90° vs 100°, ^c = 80° vs 100°.

168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190

그리고 무릎 관절의 외측 관절 반발력[F=11.388, $p < .05$], 전방 관절 반발력[F=21.800, $P < .05$], 하방 관절 반발력[F=5.810, $P < .05$] 요인들에서 목표 무릎 관절 굴곡 각도 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 전방 런지 시 앞쪽 다리 무릎 관절의 굴곡 각도 100° 조건에서 외측 관절 반발력과, 하방 관절 반발력은 80°, 90° 목표 무릎 관절 각도 조건에 비해 통계적으로 작은 수치를 나타내었으며[P<.05], 이와 반대로 전방 관절 반발력에서는 통계적으로 가장 큰 수치로 나타났다[P<.05]. 무릎 관절의 신전 모멘트[F=26.584, $P < .05$]에서는 무릎 굴곡 각도 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타난 반면, 외전 모멘트[F=1.854, $P > .05$]와 외회전 모멘트[F=2.719, $P > .05$]에서는 통계적 차이가 나타나지 않았다. 무릎 관절 굴곡 각도 80° 조건에서의 전방 런지 시 발생한 신전 모멘트는 통계적으로 가장 큰 수치를 나타내었으며[P<.05], 90°와 100° 조건에서도 유의한 차이가 나타났다[P<.05].

전방 런지 동작 시 목표 무릎 굴곡 각도에 따른 downward와 upward 국면에서 최대 무릎 관절 반발력을 분석한 결과는 <Table 2>와 같다. 무릎 관절 최대 좌·우[F=1.390, $P > .05$], 전·후[F=0.131, $P > .05$], 수직[F=0.462, $P > .05$] 반발력에서 상호작용 효과는 나타나지 않았다. 목표 무릎 관절 굴곡 각도는 최대 무릎 관절 좌·우[F=11.317, $P < .05$], 전·후[F=16.945, $P < .05$] 반발력에서 유의한 차이가 나타났으며, downward와 upward 국면에서는 최대 무릎 관절 좌·우[F=10.586, $P < .05$], 전·후[F=53.492, $P < .05$], 수직[F=15.745, $P < .05$] 반발력에서 유의한 차이가 나타났다. 무릎 관절 최대 좌·우와 전·후 반발력에서는 목표 무릎 관절 굴곡 각도 80°가 90°와 100°보다 downward와 upward 국면에서 통계적으로 작은 수치를 나타내었으나[P>.05], 무릎 관절 최대 수직 반발력은 downward 국면의 80°와 90°에서만 유의한 차이를 나타내었고[P<.05], downward와 upward 국면에서 90°에서 가장 큰 수치를 나타내었지만 통계적 차이는 나타나지 않았다[P>.05]. 전방 런지 동작 시 무릎 관절 최대 반발력은 downward 국면에 비해 upward 국면에서 통계적으로 큰 수치를 나타내었으며, 최대 무릎 관절 수직 반발력 변인의 목표 무릎 굴곡 각도 100° 조건에서만 통계적 차이가 나타나지 않았다[P>.05].

Table 5. Peak knee joint reaction forces between downward and upward phases during the forward lunge (uni N/BW)

Peak knee joint reaction force	Targeted knee flexion angle	Mean(SD)		Main effect		Interaction effect
		Downward phase	Upward phase	Angle	Phase	
Medial Lateral	80°	0.515(0.28) ^{a,c,*}	0.703(0.42) ^{a,c,*}	.001	.014	.281
	90°	0.688(0.34) ^{a,*}	0.905(0.47) ^{a,*}			
	100°	0.777(0.47) ^{c,*}	1.075(0.68) ^{c,*}			
Anterior posterior	80°	2.455(0.58) ^{a,c,*}	3.545(1.10) ^{a,c,*}	.000	.000	.879
	90°	3.104(0.69) ^{a,*}	4.143(0.88) ^{a,b,*}			
	100°	3.346(1.11) ^{c,*}	4.521(0.86) ^{b,c,*}			
Vertical	80°	-7.531(1.28) ^{a,*}	-9.759(0.97) [*]	.540	.005	.639
	90°	-8.402(1.47) ^{a,*}	-10.184(1.05) [*]			
	100°	-6.888(4.22)	-8.688(5.54)			

Note. significant at ^{a, b, c,*}, $p < .05$, Contrast among the each targeted knee flexion angles: ^a = 80° vs 90°, ^b = 90° vs 100°, ^c = 80° vs 100°, ^{*} = Downward vs Upward

191
192

전방 런지 동작 시 목표 무릎 굴곡 각도에 따른 downward와 upward 국면에서 최대 무릎 관절 모멘트를

193 분석한 결과는 <Table 3>와 같다. 무릎 관절 최대 신전 모멘트[F=1.411, P>.05], 외전 모멘트[F=2.016, P>.05],
 194 외회전 모멘트[F=1.411, P>.05]에서 상호작용 효과는 나타나지 않았다. 목표 무릎 관절 굴곡 각도는 최대 무릎
 195 관절 신전 모멘트[F=17.581, P<.05]에서만 유의한 차이가 나타났으며, downward와 upward 국면에서도 최대
 196 무릎 관절 신전 모멘트[F=8.633, P<.05]에서만 통계적 차이가 나타났다. 무릎 관절 최대 신전 모멘트는 목표
 197 무릎 관절 굴곡 각도 80°에서 90°와 100°보다 downward와 upward 국면에서 통계적으로 큰 수치를
 198 나타냈다[P>.05]. 그리고 무릎 관절 최대 외회전 모멘트는 downward[P<.05]와 upward[P>.05] 국면에서
 199 100°에서 가장 큰 수치를 나타내었으나 통계적 차이는 downward 국면에서만 있었다. 하지만 무릎 관절 최대
 200 외전 모멘트에서는 각도에 따른 차이가 나타나지 않았다[P>.05]. 전방 런지 동작 시 최대 신전 모멘트 90°, 최대
 201 외전 모멘트 80°도 조건에서만 downward 국면에 비해 upward 국면에서 통계적으로 큰 수치를
 202 나타내었다[P<.05].
 203

Table 6. Peak knee joint moments between downward and upward phases during the forward lunge (uni Nm/BW)

Peak knee joint moment	Targeted knee flexion angle	Mean(SD)		Main effect		Interaction effect
		Downward phase	Upward phase	Angle	Phase	
Extensor	80°	1.039(0.28) ^a	1.096(0.15) ^c	.000	.022	.277
	90°	0.810(0.10) ^{a,b,*}	0.978(0.16) ^{b,*}			
	100°	0.532(0.31) ^b	0.731(0.23) ^{b,c}			
Abductor	80°	-0.256(0.19) [*]	-0.285(0.09) [*]	.609	.910	.170
	90°	-0.300(0.16)	-0.306(0.21)			
	100°	-0.309(0.19)	-0.267(0.22)			
External rotator	80°	-0.011(0.03) ^c	-0.014(0.02)	.086	.331	.277
	90°	-0.037(0.06) ^b	-0.035(0.06)			
	100°	-0.073(0.07) ^{b,c}	-0.048(0.10)			

Note. significant at ^a, ^b, ^c, * p<.05, Contrast among the each targeted knee flexion angles: ^a = 80° vs 90°, ^b = 90° vs 100°, ^c = 80° vs 100°, * = Downward vs Upward

204
 205
 206

Discussion

207 한발을 앞으로 스트라이드 하면서 수행하는 전방 런지 운동은 지면과 접촉한 후 앞쪽 다리의 무릎 관절을
 208 굴곡시키면서 무게 중심을 전방으로 이동하게 되는데 이를 부하로 이용하여 대퇴와 엉덩이 근육들의 근력
 209 트레이닝과 재활운동을 목적으로 이용되어져 왔다(Hofmann et al., 2017; Park et al., 2010). 따라서 본 연구는
 210 80°, 90°, 100° 조건의 목표 무릎 관절 굴곡 각도를 설정하고 이에 따른 목표 무릎 굴곡 각도 시점에서의 무릎
 211 관절의 운동 범위와 무릎 관절의 반발력, 모멘트를 분석하고, upward와 downward 국면에서 발생하는 무릎
 212 관절의 최대 반발력과 모멘트 분석을 통해 전방 런지 동작 시 앞쪽 다리의 무릎 관절 굴곡 각도 변화가 운동역학적
 213 요인들에 미치는 영향을 분석하는데 목적이 있다. 이를 위해 전방 런지 시 무릎 관절의 목표 굴곡 각도 변화가 최대
 214 무릎 굴곡 각도 시점에서의 무릎 관절의 부하량을 결정하는 관절 반발력과 모멘트 요인들에 미치는 영향과 상체의
 215 downward와 upward 국면 시 무릎 관절의 운동역학적 요인들의 차이를 가설로 설정하여 검증하고자 하였다.
 216 무릎 관절의 목표 굴곡 각도에 따른 전방 런지 동작 시 최초 지면 접촉 시점에서부터 최대 무릎 굴곡 각도
 217 시점까지 무릎 관절의 운동범위를 분석한 결과, 굴곡 각도가 증가할수록 전방과 하방으로의 움직임에서 유의하게
 218 증가한 것으로 나타났으며, 외측으로의 움직임은 통계적으로 차이는 없었으나 다른 요인들과 같은 패턴을 보였다.
 219 무릎 관절의 좌우 반발력과 전·후 반발력은 무릎 굴곡 각도의 증가로 인해 감소한 반면, 수직 반발력 요인은 의미

220 있는 증가를 나타내었다. 그리고 무릎 관절의 신전 모멘트는 무릎 굴곡 각도가 커질수록 증가한 반면, 외회전
221 모멘트는 감소하는 경향을 나타내었으며, 외전모멘트의 경우 90°에서 가장 큰 수치를 나타내었다. 전방 런지 동작
222 시 **앞쪽으로** 운동한 다리가 지면과 접촉하면서 닫힌사슬 운동으로 하지 근육들의 수축을 동원한다. 그리고 무릎
223 관절의 굴곡을 통해 **앞쪽** 다리로의 무게 부하는 증가되며 이로 인해 downward 국면에서 무릎 관절의 좌우
224 움직임은 제한된 반면 전방과 아래방향으로의 움직임 증가로 인해 무릎 관절의 신전 모멘트의 증가를 보였다. 이에
225 대한 많은 선행연구들은 전방 런지 시 **앞쪽** 다리의 최대 무릎 관절 굴곡 지점에서 무릎 관절은 경첩관절(Hinge
226 joint)로서의 역할을 수행하게 됨으로 움직임의 제한을 받게 된다고 보고하였다(Heijne et al., 2004; Kritz et al.,
227 2009; Park et al., 2010). 이러한 관점에서 전방 런지 시 무릎 관절의 외전과 외회전 모멘트와 무릎 관절의 외측과
228 전방 반발력 요인들의 본 연구 결과는 최대 무릎 굴곡 지점에서의 상해 위험성과 무릎 관절의 굴곡 각도의 변화는
229 연관성이 낮은 것으로 판단된다

230 전방 런지 시 무릎 관절의 목표 굴곡 각도에 따른 상체의 upward와 downward 국면에서 발생한 무릎 관절의
231 최대 반발력을 분석한 결과, 런지 동작 후 굴곡 운동한 **앞쪽** 무릎 관절을 신전시키며 제자리로 돌아오는 구간인
232 80°, 90°, 100° 조건에서 모두 upward국면의 외측, 전방, 수직으로 발생하는 최대 무릎 관절 반발력 수치가
233 downward국면의 수치 보다 높은 것을 알 수 있었다. 그리고 upward와 downward 국면에서의 최대 외측과 전방
234 반발력은 무릎 관절의 굴곡 각도가 증가할수록 감소한 반면, 최대 무릎 관절의 수직 반발력의 크기는 목표 무릎
235 관절 각도 90°, 80°, 100° 순으로 나타났으며 특히 100°에서 두 구면 모두 가장 작은 반발력을 나타내었다. 인체
236 감속운동 중 발과 지면의 접촉과 함께 무릎 관절에는 큰 부하가 발생하게 되며(Boden et al., 2000), 이때 발목과
237 무릎 관절의 운동으로 인한 하퇴골의 전방 운동이 강하게 발생할수록 전방십자인대의 손상 위험성을 상승시키는
238 것으로 보고되고 있다(Isaac et al., 2005; Meyer & Haut, 2005; Yu & Garrett, 2007). 그러므로 전방 런지 시
239 상대적으로 작은 지면 반발력이 발생하는 목표 무릎 관절 굴곡 각도로 운동을 수행하는 것이 무릎 관절의 상해를
240 예방할 수 있는 방안으로 생각된다.

241 전방 런지 시 무릎 관절 굴신 운동에 동원되는 근육들의 수축에 의해 발생하는 무릎 관절 신전, 외전, 외회전
242 모멘트의 증가는 전방십자인대 손상에 영향을 주는 무릎 관절 압축력의 크기와 밀접한 관련성이 있는 것으로
243 보고되고 있다(Yu, Lin, & Garrett, 2006; Yu & Garrett, 2007). 무릎 관절의 압축력은 전방십자인대 손상에
244 영향을 주며, 특히 무릎 관절의 굴곡 각도에 따라 무릎 관절에 발생하는 압축력의 크기는 다른 양상을 나타낸다고
245 보고되고 있다(Meyer & Haut, 2005). 본 연구에서는 전방 런지 시 상체의 downward와 upward 국면의 최대
246 무릎 관절 모멘트를 분석한 결과, 무릎 관절 최대 신전 모멘트에서 목표 무릎 굴곡 각도가 가장 큰 80° 조건에서
247 통계적으로 의미 있는 증가를 나타내었고, 국면별 비교 결과에서도 upward 국면의 최대 신전 모멘트 수치가
248 downward 국면에 비해 통계적으로 높은 수치임을 알 수 있었다. 이에 반해 무릎 관절 최대 외회전 모멘트에서는
249 가장 신전된 무릎 관절 목표 굴곡 각도 조건인 100°에서 가장 큰 수치를 보였고, upward 국면의 무릎 관절 최대
250 외회전 모멘트 수치가 downward 국면에 비해 적은 수치를 나타내었다. 무릎 관절 최대 외전 모멘트에서는 80°
251 목표 무릎 굴곡 각도에서 upward 국면이 downward 국면에 비해 통계적으로 높은 수치를 나타내었다. 전방
252 런지에 대한 선행연구들은 **앞쪽** 다리 무릎 관절에 많은 부하가 발생하는 것은 상체와 하퇴의 전방 움직임에 의해
253 많은 영향을 받는 것으로 보고하고 있다(Farrokhi et al., 2008; Hofmann et al., 2017). downward 국면에서
254 **앞쪽** 무릎 관절에 가해지는 부하는 대퇴사두근의 신장성 수축과 함께 무릎 신전 모멘트를 상승시키게 되며 이는
255 전방십자인대의 전단력을 증가시키게 된다(Ekstrom et al., 2007; Yu & Garrett, 2007). 본 연구 결과에서도 목표
256 무릎 굴곡 각도의 증가로 인해 무릎 관절의 전방 이동과 최대 신전모멘트 수치의 증가를 확인할 수 있었다. 더불어
257 전방 런지 동작을 이용한 근력 트레이닝 또한 재활 훈련 시 무릎 관절의 굴곡 각도에 따라 상해 위험성을 영향을
258 주는 반발력과 모멘트의 크기가 다르게 나타날 수 있으므로 신체적 능력을 고려하여 무릎 관절의 굴곡 각도를
259 설정하는 것이 무릎 관절의 상해를 예방할 수 있는 방안으로 판단된다.

260

261 Conclusion

262

263 전방 런지 시 목표 무릎 굴곡 각도의 증가는 최대 무릎 굴곡 시점에서 **앞쪽** 무릎 관절의 전·후, 수직 방향의 운동과

264 수직 반발력 및 신전모멘트의 증가를 발생시켰다. 그리고 목표 무릎 굴곡 각도 변화에 따라 upward와 downward
 265 국면에서 좌우, 전·후 방향의 최대 무릎 관절 반발력과 최대 신전모멘트에서 통계적으로 유의한 차이를
 266 나타내었다. 더욱이, 본 연구를 통해 도출된 무릎 관절의 굴곡 각도 변화에 따른 무릎 관절의 운동역학적 요인들의
 267 증가는 앞쪽 무릎 관절을 압박하는 부하의 크기와 무릎 관절의 손상 위험성을 상승시키는 요소로 작용할 수 있다.
 268 그러므로 전방 런지 시 무릎 관절의 굴곡 각도에 따라 무릎 관절 손상이 발생할 수 있으므로 트레이닝과 재활을
 269 목적으로 적용하는데 있어서 앞쪽 다리의 무릎 굴곡의 각도는 고려되어야 할 요인으로 판단된다.

270

271 **Reference**

272

273 Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I., & Eriksson, E. (1984). The
 274 biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *The American Journal*
 275 *of Sports Medicine*, 12(1), 8-18.

276 Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament
 277 injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.

278 Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and
 279 thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*,
 280 37(12), 754-762.

281 Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Edwards, W. B., Hreljac, A., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R.
 282 (2008). Patellofemoral joint force and stress between a short-and long-step forward lunge. *Journal*
 283 *of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(11), 681-690.

284 Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Imamura, R., Edwards, W. B., Hreljac, A., & Paulos, L. (2010).
 285 Cruciate ligament forces between short-step and long-step forward lunge. *Medicine and Science in*
 286 *Sports and Exercise*, 42(10), 1932-1942.

287 Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). Trunk position
 288 influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the
 289 forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409.

290 Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J., & Johnson, R. J.
 291 (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain.
 292 *Journal of Biomechanics*, 34(2), 163-170.

293 Hall, M., Nielsen, J. H., Holsgaard-Larsen, A., Nielsen, D. B., Creaby, M. W., & Thorlund, J. B. (2015).
 294 Forward lunge knee biomechanics before and after partial meniscectomy. *The Knee*, 22(6), 506-
 295 509.

296 Heijne, A., Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Peura, G. D., Beynon, B. D., & Werner, S. (2004). Strain on the
 297 anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and*
 298 *Exercise*, 36(6), 935-941.

299 Henriksen, M., Alkjaer, T., Simonsen, E. B., & Bliddal, H. (2009). Experimental muscle pain during a forward
 300 lunge--the effects on knee joint dynamics and electromyographic activity. *British Journal of Sports*
 301 *Medicine*, 43(7), 503-507.

302 Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1,
 303 mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 299-311.

304 Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr, Colosimo, A. J., McLean, S. G., & Succop, P. (2005).
 305 Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior
 306 cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports*
 307 *Medicine*, 33(4), 492-501.

308 Hofmann, C. L., Holyoak, D. T., & Juris, P. M. (2017). Trunk and shank position influences patellofemoral
 309 joint stress in the lead and trail limbs during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic &*
 310 *Sports Physical Therapy*, 47(1), 31-40.

311 Isaac, D., Beard, D., Price, A., Rees, J., Murray, D., & Dodd, C. (2005). In-vivo sagittal plane knee kinematics:
312 ACL intact, deficient and reconstructed knees. *The Knee*, *12*(1), 25-31.

313 Jin, Y. W. (2013). A biomechanical analysis according to passage of rehabilitation training program of ACL
314 patients. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *23*(3), 235-243.

315 Kim, T. H., & Youm, C. H. (2013). Effects of knee joint muscle fatigue and overweight on the angular
316 displacement and moment of the lower limb joints during landing. *Korean Journal of Sport
317 Biomechanics*, *23*(1), 63-76.

318 Kong, S. J. (2014). Kinetic characteristics of dominant and non-dominant leg in fencing lunge. *Korean
319 Journal of Sports Science*, *25*(3), 590-601.

320 Kritz, M., Cronin, J., & Hume, P. (2009). Using the body weight forward lunge to screen an athlete's lunge
321 pattern. *Strength & Conditioning Journal*, *31*(6), 15-24.

322 Kwon, M. S. (2012). Effect of added mass between male and female on the lower extremity joints angular
323 velocity, moment, absorb energy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *22*(3),
324 325-332.

325 Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., & Rubash, H. E. (2004). In situ forces of the anterior
326 and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: An in vitro investigation. *Journal of
327 Orthopaedic Research*, *22*(2), 293-297.

328 Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995).
329 Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of
330 Orthopaedic Research*, *13*(6), 930-935.

331 Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2005). Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL
332 rupture. *Journal of Biomechanics*, *38*(11), 2311-2316.

333 Park, S. R., Lee, M. G., & Choi, S. M. (2010). Comparison of electromyographic activity of quadriceps during
334 lunge according to ankle positions in ssireum players with patellofemoral pain syndrome. *Exercise
335 Science*, *19*(3), 219-230.

336 Yu, B., Lin, C., & Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump
337 task. *Clinical Biomechanics*, *21*(3), 297-305.

338 Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*,
339 *41 Suppl 1*, i47-51.

340 Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., & Chugunova, L. (1990). In vivo body segment inertial parameters
341 determination using a gamma-scanner method. *Biomechanics of Human Movement: Applications
342 in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*, 186-202.

343