



## 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 시 하지 커플링각 분석 Analysis of the Lower Extremity's Coupling Angles During Forward and Backward Running

류지선\* (한국체육대학교)

Ryu, Ji-Seon\* (Korea National Sport University)

---

### ABSTRACT

J. S. RYU, analysis of the Lower Extremity's Coupling Angles During Forward and Backward Running, Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 16, No. 3, pp. 149-163, 2006. The purpose of this study was to compare the lower extremity's joint and segment coupling patterns between forward and backward running in subjects who were twelve healthy males. Three-dimensional kinematic data were collected with Qualisys system while subjects ran to forward and backward. The thigh internal/external rotation and tibia internal/external rotation, thigh flexion/extension and tibia flexion/extension, tibia internal/external rotation and foot inversion/eversion, knee internal/external rotation and ankle inversion/eversion, knee flexion/extension and ankle inversion/eversion, knee flexion/extension and ankle flexion/extension, and knee flexion/extension and tibia internal/external rotation coupling patterns were determined using a vector coding technique.

The comparison for each coupling between forward and backward running were conducted using a dependent, two-tailed t-test at a significant level of .05 for the mean of each of five stride regions, midstance(11-30%), toe-off(31-50%), swing acceleration(51-70%), swing deceleration(71-90), and heel-strike(91-100%), respectively.

1. The knee flexion/extension and ankle flexion/extension coupling pattern of both forward and backward running over the stride was converged on a complete coordination. However, the ankle flexion/extension to knee flexion/extension was relatively greater at heel-strike in backward running compared with forward running. At the swing deceleration, backward running was dominantly led by the ankle flexion/extension, but forward running done by the knee flexion/extension. 2. The knee flexion/extension and ankle inversion/eversion coupling pattern for both running was also converged on a complete coordination. At the mid-stance. the ankle movement in the frontal plane was large during forward running, but the knee movement in the sagittal plane was large during backward running and vice versa at the swing deceleration. 3. The knee flexion/extension and tibia internal/external rotation coupling while forward and backward run was also centered on the angle of 45 degrees, which indicate a complete coordination.

However, tibia internal/external rotation dominated the knee flexion/extension at heel strike phase in

forward running and vice versa in backward running. It was diametrically opposed to the swing deceleration for each running. 4. Both running was governed by the ankle movement in the frontal plane across the stride cycle within the knee internal/external rotation and tibia internal/external rotation. The knee internal/external rotation of backward running was greater than that of forward running at the swing deceleration. 5. The tibia internal/external rotation in coupling between the tibia internal/external rotation and foot inversion/eversion was relatively great compared with the foot inversion/eversion over a stride for both running. At heel strike, the tibia internal/external rotation of backward running was shown greater than that of forward ( $p < .05$ ). 6. The thigh internal/external rotation took the lead for both running in the thigh internal/external rotation and tibia internal/external rotation coupling. In comparison of phase, the thigh internal/external rotation movement at the swing acceleration phase in backward running worked greater in comparison with forward running ( $p < .05$ ). However, it was greater at the swing deceleration in forward running ( $p < .05$ ). 7. With the exception of the swing deceleration phase in forward running, the tibia flexion/extension surpassed the thigh flexion/extension across the stride cycle in both running. Analysis of the specific stride phases revealed the forward running had greater tibia flexion/extension movement at the heel strike than backward running ( $p < .05$ ). In addition, the thigh flexion/extension and tibia flexion/extension coupling displayed almost coordination at the heel strike phase in backward running. On the other hand the thigh flexion/extension of forward running at the swing deceleration phase was greater than the tibia flexion/extension, but it was opposite from backward running.

In summary, coupling which were the knee flexion/extension and ankle flexion/extension, the knee flexion/extension and ankle inversion/eversion, the knee internal/external rotation and ankle inversion/eversion, the tibia internal/external rotation and foot inversion/eversion, the thigh internal/external rotation and tibia internal/external rotation, and the thigh flexion/extension and tibia flexion/extension patterns were most similar across the strike cycle in both running, but it showed that coupling patterns in the specific stride phases were different from average point of view between two running types.

KEYWORDS: MOVEMENT COORDINATION, COUPLING, VECTOR CODING TECHNIQUE

## I. 서론

달리기는 스포츠 활동을 하는데 기본이 되는 동작이며, 운동선수는 달리를 준비운동이나 경기의 형태로, 일반인은 건강증진과 질병예방, 긴장해소의 수단으로 행하고 있다(류지선, 2001). 달리에 대한 운동역학적 연구는 달리기 속도, 달리기 표면의 특성, 표면의 기울기, 운동화, 트레드밀, 성별 등과 관련된 다양한 연구들이 이루어지고 있다. 또한 앞으로 달리기와 뒤로 달리기와 같이 달리기 유형에 따른 운동역학적 변인도 연구되고 있다. 달리를 수단으로 신체를 이동시키는 방법은 여러 가지가 있지만 일반적으로 앞으로 달리기와 뒤로 달리가 가장 많이 사용되는 운동이다.

뒤로 달리는 특별한 스포츠의 경기력 향상을 위한

활동, 심폐 기능 향상, 대퇴사두근, 슬와근 등을 강화하는 훈련 수단으로서 무릎 상해 예방과 균형 감각 향상, 근신경 기능 촉진, 자기수용감 촉진, 근골격계 기능 강화를 위해 사용되고 있다(Stevenson, 1981). 또한 요통, 고관절을 포함한 근염좌, 발목염좌, 아킬레스 건 염좌, 경골 스트레스 증후군, 무릎관절 수술 후 재활방법으로 활용하고 있다(Bates & Dufke, 2001). Flynn et al(1991)은 뒤로 달리는 슬개골 대퇴부 관절의 부하를 감소시키기 때문에 대퇴 슬개골 증후군 환자에게 효과적인 재활 방법이라고 주장하였으며, 또한 최근 연구에서 Osmond(2005)는 다양한 무릎장애 수술 후 재활을 하는 동안 뒤로 달리를 이용하여 한 사이클을 스윙기와 지지기로 나누어 하지의 고관절, 슬관절, 족관절의 움직임을 2차원으로 살펴보고 그 효과를 고찰했다. 윤희중과 류지선(1992)은 6주 동안 뒤로 달리기 훈

런이 슬관절의 굴근력과 굴근과워 향상, 슬관절과 고관절 각속도의 증가를 가져왔고, 고관절의 최대 및 최소 각속도의 향상을 가져왔다고 보고하였다. 뒤로 달리기의 생리적 특성으로 하지의 근전도는 뒤로 달리기가 큰 것으로 즉 보다 큰 에너지 소비가 이루어지는 것으로 보고되고 있으며, 또한 같은 스피드로 달릴 경우 뒤로 달리기는 앞으로 달리기에 비해 최대 산소 섭취량이 31%, 심박수는 15% 크다고 보고되고 있다(Flynn et al., 1994).

또한 뒤로 달리기는 앞으로 달리기에 비해 달리기 시 몸통의 기울기가 적고, 짧은 스트라이드 길이 및 높은 스트라이드 올, 낮은 스피드, 큰 지지 시간, 적은 고관절 움직임, 슬관절에서 기능적인 운동 범위 증가, 착지 순간에서 보다 큰 무릎 굴곡, 발목과 슬관절들을 지지하는 근 구조의 반대적 역할, 토-힐(toe-heel) 접촉 양상 등의 특징을 보인다보고되고 있다(Arata, 1999; Bates, et.al., 1986a, 1986b, Devita & Stribling, 1991, Sveistrup & Bates, 1991).

Wright & Weyand(2001)는 앞으로 달리기와 뒤로 달리기의 에너지 소비를 지면 반력을 이용한 연구에서 대사율은 지면력 작용율과 지면에 대한 지지력을 유지하기 위한 상호작용된 근의 양에 의해 결정된다고 보고하였다. Arendse et al.(2004)는 달리기 자세 방법에 따른 무릎의 편심성 부하 감소에 관한 연구에서 뒤꿈치만 닿는 방법, 앞꿈치만 닿는 방법, 중족이 닿는 방법으로 지면반력과 무릎 발목의 관절각을 측정하여 비교 하였다.

조정희와 류지선(2006)는 뒤로 달리기와 앞으로 달리기 시 스트라이드 구간에서 하지 관절의 움직임을 3차원으로 분석한 결과 뒤로 달리기 시 무릎의 굴신 움직임에서 착지 구간 뒤로 달리기는 앞으로 달리기보다 크게 굴곡되었고, 착지순간에 최저의 굴곡을 보이다 스윙 가속 구간에 최대의 굴곡을 보였으며, 더 외전된 상태로 착지했다고 보고하고 있다. 또한 고관절에서 내외측 회전 움직임은 서로의 움직임이 반대 현상을 보이고 있다고 주장했다.

이상과 같이 뒤로 달리기는 앞으로 달리기의 운동학적 비교 뿐만 아니라 하지의 근골격계를 강화하는 수단으로 또한 관절의 부담감을 줄여주어 염좌나 수술 후 재활 운동방법으로 사용 할 수 있는 잠재적 가능성이

크다는 전제하에서 두 달리기의 특성을 찾기 위해 다양한 연구가 이루어지고 있다. 그러나 달리기는 특정한 하지 분절에 의해 이루어지는 운동이 아니라 이들 분절의 상호작용에 의해 이루어지는 운동이다. 두발 이동은 하지 분절 내외 간의 공 · 시간적인 협응이 요구된다. 이 협응은 전형적으로 외적인 요인과 (지면 특성) 내적 (신체적 조건, 피로 등)인 과업 제한의 변화에 따라 달라진다(Diedrich & Warren, 1995). 따라서 두 달리기 간의 뚜렷한 특성을 찾기 위해서는 단지 분절이나 관절을 독립적으로 구명하는 것 보다 달리기 시 하지 분절 간의 상호 작용을 살펴보는 것은 분절과 관절의 협응의 특징을 밝히는 것이며, 또한 이들의 변화의 추이는 어떠한가를 관찰하는 것은 근 신경 조절 메카니즘과 관련해 중요하다 할 수 있다(Buzzi et al. 2003).

운동 시 근 신경 조절 메카니즘을 알아보기 위한 접근으로 오늘날 관절과 분절의 커플링 움직임의 양상 즉 협응성(Hamill & Pollard, 2006)을 파악하고 있다. 커플링이란 두 분절간 혹은 분절과 관절 사이의 상호 작용 관계를 의미한다. 즉 한 분절이나 관절의 운동이 다른 분절이나 관절의 운동에 영향을 미치는 개념이다(Bates & Haven, 1978; Inman, Ralston, Todd, 1994). 신체에서 커플링 유형의 대표적인 예는 거골하 관절의 회전과 장축에 대한 경골의 회전 움직임에서 찾아 볼 수 있다. 이동 운동의 스트라이드 구간 시 거골하 관절이 외반(회내)될 때 장축에 대한 경골의 내측 회전이 일어나며, 거골하 관절이 내반(회외)될 때 경골은 외측 회전을 한다. 발의 내반(inversion)과 외반(eversion)에 의해 영향을 받은 경골의 내 · 외측 회전은 다시 무릎 관절에 영향을 미친다(Lundberg, Svensson, Bylund, Goldie, Selvik, 1989). 즉 이동 운동의 지지 국면 처음 반에서 종골은 외반하고 거골 두는 안쪽으로 회전한다(Lundberg et al., 1989). 경골은 발목 관절의 단단함으로 인해 거골과 함께 안쪽으로 회전한다. 완전 착지(midstance)에 도달한 후 이들 운동은 거꾸로 되어 마지막 지지 국면까지 외반과 경골 외측 회전이 계속된다. 이런 작용으로 후족 운동은 무릎 운동에 영향을 미친다. Nigg, Cole, Nachbauer (1993)은 후족 외반과 경골 회전 사이의 커플링은 달리기 시 상당히 높은 상관

관계가 있다고 주장했다. 또한 경골과 대퇴사이의 높은 상대적 회전은 대퇴쪽의 슬개골의 이동 궤적을 바꾸기 때문에 대퇴골의 움직임에 대한 경골의 내·외측 회전은 잠재적 상해 메카니즘을 예측하기 위한 주요 커플링 동작으로 알려지고 있다(Nigg, Khan, Fisher, Stefanyshyn, 1998).

이와 같이 신체 움직임 시 인접한 하지의 분절과 관절은 서로 상호 작용을 하므로 이들 관계를 관찰해 살펴보는 것은 움직임의 협응과 관련해 운동 조절을 파악하는데 의미 있는 일이라 하겠다. 그러나 뒤로 달리기와 앞으로 달리기의 하지 분절의 상호 움직임이 어떻게 나타나는가에 대한 구체적인 운동학적 관찰은 미흡한 실정이다. 따라서 두 달리기 형태의 하지 분절 및 관절의 커플링 움직임에 대한 연구의 필요성이 요구 된다 할 수 있다.

이를 위해 다음과 같은 구체적인 내용을 분석하고자 한다. 1) 무릎과 발목관절의 3차원 각 산출과 대퇴, 하퇴, 발 분절의 3차원 각을 산출한다. 2) 하지 내(within-limb) 커플링 각인 무릎 굴신/발목 굴신, 무릎 굴신/발목 내외반, 무릎 회전/발목 내외반, 무릎 굴신/하퇴 회전, 하퇴의 회전/발의 내외반, 대퇴 회전/하퇴 회전, 대퇴 굴신/하퇴 굴신 움직임의 커플링각을 분석하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

이 연구의 대상자는 실험 시 하지에 병적 결함이 전혀 없는 20대 남자 12명을 대상으로 실시 하였다. 연구 대상자 별 신장, 체중과 관련된 자료는 <표 1>과 같다.

표 1. 대상자 집단의 특성

대상자	특성	나이(yr.)	신장(cm)	체중(kg)
M		22.8	175.5	71.6
SD		3.7	4.5	10.5

### 2. 실험 절차

모든 대상자는 중창의 경도가 Shore A 50인 동일한 제품의 운동화를 신고 실험상 설계된 약 15m의 주로(走路)를 앞으로 달리기는 후족 착지(heel-toe running) 유형으로, 뒤로 달리기는 전족 유형으로 달렸다. 두 달리기 속도는 개인간의 체력차를 고려해 한 속도로 고정치 않고, 각 개인의 선호 속도(preferred running speed)를 이용했다(Buzzi et al., 2003). 선호 속도 결정은 뒤로 달리기 시 트레드밀(treadmill) 위에서 속도를 높이고 낮추는 작업을 반복해 대상자가 달리는데 가장 편하다고 느끼는 속도를 선택했으며, 이를 3회 반복한 평균을 각 대상자의 선호 속도로 지정했다( $1.9 \pm 1.1$  m/s). 이 뒤로 달리기의 선호 속도를 기준으로 앞으로 달리기의 속도를 결정했으며, 각 개인의 선정된 선호 속도를 주로에서 통제하기 위해 Seiko DM-10 박절기와 구간 타이머(TK11630, Tag Heuer, Switzerland)를 이용했으며, 실험 시 각 대상자의 달리는 속도는 지정된 선호 속도에서  $\pm 0.5$  m/s 범위까지 인정했다.

달리기 시 하지의 3차원 운동학적 자료를 얻기 위하여 6대의 고속 디지털 카메라(MCU 240, Qualisys, Switzerland)가 이용되었으며, 이때 신체 오른쪽 하지가 적어도 두 대의 카메라에 기록되도록 설치되었으며, 카메라는 컴퓨터에 연결해 Qualisys 프로그램에 의해 조절되었다. 길이가 알려진 4개의 마크를 갖고 있는 L-틀(L-plate) 강체는 주로 중앙의 오른쪽 구석에 놓아 전역 좌표 시스템(room coordinate system)으로 정의했으며, 축은 상방 수직 쪽을 +Z, 운동 방향 쪽을 +Y, +Y에서 +Z의 크로스(cross)쪽을 +X로 취했다. 알려진 두 마크 Wand는 놓여진 L-틀을 중심으로 촬영 범위의 각 카메라 시각을 Scale하기 위해 캘리브레이션(calibration)에 이용되었으며, 이때 카메라의 촬영 속도는 100Hz로 설정했다.

또한 하지의 지역 좌표를 얻기 위해 비 공선상(noncolinear)에서 대상자의 오른발 발꿈치(heel), 중족관절 두(metatarsal head), 외측 과(lateral malleolus)에 각각 1개의 마커를 외측 하퇴, 대퇴, 분절에 각각 삼각(triad) 마커를 부착했다. 또한 대전자 외측, 전상장골극, 후상 장골극에 마커를 부착했다. 지역 좌표축 x, y, z

는 전역 좌표축과 같은 방향으로 설정했다. 모든 대상자들의 3차원 하지 관절각의 해부학적 특성을 고려 비교하기 위해서 스탠드 캘리브레이션(stand calibration)을 이용했다.

### 3. 자료처리

각 실험 조건에 대해 오른발 발꿈치(heel-strike) 접지 순간부터 다음 오른발 접지 순간까지인 3 스트라이드의 운동학적 자료는 Qualisys system의 ProReflex 프로그램을 이용해 수집되었다. 신체 랜드마크에 대한 3차원 운동학적 자료는 이들 마커를 3차원 Tracking한 후 NLT(nonlinear transformation)방법을 이용해 얻었으며, 각 카메라의 스트라이드 구간에 대해 각 프레임(frame)의 각 마크에 대해 직교 좌표(Cartesian coordinates)가 산출되었으며, 필터링(filtering)의 영향을 최소화하기 위해 분석하고자 하는 프레임의 전후 5 프레임이 포함(buffer)되었다.

외부 마커에 대한 3차원 운동학적 좌표값 중 스탠드 캘리브레이션(stand calibration) 자료는 필터링을 하지 않고 평균값을 이용했다. 그러나 실제 시간별 달리기에서 얻은 자료는 9Hz의 차단주파수를 이용 저역 4차 Butterworth 필터 범으로 노이즈와 관련된 Higher Frequencies를 제거하였다. 이렇게 정리된 좌표들을 이용해 하지 관절과 분절의 3차원 각 계산은 Euler방법을 이용 산출했다(Hamill & 류지선, 2003).

산출된 값들은 지지 국면을 100%로 간주해 Linear Interpolation 방법을 이용 표준화했다. 분절 간 커플링은 대퇴 회전/하퇴 회전, 대퇴 굴신/ 하퇴 굴신, 하퇴 회전/발의 내외반 움직임에 대해 고려되었으며, 관절간 커플링은 무릎 회전/발목 내외반, 무릎 굴곡/발목 내외반, 무릎 굴곡/발목 굴신 움직임에 대해 고려되었으며, 관절과 분절간 커플링은 무릎 굴신/하퇴 회전의 움직임에 대해 관찰했다(Heiderscheit, Hamill, Van Emmerik, 2002; 류지선, 2006).

이들 상대 운동 그림(각-각 도면)은 x축에 근위 분절 및 관절을 y축에 원위 분절 및 관절의 움직임 각으로 평가되었다. 상대 운동 도면(relative motion plot)을 이용해 관절과 분절간의 커플링 움직임 정량화는

Sparrow, Donovan, van Emmerik, & Barry(1987)이 제안한 벡터 코딩 기법의 수정된 공식을 이용해 얻었다. 즉 이들 상대 운동의 방향 평균은 시행 수에 대한 상대 운동의 각 방향의 평균 사인과 코사인 계산에 의해 결정되었다(Ferber, Davis, Williams III, 2005; Heiderscheit et al., 2002). 따라서 보행의 스트라이드 구간 시 두 인접 데타 점 사이의 절대 합 벡터는 다음 공식에 의해 계산 했다.

$$\phi_i = \text{abs}[\tan^{-1}(y_{i+1} - y_i / x_{i+1} - x_i)]$$

여기서  $i=1, 2, \dots, n$ .

따라서  $\phi$ 가 45도면 완전한 커플링각을 의미하며, 45도보다 큰 경우는 근위 분절이나 관절의 움직임이 원위 분절이나 관절보다 상대적으로 크게 움직이고 있다는 것을 의미한다. 반면에 45도보다 적은 경우는 반대의 의미를 나타낸다.

이 연구의 분석 구간은 오른발이 지면에 착지하는 순간부터 다시 오른발이 지면에 착지하는 순간을 100%로 표준화한 상태에서 완전착지(mid-stance) 구간은 11~30%, 이지구간(toe-off)는 31~50%, 스윙 가속 구간(swing acceleration)는 51~70%, 스윙 감속구간(swing deceleration)는 71~90%, 착지 구간(heel strike)는 91~10%로 구분해(Heiderscheit et al., 2002) 두 달리기 유형에서 분석된 두 분절, 두 관절간 혹은 관절 분절간의 움직임 커플링각을 정량화했다.

이들 국면에서 대상자별 평균화된 커플링각은 두 달리기 유형을 비교하기 위해 이용했으며, 이때 완전한 커플링각인 45도를 중심으로 45도보다 큰 경우와 45도보다 작은 경우에 대해 각각 동일한 경우의 평균차를 t 검정의 양방 검증을 이용해 통계적 유의성을 분석했다. 모든 유의수준 임계치는 5%로 설정했다.

## III. 연구 결과

전술한 방법에 따라 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 시 하지의 관절 및 분절의 커플링 각을 분석한 결과는 다음과 같다. <표 2>은 앞·뒤 달리기의 스트라이드 전체 구간에 대한 커플링 각의 평균과 표준 편차 및 이의 통계적 검정을 나타내고 있으며, <표 3>는 앞·뒤 달리

표 2. 앞 · 뒤달리기의 스트라이드 전체 구간에 대한 각 커플링각의 평균±표준편차 및 검정값

	앞	뒤	t값(p)
무릎 굴신/발목 굴신	45.5±25.7	52.3±30.1	1.5(p>.05)
무릎굴신/발목내외반	48.4±21.6	48.6±25.5	0.06(p>.05)
무릎굴신/하퇴회전	46.3±23.0	48.5±26.9	0.56(p>.05)
무릎회전/발목 내외반	33.9±11.2	29.3±15.8	2.05(p>.05)
하퇴회전/ 발내외반	22.0±10.7	21.0±7.6	0.67(p>.05)
대퇴회전/하퇴회전	19.3±7.7	17.7±7.3	1.35(p>.05)
대퇴굴신/하퇴 굴신	61.3±25.8	60.8±17.0	0.14(p>.05)

기의 스트라이드 특정 구간에서 각 국면별 커플링각의 평균과 표준 편차 및 이의 통계적 검정을 나타내고 있다.

<그림 1, 2>는 본 연구에서 커플링각 도출을 위해 분석된 하지의 분절과 관절 중에 무릎 관절의 굴신각과 하퇴의 내외측 회전 각을 나타내고 있으며, <그림 3>은 이들의 각-각도면을 나타내고 있다. <그림 4>는 스트라이드 구간에서 이들 움직임의 커플링각을 나타낸다.

<그림5~10>는 역시 스트라이드 구간내에서 각각 무릎 굴신/발목 내외반, 무릎 내외측 회전/발목 내외반, 하퇴 내외측회전/발 내외반, 대퇴내외측회전/ 하퇴내외측 회전, 대퇴굴신/하퇴 굴신 움직임에 대한 커플링각의 변화를 나타내고 있다. 제시된 모든 그림은 모든 대상자의 평균을 나타낸다.

이들에 의하면 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 시 본 연구에서 선정 분석된 커플링 패턴은 스트라이드 구간에서는 유의한 차이점을 보이지 않았지만, 스트라이드를 특정하게 구분한 국면에서는 부분적으로 차이점을 보였다. 무릎 굴신 대 발목 굴신 움직임의 커플링 각은 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 두 유형 스트라이드 구간 내에서 무릎의 시상면 운동과 발목의 시상면 운동이 순간 순간 완전한 협응현상을 보이고 있지만, 국면별 평균은 앞 · 뒤 달리기 모두 착지에서 완전 착지까지의 무릎 굴신 운동에 대한 발목 굴신 운동이 컸다. 특히 착지 순간 뒤로 달리는 앞으로 달리기보다 상대적으로 발목의 굴신이 컸다(p<.05).

이지에서 스윙 가속 구간에서는 두 달리기 형태 모두에서 무릎의 굴신 운동이 발목의 굴신 운동보다 상대

적으로 큰 운동을 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 반면에 스윙 감속 구간에서는 앞으로 달리는 무릎의 시상면 운동이 발목의 시상면 운동보다 상대적으로 컸으나, 뒤로 달리는 경우는 발목 시상면 운동에 대한 무릎의 시상면 운동이 보다 상대적으로 적게 움직이는 현상을 보였다.

무릎 굴신 대 발목 내외반 움직임의 커플링각은 앞서 기술한 무릎 굴신 대 발목 굴신의 커플링 각과 같이 두 달리기 유형 공히 스트라이드 구간내에서는 순간 순간 서로 동일하게 움직이는 협응을 보이고 있지만, 국면별 상대적 움직임은 다소 차이가 있었다.

착지 순간은 두 달리기 형태 모두 발목 관절 내외반의 움직임이 무릎 굴신 움직임보다 상대적으로 컸으나 두 달리기 조건간 통계적 차이는 없었다. 완전 착지의 국면에서는 평균적으로 앞으로 달리는 발목 내외반이 상대적으로 크게 움직였으나, 뒤로 달리는 경우는 발목 관절의 내외반 움직임이 무릎의 굴신 움직임에 비해 상대적으로 적게 나타나는 현상을 보였다.

이지 국면에서는 두 달리기 형태모두 무릎 굴신 움직임이 발목 내외반보다 적게 움직였으나 두 조건간 통계적 차이는 없었다. 스윙 가속 구간에는 두 조건 모두 무릎 굴신 움직임이 크게 움직이는 현상을 보였으나, 개인간의 차이로 인해 유의한 차이는 없었다. 반면 스윙 감속 구간에서는 앞으로 달리는 무릎의 시상면 움직임에 대한 발목의 전두면 움직임이 적고, 뒤로 달리는 발목의 전두면 움직임에 대한 무릎의 시상면 움직임이 적게 나타나는 현상을 보였다.

표 3. 앞 · 뒤달리기의 스트라이드의 특정 구간에 대한 각 커플링각의 평균±표준편차 및 검정값

	앞	뒤	t-값(p)
무릎굴신/발목굴신			
착지	51.4±24.4	72.7±12.6	12.2(p<.05)
완전착지	56.7±16.7	50.7±26.7	0.6(p>.05)
이지	38.8±30.5	30.4±28.2	0.7(p>.05)
스윙가속	41.7±28.3	30.6±25.8	1.0(p>.05)
스윙감속	39.0±24.1	78.0±15.2	-
무릎굴신/발목내외반			
착지	56.8±20.4	49.3±11.7	1.21(p>.05)
완전착지	55.0±16.6	38.1±25.5	-
이지	53.8±16.9	52.0±22.4	1.03(p>.05)
스윙가속	39.1±24.1	30.9±27.9	0.81(p>.05)
스윙감속	37.9±22.8	73.1±14.1	-
무릎 굴신/하퇴회전			
착지	57.0±19.6	49.4±15.1	1.08(p>.05)
완전착지	53.3±21.8	34.7±25.7	-
이지	46.3±21.2	55.3±23.5	0.99(p>.05)
스윙가속	37.1±25.1	30.3±28.4	0.63(p>.05)
스윙감속	38.2±22.9	73.2±14.0	-
무릎회전/발목내외반			
착지	33.8±8.6	29.1±14.0	1.01(p>.05)
완전착지	30.1±9.0	30.3±14.3	0.06(p>.05)
이지	41.4±6.2	44.2±15.7	0.70(p>.05)
스윙가속	34.3±9.9	26.9±13.1	1.78(p>.05)
스윙감속	30.3±16.1	15.7±5.5	3.01(p<.05)
하퇴회전/발내외반			
착지	29.3±1.6	23.3±0.4	12.85(p<.05)
완전착지	19.2±9.6	12.8±6.3	1.95(p>.05)
이지	22.7±9.6	22.8±3.2	0.04(p>.05)
스윙가속	26.1±12.6	21.0±9.7	1.21(p>.05)
스윙감속	12.7±8.1	25.4±6.5	4.47(p<.05)
대퇴회전/하퇴굴신			
착지	28.1±2.0	23.8±0.5	1.23(p>.05)
완전착지	18.8±7.4	18.3±3.5	0.3(p>.05)
이지	22.2±3.0	19.0±8.1	1.34(p>.05)
스윙가속	18.0±4.8	11.4±3.9	3.70(p<.05)
스윙감속	9.7±4.6	16.2±9.4	2.32(p<.05)
대퇴굴신/하퇴굴신			
착지	53.8±16.7	46.2±2.5	1.64(p>.05)
완전착지	83.9±2.6	68.2±14.1	3.90(p<.05)
이지	73.5±10.2	64.3±19.9	2.02(p>.05)
스윙가속	70.9±10.1	58.0±19.6	2.06(p>.05)
스윙감속	23.6±20.6	66.9±13.3	-

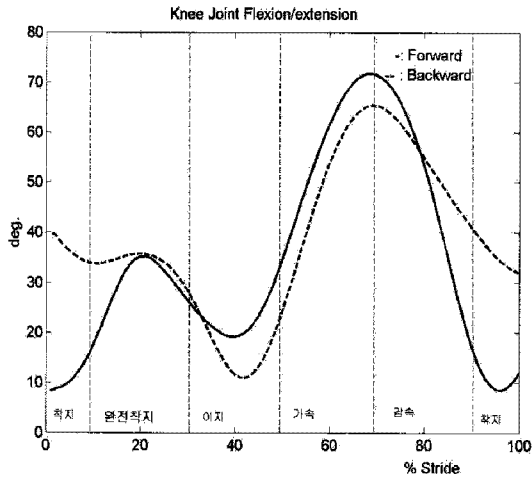


그림 1. 무릎관절의 굴신각

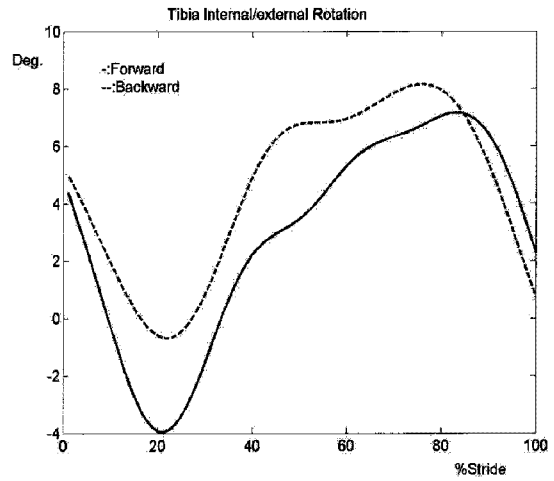


그림 2. 하퇴의 내외측 회전각

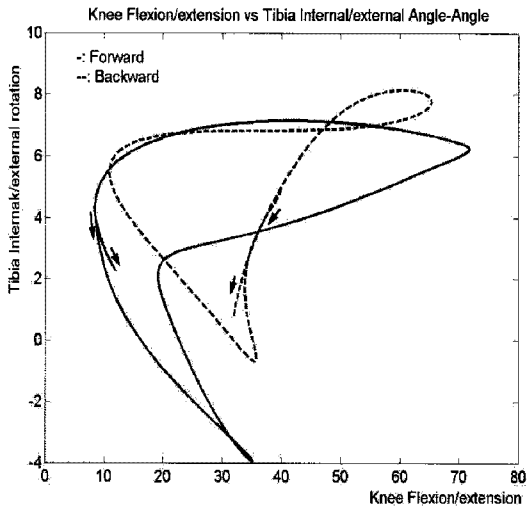


그림 3. 무릎 굴신과 하퇴의 내외측 회전 각각도면

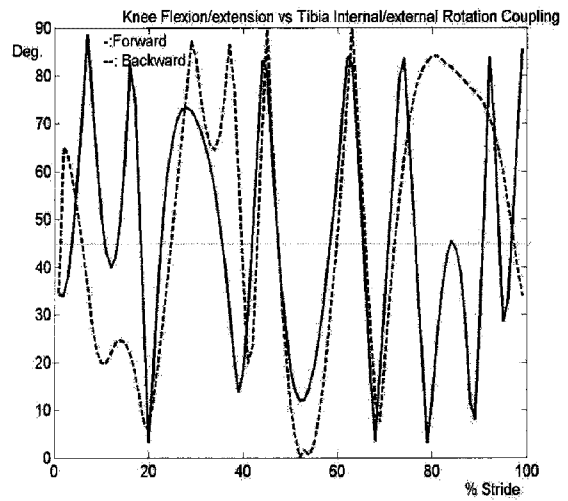


그림 4. 무릎 굴신과 하퇴 내외측회전의 커플링 각

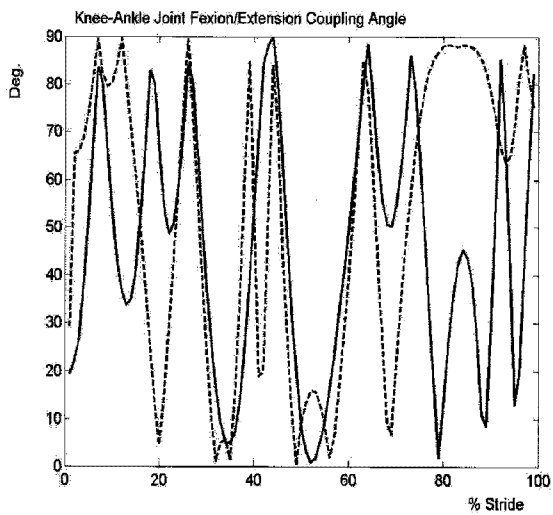


그림 5. 무릎과 발목 굴신에 대한 커플링 각

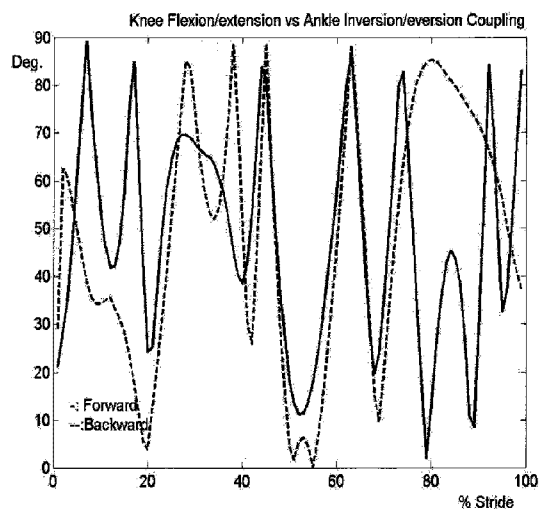


그림 6. 무릎 굴신과 발목 내외반에 대한 커플링 각



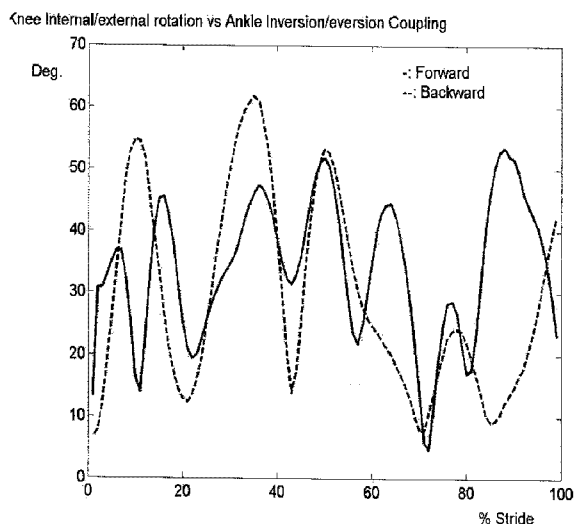


그림 7. 무릎 내외측 회전과 발목 내외반에 대한 커플링 각

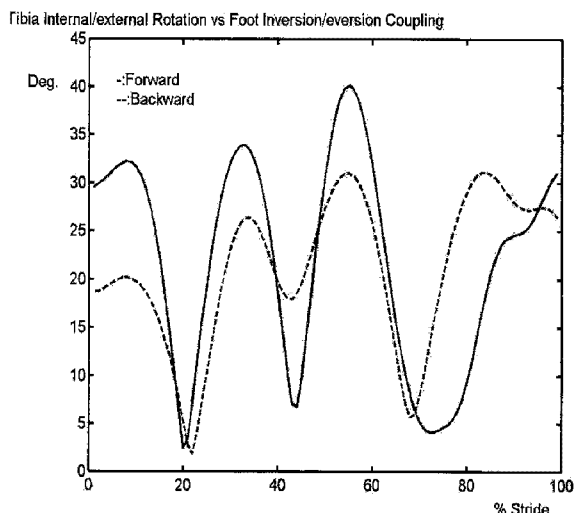


그림 8. 하퇴 내외측회전과 발 내외반에 대한 커플링 각

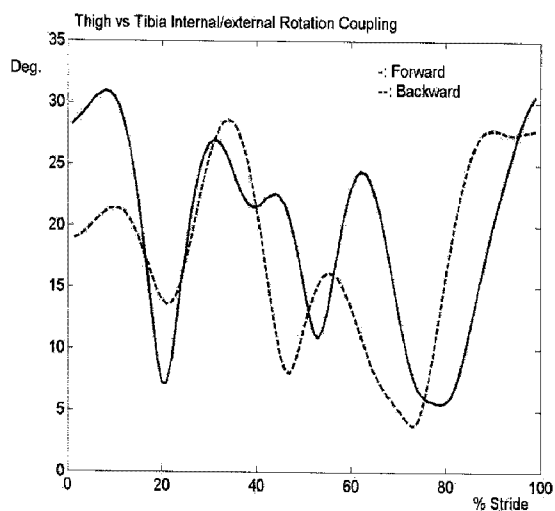


그림 9. 대퇴와 하퇴 내외측 회전에 대한 커플링 각

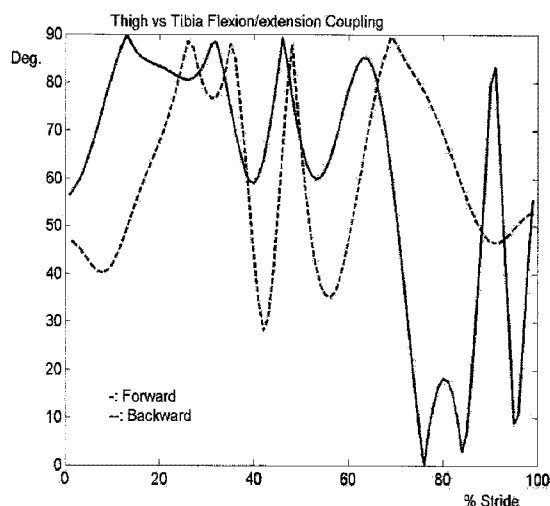


그림 10. 대퇴와 하퇴 굴신에 대한 커플링 각

관절과 분절의 커플링각을 관찰한 무릎 굴신 대 하퇴 내외측 회전의 움직임의 커플링 경우 역시 스트라이드 구간에서 걸쳐 두 달리기 완전한 협응에 수렴하는 현상을 보이지만, 완전 착지 국면에서는 평균적으로 앞으로 달리는 하퇴 내외측 회전이, 뒤로 달리는 무릎 굴신이 상대적으로 크게 움직이는 다른 현상을 보였다. 반면에 스윙 감속 구간에서는 앞으로 달리는 무릎 굴신 움직임이 상대적으로 크게 움직였으나, 뒤로 달리는 하퇴 내외측 회전이 상대적으로 크게 움직이는 특징을 보였다. 그밖에 착지와 이지 국면에서는 두 달리기 모두 하퇴의 내외측 회전이 무릎의 굴신 움직임보다 컸으나, 두 달리기간 통계적 차이는 보

이지 않았다. 무릎 내외측 회전 대 발목 내외반에서는 앞·뒤 달리기 공히 전 국면에 걸쳐 평균적으로 무릎 관절의 횡단면 움직임이 발목 관절의 전두면 움직임보다 상대적으로 적게 나타났다. 이들 국면중에 스윙 감속 구간에서 뒤로 달리기 시가 앞으로 달리기 시보다 발목의 전두면 움직임에 대한 무릎의 횡단면 움직임이 상대적으로 더 크게 이루어졌다( $p < 0.05$ ).

하퇴 내외측 회전 대 발의 내외반 움직임에 대한 커플링각은 스트라이드 구간에서 걸쳐 두 달리기 유형 모두 하퇴의 횡단면 움직임보다 발 분절의 전두면에서 움직임이 상대적으로 적게 나타났다. 특히 착지 순간에는 뒤로 달리기가 앞으로 달리기보다 하퇴의 내

외측 움직임이 유의하게 크게 나타났다( $p < .05$ ). 대퇴 분절의 내외측 회전 대 하퇴 분절의 내외측 회전 커플링 움직임의 패턴은 또한 스트라이드 구간내에서 대퇴 분절의 횡단면 운동이 하퇴 분절의 횡단면 운동이 두 달리기 유형 모두에서 상대적으로 크게 이루어졌다. 특히 스윙 가속 국면에서는 뒤로 달리기가 앞으로 달리기보다 하퇴 분절 횡단면 운동에 비해 대퇴 분절 횡단면 운동이 상대적으로 크게 나타났으나, 스윙 감속 구간에서는 반대 현상을 보였다.

대퇴 분절의 굴신 대 하퇴 분절 굴신의 커플링 움직임 패턴은 스트라이드전 구간에서 앞으로 달리기의 스윙 감속 국면을 제외하고는 두 달리기 모두 하퇴 분절 굴신이 지배적으로 움직이는 특징을 보였다. 특히 완전 착지 국면에서는 앞으로 달리기가 뒤로 달리기보다 이런 현상이 유의적으로 크게 나타났다( $p < .05$ ). 또한 뒤로 달리기의 착지 국면은 거의 완전한 두 분절의 굴신의 협응 현상을 보였다. 한편 스윙 감속 국면에서는 앞으로 달리기는 하퇴 굴신 운동에 비해 대퇴 굴신 운동이 상대적으로 컸으나, 뒤로 달리기에서는 반대 현상인 대퇴 굴신 운동에 비해 하퇴 굴신 운동이 상대적으로 큰 다른 패턴이 나타났다.

#### IV. 논 의

신체 운동 시 분절과 분절 사이, 관절과 관절 사이 혹은 관절과 분절 사이의 커플링 움직임은 이들 분절이나 관절의 상호 작용을 살펴보는 데 아주 유용한 것이다. 본 연구에서는 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 유형의 특징을 규명하기 위한 일환으로 스트라이드 내 하지의 커플링 움직임을 정량화했다. 신체 이동운동 시 하지의 커플링 움직임을 분석하는 것은 신체의 협응성을 파악해 움직임의 안정성을 판단하고, 한편으로는 잠재적인 상해를 예측하고 상해의 메커니즘을 이해하는 척도이다(Hamill & Emmerick, 1999).

특히 오늘날 쓰지 않는 하지 근을 강화할 목적뿐만 아니라 요통, 고관절을 포함한 근염좌, 발목염좌, 아킬레스 건 염좌, 경골 스트레스 증후군, 무릎관절 수술 후 재활방법으로 활용 하고 있는(Bates & Dufke,

2001) 뒤로 달리기의 하지 관절과 분절 간의 커플링 움직임 패턴을 관찰하고, 이들 상대 관계의 변화를 경시적(經時的)으로 분석하는 것은 뒤로 달리기의 효과를 판단하고 주행으로 인해 발생할 수 있는 잠재적인 상해를 예측 하는데 의미를 갖는다 할 수 있다.

뒤로 달리기의 운동역학적 분석은 서론에서 살펴본 바와 같이 다양한 접근이 이루어지고 있다. 그러나 여러 접근 방법을 동원해 뒤로달리기의 특성과 효과에 대한 연구가 이루어지고 있지만, 관절과 분절간의 상호 작용을 관찰한 연구는 매우 제한적이다.

본 연구 결과 뒤로 달리기 유형의 커플링각 특징을 비교한 결과 무릎 굴신 대 발목의 굴신 커플링 움직임에서 지지 국면의 착지 순간 뒤로 달리기는 앞으로 달리기보다 상대적으로 무릎의 굴신 움직임보다 발목 굴신이 컸다. 이와 같은 차이는 착지 순간 뒤로 달리기는 앞으로 달리기보다 발목의 굴곡 각이 상대적으로 컸기 때문에 나타난 현상으로 보인다. 따라서 발목을 강화할 목적으로 달리기를 할 경우 뒤로 달리기가 앞으로 달리기보다 유리할 것으로 보인다.

Stevenson(1981)은 뒤로 달리기는 대퇴사두근, 슬와근 등을 강화하는 수단으로서 무릎 상해 예방과 균형 감각 향상, 근신경 기능 촉진, 자기수용감 촉진, 근골격계 기능 강화를 위해 유리한 운동이라고 주장했다. 본 연구 결과 무릎의 굴신 움직임은 전 스트라이드 구간에 걸쳐 비슷한 양상을 보였지만, 특히 착지 순간 앞으로 달리기보다 뒤로 달리기가 컸다. 이와 같은 결과는 Stevenson(1981)의 연구 결과와 같은 맥락이라고 보여진다. 다만, 발목 관절과 무릎 관절의 굴곡을 비교했을 경우 착지 순간 뒤로 달리기 시가 발목 관절의 굴신 움직임이 무릎 관절의 굴신 움직임보다 크게 작용하는 특징을 보였다.

본 연구의 관절과 분절의 커플링각을 관찰한 무릎 굴신과 하퇴의 내외측 회전의 움직임은 완전 착지 국면에서 앞으로 달리기는 하퇴의 내외측 회전이 무릎 굴곡의 움직임 보다 상대적으로 컸으나, 이 국면에서 뒤로 달리기는 무릎 굴곡 움직임이 큰 반대 양상을 보였다. 이 순간 앞으로 달리기는 평균적으로 하퇴의 외측 회전을 보였으나, 뒤로 달리기는 내측 회전이 상대적으로 크게 작용한 것으로 보여졌다. 무릎 굴신과 하

퇴의 내외측 회전 커플링은 상해 메카니즘의 통찰하는 아주 의미있는 움직임으로 알려지고 있다( Hamill & Pollard, 2006 ). 이들 커플링이 완전 착지 구간에서 두 달리기 유형이 다르게 나타난것을 상해와 관련해 좀더 연구의 필요성이 요구된 다 할 수 있다.

본 연구의 무릎 내외측 회전과 발목의 내외반 상호 움직임을 살펴본 결과 스트라이드 구간 내에서 무릎 회전이 앞·뒤 모두 달리기에서 상대적으로 크게 작용했다. 특히, 스윙 감속 국면에서 뒤로 달리기가 상대적인 무릎 회전이 통계적으로 큰 차이의 특징을 보였다.

하퇴의 내외측 회전과 발의 내외반 움직임에 대한 상호 커플링 각의 차이를 분석한 결과 무릎 내외측 회전과 발목의 내외반 커플링 움직임과 같이 근위 분절인 하퇴의 전두면에서 움직임이 발의 횡단면에서의 움직임보다 상대적으로 컸다. 특히 착지 순간 뒤로 달리는 하퇴의 내외측 회전 움직임이 앞으로 달리기보다 크게 작용했다. 이와 같은 특징은 앞으로 달리기와는 달리 뒤로 달리기가 착지 순간 발의 중족이나 전족 착지 형태를 취하므로 이에 따른 착지 순간 체중이 뒤꿈치보다 앞꿈치에 더 많이 실리기 때문에 하퇴의 내외측 회전이 크게 나타난 것으로 보여진다.

보행과 달리기와 같은 이동 운동에서 발 분절의 내·외변과 하퇴의 내·외측 회전의 상대 커플링동작은 과다 사용(overuse)으로 인한 상해 발생과 관련 있다고 알려지고 있다(Clement, Taunton., Smart, 1981).

발의 내외반 움직임의 중심이 거골하 관절인지 혹은 발목 관절인지 확연하게 구분하기는 어려운(Hintermann, Nigg, Sommer, Cole, 1994) 상태에서 움직이는 발 분절의 내·외변 운동은 경골의 내·외측 회전이 전이되어 무릎의 통증을 유발하는데 가장 밀접한 관계가 있는 것으로 알려지고 있다(James, Bates, Ostermig, 1978). 즉 발 분절과 경골 사이의 커플링 원리에 기초해 무릎 상해의 발병에 대한 하나의 가정은 발의 외변은 경골의 내측 회전에 전환되어 무릎 관절의 비정상적인 메카니즘을 일으킨다는 논리이다(Bahlsem, 1988). Nigg et al(1993)은 관절력이 약한 무릎 통증을 가진 주자(走者)는 경골 회전과 후족 외

반 사이에 덜 강한 커플링을 가지고 있어 무릎의 비틀림 운동에 영향을 미친다고 주장했다. 이런 이론적 배경에 기초해 볼 때 달리기시 관절력의 위축은 분명 하지 커플링 동작에 영향을 미치는 것으로 해석할 수 있다. 뒤로 달리기 시 하퇴의 내외측 회전 움직임이 발의 내외반보다 상대적으로 큰 것은 하퇴의 내외측 회전과 관련있는 전경골근, 비골근 강화에 도움을 줄 수도 있지만, 반면에 내측 경골 피로 징후, 후 경골 건염, 아킬레스 건염, 하지 피로 골절 등을 발생시키는 가능성과(Hintermann & Nigg, 1998) 무릎 관절의 상해를 유발할 잠재적 가능성이 큰 것으로 예측할 수 있다.

분절간 커플링각을 관찰한 본 연구에서 대퇴 내외측 회전에 대한 하퇴 내외측 회전의 움직임은 스트라이드 구간내에서 앞·뒤 달리기 모두 대퇴의 회전이 컸다. 특히 스윙 가속 국면에서는 이런 현상이 뒤로 달리기가 유의하게 컸으나, 스윙 감속 구간에서는 앞으로 달리기가 유의하게 큰 양상을 보였다. 이와 같은 현상은 해부학적 구조상 대퇴 분절의 내외측 회전 중심은 고관절이고, 근위 분절인 하퇴의 회전의 중심은 슬관절이기 때문에 슬관절은 내외측 회전 자유도가 없으므로 사실상 하퇴의 내외측 회전은 매우 제한된다 할 수 있다. 이런 현상 때문에 달리기 유형에 관계 없이 대퇴의 회전이 하퇴의 회전을 압도했지 않나 추측된다. 또한 대퇴 굴신과 하퇴 굴신 간 커플링 움직임은 하퇴가 상대적으로 크게 움직이는 양상을 보였지만, 스윙 감속 국면에서는 앞으로 달리기의 대퇴 굴신이 하퇴 굴신보다 지배적으로 움직이는 특징을 보였다. 이와 같은 현상은 스윙 감속국면에서 앞으로 달리는 대퇴의 굴곡이 갑자기 증가하나 뒤로 달리는 감소하는 결과로 달리기 유형 자체에서 나타나는 차이로 보여진다.

이상은 앞으로 달리기와 뒤로 달리기의 국면에 기초해 특징을 규명한 미시적인 해석이라 할 수 있다. 스트라이드의 전체적 특징을 해석해 보면, 무릎 굴신 대 하퇴의 내외측 회전, 무릎 굴신 대 발목 굴신, 무릎 굴신 대 발목의 내외반 움직임은 커플링 간 두 달리기 유형 모두 완전한 협응에 수렴하는 특징을 보이고 있지만, 무릎 내외측 회전 대 발목 내외반은 두 달리기

유형 공히 무릎 내외측 회전이 움직임의 주도했다. 또한 하퇴의 내외측 대 발 분절의 내외반의 커플링은 두 조건 하퇴의 내외측 회전이 지배적으로 크게 움직이는 현상을 보였으며, 대퇴 분절 내외측 회전 대 하퇴 분절 내외측 회전의 경우 역시 두 조건 대퇴의 내외측 회전이 상대적으로 크게 작용했다. 마지막으로 대퇴 굴신 대 하퇴 굴신의 커플링 경우 뒤로 달리기는 하퇴 굴신이 크게 작용했으나, 앞으로 달리기는 스윙 감속 국면을 제외하고 역시 하퇴의 굴신이 대퇴의 굴신을 능가한 움직임을 보였다. 이상과 같이 스트라이드 구간의 거시적인 특징은 앞으로 달리기와 뒤로 달리기의 선정된 커플링 움직임 양상이 비슷한 결과를 보였다.

## V. 결론

20대 성인을 대상으로 앞으로 달리기와 뒤로 달리기 시 하지 내(within-limb) 커플링 각인 무릎 굴신/발목 굴신, 무릎 굴신/발목 내외반, 무릎 회전/발목 내외반, 무릎 굴신/하퇴 회전, 하퇴의 회전/발의 내외반, 대퇴 회전/하퇴 회전, 대퇴 굴신/하퇴 굴신 움직임의 커플링각을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 무릎 굴신 대 발목 굴신 움직임의 커플링 각은 스트라이드 구간 내에서 무릎의 시상면 운동과 발목의 시상면 운동이 순간 순간 완전한 협응을 보이고 있지만, 착지 순간 특히 뒤로 달리기는 앞으로 달리기보다 상대적으로 발목의 굴신이 컸다( $p < .05$ ). 반면에 스윙 감속 구간에서는 앞으로 달리기는 무릎의 시상면 운동이 발목의 시상면 운동보다 상대적으로 컸으나, 뒤로 달리기의 경우는 발목 시상면 운동에 대한 무릎의 시상면 운동이 보다 상대적으로 적게 움직였다.
2. 무릎 굴신 대 발목 내외반 움직임의 커플링각은 전체적으로 완전한 협응에 수렴했으며, 완전 착지의 국면에서는 평균적으로 앞으로 달리기는 발목 내외반에 의해, 뒤로 달리기의 경우는 무릎 관절의 굴신 움직임에 의해 주도되었다. 반면 스

윙 감속 구간에서는 반대 현상을 보였다.

3. 관절과 분절의 커플링각을 관찰한 무릎 굴신 대 하퇴 내외측 회전의 움직임의 커플링 경우 역시 스트라이드 구간에 걸쳐 완전한 협응에 수렴하는 현상을 보이지만, 완전 착지 국면에서는 평균적으로 앞으로 달리기는 하퇴 내외측 회전이, 뒤로 달리기는 무릎 굴신에 의해 주도되는 현상을 보였다.
4. 무릎 내외측 회전 대 발목 내외반 앞·뒤 달리기 공히 모든 국면에서 평균적으로 무릎 관절의 횡단면 움직임이 발목 관절의 전두면 움직임보다 상대적으로 크게 나타났다. 이들 국면중에 스윙 감속 구간에서 뒤로 달리기 시가 앞으로 달리기 시보다 발목의 전두면 움직임에 대한 무릎의 횡단면 움직임이 상대적으로 더 크게 이루어졌다 ( $p < .05$ ).
5. 하퇴 내외측 회전 대 발의 내외반 움직임에 대한 커플링각은 스트라이드 구간에 걸쳐 두 달리기 유형 모두 발 분절의 전두면 보다 하퇴의 횡단면 움직임이 상대적으로 크게 나타났다. 특히 착지 순간에는 뒤로 달리기가 앞으로 달리기보다 하퇴의 내외측움직임이 유의하게 크게 나타났다 ( $p < .05$ ).
6. 대퇴 분절의 내외측 회전 대 하퇴 분절의 내외측 회전 커플링 움직임의 패턴은 또한 스트라이드 구간내에서 대퇴 분절의 횡단면 운동이 하퇴 분절의 횡단면 운동보다 상대적으로 크게 이루어졌다. 특히 스윙 가속 국면에서는 뒤로 달리기가 앞으로 달리기보다 하퇴 분절 횡단면 운동에 비해 대퇴 분절 횡단면 운동이 상대적으로 크게 나타났다( $p < .05$ ), 스윙 감속 구간에서는 반대 현상을 보였다( $p < .05$ ).
7. 대퇴 분절의 굴신 대 하퇴 분절 굴신의 커플링 움직임 패턴은 스트라이드 구간에서 앞으로 달리기의 스윙 감속 국면을 제외하고는 두 달리기 모두 하퇴 분절 굴신이 지배적으로 움직이는 특징을 보였다. 특히 완전 착지 국면에서는 앞으로 달리기가 뒤로 달리기보다 이런 현상이 유의적으로 크게 나타났다( $p < .05$ ). 한편 스윙 감속 국면

에선는 앞으로 달리기는 하퇴 굴신 운동에 비해 대퇴 굴신 운동이 상대적으로 컸으나, 뒤로 달리기에서는 반대 현상인 대퇴 굴신 운동에 비해 하퇴 굴신 운동이 상대적으로 컸다.

신체의 움직임은 단지 하나의 분절이나 관절의 작용에 의해 나타나는 것보다 이들 분절이나 관절의 상호 작용에 의해 발현된다. 향후 이들 상호 관계를 규명하기 위해서는 운동학적 현상 뿐만 아니라 근전도 등을 활용해 이들 관계를 좀 더 구체적인 접근 방법을 통해 연구할 필요성이 있다 하겠다. 또한 본 연구에서 분석된 커플링 이외 좀더 많은 커플링을 분석할 필요성도 제안해보고자 한다.

## 참 고 문 헌

- 류지선(2006). 노인보행 시 발과 경골 Coupling 패턴과 Variability. 한국체육학회지45(1), 747-756.
- 류지선, Hamill, J.(2003). 운동역학실험, 대한미디어.
- 류지선(2001). 달리기 시 일정한 속도에서 보폭 차이가 하지 관절의 3차원 힘과 모멘트에 미치는 영향. 한국운동역학회지, 제11권, 제2호, 47~61.
- 류지선, 윤희중(2004). 달리기시 노인들의 신체 충격의 크기와 흡수 기능에 관한 연구. 한국체육학회지, 제44권, 제2호, 327-340.
- 윤희중, 류지선, 김영란(1992). 뒤로달리기 훈련이 선정된 체력과 하지의 운동학적 요인에 미치는 영향. 체육과학연구소.
- Arata, A.W. (1999). Kinematic and kinetic evaluation of high speed backward running. Unpublished doctoral dissertation, University of Oregon Microform Publications.
- Arendse, R.E., Noake T. D., Azevedo, L.B., Romanov. N., Schwelanus. M.P., & Fletcher. G. (2004). Reduced Eccentric Loading of the knee with the Pose Running Method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, (36)2, 272-277
- Bates, B.T., & Dufek, J.S. (2000). Backward running: benefits. The University of Oregon. <http://www.backward-running-backward.com>
- Bates, B.T., & McCaw, S.T. (1986). A comparison between forward and backward walking. In: proceedings of the North American Congress on Biomechanics : Human Locomotion TV., P. Allard and M. Gagnon, 303-308.
- Bennell, K.L., & Grossley. K. (1996). Musculoskeletal injuries in track and fields: Incidence, distribution, risk factors. *Australian J. of Science and Medicine in sport*, 28. 69-75.
- Bates, B.T., Morrison, E., & Hamill, J. (1986). Differences between forward and backward running. M. Adrian and H. Deutsch (Eds.). Proceedings of the 1984 Olympic Scientific Congress, Eugene, Oregon Microform Publications: 127-135.
- Buzzi, U.H., Stergiou, N., Kurz, M., Hageman, P.A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18, 435-443.
- Clany, W. G. (1980). Runner's injuries : Part one. The *American Journal of Sports Medicine*, 8, 2, 137-144.
- Devita, P., & Stribling, J. (1991) Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23:602-610.
- Diedrich, F.J., & Warren, W.H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *J. Exp. Psychol*, 21, 183-202.
- Dufek, J.S. (2002). Exercise variability: A prescription for overuse injury prediction. *Health and Fitness Journal*, 6(4): 18-23.
- Grasso, R., Bianchi, L., & Lacquaniti, F. (1998). Motor patterns for human gait: Backward versus forward locomotion. *J. of Human Physiology*, 80: 1868-1885.

- Ferber, R., Davis, J. M., & Williams III, D.S. (2005). Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability, *J. of Biomechanics*, 38, 477-483.
- Flynn, T.W., & Soutas-Little R.W. (1991). Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23: 32.
- Flynn, T.W., & Soutas-Little R.W. (1993). Mechanical power and muscle action during forward and backward running. *J. of Orthopedic Sports Physical Therapy*, (17)2, 108-112.
- Flynn, T.W., Connery, S.M., Smutok, M.A., Zeballos, J., & Weisman, I.M. (1994). Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1, 89-94.
- Flynn, T.W., & Soutas-Little R.W. (1995). Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. *J. of Orthopedic Sports Physical Therapy*, (21)5, 277-282.
- Hamill, J. & Pollard, C. (2006). Are female more susceptible to ACL injuries than males?., *2006 KAHPERD International Sport Science Congress Proceedings*, 331-341.
- Hamill, T., Bates, B.T., & Krutzen, K.M. (1984). Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly*, 55, 289-293.
- Heiderscheit, B.C., Hamill, J., Van Emmerik, R. E.A.(2002). Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *J. of applied biomechanics*, 18, 110-121.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., & Todd, F. (1994). Human locomotion. In: J. Rose and J.G. Gamble(Eds.), *Human Walking*(2nd edition):1-22. Baltimore, MD: Williams and Wilkins.
- Lundberg, A., Svensson, O.K., Bylund, C., Goldie, I., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex-Part 2: pronation and supination. *Foot and Ankle*, 9(5), 248-253.
- Lyshoim, J., & Wiklander, J. (1987). Injuries in runners. *American Journal of Sports Medicine*, 15, 168-171.
- Mann, R.A. & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 345-350.
- MacIntyre, D.L., Taunton, J.E., Clement, D.B., Lloyd-Smith, R., & Mckenize, D.C., Morrell, R.W. (1991). Running injuries: A clinical study of 4,137 cases. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 1, 81-87
- Neptune, R.P., Kautz, S.A. (2000). Knee joint loading in forward versus backward pedaling implications for rehabilitation strategies. *Clinical Biomechanics*, 15, 528-535.
- Neptune, R.P., Kautz, S.A., & Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and initiation during walking. *J. of biomechanics*, 34, 1387-1398.
- Nigg, B.M., Cole, G., Nachbauer, W.(1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities during running. *J. of Biomechanics*, 26: 909-916.
- Nigg, B.M., Khan, A., Fisher, V., & stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine Science Sports Exercise*, 30(4): 550-555.
- Osmond, C. (2005). The use of backward running & cycling as a post-operative treatment modality for the rehabilitation of various knee disorders. <http://www.backward-running-backward.com>
- Simoneau, G.G., Hoerig, K.J., Lepley, J.E., & Papanek, P.E. (1998). Influence of hip position and gender on active hip internal and external

- rotation. *J. of Orthopedic Sports Physical Therapy*, 28, 158-164.
- Sparrow, W.A., Donovan, E., van Emmerik, R.E.A., & Barry, E.B. (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *J. of Motor Behavior*, 19: 115-129
- Sveistrup, H., & Bates, B.T. (1991). Have you considered going backwards? E.Zemper, G. Steigleman and S. James (Eds.). Proceedings of the VIIIth World Veterans' Championships Sport Science Symposium, Eugene, Oregon: University of Oregon Printing Services:23-28.
- Threlkeld, A.J., T.S. Horn, J.G. Wojtowicz, J.G. Rooney., & R. Shapiro. (1987). Kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*, 9: 211-216.
- Tjorstenesson, A. (1987). How is the normal locomotor program modified to produce backward walking. *Exp. Brain Res.* 61: 664-668.
- Wright, S., & Weyand, P.G. (2001). The application of ground force explains the energetic cost of running backward and forward. *The Journal of Experimental Biology*, 204, 1805-1815.

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15