

최대 근수축시 외측운동과 양측운동이 근력과 근활동에 미치는 영향

김용운¹

¹경남대학교 사범대학 체육교육과

Effects of Unilateral and Bilateral Movement on Muscle Strength and Activity During Maximum Contraction

Yong-Woon Kim¹

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungnam University, Changwon, Korea

Received 30 April 2013; Received in revised form 15 June 2013; Accepted 20 June 2013

ABSTRACT

In the present study, we aimed to elucidate how muscle strength and activity are affected by movement pattern(bilateral [BLM] & unilateral movement [ULM]) and movement velocity(0°/s, 60°/s, 120°/s) at maximum effort, and to elucidate the relationship between a left/right asymmetry and bilateral deficit. A total of 18 healthy males participated in the study. Each participant performed maximum knee extension bilaterally and unilaterally while the EMG and moment were recorded, and then the relationships between the asymmetry and bilateral deficit were analyzed. The peak moments for the isokinetic motion at 60°/s and 120°/s and overall muscle activities of lower extremity were significantly reduced for the BLM in comparison to the ULM. And though the asymmetry in ULM were maintained during BLM at all velocities, the bilateral deficits at the velocity of 0°/s and 120°/s were significantly correlated with increased asymmetries of muscle strength in ULM. In conclusion, the reduction in the muscle strength exhibited in bilateral knee extension was shown to arise partially from a reduction in muscle activity, and left/right asymmetry was found to be associated with mechanical reduction in bilateral movement. These findings suggest that training aimed at increasing muscle strength must involve methods and strategies intended to reduce left/right asymmetry.

Keywords : Bilateral deficit, Bilateral potentiation, Muscle force, Muscle activation, Electromyograph, Knee extension.

I. 서론

운동이나 스포츠 상황에서 최대 수행(maximum performance)이 필요한 경우가 빈번하게 발생한다. 이러한 경우 최대의 근력 발현은 수행력을 결정짓는 중요한 요인이 되기 때문에 근력의 극대화화 관련한 많은 연구가 지속적으로 이루어져 왔다.

인체 운동에서 던지기, 차기 등과 같이 상하지의 좌우측

가운데 한쪽만을 사용하는 경우(외측운동, unilateral movement)가 일반적이지만 점프, 역도, 조정, 스쿼트, 벤치 프레스 등과 같이 좌우측 분절을 동시에 사용하는 경우(양측운동, bilateral movement)도 자주 발생한다(Kim, 2008). 외측 및 양측운동과 관련하여 흥미로운 사실은 좌우측의 근육이 굴곡, 신전 등 같은 형태의 운동을 동시에 수행할 때(양측운동) 발현하는 근력과 해당 근육이 독립적으로 수축할 때(외측운동)의 근력에 차이가 존재한다는 점이다.

다수의 연구에서 외측운동에 비해 양측운동을 할 때 근력이나 수행력의 감소하는 양측운동손실(bilateral deficit)이 보고되었다(Vandervoort, Sale, & Moroz, 1984). 양측운동에 따른 근력의 감소 현상은 외발 점프를 통한 점프 높이의 두 배만큼 양발점프에서 점프하지 못한다는 사실로 쉽게 이해할 수 있다(Bobbert, De Graaf, Wendy, Jonk, &

본 연구결과물은 2010년도 경남대학교 신진교수연구비 지원에 의한 것임.
Corresponding Author: Yong-Woon Kim
Department of Physical Education, College of Education, Kyungnam University, 7 Kyungnamdaehak-ro, Masanhappo-gu, Changwon-si, Gyeongsangnam-do, Republic of Korea
Tel : +82-55-249-2371 / Fax : +82-53-580-5314
E-mail: ysb146@kmu.ac.kr

Casius, 2006; Challis, 1998; Kim, 2008).

양측운동에 따른 근력의 변화는 다양한 대상과 수행 과제에 대하여 연구되었으며 정적 운동(Kuruganti & Murphy, 2008; Matkowski, Martin, & Lepers, 2011)과 동적 운동(Cresswell & Ovendal, 2002; Kuruganti & Chester, 2009), 단측성 수축과 신장성 수축(Dickin & Too, 2006), 남자(Kuruganti & Murphy, 2008)와 여자(Kuruganti & Seaman, 2006), 일반인(Howard & Enoka, 1991)과 선수(Kuruganti & Murphy, 2008), 젊은이와 노인(Kuruganti & Seaman, 2006), 상지(McLean, Vint, & Stember, 2006; Van Dieen, Ogita, & de Haan, 2003)와 하지(Owings & Grabiner, 1998) 등에 걸쳐 근력의 감소가 광범위하게 보고되었다. 하지만 양측운동에서의 근력 손실을 반박하는 연구도 다수 보고되어 양측운동의 결과에 대한 논란은 계속되고 있다. 일반 남성을 대상으로 등척성 무릎 신전운동을 분석한 Jakobi와 Cafarelli (1998)는 외측운동과 양측운동 사이의 유의한 차이가 없었다고 보고하였으며, 일반인과 사이클 선수, 역도 선수를 대상으로 등척성 과제를 분석한 Howard와 Enoka (1991)는 일반인에게서는 양측운동에서의 근력 감소가 나타난 반면 역도 선수의 경우에는 양측운동에서 근력이 오히려 증가(양측운동강화, bilateral facilitation)하였다고 보고하였다.

또한 양측운동시 나타난 근활동의 감소를 통해 근신경적 요인이 양측운동에 영향을 미친다고 보고한 다수의 연구(Cresswell & Ovendal, 2002; Kuruganti & Murphy, 2008; Oda & Moritani, 1994; Rejc, Lazzer, Antonutto, Isola, & Prampero, 2010; Van Dieen et al., 2003)가 있으나 양측운동에 따른 근력의 감소에도 불구하고 근활동의 감소가 나타나지 않았다는 연구(Kuruganti & Chester, 2009; Kuruganti, Murphy, & Pardy, 2011; Kuruganti & Seaman, 2006; Matkowski et al., 2011)도 보고되었다.

이상과 같이 역학적 손실의 존재 자체를 비롯해 근신경계 요인의 영향, 대상자의 트레이닝 경험 등에 관한 상반된 연구 결과는 양측운동에 대한 지속적인 연구가 필요함을 의미한다. 이에 본 연구에서는 기존 연구에서 다루어지지 않은 새로운 접근을 시도하였다. 우선 기존의 연구에서는 기본적으로 좌/우측의 근력이 동일하다는 가정을 두고, 외측운동의 근력을 2배 한 것과 양측운동에서 나타난 근력을 단순 비교하는 방법으로 분석하였다. 하지만 인체는 활동 패턴, 운동 발달, 운동 경험 등의 다양한 요인으로 인해 우성측(dominant side)과 열성측(non-dominant side)이 존재하며, 실제 여러 연구(Clerke, A. & Clerke, J., 2001; Paterno, Ford, Myer, Heyl, & Hewett, 2007; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000)에서 좌우 분절의 기능적 불균형이나 근력의 불균형을 보고하였다. 이는

동일 근육이라도 좌우측의 근력이 다를 수가 있고, 외측운동 뿐만 아니라 양측운동에서도 좌우측의 근력을 개별적으로 측정하여 양측운동손실을 구체적으로 확인할 필요가 있음을 의미한다. 이와 관련해 양측운동에서 좌우측을 개별 측정한 연구(Dickin & Too, 2006; Matkowski et al., 2011; Owings & Grabiner, 1998)도 있으나 양측운동에서의 좌우측 근력 정보를 제공하지 않았으며, Jakobi와 Cafarelli (1998)은 등척성의 양측운동에서 좌우측 근력을 구체적으로 보고하였으나 양측운동에 따른 근력의 손실이 없었음을 보고하여 일반적인 연구와는 상반되는 결과가 나타났다.

또한 본 연구에서는 좌우측 근력의 불균형이 양측운동에서의 근력 변화에 어떠한 영향을 미칠까에 주목하였다. 외측운동과 달리 좌우측을 동시에 움직여야 하는 양측운동에서는 안정성이나 좌우 협응의 유지(Hay, De Souza, & Fukashiro, 2006), 근 활성을 지배하는 신경계의 영향(Howard & Enoka, 1991; Jakobi & Chilibeck, 2001) 등으로 근력의 균형을 유지하려는 기전이 작동할 가능성이 있으며, 이러한 균형을 확보하는 과정에서 불균형한 좌우 근력은 상호 조정될 가능성이 높다. 즉 불균형이 클수록 이를 해소하는 과정에서 근력 손실이 보다 증가할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 좌우측의 불균형 정도가 클수록 양측운동에서의 운동손실이 증가할 것으로 가정하였다. 이와 관련해 Cornwell, Khodigium과 Yoo (2012), Oda와 Moritani (1994)는 양측운동에서 우성측의 근력 감소가 상대적으로 크게 나타났다고 보고하였다. 하지만 이들 연구는 상지 근육을 대상으로 하였으며 좌우의 불균형에 대한 구체적인 정보는 제공하지 않았다. 또한 Kim (2008)은 좌우측의 외발점프와 양발점프를 대상으로 좌우 비대칭성과 양측운동과의 관계를 분석하였으나 두 점프 형태에 가해진 외부 부하(체중)의 차이로 인해 양발점프에서 근육의 수축 속도가 증가하여 근력 발현에 불리한 측면이 있었음을 고려하지 못하였다.

본 연구는 무릎의 신전운동시 운동 형태(외발 및 양측운동)와 운동 속도(등척성 및 등속성)가 근력과 근활동에 미치는 영향과 근력의 좌우 불균형성이 양측운동에 미치는 영향을 규명하는데 그 목적이 있다. 구체적으로 첫째, 외측운동과 양측운동시 좌우측 근력을 개별적으로 측정하여 운동 형태와 운동속도에 따른 근력과 근활동의 변화를 분석하고, 둘째, 좌우의 불균형의 정도와 양측운동과의 관계를 분석하였다. 본 연구는 양측운동에 따른 근력의 변화를 보다 실제적으로 확인하고 이해하는데 유용한 정보를 제공할 것이며, 불균형성과 양측운동의 관계에 대한 정보는 수행력 향상을 위한 효과적인 트레이닝에 대한 중요한 정보가 될 것으로 기대된다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

규칙적인 전문 트레이닝을 받지 않은 20대의 일반 남성 18명(나이 21.5 ± 1.5 yrs, 신장 177.3 ± 5.1 cm, 체중 74.5 ± 7.5 kg)이 본 연구의 실험에 참여하였다. 참가자 모두 측정 당시 근골격계 질환이 없는 건강한 남성으로 최대 수행(maximum effort)의 무릎 신전운동을 무리 없이 수행할 수 있었다. 이들은 모두 사전에 연구의 목적과 실험 과정 전반에 대한 충분한 설명을 들은 후 동의서를 작성하고 실험에 자발적으로 참여하였다.

2 실험 과제 및 절차

양측운동시 좌우측의 힘 발현을 개별적으로 측정하고자 한 본 연구에서는 dual servo system을 사용하는 등속성 측정 장비 ISOKINETIC1(주)두비원, Korea)를 사용하였다. 관절의 회전력을 측정하기 위한 기존의 장비가 양측운동시 좌우측을 구분하지 않고 통합적으로 측정하는 반면 ISOKINETIC1은 양측운동시 좌우측의 회전력을 개별적으로 측정할 수 있다.

실험 참가자는 최대 수행의 무릎 관절 신전운동을 세 가지 형태(원다리 외측운동 / 오른다리 외측운동 / 좌우측 다리를 동시에 사용하는 양측운동)와 세 가지 속도($0^\circ/s$ [등척성], $60^\circ/s$ [등속성], $120^\circ/s$ [등속성])에서 실시하였으며 각 조건에서는 3회 의 시기를 수행하였다. 결국 각 참여자는 무릎관절의 신전운동을 3가지 운동 형태와 3가지 속도 조건에 따른 9가지 조건에서 총 27회의 시기를 실시하였다. 이때 $0^\circ/s$ (등척성) 조건의 각 시기에서는 4초 동안 최대 신전을 수행하였으며, $60^\circ/s$ 및 $120^\circ/s$ (등속성) 조건의 각 수행 시기에서는 신전운동을 5회 반복하였다. 실제 참가자들은 신전운동과 굴곡운동을 반복하였으나 굴곡운동에서는 최대 수행이 아닌 중간 정도의 근력을 발휘하도록 유도하였다. 수행 형태와 속도에 따른 9조건의 실시는 의사라틴스퀘어(quasi Latin squares) 방식으로 무작위화했으며, 각 조건 사이에는 10분, 조건 내의 수행 사이에는 2분의 휴식을 취하였다.

참여자들은 실험의 절차나 정확한 측정을 위한 유의 사항을 주지한 후 수행 전에 스트레칭을 포함한 준비운동을 10분 정도 실시하였다. 이후 충분한 사전 연습을 통해 수행 과제에 익숙하도록 유도한 후 본 실험을 진행하였는데, 사전 연습에서는 상지의 영향을 배제하여 순수한 하지의 힘만으로 신전운동을 수행하고 외측운동시 반대쪽 하지를 사용하지 않는 점에 주안점을 두었다.

과제 수행을 위해 우선 참여자를 측정 장비에 상체를 약



Figure 1. Experimental setup for moment and EMG measurement

간 뒤로 젖힌 채 편안히 앉도록 한 후 순수한 무릎 관절의 운동을 유도하기 위해 몸통과 대퇴를 하네스로 단단히 고정시켰다. 또한 무릎관절의 회전축인 대퇴외상과(lateral femoral epicondyle)가 레버 암(lever arm)의 회전축선상에 위치하도록 시트를 상하, 전후로 조절하였다. 레버 암의 길이를 각 참여자의 체격에 맞추어 조절한 후 발목을 페드에 단단히 고정시켰다(Figure 1).

무릎 관절이 완전히 펴진 상태를 180° 로 하였을 때 $110/170^\circ$ 의 운동범위에서 $60^\circ/s$ 및 $120^\circ/s$ (등속성) 조건의 신전/굴곡운동을 하였으며, $0^\circ/s$ (등척성) 조건에서는 160° 를 유지한 채 최대 신전을 수행하였다. 등척성 조건에서의 무릎 각도는 사전 실험을 통한 회전력 분석 결과와 편하면서도 강력한 신전운동이 이루어지는 각도에 대한 연구 참여자들의 의견을 반영하여 설정하였다.

또한 참여자가 과제를 수행하는 동안 언어적 피드백과 회전력의 실시간 모니터링을 통해 최대 수행을 독려했다.

한편, 근전도 측정에는 Noraxon TelemyoTM(Noraxon, USA) 무선 근전도 시스템(gain = 2000, bandwidth 10 - 500 Hz, CMRR > 100 dB, input impedance > 100 M Ω)을 이용하였다. 하지 신전근인 좌우 양측의 대퇴직근(Rectus Femoris [RF]), 외측광근(Vastus Lateralis [VL]), 내측광근(Vastus Medialis [VM])의 근활동을 1 kHz의 샘플링으로 수집하였다. 양질의 근전도 신호를 측정하기 위해 피부 표면을 제모한 후, 알코올 세척을 함으로써 피부 저항을 최소화하였으며, 분석 대상인 각 근육의 벨리(belly) 부위에 두 개의 Ag/AgCl 표면 전극을 근육의 길이방향과 나란하게 부착하였다(전극간 거리 2 cm). 해당 근육의 표면전극 부착위치를 비롯한 근전도 측정의 제반 사항은 SENIAM(surface EMG for non-invasive assessment of muscles) project를 따랐다(European Recommendations for Surface Electromyography, 1999).

3. 자료 처리 및 분석

1) 회전력 분석

본 연구에서 참가자는 3가지 운동 형태에서 신전운동을 실시하지만 측정되는 회전력은 좌측의 외측운동시 회전력, 우측의 외측운동시 회전력, 양측운동시 좌측의 회전력, 양측운동시 우측의 회전력 등 4가지이다. 운동 형태와 속도에 따른 각 조건에서의 3회 수행 가운데 최대값을 대푯값으로 하였다.

최대 회전력은 양측운동에서는 좌우 다리에 대하여 개별적으로 측정된 회전력을 합한 값이 최대가 되는 시점에서, 외측운동에서는 해당 다리의 회전력이 최대가 되는 시점에 대하여 산출하였다. 이 때 모든 회전력 자료는 잡음을 최대한 배제하기 위해 100 ms의 시간창(time window)에 대한 이동 평균값으로 변환하여 분석하였다. 또한 등속성 수축의 과정에서 실제 설정된 각속도에 이르지 못한 운동범위 초기(가속)와 말기(감속) 구간에서의 데이터는 분석에서 제외하였다.

2) 좌우불균형지수와 양측운동지수

좌우 하지의 불균형지수(asymmetry index [AI])는 Robinson, Herzog와 Nigg (1987)가 제시된 방법을 통해 다음과 같이 산출하였다.

$$AI(\%) = \frac{|X_R - X_L|}{1/2(X_R + X_L)} \times 100$$

여기서, X_R 과 X_L 은 각각 우측회전력과 좌측회전력을 의미한다. 불균형 지수 0은 완전한 대칭을 의미한다.

또한 양측운동에 따른 근력의 평가, 즉 양측운동지수(bilateral index [BI])는 Howard와 Enoka (1991)의 공식을 수정하여 분석하였으며, 좌우측을 합한 변인의 경우 다음과 같이 산출하였다.

$$BI(\%) = \frac{B_R + B_L}{U_R + U_L} \times 100 - 100$$

여기서, B_R 는 양측운동에서의 우측회전력, B_L 는 양측운동에서의 좌측회전력, U_R 는 우측 외측운동에서의 회전력, U_L 는 좌측 외측운동에서의 회전력을 각각 의미한다. BI가 0이면 양측운동과 외측운동에서의 차이가 없음을 의미하고 (-)는 양측운동에 따른 손실(양측손실), (+)는 양측운동에 따른 증가(양측강화)가 나타났음을 의미한다.

3) 근전도 분석

근전도의 원자료는 우선 20 Hz 이하의 저주파 노이즈와 350 Hz 이상의 고주파 노이즈를 제거하였다. 이후 수학적 처리를 위해 전파정류(full-wave rectification)하였으며, 정

류된 신호에 대하여 100 ms 시간창(time window)의 RMS(root mean square)을 산출하였다. RMS 자료에 대하여 신전운동시 최대 회전력이 발현된 시점의 ± 100 ms 동안의 평균값(averaged RMS)을 추출하였다.

이후 운동 형태와 속도에 따른 각 조건에 대하여 동일한 하지에 속한 모든 근육의 RMS 평균값을 각각 합산하여 그 조건의 대푯값으로 산정하였다. 마지막으로 각 조건의 오른쪽과 왼쪽의 대푯값은 동일한 자료처리 과정을 거친 0°/s(등척성) 조건의 양측운동에서 발현된 오른쪽과 왼쪽의 RMS 합산값 각각에 대하여 표준화하였다. 예를 들어 60°/s의 외측운동시 좌측 하지의 근전도 대푯값은 다음과 같이 산출하였다.

$$\%MVC =$$

$$\frac{RF_{rms} + VM_{rms} + VL_{rms} \text{ of left leg in } 60^\circ/s \text{ Unilateral}}{RF_{rms} + VM_{rms} + VL_{rms} \text{ of left leg in } 0^\circ/s \text{ Bilateral}} \times 100$$

4. 통계 처리

본 연구는 세 가지의 운동 속도와 양측과 외측운동으로 구분되는 두 가지 운동 형태에 따른 2×3의 급내 - 급내 설계(within-within subject design)로 수행되었다. 이에 최대 회전력과 좌우측 불균형지수, 근전도 변인은 반복측정의 이원 분산분석(repeated measured two-way ANOVA)을 통해 그 차이를 검증하였다. 또한 하나의 값으로 산출되는 양측운동지수는 반복측정 일원분산분석을 통하여 좌우측의 합과 좌측, 우측 각각에 대하여 속도 조건에 따른 차이를 검증하였다. 각 분산분석 후 주 효과(main effect)가 나타난 요인에 대해서는 Bonferroni correction을 통한 사후검증(post Hoc)이나 대응표본 t검정(paired t-test)를 통해 관련 변인의 평균차를 보다 구체적으로 검증하였다. 마지막으로 각 속도 조건에서의 불균형성과 양측운동손실의 관계를 규명하기 위해 불균형지수와 양측운동지수에 대한 상관분석을 실시하였는데, 불균형이 클수록 양측운동손실이 증가한다는 가설에 따라 단측검증(one-tailed test of significance)을 하였다. 통계분석에는 SPSS 13.0 을 이용하였으며 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 양측운동과 외측운동에서의 회전력과 근활동

무릎관절 신전운동시 양측운동과 외측운동에서의 최대 회전력은 <Table 1>에 나타난 바와 같다. 우선 좌우측의 회전력을 합한 값에 대한 이원분산분석의 결과, 운동속도와 운동형태(양측 및 외측운동)에 대한 유의한 차이가 나타났으며, 속도와 형태 간의 상호작용도 나타났다(속

Table 1. Peak moments & Bilateral indices(BI) in bilateral and unilateral movement

Side	Velocity(V) (°/s)	Peak Moments(Nm)			Bilateral Indices(%)			
		Movement Types (T)		F	post hoc	Bilateral Index	F	post hoc
		Bilateral	Unilateral					
Total (Right+Left)	0 (a)	558.45 ± 120.14	575.47 ± 101.44	(V) 120.909***		-3.44 ± 9.44		
	60 (b)	361.08 ± 94.85 ⁺⁺⁺	419.70 ± 82.67	(T) 38.040***	a > b > c	-13.96 ± 13.27	(V) 6.062 ^{§ §}	a > c
	120 (c)	283.97 ± 59.32 ⁺⁺⁺	293.50 ± 48.67	(V×T) 3.886*		-15.70 ± 12.46		
Right	0 (a)	283.15 ± 75.58	332.94 ± 62.61	(V) 112.348***		-3.74 ± 9.69		
	60 (b)	186.39 ± 48.17 ⁺⁺	214.77 ± 44.42	(T) 28.502***	a > b > c	-12.74 ± 15.06	(V) 3.094	
	120 (c)	146.98 ± 38.95 ⁺⁺	172.33 ± 29.85	(V×T) 2.132		-14.78 ± 17.09		
Left	0 (a)	274.48 ± 63.59	281.97 ± 57.54	(V) 102.166***		-2.902 ± 10.71		
	60 (b)	174.69 ± 48.58 ⁺⁺⁺	204.93 ± 40.30	(T) 32.527***	a > b > c	-15.04 ± 13.49	(V) 7.036 ^{§ §}	a > b, c
	120 (c)	136.17 ± 39.00 ⁺⁺⁺	160.60 ± 36.55	(V×T) 3.840*		-15.55 ± 12.06		

Note. Measured values presented with Mean±SD, * $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$: significant effects in 2-way ANOVA for peak moments, ⁺⁺ $p < .01$, ⁺⁺⁺ $p < .001$: significant differences in paired *t*-test between bilateral & unilateral movement for peak moments, ^{§ §} $p < .01$: significant effects in 1-way ANOVA for bilateral indices

Table 2. Muscle activity in bilateral and unilateral movement

(unit : %MVC)

Side	Velocity(V) (°/s)	Movement Types (T)		F
		Bilateral	Unilateral	
Right	0	100 ± 0	109.78 ± 23.72	(V) 5.620*
	60	125.69 ± 46.58	126.03 ± 37.44	(T) 5.481*
	120	121.81 ± 40.51 [†]	135.28 ± 48.79	(V×T) 2.131
Left	0	100 ± 0 [†]	120.31 ± 27.03	(V) 8.371**
	60	128.62 ± 41.49 [†]	139.32 ± 45.11	(T) 10.767**
	120	132.67 ± 38.68	137.22 ± 41.48	(V×T) 3.276*

Note. Measured values presented with Mean±SD, * $p < .05$, ** $p < .01$, [†] $p < .05$ significant effects in 2-way ANOVA, [†] $p < .05$ significant differences in paired *t*-test between bilateral & unilateral movement

도 $F[1.33, 22.71]=120.91$, $p < .001$; 형태 $F[1, 17]=38.04$, $p < .001$; 상호작용 $F[2, 34]=3.89$, $p < .05$). 외측운동에서 나타난 회전력을 합한 값이 양측운동시 전체 회전력에 비해 유의하게 높게 나타나 양측운동에서 근력의 손실이 발생했음을 보여주었다. 대응표본 *t*검정을 통해 구체적인 차이를 살펴본 결과 60°/s와 120°/s의 등속성 수축에서 외측운동의 좌우합이 양측운동보다 높게 나타난 반면 0°/s의 등척성 운동에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 운동 속도가 증가할수록 최대 회전력이 감소한 것으로 나타났는데 Bonferroni correction을 통한 사후검증 결과, 속도가 증가할수록 최대 회전력이 유의하게 감소하였다(0°/s > 60°/s > 120°/s).

좌우의 회전력을 합한 값에 대한 이상의 결과는 양측운동시의 우측과 외측운동시 우측의 비교, 양측운동시 좌측과 외측운동에서의 좌측의 비교에서도 유사하게 나타났다. 전체적으로 운동 형태와 운동 속도에 대한 유의한 차이가 나타났으며(우측: 속도 $F[1.40, 23.80]=112.35$, $p < .001$; 형태 $F[1, 17]=28.50$, $p < .001$; 상호작용 $F[2, 34]=2.13$, $p=.134$ / 좌측: 속도 $F[1.30, 22.18]=102.17$, $p < .001$; 형태 $F[1, 17]=32.53$, $p < .001$; 상호작용 $F[1.46, 24.88]=$

3.84, $p < .05$), 60°/s와 120°/s 속도에서 양측운동이 양측운동에 비해 회전력이 낮게 나타난 반면 0°/s에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 운동 속도가 증가할수록 최대 회전력이 감소하였다(0°/s > 60°/s > 120°/s).

<Table 1>에서는 이상에서 언급한 최대 회전력 자료를 바탕으로 산출한 양측운동지수도 제시하고 있다. 좌우의 합, 우측, 좌측에 걸쳐 0°/s의 조건에서는 양측운동에 따른 약 2.93.7%의 회전력 감소가 나타났으며, 60°/s와 120°/s의 속도에서는 약 12.715.7% 정도의 양측운동손실이 나타났다. 분석 결과, 좌우측을 합한 값에 대한 양측운동지수는 속도에 따른 유의한 효과가 나타났으며($F[2, 34]=6.06$, $p < .01$) 구체적으로는 0°/s에 비해 120°/s의 양측운동손실이 유의하게 증가한 것으로 나타났다. 또한 좌측 하지에 대한 양측운동지수에서도 등척성 수축(0°/s)에 비해 등속성 수축(60°/s & 120°/s)의 양측운동손실이 유의하게 증가하여 속도에 따른 차이가 나타났다($F[1.47, 24.92]=7.04$, $p < .05$). 반면 우측 하지에서는 속도에 따른 양측운동지수의 유의한 차이가 나타나지 않았다($F[2, 34]=3.09$, $p=.058$).

한편 운동 형태와 속도에 따른 근육활동의 결과는 <Table 2>에 나타난 바와 같은데, 본 연구에서는 하지의

주요한 신전근인 대퇴직근, 내측광근, 외측광근 전체의 근 활동을 합하여 분석하였다. 이원분산분석의 결과, 우측과 좌측 하지 모두에서 운동 속도 및 형태에 대한 유의한 효과가 나타났으며(우측: 속도 $F[1.26, 21.41]=5.62, p<.05$; 형태 $F[1, 17]=5.48, p<.05$; 상호작용 $F[2, 34]=2.13, p=.134$ / 좌측: 속도 $F[1.32, 22.39]=8.37, p<.01$; 형태 $F[1, 17]=10.77, p<.01$; 상호작용 $F[2, 34]=3.28, p<.05$), 전체적으로 외측운동에 비해 양측운동에서의 근활동이 감소하고, 등척성 운동에 비해 등속성 운동에서 근활동이 증가하는 양상을 보였다. 그러나 구체적인 양상에서는 다소 복잡한 결과가 나타났는데, 우측 하지의 경우 120%/s 조건에서 외측운동의 근활동이 유의하게 증가한 반면 좌측 하지에서는 등척성의 0%/s 조건과 등속성의 60%/s에서 외측운동과 양측운동의 유의한 차이가 나타났다.

2. 좌우 불균형과 양측운동손실의 관계

본 연구에서는 양측운동에 따른 역학적 출력의 변화와 함께 좌우측의 근력 불균형이 양측운동에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 우선 <Table 3>은 운동 속도와 형태에 따른 좌우의 불균형지수를 제시하고 있는데, 전체적으로 약 7.710.9%의 좌우 불균형이 나타났으나 분산분석 결과 속도와 형태에 따른 효과와 속도와 형태 간의 상호작용 효과 모두 유의하지 않았다(속도 $F[2, 34]=0.53, p=.595$; 형태 $F[1, 17]=0.03, p=.877$; 상호작용 $F[1.46, 24.78]=0.30, p=.677$). 즉 등척성 및 등속성의 모든 속도 조건에서 양측운동에서의 좌우 불균형 정도는 외측운동의 불균형과 유의한 차이가 나타나지 않았으며 속도에 따른 불균형의 차이도 나타나지 않았다. 이는 외측운동에서 발생한 좌우간의 불균형이 양측운동에서 감소할 것으로 예상한 것과는 상이한 결과이다.

한편 각 운동속도에서의 불균형지수(외측운동시 최대 회전력의 좌우 비교)와 양측운동지수와의 상관을 분석한 결과는 <Table 4>와 <Figure 2>에 제시된 바와 같다. 불균

Table 3. Asymmetric indices(AI) in bilateral & unilateral movement (unit : %)

Velocity(V) (°/s)	Movement Types (T)		F
	Bilateral	Unilateral	
0	8.68 ± 7.35	10.91 ± 6.79	(V) 0.527
60	8.95 ± 9.69	7.72 ± 5.75	(T) 0.025
120	10.52 ± 11.55	10.42 ± 14.72	(V×T) 0.295

Note. Measured values presented with Mean±SD

Table 4. Correlation coefficients between asymmetric indices (AI) & bilateral indices (BI) (unit : Pearson r (p))

	0°/s AI - BI	60°/s AI - BI	120°/s AI - BI
Pearson r	-.517*	-.315	.691***
(p)	(.014)	(.101)	(.001)

Note. All data means Pearson's correlation coefficient and significance, * $p(1-tailed)<.05$, *** $p(1-tailed)<.001$

형지수가 클수록 좌우 근력의 비대칭이 증가함을 의미하고 양측운동지수는 음(-)의 값은 양측운동손실을, 양(+)의 값은 양측운동시 오히려 출력이 증가하는 양측운동강화를 의미한다. 0%/s에서 불균형지수와 양측운동지수는 유의한 음(-)의 상관이 나타났으며($r=-.52, p[1-tailed]<.05$), 120%/s에서도 동일한 결과가 나타났다($r=.69, p[1-tailed]<.001$). 하지만 60%/s에서는 유의한 상관이 나타나지 않았다($r=-.32, p[1-tailed]=.101$). 0%/s와 120%/s에서의 음의 상관은 불균형이 증가할수록 양측운동손실이 증가함을 의미하는 것으로 양측운동시 역학적 출력의 감소가 좌우 근력의 불균형과 일정 부분 연관됨을 보여준 것이라 할 수 있다.

IV. 논 의

1. 양측운동과 외측운동에서의 회전력과 근활동

좌우측의 동일 근육이 동시에 수축하는 양측운동에서의

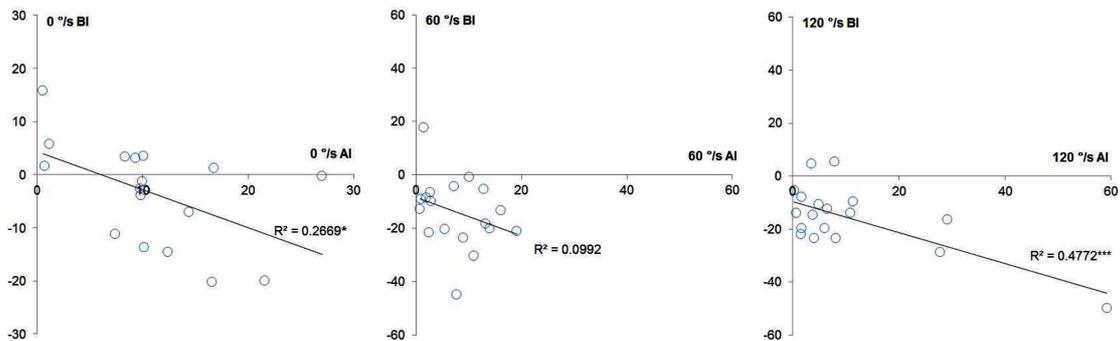


Figure 2. Scatter plot & trend line between asymmetric indices (AI) & bilateral indices (BI)

근력이 각각의 근육이 개별적으로 수축하는 외측운동의 근력에 비해 감소하는 결과가 많은 연구에서 보고되었다 (Bobbert et al., 2006, Dickin & Too, 2006; Jakobi & Chilibeck, 2001; Matkowski et al., 2011). 하지만 이러한 연구에도 불구하고 근력의 감소 자체에 대한 논쟁은 물론 그 기전의 이해도 명확하지 않은 실정이다. 이에 본 연구에서는 좌우의 근력을 대칭적으로 간주한 기존 연구와 차별화하여 양측운동시 좌우측 회전력을 개별적으로 측정하며 양측운동에 따른 역학적 출력의 변화를 살펴보았다.

본 연구에서 무릎의 신전운동시 좌우측의 외측운동에서 나타난 최대 회전력을 합한 값은 양측운동시 전체 회전력에 비해 유의하게 증가하였다(Table 1). 이는 양측운동에 따른 전반적인 근력의 손실, 즉 양측운동손실을 의미하는 것으로, 양측운동시 근력 감소가 없거나(Jakobi & Cafarelli, 1998) 오히려 증가하였다는 일부 연구(Hkkinen, Kremer, & Newton, 1997; Howard & Enoka, 1991)가 있지만 양측운동손실을 보고한 대다수의 연구와 일치하며 양측운동에 따른 역학적 출력의 손실을 확인할 수 있었다. 특히 좌우를 개별적으로 분석한 결과에서도 양측운동시 좌우측 각각의 회전력은 좌측과 우측 하지의 외측운동에서의 회전력에 비해 감소하였다. 본 연구에서 주목한 근력 불균형과 양측운동손실의 관계는 외측운동에 비해 양측운동에서 좌우측의 근력 감소에 차이가 있느냐를 통해 일부 확인할 수 있다. 이와 관련해 본 연구에서 통계적 결과를 제시하지 않았으나 양측운동에서의 좌측과 우측의 근력 감소에는 차이가 나타나지 않았다. 즉 양측운동손실을 유발하는 좌우측 하지의 감소 비중에 별다른 차이가 없다고 해석할 수 있을 것이다.

양측운동손실과 관련해 주목 할 부분은 속도에 따라서 양측운동의 결과가 다소 상이하였다는 점이다. 좌우측의 합, 좌측, 우측 모두에서 0%/s의 등척성 수축에서 운동손실이 나타나지 않은 반면 60%/s와 120%/s의 등속성 수축에서는 양측운동손실이 발생했다(Table 1). 근수축의 형태와도 관련된 속도에 따른 양측운동손실의 차이는 <Table 1>의 오른쪽에 제시된 양측운동지수를 분석한 결과에서도 유사하게 나타났는데, 등척성 운동에 비해 등속성 운동에서 양측운동손실이 유의하게 증가하였다. 이는 정적운동에 비해 동적운동, 특히 복잡한 다관절 운동에서 양측운동손실이 두드러졌다고 선행연구의 결과를 분석한 Cornwell 등 (2012)의 견해와 유사한 결과이다.

명확하지 않지만 이러한 결과의 원인을 두 가지로 추측해 볼 수 있다. 우선 빠른 속도의 등속성 운동에서 양측운동손실이 증가한 결과에 근거하여 양측운동에서 속근섬유(fast twitch muscle fiber)의 동원이 충분치 못했다는 Dickin과 Too (2006)의 설명을 들 수 있다. 이러한 주장은 가능성이 충분하지만 상반된 연구 결과(Owing &

Grabiner, 1998)가 있고 등척성 운동에서의 운동손실 감소를 설명하지는 못하는 점에서 본 연구의 결과를 완전히 설명하기에는 다소 부족함이 있다. 이에 본 연구자는 속도의 증가에 따라 협응의 유지에 보다 많은 근신경계의 노력이 필요했을 가능성을 제기하고자 한다. 운동속도가 느린 등척성 운동에서는 근육이 좌우 협응 동작에 대처하기 위한 시간이 충분한 반면 속도가 빠르고 근육의 길이와 실제 운동 속도가 계속 변화하는 과정에서(등속성 운동에서의 초기 및 말기) 안정적인 좌우 협응을 위해 근신경계의 노력이 최대 수행을 위해 완전히 사용되지 못했을 것이라는 추측이다. 물론 이에 대한 증거를 제시하지 못하지만 동일인의 동작이라는 점에서 가능성이 있는 설명이라 생각되며 향후 이에 대한 연구도 이루어져야 할 것으로 판단된다.

한편, 양측운동손실의 원인으로 주요하게 언급되는 근활동과 관련하여 기존 연구에서 개별 근육을 통해 결과를 도출한 반면 본 연구는 하지 신전근들의 근활동을 합산하여 분석하였다. 이는 특정 근육의 활동이 하지 운동 전체를 대표할 수 없다는 점에서 의미 있는 방법이라 생각하며, 구체적인 방법은 다소 상이하지만 유사한 개념적 접근은 Kuruganti와 Murphy (2008), Kuruganti 등 (2011)의 연구에서도 시도된 바 있다. 그 결과 좌우측의 각 속도 조건에 따라 다소 복잡한 양상이 나타났지만 전체적으로는 외측운동에 비해 양측운동에서 근활동이 유의하게 감소한 것으로 나타났다(Table 2). 많은 연구에서 좌우의 근육이 동시에 활성화될 때 척수(spinal cord)나 대뇌운동피질(motor cortex) 수준에서 발생하는 신경 억제(neural inhibition)를 양측운동손실의 주요한 요인으로 언급하였다(Howard & Enoka, 1991; Jakobi & Chilibeck, 2001). 하지만 양측운동의 결과와 근활동이 상반된 경향을 보였다는 연구(Kawakami, Sale, MacDougall, & Moroz, 1998; Kuruganti et al., 2011; Matkowski et al., 2011)로 볼 때 양측운동에 대한 근신경계적 요인은 여전히 불명확한 부분이 있다. 본 연구에서도 양측운동에서 근활동의 감소가 나타나 근활동이 양측운동손실에 영향을 미치는 요인임을 알 수 있었지만 뚜렷한 경향성은 찾을 수 없었다. 특히 120%/s 등속성 운동에서 양측운동시 우측의 근활동이 60%/s 조건에 비해 감소한 반면 좌측은 오히려 증가하는 등 등척성 수축이나 느린 속도의 운동에 비해 빠른 속도의 운동에서 불안정한 결과가 나타났는데 이는 수행과제의 동작 특성이 영향을 미쳤기 때문일 것으로 생각된다.

2. 좌우 불균형과 양측운동손실의 관계

본 연구에서는 기존 연구에서 주목하지 않은 좌우측의 불균형 정도가 양측운동에 미치는 영향을 주요한 관심을 두었으며, 구체적으로는 불균형이 클수록 양측운동에서의

운동손실이 증가할 것으로 가정하였다. 이러한 가정은 좌우측을 동시에 움직여야 하는 양측운동에서는 안정성이나 좌우 협응의 유지(Hay et al., 2006), 신경계의 영향(Howard & Enoka, 1991; Jakobi & Chilibeck, 2001) 등 다양한 요인에 의해 근력의 균형성을 유지하려는 기전이 작동할 가능성이 있으며, 균형성을 확보하는 과정에서 불균형한 좌우 근력이 상호 조정되리라는 추측에 근거하였다. 이와 관련해 Cornwell 등 (2012)은 왼손잡이의 경우 양측운동시 왼손의 근력 감소가 오른손의 근력 감소보다 유의하게 증가하였다고 보고한 바 있어, 불균형 정도를 제시하지는 않았지만 본 연구의 가정을 뒷받침하였다.

하지만 본 연구에서 등척성 및 등속성의 모든 속도 조건에서 외측운동과 양측운동의 좌우 불균형 정도는 차이가 나타나지 않았다(Table 3). 이는 외측운동에서 나타난 불균형이 양측운동에서도 그대로 유지된 것으로 해석되며 외측운동에서의 불균형이 양측운동에서 감소할 것으로 예측한 가정에 다소 배치되는 결과였다. 그러나 외측운동에서의 불균형과 양측운동손실의 상관을 분석한 결과에서는 흥미롭게도 0%/s와 120%/s의 속도에서 불균형지수와 양측운동지수가 유의한 음(-)의 상관이 나타났다(Table 4, Figure 2). 이는 외측운동시 좌우의 불균형이 클수록 양측운동손실의 증가함을 의미하며 60%/s의 등속성 운동이 예외이지만 근력 불균형이 양측운동에서의 역학적 출력 변화와 일정 부분 연관됨을 보여주었다고 할 수 있다. 이러한 결과에 대한 원인을 명확하게 제시하기 어렵지만 상관분석의 특성으로 볼 때 근력 불균형과 관련된 개인적 특성이 양측운동손실에 영향을 미쳤기 때문으로 추측된다. 즉 외측운동에서 나타난 각 개인의 좌우 불균형이 양측운동에서 변화하지 않지만, 이러한 불균형 특성은 양측운동에서의 근력 발현을 억제하는 요인으로 작용했을 것으로 생각된다.

이상의 결과로 볼 때, 양측운동시 불균형을 해소하는 과정에서 양측운동손실에 영향을 미칠 것이라는 예상과 상반되고 그 원인을 명확하게 밝힐 수는 없지만 외측운동시 좌우 근력의 불균형은 양측운동손실에 영향을 미치는 요인 중 하나라고 할 수 있다. 또한 연구 결과에 비추어 트레이닝의 과정에서 좌우측의 불균형을 감소시키려는 노력이 필요할 것으로 생각된다. 특히 불균형의 감소는 높은 수준의 근력 단계에 도달하여 더 이상의 근력 증가에 어렵거나 근력을 유지하고자하는 이들이 역학적 출력을 증가시킬 수 있는 효과적인 전략이 될 것이라 생각된다. 일반인에게 양측운동손실이 발생한 반면 사이클 선수는 양측운동손실이 발생하지 않고 특히 평소 트레이닝 과정에서 양측운동에 자주 노출된 역도선수는 양측운동에서 오히려 근력이 증가하였다는 Howard와 Enoka (1991)의 연구에 주목할 필요가 있다.

V. 결 론

본 연구는 최대 수행시 운동 형태(외발 및 양측 운동)와 운동 속도(등척성 및 등속성)가 근력과 근활동에 미치는 영향과 좌우 불균형성과 양측운동손실의 관계를 규명하고자 하였다. 이를 위해 20대 일반 남성 18명을 대상으로 무릎 관절의 최대 신전운동을 실시하여 양측 및 외측운동에서의 최대 회전력과 근전도를 분석하고 불균형지수와 양측운동지수의 관계를 살펴보았다. 특히 좌우의 대칭성을 가정한 기존 연구와 달리 양측운동시 좌우측의 역학적 출력을 개별 측정함으로써 양측운동에 따른 근력의 변화를 구체적으로 분석하였으며, 이러한 개별 측정을 바탕으로 좌우의 불균형의 영향을 규명할 수 있었다. 분석 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 외측운동시 최대 회전력은 양측운동에 비해 유의하게 증가하여 양측운동에서 근력의 손실이 발생한 것으로 나타났다. 구체적으로는 0%/s 등척성 운동에서 양측운동손실이 나타나지 않은 반면 등척성 운동에 비해 등속성 운동에서 양측운동손실이 유의하게 증가하였다.

둘째, 하지의 신전근인 대퇴직근, 내측광근, 외측광근을 합산한 전체 근활동은 외측운동에 비해 양측운동에서 유의하게 감소하였다. 이는 근활동의 감소가 양측운동손실에 일정 부분 영향을 미치는 요인임을 의미한다.

셋째, 등척성 및 등속성의 모든 속도 조건에서 외측운동과 양측운동의 좌우 불균형성은 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이는 외측운동에서의 불균형이 양측운동에서 감소할 것으로 예측한 본 연구의 가정과 상반되는 결과였다.

넷째, 불균형과 양측운동손실의 관계에서 60%/s 조건외의 0%/s와 120%/s의 속도에서 불균형지수와 양측운동지수가 유의한 음의 상관이 나타났다. 이는 외측운동시 좌우의 불균형이 클수록 양측운동손실의 증가함을 의미한다.

결론적으로 본 연구를 통해 양측운동의 무릎 신전운동에서 나타난 근력의 감소는 일정 부분 근활동의 감소에 기인한 것이며, 좌우측의 불균형이 양측운동에서의 역학적 출력 변화와 연관됨을 알 수 있었다. 본 연구의 결과로 볼 때 근육의 출력 증가를 위한 트레이닝의 과정에서 좌우측의 불균형을 감소시키려는 노력이 필요할 것으로 판단된다. 또한 향후에는 트레이닝을 통해 불균형이 감소할지 또한 그렇다면 좌우 불균형의 감소가 실제 양측운동시 근력에 어떠한 영향을 미치는 지에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- Bobbert, M. F., De Graaf, W. W., Jonk, J. N., & Casius, L. J. R. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical

- squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, 100(2), 493-499.
- Challis, J. H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, 17(3), 307-325.
- Clerke, A., & Clerke, J. (2001). A Literature Review of the Effect of Handedness on Isometric Grip Strength Differences of the Left and Right Hands. *The American Journal of Occupational Therapy*, 55(2), 206-211.
- Cresswell, A. G., & Ovendal, A. H. (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.
- Cornwell, A., Khodiguian, N., & Yoo, E. J. (2012). Relevance of hand dominance to the bilateral deficit phenomenon. *European Journal of Applied Physiology*, 112(12), 4163-4172.
- 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.
- Hkkinen, K., Kraemer, W. J., & Newton, R. U. (1997). Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 37(3), 131-142.
- Hay, D., 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.
- Jakobi, J. M., & Cafarelli, E. (1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 200-206.
- 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.
- 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.
- Kim, Y. W. (2008). The effects of lower extremity asymmetry on performance of vertical jumping. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(1), 179-190.
- Kuruganti, U., & Chester, V. (2009). Force production and neuromuscular function in bilateral movements among young females at low and high Speeds. *25th Southern Biomedical Engineering Conference 2009, IFMBE Proceedings*, 24, 51-54.
- Kuruganti, U., & Murphy, T. (2008). Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males. *European Journal of Applied Physiology*, 102(6), 721-726.
- Kuruganti, U., Murphy, T., & Pardy, T. (2011). Bilateral deficit phenomenon and the role of antagonist muscle activity during maximal isometric knee extensions in young, athletic men. *European Journal of Applied Physiology*, 111(7), 1533-1539.
- Kuruganti, U., & Seaman, K. (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.
- Matkowski, B., Martin, A., & Lepers, R. (2011). Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1571-1578.
- 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.
- Oda, S., & Moritani, T. (1994). Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 69(3), 240-243.
- 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.
- Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007). Limb Asymmetries in Landing and Jumping 2 Years Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4), 258-262.
- Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., & Prampero, P. (2010). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 157-165.
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10(4), 172-176.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12(1), 34-45.
- SENIAM project (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. <http://www.seniam.org/>.
- 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.
- Van Dieen, J. H., Ogita, F., & De Haan, A. (2003). Reduced Neural Drive in Bilateral Exertions: A Performance-Limiting Factor? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(1), 111-118.