



등속성 무릎 굴곡과 신전 시 외측 및 양측운동의 역학적 특성

Mechanical Properties of Unilateral & Bilateral Movement in Isokinetic Knee Extension and Flexion

김용운 · 김용재* (부경대학교)

Kim, Yong-Woon · Kim, Yong-Jae* (Pukyong National University)

국문요약

본 연구는 외측운동과 비교하여 양측운동의 운동형태와 속도에 따른 역학적 특성을 규명하는데 그 목적이 있다. 이를 위해 13명의 20-30대 남성을 대상으로 좌우 외발과 양발의 등속성 무릎 굴곡과 신전을 3가지 속도(120, 240, 450°/s)에서 실시하였다. 분석 결과, 3가지 속도의 무릎의 굴곡과 신전에서 대체적으로 외측운동의 합보다 양측운동에서의 역학적 출력(토크와 파워)이 감소하는 양측운동손실이 나타났다. 그러나 450°/s의 신전에서는 양측운동에서 오히려 토크의 증가하는 양측운동강화가 나타났다. 특히 동일 근육에서 발생하는 각 개인의 양측운동지수는 운동속도가 변하더라도 일정 부분 유의한 상관성을 보였다(120신전-240신전, 120굴곡-240굴곡, 240굴곡-450굴곡). 반면 굴곡과 신전과 같이 주동근이 다른 운동에서 집단 전체의 양측운동지수는 속도에 따라 유사한 패턴의 경향을 보였으나 각 개인의 양측운동지수는 유의한 상관성이 나타나지 않았다. 이를 통해 각 개인의 근신경적 특성이 양측운동의 결과를 좌우하는 주요한 요인이 될 수 있음을 추측할 수 있다.

ABSTRACT

Y. W. KIM, Y. J. KIM, **Mechanical Properties of Unilateral & Bilateral Movements in Isokinetic Knee Extension and Flexion.** *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 18, No. 3, pp. 83-92, 2008. The purpose of this study was to examine the mechanical properties and patterns of bilateral and unilateral movement under varying velocities and movement patterns. The unilateral and bilateral isokinetic knee extension and flexion were taken for three speeds of 13 healthy male subjects. Although there was bilateral facilitation at the speed of 450°/s for the bilateral movement of knee extension, as a whole there was less resultant torque and power of bilateral movement than summed unilateral under knee flexion and extension of 3 velocity condition. There was significant correlations between bilateral deficits within individuals observed for an the same movement(120° - 240° flexion, 120-240° extension, 240°-450° extension), which means that same agonist was recruited. On the contrary, although there was a tendency of a similar pattern of the individuals bilateral deficit according to the varying velocities, there was not a significant correlations between bilateral deficits of flexion and extension within individual, which means that different agonist was recruited. With the analyses of this results the individuals neuromuscular characteristics and the effecting factors for bilateral movement can be speculated upon.

KEYWORDS : BILATERAL DEFICIT, BILATERAL MOVEMENT, ISOKINETIC, VELOCITY

I. 서론

일상생활이나 스포츠 활동에서 상/하지의 좌우측 한쪽만을 사용하는 경우(외측운동, unilateral movement)가 대부분이나 수직점프, 역도, 조정, 스쿼트, 벤치 프레스 등과 같이 좌우측을 동시에 사용하는 경우(양측운동, bilateral movement)도 있다. 좌우의 같은 근육이 동시에 동일한 형태의 수축을 하였을 때 발현되는 힘은 그 근육들이 각각 독립적으로 수축하였을 때 발현되는 힘의 합에 비해 감소하는 것으로 알려졌다며 이를 양측운동손실(bilateral deficit)라 한다(Vandervoort, Sale, & Moroz, 1984). 양측운동에 따른 역학적 출력의 손실은 좌측 무릎의 신전과 우측 무릎의 굴곡, 좌측 무릎의 신전과 우측 팔꿈치의 굴곡 등과 같은 경우에는 발생하지 않는다(Jakobi & Chilibeck, 2001).

양측운동으로 인한 역학적 출력의 변화(힘의 손실 혹은 증가)는 수직점프, 조정, 역도 등에서 수행력과 직결될 수 있기 때문에 그 원인과 개선을 위한 방법 연구는 매우 중요한 의미를 지닌다. 또한 양측운동으로 인한 변화는 근신경계의 특이현상이라 할 수 있기 때문에 근신경계의 이해와 연구에서도 반드시 고려되어야 할 주제로서, 지금까지 많은 연구들이 이루어졌다.

양측운동에서의 힘 손실은 선수(van Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing & van Ingen Schenau, 1985)나 일반인(McLean, Vint & Stember, 2006), 남녀(Challis, 1998), 청소년, 성인, 노인(Kuruganti & Seaman, 2006), 뇌졸중 환자(Mcquade, Harris-Love, & Whittall, 2008) 등 폭넓게 발생하고 있다. 또한 등속성 수축(Jakobi & Cafarelli, 1998; Cresswell & Ovendal, 2002; Kuruganti & Seaman, 2006; Dickin & Too, 2006), 등척성 수축(Howard & Enoke, 1991; McLean et al., 2006), 신장성 수축(Dickin & Too, 2006) 등 다양한 근수축형태에서 양측운동손실이 나타나기도 하고 힙과 무릎 운동이 결합된 레그 프레스(Hay, de Souza & Fukushima, 2006), 수직점프(van Soest, et al., 1985; Challis, 1998; Vint & Hinrichs, 1998; 김용운, 2008) 등 복합운동과제에서도 힘의 손실이 보고되었다. 대부분의 연구에서 5 - 25% 정도의 양측운동손실이 있었다고 보고하였다.

양측운동손실에 대한 원인으로 감소된 근활동을 근

거로 근신경적 요인(neural effect)이 제시되고 있으나(van Soest, et al., 1985; Kawakami, Sale, MacDougall, & Moroz, 1998; Cresswell & Ovendal, 2002), 실제 양측운동손실에도 불구하고 근활동의 감소가 없었다고 보고한 연구들도 있었다(Howard & Enoke, 1991; Jakobi & Cafarelli, 1998; Kuruganti & Seaman, 2006). 또한 느린 속도의 운동에 비해 빠른 속도에서 양측운동손실이 증가하였다는 결과를 통해 동원속도가 낮은 속근섬유(fast twitch fiber)가 양측운동에서 제대로 동원되지 못한 것을 원인으로 제시하기도 하였는데(Vandervoort et al., 1984; Dickin & Too, 2006), 이 역시 반대되는 결과(Vandervoort, Sale, & Moroz, 1987; Owing & Grabiner, 1998)도 보고되는 등 양측운동손실의 원인은 명확하게 밝혀지지 않았다.

한편, 양측운동손실이 트레이닝이나 개인적 특성에 따라 달라질 수 있다고 제시되었는데 Enoke(1988)는 단기간의 트레이닝을 통해 양측운동의 손실을 감소시킬 수 있다고 하였으며, Vandervoort et al.(1987)은 운동 과제나 트레이닝의 방법에 따라 운동 손실의 차이가 나타났다고 하였다. 또한 Komi(1992)가 좌우측 하지를 동시에 사용하는 근력 트레이닝을 통해 신경의 적응을 유도한다면 손실이 감소할 것이라고 주장하였다. Howard & Enoke(1991)는 일반인과 달리 평소 좌우를 함께 사용하는데 익숙한 조정선수와 역도선수는 힘의 손실이 없거나 오히려 양측운동으로 인한 힘의 증가(양측운동강화, bilateral facilitation)가 있었다는 보고하여 개인적 특성에 따라 양측운동의 결과는 달라질 수 있음을 보였다.

이상의 연구들을 보면 대체적으로 양측운동손실이 발생한다는 점 이외에는 세부적으로 실험상황이나 대상자, 수행과제의 특성, 연구 관점 등에 따라 상반된 결과를 보이는 경우가 많다. 이는 양측운동손실이 개인적 특성이 반영되는 인체운동의 불안정한 특성임을 의미한다(Jakobi & Chilibeck, 2001). 이에 양측운동손실의 이해를 위한 새로운 관점으로 운동형태나 특성, 동원 근육 등 다양한 조건에서 발생하는 양측운동의 결과들이 각 개인 내에서 어떠한 특성과 연관을 지니는지를 분석할 필요가 있을 것으로 생각된다. 지금까지의 연구는 주로 실험조건에 대해 나타나는 결과를 참여자 전체의 관점에서 분석한 것이 대부분이었다.

무릎의 굴곡과 신전, 팔꿈치의 굴곡과 신전 등 주동근을 달리한 다양한 운동형태에서 발생하는 양측운동의 결과가 각 개인 내에서 일정한 상관을 가진다면 신경계의 개인적 특성이 양측운동손실의 주요한 영향을 미친다고 해석할 수 있을 것이다. 또한 다양한 운동속도에서의 운동손실에 대한 이러한 분석 역시 양측운동손실의 특성을 밝히는데 필요할 것으로 생각된다. 일부 연구에서 굴곡과 신전에서의 양측운동을 비교하였고(Brown, Whitehurst, Gilbert, & Findley, 1994; Kuruganti & Seaman, 2006), 속도에 따른 영향도 비교하였으나(Vandervoort et al., 1984, 1987; Daniel, Kristin, Clifford, & Julia, 2006; Dickin & Too, 2006) 개인 내에서의 관계에 주목하지는 않았다.

본 연구는 운동형태와 속도에 따라 개인별로 나타나는 양측운동의 결과가 어떠한 특성과 관계를 지니는지를 규명하는데 그 목적이 있다. 이를 위해 3가지 속도에서 무릎관절의 등속성 굴곡/신전운동(주동근의 차이)을 외측과 양측운동으로 실시하여, 각 조건에서 발생하는 양측운동손실의 특성과 연관성을 분석하였다. 여기에는 속도에 따른 양측운동손실의 변화와 관계, 사용 근육(굴곡과 신전)에 따른 양측운동손실의 변화와 관계, 토크와 파워의 양측운동손실의 변화 등이 포함된다. 동원 근육과 속도의 차에 대하여 개인 내에서 발생하는 양측운동의 결과는 서로 상관성이 있을 것으로 가설하였다.

II 연구방법

1. 실험 참여자

본 실험에는 20-30대 일반 남성 13명이 참여하였다(나이 26.5±3.8yrs, 신장 173.27±4.19cm, 체중 72.64±7.15kg중). 모두 전문적인 트레이닝을 받지 않았으며, 근골격계 질환이 없는 건강한 상태로 무릎의 등속 운동을 무리 없이 수행하였다. 모든 참가자는 대학의 연구윤리지침에 따라 실험의 취지와 방법에 대한 설명을 들은 후 실험참가동의서를 작성하고 자발적으로 참여하였다.



그림 1. 등속성 양측운동의 측정

2. 실험 과제 및 절차

실험 참여자는 좌우의 외발 및 양발의 3가지 운동형태와 120°/s, 240°/s, 450°/s의 3가지 속도 조건에서 무릎의 등속성 굴곡과 신전을 실시하였다. 여기서 450°/s는 일반적으로 등속성 장비로 측정 가능한 최대의 속도이다.

실험 측정 전에 참여자들은 스트레칭을 포함한 준비운동을 5분 정도 실시하였다. 참여자에게 측정의 절차나 정확한 측정을 위한 유의 사항을 주지시키면서 실험과제에 적응하기 위해 측정 장비에서 240°/s의 속도로 가볍게 굴곡과 신전운동을 실시하였다. 측정 동안 실험 참여자를 측정 장비에 상체를 약간 뒤로 젖힌 채 편안히 앉도록 한 후 순수한 무릎 관절의 운동을 유도하기 위해 몸통과 대퇴를 스트랩으로 단단히 감싸 고정시키고 양손을 복부에 두도록 하였다. 무릎관절의 회전축인 대퇴외상과(lateral femoral epicondyle)가 레버 암(lever arm)의 회전축선상에 위치하도록 시트를 상하, 전후로 조절하였다. 레버 암의 길이를 각 참여자의 체형에 맞추어 조절한 후 발목을 패드에 단단히 고정시켰다(그림 1). 운동범위는 무릎 관절이 90° 굴곡된 지점에서 완전히 신전된 지점까지 설정하였으며, 참여자가 과제를 수행하는 동안 최대한의 힘을 발휘하도록 독려했다.

이전의 수행에 의한 영향을 배제하기 위해 우선 좌우 외발과 양발운동의 3가지 운동형태의 순서를 의사라틴스퀘어(quasi latin squares)방식으로 무작위 결정

하였으며, 각 운동형태 내에서 3가지 운동 속도 역시 무작위화하여 과제를 수행토록 하였다. 각 참가자는 총 9가지 조건에 대하여 3시기의 등속성 운동을 수행하였으며, 각 시기에서는 45회의 굴곡, 신전을 반복하였다. 좌/우/양측의 운동형태와 속도조건이 각각 변할 때는 5분, 동일 속도 조건내의 3번의 시기 사이에는 1분의 휴식기를 두어 피로요인을 통제하였다.

등속성 측정에는 Biodex System 3 (Biodex medical system, USA)를 사용하였는데, 동력계로 부터의 아날로그 신호는 16-bit A/D 보드를 통해 Labview(National Instruments, USA) 프로그램으로 수집하였으며 이때 샘플링은 100Hz로 하였다. 또한 양발운동의 측정을 위해 별도의 장비를 제작하여 사용하였다(그림 1).

3. 자료 처리 및 분석

수집된 데이터에 대한 분석은 Matlab(The MathWorks, USA)을 통해 이루어졌다. 본 연구에서는 등속측정시스템의 자체 소프트웨어를 사용하지 않고 별도의 프로그램으로 데이터를 수집하였다. 이는 등속성 수축의 과정에서 실제 설정된 각속도에 이르지 못한 운동범위 초기(가속)와 말기(감속) 구간에서의 데이터를 분석에서 제거하고, 파워를 산출하기 위해 필요한 각속도를 산출하기 위한 프로세싱에 각도 정보가 필요했기 때문이다.

각도와 토크의 원자료는 저역통과 필터(zero phase shift 2nd order Butterworth lowpass filter)를 사용하여 6.0Hz의 차단주파수(cut-off frequency)로 필터링하였다. 필터링된 각도에 대해 차분법(difference method)으로 각속도를 구하였다. 산출된 각속도를 이용하여 설정된 3가지 속도의 90%이상에 각속도가 도달한 구간에 대하여 최대 토크를 산출하였다. 또한 최대 파워는 Iossifidou & Baltzopoulos(2000)를 참고하여 토크 산출과 동일한 각속도 분석구간에 대하여 각속도와 토크의 곱 가운데 최대값으로 산출하였다. 한 시기(trial)에 45회 반복된 굴곡과 신전의 각 구간 전체에 대하여 최대값을 각각 추출하였다. 또한 각 조건의 3시기에 구해진 최대값들의 평균을 구하여 대표값으로 하였다.

본 연구에서 외측운동에 대한 양측운동의 평기는 다 음의 공식에 의해 이루어졌다(Howard & Enoka, 1991).

$$BLR(\%) = \frac{BL}{U_R + U_L} \times 100 - 100$$

여기서 BLR은 양측운동지수 BL은 양측운동, UR와 UL은 각각 우측과 좌측의 외측운동을 의미한다. BLR이 0이면 전혀 양측손실이 일어나지 않았음을, 음의 값은 운동손실을, 양의 값은 운동강화를 각각 의미한다.

4. 통계 처리

전체적으로 본 연구는 토크와 파워 각각에 대하여 운동형태(굴곡/신전)와 속도(120°/s, 240°/s, 450°/s)에 대한 2×3 급내-급내 설계(within-within subject design)로 설계되었다. 하지만 연구의 목적과 해석의 편의를 위해 분산분석을 실시한 후 유의한 주효과에 대해서는 t 검정을 실시하여 대응되는 각 조건의 차이를 검증하였다. 우선 외측운동의 합과 양측운동에서 유의미한 차이가 발생했는지를 알기 위해 분산분석을 한 후 유의한 주효과에 대해서는 속도조건 모두에 대하여 대응표본 t 검정을 실시하였다. 또한 굴곡과 신전 사이의 양측운동손실의 차를 검증하기 위해 분산분석을 실시한 후 유의한 주효과에 대하여 대응표본 t검정을 실시하였다. 속도에 따른 양측운동손실의 비교를 위해 반복측정 일원분산분석(Repeated one-way ANOVA)을 굴곡과 신전에서 독립적으로 실시하였다. 마지막으로 속도와 운동형태의 모든 조건에서 산출된 양측운동손실의 관계를 상관분석을 통해 분석하였다. 모든 분석에서 종속변인은 최대 토크, 최대 파워 그리고 양측운동손실이다. 통계분석에는 SPSS 12.0을 이용하였으며, 유의 수준은 .05로 하였다.

III. 결 과

양측운동손실 자체가 발생하였는가를 알기위해 외측운동의 합과 양측운동을 비교한 결과, 최대 토크의 경우 450°/s 신전을 제외한 모든 조건에서 외측운동의 합이 유의하게 크게 나타났다(120°/s $t(12)=-2.26, p<.05$, 240°/s $t(12)=-2.73, p<.05$)(그림 3). 이는 양측운동손실을

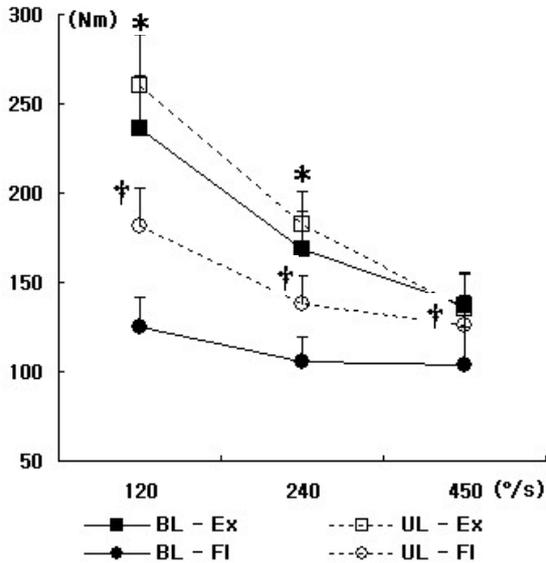


그림 2. 외측운동의 합과 양측운동에서의 최대 토크 - 평균과 +95%신뢰구간을 표시하였다. BL은 양측운동, UL은 외측운동의 합, Ex는 신전, FI은 굴곡을 의미한다. *는 신전운동 시 좌우 외측운동의 합과 양발운동의 유의한 차이를, †는 굴곡운동 시 외측운동의 합과 양발운동의 유의한 차이를 나타낸다($p < .05$).

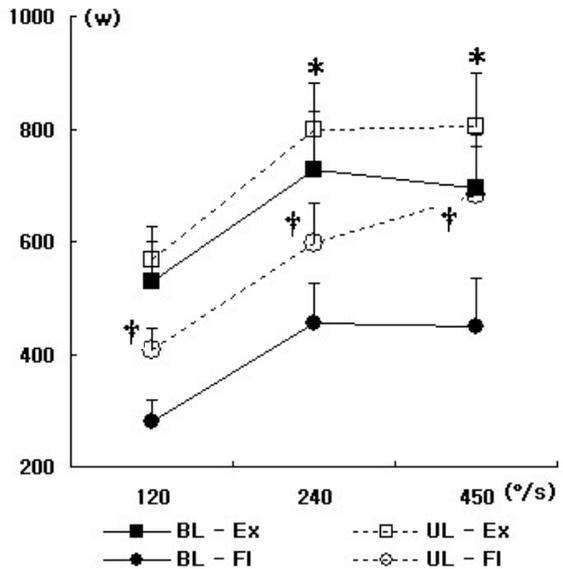


그림 3. 외측운동의 합과 양측운동에서의 최대 파워 - 평균과 +95%신뢰구간을 표시하였다. BL은 양측운동, UL은 외측운동의 합, Ex는 신전, FI은 굴곡을 의미한다. *는 신전운동 시 좌우 외측운동의 합과 양발운동의 유의한 차이를, †는 굴곡운동 시 외측운동의 합과 양발운동의 유의한 차이를 나타낸다($p < .05$).

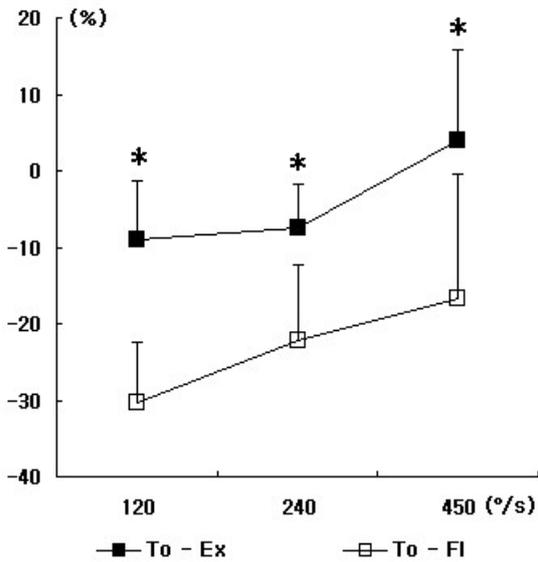


그림 4. 운동형태와 속도에 따른 최대 토크의 양측운동손실 - 평균과 +95%신뢰구간을 표시하였다. Ex는 신전, FI은 굴곡을 의미한다. *는 각 속도에서 신전과 굴곡에서의 양측운동손실의 유의한 차를 나타낸다($p < .05$).

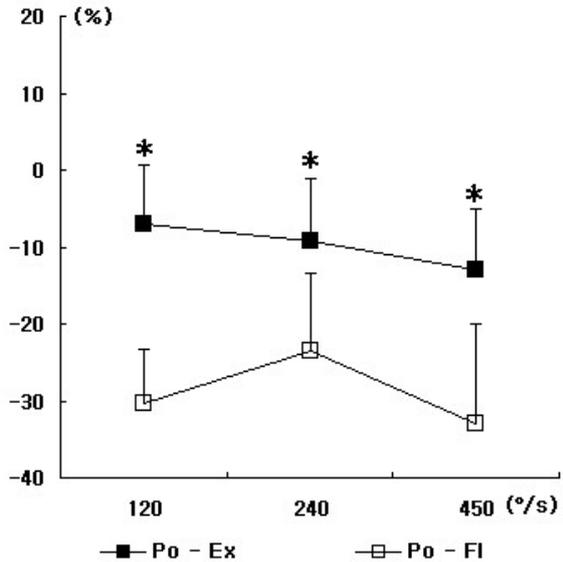


그림 5. 운동형태와 속도에 따른 최대 파워의 양측운동손실 - 평균과 +95%신뢰구간을 표시하였다. Ex는 신전, FI은 굴곡을 의미한다. *는 각 속도에서 신전과 굴곡에서의 양측운동손실의 유의한 차를 나타낸다($p < .05$).

의미하며, 유의한 차가 나타나지 않은 450°/s 신전에서 는 손실 자체가 발생하지 않았음을 나타낸다. 굴곡에서

는 3가지 속도 모두에서 외측운동의 합이 양측운동에 비해 유의하게 크게 나타났다(120°/s $t(12)=-5.99, p < .05$,

240°/s $t(12)=-4.57, p<.05, 450°/s t(12)=-2.18, p<.05$).

최대 파워의 경우(그림 3) 120°/s의 신전을 제외한 모든 조건에서 양측운동에서 외측운동의 합보다 유의하게 작은 파워가 나타났다(신전 240°/s $t(12)=-2.43, p<.05, 450°/s t(12)=-3.21, p<.05$, 굴곡 120°/s $t(12)=-6.68, p<.05, 240°/s t(12)=-4.77, p<.05, 450°/s t(12)=-4.88, p<.05$)(그림 4). 이상의 결과 본 실험에서 굴곡과 신전 그리고 3가지 속도조건에서 대체적으로 양측운동에 의한 역학적 출력의 손실이 발생하였다고 할 수 있다.

구체적인 양측운동지수는 최대 토크의 경우 신전에서 120°/s $-9.11\pm 14.45\%$, 240°/s $-7.49\pm 10.59\%$, 450°/s $4.03\pm 21.71\%$, 굴곡에서는 120°/s $-30.24\pm 14.52\%$, 240°/s $-22.2\pm 18.05\%$, 450°/s $-16.62\pm 29.72\%$ 로 각각 나타났다(그림 4). 반면 파워에 대한 운동손실은 신전에서 120°/s $-7.05\pm 14.29\%$, 240°/s $-9.2\pm 15.07\%$, 450°/s $-12.9\pm 14.59\%$, 굴곡에서는 120°/s $-30.35\pm 13.04\%$, 240°/s $-23.42\pm 18.49\%$, 450°/s $-32.94\pm 23.87\%$ 로 각각 나타났다(그림 5).

신전과 굴곡에서의 양측운동손실을 분산분석으로 비교한 결과 최대 토크($F(1, 12)=13.39, p<.05$)와 최대 파워($F(1, 12)=12.70, p<.05$) 모두에서 운동형태에 따른 유의한 주효과가 나타났다. 이에 각 속도에서 굴곡과 신전에서의 양측운동손실을 검증한 결과, 모든 조건에서 최대 토크와 최대 파워가 각각 유의한 차를 보였다(최

대토크 120°/s $t(12)=4.93, p<.05, 240°/s t(12)=2.45, p<.05, 450°/s t(12)=2.87, p<.05$, 최대파워 120°/s $t(12)=5.66, p<.05, 240°/s t(12)=2.35, p<.05, 450°/s t(12)=2.52, p<.05$). 한편 신전과 굴곡 각각에서 속도에 따른 양측운동손실의 차를 분산분석으로 검증한 결과 굴곡, 신전 모두에서 유의한 차가 나타나지 않았다.

운동형태와 속도의 6개 조건에서 발생하는 양측운동손실에 대한 상관분석을 한 결과, 동일 조건 내에서 최대토크와 최대파워는 모두 높은 상관을 보였다. 또한 속도의 변화에 따라 120°/s 신전-240°/s 신전, 120°/s 굴곡-240°/s 굴곡, 240°/s 굴곡-450°/s 굴곡의 조건들에서 양측운동손실간의 유의한 상관을 보였다. 이는 동일한 근육이 운동속도를 달리할 경우 각 개인의 양측운동의 결과는 일정 부분 상관이 있음을 의미한다. 하지만 신전과 굴곡사이에는 어떠한 변인 사이에도 유의한 상관은 나타나지 않았다(그림 6).

IV. 논의

외측운동과 비교한 양측운동의 결과에 주목한 본 연구에서 우선 등속성 측정치의 신뢰성부터 살펴보아야

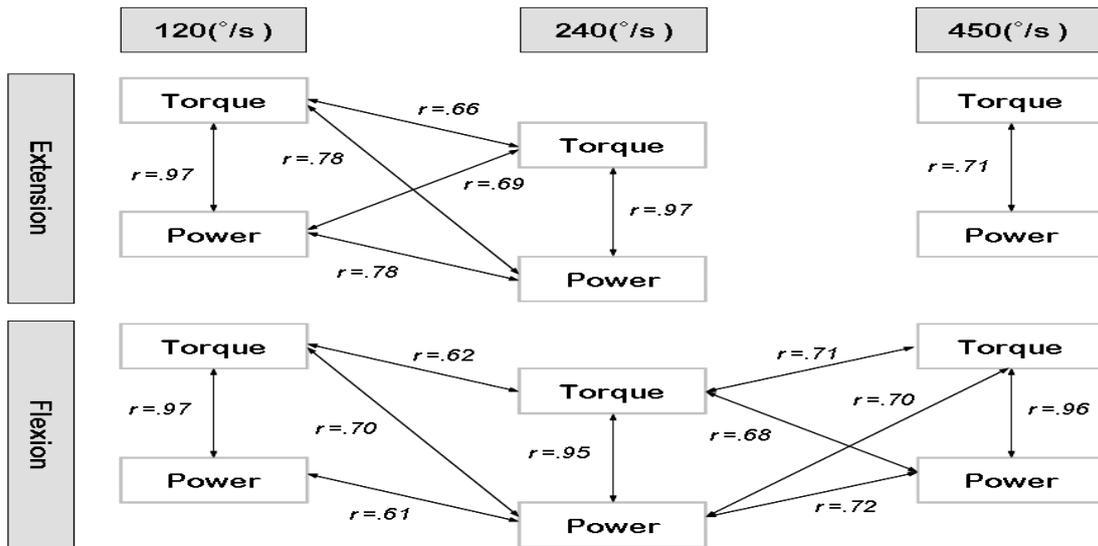


그림 6. 운동형태와 속도에 따른 양측운동손실의 상관도
 - 유의한 상관을 보인 관계만을 상관계수(Pearson r)와 함께 화살표로 표시하였다($p<.05$).

할 것이다. 본 실험의 주제에서 벗어나 통계적 결과를 기술하지 않았지만 속도가 증가할수록 굴곡과 신전 모두에서 최대토크는 감소하는 경향을 보였다. 이는 수축 속도가 증가할수록 단축성 수축력이 감소한다는 힘-속도(force-velocity)의 관계에 기인한 것으로 기존의 등속성 연구에서도 이러한 결과를 뒷받침하고 있다 (Thorstensson, Grimby, & Karlsson, 1976; Perrine, & Edgerton, 1978).

반면 속도가 증가할수록 파워는 120에서 240까지는 증가하다가 240에서 450은 유사하게 나타났다. 근육의 최대 파워가 최대수축속도의 1/3 부분에서 발생한다고 알려져 본 실험의 결과와는 배치되고 있다. 그러나 이러한 결과는 추출된 근육을 최대 자극한 상황에서의 결과(in vitro)이기 때문에 생체내 조건(in vivo)인 등속성 수축과 직접적으로 비교하는 데는 무리가 있을 것이다. 속도와 토크의 곱으로 구해지는 파워에서 등속성 측정에서는 속도가 증가하더라도 토크의 감소가 추출된 근섬유에서의 감소보다 비교적 작게 나타난다는 점 (Osternig, 2000)에서 속도의 증가가 토크의 감소를 상쇄할 정도 이상이기 때문에 추출된 근섬유와는 달리 속도가 증가함에 따라 파워의 증가한 것으로 사료된다. 등속성 측정에서 속도와 파워의 관계에 대한 기존의 연구에서도 속도가 증가할수록 파워가 증가하고 빠른 속도에 이르면 일정하게 유지되었다고 보고하고 있다 (Perrine, & Edgerton, 1978; Ostering, Hamill, Sawhill, & Bates, 1983). 이에 비추어 본 연구의 기초자료인 토크와 파워는 신뢰롭게 측정되었다고 할 것이다.

좌우의 같은 근육이 동시에 동일한 형태의 수축을 하였을 때 발현되는 힘이 그 근육들이 각각 독립적으로 수축하였을 때 발현되는 힘의 합에 비해 감소한다는 양측운동손실은 외측운동의 합과 양측운동의 결과를 비교하여 산출하였는데, 본 연구에서는 450°/s 신전에서의 토크와 120°/s 신전에서의 파워를 제외한 조건에서는 모두 유의한 양측운동손실이 발생하였다(그림 4). 특히 450°/s 신전에서의 토크에서는 유의하지 않았지만 4%의 양측운동강화가 나타났다.

서론부에서 언급하였듯이 많은 연구에서 대체적으로 양측운동손실을 보고하였으나 일부 연구에서는 운동손실을 관측하지 못했거나 증가를 보고하였다(Howard &

Enoka, 1991). Vandervoort et al.(1987)는 하지운동에서 운동손실을 보고한 이전 연구(Vandervoort et al., 1984)와는 달리 동일한 피험자들에 대한 저속의 상지 운동에서는 운동손실이 발생하지 않았다고 보고하였다. 결국 양측운동손실은 수행과제, 동원근육, 운동속도에 따라 변화하며, 본 연구에서도 대체적으로 운동손실이 발생하기는 했으나 동일한 근육이라도 운동속도에 따라 양측운동의 결과가 달라짐을 보여주었다.

한편 신전과 굴곡 모두에서 속도에 따른 양측운동손실의 유의한 차는 나타나지 않았으며 다소 운동손실이 감소하는 경향이 나타났다(그림 4). 이는 속도에 따른 운동손실의 차이가 없었다고 보고한 Owing & Grabiner (1998)의 결과와 유사하나 등척성 수축 혹은 느린 속도의 운동에 비해 빠른 속도에서 양측운동손실이 증가하였다고 보고한 연구(Vandervoort et al., 1984; Koh, Grabiner, & Clough, 1993; Brown et al., 1994; Dickin & Too, 2006)와는 배치되는 결과이다. 이는 운동속도나 수행 과제와 같은 실험 상황에 따른 요인일 수도 있으며, 양측운동손실을 분석하는 통계적 기법에 따른 결과일 수도 있을 것이다. 일례로 Vandervoort et al.(1984)와 Dickin & Too(2006)의 경우 속도에 따른 양측운동지수 자체를 비교하지 않고 외측운동의 합과 양측운동의 비교를 통해 운동손실만을 통계적으로 확인하고 그 경향을 보고하였다. 그럼에도 불구하고 양측운동손실이 속도에 따라 증가하는 기존 연구와 배치되는 본 연구의 결과에 대한 심층적인 후속 연구가 필요할 것으로 판단된다.

최대 토크와 달리 최대 파워는 450°/s에서 유의하지는 않지만 운동손실이 증가하는 경향을 보였다. 빠른 속도에서 양측운동손실이 보다 증가하였다는 결과에서 동원속도가 낮은 속근섬유가 양측운동에서 미처 동원되지 못하였을 것이며, 이에 속근섬유의 미동원이 운동손실의 한 원인이라고 주장한 연구가 있다(Vandervoort et al., 1984). 속근섬유의 동원과 관련된 운동속도가 힘이나 토크와 함께 파워에 영향을 미친다는 점에서 속근섬유가 운동손실의 원인이라면 빠른 운동조건에서 파워의 운동손실 변화도 분석하는 것이 타당할 것이다. 기존의 연구에서 파워의 양측운동손실에 대한 연구가 미미하여 본 연구 결과를 비교하기에는 무리가 있지만 속

근섬유와 관련된 가설에 관련하여 본 결과를 해석하는 것이 가장 적절할 것으로 생각된다.

3가지 속도에서 나타난 최대 토크와 파워의 양측운동손실은 모두 신전운동보다 굴곡운동에서 유의하게 크게 나타났다(그림 4와 5). 신전운동에서 토크 -9~4%, 파워 -12~-7%의 운동손실을 보인 반면 굴곡운동에서는 토크 -30~-16%, 파워 -32~-30%의 손실을 각각 보였다. 이는 팔꿈치의 굴곡과 신전에서 양측운동손실이 다르게 나타났다고 보고한 Ohtsuki(1983)의 결과(신전 19-24% 감소, 굴곡 6-8% 감소)와 유사하다. 동일 피험자에서 발생하는 양측운동손실을 비교한 연구로 Vandervoort et al.(1984)와 Vandervoort et al.(1987)는 벤치 프레스와 레그 익스텐션에서 발생하는 양측운동손실의 차에 대하여 양측운동에 대한 상지와 하지의 적응성 때문일 것이라 하였다.

하지만 본 연구에서는 앞서 상지운동을 연구한 Ohtsuki(1983)의 결과와 유사하게 동일 피험자의 하지에서 사용되는 주동근의 차이에 따른 양측운동손실의 차이라고 할 수 있다. 이러한 사실에 대하여 평상시 직립이나 추진을 위해 무릎의 신전근(대퇴 사두근)이 굴곡근(햄스트링)에 비해 양측운동에 보다 빈번하게 노출되었을 개연성 때문일 것으로 설명할 수도 있겠지만 일반적으로 나타나는 신전근과 굴곡근의 근력에서의 차이에 따른 영향도 고려할 필요가 있을 것으로 사료된다.

기존의 연구와 달리 본 연구에서는 운동형태와 속도에 따라 양측운동손실이 개인 내에서 어떠한 연관이 있는지에 주목하였다. 분석결과(그림 6), 동일 조건 내에서 최대토크와 최대파워는 모두 높은 상관관을 보였다. 또한 속도의 변화에 따라 120°/s신전 - 240°/s신전, 120°/s굴곡 - 240°/s굴곡, 240°/s굴곡 - 450°/s굴곡의 조건들 사이에 유의한 상관관이 나타났다. 반면 신전과 굴곡에서 속도에 따른 양측운동손실의 변화가 일정한 패턴을 보이는 했지만(그림 4와 5) 각 개인의 비교에서 어떠한 변인 사이에도 유의한 상관관은 나타나지 않았다.

전자의 경우는 동일한 근육을 사용한 것이며 후자는 다른 근육이 사용된 경우이다. 즉 각 개인의 동일한 근육의 양측운동에서 발생하는 결과는 일정 부분 상관성이 있음을 나타낸 반면 개인 내에서도 동원되는 근육이 다를 경우에는 양측운동손실의 편차(variation)가 큼을

의미한다. 비록 사용된 근육이 다를 경우 각 개인의 양측운동의 결과가 일정하게 발생하지 않았지만 동일 근육에서의 양측운동의 결과가 일정 부분 상관성이 있다는 것은 양측운동에서 근신경계의 개인적 특성이 그 결과에 영향을 미칠 수 있음을 보여주었다고 할 수 있다. 일반적으로 트레이닝의 정도, 양측운동에 대한 노출 빈도와 적응성이 양측운동손실의 개인적인 차에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있으나(Vandervoort et al., 1987; Howard & Enoka, 1991; Enoka, 1988), 이러한 요인만으로는 개인차를 설명하기에는 부족함이 있으며 다른 요인에 대해서도 향후 심층적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

V. 결론 및 제언

외측운동과 비교하여 양측운동의 운동형태와 속도에 따른 역학적 특성을 규명하기 위해 본 연구에서는 13명의 20-30대 남성을 대상으로 좌우 외발과 양발의 등속성 무릎 굴곡과 신전을 3가지 속도(120°, 240°, 450°/s)에서 실시하여 최대토크와 파워를 분석하였다. 분석 결과, 450°/s의 신전토크(힘의 증가)와 120°/s의 신전파워를 제외한 모든 속도의 무릎의 굴곡과 신전에서 외측운동의 합보다 양측운동에서의 역학적 출력이 유의하게 감소하였다. 외측운동과 비교해 양측운동에 의해 신전운동에서 토크 -9~4%, 파워 -12~-7%의 운동손실을 보인 반면 굴곡운동에서는 토크 -30~-16%, 파워 -32~-30%의 손실을 각각 보였다.

3가지 속도에서 양측운동손실의 크기는 유의한 차를 보이지 않았으나 굴곡에서의 양측운동손실이 신전에서 보다 크게 나타나 운동형태에 따라 양측운동손실이 다를 수 있음을 보여주었다. 특히 동일 근육에서 발생하는 조건에서 각 개인의 양측운동지수는 운동속도가 변하더라도 일정 부분 유의한 상관관을 보였다. 반면 굴곡과 신전과 같이 주동근이 다른 운동에서 집단 전체의 양측운동지수는 속도에 따라 유사한 패턴의 경향을 보였으나 각 개인의 양측운동지수 사이에는 유의한 관계가 나타나지 않았다. 양측운동에서 근신경계의 개인적

특성이 그 결과에 영향을 미칠 수 있음을 보여주었다고 할 수 있다.

이상의 결과로 볼 때, 향후 트레이닝을 통한 양측운동손실의 구체적인 개선 방안과 개인에게서 어떠한 요인이 양측운동손실의 크기를 결정하느냐에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다. 이러한 연구는 근신경계의 기전에 대한 이해와 양측운동의 결과를 긍정적으로 변화시키는데 실질적으로 기여할 것으로 사료된다.

참고문헌

- 김용운(2008). 하지의 비대칭성이 수직점프의 수행력에 미치는 영향. *한국운동역학회지*, 18(1), 179-190.
- Brown, L. E., Whitehurst, M., Gilbert, R., & Findley, B. W.(1994). Effect of Velocity on the Bilateral Deficit During Dynamic Knee Extension and Flexion Exercise in Females. *Isokinetics And Exercise Science*, 4(4), 153-156
- Challis, J. H.(1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, 17(3), 307-325.
- Cresswell, A. G., & A. H. Ovendal(2002). Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(1), 19-25.
- Daniel, G. D., Kristin, J. S., Clifford, W. M., & Julia, C. G.(2006). The effects of isokinetic contraction velocity on concentric and eccentric strength of the biceps brachii. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 390-395.
- Dickin, D. C., & Too, D.(2006). Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(3), 296-303.
- Enoka, R. M.(1988). Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Medicine*, 6(3), 146-168.
- Hay, D., V. A. de Souza, V. A., & Fukashiro, S.(2006). Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*, 25(2), 181-191.
- Howard, J. D., & Enoka, R. M.(1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*, 70(1), 306-316.
- Iossifidou, A. N., & Baltzopoulos, V.(2000). Peak power assessment in isokinetic dynamometry. *European Journal of Applied Physiology*, 82(1), 158-160.
- Jakobi, J. M., & Chilibeck, P. D.(2001). Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26(1), 12-33.
- Jakobi, J. M., & E. Cafarelli(1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 200-206.
- Kawakami, Y., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Moroz, J. S.(1998). Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 77(3), 212-216.
- Koh, T. J., Grabiner, M. D., & Clough, C. A.(1993). Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 74, 1200-1205.
- Komi, P. V.(1992) Strength and power in sport. *International Federation of Sports Medicine*. IOC Medical Commission.
- Kuruganti, U., & K. Seaman(2006). The bilateral leg strength deficit is present in old, young and

- adolescent females during isokinetic knee extension and flexion. *European Journal of Applied Physiology*, 97(3), 322-326.
- McLean, S. P., Vint, P. F., & Stember, A. J.(2006). Submaximal expression of the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(3), 340-350.
- Mcquade, K., Harris-Love, M. L., & Whittall, J.(2008). Maximal voluntary isometric elbow flexion force during unilateral versus bilateral contractions in individuals with chronic stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 69-74.
- Ohtsuki, T.(1983). Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behavioural Brain Research*, 7(2), 165-178.
- Osternig, L. R., Hamill, J., Sawhill, J. A., & Bates, B. T.(1983). Influence of torque and limb speed on power production in isokinetic exercise. *American Journal of Physical Medicine*, 62(4), 163-171.
- Osternig, L. R.(2000). Assessing human performance. In *Isokinetics in Human Performance*, ed. by Brown, L. E. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D.(1998). Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(8), 1257-1262.
- Perrine, J. J., & Edgerton, V. R.(1978). Muscle force-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports*, 10(3), 159-166.
- Thorstensson, A., Grimby, G., & Karlsson, J.(1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 40(1), 12-16.
- van Soest, A. J., Roebroek, M. E, Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau G. J.(1985). A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(6), 635-639.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J.(1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental & Exercise Physiology*, 56(1), 46-51.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J.(1987). Strength-velocity relationship and fatiguability of unilateral versus bilateral arm extension. *European Journal of Applied Physiology*, 56(2), 201-205.
- Vint, P. F., & Hinrichs, R. N.(1998). The bilateral deficit is not solely responsible for the relative decrements in two-legged vertical jumping performances. Preceeding in *North American Congress on Biomechanics*, 473-474.

투 고 일 : 7월 31일
 심 사 일 : 8월 7일
 심사완료일 : 9월 20일