다양한 강도에서 수행된 고유감각신경근육촉진 스트레칭과 정적 스트레칭이 뒤넙다리근의 유연성에 미치는 효과

임우택^{1,2}¹우송대학교 보건복지대학 물리치료학과, ²우송대학교 부설 재활과학연구소

The Effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Static Stretching Performed at Various Intensities on Hamstring Flexibility

Woo-taek Lim^{1,2}, PhD, PT¹Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Woosong University, ²Woosong Institute of Rehabilitation Science, Woosong University, Daejeon, Korea

Article Info

Received September 16, 2019

Revised October 13, 2019

Accepted November 26, 2019

Corresponding Author

Woo-taek Lim

E-mail: wootaeklimpt@wsu.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0002-5523-6294>

Key Words

Hamstring muscles

High-intensity

Low-intensity

Proprioceptive neuromuscular

facilitation stretching

Static stretching

Background: To prevent or reduce the risk of strain injury, various approaches, including stretching techniques are currently being used. The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) and static stretching on flexibility has been demonstrated; however, it is not clear which one is superior.

Objects: This study aimed to evaluate the differences between the effects of PNF and static stretching performed at various intensities on muscle flexibility.

Methods: The maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of the hamstrings using the PNF stretching technique was performed in the P100 group, while 70% of the MVIC was performed in the P70 group. The MVIC value obtained during the PNF stretching in both groups was used as a reference for setting the intensity of static stretching. Static stretching was performed at 130% (S130), 100% (S100), and 70% of the MVIC (S70). The active knee extension (AKE) values, defined as the knee flexion angle were measured before stretching (baseline), immediately after stretching (post), and at 3 minutes, 6 minutes, and 15 minutes.

Results: PNF stretching produce a greater improvement in flexibility compared with static stretching. Specifically, the Δ AKE was significantly higher in the S100 and S70 groups than in the P100 group at Post. In the comparison of Δ AKE over time in each group, the Δ AKE at Post showed a significant decrease compared to the value at Baseline in the S130 group; however, no significant difference was observed at 6 minutes while a significant increase was noted at 15 minutes.

Conclusion: This study found that PNF stretching is more effective than static stretching with respect to increasing and maintaining the flexibility of muscles. In addition, the increase in flexibility at maximal intensity was similar to that observed at submaximal intensity during both PNF and static stretching.

INTRODUCTION

운동 중 다양한 원인에 의하여 하지 손상이 발생하며[1-3], 대부분은 긴장성 손상(strain injury)으로 주로 뒤넙다리근(hamstring muscle)에서 한다[4]. 긴장성 손상을 예방하기 위해 운동 전 시도되는 가장 대표적인 중재가 스트레칭이며, 이것은 부상방지과 함께 유연성 증가를

유도한다[5,6].

스트레칭은 근-힘줄단위(muscle-tendon unit)를 보다 순응(compliant)하게 만들고[7,8], 증가한 순응도(compliance)는 각-회전력 관계(angle-torque relationship)에 영향을 미쳐 근 길이가 늘어난 상태에서 더욱 큰 힘을 생산할 수 있게 하는 것으로 알려져 있다[9,10]. 위와 같이 스트레칭 후 발생하는 일련의 작용들은 종합적으로 과도한 근

신장(elongation)에 저항하는 능력을 증대시켜, 긴장성 손상의 발생 가능성을 감소시키는 것으로 받아들여지고 있다. 스트레칭은 적용 방식에 따라 정적(static), 고유감각신경근육촉진(proprioceptive neuromuscular facilitation, PNF), 탄도성(ballistic) 스트레칭 등으로 분류하며, 임상에서는 이중 정적 스트레칭과 PNF 스트레칭이 가장 널리 사용되고 있다[11,12]. 스트레칭의 부상 방지 및 유연성 증가 효과 자체에 대해 의문을 제기하는 경우는 많지 않으나, 스트레칭 기법 중 효과적인 측면에서 가장 우월한 것이 어느 것인지에 대해서는 다양한 의견이 제시되고 있으며 단일한 결론에 도달하지 못하고 있다. 일부 연구에서는 정적 스트레칭과 PNF 스트레칭 기법 간 유의한 차이가 없었으나[13-16], 또 다른 연구에서는 PNF 스트레칭의 효과가 유의하게 높게 보고되었다[17-20]. 두 스트레칭 기법은 수행 방식이 전혀 달라 해석에 주의가 필요하다. 또한 스트레칭은 기법 외 강도(intensity), 빈도(frequency), 적용시간(time)이 함께 고려되어야 하며, 특히 강도는 유연성 증가 정도에 큰 영향을 미칠 수 있다[11].

정적 스트레칭의 경우 제한된 관절가동범위(range of motion)의 펴(extension) 중 통증이 느껴지기 바로 전, 또는 통증이 느껴지는 지점을 기준으로 대상 근육의 신장을 수동적으로 유도하며, 1회 수행 시간이 상대적으로 길다[21]. 이와 달리 PNF 스트레칭의 경우 대상 근육으로 인해 발생하는 관절가동범위의 제한점에서 최대(maximal), 또는 최대하(submaximal)의 등척성 수축(isometric contraction)이 능동적으로 수행되며, 동일한 동작이 짧은 시간 동안 5-6회 반복적으로 수행된다[22,23]. 스트레칭에 관한 선행 연구에서 스트레칭의 적용 빈도와 시간은 대부분 명확히 기술하고 있으나, 스트레칭 효과에 매우 큰 영향을 미칠 수 있는 강도에 대한 정보는 중요한 정보임에도 불구하고 전혀 제공하고 있지 않은 경우도 종종 있다[24,25]. 스트레칭의 특성상 반복 횟수나 적용시간과 달리 강도의 경우 정량화하여 제공하는 것이 어려우므로 동일한 기법 내에서 다양한 강도를 실험하는 것에 한계가 있으며, 더불어 다른 기법 간 비교는 더욱 제한적일 수밖에 없다. 이 때문에 정적 스트레칭과 PNF 스트레칭을 다양한 강도와 함께 직접 비교한 연구는 거의 없다[26,27]. 정적 스트레칭의 경우 강도는 통증을 느끼는 지점을 기준으로 하위 강도를 설정하게 되는데, 통증인지는 주관적 요소로 개인별 특성에 매우 크게 영향을 받을 수 있다. PNF 스트레칭 역시 피험자의 노력 정도(등척성 수축의 강도)를 수행자가 정량화하여 하위 강도를 명확히 설정하기 어려우므로 상황에 따라 다른 강도가 적용될 수 있다. Sheard와 Paine [28]의 연구에 따르면 PNF 스트레칭 시 의도된 강도와 실제 정량적으로 측정된 강도 사이에는 상당한 차이가 발생하였다. 물론 숙련된 임상가는 정적 스트레칭을 수행함에 뒤넵다리근의 긴장(tightness) 등을 추가로 고려하고, PNF 스트레칭 수행 시에는 적절한 구두(verbal) 지시를 통해 스트레칭의 강도를 일정하게 유지하기 위해 노력할 것이다. 하지만, 노력과는 별개로 수행자의 숙련도가 정확한 정량적 수치로 도출되지는 않는다. 정량화된 측정을 바탕으로 스트레칭 강도의 조절이 필요하다.

본 연구에서는 최대 자발 등척성 수축(maximum voluntary iso-

metric contraction, MVIC) 및 최대하(70% of MVIC)에서 PNF 스트레칭을 수행하고, PNF 스트레칭의 MVIC 동안 측정된 엉덩관절 펴 근력(hip extension force)을 기준으로 130%, 100%, 70% of MVIC로 정적 스트레칭의 강도를 설정하였다. 정량화된 스트레칭 강도를 바탕으로 두 기법 간 다양한 강도에 따른 뒤넵다리근의 유연성 증가 차이 및 시간에 따른 유지 정도를 비교 분석하였다.

MATERIALS AND METHODS

1. 연구대상자

실험에는 젊고 건강한 성인 총 72명이 지원하였으며, 허리, 무릎, 발목 관절 및 그 주변 조직에 수술 경험이 있거나, 관련 부위에 통증이 있는 5명이 제외되었다. 실험 중간 철회를 요구한 1명을 제외한 총 66명(age 21.7 ± 1.6 , height 167.5 ± 8.8 , weight 63.7 ± 12.8)이 최종적으로 실험을 모두 완료하였다. 실험은 우송대학교 기관생명윤리위원회(Institutional Review Board of Woosong University) 승인 후 시행되었다. 모든 참여자에게는 실험과 관련한 충분한 설명이 제공되었으며, 실험 전 사전동의(informed consent)를 받았다.

2. 실험절차

실험자는 총 5개 그룹으로 무작위 배정하였으며, 실험은 스트레칭 강도의 기준점 측정을 위해 PNF 스트레칭 그룹이 먼저 수행되었으며, 측정 완료 후 정적 스트레칭 그룹의 실험이 수행되었다. 실험은 테이블 위 바로누운자세(supine position)에서 우세다리만을 측정하였다. 측정하는 동안 비우세다리와 골반은 치료테이블에 스트랩(strap)으로 고정되었다. PNF 스트레칭은 유지-이완(hold-relax)기법을 이용하여 다음과 같이 적용하였다. 먼저 측정자는 뒤넵다리근의 신장 제한이 느껴지는 관절가동범위 지점까지 하지직거상(straight leg raise)을 수행하였다. 실험자가 엉덩관절 펴 시 측정자는 근육의 등척성 수축을 위해 반대 방향으로 저항을 주었다(Figure 1). PNF 스트레칭은 총 5회 수행(1회 6초, 회당 5초 휴식)하였다. 검사자는 PNF 스트레칭의 MVIC 동안 휴대용 힘측정계(hand-held dynamometer, MicroFET 3; Hogan Health Industries Co., Draper, UT, USA) (Figure 2)를 피험자의 발목 뒤에 위치하여 엉덩관절 펴 근력을 측정하였다. 이때 측정된 값의 평균과 동일한 강도로 PNF 스트레칭을 수행한 그룹은 P100이며, P70은 70% of MVIC의 강도를 유지하였다. PNF 스트레칭 그룹의 MVIC에서 측정된 엉덩관절 펴 근력의 평균값을 기준으로, 정적 스트레칭의 적용 강도에 따라 S130 (130% of MVIC), S100 (100% of MVIC), S70 (70% of MVIC)으로 그룹을 정하였다. 정적 스트레칭의 경우 동기 부여가 높은 운동선수에서, 또는 큰 스트레칭 효과를 얻기 위해 종종 고강도 스트레칭이 적용되고 있어 130% of MVIC를 추가로 수행하였다[29,30]. 실험 중 실험자는 자신의 통증 허용(tolerance) 범위를 넘거나 불편한 경우 중단을 요구할 수 있었다. 정적 스트레칭은 측정자에 의해 하지직거상이 수동적으로 이루어졌으며, 스트레칭은 1

Figure 1. Subject undergoing proprioceptive neuromuscular facilitation stretching.

Figure 3. Subject undergoing static stretching.

Figure 2. Hand-held dynamometer.

회 (30초) 수행되었다(Figure 3). 실험 동안 비우세다리와 골반은 치료 테이블에 스트랩으로 고정되었으며, 검사자는 정적 스트레칭 동안 휴대용 힘측정계의 액정 표시 장치의 화면을 통해 실시간으로 실험자가 정해진 목표값만큼 엉덩관절 펌 정도를 수행하도록 가이드하였다. 스트레칭은 수행 전 준비운동(warm-up)으로 능동 무릎관절 펌(active knee extension, AKE)을 6회 수행하였으며, 마지막 6회에서 측정된 AKE 값은 기준값(baseline)으로 기록하였다. AKE 값은 뒤넙다리근의 유연성 측정에 있어 높은 신뢰도와 타당도를 보인다[31-34]. 측정을 위해 먼저 실험자는 치료테이블 위 바로누운자세에서 엉덩관절을 90° 굽힘하고 무릎관절 펌을 천천히 시행하며 뒤넙다리근을 신장한다. 최대 무릎관절 펌에 도달했을 때 실험자는 자세를 유지하고, 측정자는 무릎관절 굽힘 각도를 측정하여 AKE 값으로 기록한다. 측정된 AKE 값이 낮을수록 뒤넙다리근의 유연성이 높음을 의미한다. 무릎관절 펌각도는 관절각도계(universal goniometer)를 이용하여 측정하였다. AKE 값은 두 그룹 모두 스트레칭 전 외 추가로 스트레칭 직후(post), 3분, 6분,

Table 1. Subject characteristics (N = 72)

Group (n)	Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)
S130 ^a (14)	20.7 ± 1.6*	169.3 ± 6.3	65.3 ± 7.0
S100 ^b (13)	20.9 ± 1.0*	168.9 ± 9.5	63.5 ± 8.4
S70 ^c (14)	20.3 ± 1.1*	167.5 ± 7.7	66.1 ± 10.2
P100 ^d (13)	22.6 ± 1.7	164.4 ± 10.5	63.4 ± 11.8
P70 ^e (12)	21.1 ± 1.0*	167.0 ± 7.1	64.9 ± 12.5

Values are presented as mean ± standard deviation. ^aA static stretching group of 130% maximum voluntary isometric contraction (MVIC), ^ba static stretching group of 100% MVIC, ^ca static stretching group of 70% MVIC, ^da proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 100% MVIC, ^ea proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 70% MVIC. *Significant difference from P100.

15분에 측정되었다.

3. 분석방법

P100과 P70 그룹에서 측정된 엉덩관절 펌의 MVIC 비교는 독립표본 t 검정(independent-samples t-test)을 이용하였다. 그룹 내 시간에 따른 ΔAKE의 비교는 반복측정분산분석(repeated measures analysis of variance, ANOVA)을 이용하였으며, 그룹 간 ΔAKE 및 키, 나이, 몸무게, 비교는 일원분산분석(one-way ANOVA)을 이용하였으며, 사후검정은 Bonferroni 검정을 실시하였다. 모든 통계 분석에서는 IBM SPSS Statistics ver. 23 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하였으며, 통계적 유의수준은 0.05로 정하였다.

RESULTS

그룹 간 키와 몸무게는 유의한 차이를 보이지 않았으나, 나이는 P100이 다른 그룹보다 유의하게 높았다. 다만, 그 차이가 크지 않았고 키 또는 몸무게와 같이 신체의 생리학적 특성에 민감하게 영향을 끼치는 변수는 아니어서 임상적 의미는 크지 않았을 것이다(Table 1). 스트레칭 강도의 세분화를 위해 측정된 최대 엉덩관절 펌 시 근력은 P100

에서는 74.6N, P70에서는 77.3N으로 그룹 간 유의한 차이가 없었다 ($p = 0.753$).

그룹별 AKE의 기준값 스트레칭 직후 발생한 유연성의 증가 시간에 따른 스트레칭 효과의 감소(6분, 15분)는 Table 2에 정리되었다. 스트레칭 직후 증가한 유연성은 동일 그룹 간에는 유의한 차이가 없었다 (Table 3). 하지만, P100은 S100과 S70보다 유의하게 높은 유연성 증가를 보였다. 스트레칭 적용 후 6분이 지나고 S130은 P100과 P70보다 유의하게 높았으며, S100과 S70 역시 P100, P70보다 유의하게 높았다. 15분에는 S130, S100, S70 모두 P100, P70보다 유의하게 높았다.

그룹별 시간에 따른 유연성의 변화는 고강도일수록 직후 측정된 값에서 큰 변화를 보인 후, 시간에 따라 기준값을 넘어 회복하였다 (Table 4). 세부적으로는, 먼저 S130은 스트레칭 적용 전 대비 직후에서 유의한 감소가 있었으며, 6분에서는 차이가 없었고, 15분에서는 유의한 증가를 했다. S100, S70의 경우 AKE의 감소 폭이 크지 않아 직전 대비 15분에서만 유의한 증가가 관찰되었다. 최대 PNF 스트레칭이 적용된 P100의 경우 스트레칭 적용 전 대비 직후에서는 유의한 감소가 있었으며, 6분, 15분까지 유의한 감소가 지속되었다. P70 역시 P100과 같이 스트레칭 적용 전, 직후, 6분, 15분 모두에서 유의한 감소를 하며 비슷한 변화를 보였다. P100과 P70은 직후 대비 6분, 15분의 AKE 값 비교가 모두 유의한 차이를 보이지 않았다. P100과 P70의 유일한 차이는 6분 대비 15분에서 P70만 유의한 증가를 보인 것이다.

Table 2. Longitudinal changes in Δ AKE [°]

Group	Baseline	Post	6 min	15 min
S130 ^a	21.5 ± 9.9	-6.9 ± 6.5	5.7 ± 8.4	8.6 ± 9.1
S100 ^b	19.4 ± 11.6	-4.4 ± 7.5	5.6 ± 6.9	9.8 ± 8.4
S70 ^c	21.9 ± 7.6	-4.9 ± 5.4	5.5 ± 5.4	7.9 ± 5.8
P100 ^d	24.1 ± 11.8	-13.3 ± 6.8	-10.3 ± 9.9	-10.9 ± 12.6
P70 ^e	23.8 ± 11.4	-11.2 ± 7.4	-11.1 ± 6.9	-8.1 ± 6.5

Values are presented as mean ± standard deviation. AKE, active knee extension. ^aA static stretching group of 130% maximum voluntary isometric contraction (MVIC), ^ba static stretching group of 100% MVIC, ^ca static stretching group of 70% MVIC, ^da proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 100% MVIC, ^ea proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 70% MVIC.

Table 3. Comparison of Δ AKE between the groups

Group	Post	6 min	15 min
S130 ^a	-	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$
S100 ^b	$p = 0.009^*$	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$
S70 ^c	$p = 0.027^*$	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$	$p < 0.001^*$, $p < 0.001^+$
P100 ^d	-	-	-
P70 ^e	-	-	-

AKE, active knee extension; -, no significant difference. ^aA static stretching group of 130% maximum voluntary isometric contraction (MVIC), ^ba static stretching group of 100% MVIC, ^ca static stretching group of 70% MVIC, ^da proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 100% MVIC, ^ea proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 70% MVIC. *Significant difference from P100, ⁺significant difference from P70.

DISCUSSION

스트레칭 강도를 정량화 후 강도 차이에 따른 유연성의 증감 변화를 규명한 연구는 많지 않다. 더불어 PNF 스트레칭과 정적 스트레칭을 비교한 연구는 일부 있지만, 스트레칭 기법 간 강도를 세분화하여 상호 비교한 연구는 거의 없다. 본 연구에서는 PNF 스트레칭에서 엉덩관절 펌 근육의 MVIC를 측정하고, 이를 기준으로 하위 강도를 세분화하였다. PNF 스트레칭의 MVIC 동안 최대 엉덩관절 펌 근육은 P100에서는 74.6 N, P70에서는 77.3 N으로 측정되었다. PNF 스트레칭 동안 측정된 그룹별 MVIC 값은 강도 설정에 있어 기준으로 사용되기 때문에, 그룹 간 차이가 크면 실험에서 설정한 스트레칭 강도 차이가 실제 그룹 간 목표값과 다를 수 있다. 측정 결과 두 그룹 간 최대 펌 근육의 유의한 차이는 없었으며, 또한 다른 연구에서 보고된 값과 비슷한 수준으로 실험의 기준점은 적절하게 설정되었다[35,36].

동일 시점에서 그룹 간 Δ AKE 차이는 분석 성격에 따라 PNF 스트레칭 그룹 간 강도별 차이, 정적 스트레칭 그룹 간 강도별 차이, 그리고 마지막으로 PNF와 정적 스트레칭 그룹 간 차이, 세 가지로 분류할 수 있다. 먼저 PNF 스트레칭 그룹 간 차이를 보았을 때 P100과 P70은 모든 시점에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. PNF 스트레칭은 일정 강도 이상 적용 시 유연성 증가 효과가 큰 차이를 보이지 않는 것으로 고려된다. 선행 연구에서도 이와 유사한 결과가 보고되었다. Holt 등[37]은 최대 강도인 100% 대비 50% 강도에서 뒤넵다리근의 관절가동범위 증가가 그룹 간 큰 차이가 없었다고 보고하였으며, Feland와 Marin [26]은 100%, 60%, 20% 강도의 스트레칭에서 모두 유의한 차이가 없었다고 보고하였다. Khodayari와 Dehghani [27] 역시 80%, 60%, 40%, 20% 강도에서 네 그룹 간 유의한 차이가 없었다고 보고하였다. 다음으로 정적 스트레칭의 경우 그룹 간 일부 차이가 있었으나, PNF 스트레칭과 같이 통계학적 차이로 연결되지는 않았다. 그룹별 30%씩 차등으로 설정된 강도는 유의한 차이를 만들어내기 위한 최소의 수준에는 미치지 않았을 수 있다. 또는 S70에 적용된 강도가 이미 유연성의 유의한 증가를 일으키기 위한 충분한 강도로 추가적인 강도

Table 4. Comparison of Δ AKE over time in each group

Group	Post	6 min	15 min
S130 ^a	$p = 0.010^*$, $p < 0.001^+$, $p < 0.001^+$	-	$p = 0.020^*$
S100 ^b	$p < 0.001^+$, $p < 0.001^+$	$p = 0.004^+$	$p = 0.001^*$
S70 ^c	$p < 0.001^+$, $p < 0.001^+$	-	$p = 0.027^*$
P100 ^d	$p < 0.001^*$	$p < 0.001^*$	$p < 0.001^*$
P70 ^e	$p < 0.001^*$	$p < 0.001^*$, $p = 0.044^+$	$p = 0.005^*$

AKE, active knee extension; -, no significant difference. ^aA static stretching group of 130% maximum voluntary isometric contraction (MVIC), ^ba static stretching group of 100% MVIC, ^ca static stretching group of 70% MVIC, ^da proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 100% MVIC, ^ea proprioceptive neuromuscular facilitation stretching group of 70% MVIC. *Significant difference from Baseline, ⁺significant difference from 6 minutes, ⁺significant difference from 15 minutes.

증가는 큰 효과를 나타내지 않았을 수 있다. 정적 스트레칭의 강도 차이가 유연성의 변화에 미치는 영향을 실험한 선행 연구는 많지가 않다. Chaouachi 등[38]에 따르면 정적 스트레칭에서 최대 강도 대비 최대 하 강도의 스트레칭은 본 연구 결과와 같이 유의한 유연성 차이를 만들어내지 못했다. Biodex를 이용하여 스트레칭 강도를 정량화하여 진행한 연구에서는 75%와 50%에서 최대 무릎 펌 각도가 차이를 보이지 않았다[39]. 마지막으로, PNF 스트레칭과 정적 스트레칭 그룹 간 비교에서는 앞서 제시된 결과와 달리 명확한 차이를 보였다. PNF 스트레칭이 수행된 P100, P70은 Δ AKE가 S130, S100, S70보다 대부분 시점에서 유의하게 낮았다. 유연성 증가 시 AKE 값은 감소하기 때문에 스트레칭으로 인한 유연성 증가는 PNF 그룹이 높았음을 의미한다. 다만 정적 스트레칭 중 가장 강도가 높은 S130의 경우 직후에서 P100, P70과의 비교에서 유의한 차이가 없었다. 또한 상대적으로 강도가 낮은 P70은 모든 정적 스트레칭과의 비교에서 유의한 차이가 없었다. 스트레칭 적용 후 시간에 따른 유연성 변화 정도를 볼 수 있는 6분, 15분에서 모든 정적 스트레칭 그룹은 PNF 스트레칭 그룹보다 유의하게 높은 Δ AKE를 보였다. 스트레칭 후 증가한 유연성은 근-힘줄단위 구조에서의 점성(viscosity) 감소와 근육 탄성(elasticity) 구조물 중 가장 큰 영향을 받는 티틴(titin) 구조물의 변화에 의한 것으로 설명되고 있다[40,41]. PNF 스트레칭의 경우 특징적으로 신경학적 특성이 추가적 영향을 줄 수 있다. 근방추(muscle spindle)에 의한 반응 감소와 그로 인한 운동 신경세포(motor neuron)의 낮은 활동성이 추가적 순응 증가를 일으키며, 이것은 유연성 증가를 유발한다[42,43]. 이러한 신경학적 특성은 고강도보다는 중고강도 또는 중강도의 적용에서 활성화된다고 알려져 있으며, 실제 일부 연구에서는 유연성 증대에 있어 최대하에서 더욱 높은(또는 동등한) 효과가 관찰되었다[23,28]. 즉, PNF 스트레칭이 정적 스트레칭 대비 근섬유의 생리학적 특성 외 부가적 신경학적 특성으로 인해 유연성 증가에 있어 일부 유리할 수 있다. 이 밖에 PNF 스트레칭은 수동적인 정적 스트레칭보다 능동적으로 환자가 근수축을 수행하기 때문에, 순환(circulation) 및 근소실(muscle atrophy)의 예방에 긍정적 측면을 가진다. 정적 스트레칭은 수동적 관절가동범위 운동과 같이 수동적 움직임의 한계점을 가진다.

동일 그룹 내 시간에 따른 Δ AKE 값의 변화를 보았을 때 정적 스트레칭이 적용된 S130, S100, S70은 유사한 감소와 증가의 패턴을 보였다. 세부적으로는 먼저 S130의 경우 스트레칭 직후 AKE의 유의한 감소가 관찰된 후, 6분 후 그 효과가 사라졌으며, 15분 후에는 오히려 스트레칭 전보다 증가한 값이 관찰되었다. S100과 S70의 시간에 따른 Δ AKE 변화 패턴은 스트레칭 직후 일정 부분 감소, 그 후 시간에 따른 증가라는 점에서 S130과 유사하였다. 하지만 통계적으로는 스트레칭 직후 감소 폭이 작아 유의한 차이가 나타나지는 않았다. 스트레칭 직후 증가한 유연성의 시간에 따른 감소는, 탄성 영역(elastic regions) 내에서의 변형이 시간에 따른 원점으로 복귀하려는 성질과 유동 시 점도가 낮아진 후 일정 시간이 지난 후 원래로 돌아가려는 근 요변성(muscle thixotropy)의 복합적 작용에 의한 결과일 수 있다[44,45]. 본 연구에

적용된 정적 스트레칭의 강도는 PNF 스트레칭 수행 시 힘 근력계에 의해 측정된 값을 기준으로 설정되었기 때문에, 다른 연구에 적용된 강도와 일부 차이가 있을 수 있다. 일반적으로 정적 스트레칭은 통증 지점 또는 불편 지점(point of discomfort)까지 수행하며, 이 지점을 바탕으로 강도를 세분화한다[21,29]. 하지만 이때 적용되는 강도를 정량화하여 수치로 측정하지는 않는다. 명확한 비교를 위해서는 앞으로 이와 관련한 추가 연구가 필요하다. 그 밖에 정적 스트레칭 그룹에서만 관찰된 또 다른 특징으로는 15분에서 측정된 Δ AKE 값이 직전 측정된 값보다 유의하게 높았다는 것이다. 스트레칭의 반복적 적용이 아닌 1세트 단기간 적용 후 관찰된 증가한 유연성의 빠른 감소는 당연하나, 기준값인 스트레칭 적용 전 값을 상회하는 것은 추가적인 설명이 필요한 부분이다. 이것은 아마도 준비운동으로 수행된 6회의 AKE가 일시적 유연성 증가를 일으켰고, 이것이 직전 값에 반영된 것으로 생각된다. 즉, 준비운동 중 증가한 유연성 역시 정적 스트레칭 후 증가한 유연성과 함께 점진적으로 감소하였고, 이것이 스트레칭 후 15분이 지난 시점에 관찰된 것이다. 준비운동으로 인한 유연성 증대 효과는 선행 연구에서 유사하게 관찰되었다[36,46]. 마지막으로, PNF 스트레칭이 적용된 P100, P70 그룹의 시간에 따른 Δ AKE 값의 변화를 보았을 때, 두 그룹 간 유사한 패턴이 관찰되었다. 세부적으로는 P100과 P70은 직전 대비 직후에서 스트레칭으로 인한 유의한 유연성 증가 효과가 관찰되었으며, 이 효과는 6분, 15분까지 두 그룹 모두에서 지속하였다. 정적 스트레칭과 달리 PNF 스트레칭으로 인해 발생한 유연성 증가 효과는 단기간에 그치지 않고 상당 시간 유지되었음을 알 수 있다. P100과 P70은 측정된 시점 대부분에서 유사한 증감 패턴을 보였다. 다만 한 가지 다른 점이라면, P70의 경우 15분에서 6분 대비 AKE의 유의한 증가가 관찰되었다. 즉, P130과 P100의 차이는 강도가 상대적으로 낮을 때 증가한 유연성 지속시간이 짧을 수 있음을 나타낸다. 기존 연구에서도 스트레칭 강도가 낮을 때 향상된 유연성의 지속이 짧을 수 있음이 발견되었다[36]. 하지만 무조건적인 고강도 스트레칭 수행 시 근육 조직의 손상을 유발할 수 있으며, 과도한 통증을 발생시킬 수 있다[47-49]. 또한 응력-이완(stress-relaxation) 관계에서 증명되었듯이, 한번 증가한 유연성은 상대적으로 낮은 강도로도 그 효과를 유지할 수 있으므로, 스트레칭 직후 측정된 유연성 증가의 정도가 같다면 초기 강도를 높게 하여 손상 위험성을 키우기보다는 중강도 스트레칭 수행 후 유연성 유지를 위해 일정한 시간을 두고 반복적으로 적용하는 것이 안전성 측면에서는 유리할 수 있다.

본 연구 결과는 실험에 참여한 대상자가 건강한 젊은 성인으로 한정되어 일반화하여 다른 연령대에 적용하기는 어려우며, 환자와 같이 근육의 생리학적 변화가 있는 경우 다른 반응이 나타날 수 있다. 또한 스트레칭 시 휴대용 힘측정계를 이용하여 실시간으로 목표값을 유지하도록 했으나 스트레칭 동안 측정된 값을 별도로 저장하지는 않았다. 차후 연구에서는 스트레칭 동안 측정되는 모든 값을 저장 후 이에 관한 면밀한 추가 분석이 필요하다.

CONCLUSIONS

본 연구는 스트레칭 강도의 정량화를 통해 임상에서 가장 많이 사용하는 PNF와 정적 스트레칭 기법 간 강도에 따른 유연성 차이를 비교하였다. 연구 결과 단기간 스트레칭 적용에서 정적 스트레칭보다 PNF 스트레칭이 유연성 증가와 지속성 측면에서 일부 효과적이었다. 또한, PNF와 정적 스트레칭 모두 최대 강도 대비 최대하 강도에서 동등한 또는 유사한 유연성 증가 효과를 보였다. 결론적으로, 스트레칭 강도의 정량화가 손쉽게 가능하며, 유연성 증가 및 유지에 더욱 효과적인 PNF 스트레칭을 조직 손상과 통증 발생 위험이 적은 최대하 강도로 수행하는 것이 임상에서 추천될 수 있다.

ACKNOWLEDGEMENTS

The research was supported by 2019 Woosong University Academic Research Funding.

CONFLICTS OF INTEREST

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

REFERENCES

1. Fullem BW. Overuse lower extremity injuries in sports. *Clin Podiatr Med Surg* 2015;32(2):239-51.
2. Bowerman EA, Whatman C, Harris N, Bradshaw E. A review of the risk factors for lower extremity overuse injuries in young elite female ballet dancers. *J Dance Med Sci* 2015;19(2):51-6.
3. Mucha MD, Caldwell W, Schlueter EL, Walters C, Hassen A. Hip abductor strength and lower extremity running related injury in distance runners: a systematic review. *J Sci Med Sport* 2017;20(4):349-55.
4. Safran MR, Seaber AV, Garrett WE Jr. Warm-up and muscular injury prevention. An update. *Sports Med* 1989;8(4):239-49.
5. Woods K, Bishop P, Jones E. Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. *Sports Med* 2007;37(12):1089-99.
6. Behm DG, Blazeovich AJ, Kay AD, McHugh M. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl Physiol Nutr Metab* 2016;41(1):1-11.
7. Toft E, Espersen GT, Kålund S, Sinkjaer T, Hornemann BC. Passive tension of the ankle before and after stretching. *Am J Sports Med* 1989;17(4):489-94.
8. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med* 1996;24(5):622-8.
9. McHugh MP, Nesse M. Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40(3):566-73.
10. Herda TJ, Ryan ED, Smith AE, Walter AA, Bemben MG, Stout JR, et al. Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of the plantar flexors. *Scand J Med Sci Sports* 2009;19(5):703-13.
11. Decoster LC, Cleland J, Altieri C, Russell P. The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35(6):377-87.
12. McHugh MP, Cosgrave CH. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20(2):169-81.
13. Worrell TW, Smith TL, Winegardner J. Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;20(3):154-9.
14. Marek SM, Cramer JT, Fincher AL, Massey LL, Dangelmaier SM, Purkayastha S, et al. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. *J Athl Train* 2005;40(2):94-103.
15. Manoel ME, Harris-Love MO, Danoff JV, Miller TA. Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *J Strength Cond Res* 2008;22(5):1528-34.
16. Lempke L, Wilkinson R, Murray C, Stanek J. The effectiveness of PNF versus static stretching on increasing hip-flexion range of motion. *J Sport Rehabil* 2018;27(3):289-94.
17. Wallin D, Ekblom B, Grahn R, Nordenborg T. Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *Am J Sports Med* 1985;13(4):263-8.
18. Etnyre BR, Abraham LD. Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *Am J Phys Med* 1986;65(4):189-96.
19. Feland JB, Myrer JW, Merrill RM. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. *Phys Ther Sport* 2001;2(4):186-93.
20. Funk DC, Swank AM, Mikla BM, Fagan TA, Farr BK. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *J Strength Cond Res* 2003;17(3):489-92.

21. Behm DG, Kibele A. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *Eur J Appl Physiol* 2007; 101(5):587-94.
22. Cornelius WL, Rauschuber MR. The relationship between isometric contraction durations and improvement in acute hip joint flexibility. *J Appl Sport Sci Res* 1987;1(3):39.
23. Schmitt GD, Pelham TW, Holt LE. A comparison of selected protocols during proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Clin Kinesiol* 1999;53(1):16-21.
24. Cornwell A, Nelson AG, Sidaway B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *Eur J Appl Physiol* 2002;86(5):428-34.
25. Vetter RE. Effects of six warm-up protocols on sprint and jump performance. *J Strength Cond Res* 2007;21(3):819-23.
26. Feland JB, Marin HN. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Br J Sports Med* 2004;38(4):E18.
27. Khodayari B, Dehghani Y. The investigation of mid-term effect of different intensity of PNF stretching on improve hamstring flexibility. *Procedia-Soc Behav Sci* 2012;46:5741-4.
28. Sheard PW, Paine TJ. Optimal contraction intensity during proprioceptive neuromuscular facilitation for maximal increase of range of motion. *J Strength Cond Res* 2010;24(2):416-21.
29. Young W, Elias G, Power J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *J Sports Med Phys Fitness* 2006;46(3):403-11.
30. Freitas SR, Andrade RJ, Nordez A, Mendes B, Mil-Homens P. Acute muscle and joint mechanical responses following a high-intensity stretching protocol. *Eur J Appl Physiol* 2016; 116(8):1519-26.
31. Gajdosik R, Lusin G. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther* 1983;63(7):1085-90.
32. Davis DS, Quinn RO, Whiteman CT, Williams JD, Young CR. Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *J Strength Cond Res* 2008;22(2):583-8.
33. Hamid MS, Ali MR, Yusof A. Interrater and intrarater reliability of the active knee extension (AKE) test among healthy adults. *J Phys Ther Sci* 2013;25(8):957-61.
34. Neto T, Jacobsohn L, Carita AI, Oliveira R. Reliability of the active-knee-extension and straight-leg-raise tests in subjects with flexibility deficits. *J Sport Rehabil* 2015;24(4):1-4.
35. Worrell TW, Karst G, Adamczyk D, Moore R, Stanley C, Steimel B, et al. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31(12):730-40.
36. Lim W. Easy method for measuring stretching intensities in real clinical settings and effects of different stretching intensities on flexibility. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2019;32(4):579-85.
37. Holt LE, Pelham TW, Campagna PD. Hemodynamics during a machine-aided flexibility protocol. *Can J Appl Physiol* 1995;20(4):407-16.
38. Chaouachi A, Castagna C, Chtara M, Brughelli M, Turki O, Galy O, et al. Effect of warm-ups involving static or dynamic stretching on agility, sprinting, and jumping performance in trained individuals. *J Strength Cond Res* 2010;24(8):2001-11.
39. Freitas SR, Vilarinho D, Rocha Vaz J, Bruno PM, Costa PB, Milhomens P. Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. *Clin Physiol Funct Imaging* 2015;35(6):478-84.
40. Edman KA, Tsuchiya T. Strain of passive elements during force enhancement by stretch in frog muscle fibres. *J Physiol* 1996;490:191-205.
41. Rubini EC, Costa AL, Gomes PS. The effects of stretching on strength performance. *Sports Med* 2007;37(3):213-24.
42. Moore MA, Hutton RS. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12(5):322-9.
43. Avela J, Kyröläinen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol* (1985) 1999;86(4):1283-91.
44. Proske U, Tsay A, Allen T. Muscle thixotropy as a tool in the study of proprioception. *Exp Brain Res* 2014;232(11):3397-412.
45. Lakie M, Campbell KS. Muscle thixotropy-where are we now? *J Appl Physiol* (1985) 2019;126(6):1790-9.
46. Lim W. The relationship between hip extension force measured by using a hand-held dynamometer and the effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on hamstring flexibility. *Korean J Stress Res* 2016;24(4):252-6.
47. Askling C, Lund H, Saartok T, Thorstensson A. Self-reported hamstring injuries in student-dancers. *Scand J Med Sci Sports* 2002;12(4):230-5.

48. Apostolopoulos NC, Lahart IM, Pyley MJ, Taunton J, Nevill AM, Koutedakis Y, et al. The effects of different passive static stretching intensities on recovery from unaccustomed eccentric exercise - a randomized controlled trial. *Appl Physiol Nutr Metab* 2018;43(8):806-15.
49. Lim W. Optimal intensity of PNF stretching: maintaining the efficacy of stretching while ensuring its safety. *J Phys Ther Sci* 2018;30(8):1108-11.