

수축-이완과 수동신장 기법의 단기 적용이 슬괵근의 길이 적응에 미치는 영향

송주영 · 김수민

울산과학대학 물리치료과

Effects of Short-term Application of Contract-Relax and Passive Stretching on the Length Adaptation in Hamstring Muscles

Ju-young Song, P.T., Ph.D., Su-min Kim, P.T., M.S.

Department of Physical Therapy, Ulsan Collage

<Abstract>

Objectives : Few studies have reported on the flexibility of the hamstrings resulting from variable stretching method, and little studies of length adaptation at 1 day after intervention.

Methods : Fifty-four healthy a woman in her twenties with no history of musculoskeletal or neurogenic disorder volunteered for this study. Subjects were randomly assigned to either a contract-relax group or a passive stretching group. Methods: Hamstring flexibility was measured with a sit and reach test(SRT) (RF-D18; SPC) before, immediatly after interventions, and 1 day after interventions.

Results : Flexibility scores for participants in each of the groups significantly increased from pre-interventions to immediate and 1 day after interventions. However, the length of 1 day after interventions was shorter than immediate length after interventions. Difference in length between immediate and 1 day after interventions was some shorter in the contract-relax group versus the static group but, not significantly.

Conclusions : The results of this study suggest that a contract-relax is an effective length adaptation of hamstring muscles by 1 day after intervention.

Key words : flexibility, length adaptation, hamstring, contract-relax, passive stretching, SRT

I. 서론

근육의 수동적 신장성은 근육이 수축하지 않은 상태에서 늘어날 수 있는 능력을 의미한다. 굴성 구조나 비근육성 조직에 의해 제한 받지 않는 근육의 최대 길이는 최대 수동적 관절 가동범위를 측정함으로써 알 수 있다. 최대 수동적 관절가동 범위를 임상적으로 유연성이라 하며 수동적 긴장(passive stiffness)과 관련하여 설명할 수 있다(Gajdosik 등, 1999).

유연성이란 근육, 건, 인대, 그리고 뼈에 의해 영향을 받는 하나의 관절 혹은 하나의 관절군에서 허용되는 가동범위로 정의된다(Anderson과 Burke, 1991). 유연성은 관절의 최대 가동성에 기여하며 운동 선수들뿐만 아니라 일상생활의 많은 기능적 동작들에 영향을 미친다. 과사용 손상이나 반복적 스트레스 손상은 연부조직의 제한으로 인해 유연성이 감소함으로써 발생한다(Cash, 1996; Benjamin과 Lamp, 1996). 따라서 근육의 수동적 신장성을 증진하고자 하는 많은 노력들이 치료적 중재의 통합된 부분으로써 적용되고 있다.

근육의 수동적 신장성은 근섬유의 크기와 길이에 영향을 받으며, 근육의 결합조직 양과 배열에 영향을 받는다. 수축성 근육 단백질, 비수축성 근육 단백질, 그리고 세포외 결합조직의 양은 근육의 길이가 늘어나는 것에 대한 저항 즉, 수동적 긴장으로 작용한다(Gajdosik, 2001).

골격근의 신장성 및 수동성 긴장과 관련하여 근육의 점탄성 성질을 이해할 필요가 있는데, 조직의 탄성이란 장력부하에 의해 늘어난 길이가 그 부하가 제거되었을 때 스프링 같이 원래의 모양대로 회복되는 특성을 말한다. 수동적 탄성긴장(passive elastic stiffness)은 근육을 신장하는 동안 발생하는 수동적 저항의 변화와 길이 전위의 변화 비를 의미한다. 다시 말해서 수동적 탄성긴장은 수동적 저항 변화에 비례하며 길이 전위 변화에는 반비례한다. 따라서 조직이 가진 탄성 요인의 특성이 신장에 대한 저항으로써 작용하며 이러한 수동적 탄성 긴장이 클수록 그 조직의 신장성은 감소하게 된다.

근육을 신장시키면 근육은 즉각적으로 점탄성 에너지를 잃게 됨으로써 수동적 저항이 감소하게 되는데 이를 점탄성 긴장이완(viscoelastic stress

relaxation)이라고 한다(Magusson 등, 1999; Klinge 등, 1997). 유연성을 증가시키기 위한 여러 가지 치료적 중재들이 근육의 점탄성 긴장 이완과 관련하여 어떤 효과를 가지는지 이해하는 것이 중요하다. 뿐만 아니라 이러한 점탄성 긴장이완을 유지하는 지속성과 관련하여 어떤 치료적 중재가 더 효과적 인지 밝혀내는 것 또한 임상적 적용의 효율성을 고려해볼 때 중요하다.

근육의 길이 적응은 어떠한 중재에 의해 근육의 길이가 변화되는 정도와 변화된 길이가 유지되는 정도로 설명할 수 있다. 다시 말해서 치료적 중재 이후 즉각적으로 신장된 길이가 길고, 신장성이 유지되는 지속시간이 길수록 길이 적응에 효과적이라 볼 수 있다.

지금까지 근육의 유연성에 관한 많은 논문들이 발표되었으나, 대부분의 이전 논문들은 신장 기술을 적용한 이후 즉각적인 신장성 반응에 중점을 두었던 반면에 중재 적용후 일정한 기간 이후의 길이 적응을 비교한 논문은 드물었다.

따라서 본 연구에서는 일반적으로 많이 사용되고 있으며 그 효과가 입증된 고유수용성 신경근 촉진법의 수축-이완 기법과 수동신장 기법을 이용하여 중재 적용 1일 후 슬괵근의 길이 적응의 변화 정도를 비교하고자 하였다.

II. 연구방법

A. 연구대상

최근 6개월 이전부터 근골격계 및 신경계의 질환이 없는 20대 여학생 54명을 대상으로 하였으며, 최소한 3주일 이전에 심한 운동을 경험하지 않은 경우로 하였다. 또한 연구의 취지를 설명하고 동의한 경우로 하였으며, 중재전과 중재후 재평가가 될 때까지 평상시와 다른 어떠한 운동도 하지 않도록 지도하였다.

초기 중재전 측정을 한 이후, 무작위 번호 선별법으로 연구 대상자들을 수축-이완군(n=26명)과 수동신장군(n=28명)으로 구분하였다.

B. 연구도구

슬픽근의 유연성을 검사하기 위한 다양한 방법 중에서 본 연구에서는 앉은 자세에서 전방으로 체간을 굴곡하는 검사방법(sit and reach test; SRT)을 이용하였다. 측정 장비로는 체력 진단 시스템의 하나로 주로 이용되고 있는 유연성 측정기인 체전굴곡계 RF-D18(SPC)를 이용하여 컴퓨터에 기록되는 값을 사용하였다(그림 1).

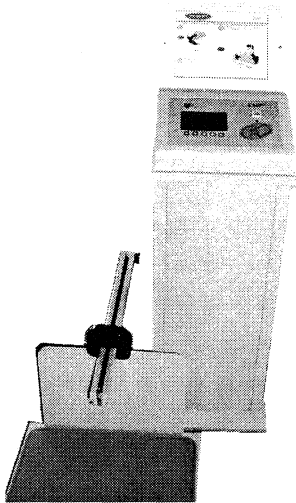


그림 1. 체전굴곡계

C. 연구절차

실험에 앞서 실험 대상자에게 연구 목적, 방법, 주의 사항에 대해 충분히 설명하였고, 실험의 오차를 줄이기 위해 잘 훈련된 6명의 실험자와 2명의 기록자가 각 단계를 전담하였다.

실험 전 실험 대상자들의 연령, 신장, 체중과 같은 일반적인 사항을 조사하여 기입하고 중재전 측정을 하였다. 발목을 중립위로 하여 고정판에 지지하고 무릎의 신전이 유지되도록 한 다음 천천히 체간을 앞으로 기울이면서 손끝을 뻗어 기록된 거리를 SRT 값으로 하였다.

수축-이완군은 바로 누운 자세에서 무릎을 신전한 자세로 다리를 최대한 올릴수 있는 범위까지 거상한 다음, 15초 동안 바닥을 향해 강하게 등척성 수축을 하고, 5초 동안 휴식하는 것을 양측 다리에서 반복 수행하여 이를 1회로 산정하였다.

수동신장은 무릎을 펴고 길게 앉은 자세에서 최대한으로 손끝을 뻗어 발끝을 향하게 하고 실험자가 양측 견갑골 하각을 천천히 참을수 있는 범위내에서 밀어주는 방법을 사용하였다. 15초 동안 신장력을 가하고 5초 동안 휴식하는 것을 1회로 산정하였다.

두 군 모두 SRT 길이 값이 중재전 처음 길이보다 7cm 이상 늘어날 때까지만 중재를 적용하였다. 목표 길이인 7cm에 도달하기까지의 중재 적용 횟수와 중재 후 즉각적으로 늘어난 근길이를 기록하였다.

그리고 중재를 적용한 다음날 SRT 값을 재측정하여 중재 1일 후 슬픽근의 길이 적응 변화를 알아보고자 하였다.

D. 연구의 제한점

연구 대상을 여대생으로 제한하였으므로 본 연구의 결과를 운동선수나 근육의 활동이 많은 대상자에게 일반화 할 수 없으며, 하루 동안 운동프로그램을 적용한 결과이므로 장기적인 훈련에 의한 결과와는 차이가 있을 것으로 고려된다.

III. 결 과

A. 수축-이완군과 수동신장군의 일반적 특성 및 유연성 정도

두 군간에 일반적 특성과 중재전, 중재후, 중재 1일 후 슬픽근 길이에 차이가 있는지 알아보기 위해 독립표본 t-검정을 실시하였다(유의수준 $\alpha=0.05$).

수축-이완군과 수동신장군의 나이는 각각 21.08 ± 1.44 세, 21.25 ± 2.35 세 였으며, 신장은 각각 162.46 ± 5.38 cm, 161.79 ± 3.58 cm로 유의한 차이가 없었다. 목표 길이 값에 도달하는데 적용된 중재의 횟수는 수축-이완군이 4.31 ± 2.05 회, 수동신장군이 4.21 ± 1.99 회로 유사하게 나타났다. 초기 중재전 슬픽근의 SRT 값은 수축-이완군이 9.46 ± 5.54 cm, 수동신장군이 9.18 ± 6.83 cm로 나타났으며 통계적으로 두 군간에 유의한 차이가 없었다. 이는 두 군이 나이, 신장, 초기 SRT 값에서 동질하다는 것을 의미한다.

중재 적용후 즉각적으로 늘어난 길이가 수축-이

표 1. 수축-이완군과 수동신장군의 일반적 특성 및 유연성 정도

구분	중재군	평균±표준편차	t-값	p
나이(세)	수축이완	21.08±1.44	-.323	.748
	수동신장	21.25±2.35		
신장(cm)	수축이완	162.46±5.38	.539	.593
	수동신장	161.79±3.58		
중재횟수(회)	수축이완	4.31±2.05	.170	.866
	수동신장	4.21±1.99		
중재전길이(cm)	수축이완	9.46±5.54	.166	.869
	수동신장	9.18±6.83		
중재후길이(cm)	수축이완	18.72±5.44	.127	.899
	수동신장	18.52±6.16		
1일후길이(cm)	수축이완	14.63±6.18	.860	.394
	수동신장	13.00±7.62		

p>.05

완군이 18.72±5.44cm로 수동신장군의 18.52±6.16 cm 보다 다소 증가한 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 이것은 중재를 적용하는 목표값을 두 군에서 동일하게 7cm 이상으로 설정한 까닭으로 보인다. 중재 적용 1일 후 길이를 비교한 결과, 수축-이완군이 14.63±6.18cm로 수동신장군의 13.00±7.62cm 보다 조금 더 신장된 상태로 유지된 것으로 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 1).

B. 중재군별 중재전 길이와 1일 후 길이 비교

유연성 증가 프로그램으로 수축-이완과 수동신장을 각각 적용한 이후 다음날까지 각각의 운동 프로그램이 효과적인지를 알아보기 위해 중재전 처음길이와 1일 후 길이를 각 군내에서 비교하였다.

그 결과 수축-이완군과 수동신장군 모두 중재전 길이와 1일 후 길이가 통계적으로 유의한 차이를 보였다(표 2).

C. 수축-이완군과 수동신장군의 길이차 비교

수축-이완과 수동신장 기법에 의한 슬픽근의 길이 적용을 알아보기 위해 세 가지 길이 차이값을 이용하였다. 중재 적용후 길이에서 중재전 길이를 뺀 값을 중재후-전 길이차, 중재 적용 1일 후 길이에서 중재전 길이를 뺀 값을 1일후-전 길이차, 그리고 중재 적용 후 길이에서 1일후 길이를 뺀 값을 중재후-1일 길이차라 하였다. 각각의 길이 차이가 두 군간에 유의한 차이가 있는지 알아보기 위하여 독립표본 t-test를 실시하였다(유의수준 $\alpha=0.05$).

그 결과 중재후-전 길이차는 수축-이완군의 경우 9.27±3.41cm, 수동신장군은 9.35±2.17cm로 나타났다. 1일후-전 길이차는 수축-이완군의 경우 5.17±3.28cm, 수동신장군의 경우 3.83±3.43cm로 나타나 약 4회에 걸친 단기간 적용된 수축-이완과 수동신장 기법이 중재전 상태 보다 길이가 증가된 채로 유지되고 있음을 알 수 있었다. 그러나 수축-이완군과 수동신장군 간에 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다. 중재후-1일 길이차는 수축-이완

표 2. 중재전 길이와 1일후 길이 비교

	수축이완군		수동신장군	
	t-값	p	t-값	p
중재전 길이	-8.043	.000*	-5.898	.000*
1일후 길이				

*p<.05

군이 4.09±2.63cm, 수동신장군이 5.52±3.03cm로 수축-이완군의 경우 중재 적용 1일 후에 조직의 탄성에 의해 다시 짧아지는 길이가 수동신장군 보다 작음을 알 수 있었다. 그러나 두 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표 3).

표 3. 수축-이완군과 수동신장군의 길이차

길이차	수축-이완군		수동신장군	
	평균±표준편차	평균±표준편차	t-값	p
중재후-전	9.27±3.41	9.35±2.17	-.105	.917
1일후-전	5.17±3.28	3.83±3.43	1.473	.147
중재후-1일	4.09±2.63	5.52±3.03	1.845	.071

p>.05

IV. 고 찰

지금까지 근육의 신장성에 관한 많은 논문들이 발표되었는데, 신장성은 신체 운동을 수행하는데 중요한 역할을 하고, 운동시 경기력을 향상시키고 부상 위험을 감소시킨다. 신장성이 근육의 활동에 있어 중요한 것과 같이 근육의 탄성 역시 그 역할을 배제할 수 없는데, 보다 효과적인 운동을 수행하기 위해서는 근 길이가 최대한 늘어나는 신장성 과 항상성을 유지하고자 늘어난 근 길이가 원래 위치로 되돌아가려는 탄성이 조화를 이루어야 하기 때문이다.

그러나 조직의 탄성, 즉 수동적 탄성 긴장이 크다면 운동 후 시간이 경과한 다음 다시 동일한 운동을 수행할 때 근 길이가 이전 수준만큼 늘어나지 않게 되고, 그로 인해 효율적으로 운동을 수행할 수 없게 된다. 따라서 본 연구에서는 신장기법을 적용한 후 근육의 길이 적응 변화를 실험 비교하였다.

슬괵근의 신장성을 검사하기 위한 다양한 방법에는 거리법, 각도법, 지수법 등이 사용되고 있으나(김선엽, 1999), 각도법과 지수법은 전문적인 기술이 요구되어 적용하기가 쉽지 않고 일반적으로 측정이 용이한 거리법을 주로 이용한다(김주학과 김종명, 1995). 거리법에는 앉은자세에서 체간을 전방으로 굴곡하는 방법과 서서 상체를 앞으로 굽히는 것 등이 있다. 앉은 자세에서 슬관절을 신전한채 체간을 전방으로 굴곡하는 측정방법의 경우 요추 굴곡과 흉추 굴곡 동작이 측정에 영향을 미친다

(Gajdosik 등, 1994; Kendall 등, 1993). 그러나 본 연구에서는 동일인의 중재전 근육 길이, 중재후 근육 길이, 중재 1일후 근육 길이의 차이값을 이용하여 비교 분석하였으므로 측정방법상의 문제는 없다고 본다.

유연성을 획득하기 위해 이용되는 신장기법으로는 정적 신장, 탄도적 신장, 고유수용성 신경근 촉진법이 있다. 탄도적 신장은 빠르고 갑작스러운 동작을 이용하여 근육의 신장 제한 범위를 넘어서까지 가해지는 신장으로 근육의 손상을 초래할 위험이 높다(Anderson 과 Burke, 1991). 정적신장의 경우는 참을 수 있는 범위 내에서 근육을 서서히 늘려 최대 참을수 있는 근육의 길이에서 유지하는 방법이다. 수축-이완, 유지-이완과 같은 고유수용성 신경근 촉진법은 정적신장을 적용하기 이전에 신장된 근육을 단시간 등척성 수축시키는 방법이다. 세 가지 신장 방법 모두 신장이후 즉각적으로 근육의 유연성을 증가시키는 것으로 나타났다(Anderson과 Burke, 1991; Sady 등, 1982; Moore와 Hutton, 1980). 특히, 많은 연구들에서 정적 신장방법에 비해 고유수용성 신경근 촉진법이 보다 효과적인 것으로 나타났다(Moore와 Hutton, 1980; Osternig 등, 1987; Osternig 등, 1990).

수축이완 기법의 기전은 상반지배(reciprocal innervation)와 역 신장반사(inverse stretch reflex)로 설명할 수 있다(McAtee, 2002). 상반지배는 주동근과 길항근의 반사 고리로, 하나의 근육이 수축할 때 상반지배에 의해 관절의 다른 쪽에 있는 반대 근육이 동시에 억제되는 것을 말한다(Alter, 1996; Adler 등, 1993). 역 신장반사는 강한 신장이나 강한 수축시 발생하는 장력에 의해 근육이 갑자기 이완되는 현상을 말하며 자율억제(autogenic inhibition)라고도 한다. 최대 등척성 수축을 이용한

수축-이완 기법 시 골지건 기관이 활성화되어 역 신장반사가 개시된다. 골지건 기관은 건에 가해지는 부하를 감지하는 것으로, 수동신장에 의해 가해지는 부하보다는 근육의 수축에 의해 가해지는 장력에 더 민감하게 반응한다(Alter, 1996).

Heyward(1991)는 고유수용성 신경근 촉진법을 이용한 신장은 주동근을 7~8초간 등척성 수축하고 2~5초간 이완한 후 길항근을 7~8초간 수축하는 방법을 4~6회 실시할 것을 권하였다. 다른 연구자들 역시 고유수용성 신경근 촉진법의 등척성 수축을 이용하는 경우 3~6초의 수축시간을 제시하고 있다(Cornelius와 Rauschuber, 1987; Hortobagyi 등, 1985).

신장기법을 적용한 이후 관절가동범위가 즉각적으로 증가되는 것은 대부분의 생물학적 조직에서 발생하는 것으로 알려져 있는 길이 'creep' 반응이다. 장기적인 신장 운동은 슬픽근의 점탄성 긴장이완 특성을 변화시키지 않으면서 기능적 길이 신장성을 증가시키는 것으로 보고된다(Gajdosik, 2001).

정적신장의 효과를 신장 적용 시간으로 알아본 Bandy와 Irion(1994)의 연구에 의하면, 30초와 60초 동안 정적신장을 적용한 경우가 15초 동안 신장을 적용한 경우보다 더 효과적이었다. 반면에 미국 대학스포츠 의학회의 지침에 의하면 보통 10~30초 동안의 신장시키며 약간의 고통의 고통이 느껴지도록 시행하는 것을 권장하고 있으며(ACSM, 1995), Gajdosik (1991) 역시 슬픽근의 정적 신장방법으로 15초 동안 천천히 움직이는 방법을 제안하였다. 따라서 본 연구에서는 신장 적용시간을 15초로 계획하였다.

노인들을 대상으로 하여 정적 수동적 신장과 수축-이완 기법을 1회 적용한 후 슬픽근 신장을 비교한 논문에 의하면, 각각의 중재를 1회 적용하는 것만으로도 슬픽근의 유연성이 증가하였으며, 남성과 65세 미만의 노인에게서 특히 수축-이완 기법이 효과적인 것으로 나타났다(Feland 등, 2001).

정적신장과 고유수용성 신경근 촉진법을 이용한 연구(Gajdosik, 1991; Bandy 등, 1997)에서 적용기간이 경과함에 따라 슬픽근의 운동범위가 증가한 것으로 나타났다. 신장의 누적 효과로 인해 슬픽근 길이 신장성의 보다 지속적인 적용이 유도된 것으로 보인다.

본 연구의 결과, 수축-이완 기법을 적용한 경우 수동신장군에 비해 중재 다음날까지 길이 적용이 다소 양호한 것으로 보이나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 이것은 선행 연구와의 약간의 차이는 중재를 중단하고 난 이후 재측정하는데 까지 소요된 시간이 다르기 때문으로 고려된다.

또한 본 연구에서 통계적으로 유의한 차이는 없었으나, 수동신장군의 경우 중재후-1일 길이차가 수축-이완군 보다 크게 나타나서 중재직후 늘어난 길이가 1일후 원래의 길이로 돌아가려는 탄성긴장을 이완시키는데 있어 수축-이완군에 비해 상대적으로 효과적이지 못한 것으로 나타났다. 이것은 근육이 반복적으로 수동 신장되는 경우, 특히 신장되는 동안 능동적인 장력이 발생한다면 이로 인해 근손상과 근 통증, 그리고 근육의 재모델링이 유도되는 것(Proske와 Morgan, 1999)과 관련되는 것으로 생각된다. 이와 관련하여 Hesselink 등(1996)은 골격근을 반복적으로 수동 신장시킨 경우 힘 발생이 감소하는데 이것은 신장으로 인한 골격근의 손상에 기인한다고 하였으며, 이러한 결과는 신장 이후에 근절 병변의 관찰로 확인되었다(Talbot 와 Morgan, 1996).

V. 결 론

본 연구는 근육의 신장성을 증가시키기 위해 흔히 이용되고 있는 고유수용성 신경근 촉진법의 수축-이완기법과 수동 신장 기법을 적용한 후, 중재 적용 1일 후에 슬픽근의 길이 적용에 차이가 있는지 알아보려고 하였다.

약 4회에 걸친 단기간 적용된 수축-이완과 수동 신장 기법이 중재전 상태 보다 길이가 증가된 채로 유지되고 있음을 알 수 있었다. 중재 적용 1일 후의 슬픽근 길이는 중재전 길이보다는 증가된 상태로, 중재후 길이 보다는 약간 감소한 상태로 신장이 유지되었다. 중재전 길이, 중재후 길이, 그리고 중재 적용 1일 후 길이는 수축-이완군과 수동신장군 간에 통계적으로 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, 각 군에 있어서 중재전 길이와 중재 1일 후 길이 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 중재 적용 1일 후에 근육이 다시 원래의 길이로 되 돌아가려는 정도를 나타내는 중재후-1일 길이차는

수축-이완군이 4.09±2.63cm로 수동신장군의 5.52±3.03cm 보다 작은 것으로 나타났다. 그러나 두 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

참 고 문 헌

- 김선엽. 슬딕근 유연성 평가에 관한 연구. 대한정형 물리치료학회지, 5(1):39-52, 1999.
- 김주학, 김종명. 유연성 검사의 준거지향 기준설정. 535-540, 1995.
- ACSM: ACSM's Guidelines for exercise testing and prescription. Williams & Wilkins (5ed),170-172, 1995.
- Adler S, Beckers D, Buck M. PNF in practice. springer-Verlag, Berlin, 1993.
- Alter MJ. Science of flexibility(2ed). Human kinetics, Champaign, 1996.
- Anderson B, Burke ER. Scientific, medical, and practical aspects of stretching. Clin Sports Med, 10:63-86. 1991.
- Bandy WD, Irion JM. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscle. Phys Ther, 74:845-852, 1994.
- Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. Phys Ther, 77(1):1090-1096, 1997.
- Benjamin PJ, Lamp SP. Understanding sports massage. Human Kinetics, Champaign, IL, 1996.
- Cash M. Sport and remedial massage therapy. Ebury Press, London, 1996.
- Cornelius WL, Rauschuber MR. The relationship between isometric contraction duration and improvement in acute hip joint flexibility. Journal of Applied Sport Science Research, 1:39-41, 1987.
- Feland JB, Myrer JW, Merrill RM. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. Physical Therapy in Sport, 2:186-193, 2001.
- Gajdosik RL. Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. J Orthop Sports Phys Ther, 14:250-255, 1991.
- Gajdosik RL, Albert C, Mitman J. Influence of hamstring length on the standing position and range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. J Orthop Sports Phys Ther, 20(4):213-219, 1994.
- Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of woman. Phys Ther, 79(9):827-838, 1999.
- Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. Clinical Biomechanics, 16:87-101, 2001.
- Heyward VH. Advanced fitness assessment and exercise prescription (2ed). Champaign Illinois: Human Kinetics Books, 215-229, 1991.
- Hesselink MK, Kuipers H, Geurten P and Van Straaten H. Structural muscle damage and muscle strength after incremental number of isometric and forced lengthening contractions. Journal of Muscle Research and Cell Motility, 17:335-341, 1996.
- Hortobagyi T, Faludi J, Tihanyi J, et al. Effects of intense stretching-flexibility training on the mechanical profile of the knee extensors and on the range of motion of the hip joint. International Journal of Sports Medicine, 6:317-321, 1985.
- Kendall FP, McCreart EK, Provance PG. Muscles testing and function. 4th eds, Williams & Wilkins, Baltimore, 38-48, 1993.
- Klinge K, Magnusson SP, Simonsen EB, et al. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic

- stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 25(5);710-716, 1997.
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, et al. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports*, 7;195-202, 1997.
- McAtee. An overview of facilitated stretching. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 47-54, 2002.
- Moore M, Hutton R. electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med Sci sports Exerc*, 12;322-329, 1980.
- Osternig LR, Robertson R, Troxel R, et al. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am J Phys Med*, 66(5); 298-307, 1987.
- Osternig LR, Robertson R, Troxel R, et al. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Med Sci Sports Exer*, 22(1); 106-111, 1990.
- Proske U, Morgan DL. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle?. *Journal of Muscle research and Cell Motility*. 20;433-442, 1999.
- Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation?. *Arch Phys Med Rehabil*, 63;261-263, 1982.
- Talbot JA, Morgan DL. Quantitative analysis of sarcomere non-uniformities in active muscle following a stretch. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 17;261-268, 1996.
-