

관절 등속성 운동검사에서 각속도에 따른 시간 상호작용

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 근육병 재활연구소, ¹순천향대학교 의과대학 재활의학교실

강성웅 · 석 현¹ · 강연승 · 문재호

Interlimb Interaction at Different Angular Velocity in Isokinetic Knee Evaluation

Seong Woong Kang, M.D., Hyun Seok, M.D.¹, Yeon Seung Kang, M.D. and Jae-Ho Moon, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine and Rehabilitation Institute of Muscular Disease, Yonsei University College of Medicine,

¹Department of Rehabilitation Medicine, Soonchunhyang University College of Medicine

Objective: To investigate the influence of angular velocity on the interlimb interaction induced by movement patterns.

Method: Sixty healthy adult men performed five maximal isokinetic knee extension-flexion contractions in each of two contralateral leg stabilization conditions at different angular velocities. In the "Front condition", the test was done with a bar in front of the ankle joint of the non-testing leg. In the "Fix condition", the non-testing leg was strapped and induced reciprocally to perform isometric contractions with respect to the testing leg. From the measured values, we calculated the strength difference ratio ([Peak Torque (PT)

of "Fix condition"-PT of "Front condition"]×100/PT of "Front condition") at each angular velocity.

Results: By comparing the extensor strength, greater PTs were measured at the "Fix condition" in all tested angular velocities ($p < 0.01$). For the flexor, the PTs of both conditions were similar. The strength difference ratio decreased as angular velocity increased ($r = -0.48$, $p < 0.01$) in the extensor.

Conclusion: We could infer the crossed extension-flexion reflex is more apparent in the lower angular velocity than in higher one. (*J Korean Acad Rehab Med* 2003; 27: 255-259)

Key Words: Crossed extension-flexion reflex, Interlimb interaction, Angular velocity

서 론

운동의 목적은 기능 수행능력을 높이는 것이고 운동 프로그램의 목표는 근력강화를 포함하여야 한다. 근력측면에서 등속성 운동은 전체 운동 범위에서 최대의 근력을 발휘하도록 하고 기능적인 동작을 수행하기에 필요한 속도에 맞춰 운동을 진행시킬 수 있을 뿐 아니라 무엇보다도 객관적인 측정 자료를 출력하고 경과를 추적할 수 있으므로 장비가 비싸지만 효과적인 운동으로 알려져 있다. 또한 등속성 운동은 특정 각속도에 맞춰 훈련함으로써 상동근과 길항근이 동시에 활성화되는 것을 줄여서 근력 향상에 도움이 되며¹⁴ 기존의 운동 프로그램보다 더욱 빠른 각속도에서 이뤄지는 동작에 대해서도 적용할 수 있다. 그러나 등속성 슬관절 운동 측정 시 양측 하지의 동작 형태와 반대측 하지의 고정 상태에 따라 최대우력의 측정값이 달라진다.¹ 양측 하지의 동작 형태는 하지 각 근육의 근력 양상에 영향을 줄

수 있는데 양측 상동근육의 동시 수축 시에는 시간 상호작용의 신경인성 기전 중 하나인 양측 결손 (bilateral deficit) 현상에 의해 최대 자발 수축력이 편측 수축 후에 양측의 근력을 합한 값보다 감소하는 현상이 나타난다.^{2,4,6,7} 또한 운동시 근방추에서 발생된 구심성 흥분은 교차 신전-굴곡 반사(crossed extension-flexion reflex)에 의해 척수를 가로질러 반대측 길항근의 흥분을 촉진시키고 상동 근육을 억제시키므로 상반 동작을 취할 경우 양측 상지나 하지의 근긴장도를 증가시키게 된다.¹¹⁻¹³ 따라서 한쪽 다리의 근력 검사 시 신경인성 기전에 의해 반대측 다리의 영향을 받아 근력 측정값이 변한다.⁹ 이러한 이유로 하지에서 상반동작을 유지하면서 운동하지 않는 반대측 다리를 고정하여 위치 변동을 제한하는 등으로 슬관절 등속성 운동 시의 검사 및 훈련조건을 표준화하는 것이 필요하다. 이렇게 함으로써 양측 결손 현상에 의한 측정부의 근력감소를 배제할 수 있을 뿐 아니라 상반동작을 유도하여 교차 신전-굴곡 반사에 의해 더 큰 근력을 발휘할 수 있게 하고 반대측 하지의 등척성 수축을 유도함으로써 부가적인 운동 효과를 얻을 수 있어 바람직하다.^{11,10}

그러나 각속도와 그에 따른 신경학적 영향에 관한 연구는 별로 없었다. 따라서 본 연구에서는 등속성 운동기구를 사용한 슬관절 근력 측정 시 여러 각속도에서 비운동측 다리를 고정시키고 상반동작을 유도하였을 때와 고정대를 전

접수일: 2002년 9월 13일, 게재승인일: 2003년 2월 14일
교신저자: 석 현, 경기도 부천시 원미구 중동 1174번지
☎ 420-020, 순천향대학교 부천병원 재활의학과
Tel: 032-621-5848, Fax: 032-621-5016
E-mail: seok50503@daum.net

본 논문은 2000년도 제원연구재단 학술연구비에 의하여 이루어졌음.

방에 위치시키는 경우에서 각각 운동측 근력의 차이를 비교하여 신경학적 기전과 각속도와와의 관계를 알아보고자 하였다.

연구대상 및 방법

연세대학교 의과대학생과 전공의 중 건강한 남자 60명을 대상으로 하였다. 이들은 신경계, 근육계, 골격계의 병변이나 혹은 병변의 과거력이 없었으며 공을 찰 때 오른발을 주로 사용하였다. 피검자는 Cybex II+ 등속성 운동기계에 상체와 대퇴부를 견고하게 고정시키고 등받이를 댄 상태에서 고관절과 슬관절을 90° 굴곡시킨 상태로 앉게 한 후 흉부, 골반부, 대퇴부를 고정시키고 “전방” 및 “고정”의 두 가지 조건에서 검사를 시행하였다. 전방 조건(Fig. 1)에서는 운동하지 않는 측(좌측) 과골 상부의 전방에만 고정대를 위치시켜서 비운동측 슬관절의 신전을 제한하도록 하였다. 고정 조건(Fig. 2)에서는 운동하지 않는 측(좌측) 과골 상부에서 락을 감아 전후방으로의 운동을 모두 제한할 수 있게 하여 검사 시 굴곡 및 신전 모두에서 상반동작을 유도하였다. 검사 방법은 운동측인 우측 하지의 신전 및 굴곡 반복운동을 60°, 90°, 120°, 180° 등의 4가지 각속도에서 각각 5회 실시하여 우측 슬관절 신근과 굴근의 최대 우력치를 구하였다. 전방조건과 고정조건 중 어느 조건에서 검사를 먼저 시행할지는 임의로 정하였고 각속도를 달리할 때마다 2분간의 휴식을 취하였으며 고정과 전방조건 사이에 5분간 휴식을 취하였다. 두 운동조건에서 최대우력의 차이를 각속도에 따

라 비교하기 위해 Strength difference ratio ([고정 조건에서의 최대우력-전방 조건에서의 최대우력]×100/전방 조건에서의 최대우력)를 각각의 각속도에서 구하였다.

각각의 각속도 및 운동 조건에서 측정하여 얻은 결과들을 전산입력한 후 SPSS 통계 프로그램을 이용하여 평균 및 표준편차를 구하였으며 각속도마다 두 조건의 최대 우력치를 paired t-test로 비교하여 유의성을 검정하였고 Strength difference ratio와 각속도의 상관관계를 Pearson correlation test를 이용하여 구하였다.

결 과

1) 슬관절 신근의 최대 우력

고정조건에서 슬관절 신근의 평균 최대우력은 60°/sec에서 143.72 ft-lbs, 90°/sec에서 125.77 ft-lbs, 120°/sec에서 112.67 ft-lbs, 180°/sec에서 93.33 ft-lbs였으며 전방조건에서는 60°/sec에서 131.57 ft-lbs, 90°/sec에서 117.43 ft-lbs, 120°/sec에서 108.62 ft-lbs, 180°/sec에서 90.67 ft-lbs였으므로 검사를 시행한 모든 각속도에서 고정조건의 슬관절 신근 최대우력이 전방조건보다 큰 것으로 측정되었다(p<0.01)(Fig. 3).

2) 슬관절 굴근의 최대 우력

고정조건에서 슬관절 굴근의 평균 최대우력은 60°/sec에서 87.00 ft-lbs, 90°/sec에서 73.10 ft-lbs, 120°/sec에서 67.13 ft-lbs, 180°/sec에서 58.27 ft-lbs였고 전방조건에서는 60°/sec



Fig. 1. Front condition. Test was done with a bar in front of the ankle joint of the non-testing left leg to restrict the extension and induce sufficient reciprocal isometric contraction during flexion of the testing leg.

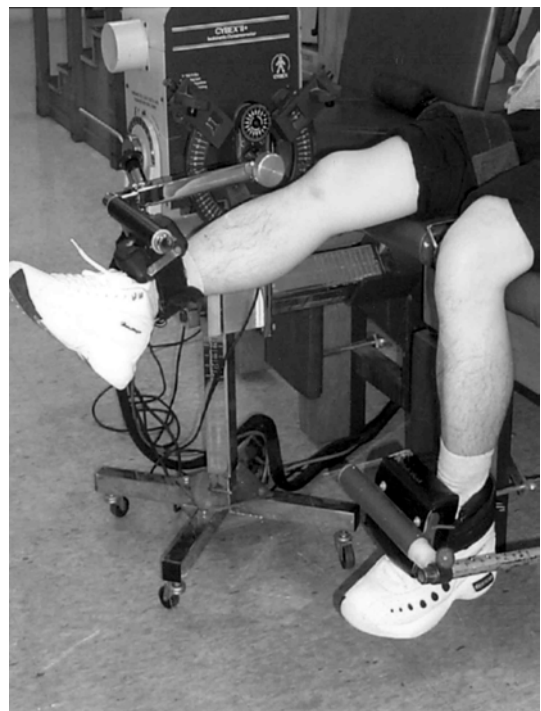


Fig. 2. Fixed condition. Non-testing left leg was strapped and to restrict both flexion and extension, and induced reciprocally to perform isometric contractions with respect to the testing leg.

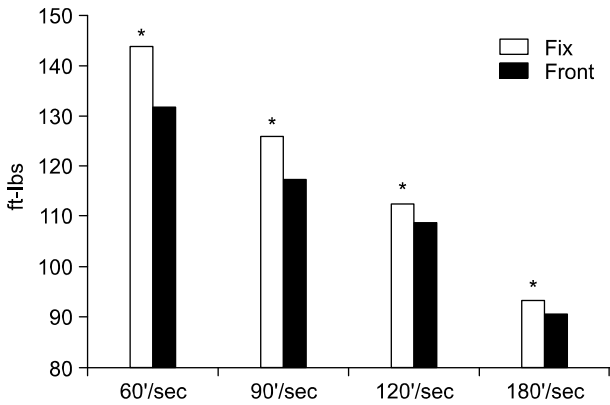


Fig. 3. Peak torque of knee extensor (*p<0.01).

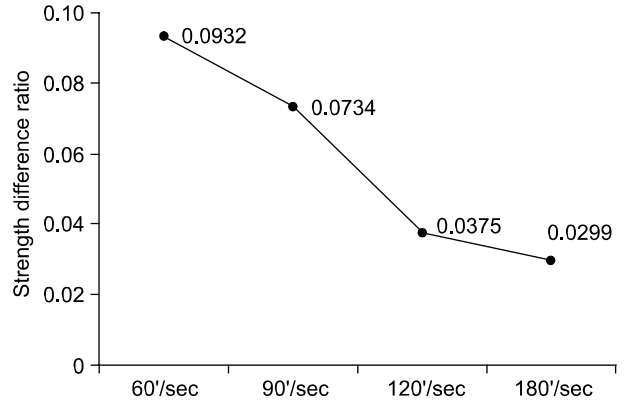


Fig. 5. Strength difference ratio of knee extensor at different angular velocity.

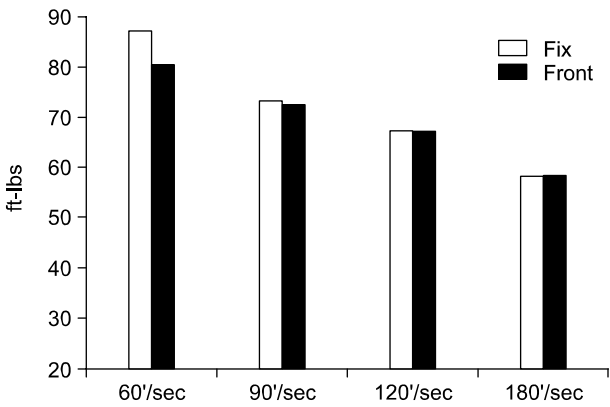


Fig. 4. Peak torque of knee flexor.

에서 80.47 ft-lbs, 90°/sec에서 72.56 ft-lbs, 120° sec에서 67.02 ft-lbs, 180° sec에서 58.30 ft-lbs였으므로 검사 시행한 모든 각속도에서 고정조건과 전방조건의 슬관절 굴근 최대우력이 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Fig. 4).

3) Strength difference ratio

고정조건의 최대우력이 전방조건에서 보다 모든 각속도에서 큰 것으로 관찰되었던 슬관절 신근의 경우는 전방 및 고정조건 간의 최대우력의 차이를 서로 다른 각속도에서 비교하기 위해서 Strength difference ratio [(고정조건에서의 최대우력-전방조건에서의 최대우력)×100/전방조건에서의 최대우력]를 구하였으며 그 값은 60°/sec에서 0.0932, 90°/sec에서 0.0734, 120°/sec에서 0.0375, 180°/sec에서 0.0299 이었다(Fig. 5). 한편 Strength difference ratio와 각속도와의 연관 관계를 비교한 Pearson correlation의 r값은 -0.478이고 p<0.01로써 각속도가 커짐에 따라 strength difference ratio는 작아지는 것으로 나타났다.

고찰

Vandervoort 등¹⁸⁾은 슬관절 신근의 근력비교에서 양측 슬관절을 동시에 신전시켰을 때의 근력이 한쪽씩 슬관절을 따로 신전시켜 측정한 근력의 합보다 작다고 보고하였으며 이는 양측 결손 현상에 의한 것이라고 하였다. 이 현상은 상동근육이 동시 수축하면 근력이 감소한다는 사실을 설명하는 데 인용되었으며 그 후 상하지 근력과 양측 결손 현상과의 관계에 대한 많은 연구가 이루어졌다. 그러나 검사측하지를 신전시킬 때 전방조건에서 반대측 하지가 동반동작만을 하는 것이 아니므로 양측 결손현상만으로 본 실험의 “전방” 및 “고정” 조건 사이의 근력의 차이를 설명할 수는 없다. 그 뿐 아니라 양측 결손 현상으로 본 실험의 결과를 설명한다면 기존의 이론으로서 Vandervoort 등¹⁸⁾이 주장하였던 양측 상동근육이 동시에 수축 시 연축이 빠른 운동 단위(fast twitch motor unit)의 활성화 감소가 생긴다는 가설과 상반된 결과를 보인다. 즉, 연축이 빠른 섬유(fast twitch fiber, type II fiber)가 많은 근육은 연축이 느린 섬유가 많은 근육에서보다 운동 속도를 빨리 할 때 더 큰 힘을 낼 수 있는 한편 피로가 빨리 오게 되는데³⁾ Vandervoort 등^{18,19)}은 상동근육이 동시에 수축할 때 연축이 빠른 운동 단위의 동원이 덜 이루어져서 연축이 느린 운동 단위와 같은 작용을 하여 각속도가 빨라질 때에 상동 근육 수축 시의 근력 감소가 더 커지고(양측 결손 증가) 피로에 대한 저항이 커지는 것으로 설명하였다. 그러나 Secher 등¹⁶⁾은 연축이 느린 운동 단위의 동원이 줄어들 때 양측 결손 현상이 나타나는 것으로 보고한 바 있는데 각속도가 느릴 때 strength difference ratio가 더 크게 나타난 본 연구 결과와 일치한다. 그런데, 양측 결손 현상의 정도는 각 근육군의 운동 행태 및 숙련 정도에 따라 차이가 나타난다.^{6,8,15)} 실제로 상지는 일상생활에서 상반동작이나 동반동작의 빈도 차이가 거의 없으나

하지는 수직 점프와 같은 경우를 제외하면 일상생활에서 동반동작을 실행하는 경우가 적고 대부분 상반동작을 취하게 됨으로 하지에서 양측 결손 현상이 더 크게 나타나고 운동 선수 중에서도 상반동작을 주로 사용하는 경륜선수가 동반동작을 주로 사용하는 역도선수보다 양측 결손현상이 더 크게 나타난다.^{5,6)} Taniguchi는 양측 운동을 훈련한 그룹은 훈련을 한 사지에서 양측 결손이 아닌 양측 촉진(bilateral facilitation) 현상이 나타났으며 편측 운동을 했거나 아무런 훈련도 받지 않은 그룹에서는 양측 결손 현상이 나타남을 관찰하였다.¹⁷⁾ 즉, 평상시의 이용도나 능숙도에 따라 양측 결손 현상이 영향을 받는 것으로 생각할 수 있다. 따라서 양측 결손 현상 이외에 다른 기전이 본 실험에서 나타난 근력의 차이를 설명하는 데 필요할 것이다.

근방추체에서 나온 구심성 신경은 교차 신전-굴곡 반사에 의해 척수를 가로질러 반대측 상동근을 억제하는 한편 길항근을 활성화시킨다. 그러므로 양하지를 상반동작으로 운동할 때 근수축의 강도는 증가된다.¹¹⁻¹³⁾ 그러나 지금까지 교차 신전-굴곡 반사는 체계적으로 연구된 바 없어서 그 기전이나 각속도와와의 관계 등에 관해 알려진 바가 없었다. 본 연구에서는 검사하지 않는 반대측 다리의 조건을 달리함으로써 상반동작 수행상의 차이를 유도하고 각 조건 사이의 근력의 차이가 각속도에 따라 어떻게 변화하는지 알아봄으로써 교차 신전-굴곡 반사에 대한 이해를 넓히고자 하였다. 그 결과 신근에서는 반대측 다리를 완전 고정하여 상반동작을 유도하였을 때의 최대우력치가 상반 동작이 충분히 일어날 수 없는 전방조건보다 검사한 모든 각도에서 큰 것으로 나타났다. 검사측 하지를 신전시킬 때의 전방 조건에서는 반대측 다리에서 상반동작, 등척성 수축 및 동반동작이 모두 가능하므로 상반동작이 충분히 이뤄지지 못하는 것이다. 더구나 전방조건에서 양측 동반 수축이 일어난 경우는 양측 결손 현상 또한 근력에 영향을 미칠 것이다. 그러므로 두 조건 사이의 최대신근력의 차이는 상반동작 수행시 나타나는 교차 신전-굴곡 반사의 반영 정도에 따라 다르게 나타나는 것으로 설명할 수 있다. 한편, 하지의 등속성 굴곡 수축 시에는 비록 상반동작을 유도하지 않았더라도 비검사측 하지의 전방에 bar가 있으면 하지의 신근이 자연스럽게 의지하게 됨으로써 상반동작이 이뤄진다. 그러므로 최대 굴근력은 검사한 모든 각속도의 고정 및 전방조건에서 상반동작이 충분히 유도되어 차이가 없었다.

이러한 상반동작에 따른 교차 신전-굴곡 반사를 반영하는 수치인 고정조건과 전방조건 사이의 근력의 차이의 비율, 즉 Strength difference ratio는 본 연구에서 신근의 경우 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 180°/sec와 같이 각속도를 달리하면 각속도가 커질수록 작아지는 것으로 확인되었다. 따라서 낮은 각속도에서 교차 신전-굴곡 반사가 분명해지며 각속도가 커질수록 감소하는 것으로 생각할 수 있었다.

척수 반사 중의 일차 신전반사는 급격한 근육 길이의 변

화가 구심성 근방추체에 신호를 보내면 그 신호는 척수로 전달되어 편측의 신근으로 가는 흥분성 운동신경원 및 굴근으로 가는 억제성 운동신경원과 시냅스를 이룬다. 한편 일부는 척수의 반대편으로 돌아 신근에 억제성으로 작용하는 운동신경원 및 굴곡근에 흥분성으로 작용하는 운동신경원과 시냅스를 이룬다. 따라서 상반동작을 유도하게 된다. 그런데 근방추체로 전달되는 신호의 강도에 따라 극복할 수 있는 시냅스의 수가 결정되어 신호 강도가 클 때 단일 시냅스 경로뿐 아니라 원거리의 다중 시냅스 경로까지 자극이 전달되어 상반동작이 더 크게 나타난다.¹¹⁾ 따라서 본 연구 결과를 설명하는 하나의 가설로써, 각속도가 작으면 근력이 증가하므로 근방추체로 전달되는 신호 강도가 크기 때문에 더 많은 시냅스 경로로 자극이 전달되어 교차 신전-굴곡 반사가 더 분명하게 나타났으리라는 추측이 가능하다. 혹은 두번째 가설로써, 근방추체가 운동신경원과 시냅스를 이루는 과정에서 근육의 운동 속도가 변수로 작용한다고 생각하면 각속도가 빨라질수록 구심성 신호자극에 대한 근방추체의 감수성이 떨어져서 척수로의 신호 전달이 효율적이지 못하여 교차 신전-반응 반사가 작게 나타나는 것으로 생각해 볼 수 있을 것이다.

결 론

본 연구에서는 60명의 건강한 성인 남성들을 대상으로 슬관절 등속성 운동검사를 실시할 때 여러 가지 각속도에서 반대측 다리 고정상태를 달리하면서 상반동작 유도 여부에 따른 최대우력의 차이를 비교하였다. 이러한 비교를 통해 운동조건에 따른 근력 양상과 신체를 움직일 때 작용하는 신경생리학적인 기전의 상관관계를 살펴보았다. 신경생리학적인 기전에 대한 추가적인 기초 연구가 필요하겠지만 본 연구의 결과들은 운동 시 사지 근육을 효과적으로 이용하고 정확한 근력평가를 위한 방법을 모색하는 데 많은 도움을 줄 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- 1) 강성용, 김성원, 나영무: 슬관절 등속성 운동검사에서 변형 고정대에 의해 유발되는 지간 상호작용이 근력에 미치는 영향. 대한재활의학회지 1995; 19: 455-461
- 2) Archontides C, Fazey JA: Interlimb interaction and constraints in the expression of maximum force: a review, some implications and suggested underlying mechanism. J Sports Sci 1993; 11: 145-158
- 3) Coyle E, Costill D, Lesmes G: Leg extension power and muscle fiber composition. Med Sci Sports 1979; 11: 12-15
- 4) Dietmar U, Wolfgang N, Hans-Theo W, Freidemann A: Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. Med Sci Sports Exerc 1999; 31: 1691-1696

- 5) Enoka RM: Muscle strength and its development: New perspective. *Sports Med* 1988; 6: 146-168
 - 6) Howard JD: Central and peripheral factors underlying bilateral inhibition during maximal efforts. Doctoral dissertation, University of Arizona: Tucson, 1987, pp57-59
 - 7) Howard JD, Enoka RM: Enhancement of maximum force by contralateral-limb stimulation. *J Biomech* 1987; 20: 980-981
 - 8) Howard JD, Enoka RM: Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *J Appl Physiol* 1991; 70: 306-316
 - 9) Howard JD, Ritchie MR, Gater DA, Gater DR, Enoka RM: Determining factors of strength: physiological foundations. *J Strength Cond Res* 1985; 7: 16-22
 - 10) Kang SW, Na YM, Moon JH, Chun SI: Interlimb interaction and stabilization of contralateral leg in isokinetic knee evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78: 497-500
 - 11) Kannus P, Alosa D, Cook L, Johnson RJ, Renstrom P, Pope M, Beynnon K, Yasuda C, Nichols C, Kaplan M: Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg: a randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. *Eur J Appl Physiol* 1992; 64: 117-126
 - 12) Kottke FJ: The neurophysiology of motor function. In: Kottke FJ, Lehmann JF, editors. *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation*, 4th ed, Philadelphia: Saunders, 1990, pp234-269
 - 13) Lagasse PP: Muscle strength: ipsilateral and contralateral effects of superimposed stretch. *Arch Phy Med Rehabil* 1974; 56: 201-205
 - 14) Pousson M, Amiridis IG, Cometti G, Van Hoecke J: Velocity-specific training in elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 1999; 80: 367-372
 - 15) Rube N, Secher NH, Lodberg F: The effect of habituation and traing on two and one leg extension strength. *Acta Physiol Scand* 1980; 108: 8A
 - 16) Secher NH Rorsgaard S, Secher O: Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiol Scand* 1978; 103: 456-462
 - 17) Taniguchi Y: Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. *Eur J Appl Physiol* 1998; 78: 226-230
 - 18) Vandervoort AA, Sale DG, Moroz JR: Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol* 1984; 56: 46-51
 - 19) Vandervoort AA, Sale DG, Moroz JR: Strength-velocity relationship and fatigibility of unilateral versus bilateral arm extension. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56: 201-220
-