

근피로를 유발하는 운동강도 변화가 슬관절의 위치감각 인지에 미치는 영향

이충휘

연세대학교 보건과학대학 재활학과 및 보건과학연구소

최종덕

연세대학교 대학원 재활학과 물리치료학전공

이강노

아산재단 서울 중앙병원 물리치료실

이동률

연세의료원 물리치료실

최재명

연세대학교 재활학과 물리치료학전공

Abstract

The Effect of Graded Exercise-Induced Fatigue on Position Sense of the Knee

Yi Chung-hwi, Ph.D., R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Yonsei University

Institute of Health Science, Yonsei University

Choi Jong-duk, B.H.Sc., R.P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

Lee Kang-noh, B.H.Sc., R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Asan Medical Center

Lee Dong-ryul, B.H.Sc., R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Wonju Medical Center

Choi Jae-myung, B.H.Sc., R.P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, Yonsei University

It was recently reported that exercise-induced fatigue is related to joint position sense although some controversy remains. The purposes of this study were to examine the effect on the accuracy of reproducing the knee angles after a fatiguing isokinetic

quadriceps exercise at four different levels (10%, 30%, 50%, and 70% of maximal force) and to find the optimal exercise level without causing knee joint proprioception impairment. Forty healthy women, ages 19 to 27, were randomly assigned to four experimental groups. Before and after the exercise, accuracy of positioning with respect to auditory feedback for specific angles was estimated by calculating the mean errors between specific angles and reproduction angles. Fatigue was measured by EMG signals displayed by a frequency spectrum analysis during the quadriceps exercise. Results showed that there was no significant difference in accuracy of the knee joint positioning sense following the exercises in group 1, group 2, and group 3 (10%, 30%, and 50% of maximal force, respectively); the exception being group 4 (70%). Fatigue level was significantly increased in group 4 but there were no significant increases of fatigue level in group 1, group 2, or group 3. The results concluded that the optimal exercise level to acquire the therapeutic exercise effectiveness without position sense impairment was at 50% of maximal force. Further studies using large sample size and patient groups with poor knee joint proprioception would be needed to confirm this conclusion and to clarify the possibility of clinical applications.

Key Words: Fatigue; Frequency spectrum analysis; Isokinetic exercise; Position sense.

I. 서론

근육의 국소적 근피로는 치료를 목적으로 하는 운동처방에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는 데 중요한 요소이다. 특히, 근피로는 위치감각의 저하에 큰 영향을 미친다(Marks, 1994). 그로 인해 근피로와 위치감각에 대한 상호관계에 대해 많은 연구가 있어왔다. 기존의 연구는 최대 근수축시 발생하는 근피로에 대한 위치감각의 변화에 한정되어 있기 때문에, 각 운동강도에 따라 유발되는 근피로와 위치감각에 대한 연구가 고려될 수 있다.

위치감각(position sense)은 관절각을 재생할 수 있는 능력으로서, 관절내(Ferrell 등, 1987) 또는 근육내(Clark 등, 1985; Matthews, 1982)의 감각 수용기에 입력된 위치감각 정보는 근방추의 제 Ia형 구심성 섬유에 의해 중계된다(Marks, 1994). 위치감각의 기능은 운동기(예; 골격근, 건, 관절)로부터 감각정보를 처리하는 것으로, 이 정보는

운동시 근육들의 움직임에 대한 무의식조절 또는 자세와 운동의 인식에 이용되고 있으며, 중요한 운동감각의 정보는 근육, 건, 관절의 수용기로부터 받는다. 이들 운동감각성 자극들은 시각 및 전정계와 면밀히 통합된다(김한수 등, 1992). 이러한 위치감각이 상실되면, 운동 수행능력이 저하되며(Barrack 등, 1989; Barrett, 1991; Barrett 등, 1991; Skinner 등, 1984) 일상생활동작을 하는데 어려움을 겪게 된다. 또한 새로운 동작을 습득하는데 있어 운동학습의 효과를 떨어뜨려 퇴행성 변화를 초래할 수 있다(Barrack 등, 1989; Barrett, 1991; Barrett 등, 1991; Skinner 등, 1984). 위치감각은 부분적으로 근육손상에 의해 상실되기 때문에(Clark 등, 1985; Matthews, 1982), 슬관절 부위의 근육손상은 슬관절 기능장애 또는 관절 퇴행의 위험을 증가시킬 수 있다(Skinner 등, 1984).

슬관절 손상치료로 흔히 운동치료가 사용되어지고 있다(Hurley와 Newham 1993). Skinner 등(1986)은 하지의 격렬한 고강도 운

동치료가 오히려 슬관절 위치감각의 손상을 심각하게 초래한다고 하였다. 특히, 슬관절 손상환자에게 운동치료의 강도가 적절하게 고려되지 못하면 오히려 운동치료가 위치감각의 수행력과 기능적인 능력이 있어서 악영향을 끼칠 수 있다(Skinner 등, 1986). 그러나, 최근 다른 연구에서는, 슬관절 각도 재생성 검사(knee angle reproduction tests)에서 피로를 유발하는 운동이 위치감각의 수행력에 손상을 입히지 않았다고 하였다(Marks와 Quinney, 1993). 이것은 슬관절에 있는 위치감각이 대퇴골대근의 생리학적 상태변화로 부터 상대적으로 영향을 적게 받았다는 것을 암시해준다. 또 다른 연구들(Gooch와 Randle, 1993; Laabs, 1973)에 의하면, 피로의 징후(sign) 관찰과 관절각의 재생성 오차(reproduction error)를 측정하는 것이 적절하지 못하여, 피로 후 위치감각 수행력의 변화가 미묘한 경우에는 감지되지 않을 수 있다고 하였다. Marks(1994)는 근피로와 위치감각과의 관계를 알아보기 위하여 최대강도와 최대속도의 등속성 운동 시행으로 근피로가 최대 유발된 후 위치감각을 측정한 결과, 근피로 유발이 위치감각의 능력을 저하시킴을 확인하였다.

근피로란 요구되는 근력을 유지하지 못하는 상태(Edwards, 1983)로서, 장시간 또는 과도한 활동으로 야기되는 불쾌 및 능률저하와 자극에 대한 반응 능력의 상실을 말한다(이우주, 1996). 이러한 근피로는 좀더 세밀하게 둘로 구분될 수 있다. 첫째, 생체 역학적인 관점에서의 근육의 국소적 근피로는 지속되던 운동수행이 중단되는 것을 통해 알 수 있다(Basmajian과 De Luca, 1985). 둘째, 생리학적·생화학적인 관점에서 근피로는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)을 통해 알 수 있다. 이 분석은 일정한 시간 동안의 근전도 신호(myoelectric signal)를 주파수 평면으로 변환하는 것으로써 생체 역학적 근피로 이전의 미세한 근피로 지점을 측정할 수 있다(Basmajian과 De Luca, 1985).

근전도 신호의 주파수 스펙트럼은 그 에너지 성분을 주파수의 함수로 표시하는데, 각 운동단위 전위의 특성(Cenkovich와 Gersten, 1963), 근막의 전도속도(Merletti 등, 1990), 운동단위의 단위시간 당 활동빈도(Fuglsang-Frederiksen과 Mansoon, 1988), 새로운 운동단위의 동원(Gerdle 등, 1990) 및 여러 운동단위의 동시활동(Broman 등, 1985) 등에 의하여 영향을 받기 때문에 근육생리의 연구 및 근육신경계 질환의 진단 등에 사용되고 있다(Moglia 등, 1991; Rønager 등, 1989). 특히 근육의 피로에 대한 전기생리학적 소견으로는 주파수 스펙트럼의 저주파대로의 이동과 근전도 신호의 진폭(integrated EMG amplitude)의 증가를 들 수 있다(Broman 등, 1985). 이때 국소적인 근육의 피로도 평가에 평균주파수나 중간주파수의 시간 경과에 따른 변화가 사용되고 있다(Stulen과 De Luca, 1982). 그 중 평균주파수가 스펙트럼의 변화에 가장 민감하게 반영한다고 알려져 있다(Basmajian과 De Luca, 1985; Hary 등, 1982).

지금까지 대부분의 근피로와 위치감각에 대한 기존 연구는 최대 근수축시에 국한되었다. 그래서 각기 다른 운동강도에 따라 유발되는 근피로에 대한 위치감각의 연구가 고려될 수 있다.

본 연구에서는 운동강도를 다르게 할 때 유발되는 근피로와 위치감각과의 관계를 살펴보고, 이를 통해 위치감각 손상을 억제할 뿐만 아니라 운동학습, 운동치료 효과를 얻어낼 수 있는 가장 효율적인 운동강도를 알아보고자 한다.

이 연구의 가설은 다음과 같다.

1. 네 단계의 운동강도 중 근육의 최대 자발적 수축(Maximum Voluntary Contraction: MVC)의 30% 또는 50% 운동강도에서의 근피로도 70% 운동강도에서의 근피로보다 현저히 작을 것이다.

2. Marks(1994)의 연구에 근거하여, 근피로에 상응하는 위치감각의 오차에서는 30% 또

는 50% 운동강도가 70% 운동강도보다 유의하게 감소할 것이다.

II. 연구방법

1. 실험대상

본 연구는 비활동적이거나 신체적으로 건강한 연세대학교 재학생 중 19~27세(평균연령 20.9 세)의 여성들을 대상으로 하였다. 실험 참여에 자발적으로 동의한 40명을 선정하여 각 실험군에 10명씩 무작위로 할당하였다. 위치감각과 근력운동에 장애를 초래하는 신경 및 근골격계 질병, 무릎에 외과적 질환, 심장 질환을 가지고 있는 자는 제외하였다.



그림 1. Cybex와 캠코더

2. 실험기구

슬관절의 근피로를 유발하기 위해 Cybex(FITRON Cycle-Ergometer)¹⁾를 사용하였다. 청각적 피드백(auditory feedback)과 관절각 감지를 위한 벨과 관절가동범위를 측정하기 위해 각도원판을 부가적으로 부착하였다(그림 1). 동일한 거리와 각도에 캠코더를 설치하여 연구대상자의 순간적인 관절각을 측정하였다(그림 1). 각 운동량에 따른 근피로의 차이를 알아보기 위해 MP100 System(MP100A, UIM100A, TEL100D receiver, TEL100M transmitter)²⁾을 사용하였으며, 전극은 직경이 10 mm인 4쌍의 은으로 된 표면전극(silver surface electrodes)³⁾을 사용하였다(그림 2).

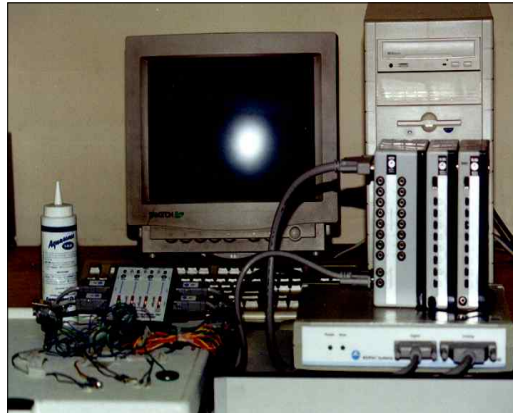


그림 2. MP100 System과 표면전극

- 1) FITRON Cycle-Ergometer, Lumex Inc., New York State, USA.
- 2) MP100 System, BIOPAC systems Inc., Santa Barbara, CA, USA.
- 3) Silver Surface Electrodes, Nicolet Instrument Corp., USA.

3. 실험방법

가. 연구대상자의 실험자세 정의

눈으로는 Cybex의 계기판을 보게 하였고 골반전방경사(anterior pelvic tilting)된 상태로 체간은 곧게 유지하게 하였다. 어깨관절은 전방 90°굴곡(shoulder flexion 90°), 팔꿈치는 신전, 손목은 굴곡과 신전이 되지 않는 중립상태(neutral position)를 유지하여 상지를 이용한 움직임이 일어나는 것을 억제하였다. 의자의 높이는 페달을 돌려 하지를 신전시켰을 때 슬관절이 거의 신전된 자세로 될 수 있도록 조절하였다. 가능한 연구대상자가 발목관절이 중립자세를 유지하면서 페달을 돌리게 하였다(그림 3).

나. 실험 1

특정각도 A(225°)에서 위치감각이 가장 효율적으로 인지되는 운동회전 횟수(청각적 되먹임 횟수)를 알아보기 위해 위치감각 실험(position sense test)을 실시하였다. 각 연구대상자의 최대근력은 위치감각 실험후 측정하였다.

먼저 연구대상자에게 운동회전 횟수(10회, 15회, 20회, 25회, 30회, 35회, 40회, 45회)중 하나를 제비 뽑도록 하였다. Cybex의 회전속도를 150 RPM으로 설정하였고 연구대상자의 왼쪽페달이 특정각도 A(225°)를 지날 때

마다 벨이 울리게 하고 무작위로 뽑은 운동회전 횟수만큼의 청각적 되먹임(auditory feedback)을 받게 하여 슬관절의 위치감각을 인지하게 하였다. 하지의 움직임에 대한 시각적 인식을 제거하기 위하여 가리개가 설치된 상태에서 실시하였다. 1분간의 휴식시간을 가진 후 연구대상자가 뽑은 유형⁴⁾에 의해 순서대로 검사자에 의해서 세 개의 정해진 각도(특정각도 B, C, D) 중 한 각도로 옮겨졌다(그림 4). 연구대상자는 자신이 생각하는 특정각도 A로 검사자의 “시작” 소리와 함께 천천히 능동적으로 움직였다. 연구대상자는 특정각도 A라고 느끼는 지점에서 멈추고 “그만”이라고 말하였다. 연구대상자의 페달의 위치는 유형별로 정해진 다음 특정각도로 다시 검사자에 의해서 수동적으로 천천히 옮겨진다. 이것은 연구대상자의 위치인식을 제거하기 위한 조작이었다. 이와 같은 방법으로 5회 실시하고 이 모든 과정을 캠코더로 녹화하여 5회 실시한 위치감각의 평균오차값⁵⁾을 구하였다. 위치감각이 가장 효율적으로 인지되는 운동회전 횟수는 연구대상자들의 위치감각 평균오차값 중에서 가장 적은 오차를 보인 횟수로 선택하였다.

이 후 개인별 운동강도를 결정하기 위하여 Cybex의 회전속도를 60 RPM으로 설정하고 최대 근력을 측정하였다.

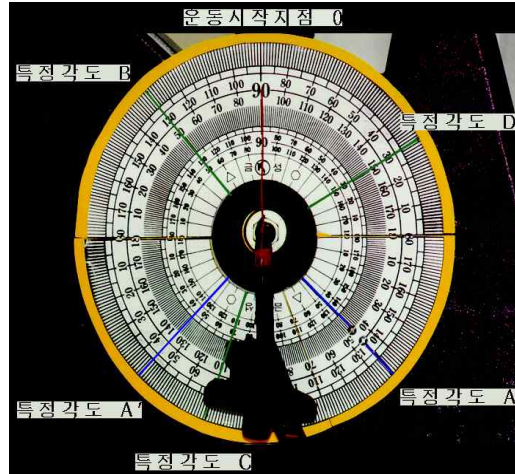
4) 세 가지 유형이 있음(특정각도 B, 특정각도 C, 특정각도 D를 이하 B, C, D로 표기함).

유형 1 : B→C→D→C→B , 유형 2 : C→D→B→D→C , 유형 3 : D→C→B→C→D

5) 주어진 특정각도 A(A')를 인지한 연구대상자가 페달을 돌려 이동한 각도와 특정각도간의 차이를 5회 측정하여 구한 평균값.



그림 3. 연구대상자의 실험자세



0°: 운동 시작 지점
 특정각도 A(225°), A'(135°)
 : 청각적 되먹임이 제공되는 지점
 특정각도 B(40°), C(160°), D(300°)
 : 위치감각 측정시 옮겨지는 지점

그림 4. 위치감각 실험(position sense test)

다. 실험 2

먼저 근력 평균값을 균등하게 네 개의 실험군으로 분류한 후, 무작위로 각 실험군의 운동강도를 정하였다(표 1). 연구대상자는 특정각도 A'(135°)에서 청각적인 되먹임을 받게 하여 실험 1에서의 특정각도 A(225°)가 학습되는 효과를 배제하였다. 연구대상자는 Cybex의 회전속도를 150 RPM으로 설정하고 실험 1에서 얻어진 가장 효율적인 운동회전 횟수⁶⁾로 청각적 되먹임을 받은 후, 5초동안 휴식 후 회전속도 60 RPM에서 각 개인별로

정해진 운동강도로 5초동안 등속성 운동을 실시하였다. 이때 연구대상자는 운동전 인지한 각도를 기억하면서 운동을 하도록 사전에 교육받고, 검사자는 각 그룹별 운동강도를 유지할 수 있도록 적절한 구두명령을 주었다. 운동을 마친 후 5초동안의 휴식을 가진 다음 실험 1과 동일한 방법으로 위치감각 실험을 실시하였다. 검사자는 세 개의 정해진 각도로 연구대상자가 뽑은 유형에 따라 순서대로 5회를 측정하여 각 실험군의 위치감각 평균오차값을 구하였다.

6) 실험 1에서 30회로 결정됨.

표 1. 운동강도에 따른 실험군 분류

(N=40)

실험군	운동강도
실험군 1(n1=10)	각 연구대상자의 최대 근력 10% 강도로 운동 실시
실험군 2(n2=10)	각 연구대상자의 최대 근력 30% 강도로 운동 실시
실험군 3(n3=10)	각 연구대상자의 최대 근력 50% 강도로 운동 실시
실험군 4(n4=10)	각 연구대상자의 최대 근력 70% 강도로 운동 실시

라. 실험 3

MP100 System을 이용하여 실험 2의 실험군별 운동강도 변화에 의해 나타나는 근피로의 차이를 알아보았다. 이것은 각 운동강도별로 유발되는 근피로와 슬관절의 위치감각 인지 관계를 명확히 검증하기 위한 실험이었다.

이 실험에서는 각 실험군별로 근력의 상·중·하 1명씩을 추출하여 총 12명을 대상으로 하였다. 전극은 왼쪽 대퇴네갈래근중 세개의 근육힘살(muscle belly)에 부착하였다. 대퇴골은근(Rectus femoris m.)은 내측과 외측으로 나누어(Johnson, 1973), 내측은 전상장골가시에서 슬개골(patella)의 상극점(superior pole)까지 거리의 1/2인 점에서 2.5 cm 내측인 지점에, 외측은 전상장골가시에서 슬개골의 상극점까지 거리의 1/2인 점에서 2.5 cm 외측인 지점에 부착하였다(Zippo, 1982). 외측넓은근(Vastus lateralis m.)은 전

자간선(intertrochanteric line)의 아래 부분에서 슬개골의 상극점까지 거리의 2/3인 지점에, 내측넓은근(Vastus medialis m.)은 강한 등척성 수축(isometric contraction)시 보이는 근육힘살위에 부착하였다(Zippo, 1982). 직경이 10 mm인 쌍극 표면전극을 사용하였고 양극 중심간의 거리는 30 mm로 유지하였다(이영희 등, 1994)(그림 5). 전극을 부착한 상태에서, 연구대상자는 실험 2에서와 같이 30회의 청각적 되먹임을 받은 후 개인별 정해진 운동강도로 50초동안 등속성 운동을 하였다. 이때 유발되는 근피로를 초기 10초와 후기 10초간으로 나누어 MP100 System으로 측정하였다.

실험환경의 표준화를 높이기 위하여, 이상에서 실시된 모든 실험(실험 1, 실험 2, 실험 3)에서 연구대상자는 동일한 검사자에 의해 평가되었다.

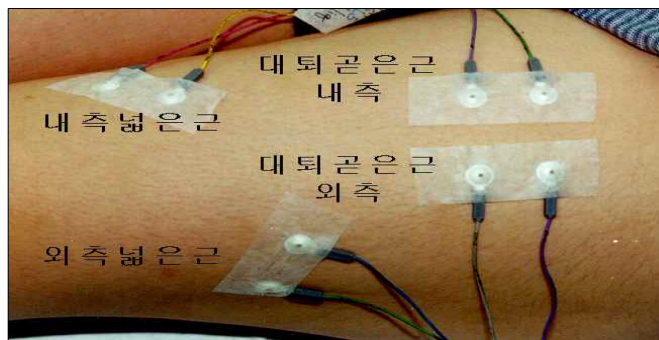


그림5. 전극 부착위치 (왼쪽 대퇴네갈래근, 원위부↔근위부)

4. 분석방법

네 실험군간 운동강도에 따른 위치감각 실험의 평균오차값의 차이와 근피로의 차이는 일방향 분산분석(one-way ANOVA)⁷⁾을 하였고, 유의수준 α 는 0.05로 하였다. 유의한 차이를 보인 경우 어느 실험군 사이에서 차이가 나는지를 보기 위하여 최소유의차검정 방법으로 분석하였다.

III. 결과

1. 되먹임 횟수에 따른 실험군간 위치감각의 평균오차값 비교

되먹임 횟수를 달리한 위치감각의 평균오차값은 30회일 때 가장 작은 오차를 보였다(표 2).

표 2. 되먹임 횟수별 위치감각의 평균오차값 (N=40)

회전횟수	평균오차값 \pm 표준편차($^{\circ}$)
10회(n1=5)	15.87 \pm 2.28
15회(n2=5)	13.96 \pm 3.81
20회(n3=5)	10.43 \pm 2.92
25회(n4=5)	8.34 \pm 1.95
30회(n5=5)*	5.01 \pm 0.75
35회(n6=5)	6.93 \pm 3.79
40회(n7=5)	7.73 \pm 1.76
45회(n8=5)	8.72 \pm 2.12

* 위치감각의 평균오차값이 가장 적은 되먹임 횟수

2. 운동강도에 따른 실험군간 위치감각의 평균오차값 비교

30회의 동일한 되먹임 후에 운동강도를 다르게 하여 얻은 위치감각의 평균오차값은 실험군 4에서 가장 크게 나타났다. 네 실험군간

위치감각의 평균오차값 간에는 유의한 차이가 있었고, 최소유의차검정 결과, 실험군 4(운동강도 70%)와 실험군 1, 2, 3(운동강도 10%, 30%, 50%) 사이에서 각각 유의한 차이가 있었으며 실험군 1, 2, 3 간에는 유의한 차이가 없었다(표 3).

7) One-Way ANOVA, SPSS 8.0 for Windows.

표 3. 운동강도에 따른 실험군별 위치감각의 평균오차값 (N=40)

	운동강도	평균오차 ± 표준편차 (°)	F	Prob.
실험군 1	10%(n1=10)	10.39 ± 6.69	3.24	0.033*
실험군 2	30%(n2=10)	10.87 ± 4.470		
실험군 3	50%(n3=10)	8.93 ± 3.72		
실험군 4	70%(n4=10)	17.71 ± 9.07		

* p<0.05

3. 운동강도에 따른 실험군간 근육별 평균 근피로 비교

운동강도에 따른 운동초기 10초와 운동후

기 10초의 대퇴내갈래근 평균주파수 차이⁸⁾ 및 변화율을 MP100 System으로 측정 제시하였다. 실험군 1, 2, 3을 제외한 실험군 4에서 현저히 근피로가 생성되었다(표 4, 그림 6).

표 4. 네 실험군간 운동초기 10초와 운동후기 10초의 평균주파수 차이 및 변화율 (N=12)

	대퇴골은근 내측		대퇴골은근 외측		내측넓은근		외측넓은근	
	주파수 차이 (Hz)	주파수 변화율 (%)	주파수 차이 (Hz)	주파수 변화율 (%)	주파수 차이 (Hz)	주파수 변화율 (%)	주파수 차이 (Hz)	주파수 변화율 (%)
실험군 1(n1=3)	1.30	3.38	1.37	3.73	0.78	1.92	1.60	4.65
실험군 2(n2=3)	-0.23	-0.63*	0.32	0.99	0.78	2.33	1.73	4.99
실험군 3(n3=3)	-0.36	-0.83*	-0.46	-1.29*	1.04	2.97	0.72	2.38
실험군 4(n4=3)	-2.02	-5.39*	-1.76	-4.55*	-1.44	-4.20*	-2.12	-5.54*

* 근피로가 생성되는 경향을 나타낸다.

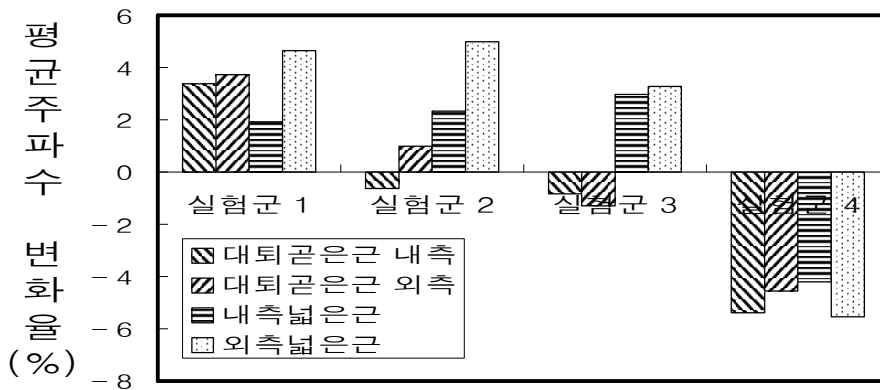


그림 6. 네 실험군간 대퇴내갈래근의 부위별 평균주파수 변화율

8) 운동후기 10초의 평균주파수-운동초기 10초의 평균주파수

네 개 실험군의 근육별 평균주파수 변화율은 대퇴곧은근의 내측과 내측넓은근에서 유의한 차이가 있었으며 대퇴곧은근의 외측과 외측넓은근에서는 유의한 차이가 없음을 보였다. 최소유의차검정 결과, 대퇴곧은근의 내측에서 실험군 1(운동강도 10%)과 실험군 4(운동강도 70%) 사이에서 유의한 차이를 보였으며 내측넓은근에서는 실험군 4(운동강도 70%)와 실험군 1, 2, 3(운동강도 10%, 30%,

50%) 사이에서 유의한 차이를 보였다(표 5). 네 실험군간에 있어서 대퇴네갈래근의 총 평균주파수 변화율은 유의한 차이를 보였다. 최소유의차검정 결과, 실험군 4(운동강도 70%)와 실험군 1, 2, 3(운동강도 10%, 30%, 50%) 사이에서 각각 유의한 차이가 있었으며 실험군 1, 2, 3 간에는 유의한 차이가 없었다(표 6).

표 5. 네 실험군간 대퇴네갈래근의 부위별 평균주파수 변화율 비교

근육	변동원인	자유도	평방합	분산	F	Prob.
대퇴곧은근 내측	집단간	3	115.81	38.60	5.24	0.027*
	집단내	8	58.99	7.37		
대퇴곧은근 외측	집단간	3	110.86	36.95	3.05	0.092
	집단내	8	96.92	12.12		
내측넓은근	집단간	3	99.73	33.24	4.94	0.032*
	집단내	8	53.87	6.73		
외측넓은근	집단간	3	216.84	72.28	3.36	0.076
	집단내	8	172.16	21.52		

* p<0.05

표 6. 네 실험군간 대퇴네갈래근의 총 평균주파수 변화율

실험군	근피로 생성부위 수	총 평균주파수 변화율(%)	F	Prob.
실험군 1	0	3.42 ± 1.13	7.86	0.009*
실험군 2	1	1.92 ± 2.38		
실험군 3	2	0.81 ± 2.18		
실험군 4	4	-4.92 ± 0.65		

* p<0.05

IV. 고찰

본 연구는 건강한 여대생을 선정하여 각기 다른 운동강도를 적용시켰을 때, 나타나는 위치감각의 변화를 알아보는 것이다. 이를 위해 본 실험에서는 Cybex를 이용하여 대퇴내갈래근의 근피로를 유발시켰다. 본 실험에서 연구대상자를 여자로 선정한 이유는 남자보다 여자의 경우 자전거를 탄 경험이 적고 위치감각이 떨어지므로 근피로에 대한 슬관절 위치감각의 변화 측정에 더 용이하기 때문이다. Cybex에 청각적 되먹임을 위한 벨을 부착하여 특정각도에서 위치감각을 인지할 수 있도록 하였다. Cybex에서 운동강도를 각기 달리 하였을 때, 나타나는 슬관절의 위치감각 변화는 Cybex 페달 주위에 부착한 각도원판과 캠코더를 이용하여 측정하였다. 최종적으로 실험군간 다르게 생성되는 근피로를 MPI100 System으로 측정 및 비교하였다. 이것은 근피로가 위치감각과 관련이 있다는 Marks(1994)의 실험결과인 근피로와 위치감각과의 관계를 검증함으로써 이 연구에서 제시한 가설을 뒷받침하기 위해서이다.

본 연구에서는 슬관절의 위치감각 기능이 내재되어 있는 대퇴내갈래근이 유동적인 능력을 저하시키기 위해(Marks, 1994) 운동강도를 달리하여 등속성 운동을 실시하였다. 대퇴내갈래근에 각기 다른 강도의 운동을 적용시킨 것은 근섬유 구성비가 약 4 : 6 으로 제 II형 근섬유(type II muscle fiber)의 구성비율보다 제 I형 근섬유(type I muscle fiber)의 구성비율이 적어(Johnson 등, 1973) 상대적으로 빨리 근피로가 오기 때문이다(Milner-Brown 등, 1986).

위치감각 능력 변화의 주된 원인은 운동시 위치감각을 중계하는 것으로 알려진 제 Ia형 근방추 구심성 섬유(type Ia muscle spindle afferents)의 민감도 감소와 중추신경계로 정보를 전달하는 기능이 떨어져서 위치감각의 능력이 저하된다는 것이다(Marks, 1994). 다른 원인들로는 첫째, 중추신경계의

변화(central drive alter) 혹은 심리적 불안감, 둘째, 세포내 산성화(intracellular acidosis)와 당원질(glycogen)의 감소로 인한 비정상적인 억제 반사작용(Vollestad 와 Sejersted, 1988), 셋째, 다른 근육들의 활성화로 근방추 수용기의 변화(Balestra 등, 1992) 등 다양하게 분석될 수 있다. 이상에서 말한 실험적 요인들 이외에도 연구대상자가 본래 가지고 있는 신경학적 통합능력의 개인차를 들 수 있다(Enoka와 Stuart, 1992). 그래서, 본 연구는 무작위 할당을 통한 실험군을 분류하여, 각 연구대상자에게 주어진 청각적 되먹임을 신경학적으로 통합하는 개인의 능력 차이를 배제하려 하였으나, 충분히 줄이지 못하였다.

실험 2의 결과, 실험군 1, 2, 3에서 운동강도가 10%에서 50%로 증가할수록 운동 후 위치 감각의 평균오차값이 근소하게 감소하는 결과를 보였다. 본 연구자들은 실험 2의 결과에서 Marks(1994)의 실험에 근거해, 운동강도가 증가할수록 조금씩 근피로가 증가하여 위치감각의 능력이 점점 감소할 것이라고 예상하였다. 그러나 실험전 예상했던 것과 달리 다른 결과가 나온 것에 대해 분석해보면, 실험 3의 결과에서 볼 수 있듯이 증가된 운동강도에 따라 근피로가 점진적으로 증가는 했지만 실험군 4와 비교해 볼 때 실험군 1, 2, 3에서 근피로가 크게 나타나지 않았다는 점이다. 이러한 결과로 인해 실험군 1, 2, 3간 위치감각의 오차가 뚜렷한 차이가 없음을 설명할 수 있다. 운동강도 10%, 30%, 50% 운동 후에 약간의 위치감각의 향상 원인은 크게 2가지로 설명될 수 있다. 하나는, 예비운동 효과(warm-up effect)이고 또 다른 하나는, 동일한 상황에서 운동 수행중 청각적 되먹임시의 특정각도 A'지점을 인지하고 통합되는 기전이 국소적 근피로를 포함한 다른 여러 가지 위치감각 오차에 영향을 미치는 요인보다 더 우세하게 작용하였다고 말할 수 있다(Marks와 Quinney, 1993). Clark 등(1979)은 실험도중 처음 제공된 위치의 인지

도가 실험중 환경에 적응하면서 증가한다고 보고하였다. 이것은 Whitley와 Elliott(1968)의 연구 결과와도 일치하는데, 즉 피로로 인해 나타날 수 있는 영향을 최소화하면서 위치감각 인지를 위해 반복적으로 최대한의 근 수축을 한 것이 향상된 학습효과로 나타났다고 할 수 있다.

실험 2에서 실험군 4는 다른 세 군과 비교했을 때 위치감각의 오차가 크게 나타났는데, 이것은 근피로 요인이 운동하는 동안 위치감각의 인지 및 통합과 재생성을 방해(Marks, 1994)한 것으로 사려된다.

실험 3에서 근육에 국소적인 근피로가 발생함에 따라 평균주파수가 감소하여 전반적으로 저주파대로 이동하였다(Arendt-Nielsen 등, 1984; Arendt-Nielsen 등, 1989; Basmajian, 1979; Basmajian과 De Luca, 1985; Eberstein과 Beattie, 1985; Mills, 1982; Sadoyama 등, 1988). 평균주파수가 저주파대로 이동하는 원인은 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 첫째, 젖산(lactate)의 축적에 따라 세포내 수소이온이 증가하여 칼슘이온과 트로포닌(troponin)의 결합 과정이 방해받아서 근피로가 유발되어 수축력을 유지하기 힘들어진 다. 결과적으로 근막의 흥분도가 감소하여 근막 전도속도가 느려진다는 것이다(Eberstein 등, 1985). 둘째, 운동단위의 시간 당 활동 빈도의 변화나 동시성 활동 등 기전의 다양성으로 설명할 수 있다(Moritani 등, 1986). 이를 좀더 구체적으로 살펴보면, 근육은 크게 지근섬유(slow twitch fiber)와 속근섬유(fast twitch fiber)로 구성되어 있다. 저주파대의 지근섬유는 근막의 전도속도가 느리고 피로에 강하며 수축력이 낮은 특징이 있는 반면, 고주파대의 속근섬유는 근막의 전도속도가 빠르고 강한 수축력이 있으나 피로에 약한 특징이 있다. 그러므로, 지속적으로 강한 힘이 생성될 때에는 피로에 강한 지근섬유의 활동은 지속되고, 피로에 약한 속근섬유의 활동은 저하되어, 평균주파수가 저주파대로 이동하게 된다(Mills, 1982).

본 연구에서는 이 실험 3의 연구 결과를 MP100 System을 이용하여 운동초기 10초와 운동후기 10초간의 평균 주파수의 변화율(Kranz 등, 1983)로 근피로를 비교하였다.

전체적인 대퇴내갈래근의 근피로는 실험군 1, 2, 3과 비교해 볼 때 실험군 4에서 뚜렷하게 근피로가 생성되었는데, 이것은 실험 2에서의 위치감각 오차가 증가한 것과 밀접한 연관성을 갖는다고 해석할 수 있다(표 4, 6). 내측넓은근을 제외한 나머지 대퇴내갈래근의 세 부위 근육에서 점진적으로 평균주파수 변화율이 감소되어지는 경향을 보이고 있다(표 4). 실험군 1에서는 측정된 대퇴내갈래근 네 부위의 평균주파수가 오히려 증가하였다. 이것은 30회의 청각적 되먹임 후 운동강도가 조금 증가된 최대 운동강도의 10%로 운동함으로써 크기 원칙(size principle)에 따른 운동단위의 순차적 징집을 반영하는 것으로 설명할 수 있다. 즉, 낮은 강도의 수축력이 요구될 때 직경이 작은 제 I형 근섬유와 연관이 있는 지근섬유가 먼저 활동하고, 더욱 큰 수축력이 요구될 때는 제 II형 근섬유와 연관이 있는 속근섬유가 활동함으로써 고주파대로 크기가 증가한다고 설명할 수 있다(이영희, 1994). 또한 Nandedkar와 Sanders(1984)의 주파수 분석 연구에서, 최대 운동강도의 10%, 25%, 50% 운동강도에서는 평균주파수가 증가함을 볼 수 있었다. 실험군 2에서는 대퇴곧은근 내측에서 처음으로 국소적 근피로가 생성되었고, 내측넓은근을 제외한 다른 부위에서 평균주파수 변화율이 실험군 1과 비교해 보았을 때 감소하였다. 실험군 3에서는 대퇴곧은근 내측과 외측 두 부위에서 근피로가 생성되었고, 내측넓은근을 제외한 다른 부위에서 실험군 2와 비교하였을 때 평균주파수 변화율이 감소하였다. 실험군 4에서는 대퇴내갈래근 네부위 모두에서 근피로가 생성되었다.

본 연구의 주파수 분석에서 특이할 점은 내측넓은근의 주파수 변화율이다. 실험 3에서, 운동강도 10%에서 50%까지 내측넓은근

의 평균주파수의 변화율은 감소하지 않고 점점 증가하였다. 이것은 운동단위의 순차적 징집(recruitment), 즉 크기 원칙(size principle)의 반영으로 설명할 수 있다(이영희 등, 1994; Nandedkar와 Sanders, 1984). 즉 내측넓은근은 대퇴내갈래근 수축시 슬개골이 바깥쪽으로 아탈구 되려고 하는 것을 막아주는 중요한 역할을 수행한다(Leveou와 Rogers, 1980; Levine 등, 1983; Welsh 와 Woodclall, 1990). 이를 위해서는 강한 근지구력이 요구되는데, 다른 대퇴내갈래근과 비교해 볼 때 내측넓은근의 제 I형 섬유 구성비율이 월등히 커서 근피로에 강한 성질을 가지고 있다(Johnson 등, 1973).

주파수 분석 방식에 있어서 평균주파수와 중간주파수의 비교가 주로 사용되어지고 있는데 그 중 평균주파수가 스펙트럼의 변화를 더 민감하게 반영한다고 알려져 있어 본 연구에서는 평균주파수를 근피로의 지표로 삼았다(Rønager 등, 1989). 그 외에 주파수 변화에 영향을 미치는 원인으로 운동단위의 특성뿐만 아니라, 피부의 두께(Bilodeau 등, 1992), 전극의 위치나 전극간의 거리(Roy 등, 1986) 또는 근육간의 길이(Bazzy 등, 1986)에 의해서도 다소 영향을 받을 수 있다. 그러므로 서로 다른 근육간의 특성을 비교할 때는 절대값의 변화보다는 본 연구에서 비교된 평균주파수의 변화 양상을 비교하는 것이 더 유용하다 할 수 있다(이영희 등, 1994; Rønager 등, 1989).

슬관절 손상시 널리 사용되어지는 재활프로그램 운동강도의 경우에, 휴식시간이 신중하게 고려되지 않아 근피로를 유발시킨다면, 근육의 저하된 능력을 강화시키고자 하는 고강도 등속성 운동의 적절성에 의문을 제기할 수 있을 것이다(Douris, 1993). 특히 손상된 슬관절 부위에 대한 강한 운동으로 발생되어질 수 있는 대퇴내갈래근의 피로는 위치감각 능력의 저하(Beard 등, 1993)와 운동학습(motor learning) 및 정밀한 정확성을 요구하는 운동행동(motor behavior)의 수행을 저하

시킬 수 있을 것이다(Hutton 등, 1992).

본 연구에서 고려될 수 있는 실험 중 제한점으로는 MP100 System의 사용을 들 수 있다. 본 연구의 실험 2와 실험 3이 동시에 이루어져 모든 대상자에 대해 주파수 분석을 통한 근피로 변화를 측정하였다면 좀 더 정확하고 신뢰성 있는 연구결과를 얻을 수 있었을 것이다. 앞으로의 연구에서는 이러한 점을 고려하고, 또한 운동강도 50%에서 70% 사이를 더 세밀히 나누어 각 운동강도에 따른 위치감각의 오차를 측정한다면 유용한 연구결과를 얻을 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 건강하고 젊은 여대생 40명을 대상으로 대퇴내갈래근에 각기 다른 강도의 등속성 운동을 적용시켜 유발된 근피로가 위치감각 능력에 미치는 영향을 MP100 System을 이용하여 알아보았다.

실험결과, 각기 다른 강도의 운동 후 네 개의 실험군에서의 위치감각 능력의 변화량을 알아보는 실험 2에서는, 실험군 1, 2, 3(운동강도 10%, 30%, 50%)에 비해 실험군 4(운동강도 70%)에서 위치감각 오차가 현저하게 증가하였다. 각 운동에 따른 근피로 정도를 알아보기 위한 실험 3에서는, 실험군 1, 2, 3까지는 뚜렷하게 근피로가 나타나지 않았지만 실험군 4에서 측정된 대퇴내갈래근의 네 부위(대퇴곧은근 내측 및 외측, 내측넓은근, 외측넓은근)에서는 근피로가 유발되었다.

본 연구의 결과에서는, 위치감각 능력을 저하시키지 않으면서 운동치료 혹은 운동학습 효과를 얻어낼 수 있는 가장 효율적인 운동강도를 최대 근수축의 50%로 제시한다. 이러한 실험방법이 임상적으로 적용되기 위해서는 더 많은 대상자들과 직접 슬관절 위치감각에 이상이 있는 환자들을 대상으로 근피로와 위치감각의 관계를 알아보는 연구가 필요할 것이라고 생각된다.

인용문헌

- 김한수, 배성수, 이현옥 등. 인체의 운동. 현문사, 1992:182-199.
- 이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성. 대한재활의학회지. 1994;18:311-324.
- 이우주. 필수 의학사전. 아카데미서적, 1991.
- Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle Nerve*. 1989;12:493-497.
- Balestra C, Duchateau J, Hainaut K. Effects of fatigue on the stretch reflex in a human muscle. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992;85:46-52.
- Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med*. 1989; 17:1-6.
- Barrett DS. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg*. 1991;73B:833-837.
- Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg*. 1991;73B:53-56.
- Basmajian JV. *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. 4th ed. Williams & Wilkins Co., 1979:79-113.
- Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Williams & Wilkins Co., 1985:201-220.
- Bazzy AR, Korten JB, Haddad GG. Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigue contracting skeletal muscle. *J Appl Physiol*. 1986;61:1012-1017.
- Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM et al. Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 1993;75B:311-315.
- Bilodeau M, Arsenault B, Gravel D et al. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol*. 1992;2: 121-129.
- Broman H, Bilotto G, De Luca CJ. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: Influence of force and time. *J Appl Physiol*. 1985;58:1428-1437.
- Cenkovich FS, Gersten JW. Fourier analysis of the normal human electromyogram. *Am J Phys Med*. 1963;42:192-204.
- Clark FJ, Horch KW, Bach SM et al. Contribution of cutaneous and joint receptors to static knee position sense in man. *J Neurophysiol*. 1979;42:877-888.
- Clark FJ, Burgess RC, Chapin JW et al. Role of Intramuscular receptors in the awareness of limb position. *J Neurophysiol*. 1985;54:1529-1540.
- Douris PC. The effect of isokinetic exercise on the relationship between blood lactate and muscle fatigue. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;17:31-35.
- Eberstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve*. 1985;8: 768-773.
- Edwards RHT. Biochemical bases of fatigue in exercise performance: Catastrophe theory of muscular fatigue. In: Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J, eds. *Biochemistry in Exercise*. Human Kinetics Publishers Champaign, 1983:3-28.
- Enoka RM, Stuart DG. *Neurobiology of*

- muscle fatigue. *J Appl Physiol.* 1992; 72:1631-1648.
- Ferrell WR, Gandevia SC, McCloskey DI. The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. *J Physiol.* 1987;386:63-71.
- Fuglsang-Frederiksen A, Rønager J. The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1988; 70:68-72.
- Gerdle B, Eriksson NE, Brundin L. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1990;30:483-489.
- Gooch JL, Randle J. Force perception before and after maximal voluntary contraction. *Percept Mot Skills.* 1993;76:399-402.
- Hary D, Belman MJ, Propst J et al. A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. *J Appl Physiol.* 1982;53:779-783.
- Hurley MV, Newham DJ. The influence of arthrogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early unilateral osteoarthritic knees. *Br J Rheumatol.* 1993;32:127-131.
- Hutton RS, Atwater SW. Acute and chronic adaptation of muscle proprioceptors in response to increased use. *Sports Med.* 1992;14:406-421.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman PD et al. Data on the distribution of fiber typers in thirty-six human muscles. *J Neurol Sci.* 1973;18:111-129.
- Kranz H, Williams AM, Cassell J et al. Factors determining the frequency content of the electromyogram. *J Appl Physiol.* 1983;55:392-399.
- Laabs GJ. Retention characteristics of different reproduction cues in motor shortterm memory. *J Exp Psychol.* 1973;100:168-177.
- Leveau BF, Rogers C. Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback. *Phys Ther.* 1980;60:1410-1415.
- Levin TA, Medeiros JM, Reynolds L et al. EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment. *Am J Phys Med.* 1983;62:61-70.
- Marks R. Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee. *Australian Physiotherapy.* 1994;40:175-181.
- Marks R, Quinney HA. Effect of fatiguing maximal isokinetic quadriceps contractions on ability to estimate knee-position. *Percept Mot Skills.* 1993;77:1195-1202.
- Matthews PBC. Where does Sherrington's "muscular sense" originate? Muscle, joints, corollary discharges? *Annual Review of The Neurological Sciences.* 1982;5:189-218.
- Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contraction. *J Appl Physiol.* 1990;69:1810-1820.
- Mills KR. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol.* 1982;326:401-409.
- Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller R G. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:530-535.
- Moglia A, Alfonsi E, Zandrini C et al. Surface EMG analysis of rectus femoris

- in patients with spastic hemiparesis undergoing rehabilitation treatment. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1991; 31:123-128.
- Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol.* 1986;60:1179-1185.
- Nandedkar SD, Sanders DB. Number of turns in the EMG interference pattern measured at different force levels in biceps. *Muscle Nerve.* 1984;20:561.
- Roy SH, DE Luca CJ, Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol.* 1986;61:1510-1517.
- Rønager J, Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A. Power spectrum analysis of the EMG pattern in normal and diseased muscles. *J Neurol Sci.* 1989;94:283-294.
- Sadoyama T, Masuda T, Miyata H et al. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol.* 1988;57:767-771.
- Skinner HB, Barrack RL, Cook SD et al. Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res.* 1984;1:276-282.
- Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA et al. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res.* 1986;4:112-118.
- Stulen FB, De Luca CJ. Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1982;29:760-768.
- Vollestad NK, Sejersted OM. Biochemical correlates of fatigue. A brief review. *Eur J Appl Physiol.* 1988;57:336-347.
- Welsh JA, Woodall W. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1990;11:535-542.
- Whitley JD, Elliott GM. Learning component in repetitive maximal static contractions. *Percept Mot Skills.* 1968;27:1195-1200.
- Zippo P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol.* 1982; 50:40-54.