



달리기 속도와 방향전환 각도에 따른 하지관절 움직임 분석

The Analysis of Joint Motion of Lower Extremities to Running Velocities and Cutting Angles

권오복* · 정철정(성균관대학교)

Kwon, Oh-Bok* · Jung, Chul-Jung(Sungkyunkwan University)

ABSTRACT

O. B. KWON, and C. J. JUNG. The Analysis of Joint Motion of Lower Extremities to Running Velocities and Cutting Angles. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 1, pp. 9-16, 2007. Cutting movements frequently occur in sports and influence much Lower Extremity injuries. The purpose of this study was to compare joint motion of lower extremities to cutting angles and running velocities.

Seven male subjects performed cutting movements to three angles(0° , 30° , 60°). Subjects were instructed to run five meters at a speed of 2.5m/s and 4.5m/s before contacting their right foot on the force plate and then change direction to the left.

The Peak hip, knee and ankle joint kinematics were influenced according to the running velocities and cutting angles. In conclusion, Fast running velocity and cutting angle will may influence on the lower extremity joint instability on real game situation.

KEYWORDS: CUTTING, JOINT, INJURY

I. 서론

인간은 직립동물로서 이동 시 보행이나 달리기를 이용하게 된다. 이동하는 동안 척추를 비롯한 하지에는 많은 충격력이 발생되고 누적된다. 그러나 인간은 충격 흡수 기전에 의하여 장시간의 보행이나 달리기에 불구하고 이동을 가능하게 한다. 일반적인 상황에서의 보행과 더불어 스포츠상황에서 주로 이용되는 이동 방법

은 달리기이다. 이러한 보행과 달리기의 이동기전에서 급작스런 외부의 상황에 의해서 방향을 이동하여야 할 필요가 있다. 즉 일반적인 상황에서는 인체와 인체와의 충돌상황을 피하기 위하여 방향을 전환하거나 갑작스런 차량과 같은 주변 물체와의 충돌상황을 피하기 위하여 순간적으로 방향을 전환하여야만 한다. 특히 스포츠 상황에서는 이러한 상황이 자주 발생한다. 축구에서는 상대방을 태클을 피하거나 농구에서 상대방의 수비

* kobok@skku.edu

를 피하는 동작 혹은 핸드볼에서의 슛이나 테니스에서 스트로크 후 발리를 하기 위하여 들어가는 상황 등의 동작을 예로 들 수 있다. 이러한 축구, 농구, 테니스, 배구 등과 같은 스포츠에서 빈번하게 발생하는 빠른 내, 외측 동작은 하지의 상해와 관련이 있다. 이러한 상해들은 동작의 정상적 범위를 벗어나는 힌관절, 슬관절, 발목관절에서 과도한 내,외측 움직임에 의하여 발생할 수 있다(이기광, 1998). 이러한 방향전환과 하지상해의 관계를 연구하는 최근의 논문을 살펴보면, 이기광(1998)은 4.5m/s와 0도, 30도, 60도, 김로빈(2002)은 4m/s와 45도, Pollard et al(2004)은 5.5-6.5m/s와 45도, McLean et al(2005)은 4.5-5.5m/s와 35-45도 사이, Houck, Duncan & De Haven(2006)은 2m/s와 45도, Sigward & Powers(2006)은 5.5-7.0m/s와 45도, Dayakidis & Boudolos(2006)은 5.0m/s와 45도 등의 방향전환 속도와 각도로 연구를 진행하였으나 대부분의 연구에서 방향전환의 속도와 각도 변인이 다양하지 않다는 것을 알 수 있으며, 또한 연구의 결과에서 하지관절각의 변화를 제시한 논문이 드물다.

실제의 스포츠 상황에서는 달리기 속도와 방향전환 각도가 다양하게 발생될 수 있으며, 이 때 발생하는 관절의 움직임을 이해하는 것은 추후 연구에서 상해의 메커니즘을 이해하는데 유용한 참고자료로 활용될 수 있을 것이다.

따라서 이 연구의 목적은 축구 선수 경험이 있는 일반인에게 달리기 시 방향전환 동작의 실행 동안에 속도 및 방향전환 각도에 따라 하지에 발생하는 관절각을 비교 분석하여 향후 관련된 연구에서 하지상해 메커니즘을 이해하는데 기초적인 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 피험자는 고등학교 시절까지 축구선수로서 활동하였고, 하지에 상해가 없었던 남자 7명을 대상으로 하였으며 이들의 신체적 특성은 신장 172±5.42cm, 체중 70.24±3.39kg, 연령 27.24±2.41세 이다.

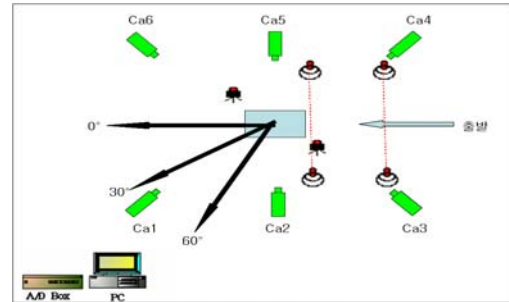


그림 1. 실험장비의 배치

2. 실험 장비 및 절차

피험자들에게 실험의 의도를 충분히 숙지 시켰으며 지원자에 한하여 실험을 실시하였다. 7명의 피험자들은 두 개의 포토셀을 이용하여 2.5m/s와 4.5m/s의 두가지 속도로 달리도록 하였으며 포함구간은 각각 2.3-2.7m/s, 4.3-4.7m/s였다. 모든 피험자들은 5m를 달린 후 지면반력기 위의 센터를 기준으로 오른발 착지 후 그대로(0°) 진행, 30°, 60°의 세 방향으로 달리도록 하였다. 달리는 주로의 각도를 정확히 따를 수 있도록 하기 위하여 지면반력기 센터로부터 3m 위치까지 반사되지 않는 테이프를 주로를 표시하였다. 피험자들의 부상방지과 충분한 워밍업을 위하여 준비운동을 실시하였고, 기준좌표계 설정을 위하여 통제점들을 촬영한 후 제거하였다.

피험자들은 각도별 총 5번을 시도하였으며, 동일한 동작의 반복에 따른 표준오차를 줄이기 위하여 각도지시를 무작위로 실시하였고, 실험에서 지면반력기 센터를 크게 벗어난 경우는 다시 시도하였다.

CCD 카메라는 Samsung의 SHC-650A 모델 6대를 사용하였고 카메라의 속도는 60fields/s로 하였다. 공간 좌표를 산출하기 위하여 통제점들을 사용하였으며, 통제점들의 크기는 2m × 2m × 1m로 하였다. CCD 카메라에서 촬영된 아날로그 신호를 디지털 신호로 기록하였다. 실험상황의 배치도는 <그림 1>과 같다.

3. 마커의 부착과 분절의 좌표 정의

본 연구에서는 인체를 머리, 몸통, 좌·우 상완, 좌·우 전완, 좌·우 손, 골반, 좌·우 대퇴, 좌·우 하

퇴, 좌·우 발로 총 15개 분절로 분류하여 분석하였다. 각 분절의 무게, 무게중심 위치, 관성치는 인체분절 요인들을 측정된 후 Zatsiorsky, Selnyanov & Chugunova(1990)의 해부학적 측정 계수들을 이용하여 얻었다. 본 연구에서 직접 측정법을 사용한 것은 피험자 간 인체 분절 모수치(Body Segment Parameter; BSP)의 오차를 최소화하기 위해서이고 마틴 인체 계측기로 직접 측정된 뒤 이에 대한 비율로 계산하였다. 엉덩이 관절의 중심 위치는 Tylkowski, Simon & Mansour(1982), Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern & Galante(1980)와 Andriacchi, Galante & Fermier(1982)에 의해서 정의된 해부학적 위치를 이용하였으며, 무릎과 발목 관절 중심은 관절 외측 두개 과의 중심으로 설정하였다.

3차원 계산을 위한 지역좌표계 설정은 다음과 같다.

1) 골반의 지역좌표계

$$i_p = \frac{(RASIS - LASIS)}{|(RASIS - LASIS)|},$$

$$k_p = \frac{(RASIS - SA) \times (LASIS - SA)}{|(RASIS - SA) \times (LASIS - SA)|},$$

$$j_p = k_p \times i_p$$

(LASIS= Left Anterior Superior Iliac Spine, RASIS= Right Anterior Superior Iliac Spine, SA= Sacrum)

2) 대퇴의 지역좌표계

$$k_t = \frac{(RH - RK)}{|(RH - RK)|},$$

$$j_t = \frac{(RH - RK) \times (LT - RH)}{|(RH - RK) \times (LT - RH)|},$$

$$i_t = j_t \times k_t$$

(RH = center of the Right Hip, RK=center of the Right Knee, LT=Lateral-Thigh)

3) 하퇴의 지역좌표계

$$k_s = \frac{(RK - RA)}{|(RK - RA)|}$$

$$j_s = \frac{(RK - RA) \times (LS - RK)}{|(RK - RA) \times (LS - RK)|}$$

$$i_s = j_s \times k_s$$

(LS=Lateral-Shank, RA=center of the right ankle)

4) 발의 지역좌표계

$$k_f = \frac{(RT - CA)}{|(RT - CA)|},$$

$$j_f = \frac{(RT - CA) \times (RA - RT)}{|(RT - CA) \times (RA - RT)|},$$

$$i_f = j_f \times k_f$$

(RT=Right Toe, CA=Calcaneus posterior)

4. 자료처리방법 및 분석

본 실험에서는 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT 방식(Abdel-aziz, & Kararh, 1971)을 이용한 Kwon3d 3.1 software(Visol, Korea, 2004)를 사용하였으며, DLT 파라미터들을 얻기 위해서 48개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제점과의 오차는 약 0.18cm이었다.

인체를 총 15개의 강체분절로 간주하고 하지의 각 관절의 중심과 지역좌표계 설정을 위하여 21개의 외부 마커를 부착하였다.

출발 신호에 따라 피험자들은 2.5m/s와 4.5m/s의 속도로 지면반력기 위의 센터에 정확히 착지한 후 0°, 30°, 60°의 각도로 방향전환을 하도록 하였다. 총 2개의 이벤트(Right Heel Contact & Right Toe Off)와 1개의 국면(Stance)을 설정하여 분석하였으며, 표면 마커 좌표 데이터는 butterworth low-pass 2차를 사용하여 필터링하였고, 이 때 cut off-frequency는 6Hz로 설정하였다(Winter, 1990). 영상에서 수집된 자료는 Kwon3d 3.1 program을 사용하여 산출되었다. 본 연구에서는 관상면(frontal plane)에서 움직이는 각면위를 제시하였고, 오른발 지지기를 100%로 값을 일반화하여 나타내었다. 결과에서 제시된 발목관절각은 발 벡터와 하퇴 벡터 사이각이 180도일 때를 0도로 정의하였으며, +값은 내번(inversion), -값은 외번(eversion)으로 정의하였다. 무릎관절각은 하퇴 벡터와 대퇴 벡터가 이루는

사이각이 180도일 때를 0도로 정의하였으며, +값을 내전(adduction), -값을 외전(abduction)으로 정의하였다. 엉덩이관절각은 대퇴 뼈와 몸통 뼈가 이루는 사이각이 180도일 때를 0도로 정의하였으며, +값을 내전(adduction), -값을 외전(abduction)으로 정의하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구는 2.5m/s와 4.5m/s의 달리기 속도에서 방향전환 각도에 따른 하지관절 각변위의 움직임을 분석하였다.

1. 발목관절각

속도에 따른 방향전환 각도별 발목관절각의 변화는 <그림 2>의 a에서 보는 바와 같고, 2.5m/s에서 최대 내번각은 전체적으로 지지기의 마지막에서 발생하였다. 0도에서 8.91±4.38도, 30도에서 6.38±6.01도, 60도에서 8.54±5.42도로 나타났으며, 최대 외번각은 0도에서 지지기의 44% 지점에서 -7.77±3.95도, 30도에서 지지기의 50% 지점에서 -4.34±2.51도, 60도에서 지지기의 44% 지점에서 -4.50±2.74도로 나타났다. 4.5m/s의 속도에서 최대 내번각은 각도별 지지기의 마지막에서 모두 발생하였다. 0도에서 7.44±5.31도, 30도에서 8.51±2.72도, 60도에서 11.04±3.78도로 나타났으며, 최대 외번각은 0도에서 지지기의 49% 지점에서 -8.92±3.92도, 30도에서 지지기의 56% 지점에서 -4.42±4.28도, 60도에서 지지기의 57% 지점에서 -4.50±4.94도로 나타났다. 속도와 각도별 내번에서 외번을 형성하다가 추진과 함께 내번을 형성하는 일정한 패턴의 각도 변화를 보이고 있다. 그러나 4.5m/s의 속도에서는 방향전환 각도가 증가할수록 최대 내번각이 증가하는 것을 볼 수 있다. 이것은 오른발가락 이지 시 까지 몸을 전환 방향으로 향할 수 있도록 밀어주면서 발뒤꿈치가 내회전 함과 동시에 내번을 하는 것으로 판단된다.

표 1. 발목관절각의 최대 내번/외번각 (단위 : 도)

속도	각도	관절	Ankle Joint			
			Max Inversion	%	Max Eversion	%
2.5m/s	0		8.91±4.38	100	-7.77±3.95	44
	30		6.38±6.01	100	-4.34±2.51	50
	60		8.54±5.42	100	-4.50±2.74	44
4.5m/s	0		7.44±5.31	100	-8.92±3.92	49
	30		8.51±2.72	100	-4.42±4.28	56
	60		11.04±3.78	100	-4.50±4.94	57

2 무릎관절각

속도에 따른 방향전환 각도별 무릎관절각의 변화는 <그림 2>의 b에서 보는 바와 같고, 2.5m/s의 속도에서 각도별 최대 내전각은 0도에서 51% 지점에서 0.24±4.00도, 30도에서 48% 지점에서 1.96±4.28도, 60도에서 51% 지점에서 4.17±2.75도로 나타났으며, 최대 외전각은 0도에서 6% 지점에서 -2.70±2.9도, 30도에서 6% 지점에서 -2.94±3.45도, 60도에서 지지기의 초기에서 -2.62±2.13도로 나타났다. 4.5m/s의 속도에서는 0도와 30도에서는 내전각이 발생하지 않았으며, 60도에서는 최대 내전각이 46% 지점에서 2.71±3.59도로 나타났다. 최대 외전각은 0도에서 10% 지점에서 -3.60±4.44도, 30도에서 8% 지점에서 -4.17±2.19도, 60도에서 4% 지점에서 -3.10±3.45도로 나타났다. 2.5m/s의 속도에서는 방향전환 각도가 증가할수록 최대 내전각이 증가한 것을 볼 수 있다. 이것은 지지기동안 하지의 발과 하퇴가 방향을 바꾸기 위하여 지지하는 동안 상체와 대퇴가 전환방향으로 몸을 이동시키기 때문에 발생하는 것으로 판단된다. 최대 외전각은 큰 차이를 보이지 않았다. 4.5m/s에서는 0도와 30도에서 내전각은 발생하지 않았고, 60도에서만 발생하였다. 이것은 빠른 속도에서는 지면에 착지하는 순간 전방으로의 진행을 멈추면서 빠르게 상체를 전환방향 쪽으로 향할 수 있도록 하퇴가 지면을 이지 시까지 밀어내는 동작에 의하여 발생하는 것으로 판단된다. Sigward & Powers(2006)의 문헌에서는 무릎에서의 최대 내전각이 5도 정도로 본 연구가 조금 작게 나타났으며, 최대 외전각은 나타나지 않는 반면 본 연구에서는 3-4도 가량 나타나 다소 차이가 있었다. McLean et al(2005)은 최대 외전모멘트는

표 2. 무릎관절각의 최대 내전/외전각 (단위 : 도)

속도	각도	관절	Knee Joint			
			Max adduction	%	Max abduction	%
2.5m/s	0		0.24±4.00	51	-2.70±2.9	6
	30		1.96±4.28	48	-2.94±3.45	6
	60		4.17±2.75	51	-2.62±2.13	0
4.5m/s	0				-3.60±4.44	10
	30				-4.17±2.19	8
	60		2.71±3.59	46	-3.10±3.45	4

초기의 큰 힙굴곡과 내측회전 그리고 큰 초기 무릎 외전각과 관련이 있다고 하였다.

3. 엉덩이관절각

속도에 따른 방향전환 각도별 엉덩이관절각의 변화는 <그림 2>의 c에서 보는 바와 같고, 2.5m/s의 속도에 각도별 최대 내전각은 0도에서 37% 지점에서 14.04±5.38도 30도에서 지지기의 초기에서 7.97±4.15도, 60도에서 지지기의 초기에서 6.42±4.38도로 나타났으며, 최대 외전각은 0도에서 발생하지 않았고, 30도에서 80% 지점에서 -2.50±6.77도, 60도에서 71% 지점에서 -5.85±8.21도로 나타났다. 4.5m/s의 속도에서 최대 내전각은 0도에서 40% 지점에서 16.40±6.07도, 30도에서 지지기의 초기에서 4.21±6.42도로 나타났으며, 60도에서는 내전각이 발생하지 않았다. 0도에서는 외전각이 발생하지 않았으며, 30도와 60도에서의 최대 외전각은 각각 지지기의 87%와 80% 지점에서 -8.47±7.20도와 -12.97±8.30도로 나타났다. 두 속도에서 30도와 60도에서의 각변화 패턴은 비슷하게 나타났지만 4.5m/s의 속도에서 엉덩이관절각이 작게 형성되었다. 최대 내전각은 0도일 경우 지지기의 중반에서 크게 형성된 반면 30도와 60도에서는 지지기 초기에 발생하여 계속적으로 외전되고 있다. 특히 속도별에 있어서 2.5m/s보다 4.5m/s에서 최대 외전각이 크게 발생하고 있으며, 속도에 따라서 큰 차이를 보이고 있다. 이는 방향전환 각이 클 경우 전환방향으로 몸통을 향하여 추진하여야 하기 때문에 이를 위해서는 하지가 지지작용을 하여 몸통이 회전할 수 있을 것으로 판단된다. 따라서 몸통이 좌우로 크게 기울어지지 않는 한 전환 각도에 따라

표 3. 엉덩이관절각의 최대 내전/외전각 (단위 : 도)

속도	각도	관절	Hip Joint			
			Max adduction	%	Max abduction	%
2.5m/s	0		14.04±5.38	37		
	30		7.97±4.15	0	-2.50±6.77	80
	60		6.42±4.38	0	-5.85±8.21	71
4.5m/s	0		16.40±6.07	40		
	30		4.21±6.42	0	-8.47±7.20	87
	60				-12.97±8.30	80

외전각은 크게 형성될 것으로 판단된다. 또한 속도에 따라서도 나아가는 추진력을 빨리 제어하여 전환방향으로 빨리 나아갈 수 있도록 하는 것이 필요하다. 이에 하지를 더욱 강하게 지지하면서 상체를 전환방향으로 빠르게 밀어내고, 이로 인하여 다음 발 착지까지 거리가 멀어지게 되면서 외전각이 크게 형성된 것으로 판단된다. 이는 빠른 속도로 달리기 시 큰 각도의 방향전환이 필요할 경우 관절의 불안정성을 초래할 것으로 사료된다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 축구 선수의 경험이 있는 일반인을 대상으로 2.5m/s와 4.5m/s의 달리기 속도에서 방향전환 각도(0°, 30°, 60°)에 따른 하지관절의 움직임을 분석하였다.

발목관절에서는 4.5m/s의 속도에서 방향전환 각도가 증가할수록 최대 내전각이 증가하였다. 무릎관절에서는 방향전환 각도의 증가에 따라 최대 내전각이 증가하였다. 엉덩이 관절에서는 방향전환 각도의 증가에 따라 최대 내전각이 감소하였다. 반면 최대 외전각은 증가하였다. 속도에 따라서는 최대 외전각에서 2.5m/s보다 4.5m/s에서 크게 형성되었다.

본 연구의 결과에서 달리기 속도와 방향전환 각도는 각 관절의 움직임에 영향을 미쳤으며, 이는 실제 게임의 상황에서는 하지관절의 움직임이 달리기 속도와 방향전환 각도에 따라 크게 영향을 받을 수 있다는 것을 나타낸다. 이는 빠른 달리기 시 이루어지는 순간적이고 급격한 방향전환의 경우 하지관절의 내외·측 각변화

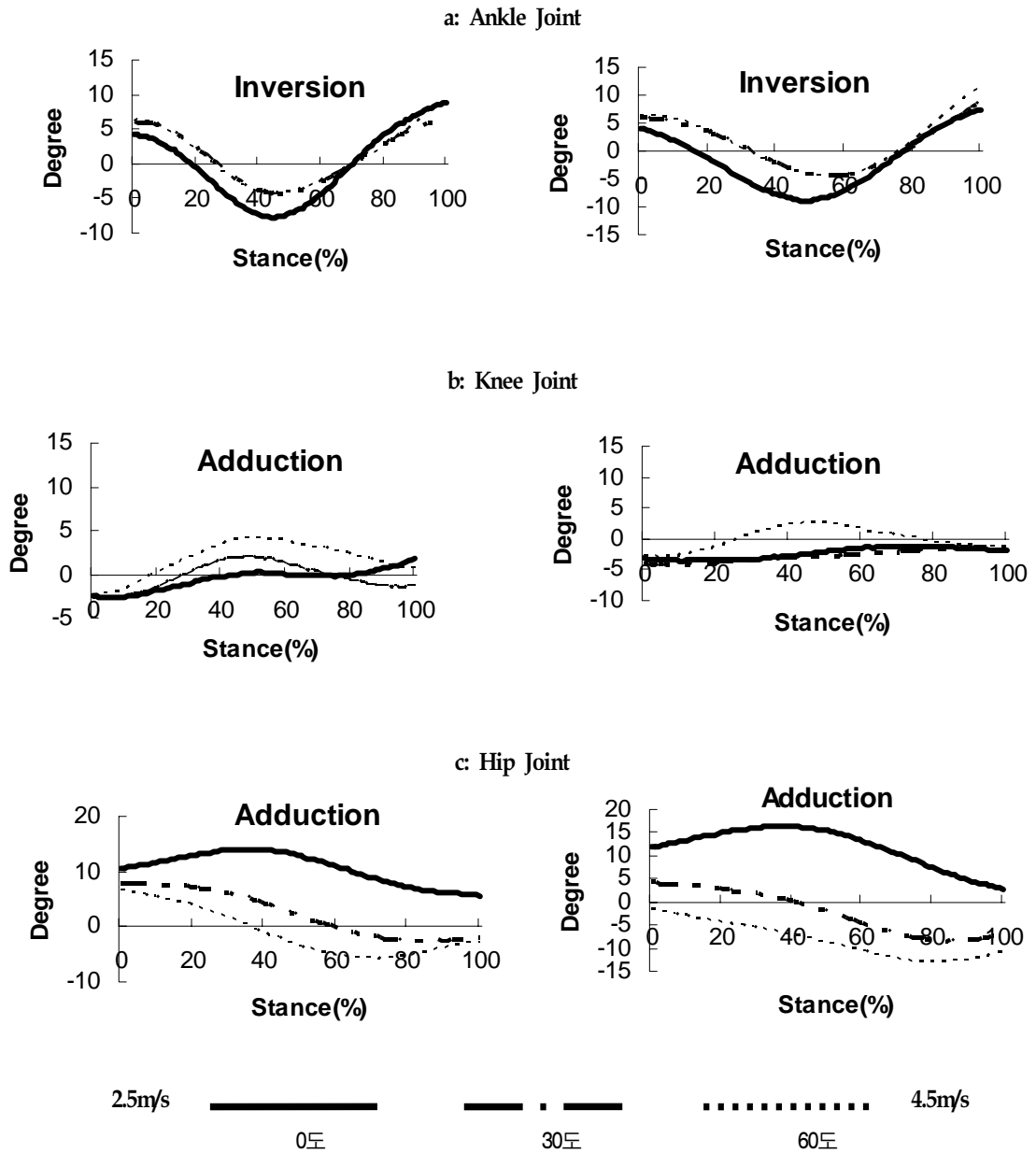


그림 2. 속도에 따른 각도별 하지관절의 움직임

는 정상적 범위를 벗어날 가능성으로 인하여 하지관절의 불안정성을 초래할 수 있으며, 이는 착지 후 다음 동작의 실행에 부정적 영향을 미칠 것으로 사료된다. 추후 연구는 다양한 상황(각도, 속도, 종목 등)을 감안하여 하지관절의 움직임과 운동역학적 분석을 토대로 한 상해와의 연관성 유·무를 분석할 필요성이 있으며, 방향전환의 여러 가지 형태와 단순한 접근속도가 아닌 착지 후 추진하는 속도 등과 같은 다양한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

- 김로빈(2002). 달리기시 방향전환이 지면반력에 미치는 영향, **한국사회체육학회지**, 제18호, pp. 963-972.
- 이기광(1998). The effect of turning direction on lower extremity joint moment. **한국운동역학회지**, 제8권, 제2호, 21-42.
- Abdel-Aziz, Y.I., & Karara, H.M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fermier, R.W., Stern, D., & Galante, J.O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *Journal of bone joint Surgery*, 62-A, 749-757.
- Andriacchi, T.P., Galante, J.O., & Fermier, R.W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair climbing. *Journal of bone joint Surgery*, 64-A, 1328-1335.
- Dayakidis, M.K., & Boudolos, K. (2006). Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. *Clinical Biomechanics*, 21, 405-411.
- 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 and Posture*, 24, 314-322.
- Kwon Y.H.(2004). Kwon 3d Motion analysis package version 3.1.
- Maletius, W., & Messner, k (1999). Eighteen-to-twenty-four-year follow-up after complete rupture of the anterior cruciate ligament. *American Journal of Sports Medicine*, 27, 711-717.
- McLean, S.G., Neal, R.J., Myers, P.T., & Walters, M.R. (1999). Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury in women. *Medicine and Sciences in Sports Exercise*, 31, 7, 959-968.
- McLean, S.G., Huang, X., & Van den Bogert, A.J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping; Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20, 863-870.
- Pollard, C.D., Davis, I.M., & Hamill, J. (2004). Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clinical Biomechanics*, 19, 1022-1031.
- Sigward, S.M., & Powers, C.M. (2006). The Influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*, 21, 41-48.
- Tylkowski, C.M., Simon, S.R., & Mansour, J.M. (1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip*. In Nelson, J.P. (Ed.), Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society (pp. 89-125), St. Louis, MS: Mosby
- Winter, DA (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* 2nd edition. Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, Inc.
- Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control*

of human gait: normal, elderly, and pathological.
Waterloo Press, Waterloo.

- Zatsiorsky, V.M, Selnyanov, V.N,& Chugunova, L. (1990).
In vivo body segment inertia parameters
determination using a gamma scanner method.
Biomechanics of human movement ; Application
in Rehabilitation, *Sports and ergonomics*,
pp.187-202. Worthiagton, OH : Bertec corporation.
- Zatsiorsky, V.M.(2002). *Kinetics of human motion.*
Human Kinetics.

투 고 일 : 1월 29일
심 사 일 : 2월 6일
심사완료일 : 3월 7일