몸통 굽힘 동안 뒤넙다리근 길이가 척추세움근의 굽힘-이완 현상에 미치는 영향

김나희¹, 최보람²

¹신라대학교 일반대학원 물리치료학과, ²신라대학교 보건복지대학 물리치료학과

The Influence of Hamstring Length on the Flexion-relaxation Phenomenon in Relation to the Erector Spinae Muscle During Trunk Flexion

Na-hee Kim¹, PT, MSc, Bo-ram Choi², PT, PhD

¹Department of Physical Therapy, Graduate School of Silla University, ²Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Silla University, Busan, Korea

Article Info

Received June 14, 2020

Revised July 20, 2020

Accepted August 6, 2020

Corresponding Author

Bo-ram Choi

E-mail: boram@silla.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0003-3700-3777>

Key Words

Active knee extension

Erector spinae

Flexion-relaxation phenomenon

Hamstring length

Background: The flexion-relaxation phenomenon (FRP) refers to a sudden onset of activity in the erector spinae muscles that recedes or fades during full forward flexion of the trunk. Lumbar spine and hip flexion are associated with many daily physical activities that also impact trunk flexion. Shorter hamstring muscles result in a reduction of pelvic mobility that eventually culminates in low back pain (LBP). Many studies have explored the FRP in relation to LBP. However, few studies have investigated the influence of hamstring muscle length on the FRP in relation to the erector spinae muscles during trunk flexion.

Objects: This study aimed to investigate the influence of hamstring muscle length on the FRP in relation to the erector spinae muscles during trunk flexion.

Methods: Thirty subjects were divided into three groups according to hamstring length measured through an active knee extension test. The 30 participants consisted of 10 subjects who had a popliteal angle of 20° or less (Group 1), 10 subjects who had a popliteal angle of 21°–39° (Group 2), and 10 subjects who had a popliteal angle of 40° or more (Group 3). A one-way analysis of variance was used to compare the difference in muscle activity of the erector spinae muscles during trunk flexion.

Results: The subjects with a shorter hamstring length had significantly higher muscle activity in their erector spinae muscles during trunk flexion and full trunk flexion ($p < 0.05$). The subjects with a shorter hamstring length also had a significantly higher flexion-relaxation ratio ($p < 0.05$).

Conclusion: The results of this study demonstrate that differences in hamstring muscle length can influence the FRP in relation to the erector spinae muscles. This finding suggests that the shortening of the hamstring might be associated with LBP.

INTRODUCTION

허리뼈에서의 움직임은 능동(근육) 및 수동(척추, 척추사이원반, 인대, 힘줄 및 근막) 구성요소를 포함하는 복잡한 신경 근육 시스템에 의해 지배된다. 정상적인 몸통 굽힘은 허리의 뒤쪽 구조물인 척추세움근(erector spinae muscle), 척추 뒤쪽인대, 척추사이원반의 뒤쪽섬유테 등이 활성화된다[1]. 몸통 굽힘 시 몸통 굽힘 모멘트가 증가하게 되고 척

추세움근의 활성이 증가되어 이를 조절하며 신장 수동 조직(뒤쪽-허리 근막과 척추 뒤쪽 인대)은 몸통 굽힘 시 몸통의 중력 하중을 지지한다[2,3]. 그러나 반복적이고 과도한 몸통 굽힘으로 인해 허리의 과도한 부하는 척추 간 디스크 파열이나 척추 골절로 이어질 수 있으며, 이는 허리통증을 발생시킬 수 있다[4,5]. 허리를 굽히거나 비트는 동작, 무거운 신체적 노동, 스포츠 활동 등 일상생활에서 몸통 굽힘과 관련된 신체활동이 많으며 또한 신체활동의 부족, 부적절한 자세, 뒤넙다리근의 유연

성과 같은 개인적인 특성이 허리 통증을 유발할 수 있다[6,7].

몸통 굽힘 시 초기 단계에서 척추세움근은 근활성이 증가하고 굽힘 각도가 증가할수록 근활성이 감소하거나 사라지는데 이 현상을 굽힘-이완 현상(flexion-relaxation phenomenon, FRP)이라고 한다[8-10]. 현재까지 제안되고 있는 FRP 메커니즘은 두 가지로 수동적 구조(인대, 등허리근막 등)에 모멘트가 이동하는 것과 측정 시 심부 근육에 근육 동원의 재분배가 근전도에 나타나지 않는 것이다[11]. 가장 일반적인 FRP 발생 이론은 허리의 활성 조직과 수동 조직 사이의 시너지 부하 공유 메커니즘이다[12,13]. FRP의 시작과 중단은 허리의 자세, 무릎 위치, 균형, 몸통과 엉덩관절 근육의 상대적 길이, 개별 유연성 등 여러 요인에 의해 영향을 받을 수 있다[14].

몸통 굽힘 시 나타나는 허리 및 뒤넙다리근의 유연성은 몸통 굽힘 시 FRP 발생 정도에 영향을 미치며[14,15], 짧아진 뒤넙다리근으로 인해 보상적으로 발생하는 과도한 허리 움직임은 허리의 부하를 증가시킬 수 있다[16,17]. 그러므로 짧아진 뒤넙다리근은 몸통 굽힘 시 척추세움근의 FRP에 영향을 미칠 수 있을 것이다. 뒤넙다리근은 하지의 중요한 안정성 근육이며 골반의 공동뼈 결절에 부착되어 있다. 뒤넙다리근의 구조적 및 기능적 변화는 보행 및 자세뿐만 아니라 하지의 운동 범위에 영향을 미치게 된다[18]. 몸통 굽힘이 일상생활에서 일반적인 운동 중 하나임을 고려한다면 단축된 뒤넙다리근은 기계적 스트레스로 인해 척추 부상의 위험을 증가시킬 수 있다. 근육의 특성은 크게 정적 근육과 동적근육으로 나눌 수 있다. 정적근육은 주로 늘어나며 동적근육은 짧아지는 특성이 있다. 골반의 중요한 동적근육인 뒤넙다리근은 일반적으로 짧아지는 특성을 가지고 있다[19]. 뒤넙다리근이 짧아지면 골반 앞기울임을 감소시켜 엉덩관절의 움직임을 제한시킬 것이고 이는 근골격계 통증 및 허리골반 부위에 과도한 스트레스를 유발할 수 있는 위험 요소가 될 수 있다[20,21]. 결과적으로 근육과 등허리근막에 더 많은 긴장도가 발생하게 되고 이로 인해 생체 역학적 변화를 초래할 수 있다[14]. 허리에 통증이 없는 대상자는 몸통 굽힘 시 FRP가 나타나지만, 허리에 통증이 없더라도 뒤넙다리근의 짧아지면 몸통 굽힘 시 엉덩관절의 움직임을 제한하므로 FRP에 영향을 미칠 것이다. 그러므로 허리 통증의 잠재적인 요인을 가지고 있는 뒤넙다리근의 짧아짐이 FRP에 미치는 영향을 알아볼 필요가 있다.

따라서, 본 연구의 목적은 몸통 굽힘 동안 뒤넙다리근의 길이가 척추세움근의 굽힘 이완 현상에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

MATERIALS AND METHODS

1. 연구대상자

본 연구의 대상자 수는 Cohen의 표본추출 공식에 따른 표본수 계산 프로그램인 G*Power 3.1.9.7 프로그램(University of Kiel, Kiel, Germany)을 이용하여 산출하였다. 본 연구에서 각 그룹 간 뒤넙다리근의 길이가 척추세움근의 근활성도에 미치는 영향을 알아보기 위해 one-way ANOVA를 이용하고, 효과크기 0.7, 유의수준 0.05, 검정력

0.8로 설정한 후 표본 크기를 산출한 결과 최소 표본 크기는 24명이다. 실제 연구대상자의 탈락률을 20%로 감안하여 30명을 모집하였다. 본 연구는 자발적으로 참여한 건강한 20대 여성 30명을 대상으로 실시했다. 능동 무릎 펴 검사(active knee extension test)는 뒤넙다리근의 길이를 평가하는 데 사용되었다[22]. 20° 이하 그룹(그룹 1), 21°에서 39° 그룹(그룹 2), 40° 이상 그룹(그룹 3)으로 분류했다. 선정기준으로는 허리 통증이 없으며 허리와 엉덩관절, 무릎관절에 수술 경력이 없고 근골격계 질환이나 신경학적 문제가 없는 대상자이다.

2. 연구설계

본 연구는 몸통 굽힘 동안 뒤넙다리근의 길이가 척추세움근의 굽힘-이완 현상에 미치는 영향을 알아보기 위하여 뒤넙다리근 길이로 분류된 대상자에게 몸통 굽힘 동작을 통해 척추세움근의 근활성도를 비교하는 실험연구이다. 모든 실험 및 절차는 신라대학교 연구윤리위원회(Institutional Review Board) 심의에 의해 진행되었다(approval No. 1041449-202004-HR-001).

3. 측정 절차

1) 근전도 부착 부위 및 측정 방법

무선 표면근전도기기(4D-SES, Relive, Gimhae, Korea)를 사용하여 대상자의 오른쪽 척추세움근의 근전도 자료를 수집하였다. 이중 표면전극을 척추세움근에 부착하였으며 전극 사이의 거리는 2.5 cm로 일정하게 부착하였다. 척추세움근은 허리뼈 3번 가시돌기에서 3 cm 가쪽 부위에 부착하였다[23]. 표면근전도 신호의 피부 저항을 최소화시키기 위하여 부착 부위에 일회용 면도기로 2-3회 문질러 체모를 제거하고 피부 각질을 제거한 후, 소독용 알코올을 솜으로 피부 지방을 제거하고 전극을 피부에 부착하였다. 근전도 자료 처리는 주파수 대역폭을 20-450 Hz로 하였고, 표본 추출률은 1,000 Hz로 설정하였다. 몸통 굽힘 시 근육의 표면근전도 신호는 제곱평균제곱근(Root Mean Square) 처리를 하여 3초 동안 RMS 평균값을 측정하였다. Flexion-relaxation ratio (FRR)은 몸통 굽힘 동안 활성도에서 완전 굽힘 시 활성도를 나누어 측정한 것으로 FRP를 정량화하기 위한 척도이다[24]. 본 연구에서 FRP 값이 높다는 것은 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 몸통 굽힘 동안의 근활성도에서 완전 몸통 굽힘 시의 근활성도 차이값이 크다는 것을 나타낸다.

2) 능동적 무릎 펴 검사

능동적 무릎 펴 검사는 뒤넙다리근의 길이를 측정할 수 있는 평가이다[25]. 대상자는 바로 누운 자세에서 골반 앞쪽 경사(anterior tilt)를 유지한 상태로 반대쪽 다리를 스트랩을 이용해 허벅지를 고정시켰다. 대상자가 골반 앞쪽 경사를 유지할 수 있도록 허리 밑에 검사자의 손을 넣어 닿지 않도록 피드백을 제공하였다. 평가할 다리는 엉덩관절과 무릎을 90°로 굽혔다. 엉덩관절 각도는 90° 굽힘을 유지하고 발목을 이완시키면서 무릎관절을 최대한 펴고 5초 동안 유지하였다(Figure 1).

본 연구에서는 무릎 각도는 각도계(goniometer)로 측정하였으며 무릎 완전 펴를 0°, 굽힘을 90°로 하여 굽힘에서 완전 펴로 정의했다. 각도계의 중심은 측면 무릎관절 위에 위치하고 고정팔과 움직이는 팔은 각각 넙다리뼈와 종아리뼈를 따라 위치하였다. 검사의 종점은 뒤넙다리근의 통증 기준에 의해 결정되었다. 5회 측정 후, 최솟값과 최댓값을 제외한 3회 검사값의 평균을 사용하였다.

3) 몸통 굽힘 동작 수행

몸통 굽힘 동작은 자연스러운 서기, 몸통 굽힘, 몸통 완전 굽힘, 복귀 및 이완 구성된다[26]. 대상자는 근전도 패드를 부착한 상태로, 발을 골반 넓이로 하고 서 있는 자세에서 시작한다. 대상자들은 움직임이 일관되고 편안하게 수행될 때까지 연습하였으며 검사자는 시간을 세고 움직임을 안내하는 신호를 제공하였다. 이동 타이밍은 메트로놈을 사용하여 조절되었다. 대상자는 3초 동안 똑바로 서서(1단계), 가능한 앞으로 3초 동안 자연스럽게 몸통을 굽힘 한다(2단계). 이때 무릎은 펴고 굽힘 시 복부 근육을 수축시키지 않으며, 머리 위치가 근전도 활동에 영향을 미치지 않도록 턱을 당기라고 요청하였다. 대상자는 몸통을 완전

히 굽힌 상태를 3초간 유지한다(3단계). 이후 대상자들은 3초 동안 바로 선 자세로 돌아간다(4단계). 마지막으로, 3초 동안 선 자세를 유지하였다(5단계). 각 활동은 5회 반복되었으며 그 중 최솟값과 최댓값을 제외한 3회 검사값의 평균을 사용하였다(Figure 2).

4. 통계 분석

그룹 1, 그룹 2, 그룹 3에서 몸통 굽힘 시 척추세움근의 근활성도 차이를 비교하기 위해 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 이용하였다. 본 연구의 독립변수는 능동 무릎 펴 검사를 통해 나타난 뒤넙다리근의 길이(그룹 1, 그룹 2, 그룹 3)이며, 종속 변수는 몸통 굽힘 시 척추세움근 근활성도이다. 콜모고로프-스미르노프(Kolmogorov-Smirnov) 검정을 통해 정규분포를 입증하였으며 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 한 후 이러한 결과에 대하여 그룹 간 유의한 차이가 있을 경우에 사후분석을 위한 다중비교는 본페로니(Bonferroni) 검정으로 처리하였다. 본 연구에서 수집된 데이터 분석을 위해 SPSS version 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)을 사용하였으며, $\alpha = 0.05$ 로 하였다.

Figure 1. Active knee extension test.

RESULTS

1. 연구대상자의 일반적인 특성

본 연구에 참여한 그룹 1, 그룹 2, 그룹 3의 평균 연령 및 평균 체중, 평균 신장에 대한 정보는 Table 1에 제시하였다.

2. 몸통 굽힘 동안 각 그룹 간 척추세움근 근활성도 비교

몸통 굽힘 동안 척추세움근의 근활성도가 그룹 1은 23.74 ± 5.06 , 그룹 2는 38.23 ± 4.47 , 그룹 3은 48.00 ± 8.87 로 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 몸통 굽힘 동안 척추세움근의 근활성도가 높으며 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 검정 결과 모든 그룹 간 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$) (Figure 3).

Figure 2. Trunk flexion task. Stage 1: natural standing, Stage 2: trunk flexion, Stage 3: trunk full flexion, Stage 4: trunk returning, Stage 5: relaxed standing.

Table 1. General characteristic of subjects (N = 30)

Variable	Group 1	Group 2	Group 3	F	p-value
Age (y)	26.80 ± 2.09	26.43 ± 2.14	26.80 ± 1.93	0.095	0.919
Weight (kg)	57.40 ± 8.82	57.29 ± 12.01	61.90 ± 11.59	0.583	0.577
Height (cm)	159.80 ± 4.26	161.74 ± 4.52	160.40 ± 7.35	0.116	0.891
AKE (°)	18.63 ± 1.14	31.10 ± 3.69	50.20 ± 6.49	0.740	0.000

Values are presented as mean ± standard deviation. Group 1: popliteal angle 20° or less, Group 2: popliteal angle 21°–39°, Group 3: popliteal angle 40° or more. AKE, active knee extension test.

Figure 3. Comparison of erector spinae muscle activity during trunk flexion. Group 1: popliteal angle 20° or less, Group 2: popliteal angle 21°–39°, Group 3: popliteal angle 40° or more. * $p < 0.05$.

3. 완전 몸통 굽힘 시 각 그룹 간 척추세움근 근활성도 비교

완전 몸통 굽힘 시 척추세움근의 근활성도가 그룹 1은 14.26 ± 2.55 , 그룹 2는 18.27 ± 3.42 , 그룹 3은 19.63 ± 3.31 로 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 완전 몸통 굽힘 시 척추세움근의 근활성도가 높으며 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 검정 결과 그룹 1과 그룹 2, 그룹 1과 그룹 3에서 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$) (Figure 4).

4. 몸통 굽힘 시 각 그룹 간 척추세움근 FRR 비교

몸통 굽힘 시 척추세움근의 FRR이 그룹 1은 1.66 ± 0.12 , 그룹 2는 2.07 ± 0.26 , 그룹 3은 2.50 ± 0.66 로 척추세움근의 FRR은 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 더 높게 나타났으며 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 검정 결과 그룹 1과 그룹 3에서 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$) (Figure 5).

Figure 4. Comparison of erector spinae muscle activity trunk full flexion. Group 1: popliteal angle 20° or less, Group 2: popliteal angle 21°–39°, Group 3: popliteal angle 40° or more. * $p < 0.05$.

Figure 5. Comparison of erector spinae muscle flexion-relaxation ratio (FRR) during trunk flexion. Group 1: popliteal angle 20° or less, Group 2: popliteal angle 21°–39°, Group 3: popliteal angle 40° or more. FRR (Stage 2/Stage 3): ratio of muscle activation during flexion to muscle activation during maximum flexion. * $p < 0.05$.

DISCUSSION

본 연구의 목적은 몸통 굽힘 동안 뒤넙다리근 길이가 척추세움근의 굽힘-이완 현상에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 본 연구 결과 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 몸통 굽힘 동안과 완전 몸통 굽힘 시 척추세움근에서 근활성도가 유의하게 높았으며 척추세움근의 FRR은 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 더 높았다.

본 연구 결과에서 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 몸통 굽힘 동안 척추세움근의 근활성도가 높았으며 완전 몸통 굽힘 시에도 척추세움근의 근활성도가 유의하게 높았다. Kim 등[26]의 연구에서 뒤넙다리근이 짧은 그룹에서 몸통 굽힘 동안과 완전 몸통 굽힘 시 뒤넙다리근의 근활성도가 유의하게 높았다. 이러한 결과는 몸통 굽힘 동안 편심성 근육 활동의 증가로 인해 단축된 뒤넙다리근이 과활성화 되었을 수 있다. 뒤넙다리근의 길이가 짧은 대상자는 허리 굽힘 시 척추세움근의 근활성

도 수준이 더 높다고 하였으며[14], 짧아진 뒤넙다리근이 하지와 몸통 사이 힘 전달을 변경하여 활동 시 척추세움근의 활성이 증가할 수 있다[27]. 뒤넙다리근은 공동뼈 결절에 부착되어 있기 때문에 허리 골반 유연성에 영향을 미치게 되며 뒤넙다리근의 유연성이 감소하면 골반이 후방으로 회전하여 허리 만곡을 변화시키게 된다[16,28]. 따라서 뒤넙다리근의 길이로 인해 허리의 보상적인 굽힘을 증가시킬 수 있다. 또한, 몸통 굽힘이 진행될수록 엉덩관절 굽힘의 영향이 더 커지게 되므로 허리 골반 부위의 안정화를 위해 근육이 아닌 인대 등의 수동 구조가 안정성을 제공하게 되어 허리의 인대가 과도하게 늘어날 수 있다[26]. 척추 간 관절의 자세가 변형되면 결과적으로 관절에 적용되는 하중 패턴이 변경될 수 있으며 관절 이동의 부족은 생체 역학적 하중과 상호 작용하여 척추 압력 분포를 변화시키고 잠재적으로 척추 장애를 일으킬 수 있다[29].

허리 통증이 없는 사람에서 몸통 굽힘 시 척추세움근의 근활성도는 초기에 증가하고, 각도가 증가할수록 근활성도 감소하거나 사라지게 된다. 허리 통증이 있는 환자는 손상 및 통증에 반응하여 척추 안정성을 유지하기 위해 척추의 근긴장도를 높이고 뒤넙다리근의 편심성 작용을 증가시킬 가능성이 있다[28]. 이로 인해 허리 통증 환자에게서는 몸통 굽힘 동안 FRP가 나타나지 않는다. 따라서 FRP의 유무는 허리 통증이 없는 사람과 허리 통증 환자를 구별하는데 유용한 도구가 되고 있다[9,30]. 그러나 이전 연구에 따르면 지속적인 몸통 굽힘 시 피로, 속도, 허리의 불안정성 등의 요인에 의해 건강한 대상에서 FRP의 변화가 유발될 수 있음이 나타났다[12,31]. 따라서 본 연구를 통해 뒤넙다리근의 짧아짐이 허리의 FRP에 영향을 나타낼 수 있는지 알아보려고 하였다. 본 연구에서 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 척추세움근의 FRR이 높았다. FRR이 높다는 것은 뒤넙다리근의 길이가 짧을수록 몸통 굽힘 동안의 근활성도에서 완전 몸통 굽힘 시의 근활성도 차이값이 크다는 것을 나타낸다. 이는 뒤넙다리근이 짧을수록 몸통 굽힘 동안 FRP가 적게 나타남을 알 수 있으며 이를 통해 뒤넙다리근의 짧아짐은 지속적인 척추세움근의 활성으로 인해 허리 통증 유발의 원인이 될 수 있다.

본 연구는 대상자의 뒤넙다리근 길이를 능동 무릎 펴 검사(AKE test)를 통해 측정하였다. 뒤넙다리근 길이를 측정할 수 있는 평가에는 하지직거상 검사(straight-leg-raising [SLR] test), 손가락 발끝 닿기 검사(toe-touch [TT] test), 뒷몸 앞으로 굽힘기 검사(sit-and-reach [SAR] test), 능동-무릎 펴검사(active-knee extension test) 등 많은 평가방법이 있다[22]. 뒤넙다리근 길이 검사는 골반의 위치에 따라 큰 영향을 미치며 뒤넙다리근의 길이를 정확히 측정하기 위해서는 허리뼈와 골반 안정화가 필요하나 대부분의 검사 방법은 허리뼈와 골반의 움직임을 거의 제어하지 않는다[12,23]. 그러나 일부 연구자들은 AKE 검사에서 허리뼈와 골반 제어를 할 수 있다고 하였다[25,32]. 전통적으로 뒤넙다리근의 길이에 대한 검사는 SLR을 많이 사용하여 측정한다. 신뢰도가 높은 검사이긴 하나 SLR은 검사 중 척추와 골반의 영향을 많이 받을 수 있으며 골반 위치의 영향이 클 수 있다[33]. 또한, 수동 검사이므로 검사의 종점이 검사자의 힘에 의해 결정될 수 있다. 반면 AKE 검

사는 허리뼈와 골반의 움직임이 적고 검사 중 척추와 골반의 영향이 적게 나타나며 제어할 수 있는 이점이 있다. 또한, 능동 검사이므로 검사의 종점이 대상자에 의해 결정된다[34]. 또한, 이전 연구에서 검사자 세에서 무릎관절의 펴짐 제한 범위가 30°도 이하가 되면 뒤넙다리근의 단축으로 판정할 수 있다 하여 본 연구에서 20° 이하 그룹(그룹 1), 21°-39° 그룹(그룹 2), 40° 이상 그룹(그룹 3)으로 나누어 분류하였다[35].

본 연구의 제한점은 첫째, 본 연구는 대상자 선정기준에서 허리 통증이 없는 대상으로 선정하였다. 이는 실제로 뒤넙다리근의 짧아짐이 반드시 허리통증과 연관된다고 하기 어렵다. 따라서 허리 통증이 있고 뒤넙다리근이 짧아진 대상자에 대한 검증이 필요하다. 둘째, 연구 대상자가 적고 20대 여성만을 대상으로 연구하였다. 성별 간 차이 및 연령 간 차이가 존재할 수 있으므로 이 연구 결과를 전체 인구에 일반화할 수 없다. 따라서 앞으로의 연구에서는 이러한 부분을 보완하여 추가적인 연구가 필요할 것이다.

CONCLUSIONS

본 연구 결과 뒤넙다리근이 길이에 따라 척추세움근의 근활성도와 FRP의 차이가 있었다. 뒤넙다리근이 짧을수록 엉덩관절의 움직임 제한으로 인해 척추세움근을 더 많이 사용할 것이며 이는 허리 통증의 원인이 될 수 있다. 따라서 일이나 일상생활을 하기 전에 스트레칭 및 편심성 운동을 통해 뒤넙다리근의 길이를 늘여주는 것이 필요하다.

CONFLICTS OF INTEREST

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

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization: NK, BC. Data curation: NK, BC. Formal analysis: NK, BC. Funding acquisition: NK, BC. Investigation: NK, BC. Methodology: NK, BC. Project administration: NK, BC. Resources: NK, BC. Software: NK, BC. Supervision: NK, BC. Validation: NK, BC. Visualization: NK, BC. Writing - original draft: NK, BC. Writing - review & editing: NK, BC.

ORCID

Na-hee Kim, <https://orcid.org/0000-0002-1928-2912>

REFERENCES

1. Adams MA, Hutton WC. The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine (Phila Pa 1976)* 1983;8(3):327-30.
2. Floyd WF, Silver PH. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol* 1955;129(1):184-203.
3. Golding JS. Electromyography of the erector spinal in low back pain. *Postgrad Med J* 1952;28(321):401-6.
4. Adams MA, Freeman BJ, Morrison HP, Nelson IW, Dolan P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000;25(13):1625-36.
5. Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1988;3 Suppl 1:i-S23.
6. Feldman DE, Shrier I, Rossignol M, Abenhaim L. Risk factors for the development of low back pain in adolescence. *Am J Epidemiol* 2001;154(1):30-6.
7. Sjolie AN. Low-back pain in adolescents is associated with poor hip mobility and high body mass index. *Scand J Med Sci Sports* 2004;14(3):168-75.
8. Andersson EA, Oddsson LI, Grundström H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996;11(7):392-400.
9. Floyd WF, Silver PH. Function of erectores spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951;1(6647):133-4.
10. McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19(19):2190-6.
11. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 1999;354(9178):581-5.
12. Kippers V, Parker AW. Toe-touch test. A measure of its validity. *Phys Ther* 1987;67(11):1680-4.
13. Schultz AB, Haderspeck-Grib K, Sinkora G, Warwick DN. Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *J Orthop Res* 1985;3(2):189-97.
14. Shin G, Shu Y, Li Z, Jiang Z, Mirka G. Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14(4):485-94.
15. Chen YL, Lin WC, Liao YH, Lin CJ. Effect of individual flexibility and knee posture on the lumbar curvature and back muscle flexion-relaxation phenomenon. *Int J Ind Ergonomics* 2018;68:82-8.
16. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996;21(1):71-8.
17. White SG, Sahrman SA. A movement system balance approach to management of musculoskeletal pain. In: Grant R editor. *Physical therapy of the cervical and thoracic spine*. 2nd ed. New York: Churchill Livingstone; 1994:339-57.
18. Congdon R, Bohannon R, Tiberio D. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20(9):947-51.
19. Norris CM. *Back stability*. Champaign: Human Kinetics; 2000.
20. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007;32(7):E211-9.
21. Wong TK, Lee RY. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Mov Sci* 2004;23(1):21-34.
22. Kim MH, Yi CH, Kwon OY, Cho SH, Cynn HS, Kim YH, et al. Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine (Phila Pa 1976)* 2013;38(15):1260-7.
23. Alschuler KN, Neblett R, Wiggert E, Haig AJ, Geisser ME. Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: a comparison of different methods of quantifying flexion-relaxation. *Clin J Pain* 2009;25(9):760-6.
24. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JD. Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *J Manipulative Physiol Ther* 2014;37(7):494-501.
25. Gajdosik R, Lusin G. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther* 1983;63(7):1085-90.
26. Kim C, Gwak G, Kwon O. Comparison of the flexion-relaxation ratio of the hamstring muscle and lumbopelvic kinematics during forward bending in subjects with different hamstring muscle flexibility. *Phys Ther Korea* 2017;24(4):1-10.
27. Kroll PG, Raya MA. Hamstring muscles: an overview of anatomy, biomechanics and function, injury etiology, treatment,

- and prevention. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 1997;9(3-4):191-203.
28. **Kendall FP, McCreary EK, Provance PG.** Muscles, testing and function: with posture and pain. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.
 29. **da Silva Dias R, Gómez-Conesa A.** [Shortened hamstring syndrome]. *Fisioterapia* 2008;30(4):186-93. Spanish.
 30. **Sarti MA, Lisón JF, Monfort M, Fuster MA.** Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001;26(18):E421-6.
 31. **Solomonow M, Zhou BH, Baratta RV, Lu Y, Harris M.** Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading: part 1. loss of reflexive muscular stabilization. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999;24(23):2426-34.
 32. **Rakos DM, Shaw KA, Fedor RL, Lamanna M, Yocum CC, Lawrence KJ.** Interrater reliability of the active-knee-extension test for hamstring length in school-aged children. *Pediatr Phys Ther* 2001;13(1):37-41.
 33. **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. doi: 10.1123/jsr.2014-0220.
 34. **Norris CM, Matthews M.** Correlation between hamstring muscle length and pelvic tilt range during forward bending in healthy individuals: an initial evaluation. *J Bodyw Mov Ther* 2006;10(2):122-6.
 35. **Bandy WD, Irion JM, Briggler M.** The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther* 1997;77(10):1090-6.