



한국운동역학회지, 2005, 제15권 1호, pp. 19-28
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 1, pp. 19-28

크라우칭(Crouching) 스타트 시 뒤 블록 각도 변화에 따른 발목 관절의 기계적 에너지에 대한 연구

권문석* · 신성휴(성균관대학교)

ABSTRACT

A Study of the Ankle Joint to Mechanical Energy in Crouching Start According to the Backward Block Inclined Angle Increase

Kwon, Moon-Seok* · Shin, Seong-Hyoo(Sungkyunkwan University)

M. S. KWON, S. H. SHIN. A Study of the Ankle Joint to Mechanical Energy in Crouching Start According to the Backward Block Inclined Angle Increase. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 1, pp. 19-28, 2005. The purpose of this study was to improve the ankle joint to mechanical energy in Crouching start according to the backward block inclined angle(F, F(+1), F(+2)) increase. For purpose of this study the ankle joint was considered as a single hinge joint rotation about a transverse axis. A two-dimensional(sagittal plane) analysis was performed on data collected from 3 sprinters(university student). During Crouching start, the ankle joint moment showed a similar patterns according to the backward block inclined angle increase. The peak values of ankle joint moment was plantar flexion approximately 80% throughout the contact phase for Crouching start. The absorbed and generated energy represented different values from the backward block inclined angle increase. at ankle joint. On the backward block

* km2565@skku.edu

inclined angle F, subject A(55°) and C(50°) produced energy generation more than other block inclined angles. On the backward block inclined angle F(+2), subject B(50°) showed largest energy generation.

KEYWORDS: CROUCHING START, MECHANICAL ENERGY, BACKWARD BLOCK

I. 서론

인간의 능동적, 수동적 움직임으로 인하여 하지 관절에서 발생하는 모멘트(moment)에 대한 연구(Cappozzo, 1984), 하지 관절 위치(Shea, Lenhoff, Otis, & Backus, 1997; Leardini et al., 1999)에 관한 연구들은 하지 관절의 운동역학적 특성을 결정하는데 중요한 요소로써 연구되어져 왔다. 이와 같은 연구들을 통하여 인체 분절의 운동 시 근육의 기계적 일률은 다양한 인체의 움직임을 설명할 수 있게 되었다. 또한 관절에서 발생하는 기계적 일률 산출 방법을 통하여 보행과 같은 일상 동작에서부터 점프나 달리기와 같은 스포츠 기술에 이르기까지 다양한 인간의 동작 시 하지 관절(발목, 무릎, 엉덩이 관절)의 일률 산출을 통하여 관절을 지나는 근육의 힘 발현의 효율을 계산하여 관절을 지나가는 근육의 양(陽)의 일(positive work)과 음(陰)의 일(negative work)을 산출하여 단축성 수축(concentric contraction)과 신장성 수축(eccentric activation)을 평가하고 관절에서 흡수된 에너지와 발생된 에너지를 계산할 수 있다(Winter, 1990). 이러한 관절에서 발생하는 기계적 일률 산출방법에 의한 관절의 에너지 효율에 관한 연구들이(Buczek & Cavangh, 1990; Czerniecki, Gitter & Munro, 1991; Devita, Stribling, 1991; Martin, Heise & Morgan, 1993) 수행되어져 왔다.

관절에서 발생하는 기계적 일률 산출 방법은 단거리 달리기에서 매우 중요한 동작 중 하나인 스타트 동작 시 블록에서 가장 근접하여 정지된 신체를 이동시키는 발목관절의 기계적 에너지 평가에 매우 유용할 것으로 기대된다.

단거리 달리의 스타 형태는 대다수의 선수들이 상체를 굽혀 양 손을 땅에 대고 블록에 양 발을 올린 상태에서 무게 중심을 최대한으로 하여 불안정한 상태로 만들어 출발에 용이하게 하는 자세인 크라우칭 스타트를 선호하고 있으며 크라우칭 스타트는 번치 스타트(Bunch Start), 미디움 스타트(Medium Start), 얼롱게이티드 스타트(Elongated Start)로 출발선에서 앞 블록의 거리와 블록간의 거리에 따라서 나누어진다(고석곤, 2004). 단거리 달리기 중 스타트 시 추진력을 높이기 위해서는 효과적인 근력의 이용이 수반되어야 함으로 각 선수들의 신체 조건에 알맞게 스타트 형태를 선택할 수 있다. 단거리 스타트 시 스타트는 기록의 10-15%를 차지할 만큼 매우 중요하며(Hoskisson, 1992) 스

타트에서의 추진력은 질주에도 영향을 줄 것이다. 이러한 스타트 동작은 기록의 향상에 있어서 대쉬, 전력질주 동작보다 기구학적 분석이나 운동역학적 분석을 통해 즉각적인 효과를 가져 올 수 있을 것이다.

하지만 많은 선수들이 각자의 신체 조건이나 근력에 알맞은 스타트 형태로 출발한다는 것은 매우 의문스러운 일이며 또한 스타트 블록의 각도나 거리의 변화에 관한 연구는 전무한 상태이다. 스타트 동작은 블록에 직접적으로 힘을 전달하는 하지 관절의 작용이 매우 중요하며 특히 블록과 직접적으로 닿는 족부에 연결된 발목에서 발생하는 에너지 흡수와 발현의 발생이 경기력에 향상에 한 요인으로 작용할 수 있을 것으로 판단되고 블록의 각도 변화에 따라 발목 관절의 기계적 에너지가 달라질 수 있다고 가정할 수 있다. 따라서 본 연구는 이와 같은 가정 하에 단거리 스타트 시 뒤 블록의 각도 변화에 따라 발목 관절의 기계적 에너지를 분석하는데 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상 및 실험 절차

본 연구의 피험자는 <표 1>에서 보는 바와 같이 신체적으로 상해가 없었던 단거리 대학 육상선수 3명을 선정하였다.

본 연구에서는 스타트 블록을 지면반력기 위해 설치하기 위해 1.6cm 두께의 마찰력이 강한 생고무판을 지면반력기의 크기에 맞게 만들어 올린 후 고무판의 움직임을 최소화하기 위하여 바닥을 직사각형으로 들어내었다. 앵글을 고무판의 양쪽 가장자리로 올리고 길이를 조정하여 앞, 뒤쪽으로 앵글을 조정하여 고정시킨 후 고무와 앵글을 1.5cm짜리 나선형 나사 30개로 고정시킨 뒤 블록에 1.4cm짜리 판을 바닥에 용접하여 생고무위에 고정될 수 있도록 하였다. 피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 양질의 데이터와 부상방지를 위해 피험자들에게 준비운동을 시킨 후, 기준좌표계(Global

표 1. 피험자 특성 및 뒤 블록의 각도

피험자	신장(cm)	체중(kg)	연령(year)	경력(year)	최고기록(second)	F	F(+1)	F(+2)
A	180	72	24	7	11'	55°	60°	65°
B	184	87	23	6	10'81	40°	45°	50°
C	182	74	21	5	10'90	50°	55°	60°

*Note: F - 피험자들이 선호하는 것으로 배치, F(+1) - 두 번째 블록의 각도는 뒤쪽의 블록을 5도 변경, F(+2) - 세 번째 블록의 각도는 첫 번째 블록의 각도에서 10도를 변경

Reference Frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영하였다. 통제점들이 촬영된 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(Direct Linear Transformation)방식이 내장된 Kwon3d 소프트웨어(Visol, Korea)에 의해서 기준좌표계를 구성하였다. 인체 6곳의 표면 반사마커(직경 20mm)를 부착하여 같은 날짜에 실험을 실시하였다. 실험 시 4대의 카메라(Panasonic WV-CP 650, Japan; 60field/sec)와 지면 반력기(AMTI, BP400800; 1080Hz)를 사용하고 각각의 카메라 영상 자료간의 동기화(Synchronization)와 영상자료와 지면반력 자료의 동기화를 위해 동조기(Visol, Korea)를 이용하였으며, 이때 카메라의 셔터노출 시간은 1/500으로 고정하고, 실험이 진행되는 동안 피험자들은 연구자의 통제아래 불빛을 이용하는 시각반응으로 스타트를 시작하였다. 이때 첫 번째 블록의 각도는 <표 1>에서와 같이 피험자들이 선호하는 것으로 배치 F, 두 번째 블록의 각도는 뒤쪽의 블록을 5도 변경 F(+1), 세 번째 블록의 각도는 첫 번째 블록의 각도에서 10도를 변경 F(+2)하여 각도를 올린 순서에 따라 피험자마다 10 번씩 수행하여 실험현장에 참여한 감독과 선수들에 의해서 잘 수행되었다고 판단되어지는 스타트 동작 중 0.3~0.4초 범위에 출발한 3번의 수행동작을 선택하여 분석하였다.

2. 마커와 분절 정의 및 데이터 산출

피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 양질의 데이터와 부상방지를 위해 피험자들에게 준비운동을 시킨 후, 기준좌표계(Global Reference Frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영하였으며, Media Epicondyle, Lateral Epicondyle, Medial과 Lateral Malleolus, 스파이크 뒤꿈치, 앞부분에 표면 마커(직경 20mm)를 부착하였다.

무릎과 발목 관절 중심은 관절 외측 두개 과의 중심으로 설정하였다. 분절 정의는 Kwon3d의 Body Modeling Software를 사용하여 정의되고 본 연구에서는 발목 관절을 1자유도를 가진 hinge joint로 가정하여 좌우축(Transverse Axis)을 중심으로 시상면(Sagittal Plan)에서의 움직임이 가능한 것으로 제한하였다. 실험에 적합한 3번의 동작을 선택하여 총 2개의 이벤트(Start-ST, Right Toe Off-RTO)로 오른발이 블록에 닿아 있는 동안만 분석하였고, 인체 표면 마커 좌표 데이터는 2nd Order Butterworth filter를 사용하여 필터링하고, 이 때 Cut off-frequency는 6Hz로 설정하여 데이터를 처리하였다.

발목 관절의 모멘트는 지면반력 데이터와 운동학적 데이터를 이용한 역동역학적(Inverse Dynamics) 해석방법을 사용하는 Kwon3d 프로그램을 이용하여 산출하며, 분절의 각속도와 각가속도의 계산에는 Cardanian Angles을 사용하여 분절의 움직임을 표현한다. 발목 관절의 모멘트 산출 공식은 다음과 같다.

$$\vec{F}_A = -\vec{F}_r - m_f \vec{g} + m_f \vec{a}_f$$

(\vec{F}_A = 발목 관절에 가해지는 힘벡터, \vec{F}_r = 지면반력 벡터, m_f = 발의 질량, \vec{g} = 중력

가속도 벡터, $\vec{a}_f =$ 발의 질량중심의 가속도 벡터)

$$\vec{M}_A = \vec{J}_f - \vec{M}_r - \vec{P}_r \times \vec{F}_r - \vec{P}_A \times \vec{F}_A$$

($\vec{M}_A =$ 발목 관절에서 발생하는 모멘트 벡터, $\vec{J}_f =$ 발의 각운동량의 변화 벡터, $\vec{M}_r =$ 지면반력 모멘트 벡터, $\vec{P}_r =$ 발의 질량 중심에서 압력 중심으로의 위치 벡터, $\vec{P}_A =$ 발의 질량 중심에서 발목 관절로의 위치 벡터)

이와 같은 접근 방법은 발목 관절에서 발생하는 힘과 토크를 계산하기 위하여 유용하게 사용되며, 이러한 접근법은 인체가 여러 개의 강체들(Rigid Bodies)로 이루어져 있다는 전제하에서 가능하며, 또한 지면반력기에 접촉하고 있을 때에만 가능하다는 조건을 가진다(은선덕, 2003; Zatsiorsky, 2002).

관절의 일률(Joint Muscle Power)은 다음의 공식에 의해서 산출된다. P_j 는 관절의 일률이고, M_j 는 합 관절 모멘트(Resultant Joint Moment), ω_j 는 관절의 각속도이다.

양의 일률은 관절의 각속도와 합 관절 모멘트가 같은 방향일 때 나타남으로써 근육이 단축성 수축을 발생하고, 음의 일률은 신장성 수축을 할 때 발생한다. 이러한 관절의 일률은 양의 일률과 음의 일률이 발생하는 곡선이 시작하는 시간에서 끝나는 시간까지를 적분하면 관절에서의 에너지 발현과 흡수를 알 수 있다.

$$P_j = M_j \omega_j$$

$$W_{joint}^{(+/-)} = \sum_i \int_{t_0(i)}^{t_1(i)} P(M)_{joint} dt$$

위 공식에서 i 는 일률 곡선의 자료 개수, $t_0(i)$ 는 i 번째 곡선의 시작시간, $t_1(i)$ 는 i 번째 곡선이 끝나는 시간, $W_{joint}^{(+/-)}$ 는 근육의 수축 현상이 고려된 관절에서의 에너지 발현과 흡수의 합을 나타낸다.

III. 결과 및 논의

1. 발목 관절 모멘트

크라우칭 스타트 시 뒤 블록의 각도 변화에 따른 오른(뒤 쪽 블록과 접촉되어 있는) 발목의 관절 모멘트는 <그림 1>에서 보는 바와 같이 오른 발이 블록과 접촉하는 시간을 100%로 하여 일반화 하

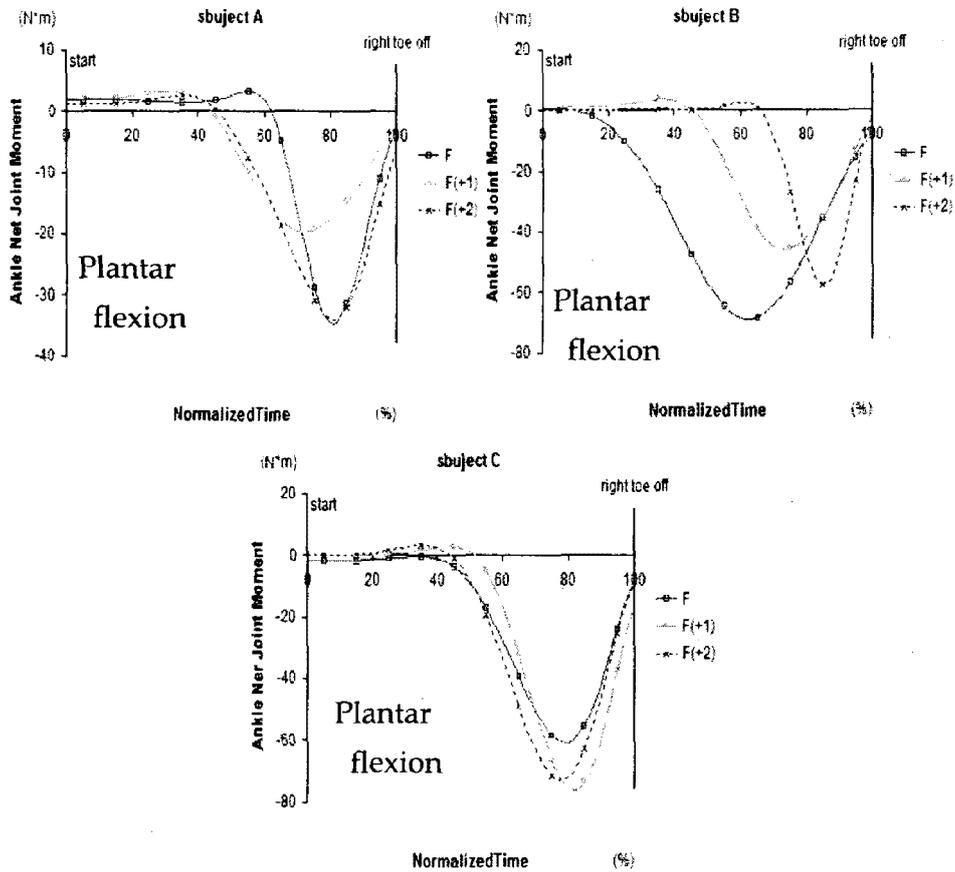


그림 1. 스타트 시 뒤 블록 각도 변화(F; Free Block Form, F(+1); Free Block Form 보다 전방으로 5° 기울어짐, F(+2); Free Block Form 보다 전방으로 10° 기울어짐)에 따른 발목 관절 모멘트 그래프.

였다. 피험자 A의 오른 발목에서 최대 저축 굴곡(Plantar flexor) 모멘트는 F에서 34.48N·m, F(+1)에서 19.61N·m, F(+2)에서 33.83N·m보였고, 피험자 B는 F에서 68.67N·m, F(+1)에서 45.46N·m, F(+2)에서 56.59N·m, 피험자 C는 F에서 60.63N·m, F(+1)에서 75.37N·m, F(+2)에서 73.25N·m를 보였다. 피험자 A와 B는 F에서 피험자 C는 F(+1)에서 최대 저축 굴곡 모멘트를 나타내었고 모든 피험자들의 오른 발목에서 최대 저축 굴곡 모멘트는 발이 블록과 접촉하고 있는 시간의 약 60-80%에서 나타난 것을 알 수 있다.

Buczek과 Cavanagh(1990)은 수평 그리고 전방으로 기울어진 지면을 달리는 동안 발목의 저축 굴곡 모멘트의 최대치가 약 50~60%에서 나타난 것으로 보고하였고, Devita와 Stribling(1991)는 뒤로 달리기를 할 경우 발이 지면에서 이지하면서부터 접촉하여 이지 될 때까지의 구간에서 발목 저축 굴곡 모멘트의 최대치가 약 80%에서 접촉구간에서는 약 50%에서 나타났으며, Stefanyshyn과 Nigg(1998)는 달린 후 수직 점프와 긴 점프 시 발목 최대 저축 굴곡 모멘트가 발이 지면과 접촉하

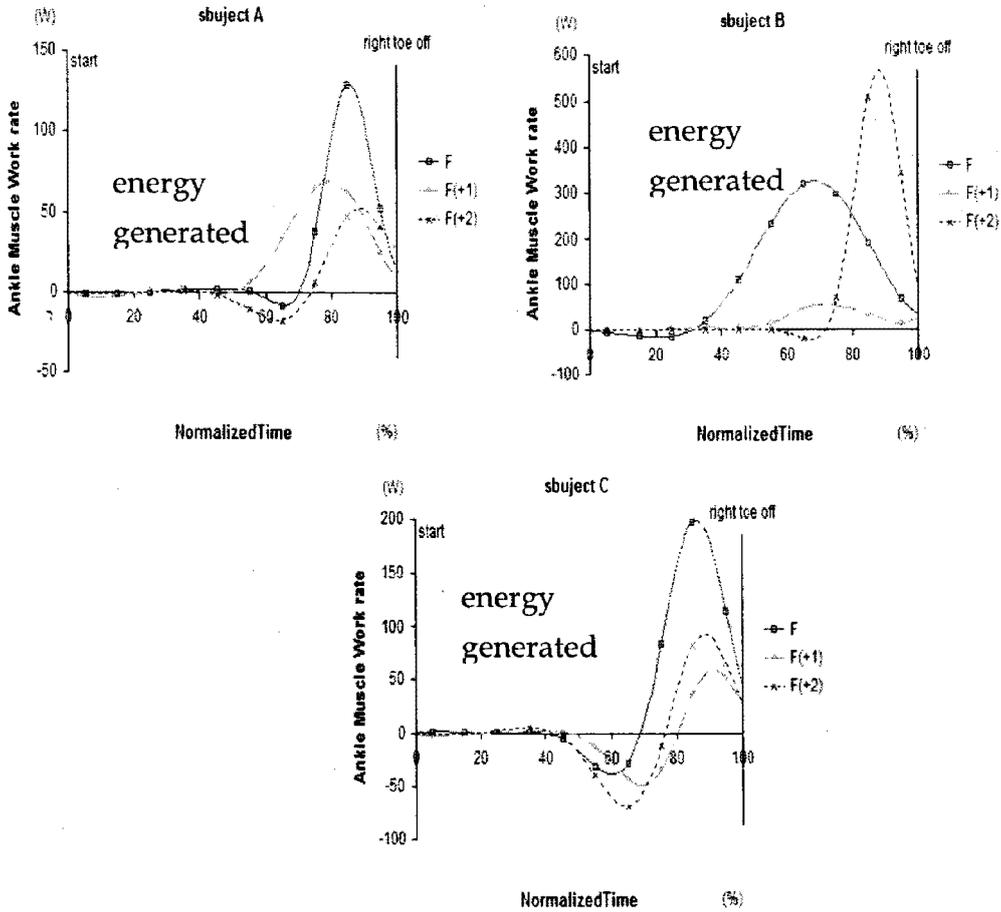


그림 2. 스타트 시 뒤 블록 각도 변화(F; Free block form, F(+1); Free block form 보다 전방으로 5° 기울어짐, F(+2); Free block form 보다 전방으로 10° 기울어짐)에 따른 발목 관절에 작용하는 근육의 일 그래프.(unit : W(N · cm/s))

는 구간 동안의 약 60~70%에서 나타나는 것으로 보고하였다. 이는 본 연구에서 발이 지면과 접촉하는 구간 동안의 약 60-80% 결과와 유사하며 크라우칭 스타트 시 발생하는 모멘트는 점프와 유사한 결과를 보였다.

또한 선행 연구들에서 나타난 발목에서의 배측 굴곡 모멘트는 제어의 의미를 가지고 있으나 본 연구에서 나타난 배측 굴곡 모멘트의 의미는 발목에서 배측 굴곡이 일어남으로 인해 발목에서의 저축 굴곡근들의 신장성 수축으로 인하여 발생된 것으로 판단된다. 또한 선행 연구들에서 나타난 저축 굴곡 모멘트의 최대값과 본 연구에서 나타난 최대값을 단순 비교하는 것은 동작 형태의 상이함으로 인해 그 의미가 부족할 것 같다. 하지만 달리기나 점프등과 같은 형태의 운동에서 배측 굴곡 모멘트가 나타난 것 같이 스타팅 동작에서도 배측 굴곡 모멘트가 발생 되었으며, 점프에서 나타난 패턴과 보다 유사한 형태를 보인 것은 주목할 만한 일이다.

크라우칭 스타트 시 뒤 블록의 각도 변화에 따른 오른(뒤 쪽 블록과 접촉되어 있는) 발목의 발목

관절에 작용하는 근육의 일은 <그림 2>에서 보는 바와 같이 피험자 A와 C는 출발 신호에서부터 오른 발이 블록에서 떨어지는 시간 중 약 60~70%의 구간에서, 피험자 B는 F에서는 약 20%의 구간에서 F(+2)에서는 약 60~70%의 구간에서 발목 관절에 작용하는 근육들이 음(Negative)의 값을 나타내었는데 이는 발목관절에서 배측굴곡근의 수축이 저측굴곡근 보다 크게 작용하여 에너지가 흡수된 비율을 나타내고 있다. 그래프의 후반부에 나타난 양(Positive)의 값은 발목관절에서 저측굴곡근이 수축이 배측굴곡근 보다 크게 작용하여 에너지가 발현된 비율을 나타내고 있다.

스타팅 출발 시 오른 발목 관절에서 에너지 흡수가 발생하였고, 각 피험자와 블록의 각도에 따라 흡수와 발현의 발생 정도가 다르게 나타났다. <표 2>는 <그림 2>에 나타난 양과 음의 값들과 각각 소요된 시간을 곱하고 시간의 변화를 적분하여 얻어진 값들이다(Buczek & Cavanagh, 1990; Winter, 1990; Czerniecki, Gitter & Munro, 1991; Devita, Stribling, 1991; Martin, Heise & Morgan, 1993; Stefanyshyn과 Nigg, 1998). 이에 대하여 살펴보면 F(+1)에서 피험자 A는 0.004J, B는 0.01J, 피험자 C는 F에서 0.109J로 가장 적게 에너지 흡수가 발생되었다. 발목 관절에서의 에너지 발현의 발생은 F에서 피험자 A는 1.086J, C는 0.876J, 피험자 B는 3.993J로 F(+2)에서 가장 많은 에너지 발현이 발생되었다.

이와 같은 관절에 작용하는 근육의 기계적 일을 통하여 관절에서의 에너지 흡수와 발현에 대한 선행연구 중 Buczek과 Cavanagh(1990)은 수평면을 달리는 동안 12.4J, 전방으로 기울어진 지면을 달리는 동안에는 24.6J의 에너지가 발목 관절에서 흡수되었다고 하였다. Stefanyshyn과 Nigg(1997)는 단거리 달리기 선수와 장거리 선수들을 비교하여 단거리 선수들은 발목 관절에서 평균 47.8J의 에너지 흡수와 61.7J의 에너지 발현이 발생하였고, 단거리 선수들은 78.6J의 에너지 흡수와 106.2J의 에너지가 발현되었다고 하였고, Stefanyshyn과 Nigg(1998)은 달린 후 수직 점프 시에는 55.6J, 수평 점프 시에는 133.4J의 에너지가 발목 관절에서 흡수되었다고 했다. 이러한 결과로 인해 운동 상황에 따라서 발목관절에서 발생하는 흡수와 발현되는 에너지에 차이가 있는 것을 알 수 있었다. 본 연구에서도 뒤 블록의 각도에 따라 발목 관절에서 흡수된 에너지에 차이가 있는 것으로 나타났다. 하지만 선행연구에서는 발목관절에서 합현된 에너지가 흡수된 에너지의 약 1.3~3배의 범위를 벗어나지 않았으나 본 연구에서는 많은 차이를 보이고 있다. 이는 정적인 동작에서의 분석과 동적인 동작에서 특히 블록으로 인해서 발목이 이미 고정되어 제어된 상태이기 때문에 에너지의 흡수가 적었던 것을

표 2. 뒤 블록 각도 변화에 따른 발목 관절에 작용하는 근육의 기계적 일(unit: J(N·m))

Subject	Block	F		F(+1)		F(+2)	
		Absorb[J]	Generate[J]	Absorb[J]	Generate[J]	Absorb[J]	Generate[J]
A		0.021	1.086	0.004	0.847	0.076	0.183
B		0.021	2.589	0.01	1.371	0.059	3.993
C		0.109	0.876	0.187	0.099	0.197	0.21

알 수 있다. 그렇다면 발목에서 에너지의 흡수에 비하여 발현이 많은 각도가 보다 근육의 기계적 에너지를 보다 효과적으로 사용하였다고 볼 수 있을 것이다. 이와 같은 의미에서 볼때 피험자 A와 C는 F, 피험자 B는 F(+2)에서 스타트 시 뒤 발목에 작용하는 근육의 역학적 일이 보다 효과적이었다고 할 수 있다. 하지만 단순히 발목 관절에서의 에너지 흡수와 발현의 차이로 효율적인 동작을 분류하기보다는 무릎과 엉덩이 관절에서의 기계적 에너지의 흡수와 발현을 동시에 살펴보고 하지 관절 전체 기계적 에너지의 흡수와 발현의 발생의 비로서 판단될 수 있을 것이다.

IV. 결 론

본 연구는 단거리 스타트 시 뒤 블록의 각도 변화에 따라 발목 관절의 역학적 에너지 기여도 변화에 관한 분석을 하는데 목적이 있었다. 이러한 목적에 의해서 대학교 단거리 선수 3명을 대상으로 크라우칭 스타트 시 발목 관절의 움직임이 시상면에서만 운동하는 1 자유도를 가진 hinge joint로 가정하고 블록의 각도를 각각 F, F(+1), F(+2)로 설치하여 분석하여 얻어진 결론은 다음과 같다. 스타트 시 뒤 블록의 각도 변화에 따라 발목 관절의 모멘트 유사한 발생 패턴을 보였다. 피험자별 최대값에는 차이가 있었으나 최대 모멘트 값은 지지하는 동안의 후반부(약 80%)에서 나타났다. 발목 관절에서는 에너지 흡수가 나타난 후 에너지 발현이 나타나는 패턴을 보였고, 블록 각도에 따라 에너지의 흡수와 발현에 차이가 있었으며, 뒤 블록의 각도가 피험자 A는 F(55°), 피험자 C는 F(50°), 피험자 B는 F(+2)(50°)에서 스타트 시 뒤 발목에 작용하는 근육의 기계적 일이 보다 효과적이었다고 할 수 있다. 따라서 단거리 기록을 향상시키기 위해서는 스타트 시 각 개인에 적합한 블록의 각도 조정이 요구된다. 또한 본 연구에서는 발목에서 발생된 모멘트와 에너지에만 국한되었기 때문에 하지 관절의 에너지 흡수와 발현의 비로 전체적인 접근이 요구되며, 또한 두 블록 간의 앞, 뒤 길이에 따른 변화 등 다양한 측면에서 보다 많은 피험자들을 대상으로 연구되어야 할 것이다.

참고문헌

- 고석곤 (2004). 육상 단거리 크라우칭 스타트 동작의 운동역학적 분석. 미간행 박사학위논문, 성균관대학교.
- 은선덕 (2003). 계단 오르기 동작시 계단 높이에 따른 하지 관절 모멘트의 변화 분석. 한국운동역학회지, 13(1), 121-137.

- Buczek, F.L. & Cavangh, P.R. (1990). Stance phase knee and ankle kinematic and kinetics during level and downhill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 669-677.
- Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science* 3, 27-54.
- Czerniecki, J.M., Gitter, A., & Munro, C. (1991). Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *journal of biomechanics* 24, 63-75.
- Stefanyshyn, D. J. & Nigg, B. M. (1997). Mechanical energy contribution of the metatarsophangeal joint to running and sprinting. *Journal of Biomechanics* 30, 1081-1085.
- Stefanyshyn, D. J. & Nigg, B. M. (1998). Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. *Journal of Sports Sciences* 16, 177-186.
- Devita, P. & Stribling, J. (1991). Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 602-610.
- Hoskisson, J. L. (1992). Sprint start. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 1257-1263.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics* 32, 99-103.
- Martin, P.E., Heise, G.D. & Morgan, D.W. (1993). Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 508-515.
- Devita, P. & Stribling, J. (1991). Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 602-610.
- Shea, K.M., Lenhoff, M.W., Otis, J.C., Backus, S.I. (1997). Validation of a method for location of the hip joint center. Proceedings of the second annual, Gait and Clinical movement analysis meeting. *Gait and Posture* 5, 157-158.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd Ed. A Wiley-Interscience Publication. 103-133.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Champaign, IL : Human Kinetics. 399-400.

투 고 일 : 2005. 02. 15

심 사 일 : 2005. 02. 23

심사완료일 : 2005. 03. 04