



각도별 런닝 턴 시 발의 효과에 관한 동역학적 분석

Dynamics of Angular Running Turns in Foot Effectiveness

신성휴 · 박현철*(성균관대학교)

Shin, Seong-Hyoo · Park, Hyun-Chul*(Sungkyunkwan University)

국문요약

본 연구의 목적은 런닝 턴 동작시 많은 정확한 턴을 위한 방법으로 발의 움직임을 역학적으로 분석하기 위함이다. 런닝 턴 동작에 대한 많은 역학적인 요인들 중 정확한 턴을 위해서는 감속이 발생되고 이런 감속은 진행하고자 하는 방향으로 턴을 할 수 있게 해준다. 턴이 시작되는 시점인 발의 회전각과 이로 발생하는 몸통의 각을 3차원 영상분석과 지면반력 분석을 하였다. 따라서, 여러 매개변수들 중 수직축(z축)에서 발의 총 회전각(θ_f)/몸통 총 회전각(θ_d)= 발의 효과(ϵ)로 단순화 시켜 간단한 방정식을 만들어서 설명했으며, 자료 산출을 위해 평균 속도 4.5m/s에서 진행 방향 0°, 30°, 60° 턴에 대한 분석을 통해 턴의 각이 커지면 커질수록 입각기 시간, 발 변위, 좌·우힘이 증가했음을 알 수 있었다.

ABSTRACT

S. H. SHIN, and H. C. PARK, Dynamics of Angular Running Turns in Foot Effectiveness. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 4, pp. 663-669, 2009. The purpose of this study was to investigate the functional role of foot effectiveness when humans execute running turn maneuvers. Foot rotation angle at the starting turn and body angle at the vertical axis were analyzed through three-dimensional image analysis and ground reaction force analysis. Then, we created a simple equation: foot effectiveness = total foot rotation angle/total body rotation angle at the vertical axis. This equation made it possible to explain the dynamics of angular running turns. We analyzed data from running turns(0, 30, and 60) at average initial running velocities of 4.5, as well as rotations around the vertical axis during the running turns. As a result, the stance time, foot placement, and left and right force increased.

KEYWORDS : BRAKING FORCE, RUNNING TURN, FOOT EFFECTIVENESS

*Corresponding Author : 박현철

경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 스포츠과학부 운동역학실

Tel : 031-290-5114 / Fax : 041-668-0543

E-mail : septal@hanmail.net

I. 서론

스포츠 시합에서 선수들의 런닝 턴은 경기 상황 동안 항상 예상할 수 없으며 선수의 태클을 피하거나 바운드 된 공을 차지하는 것처럼 대개 외부 자극에 갑작스럽게 반응하게 된다. 이런 외부자극에 안전하게 방향을 바꾸거나 대처하기 위해서 감속을 하게 되고 이때 제동력(braking force)이 만들어진다. 이 제동력은 달리기(Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane, 2001a)와 보행(Patla, Prentice, Robinson & Neufeld, 1991)의 방향 전환 시 관찰되어지며, 처음 움직이는 방향에서 감속함으로써 정확한 턴을 할 수 있다(Houck, 2003). 비록 턴에 관한 역학적인 많은 연구도 있었지만(Howland, 1974; Andrews, Mcleod, Ward & Howard, 1977; Thollesson & Norberg, 1991; Van Den Berg 와 Rayner, 1995) 정확한 턴에 대해서는 주로 회전관성, 무릎관절의 부하 및 무릎 각도, 보행, 팔의 움직임 등의 관점에서 연구되었다. 또한 턴의 퍼포먼스에 영향을 끼치는 역학적인 특징들을 살펴보면 신체의 관성모멘트(moment of inertia), 보폭 빈도(Graham, 1972; Zolotov, Frantsevich & Falk, 1975)와 보폭 길이(Franklin, Bell & Jander, 1981; Frantsevich & Mokrushov, 1980; Graham, 1972; Jander, 1985; Strauß & Heisenberg, 1990; Zollikofer, 1994)이며 이것들에 따라 턴의 방향이 변화된다. 이런 보폭 변화들은 턴 동안 신체 방향(body orientation)이 관찰되고 움직이고자 하는 방향인 COM의 속도 방향 벡터로부터 몸통을 회전 시키게 된다. 하지만 정확한 방향전환에 가장 요구되는 것은 감속이다. 이런 감속을 위해서는 턴의 마지막 디딤발인 발의 회전각에 변화가 있어야하며 여기서 시작된 운동역학적인 변화들은 진행하고자 하는 턴에 최종변화인 몸통각을 변화시킬 것이다. 라는 연구가설을 설정했다. 정확한 턴을 위해서는 COM(center of mass)속도가 움직이려는 방향으로 변화되어야하며, 또한 신체도 움직이려는 새로운 방향으로 일직선화 되어야한다(Jindrich & Full, 1999; Patla et al., 1991). 하지만 이 때 외부 자극으로부터 예상된 턴(preplanned turn)의 조건에서 보여주는 자세적응(postural adjustment)은 중심(center of gravity)에서 움직임과 위치를 변화시키

기 때문에 적절한 근육활동의 타이밍, 크기, 그리고, 근육반사활동을 변화시킬 수 있다(Benvenuti, Stanhope, Thomas, Panzer & Hallett, 1997). 하지만 예상되지 않은 턴(unanticipated turn)에서는 적절하게 자세적응을 할 시간적 여유가 없을 것이고 이로 인해 예리한 턴도 어려울 것이다. 다리들은 턴 동안 이러한 가속도를 만들어 내기 위해 여러가지 다른 방법으로 수행되게 된다(Hughes, 1989). 모든 관절이나 상해에 관련된 관성모멘트 측정값들은 각에서 시작된다. 그러므로, 발에서 시작된 측면힘은 방향에 따라 감속 혹은 가속을 위해 발을 회전할 것이고, 여기서 발생된 힘 벡터는 결국 몸통의 회전각을 발생시키게 된다. 따라서 본 연구에서는 상해가 가장 많이 발생하는 예견치 않은 스포츠현장상황 조건에 최대한 가깝게 하기 위해서 예상치 못한 런닝 턴(unanticipated turn)을 실시하였고, 이런 턴의 시작인 발의 회전각과 턴의 마지막인 몸통각과의 관계를 운동학적으로 분석하여 몸통과 발 사이의 관계를 간단한 방정식으로 만들어서 간단하게 해석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구의 피험자는 최근 6개월 동안 하지상에 발의 통증이나 상해가 없는 S대 체육대학 20대 남자 10명(74 ± 8 kg, 173.3 ± 2.5 cm, 26.5 ± 3.4 yrs)을 대상으로 하였고, 그 중 3명은 자료 처리과정에서 변인에 대한 자료가 불충분하여 제외됐다. 사전에 피험자들에게 실험의 내용과 목적을 충분히 설명하고 실험 참여 동의서를 받은 후 실험에 참여시켰다.

2. 실험장비

본 연구에 사용된 기자재는 동작 분석을 위해 6대의 CCD 카메라의 영상과 미국 AMTI사 제품인 AMTI MCA6 지면반력 보드 2대와 지면반력기(BP400800) 2대를 사용하였고, 전구를 이용한 타겟보드를 이용해서 예

견치 않은 방향을 알려주었다. 수치화 분석을 위해 KwonGRG2.0, Kwon3D 3.1과 그래픽 작업을 위하여 Microsoft Excel을 사용했다.

3. 실험절차

본 연구에서 분석하고자 하는 변인은 런닝에 이은 방향전환을 하는 동안 입각기(stance)동작에서 방향각도별 0°, 30°, 60°와 그에 따른 몸통과 발의 방향전환에 따라 입각기(stance)동안 하지 관절 및 몸통에서 발생하는 운동학적 변인과 운동역학적 변인들이다. 각 피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달 후, 이런 인체모델의 총 27곳의 관절점에 표면 반사마커(직경 15mm)를 부착 후 좌표화시켰다.

피험자에게 지면반력기 위로 4.5m/s의 속도로 달리도록 충분히 연습을 하게 한 후 실험에 들어갔다.

선행 연구에서는 평균속도 3m/s(Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane, 2001b)에서 실시했지만 본 연구에서는 스포츠 상황에 최대한 가깝게 하기 위해 실험실 내에서 통제 가능한 최대 평균속도인 4.5m/s로 실시했으며 영상을 통해 검토한 후 5회 중 3회에 대한 자료를 저장했다. 달리기 속도의 측정은 2대의 포토셀(Photocell, Visol)을 설치하여 측정한다.

실험은 방향과 각도의 실시 순서는 무작위(Besier et al., 2001a)로 실행했으며 피험자는 4.5m/s의 속도로 달린 후 오른발 착지 후 타겟보드(target board)에서 나타나는 불빛에 따라 0°, 30°, 60°로 방향전환 하도록 했다(그림 1). 이 때 타겟보드의 불빛 통제는 왼발이지부터 마지막 오른 발 착지 전에 수동으로 불빛 신호를 주었다. 실험의 일관성을 위해 타겟보드의 책임 통제자를 두었으며, 매 실험마다 영상을 분석하여 타겟보드의 왼발이지 때와 타겟보드의 불빛신호를 조사한 후 자료를 저장했다. 피험자는 제시된 하나의 방향과 각도에 대하여 총 5번 실시된 것들의 평균을 이용했다. 본 연구 실험에 대한 지면반력 측정은 방향전환 시에 주로 작용하는 좌·우(x축)의 지면반력의 형태를 주요 분석 요인으로 했다.

실험 시 동작 분석을 위해 6대의 CCD 카메라의 영상과 지면반력기의 자료를 동기화(synchronization)시키

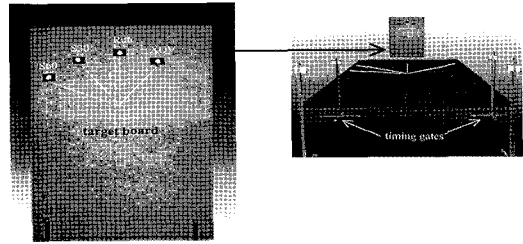


그림 1. 실험실에서 방향전환에 관련된 타겟보드와 포토 셀 지면반력관위에 검정 테이프로 진행방향을 알려줌 (Besier, et al., 2001a인용)

기 위하여 LED(Light Emitting Diodes)를 이용하며, 카메라의 셔터노출 시간은 1/500으로 고정시켰다.

4. 자료 처리

본 연구의 기준 좌표화와 인체관절 중심점의 좌표화, 카메라의 동조, DLT기법에 의한 3차원 좌표 계산은 Kwon(2004)이 개발한 Kwon3D 3.1 동작분석 프로그램을 사용하며, 지면반력 자료는 KwonGRF 2.0 프로그램을 이용하여 분석했다. 또한 이용한 역학수식으로는 토크/관성모멘트(moment of inertia)가 각 가속도(angular acceleration)이므로, 이런 각 가속도(angular acceleration)를 한 번 적분하면, 각속도(angular velocity)가 나타나고, 이 각속도를 또 한 번 적분하면 각도(angular)가 되는 것을 이용했다.

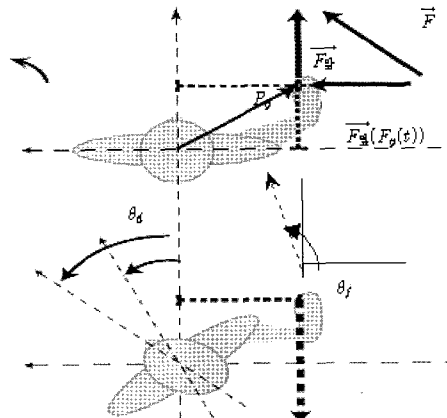


그림 2. 방향전환에 관련된 기하학적인 변인들 및 축(앞쪽 진행방향 y축, 좌·우 방향 x축, 수직방향 z축)

5. 용어 정의

τ : 입각기 시간(sec)

θ_f : 발의 총회전각 수직축(그림 2)

θ_d : 몸통 총회전각 수직축(그림 2)

ϵ : 발의 효과로써 발의 총회전각(θ_f)-몸통 총회전각(θ_d)

P_p : 발변위로 처음 앞쪽 진행방향에 대한 마지막 오른발(COP)에서 신체(COM)까지의 수평거리(그림 2)

$F_{좌} \cdot \varphi_{max}$ (N): x축에 대한 좌·우 힘

III. 연구결과

런닝 후 방향각도 0°, 30°, 60°에 따라 발회전각, θ_f 는 17.2±0.3°, 20.04±0.07°, 28.6±0.4°로 나타났고, 몸통각, θ_d 는 19.47±0.04°, 26.35±0.03°, 40.68±0.05°로 나타났다. 발의 효과값 $\epsilon = \frac{\theta_f(\text{발 총회전각})}{\theta_d(\text{몸통 총회전각})}$ 는 0.88±0.75, 0.76±0.64, 0.70±0.59로 나타났다(표 1).

시간에 대한 좌·우 힘(N)을 보여주었고 <그림 4> 최대 좌·우 힘(N)은 52±73, 649±123, 758±179 을 보여주었다<표 1>. 시간에 대한 전체, θ_d 인 몸통총회전각은 진행방향 각이 0°, 30°, 60°일 때 평균 약 7° 간격으로 늘어났지만, θ_f 인 발 총회전각은 대략 3°, 9°의 간격으로 늘어났다<표 1>. 이런 일정한 간격과 마찬가지로 입각기, τ (sec)의 시간도 0°, 30°, 60°에 따라 0.183±0.021, 0.216±0.026, 0.250±0.01로 일정하게 대략 0.033씩 늘어났다(표 1).

발 변위 P_p (m)은 0.04±0.02, 0.19±0.01, 0.20±0.01로 대략 0.15, 0.01씩 감소하였다. 방향 각도별 발 총회전각과 몸통 총회전각에 대한 비교를 막대그래프로 나타냈다(그림 3).

따라서 본 연구에서 요구되는 런닝 후 방향 각도별 발 총회전각과 몸통 총회전각을 비교분석하여 단계별 방정식으로 나타냈다(표 2).

표 1. 런닝 후 방향각도 별 z축에서 발회전각(θ_f), 몸통각(θ_d), 발의 효과(ϵ), 입각기(τ), 표준편차 (unit: deg)

구분	0°	30°	60°
발 회전각 θ_f (degree)	17.2±0.3	20.04±0.07	28.6±0.4
몸통각 θ_d (degree)	19.47±0.04	26.35±0.03	40.68±0.05
발효과, ϵ	0.88±0.75	0.76±0.64	0.70±0.59
$F_{좌} \cdot \varphi_{max}$ (N)	52±73	649±123	758±179
P_p (m)	0.04±0.02	0.19±0.01	0.20±0.01
τ (sec)	0.183±0.021	0.216±0.026	0.250±0.01

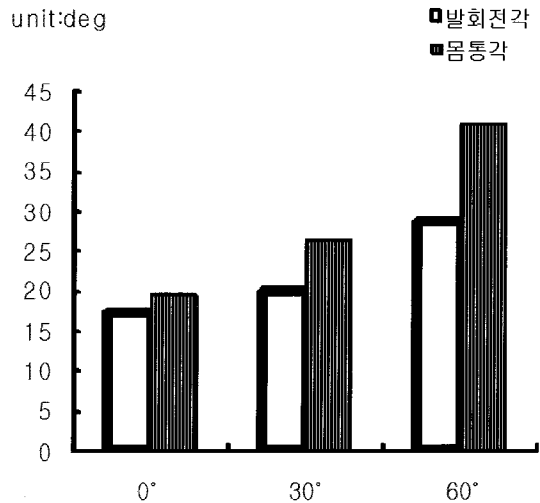


그림 3. 방향각도별 발 총회전각(θ_f)과 몸통총회전각(θ_d) 및 표준편차

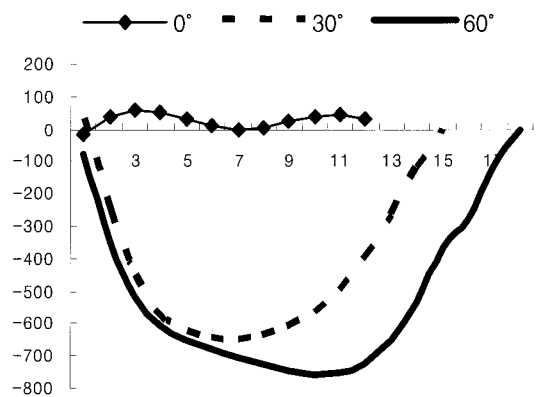


그림 4. 방향각도 별 x축 시간(unit: time), y축 좌·우 축의 힘의 변화(unit: N)

표 2. 발 총회전각(θ_f), 몸통 총회전각(θ_d), 발의 효과(ε)를 이용한 단계별 방정식

단계	1단계	2단계	3단계
방정식	$\theta_d - \theta_f = 0$	$\varepsilon = \frac{\theta_f}{\theta_d}$	$(1 - \varepsilon)\theta_d = 0$

1단계인 $\theta_d - \theta_f = 0$ 은 직선달리기에서 움직이고자하는 각과 발의 각이 일치했을 때를 의미하며, 2단계 $\varepsilon = \frac{\theta_f}{\theta_d}$ 는 발의 효과로 몸통각에 대한 발의 각의 비율을 의미하며, 3단계인 $(1 - \varepsilon)\theta_d = 0$ 은 식을 변형하여 이상적인 값이 1이라는 것을 보여준다.

IV. 논 의

실험실에서 수행된 본 연구의 평균 속도 4.5m/s는 어떤 일반적인 스포츠 상황에서 보여주는 속도 5-7m/s(Mclean, Myers, Neal & Walters, 1998)보다 다소 느리다. 하지만 예견치 않은 스포츠현장상황 조건에 최대한 비슷하게 하기 위해, 예상치 못한 런닝 턴(unanticipated turn)을 실시했다. 런닝 후 방향각도 0°, 30°, 60°에 따라 발 총회전각, θ_f 는 17.2±0.3°, 20.04±0.07°, 28.6±0.4°로 나타났고, 몸통각, θ_d 는 19.47±0.04°, 26.35±0.03°, 40.68±0.05°로 나타났다. 또한 좌·우힘(N)은 52±73, 649±123, 758±179로 나타났다. 이는 각도가 커질수록 직선달리기에서 보다 커지는 것을 알 수 있으며 이는 확연하게 턴을 할 때, 좌·우힘이 사용되는 것을 알 수 있었다. 이런 각 발생의 메카니즘은 예를 들어, 만일 직선으로 움직일 때 측면힘이 최초의 한 다리에 의해서 만들어지고, 그 힘이 입각기(τ) 시간(sec)에 대한 신체 편향각(deflection)을 만들만큼 충분하게 크다면, 시간에 대한 COM의 토크(torque)를 만들 것이고, 이는 신체를 회전하게 만드는 원인이 될 것이다(Jindrich & Full, 1999). 또한 발의 위치가 COM측면에서 벗어남으로써 발생하는 측면의 충격량이 처음 운동방향으로부터 방향을 변화시키는데 필요한 토크를 발생시키며 이 힘이 신

체를 회전시키게 된다(Patla et al., 1991).

이런 최초의 측면힘은 발에 어떤 회전각을 처음 만들게 되고, 그 힘에 의해 어떤 몸통회전각을 만들게 된다. 따라서 여러 매개 변수들 중 몸통각에 대한 발의 각비(ratio)는 발과 몸통과의 상호효과를 간단하게 나타낼 수 있다.

런닝 후 방향각도가 0°, 30°, 60°로 커질수록 발의 효과 값 $\varepsilon = \frac{\theta_f(\text{발의 총회전각})}{\theta_d(\text{몸통 총회전각})}$ 는 0.88±0.75, 0.76±0.64, 0.70±0.59로 1의 값에서 멀어지는 것을 알 수 있다(표 1). 이 때 1의 ε 값의 의미는 가장 바람직한 신체회전을 가능케 하는 스텝기의 마지막시점에서 가장 바람직한 다리의 위치(COM으로부터 발까지의 수직거리)를 말해준다(Jindrich, Besier, & Lloyd, 2006). 이를 요약하면, 몸통총회전각·발의 총회전각의 값은 0이 된다. 즉, $\theta_d - \theta_f = 0$

입각기(τ) 시간(sec)이 진행방향 각도가 커짐에 따라 0°; 0.183±0.021(sec), 30°; 0.216±0.026(sec), 60°; 0.250±0.01(sec)로 시간이 늘어났다. 이는 Besier et al.(2001b)의 결과와도 일치했다. 하지만 Patla et al.(1991)에서는 τ 시간(sec)이 60° 턴에서 평균 0.53(sec)였고, Houck(2003)에서는 40° 턴에서 평균 0.67(sec)로 나타났는데 본 실험과 비교해볼 때 시간적인 차이가 나는 것은 Patla et al.(1991)와 Houck(2003)의 실험이 미리 어느 방향으로 진행할 지를 결정하고, 실시한 실험이므로 평균 입각기 시간(감속)이 많이 걸린다는 것을 알 수 있으며, 본 실험에서는 마지막 오른 발 착지 전 타겟보드에 나타나는 진행방향으로 턴을 하는 예상치 못한 턴(unanticipated turn)실험이기 때문에 그 만큼 입각기 시간이 빠르게 나타난 것 때문이다. 즉, 그만큼 감속할 시간이 없다. 늘어난 시간은 그만큼 감속함으로써 진행하고자하는 턴에 근접할 수 있는 보다 많은 자유 모멘트(free moment)를 제공 줄 기회가 있기 때문이다. 런닝 스피드와 입각기 시간의 상호 관련성을 보면 턴 동안 런닝 스피드가 줄어들면 줄어들수록 측면힘이 약해지지만, 입각기의 시간은 늘어나게 되며, 이때 발의 전·후력이 과회전(over-rotation)또는 부회전(under-rotation)을 하지 못하도록 제어해준다(Jindrich et al., 2006).

이전의 연구에서는 진행방향 각이 클수록 무릎 굽힘 각(knee flexion)이 커질 뿐만 아니라(Besier et al., 2001a), 무릎 굽힘과 연관된 부하(load)로 인한 무릎 인대 손상 잠재가능성을 보고했다(Besier et al., 2001b). 이런 무릎 상해에 대한 해부, 생리학적 특성을 보면 스포츠 활동 중에 갑작스러운 방향전환을 위한 정지동작이 슬관절의 전방십자인대의 파열을 유발하는 가장 흔한 원인인데 이는 해부학적으로 무릎은 1자유도를 가지고 있어 굴곡(flexion)과 신전(extension)에 거의 작용하므로 갑작스런 감속(deceleration), 비틀림(twisting), 내전(varus), 외전(valgus), 착지(landing) 등에 지지해 줄 만한 많은 인대가 없기 때문에 그 만큼 부상이 많아지게 된다. 이런 갑작스런 여러 가지 상황 중 특히 방향전환 시 부상을 줄이기 위해서는 방향전환을 할 때 충분히 감속해야 원하는 방향으로 진행하게 된다. 이때 감속을 시작하는 발의 입각기 시간이 늘어남은 발의 총 회전각을 증가시키며 이런 증가는 그 만큼의 방향전환 각을 크게 만들 수 있으며 이는 최종적으로 몸통회전각도 크게 만들게 된다. 이런 것은 인체관절이 링크 시스템(link system)으로 되어있기 때문이다.

이런 여러 가지 내용을 종합하여 방정식으로 단순화시키면, (1) $\theta_a - \theta_f = 0$ 으로부터 식을 바꾸면, (2) $\varepsilon = \frac{\theta_f(\text{발의 총 회전각})}{\theta_a(\text{몸통 총 회전각})}$ 이되고, (3) $(1 - \varepsilon)\theta_a = 0$ 이 된다. 이를 해석해보면, 1의 ε 은 스텝의 마지막에 움직이고자하는 방향에 가장 바람직하게 발이 위치해 있다는 것을 나타내며, $\varepsilon > 1$ 은 발이 과회전(over-rotation)되는 경향을 나타내며, $\varepsilon < 1$ 은 발이 부회전(under-rotation)되는 경향을 나타낸다고 할 수 있다. ε 가 1과 같지 않으면, 발의 전·후력이 과회전(over-rotation)을 하지 못하도록 예방하거나 혹은 부회전(under-rotation)에 대한 보상이 될 수 있을 것이다. 이런 관계에 대해 보다 더 세밀하고 많은 연구가 선행되어야 상해와의 관계를 증명할 수 있을 것으로 사료된다. 이렇게 런닝 턴 시 발의 효과에 관하여 운동학적인 분석으로 설명해 보았다. 향후 연구에서는 이런 발에서 발생하는 미끄러움현상(skid)에 대한 많은 연구를 바탕으로 상해관련 지수를 정량적으로 나타낼 수 있는 표준지표를 만든다면 스포츠 현장에서 보다 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

V. 결론 및 제언

런닝 평균속도 4.5m/s로 방향전환 각도(0°, 30°, 60°)에서 제한된 매개변수의 운동학적인 분석하였다. 본 연구의 관점인 발의 회전각은 위에서 언급했듯이 다리에서 시작된 힘은 발의 회전각을 발생시켜 신체 회전에 요구되는 토크를 발생시킨다. 이런 발의 영향은 런닝시 보다 예리한 턴을 만들기 위해 감속(deceleration)시키며(Houck, 2003), 이때 또한 제동력(braking force)도 관찰된다. 이런 제동력은 순전히 턴을 위해 사용된 힘(force)이며, 향후 발의 회전력을 바탕으로 스포츠 종목별로 제동력에 대한 정량적 표준 지표값 및 제동력과 상해 위험에 대한 연구 및 검증이 필요하다. 이런 표준 지표 값은 비만자 혹은 보행 즉 하지와 관련된 상해에 중요한 역할을 해줄 뿐만 아니라 경기력 향상에도 도움을 줄 수 있을 것이다.

참고문헌

- Andrews, J. R., Mcleod, W. D., Ward, T., & Howard, K.(1977). The cutting mechanism. *American Journal of Sports Medicine*, 5, 111-121.
- Bervenuti, F. S. J., Stanhope, S. L., Thomas, V. P. Panzer., & Hallett, M.(1997). Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. *Brain Research*, 761, 59-70.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L.(2001a). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1176-1181.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L.(2001b). External loading of the knee joint during running and cutting manoeuvres. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1168-1175.
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch,

- M., & Garrett, W.(2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. *American Journal of Sports Medicine*, 28, 234-240.
- Franklin, R., Bell, W. J., & Jander, R.(1981). Rotational locomotion by the cockroach *Blattella germanica*. *Journal of Insect Physiology*, 27, 249-255.
- Frantsevich, L. I., & Mokrushov, P. A.(1980). Turning and righting in *Geotrupes*(Coleoptera, Scarabaeidae). *Journal of Comparative Physiology*, 136, 279-289.
- Graham, D.(1972). A behavioural analysis of the temporal organisation of walking movements in the 1st instar and adult stick insect(*Carausius morosus*). *Journal of comparative Physiology*, 81, 23-52.
- Houck, J.(2003). Muscle activation patterns of selected lower extremity muscles during stepping and cutting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 545-554.
- Howland, H. C.(1974). Optimal strategies of predator avoidance: the relative importance of speed and manoeuvrability. *Journal of Theoretical Biology*, 47, 333-350.
- Jander, J. P.(1985). *Mechanical stability in stick insects when walking straight and around curves*. In *Insect Locomotion*(ed. M. Gewecke & G. Wendler), 33-42. Berlin: Paul Parey.
- Jindrich, D. L., & Full, R. J.(1999). Many-legged maneuverability: dynamics of turning in hexapods. *Journal of Experimental Biology*, 202, 1603-1623.
- Jindrich, D. L., Besier, T. F., & Lloyd, D. G.(2006). A hypothesis for the function of braking forces during running turns. *Journal of Biomechanics*, 39, 1611-1620.
- Kwon, Y. H.(2004). *Kwon3D motion analysis package version 3.1 user's reference manual*. Anyang, Korea: V.TEK corporation.
- Mclean, S. G., Myers, P. T. Neal, R. J., & Walters, M. R. A.(1998). Quantitative analysis of knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: implications for non-contact anterior cruciate ligament injury. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, 57, 30-38.
- Patla, A. E., Prentice, S. D., Robinson, C., & Neufeld, J.(1991). Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *Journal of Experimental Psychology* 17, 603-634.
- Straub, R., & Heisenberg, M.(1990). Coordination of legs during straight walking and turning in *Drosophila melanogaster*. *Journal of Comparative Physiology*, A167, 403-412.
- Thollessen, M., & Norberg, U. M.(1991). Moments of inertia of bat wings and body. *Journal of Experimental Biology*, 158, 19-35.
- Van Den Berg, C., & Rayner, J. M. V.(1995). The moment of inertia of bird wings and the inertial power requirement for flapping flight. *Journal of Experimental Biology*, 198, 1655-1664.
- Zollikofer, C. P.(1994). Stepping patterns in ants I. Influence of speed and curvature. *Journal of Experimental Biology*, 192, 95-106.
- Zolotov, V., Frantsevich, L., & Falk, E. M.(1975). Kinematik der phototaktischen Drehung bei der Honigbiene *Apis mellifera* L. *Journal of Comparative Physiology*, 97, 339-353.

투 고 일 : 10월 31일
 심 사 일 : 11월 09일
 심사완료일 : 12월 27일