탄성적 스트레칭이 근육의 유연성, 근력 및 전기생리학적 특성에 미치는 영향

■ 정진규, 장성업¹, 김용남², 황태연, 조운수¹, 김수현³

전남과학대학 물리치료과, ¹바른체형가꾸기, ²남부대학교 물리치료학과, ³동신대학교 대학원 물리치료학과

The Effect of Flexibility, Muscle Strength and Electrophysiologic Nature on Ballistic Stretching

Jin-Gyu Jeong, PT, PhD; Seong-Eop Jang, PT, MS¹; Young-Nam Kim, PT, PhD²; Tae-Yeun Hwang, PT, PhD; Woon-Su Cho, PT, PhD¹; Su-Hyon, PT, MS³

Department of Physical Therapy, Chunnam Techno College; ¹Barunchahyunggaggugi; ²Department of Physical Therapy, Nambu University; ³Department of Physical Therapy, Graduate School, Dongshin University

Purpose : The purpose of the present study was to investigate the effects of ballistic stretching techniques on the flexibility, muscle strength and electrophysiologic nature.

Methods : The subjects of the study were 20 young adults including 10 for the ballistic-stretching group, and 10 for the control group. This study measured hamstring flexibility, muscle strength, median frequency and root mean square on electromyography signals. All measurements were analyzed using independent sample t-tests.

Results : VAS, FPRS, and ODI showed significant pain decrease in all groups except for the ODI measurement in the 0.5 Hz group. There were no significant differences according to frequency levels.

Conclusion : It was understood that the effect of stretching was greater when performing ballistic stretching techniques.

Key words : Flexibility, Muscle strength, Ballistic stretching

논문접수일 : 2010년 11월 23일

수정접수일 : 2010년 12월 03일

게재승인일 : 2010년 12월 17일

교신저자 : 황태연, delta21kr@yahoo.co.kr

1. 서론

근래에 유연성의 중요성은 일반적인 건강이나 피트니스를 넘어 스포츠의학이나 재활에 있어 더욱 부각되어지고 있다.¹ 스트레칭(stretching)은 스포츠 의학 분야에서 관절가동범위(range of motion)를 늘리기 위한 것 뿐만 아니라 상해 예방과 신체 활동(physical activities)후 근 긴장(tension)과 통증을 감소시키는데 이용되며, 재활의학 분야에서도 관절가동범위를 증가시키고 외상, 구축에 따른 기능 회복을 위해 적용되고 있다.²

스트레칭에는 반동을 주지 않고 조용히 실시하는 정적 스트레칭(static stretching)과 반동을 주면서 실시하는 탄성적 스트레칭(ballistic stretching)으로 구별 되어진다. 정적 스트레칭은 일정

한 자세를 유지하는 운동으로 일정시간동안 신장된 근육의 장력을 유지시킨 채 근육이 이완되도록 천천히 견딜 만큼 늘려 근육이 최대한으로 오랫동안 견딜 수 있는 길이가 되도록 하는 것을 말한다.³ 정적 스트레칭의 장점은 동적 스트레칭에 비해 에너지 소비가 적고, 조직손상에 의한 통증이 거의 없으며 또한 근육통을 경감시킬 수 있다는데 있다. 정적 스트레칭은 관절가동범위의 끝 범위에서 관절 주변의 근육과 결합조직을 수동적으로 스트레칭 하는 방법이며, 이 방법은 근방추의 동적 부분이 늘어난 위치에 빠르게 적응하기 때문에 근육이 본래의 상태로 되돌아오려는 강도는 감소하게 된다. 또한 근육의 반사적 수축을 줄이고, 목표하는 근육과 조직을 서서히 스트레칭 하여 약간 당기는 느낌이 나타나는 위치에서 시간을 연장하는 방법으로 장점은 조직 상해의 가능성이나 근

육통의 위험성이 적다는 것이다.⁴ 이에 반해 탄성적인 스트레칭은 전형적으로 활동적인 근작용이 관련되며 마지막 자세를 유지하지 않는 바운딩 형태의 동작을 말한다. 근육과 결합조직을 스트레칭하기 위해서 반동을 주거나(bouncing) 상하 좌우로 흔드는 동작을 사용하는 전통적인 방법으로 작용근(agonist muscle)의 반복적 수축이 대항근(antagonist muscle)의 빠른 수축을 가져오기 위해 쓰여 지는데, 저항 근육 조직에 대해서 일련의 비틀림이나 당김을 통해서 관절 가동범위를 증가시킨다. 이 방법은 근육이 빨리 신장되지만 뒤틀림이나 당김으로 모아진 힘이 조직의 신장력보다 커질 경우 결합조직의 상해가 발생하거나 근육통을 유발시킬 수 있다.⁴

동적 스트레칭은 물리적으로 힘이 가해짐으로 정적 스트레칭을 대안할 수 준비운동 후에 경기력 향상을 위한 방법으로 사용될 있다고 하였다.⁵

Pollard와 Ward⁶는 엉덩관절 굽힘 관절가동범위를 향상시키기 위해 앉은 자세에서 등을 굽혀 앞으로 쭉 뻗은 자세에서와 누운 자세에서 다리 끝을 들어 뒤로 올리는 자세에서의 스트레칭 기술을 비교하였다. 그 결과 두 스트레칭 방법은 엉덩관절의 굽힘 가동범위를 향상시켰으나 통계적으로 본 결과 체중의 부하가 실린 앉은 자세에서 등을 굽혀 앞으로 쭉 뻗는 자세로 스트레칭하는 것이 엉덩관절 굽힘의 가동범위를 더 증가시켰다고 하였다.

대부분의 연구는 정적스트레칭 운동을 통한 관절가동범위의 증가에 초점이 맞추어지고 있으나, 탄성적 스트레칭을 많이 사용하면서도, 이에 따른 근육의 변화에 대한 연구는 부족한 실정이다. 이에 본 연구는 탄성적 스트레칭이 유연성, 근력 및 근육의 전기적 특성을 분석하여 임상에서 운동 형태에 맞는 스트레칭의 양식을 제공해 운동 수행 및 재활에 도움을 주는데 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 00대학에 재학 중인 건강한 성인 20명을 대상으로 하였으며, 대조군과 탄성적 스트레칭군에 각각 10명씩 무작위로 배치하였다. 연구의 목적과 방법을 설명한 후 동의를 구하였다. 대상자들은 규칙적으로 운동을 하지 않고, 신경근 골격계에 문제가 없는 자로 하였으며, 대상자의 일반적 특성은 다음과 같다(표 1).

표 1. 대상자의 일반적 특성

특성	대조군	탄성적 스트레칭군
나이(세)	23.2±2.4	23.5±3.4
신장(cm)	166.3±8.9	167.3±6.3
체중(kg)	56.3±7.7	59.7±8.7

평균±표준편차

2. 실험방법

1) 탄성적 스트레칭(ballistic stretching)

선 자세로 골반은 후경을 유지한 채 무릎이 지면과 수직을 이루는 위치까지 무릎을 구부려 강한 신장을 느낄 때까지 실시하였다. 신장 후 2초 이내에 신장을 느끼게 하였으며, 메트로놈의 박자에 맞춰 1초에 한번씩 30회씩 3회를 실시하였으며 메트로놈은 분당 60회로 설정하였다.

(1) 넙다리네갈래근(quadriceps femoris)

강한 신장을 느낄 때까지 무릎을 구부린 후 신장의 느낌이 없어지는 지점까지 무릎을 펴도록 하였다.

(2) 넙다리뒤근육(hamstring)

스트레칭 메트에 앉은 자세로 골반은 전경을 유지한 채 체간을 앞으로 기울여 손을 발가락에 닿게 하여 강한 신장을 느낄 때까지 실시하였다. 강한 신장을 느낄 때까지 엉덩관절을 구부려 손으로 발끝을 닿게 한 후 신장의 느낌이 없어지는 지점까지 엉덩관절을 펴도록 하였다.

2) 근전도 측정

(1) 근전도 신호의 기록

근전도 신호의 수집을 위해 표면근전도 MP150WSW (BIOPAC Co., 미국)를 사용하였다. 표면근전도의 전극은 중심간 거리가 20mm인 활성전극(TSD150B, BIOPAC Co., 미국)을 사용하였으며, 전극의 부착은 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근 및 반힘줄모양근은 무릎관절을 90도 굽힘 상태에서 각각 펴 및 굽힘 방향으로 수축했을 때 나타나는 근힘살의 중앙부위로 결정하였고, 섬유의 주행방향과 평행하도록 배치하였으며, 접지전극은 운동에 방해가 되지 않는 부위에 부착하였다. 전극을 부착하기 전 피부저항을 최소화하기 위해 모든 대상부위를 면도한 후 알코올로 청결하게 세척하고 완전히 마른 후에 전극을 부착하였다. 근전도 신호의 smapling rate는 1000, bandpass는 20~45 Hz로 설정 하였다. 근전도 신호의 저장 및 분석은 Acqkonwledge 3.8.1 program (BIOPAC Co., 미국)을 이용하였다.

(2) 근전도 신호의 분석

최대 수의적 등척성 수축력 시 수집된 근전도 신호를 분석 하였으며, 최대 수의적 등척성 수축 시 수집된 근전도 신호는 운동단위가 동원 되는 과정에서 불안정할 수 있으므로 최초 2초와 최종 2초는 신호분석 처리 과정에서 제외하고 가운데 신호만을 분석하였다. 중앙주파수 분석(MDF)은 저장된 근전도 중 1초 동안 1000개의 신호를 대상으로 주파수 스펙트럼을 얻은 후, FFT(fast fourier transformation)를 통하여 분석하였다.

3) 등척성 수축력 측정

무릎관절 펌근의 등척성 수축력 측정을 위하여 Edwards 등⁷⁾이 고안한 방법을 변형시켜 자체 제작한 의자와 동력계(TSD121C, BIOPAC Co., 미국)를 사용하였으며, 무릎관절 굽힘근의 등척성 수축력을 측정하기 위해서 높낮이를 조절할 수 있는 전동식 테이블과 동력계를 사용하였다. 무릎관절 펌근의 수축력 측정 시 엉덩관절과 무릎관절이 90도 굽힘위에서 고정하도록 하였으며, 동력계와 연결된 커프를 다리 원위부에 걸게 하고 최대 무릎관절 펌운동을 실시토록 하였고, 무릎관절 굽힘근의 수축력 측정 시 엎드려 누운 자세에서 무릎관절 90도 굽힘위에 고정하도록 하였으며, 동력계와 연결된 커프를 하퇴 원위부에 걸게 하고 최대 무릎관절 굽힘운동을 실시토록 하였다.

(1) 최대 수의적 등척성 수축력(MVIC) 측정

무릎관절 굽힘근과 펌근의 최대 수의적 등척성 수축력을 측정하는 동안 검사자는 대상자로 하여금 7초 동안 최대의 힘을 낼 수 있도록 큰 소리로 독려 하였고, 10분 휴식 간격으로 3회 측정 후 가장 높은 값을 최대 수축력으로 정하였다.

4) 유연성 측정

대상자는 유연성을 측정하기 위해 윗몸 앞으로 굽히기(앉아 윗몸 굽히기, 삼화계기제작소, 한국)로 실시하였으며, 대상자는 측정대에 앉아 발뒤꿈치를 붙이고 다리를 모은 상태로 손가락을 펴고 양손끝으로 천천히 계기판을 밀어내도록 하였다. 이때 대상자의 무릎은 구부리지 않도록 하였으며 단위는 cm로 하였다.

3. 자료분석

모든 자료들은 윈도우용 SPSS version 12.0 통계 프로그램을 사용하여 분석하였다. 각각 측정 항목에서 군간 차이의 분석은 독립표본 t검정을 사용하였다. 통계적 유의성을 검정하기 위한 유의수준 $\alpha=0.05$ 로 정하였다.

II. 결과

1. 스트레칭에 따른 유연성의 차이

스트레칭에 따른 군간 유연성의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.001$)(표 2).

표 2. 스트레칭에 따른 유연성의 차이

(단위: cm)

	유연성	p
대조군	11.41±7.32	0.000
동적 스트레칭군	14.11±7.75	

평균±표준편차

2. 스트레칭에 따른 넙다리곧은근 중앙주파수의 차이

스트레칭에 따른 군간 넙다리곧은근 중앙주파수의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 보이지 않았다(표 3).

표 3. 스트레칭에 따른 넙다리곧은근 중앙주파수의 차이

(단위: Hz)

	중앙주파수	p
대조군	105.10±12.42	0.000
동적 스트레칭군	92.23±7.20	

평균±표준편차

3. 스트레칭에 따른 넙다리두갈래근의 중앙주파수의 차이

스트레칭에 따른 군간 넙다리두갈래근 중앙주파수의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 보이지 않았다(표 4).

표 4. 스트레칭에 따른 넙다리두갈래근 중앙주파수의 차이

(단위: Hz)

	중앙주파수	p
대조군	127.09±14.85	0.066
동적 스트레칭군	121.14±16.21	

평균±표준편차

4. 스트레칭에 따른 반힘줄모양근의 중앙주파수의 차이

스트레칭에 따른 군간 반힘줄모양근의 중앙주파수의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.001$)(표 5).

표 5. 스트레칭에 따른 반힘줄모양근 중앙주파수의 차이

(단위: Hz)

	중앙주파수	p
대조군	132.70±10.87	0.000
동적 스트레칭군	128.65±14.49	

평균±표준편차

5. 스트레칭에 따른 근력 펌의 차이

스트레칭에 따른 군간 근력 펌의 차이를 분석한 결과 스트레칭 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.001$)(표 6).

표 6. 스트레칭에 따른 근력 펌의 차이

(단위: Kg)

	근력	p
대조군	36.71±8.75	0.000
동적 스트레칭군	33.90±7.90	

평균±표준편차

6. 스트레칭에 따른 근력 굽힘의 차이

스트레칭에 따른 군간 근력 굽힘의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$)(표 7).

표 7. 스트레칭에 따른 근력 굽힘의 차이

(단위: cm)

	근력	p
대조군	21.37±2.78	0.013
동적 스트레칭군	18.79±2.61	

평균±표준편차

7. 스트레칭에 따른 넙다리곧은근 실효치진폭의 차이

스트레칭에 따른 넙다리곧은근 실효치진폭의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.01$)(표 8).

표 8. 스트레칭에 따른 넙다리곧은근 실효치진폭의 차이

(단위: mV)

	실효치진폭	p
대조군	0.03±0.01	0.002
동적 스트레칭군	0.02±0.01	

평균±표준편차

8. 스트레칭에 따른 넙다리두갈래근의 실효치진폭의 차이

스트레칭에 따른 넙다리두갈래근 실효치진폭의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 보이지 않았다(표 9).

표 9. 스트레칭에 따른 넙다리곧은근 실효치진폭의 차이

(단위: mV)

	실효치진폭	p
대조군	0.04±0.01	0.992
동적 스트레칭군	0.03±0.01	

평균±표준편차

9. 스트레칭에 따른 반힘줄모양근의 실효치진폭의 차이

스트레칭에 따른 반힘줄모양근 실효치진폭의 차이를 분석한 결과 스트레칭에 따른 군간의 유의한 차이를 나타내었다($p<0.01$)(표 10).

표 10. 반힘줄모양근 실효치진폭의 차이

(단위: Hz)

	근력	p
대조군	0.03±0.01	0.005
동적 스트레칭군	0.02±0.01	

평균±표준편차

IV. 고찰

스트레칭은 시행 방법에 따라 여러 종류가 있다. 본 연구에서는 관절가동범위를 증가시키는 방법으로 사용되고 있는 탄성적 스트레칭(ballistic stretching)을 적용하였으며, 탄성적 스트레칭이 근 기능에 어떤 효과를 미치는지 규명하여 임상에서 운동 형태에 맞는 스트레칭의 양식을 제공해 운동 수행 및 재활에 도움을 주고자 실시하였다.

Witvrouw 등⁸은 스트레칭은 유연성 증가를 통해 스포츠 활동 중 손상의 위험을 감소시킨다고 하였는데, 그 이유로 보다 큰 에너지 흡수 능력을 허용하기 때문이라 하였다. 본 연구의 결과 중 유연성의 차이에서 스트레칭을 적용하지 않았을 때에 비해 스트레칭을 적용했을 때 보다 큰 가동범위를 나타내었다. 이러한 결과는 스트레칭 훈련 후 무릎관절 굽힘근과 펴금근을 비교한 연구에서 넙다리내갈래근의 굽힘근과 펴금근 모두 스트레칭 후 근력과 순발력 그리고 지구력 모두에서 크게 증가했다는 연구내용을 발표한 Mcneal 등⁹의 연구결과와도 일치하는 것이다.

스트레칭은 근-건 단위의 강직성에서 생체 역학적 구조를 변경시켜 유연하게 만들 뿐 아니라, 근 파워 생성 속도를 감소시켜 근육 활성화를 지연시킨다. Mitchell 등¹⁰의 연구에서 스트레칭은 최대 힘 수행력과 근 파워의 감소를 보인다고 하였다. 이러한 결과는 선행연구들에서 스트레칭으로 인한 근력 저하는 근섬유분절(sarcomere)의 길이가 늘어남으로 인한 근섬유 길이-장력 관계 변화에 의한 근육의 경직이 저하가 나타나며, 이러한 것은 힘-속도 관계에서의 힘 생성을 저하시키는 것으로 알려져 있다.¹¹⁻¹³ 본 연구에서도 탄성적스트레칭 적용 후에 근력이 유의한 감소를 보여 이들의 연구결과와 같은 결과를 나타냈다.

Macaluso 등¹⁴은 힘의 부족은 수축성 힘을 손상시키며, 운동단위 활성화도 손상시킨다고 주장하였다. 본 연구에서 사용한 표면 근전도(surface electromyography, sEMG)는 신호의 진폭을 반영한 실효치 진폭(root mean square, RMS)과 주파수를 반영한 중앙주파수(median frequency, MDF) 등을 지표로 사용하는 주파수 스펙트럼 분석법을 이용하여 골격근의 기능을 평가하는데, 실효치 진폭은 시평면(time domain)의 관점에서 표면 근전도 신호의 진폭(amplitude)을 반영하여 활성화된 운동단위의 수와 발화율(firing rate)을 반영한 것이며, 중앙주파수는 주파수평면(frequency domain)의 관점에서 주파수 스펙트럼 분석법을 이용한 것으로 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity), 속근섬유의 동원비와 비례한다고 하였다.^{15,16}

정진규¹⁷의 연구에서 중앙주파수가 증가할수록 최대 수의적 등척성 수축력(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)은 증가되므로, 두 항목은 높은 상관성을 보인다고 하였는데, 본 연구에서의 결과 중 넙다리곧은근(rectus femoris)과 넙다리두갈래근(biceps femoris) 및 반힘줄모양근(semiendinosus)의 중앙주파수 변화 양상이 스트레칭 적용 전에 비해 유의한 감소를 보였고, 탄성적스트레칭에 비해 정적스트레칭 적용 후에 중앙주파수의 유의한 감소를 보여 최대 수의적 등척성 수축력과 같은 양상을 나타내었다.

스트레칭은 그 효과에 대한 명확한 기전은 아직까지 많은 논란이 있음에도 불구하고 부상방지나 운동 중 수행력 향상을 위해 준비운동의 형태로 사용되어지고 있으며, 탄성적 스트레칭은 가장 많이 사용되는 스트레칭에 방법이나, 탄성적 스트레칭의 효과나 기전에 대한 정량적 연구는 많이 부족한 실정이다.

이에 본 연구는 도구나 파트너 또는 치료사의 도움이 필요한 고유수용성신경근축진(PNF) 스트레칭에 비해, 혼자서도 할 수 있는 탄성적스트레칭이 근 기능에 미치는 효과를 분석하여 운동이나 환자의 재활목적에 맞는 스트레칭의 양식을 제공하여 임상에 적용하

고자 실시하였으며, 그 결과 유연성, 최대수의적 등척성 수축력등에 미치는 영향을 확인할 수 있었다.

V. 결론

본 연구의 결과로 보아 탄성적 스트레칭 또한 유연성을 증진시키기 위해서는 효과적이고, 최대 수의적 등척성 수축력을 위주로 하는 운동이나 재활치료 시에는 탄성적 스트레칭을 적용하는 것이 부상방지 및 재활이나 운동 수행력에 있어서 좋은 방법이라 사료된다.

참고문헌

1. Hortobagyi T, Faludi J, Tihanyi J et al. Effects of intense stretching-flexibility training and them mechanical profile of the knee extensor sandon the range of motion of the hip joint. *Int J Sports Med*. 1985;6:317-321.
2. Halbertsma JP, Goeken LN. Stretching exercise: Effect on passive extensibility stiffness in short hamstrings on healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(9):975-981.
3. Kisner C, Colby LA. *Therapeutic Exercise : Foundation and techniques*. 4th ed. Davis FA, Philadelphia, Pennsylvania, 2002;171-211.
4. AndersonB, Burke ER. Scientific medical and practical aspects of stretching. *Clin Sports Med*. 1991;10(1):63-86.
5. 한국체육과학연구원. 전문가를 위한 최신 운동 처방론. 21세기 교육사. 1999;159-160.
6. Pollard H, Ward G. The effect of sacroiliac manipulation on hip flexion range of motion. *Australas Chiropr Osteopathy*. 1997;6(3):80-84.
7. Edwards RHT, Young A, Hosking GP et al. Human skeletal muscle and function. *Clin Sci Mol Med*. 1997;52:283-290.
8. Witvrouw E, Mahieu N, Danneels L et al. Stretching and injury prevention: An obscure relationship. *Sports*

- Med. 2004;34(7):443-449.
9. McNeal JR, Sands WA. Acute static stretching reduces lower extremity power in trained children. *Pediatr Exerc Sci* 2003;15:139-145.
 10. Michelle NS, William RH, Mark AG et al. Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *J Strength Cond Res*. 2008;2(5):1422-8.
 11. William D, Bandy JM, Irion MB. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;27(4):295-300.
 12. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *Eur J Appl Physiol*. 2001;85(3-4):226-232.
 13. Cramer JT, Housh TJ, Weir JP et al. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol*. 2005;93(5-6):530-539.
 14. Macaluso A, De Vito G, Felici F et al. Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women in their 3rd and 8th decades. *Eur J Appl Physiol*. 2000;82(5-6):418-428.
 15. Bigland B, Lippold OCJ. The relation between force, velocity, and integrated electrical in human muscles. *J Physiol*. 1991;123(1):214-224.
 16. Kupa KJ, Roy SH, Kandarian SC et al. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*. 1995;79(1):23-32.
 17. 정진규. 초음파 영상 및 표면 근전도 분석을 이용한 정상 골격근의 정량적 평가. 동신대학교. 박사학위논문. 2005.