

Original Article

Open Access

# 수축-이완 기법 방법에 따른 최대 힘과 무릎관절 가동 범위에 미치는 즉각적인 효과 비교 -예비연구-

신승섭†

대한고유수용성신경근촉진법학회 서울·경기남부회

## Immediate Effects of Various Contract-Relax Techniques on the Peck Force and Range of Motion of Knee Extension

-A Pilot Study-

Seung-Sub Shin†

*Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association in South Seoul Gyeonggi*

Received: May 5, 2018 / Revised: May 31, 2018 / Accepted: May 31, 2018

© 2018 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

### | Abstract |

**Purpose:** This study aimed to compare the immediate effects of various contract-relax (CR) techniques on the peck force and passive range of motion (ROM) of knee extension.

**Methods:** This study recruited 17 adult males and females who obtained below 90° in straight leg raising. The subjects randomly performed one of three different CR techniques (direct CR, indirect CR, and modified CR) on the right knee extension four times per day for three days. The subjects' peck force during each CR and their passive knee extension on the hip at a 90° flexed position before and after each CR were measured.

**Results:** The peck force was significantly higher in the direct and modified CR than in the indirect CR. The ROM in the passive knee extension significantly increased after direct and indirect CR. Comparing between each CR, the passive knee extension range was significantly more improved in the direct and indirect CR than in the modified CR.

**Conclusion:** Direct and indirect CR are more effective than modified CR in the ROM of passive knee extension. The study results suggest that the modified CR did not have the same effect on the ROM of the knee extension as the direct and indirect CR and that further research is needed to recruit more subjects and to determine the effects on different muscles after modified CR.

**Key Words:** Direct contract-relax, Indirect contract-relax, Modified contract-relax, Range of motion, Straight leg raising

†Corresponding Author : Seung-Sub Shin (midline21@hanmail.net)

## I. 서론

신체에 가해지는 부하에 상응하는 최적의 관절가동 범위와 신장 저항력은 선수들의 연부조직 손상을 예방하고 운동 수행력 향상을 위한 필수요소 중 하나이며, 수술과 손상으로 저하된 경기력과 일상생활 수행력을 가능하는 중요한 기능적 척도이다(Chow & Ng, 2010; Khamwong et al., 2011; Witvrouw et al., 2003). 이러한 이유로 현재 임상에는 관절가동 범위 증진을 위한 다양한 신장기법(stretching technique)이 사용되고 있으며(Hindle et al., 2012; O'hora et al., 2011; Yuktasir & Kaya, 2009), 특히 고유수용성신경근축진법(PNF)의 수축-이완(contract-relax) 기법(technique)은 정적(static) 신장, 탄성(ballistic) 신장, 동적(dynamic) 신장 등과 비교할 때 관절가동 범위 증진에 가장 효과적인 신장 기법으로 운동선수뿐만 아니라 일반인과 환자들의 관절가동 범위 향상을 위해 널리 이용되고 있다(O'hora et al., 2011; Wicke et al., 2014; Yildirim et al., 2016).

수축-이완 기법은 관절가동 끝 범위에서 단축된 근육에 수축과 이완을 반복하여 점진적으로 가동 범위를 증가시키는 직접 수축-이완(direct contract-relax) 기법과 관절가동 끝 범위에서 단축된 근육의 길항근에 수축과 이완을 반복하여 점진적으로 가동 범위를 증가시키는 간접 수축-이완(indirect contract-relax) 기법으로 구분되며, 근력이나 통증 유무에 따라 직접 또는 간접 수축-이완 기법을 적용할 수 있다(Adler et al., 2014). Osternig 등(1990)은 젊은 성인 남녀를 대상으로 무릎관절 가동성 변화를 알아보기 위해 직접 수축-이완 기법과 간접 수축-이완 기법의 효과를 비교하였다. 연구 결과 간접 수축-이완 기법을 적용한 집단이 직접 수축-이완 기법을 적용한 집단보다 무릎관절 가동 범위 증가가 더 컸다고 하였다. 그러나 다른 선행 연구에서는 직접 수축-이완 기법을 적용한 집단의 무릎관절 가동 범위가 간접 수축-이완 기법을 적용한 집단 보다 평균 8.16°가 더 증가되었다(Jadav & Patel, 2015). 직접과 간접 수축-이완 기법 모두 관절 가동성 향상에 효과

적이지만 어떤 기법이 더 효과적인지 아직 명확하지 않다.

Butterfield와 Herzog (2006)은 근육의 손상을 예방하고 관절가동 범위 증진을 위해 사용되는 수축-이완 기법이 기법을 적용하는 과정에서 오히려 근육과 힘줄의 손상을 유발할 수 있다고 하였으며, 이는 수축-이완 기법이 근육의 과도한 신장 상태(outer range)에서 등척성 수축을 하기 때문이라고 하였다. 젊은 축구 선수들을 대상으로 한 연구에서 수축-이완 기법을 넵다리네갈래근, 넵다리뒤근, 큰볼기근, 종아리세갈래근에 적용한 결과 수직 점프 수행력이 감소되었으며(de Paula Oliveira, et al., 2017), 다른 연구에서도 넵다리네갈래근과 넵다리뒤근에 수축-이완을 적용한 결과 무릎관절의 최대 토크(peak torque)와 평균 힘 출력(mean power output)이 감소되었다(Marek & Cramer, 2005).

Kwak과 Ryu (2015)는 수축-이완 기법을 적용할 때 근육의 잠재적인 손상과 피로 등을 예방하기 위해 최대수의수축(maximal voluntary isometric contraction) 대신 최대하수의수축(submaximal voluntary isometric contraction) 사용을 제안하였다. 젊은 성인 남성을 두 집단으로 나누어 각각 최대수의수축의 60%의 힘과 최대수의수축의 힘으로 수축-이완 기법을 적용한 결과 두 집단 모두 무릎관절 가동성 유의하게 향상되었으며, 집단간의 차이는 나타나지 않다. Kay 등(2015)은 근 손상을 예방하기 위해 점진적으로 관절가동 범위를 증가하며 적용하는 일반적인 수축-이완 기법과 달리 근육을 신장하지 않은 해부학적 자세에서 수축-이완을 수행하는 수정 수축-이완(modified contract-relax) 기법을 고안하였으며, 수정 수축-이완 기법을 발바닥 굽힘근에 적용한 결과 가 정적 신장을 적용한 집단과 동일하게 증가되었다.

본 연구는 정상 성인에게 직접 수축-이완 기법, 간접 수축-이완 기법 그리고 수정 수축-이완 기법 적용하여, 적용 방법에 따른 최대 힘과 무릎관절 가동 범위의 변화를 비교하고자 하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상

본 연구는 만 20세에서 30세까지의 젊은 성인 남녀로 연구의 목적, 방법 및 절차 등의 모든 설명을 듣고 자발적으로 참여한 20명을 대상으로 하였다. 연구대상자 중 최근 1년 동안 하지에 신경학적 손상이 있거나 급성 염증성 관절 질환, 외상, 골관절염, 류마티스 관절염, 진행성 골관절염, 임신 등의 경험이 있는 대상자나 최근 일주일 동안 근골격 조직에 영향을 주는 근육 이완제, 진통소염제 및 항염증제 등과 같은 약물 복용 경험이 있는 대상자들도 연구에서 제외되었으며 오른 쪽 수동 뺨은 발 올림(straight leg raising) 범위가 90° 이상인 대상자도 연구에서 제외되었다. 연구기간 동안 농구나 축구 같은 과격한 스포츠 활동이나 신체활동을 삼가도록 하였으며 20명의 연구대상자 중 임신, 감기약 복용, 과도한 뺨은 발 올림 범위 등으로 3명이 연구에서 제외되었다(Mitchell et al., 2009).

### 2. 측정방법 및 도구

#### 1) 최대 힘(peck force) 측정

각각의 수축-이완 기법을 수행하는 동안 발생하는



Fig. 1. Model DS2-500N (Imada, Japan) (left) and A-6 extension shaft (right), (unit=mm). ©Copyright Policy-Open access license.

하지의 힘을 측정하기 위해 DS2-500N (Imada, Japan) 힘 측정기(force gauge)를 사용하였다(Cho et al., 2017). DS20-500N은 인장력(pull force)과 압축력(push force)을 측정하는 힘 측정 장비로 표준측정 범위는 0.1 N(뉴턴)에서 500N로 0.1N 단위로 측정할 수 있으며 최대 1,000N까지 측정할 수 있다. 측정단위를 kgf (킬로그램 힘), lbf (파운드힘)으로도 변환이 가능하며 정확도는 1,000 N의  $\pm 0.2\%$ 이다. 본 연구는 측정의 편의를 위해 DS2-500N와 지름 6 mm, 길이 8.5 mm의 A-6 연장축(extension shaft)을 같이 사용하였다(Fig. 1).

#### 2) 관절가동범위 측정

연구대상자들의 무릎관절 가동 범위를 측정하기 위해 Goniometer Pro (5fuf5, USA)를 사용하였다. Goniometer Pro는 스마트폰 Android나 iOS 운영체제에서 사용되는 앱으로 스마트폰에 내장된 가속도계(accelerometer)가 스마트폰의 위치변화에 반응하여 1° 단위로 각도 변화를 측정할 수 있으며, 의료용 관절각도계의 측정값과 비교할 때 평균편차  $\pm 1.3^\circ$  이며 측정자간 신뢰도와 타당도가 각각 0.99-1.00과 0.99로 매우 높았다(Kuegler et al., 2015; Wellmon et al., 2016). 본 연구에 사용된 Goniometer Pro는 Android 버전 4.4.2의 LG G3 cat.6® 스마트폰을 이용하여 2018년 2월 1일



Fig. 2. Goniometer Pro (5fuf5, USA) in smartphone (LG G3 cat.6®).

구글 플레이 스토어를 통해 설치되었으며, 가동범위의 정확한 측정을 위해 다리에 고정할 수 있는 밴드를 스마트폰 케이스에 부착하였다(Fig. 2).

### 3. 실험 절차

실험은 준비운동, 무릎관절 가동 범위 측정, 수축-이완 기법 적용, 무릎관절 가동 범위 재측정 순서로 진행하였으며 1일 1회 무작위로 3가지의 수축-이완 기법의 하나를 대상자들에게 적용하였으며, 24시간 이후 32시간 이내에 다른 수축-이완 기법을 적용하는 방법으로 3일간 총 3회 실시하였다. 직접 수축-이완 기법, 간접 수축-이완 기법, 수정 수축-이완 기법 적용 순서를 무작위로 배정하기 위해 스마트폰의 난수발생기를 이용하였다. 수동 무릎관절 가동 범위 측정을 객관화하기 위해 대상자들에게 구두수치통증척도 (verbal numeric rating scale)를 설명하고 관절가동 범위를 측정할 때 통증이나 불편감이 구두수치통증척도 4점이면 “그만” 이라고 말하도록 교육하였다(Flaherty, 1996).

연구대상자들은 준비운동을 위해 편안한 복장을 착용하고 치료용 테이블에 다리뻗고앉은(long sitting) 자세에서 무릎을 굽히지 않고 토 터치(toe touch) 10회 실시하였다(Taylor et al., 2003). 준비운동이 끝나면 무릎관절 펌 범위를 측정하기 위해 대상자를 천정을 보고 똑바로 눕게 한 뒤 폭 5 cm의 도수치료용 벨트를 이용하여 골반의 양쪽 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine) 아랫 부분과 왼쪽 허벅지 중간 부분을 각각 테이블과 밀착시켜 고정하였다(Mitchell, 2009). 측정할 오른쪽 다리는 엉덩관절 90° 굽힌 위치에서 또 다른 도수치료용 벨트를 이용하여 허벅지와 쇠기등을 연결하여 엉덩관절이 펴지지 않도록 고정된 뒤, 오른쪽 정강이뼈 바깥쪽 중간위치에 스마트폰을 고정한 후 Goniometer Pro 앱을 실행하였다. 대상자가 이완하여 무릎관절이 중력에 의해 굽혀지면 Goniometer Pro 앱의 시작 각도를 0°로 맞춘 뒤 수동적으로 천천히 대상자의 무릎을 점차 폈다. 대상자가

“그만” 이라고 말할 때 무릎 펌 각도를 측정하고 기록하였다(Fig. 3). 측정이 끝나면 무작위 순서에 따라 정해진 수축-이완 기법을 4회 적용하여 4번의 최대 힘값을 측정하였으며, 4회 최대 힘값의 평균을 연구 자료로 사용하였다.

직접 수축-이완 기법을 수행하기 위해 대상자는 오른쪽 무릎관절이 구부러지지 않도록 유지하면서 PNF 하지 패턴의 대각선상으로 안쪽 돌림 없이 굽힘-벌림 (flexion-abduction) rotation) 방향으로 수동 엉덩관절 가동 범위를 점차 증가시켜 대상자가 구두수치통증척도 4점의 불편감을 느끼고 “그만”이라고 말하면, 그 자세에서 펌-모음(extension-adduction) 근육에 최대수축의 60%로 힘으로 밀라고 지시한 뒤 발목 스트랩에 연결된 힘 측정기를 이용하여 엉덩관절 펌-모음에 대항하는 반대 저항을 대각선 방향으로 주며 10초 동안 근수축을 유지하였다. 10초 근수축 후 실험자는 대상자의 다리가 움직이지 않도록 보조한 상태로 10초간 이완 하였다. 이완하는 동안 측정자는 힘 측정기에 표시된 최대 힘을 기록하였으며 위와 동일한 절차로 총 4회 실시하였다(Fig. 4).

간접 수축-이완 기법은 직접 수축-이완 기법과 동일한 방법으로 엉덩관절 굽힘-벌림 방향으로 끝 범위를 확인하고, 직접 수축-이완 기법과 반대로 힘 측정기로 엉덩관절 굽힘-벌림에 대항하는 반대 저항을 대각선 방향으로 주었다. 엉덩관절 굽힘-벌림의 새로운 범위 확인, 근수축 강도와 수축 시간, 이완, 최대 힘 기록은 직접 수축-이완 기법과 동일하게 시행하였으며, 총 4회 실시하였다(Fig. 5).

수정 수축-이완 기법은 엉덩관절의 해부학적 자세에서 오른쪽 다리가 테이블과 왼쪽다리의 고정용 벨트에 닿지 않도록 한 뒤, 힘 측정기를 이용하여 엉덩관절 펌-모음에 대항하는 저항을 대각선 방향으로 주면서 10초 동안 근수축을 유지하였다. 근수축이 끝나면 10초 이완 후 가동 범위 변화 없이 그 자세에서 10초 근수축 후 10초 이완을 총 4회 반복하며 최대 힘값을 기록하였다(Fig. 6). 수축-이완 기법 적용 후, 적용 전과 동일한 방법으로 무릎관절 가동 범위를 재측정하였다.



Fig. 3. Setting to measure passive right knee extension.



Fig. 4. Force measurement during direct contract-relax.



Fig. 5. Force measurement during indirect contract-relax.



Fig. 6. Force measurement during modified contract-relax.

### 3. 자료 분석

본 연구는 SPSS (version 23.0)을 이용하여 통계 분석을 하였다. 연구 대상자의 일반적인 특성은 기술 통계를 이용하였으며, 무릎관절 가동 범위 측정 각도와 평균 최대 힘값은 Kolmogorov-Snimmov에 의한 정규성 검정을 하였다. 본 연구의 자료는 정규분포 가정을 만족하여 직접 수축-이완 기법, 간접 수축-이완 기법, 수정 수축-이완 기법 평균 최대 힘 측정값을 비교하기 위해 일원배치 반복측정분산분석(one way repeated

ANOVA)과 Bonferroni 사후검정을 하였다. 각각의 수축-이완 기법 적용 전, 후의 무릎가동범위에 변화를 알아보기 위해 일원배치 반복측정분산분석과 Bonferroni 사후검정을 하였다. 수축-이완 기법에 따른 무릎가동 범위를 변화를 비교하기 위해 반복측정공분산분석(repeated ANCOVA)을 이용한 후 사후분석 하였다. 통계적 검정을 위한 유의수준  $\alpha$ 를 0.05 이하로 하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 연구대상자의 일반적인 특성

연구대상자는 총 17명으로 남자 7명, 여자 10명이며 평균연령 25.0±2.5세, 평균신장 167.4±8.9cm, 평균체중 62.2±12.3kg이었다(Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects (n=17)

Characteristics		Mean±SD
Gender	Male	7
	Female	10
Age (years)		25.0±2.4
Height (cm)		167.4±8.9
Weight (kg)		62.2±12.3

#### 2. 수축-이완 기법 방법에 따른 평균 최대 힘(peck force) 비교

수축-이완 기법에 따른 평균 최대 힘값을 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.05). 직접 수축-이완 기법의 평균 최대 힘값이 간접 수축-이완

기법의 힘값보다 통계적으로 유의하게 컸으며, 간접 수축-이완 기법의 평균 최대 힘값은 수정 수축-이완 기법의 평균 최대 힘값보다 통계적으로 유의하게 작았다(p<0.05). 직접 수축-이완 기법의 평균 최대 힘값과 수정 수축-이완 기법의 평균 최대 힘값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(p>0.05)(Table 2).

#### 3. 수축-이완 기법 적용 전, 후의 무릎관절 가동 범위 변화량 비교

각각의 수축-이완 기법 적용 전, 후 무릎관절 가동 범위 변화를 비교하였다. 직접과 간접 수축-이완 기법은 적용 후 무릎관절 가동 범위가 각각 통계적으로 유의한 증가를 보였다(p<0.05). 그러나 수정 수축-이완 기법 적용 전, 후 무릎관절 가동 범위는 통계적으로 유의한 변화를 보이지 않았다(p>0.05)(Table 3).

#### 4. 수축-이완 기법 방법에 따른 무릎관절 가동 범위 변화량 비교

각각의 수축-이완 기법 적용 후 변화된 무릎관절 가동 범위 변화량을 서로 비교한 결과 통계적으로 유

Table 2. Comparison of mean peck force between each contract-relax (n=17)

	Mean±SD	F	p	Post hoc
FDCR (N)	83.01±29.66	99.10	0.00	FDCR>FICR* FMCR>FICR*
FICR (N)	14.96±2.79			
FMCR (N)	89.80±21.54			

FDCR: mean force of direct contract-relax, FiCR: mean force of indirect contract-relax,

FMCR: mean force of modified contract-relax

\*p<0.05

Table 3. Comparison of ROM of knee extension before and after each contract-relax (n=17)

	CR	Pre	Post	F	p
ROM of Knee extension	DCR (°)	106.76±12.69 <sup>†</sup>	118.71±12.27	9.37	0.00*
	ICR (°)	104.71±11.06	118.47±10.82		
	MCR (°)	107.47±14.69	109.47±14.20		

DCR: direct contract-relax, ICR: indirect contract-relax, MCR: modified contract-relax

<sup>†</sup> Mean±SD

\*p<0.05

Table 4. Comparison of difference of knee extension ROM between each contract-relax (n=17)

Variable	.ADCR (°)	AICR (°)	AMCR (°)	F	p	Post hoc
ROM of knee extension	118.71±12.27 <sup>†</sup>	118.47±10.82	109.47±14.20	1.99	0.00	ADCR>AMCR* AICR>AMCR*

ADCR: after direct contract-relax, AICR: after indirect contract-relax, AMCR: after modified contract-relax

<sup>†</sup>Mean±SD

\*p<0.05

의한 차이를 보였다(p<0.05). 직접과 간접 수축-이완 기법 적용 후 변화한 무릎관절 가동 범위가 수정 수축-이완 기법 적용 후의 변화보다 각각 통계적으로 유의하게 컸다(p>0.05). 그러나 직접 수축-이완 기법과 간접 수축-이완 기법 적용 후 무릎관절 가동 범위 변화량을 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(p>0.05)(Table 4).

#### IV. 고 찰

본 연구는 직접 수축-이완 기법, 간접 수축-이완 기법 그리고 수정 수축-이완 기법이 정상 성인의 최대 힘과 무릎관절 가동 범위에 미치는 효과를 비교하고자 하였다.

Feland와 Marin (2004)는 정상 성인을 대상으로 최대 수축력의 20%, 60%, 100%로 각각 단축된 넙다리뒤근에 직접 수축-이완 기법을 적용한 뒤 엉덩관절의 가동 범위를 비교하였다. 연구결과 세 집단 모두 뺨은 발 올림(straight leg raising)범위가 통계적으로 유의한 증가를 보였지만 수축강도에 따른 집단간 비교에서 유의한 차이를 보이지 않았다. Kwak과 Ryu (2015)는 성인 남성 60명을 대상으로 최대수축력의 20%, 60%, 100%로 무릎관절 펌근에 직접 수축-이완 기법을 적용한 결과 60%와 100%의 최대수축력으로 적용한 집단이 20% 수축력으로 적용한 집단보다 뺨은 발 올림 범위가 더 증가하였다고 하였다. 선행연구들은 수축-이완 기법을 적용할 때 근육의 잠재적인 손상을 예방하기 위해 최대수축력을 제안하였으며, 본 연구도 수축-이완 기법을 적용할 때 대상자들에게 최

대 힘을 요구하지 않고 최대 힘의 60%로 힘을 주라고 지시하였다. 네 번의 최대 힘 측정값의 평균을 비교한 결과 직접과 수정 수축-이완 기법을 적용할 때 유발되는 힘이 간접 수축-이완 기법을 수행 할 때의 힘보다 컸다. 이러한 이유는 직접 또는 수정 수축-이완 기법을 수행할 때 펌-모음 방향으로 힘을 주기 때문에 중력의 도움을 받고 엉덩관절 펌근과 모음근이 엉덩관절 굽힘근과 벌림근보다 강하기 때문인 것으로 보인다. 또한 간접 수축-이완 기법을 수행할 때 대상자들은 굽힘-벌림 방향으로 힘을 주기 때문에 직접 수축-이완 기법 때 사용하지 않은 근육을 동원하고, 운동학적 측면에서 볼 때 굽힘-벌림 근육의 능동 불충분(active insufficiency)과 펌-모음 근육의 수동 불충분(passive insufficiency) 등의 이유로 최대 힘 측정값이 낮게 나타난 것으로 여겨진다(Levangie & Norkin, 2011).

수축 후 억제(post isometric inhibition)와 상반 억제(reciprocal inhibition)는 과거 수축-이완 기법의 신경생리학적 근거로 사용되었지만(Sherrington, 1909), 근 전도 실험을 통해 수축-이완 기법을 수행하는 동안 주동근이나 길항근에 수축 후 억제나 상반 억제가 나타나지 않는 것으로 확인되었다(Khamwong et al., 2011; Olivo & Magee, 2006). 또한 Mitchell 등(2007)은 PNF의 수축-이완 기법 적용 후 나타나는 가동성의 증가는 근육의 길이 변화로 인한 것이 아니라 수동 신장 시 느끼는 대상자의 감각 지각(perception of sensation)의 변화 때문이라고 하였으며, 이는 근육의 등척성 수축 때문이라고 하였다. 수축-이완 기법에 따른 적용 전과 후의 무릎관절 가동 범위를 비교한 결과 직접과 간접 수축-이완 기법 적용 후 통계적으로 유의한 증가를 보였지만 수정 수축-이완 기법의 경우 무릎관절 가동

범위가 통계적으로 유의한 변화를 보이지 않았다. Kay 등(2016)의 연구에 적용된 수정 수축-이완 기법은 본 연구와 달리 종아리 근육에 직접 수축-이완 기법과 수정 수축-이완 기법을 두 집단으로 나누어 적용하였으며, 적용 후 발목 등쪽 굽힘 각도가 각각 평균 4.1°와 4.0° 증가되었다. Kay 등(2016)은 수정 수축-이완 기법을 적용할 때 직접 수축-이완 기법을 수행할 때처럼 점진적으로 발목 발등 굽힘 가동 범위를 증가시켰고, 등척성 수축을 할 때는 해부학적 자세에서 시행하였다. 본 연구의 수정 수축-이완 기법은 무릎관절 가동 범위와 엉덩관절 가동 범위 변화 없이 해부학적인 자세에서 수축과 이완을 4회 반복 시행하였다. 본 연구의 수정 수축-이완 기법 수행 후 무릎관절 가동 범위에 변화가 없는 것으로 보아 수축-이완 기법 때 적용되는 등척성 수축이 관절가동 범위와 관련된 감각 지각에 직접적인 영향을 주지 않는 것으로 보인다.

본 연구의 수축-이완 기법을 수행하는 과정에서 수정 수축-이완 기법이 직접 또는 간접 수축-이완 기법과 다른 절차적인 요인은 새로운 관절가동 범위 경험이다. 수정 수축-이완 기법은 관절가동 범위 변화 없이 수축과 이완을 하지만 직접 또는 간접 수축-이완 기법은 관절가동 범위를 점진적으로 증가하면서 수축과 이완을 하여 새로운 관절가동 범위의 감각 지각 정보를 얻기 때문에 수축-이완 기법 적용 후 무릎관절 가동 범위가 증가한 것으로 생각된다. 그러나 선행연구(Lucas & Koslow, 1984; O'hora et al., 2011; Sady et al., 1982; Wicke et al., 2014; Yıldırım et al., 2016)에서 PNF의 수축-이완 기법이 정적 신장보다 관절 가동성 향상에 더 효과적인 점을 고려할 때, 단순히 관절의 위치에 대한 감각 지각만이 관절가동 범위 향상에 영향을 주는 주된 요인이라고 보기 어렵다.

따라서 앞으로 연구에서는 관절가동 범위 향상을 위해 근수축이나 감각 지각 등과 같은 단일 요인에 관한 연구보다 수축, 이완, 호흡, 감각 지각 등 수축-이완 기법을 적용할 때 작용하는 복합요인들의 가중효과에 관한 연구가 더 필요할 것으로 여겨진다.

## V. 결론

본 연구는 정상 성인에게 직접 수축-이완 기법, 간접 수축-이완 기법 그리고 수정 수축-이완 기법을 수행하여 적용 방법에 따른 최대 힘의 차이와 무릎관절 가동 범위에 미치는 영향을 비교하였다. 직접 수축-이완과 간접 수축-이완 기법 적용 후 무릎관절 가동 범위가 유의하게 증가하였지만 수정 수축-이완 기법은 적용 후 무릎관절 가동 범위가 증가되지 않았다. 또한 직접 수축-이완과 간접 수축-이완 기법이 수정 수축-이완 기법보다 무릎관절 가동 범위 향상에 더 효과적인 것으로 나타났다. 관절가동 범위 변화 없이 수행된 수정 수축-이완 기법은 무릎관절 가동성 향상에 영향을 주지 못하였으며, 임상에서 수축-이완 기법을 적용할 때 효과적인 가동성 향상을 위해 관절가동 범위 변화가 꼭 필요한 것으로 보인다. 따라서 앞으로 수축, 이완, 호흡, 감각 지각 등 수축-이완 기법을 적용할 때 작용하는 복합요인들의 가중효과에 관한 연구가 더 필요하다.

## References

- Adler SS, Beckers D, Buck, M. PNF in practice, 4th ed. Hong Kong. Springer. 2014.
- Butterfield TA, Herzog W. Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *Journal of Applied Physiology*. 2006;100(5):1489-1498.
- Cho IW, Park JC, Shin HS. A comparison of different compressive forces on graft materials during alveolar ridge preservation. *Journal of periodontal & implant science*. 2017;47(1):51-63.
- Chow TP, Ng GY. Active, passive and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching are comparable in improving the knee flexion range in people with total knee replacement: a randomized controlled trial.



- Clinical rehabilitation*. 2010;24(10):911-918.
- de Paula Oliveira L, Palucci Vieira LH, Aquino R, et al. Acute effects of active, ballistic, passive and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on sprint and vertical jump performance in trained young soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2017;1(10):1519-44.
- Feland JB, Marin HN. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *British journal of sports medicine*. 2004;38(4):18-19.
- Flaherty SA. Pain measurement tools for clinical practice and research. *Journal of the American Association of Nurse Anesthetists*. 1996;64(2):133-140.
- Hindle K, Whitcomb T, Briggs W, et al. Proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF): its mechanisms and effects on range of motion and muscular function. *Journal of human kinetics*. 2012;31(1):105-113.
- Jadav M, Patel D. Comparison of effectiveness of post facilitation stretching and agonist contract-relax technique on tight hamstrings. *Indian Journal of Physical Therapy*. 2015;2(2):70-75.
- Kay AD, Dods S, Blazeovich AJ. Acute effects of contract-relax (CR) stretch versus a modified CR technique. *European journal of applied physiology*. 2016; 116(3):611-621.
- Kay AD, Husbands-Beasley J, Blazeovich AJ. Effects of contract-relax, static stretching, and isometric contractions on muscle-tendon mechanics. *Medicine and science in sports and exercise*. 2015;47(10); 2181-2190.
- Khamwong P, Pirunsan U, Paungmali A. A prophylactic effect of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching on symptoms of muscle damage induced by eccentric exercise of the wrist extensors. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2011; 15(4):507-616.
- Kuegler P, Wurzer P, Tuca A, et al. Goniometer-apps in hand surgery and their applicability in daily clinical practice. *Safety in Health*. 2015;1(1);11-15.
- Kwak DH, Ryu YU. Applying proprioceptive neuromuscular facilitation stretching: optimal contraction intensity to attain the maximum increase in range of motion in young males. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(7):2129-2132.
- Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis, 5th ed. Philadelphia. FA Davis. 2011.
- Lucas RC, Koslow R. Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility. *Perceptual and motor skills*. 1984;58(2):615-618.
- Marek SM, Cramer JT, Fincher AL, et al. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. *Journal of Athletic Training*. 2005;40(2):94-104.
- Mitchell UH, Myrer JW, Hopkins JT, et al. Acute stretch perception alteration contributes to the success of the PNF "contract-relax" stretch. *Journal of sport rehabilitation*. 2007;16(2):85-92.
- Mitchell UH, Myrer JW, Hopkins JT, et al. Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(3):343-357.
- O'hora J, Cartwright A, Wade CD, et al. Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(6):1586-1591.
- Olivo SA, Magee DJ. Electromyographic assessment of the activity of the masticatory using the agonist contract-antagonist relax technique (AC) and contract-relax technique (CR). *Manual therapy*. 2006;11(2):136-145.

- Osternig LR, Robertson RN, Troxel RK, et al. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990;22(1):106-111.
- Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1982;63(6):261-263.
- Sherrington CS. On plastic tonus and proprioceptive reflexes. *Quarterly journal of experimental physiology*. 1909;2(2): 109-156.
- Taylor D, Fryer G, McLaughlin P. The effect of cervical spine isometric contract-relax technique on hamstring extensibility. *Australasian Chiropractic & Osteopathy*. 2003;11(1);21-26.
- Wellmon RH, Gulick DT, Paterson ML, et al. Validity and reliability of 2 goniometric mobile apps: device, application, and examiner factors. *Journal of sport rehabilitation*. 2016;25(4);371-379.
- Wicke J, Gainey K, Figueroa M. A comparison of self-administered proprioceptive neuromuscular facilitation to static stretching on range of motion and flexibility. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(1):168-172.
- Witvrouw E, D'Anneels L, Asselman P, et al. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31(1):41-46
- Yıldırım MS, Ozyurek S, Tosun O, et al. Comparison of effects of static, proprioceptive neuromuscular facilitation and Mulligan stretching on hip flexion range of motion: a randomized controlled trial. *Biology of Sport*. 2016;33(1):89-95.
- Yuktasir B, Kaya F. Investigation into the long-term effects of static and PNF stretching exercises on range of motion and jump performance. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2009;13(1):11-21.