

## 노인여성의 계단 내려오기 시 무릎 관절 테이핑이 슬개대퇴 압박력에 미치는 영향에 관한 연구

문곤성<sup>1</sup>, 김택훈<sup>2</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 교육과학대학 체육교육학과, <sup>2</sup>한서대학교 보건과학부 물리치료학과

### Study of Effects on Taping of Knee Joint for Patellofemoral Compressive Force During Stair Descent in Elderly Women

Gon-sung Moon<sup>1</sup>, PhD, SS, Tack-hoon Kim<sup>2</sup>, PhD, PT

<sup>1</sup>Dept. of Physical Education, College of Sciences in Education, Yonsei University

<sup>2</sup>Dept. of Physical Therapy, Division of Health Science, Hanseo University

#### Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of taping on knee joint for patellofemoral compressive force (PCF) during stair descent for elderly women. Ten healthy elderly women voluntarily participated in this study. A three-dimensional motion analysis system and force plates were used to analyze the movements of the joints for the lower extremities. The results were as follows: There were no significant differences for the maximum PCF, maximum quadriceps contraction force and maximum knee extension moment ( $p>.05$ ) but, there was a pattern decreasing all values with the taping during stair descent. There were significant differences for the knee and ankle angle on the event of maximum PCF ( $p<.05$ ) and there was a pattern decreasing all values with the taping during stair descent. Therefore, taping on the knee would be effective to relieve the pain like patellofemoral pain syndrome in the knee joint.

**Key Words:** Knee extension moment; Patellofemoral compressive force; Patellofemoral pain syndrome; Quadriceps contraction force; Stairs.

#### I. 서론

슬개대퇴 통증 증후군(patellofemoral pain syndrome; PFPS)은 특별한 병리적 원인 없이 앉거나 무릎서기, 계단 오르고 내리기, 쪼그려 앉기 등의 동작에서 슬개골 주변의 무릎 전후방 부위에 불쾌감 및 통증 수반하는 질환으로 정의되며(Nijs 등, 2006), 성인여성에게 발생 비율이 높은 근골격계 질환 중 하나이다.(Mostamand 등, 2011). 남성에 비해 여성의 발병 위험이 약 2배 정도 높다고 보고되고 있으며(Taunton 등, 2002), 그 이유로는 여성은 대퇴골 길이에 비해 골반 너비가 넓어서 고관절의 지나친 내전을 유도 할 수 있

는 구조적인 차이 때문으로 이해되고 있다(Kim 등, 2010). 이와 더불어 여성은 남성에 비해 고관절의 내회전이 과도하게 일어나는 것을 볼 수 있는데, 이렇게 증가된 골반과 대퇴골 사이의 각도는 슬관절의 정상범위를 넘어서는 외반슬(genu-valgus)을 유도하게 된다. 이러한 구조적인 문제와 더불어 PFPS의 원인은 대퇴사두근각(Q angle)의 증가, 내측광근의 약화 및 이상정렬, 발목관절의 과도한 회내(foot excessive pronation), 슬관절의 부정확한 이동(patellar maltracking), 슬개대퇴 압박력(patellofemoral compressive force; PCF)의 증가, 무릎 외반측(valgus), 슬개골 불안정성(patellar instability) 등의 무릎 관절 주변 근육의 불균형과 연부

조직의 반복적 미세손상이 주요 원인으로 제기 되어오고 있으나 명확하지는 않다(Boling 등, 2006; Cho 등, 2011). Park 등(2007)은 우리나라가 외국에 비해 온돌 생활과 동양적 생활양식으로 인해 쪼그려 앉기, 무릎 꿇고 앉기, 등산 등 슬개 대퇴관절의 압력을 증가시키는 동작이 월등히 많기 때문에 PFPS와 같은 질환에 대한 대처가 중요하다고 밝히고 있다. 하이힐을 즐겨 신는 우리나라 성인여성들의 증가와 서양인과는 다른 생활습관과 근육 구조에 따라 노인 여성에게서 무릎 관절의 질환이 증가한다는 것이다. 이렇듯이 슬개관절의 손상은 통증과 함께 일상생활 동작의 제한을 주어 노인의 삶에 부정적인 영향을 줄 수 있다.

PFPS의 통증 감소를 위한 치료는 진통제나 소염제 투여 등의 약물 요법, 전기자극 치료(Boucher 등, 2009)와 대퇴사두근의 근력강화운동, 무릎 주변 연부조직의 신장운동, 무릎관절 테이핑(Bennell 등, 2010) 등이 있다. 이 중 노인들의 무릎 통증을 감소시키기 위해서는 약물 부작용과 수행이 어려운 치료법보다는 쉬운 중재법을 적용할 필요가 있다(Park과 Kim, 2005).

무릎 관절의 테이핑 요법은 PFPS 환자의 증상 개선에 비교적 효과적인 치료법 중 하나이며(Mostamand 등, 2011), 내측광근을 중립 위치로 재조정하기 위해 무릎관절을 내측으로 잡아당기며 테이핑을 하는 것으로, 무릎관절의 재정렬과 내측광근(vastus medialis)의 활성화 증가를 통해 무릎관절의 안정성을 높여주기 위해 시행된다(McConnell, 1986; Whittingham 등, 2004). PFPS 환자에 대한 무릎관절 테이핑은 계단 내려오기 시 내측 광근을 외측광근(vastus lateralis)보다 먼저 활성화 시켰으며(Cowan 등, 2002; Kim, 2011), PFPS 환자의 약 86%가 무릎 관절 테이핑에 성공적인 치료 효과를 나타냈다(Gerrard, 1989). Park과 Kim(2005)은 노인을 대상으로 한 무릎 통증과 관절가동범위에 미치는 영향 연구에서 테이핑요법이 통증감소와 관절가동범위 증진에 효과가 있다고 보고하였다. 그러나 무릎 관절에 대한 테이핑 요법이 통증감소와 비정상적인 무릎 관절의 움직임을 일시적으로 수정하는데 도움을 줄 수는 있지만 테이핑 요법에 따른 효과가 다음 운동 시까지 지속적으로 유지되지 못하며(Larsen, 등, 1995), 내측 광근의 근활성도에 영향을 주지 못한다는 반대의 주장도 제시되어 있어 테이핑 요법의 효과 논쟁은 계속되고 있다(Aminaka와 Gribble, 2008; Ng, 2005).

LaBella(2004)는 신체적인 활동을 하는 동안 반복적이고 과도한 무릎 관절의 굴곡 동작을 수행할 때 슬개골과 대퇴골(femur) 사이에서 발생하는 슬개대퇴 압박력이 증가됨으로써 슬개골의 연골과 대퇴골의 연골사이에서 큰 충격이 발생하기 때문에 통증의 원인이 된다고 하였으며, Dye(2005)는 대표적인 PFPS의 하나인 슬개골 연골 연화증(patellar chondromalacia)의 경우 PCF가 크게 발생할 경우 통증의 발생 빈도가 높다고 하였고, 통증과 아울러 연골에 직접적인 상해를 불러올 수 있다고 경고하였다. 그러므로 슬개대퇴 압박력은 무릎 관절에서 많이 발생하는 통증과 질환에 대한 중요한 원인 중 하나라고 말할 수 있다. 슬개대퇴 압박력은 보행, 점프, 계단 오르기, 내리기 등 무릎 관절의 굴곡 동작과 관련된 일상생활 동작에서도 크게 증가하며, 무릎 관절의 굴곡 각도와 대퇴사두근 근력에 비례한다. Reilly와 Martens(1972)는 평지 보행 시 체중의 .5배, 계단 오르기 시 3.3배로 슬개대퇴 압박력을 계산하였으며, Nisell(1985)는 무릎의 최대 신전 시에 슬개대퇴 압박력이 체중의 2.6배라고 제시하였다. Dahlkvist 등(1982)은 스쿼트(squat) 시 체중의 7배, Cho와 Kim(2012)은 키 높이 깔창 높이에 따른 보행 시 슬개대퇴 압박력 연구에서 깔창의 높이에 따라 체중의 .55~.72배 정도가 발생하였다고 보고하였으며, 무릎의 굴곡 동작이 큰 착지 연구에서는 체중의 약 8~9배 정도의 슬개대퇴 압박력이 발생하였음을 보고하였다(Cho 등, 2011).

노인 여성에게 있어서 계단내리기 동작은 무릎 관절의 불안정성 증가와 근력의 저하로 인해 계단 자체가 하나의 장애물로 인식되게 되며, 무릎 관절의 통증이 있을 경우 계단 내려가기 활동을 기피하기도 한다(Moon과 Choi, 2014). 이러한 관점에서 PFPS의 원인 중 하나인 슬개대퇴 압박력은 계단 내리기 동작 시 무릎 관절의 굴곡에 따라 크기가 변화할 가능성이 있다고 사료된다. PFPS에 대한 무릎 관절 테이핑이 효과가 있음이 보고되었으나, 슬개대퇴 압박력과 관련된 연구는 이루어지지 않은 실정이며, 이에 따라 노인 여성들에 대한 계단 내리기 동작 시 무릎 관절 테이핑이 슬개대퇴 압박력에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구가 필요하다.

본 연구의 목적은 노인 여성을 대상으로 계단 내리기 시 무릎관절에 테이핑 요법을 적용하지 않았을 때와 적용하였을 때 슬개대퇴 압박력 및 하지 관절의 각도, 모멘트에 어떠한 변화가 있는지 고찰하는 것이다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구에서는 최근 1년간 하지에 외과적 수술을 하지 않았으며, 보행에 있어서 전혀 불편이 없는 65세 이상 노인 여성 10명을 대상으로 대상자로 선정하였다. 대상자 연령은  $72.4 \pm 3.3$ 세, 키는  $155.5 \pm 5.8$  cm, 체중은  $57.3 \pm 4.2$  kg이었다. 대상자들은 최근 6개월 동안 일상생활을 수행하는데 있어서 지장 없었고, 근골격계와 관련된 질환이 없는 노인 여성을 대상으로 하였고, 실험 전 본 연구의 목적과 방법을 충분히 설명하고, 참가 동의서를 작성한 후 실험을 참여하였다.

### 2. 연구 절차와 방법

#### 가. 자료의 획득과 처리

운동학, 운동역학적 자료의 획득과 분석을 위해 H 대학교 운동분석실에 설치된 3차원 동작분석 시스템(3D motion analysis system: VICON, Oxford Metrics Ltd., Oxford, England)과 지면반력기(force plate; ver. 3.2.6. Type 9286AA. Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland)를 이용하였다. 발목, 무릎, 엉덩 관절에 대한 3차원 좌표 데이터를 획득하기 위하여 Plugin Gait 마커 세트를 이용하였으며, 14 mm 구형 반사 마커를 양면 테이프를 이용하여 오른쪽과 왼쪽의 각 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 천추(sacrum), 가쪽 넓적다리 중양(lateral mid thigh), 가쪽 위관절융기(lateral epicondyle), 가쪽 종아리 중양(lateral mid shank), 가쪽 망치뼈(lateral malleolus), 발뒤꿈치(heel), 발가락(toe) 등에 15개의 발광 마커(emitted marker)를 부착하였다(Moon, 2012) (Figure 1). 6대의 적외선 카메라를 제작된 계단 보행로의 앞쪽과 뒤쪽에 설치하였으며 표본추출률(sampling rate)은 200 Hz으로 하였으며, 지면반력기의 표본추출률은 1000 Hz으로 하였다. 피검자에 대한 계단 내려오기 동작 수행은 테이핑을 하지 않은 상태에서 개인별 5회 이상 실시한 후 충분한 휴식을 취한 후 테이핑을 한 후 5회 이상 실시하였고 이들에 대한 자료 중 정확한 동작으로 판단되는 3회의 자료를 선택하여 분석하였다.

#### 나. 계단의 제작과 지면반력기의 설치

하행 계단 보행을 위해 발 디딤판의 전후 폭이 30 cm 이고 높이가 18 cm인 총 4단으로 이루어진 조립형 계단



Figure 1. Marker set.

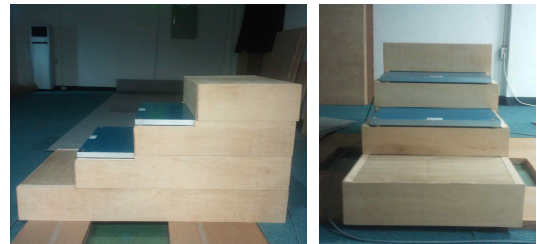


Figure 2. Force plates in stairs.



Figure 3. Taping method.

보행 장치를 제작하였으며 두번째와 세번째 발 디딤판에 지면반력기를 설치하였다(Moon과 Choi, 2014) (Figure 2). 대상자들은 실험에 알맞은 복장을 착용한 후 마커를 부착하였으며 실험실에서 충분한 계단 하행 보행 연습을 통해 자연스러운 동작을 유도한 후 실험을 실시하였다. 계단에서 평소 걸음으로 자연스럽게 내려오도록 하였으며 내려올 때 첫 번째 지면반력기에서 왼발을 지지하고 두 번째 힘판에서 오른발을 지지하도록 지시하였다.

#### 다. 테이핑(taping) 적용 방법

본 연구에 적용된 무릎 관절 테이핑 방법은 다음과 같다(Figure 3).

1) 슬개골 하방활주 테이핑: 환자를 침대에 바로 누운 자세로 취하게 하고 폭 5 cm의 탄력 테이프를 반으로 자른 다음, 하퇴근위부 외측면에서 시작하여 슬개골 외측상면을 감싸 돌면서 슬개골 내측면을 지나 하퇴근위부 내측면까지 부착하였다.

2) 슬개골 내측활주 테이핑: 슬개골 하방활주 테이핑이 끝난 다음 하퇴근위부 내측면에서 시작하여 슬개골 하부를 감싸 돌면서 슬개골 상부를 지나 대퇴 원위부 내측면까지 부착하였다.

3) 대퇴사두근 테이핑: 환자는 침대에 걸터앉은 자세에서 폭이 5 cm의 탄력 테이프를 Y자 모양으로 자른 다음 넙다리 네갈래근의 정지점인 경골결절에서 시작하여 슬개골 옆을 지나 넙다리 네갈래근의 기시부인 전장골극까지 부착하였다.

4) 하퇴 외회전 테이핑: 넙다리 네갈래근 테이핑을 실시한 다음 하퇴를 수동적으로 외회전 시킨 상태에서 폭이 5 cm인 탄력 테이프를 이용하여 경골의 내측에서 시작하여 외측상방으로 교차한 다음 대퇴의 내측면을 지나 상부까지 부착하였다.

라. 슬개대퇴 압박력의 산출

슬개대퇴 압박력은 슬개골과 대퇴골 사이에서 발생하는 압력의 크기를 말하며, 신체 활동 중 발생하는 무릎 관절의 모멘트를 슬개골의 이동에 따른 모멘트 암(moment arm)의 길이 변화량으로 나누어서 대퇴사두근의 근수축력을 산출한 이후 무릎 관절의 움직임에 따라 계산하였다(Matthews 등, 1977). PCF는 슬개대퇴

압박력, quadriceps contraction force(QCF)는 대퇴 사두근의 수축력, patella force(PF)는 슬개골건의 신전력을 가리킨다. 무릎 관절의 모멘트 암의 거리(moment arm length)는 무릎관절의 굴곡 움직임에 따라 슬개골의 이동에 따른 변화를 의미 하며, Yamaguchi와 Zajac(1989)의 함수(moment arm=knee angle×m+b)를 이용하여 계산하였다(Figure 4). 대퇴사두근의 수축력은 무릎 관절의 신전모멘트를 무릎 관절의 모멘트 암으로 나누어 계산하였으며(Bressel, 2001), 계산식은 아래와 같다.

$$\overrightarrow{P C F} = \overrightarrow{Q C F} \times \sin \theta / 2$$

3. 통계 처리

자료의 통계처리를 위해 SPSS ver. 21.0 프로그램 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 테이핑의 적용 유무에 따라 두 조건 간 차이가 있는지를 분석하기 위하여 paired t-test를 사용하였으며, 통계학적 유의 수준은 α=.05로 설정하였다.

III. 결과

65세 이상 노인 여성의 계단 내려오기 동작 수행 시 무릎 관절에 대한 스포츠 테이핑의 효과를 알아보기 위하여 엉덩관절 각도, 무릎관절 각도, 발목관절 각도, 슬개대퇴 압박력, 대퇴사두근의 수축력, 무릎 신전 모멘트, 수직 지면반력값을 분석하였다.

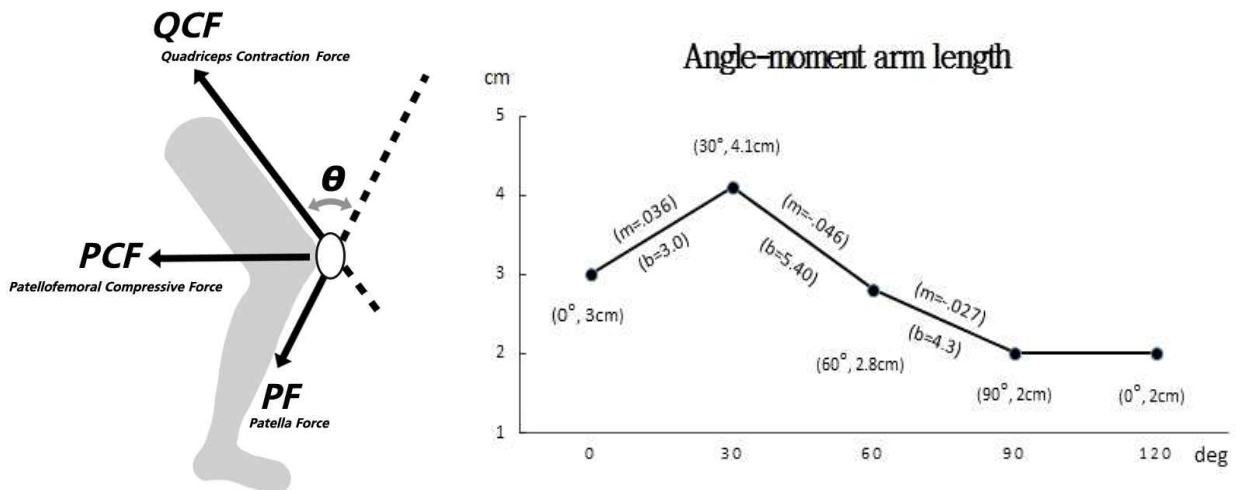


Figure 4. Calculation of patellofemoral compressive force.

**Table 1.** Maximum PCF, QCF, KEM, VGRF

	Non-taping	Taping	t	p
Max PCF <sup>a</sup> (BW <sup>b</sup> )	3.62±.61 <sup>c</sup>	2.97±.88	2.67	.12
Max QCF <sup>d</sup> (BW)	5.37±1.21	4.66±.94	1.97	.21
Max KEM <sup>e</sup> (Nm/kg)	2.52±.86	2.27±.38	.98	.30
Max VGRF <sup>f</sup> (N/kg)	13.12±1.99	12.29±2.07	1.13	.28

<sup>a</sup>maximum patellofemoral compressive force, <sup>b</sup>body weight, <sup>c</sup>mean±standard deviation, <sup>d</sup>maximum quadriceps contraction force, <sup>e</sup>maximum knee extension moment, <sup>f</sup>maximum vertical ground reaction force.

**Table 2.** Ankle angle on the events (Unit: degree)

	Non-taping	Taping	t	p
HS <sup>a</sup>	-13.88±5.58 <sup>b</sup>	-15.83±4.26	1.07	.29
Max VGRF <sup>c</sup>	13.26±15.20	8.02±8.81	1.14	.26
Max PCF <sup>d</sup>	43.89±3.78	39.15±7.53	-2.21	.04*

<sup>a</sup>heel strike, <sup>b</sup>mean±standard deviation, <sup>c</sup>maximum vertical ground reaction force, <sup>d</sup>maximum patellofemoral compressive force, \*p<.05.

**Table 3.** Knee angle on the events (Unit: degree)

	Non-taping	Taping	t	p
HS <sup>a</sup>	1.84±5.10 <sup>b</sup>	3.75±8.82	-.75	.46
Max VGRF <sup>c</sup>	12.11±10.07	12.33±7.49	-.07	.94
Max PCF <sup>d</sup>	66.76±11.01	58.70±6.94	2.38	.02*

<sup>a</sup>heel strike, <sup>b</sup>mean±standard deviation, <sup>c</sup>maximum vertical ground reaction force, <sup>d</sup>maximum patellofemoral compressive force, \*p<.05.

**Table 4.** Hip angle on the events (Unit: degree)

	Non-taping	Taping	t	p
HS <sup>a</sup>	17.62±10.30 <sup>b</sup>	20.01±9.79	.66	.51
Max VGRF <sup>c</sup>	14.66±14.80	17.69±15.52	-.55	.58
Max PCF <sup>d</sup>	14.72±13.50	14.71±12.75	.00	.99

<sup>a</sup>heel strike, <sup>b</sup>mean±standard deviation, <sup>c</sup>maximum vertical ground reaction force, <sup>d</sup>maximum patellofemoral compressive force.

**1. 최대 슬개대퇴 압박력, 대퇴사두근 수축력, 신전 모멘트 및 수직지면반력**

계단 내려가기 동작 수행 시 테이핑 유무에 따른 최대 PCF, 최대 QCF, 최대 Knee Extension Moment(KEM), 최대 Vertical Ground Reaction Force(VGRF) 변화는 다음과 같다(Table 1)(Figure 5, 6, 7, 8). 모든 변인들에서 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났으나(p>.05), 테이핑 적용 시에 모든 값들이 감소하는 경향을 나타내었다.

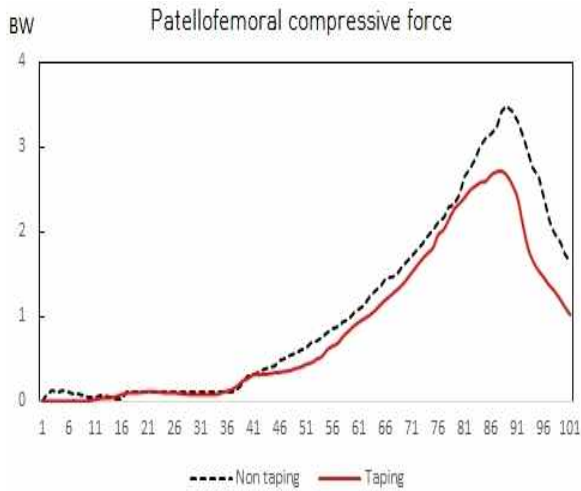
**2. 주요 시점 별 발목 관절의 각도**

계단 내려가기 동작 수행 시 테이핑 유무에 따른 주계단

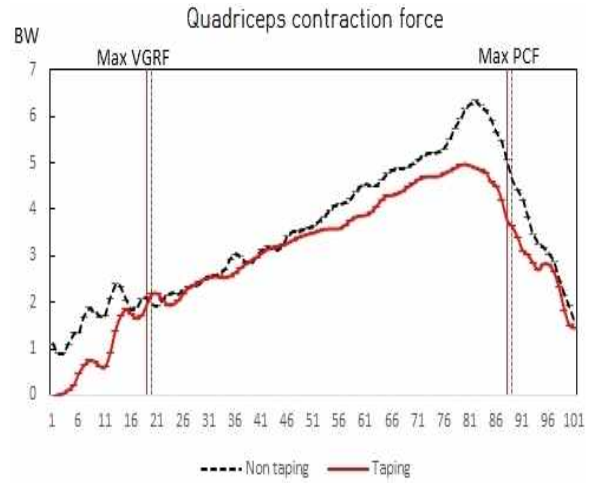
내려가기 동작 수행 시 테이핑 유무에 따른 주요 시점에서 발목 관절의 각도 변화는 다음과 같다(Table 2)(Figure 9). Heel Strike(HS) 시점과 최대 VGRF 시점에서 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났으나, 최대 PCF에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05).

**3. 주요 시점 별 무릎 관절의 각도**

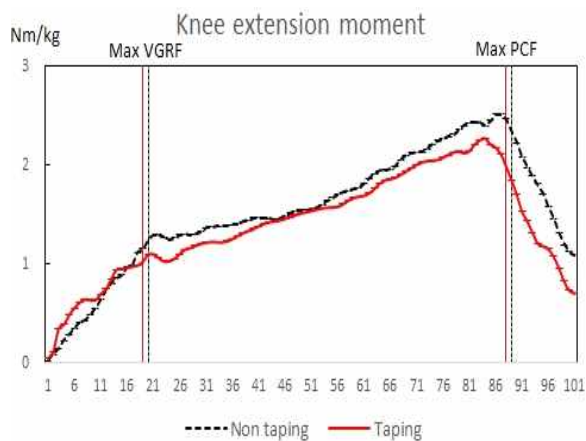
계단 내려가기 동작 수행 시 테이핑 유무에 따른 주요 시점에서 무릎 관절의 각도 변화는 다음과 같다(Table 3)(Figure 10). HS 시점과 최대 VGRF 시점에서 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났으나, 최대 PCF 에서



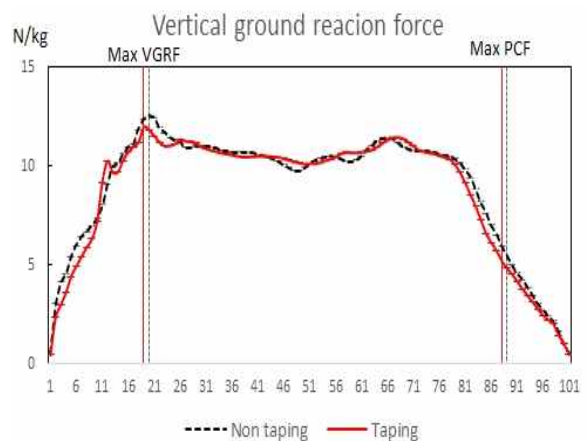
**Figure 5.** Patellofemoral compressive force (BW: body weight).



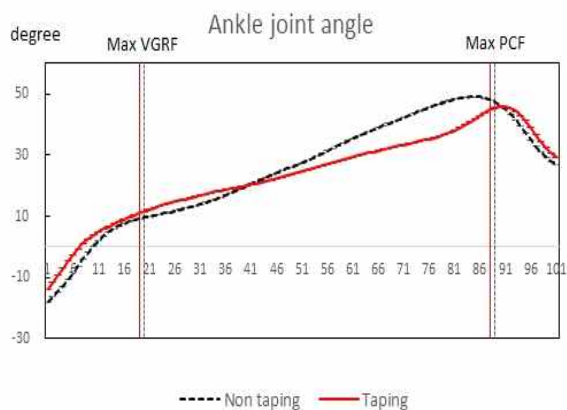
**Figure 6.** Quadriceps contraction force (BW: body weight, Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).



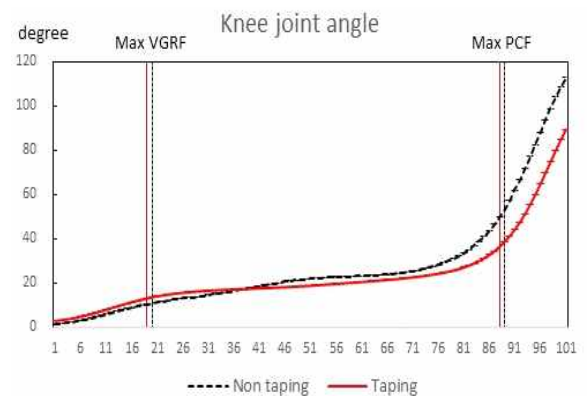
**Figure 7.** Knee extension moment (Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).



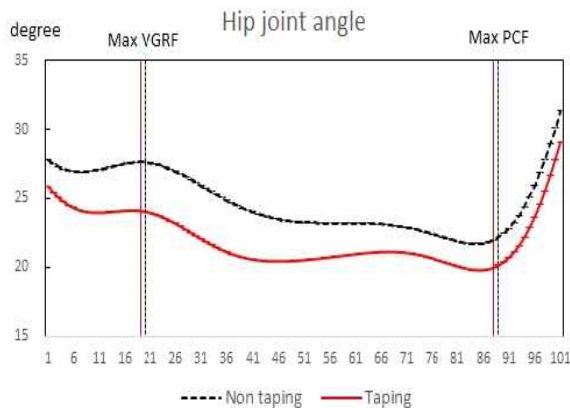
**Figure 8.** Vertical ground reaction force (Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).



**Figure 9.** Ankle joint angle (Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).



**Figure 10.** Knee joint angle (Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).



**Figure 11.** Hip joint angle (Max VGRF: maximum vertical ground reaction force, Max PCF: maximum patellofemoral compressive force).

통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p < .05$ ).

#### 4. 주요 시점 별 엉덩 관절의 각도

계단 내려가기 동작 수행 시 테이핑 유무에 따른 주요 시점에서 엉덩 관절의 각도 변화는 다음과 같다 (Table 4)(Figure 11). 주요 시점에서 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났으나( $p > .05$ ), 테이핑 적용 시에 모든 값들이 감소하는 경향을 나타내었다.

### IV. 고찰

계단 내려오기 동작은 노인 여성들이 무릎 관절의 굴곡 동작으로 인해 무릎 관절 주위의 PFPS를 야기할 수 있는 가능성으로 인해 기피하는 일상생활의 기본 동작 중 하나이다. PFPS의 원인들 중 하나로 슬개대퇴 압박력의 증가가 자주 거론된다. 무릎 관절을 굴곡시키는 동작에서 무릎 관절의 각도에 따라 무릎 관절의 신전모멘트는 변화하게 되는데, 신전모멘트가 발생되지 않는다면 무릎 관절은 굴곡되면서 주저앉게 될 것이다. 무릎 관절의 신전모멘트는 대퇴사두근의 근수축력과 슬개골 모멘트 암의 거리를 곱한 것으로 계산되어 진다 (Bressel, 2001). 지면에서의 다양한 동작 수행 중 무릎 관절의 각도와 동작의 형태에 따라 무릎 관절의 적정 신전모멘트가 필요하게 되고, 무릎 관절의 굴곡이 커질수록 강한 신전모멘트를 발휘해야 하는데 이러한 과정에서 동작 자체만으로도 슬개대퇴 압박력은 증가하게 된다. 따라서, 무릎 관절의 굴곡에 따라 필요하게 되는

무릎 관절의 신전모멘트는 증가하게 되며, 이에 따라 대퇴사두근의 강한 근수축력은 슬개대퇴 압박력을 증가시키게 되어 PFPS를 유발시킬 수 있는 확률이 높아지게 되는 것이다. 슬개대퇴 압박력의 증가는 PFPS를 유발하여 무릎 관절 주위의 통증을 증가시키는 것으로 보고되고 있는데 본 연구는 무릎 관절의 테이핑 요법이 슬개대퇴 압박력에 어떠한 영향을 주는지를 고찰하고자 하였다.

테이핑요법은 휴지모터반사이론(fusimotor reflex)에 근거하여 피부표면에 테이핑을 함으로써 부착된 부위의 근육에 약한 수축을 일으켜 근수축의 균형 상태를 조화롭게 해 주는 원리로 정의되며, 혈액 및 림프의 순환을 더욱 원활하게 하여 통증을 느끼게 하는 물질을 빠르게 제거시킬 수 있고, 테이핑의 기계적 자극에 의해 통증의 완화에 큰 효과가 있는 것으로 알려졌다(Hunter, 1985; Shelton, 1992). Park과 Kim(2005)은 테이핑 요법이 근육의 긴장을 풀어주고 관절내의 압력을 조절하여 통증을 감소시키며 관절 가동 범위를 증가시킨다고 하였으며, Crossley 등(2001)은 테이핑의 효과로 통증을 감소시키며 운동지구력과 관절 모멘트를 증가시킨다고 하였고, 대퇴사두근의 수축 시간을 향상시킬 수 있다고 밝히고 있다.

본 연구 결과 계단 내려가기 동작 수행 동안 테이핑 적용 시 슬개대퇴 압박력은  $2.97 \pm 0.88$  body weight(BW), 미적용 테이핑(non taping) 시에는  $3.62 \pm 0.61$  BW로 감소한 것으로 나타났는데, Mostamand 등(2011)은 테이핑 요법의 효과를 알아보기 위한 연구에서 스쿼트 동작 시 슬개대퇴 관절 반작용력(patellofemoral joint reaction force)은 테이핑 전에  $2100.55 \pm 455.25$  N에서 테이핑 시에  $2026.20 \pm 516.45$  N으로 감소하였음을 제시하였다. 본 연구의 계단 내려오기 동작 수행 시 무릎 관절의 최대신전모멘트는 테이핑 적용 시에서  $2.27 \pm 0.38$  Nm/kg, 미적용 시에  $2.52 \pm 0.86$  Nm/kg로 나타났는데, Mostamand 등(2011)은 무릎 관절의 신전근 모멘트가 테이핑 전에  $119.65 \pm 25.90$  Nm에서 테이핑 시  $115.40 \pm 29.45$  Nm 감소하였음을 제시하였다. 본 연구의 계단 내려오기 동작 수행 시 슬개대퇴근의 수축력은 테이핑 적용 시에서  $4.66 \pm 0.94$  BW, 미 적용 시에  $5.37 \pm 1.21$  BW로 나타났는데, Mostamand 등(2011)은 대퇴사두근의 수축력이 테이핑 전에  $2645.20 \pm 560.25$  N에서 테이핑 시에  $2565.50 \pm 640.40$  N으로 감소하였다고 밝히고 있다. 이러한 선행연구의 결과는 무릎 관절 테

이핑에 대한 본 연구 결과와 일치하는 것으로 테이핑 적용이 운동역학적 변인들에게 영향을 미치고 있음을 제시하는 것이다. Lee 등(2012)은 PFPS를 가진 남자 성인의 계단내리기 동작 시 테이핑 효과에 대한 연구에서 테이핑 미적용 시 내측광근(vastus medialis)의 근수축력은  $50.2 \pm 5.9\%$ , 테이핑 적용 시에는  $35.5 \pm 3.5\%$ 로 나타났으며, 외측광근(vastus lateralis)은 테이핑 미 적용 시  $56.3 \pm 6.5\%$ , 테이핑 적용 시  $39.4 \pm 4.3\%$ 로 감소하였음을 제시하였다. 또한, Lee 등(2012)은 스쿼트 동작 시 대퇴사두근에 대한 테이핑 효과의 근전도 연구에서 테이핑 미 적용 시 내측광근의 근수축력은  $23.51 \pm 12.73\%$ , 테이핑 적용 시에는  $21.20 \pm 12.32\%$ 로 나타났으며, 외측광근은 테이핑 미 적용 시  $20.47 \pm 10.34\%$ , 테이핑 적용 시  $18.86 \pm 10.47\%$ 로 감소하였음을 제시하였다.

Kim 등(2004)은 등속성 운동 시 스포츠 테이핑 요법이 하지 근육 활동에 미치는 영향 연구에서 신전 구간과 굴곡 구간에서 전체적으로 테이핑 적용 이후에 평균 적분 근전도 값이 작게 나타났다고 보고하였으며 특히, 신전 구간에서는 대퇴이두근(biceps femoris), 굴곡 구간에서는 대퇴직근(rectus femoris)이 테이핑 적용 이후에 평균 적분 근전도 값이 통계적으로 유의하게 감소되었음을 보고 하였다. 또한, Lee (2001)는 키네시오 테이핑 요법 적용이 무릎 관절의 굴곡과 신전 시 근력과 근지구력 발현 능력에 관한 연구에서 테이핑 요법 적용 이후 무릎 관절의 신전 시 근력 및 근지구력에서 유의한 증가를 보였다고 보고하였으며, Lee 등(2004)은 운동 형태별 밸런스 테이핑 적용이 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 전체적으로 테이핑 전보다 테이핑 이후에 근활성도가 낮게 나타났음을 밝히고 있다. 이러한 선행 연구들의 결과를 바탕으로 본 연구의 결과를 종합하면 동일한 계단 내려오기 동작을 수행하는 동안 테이핑 요법이 낮은 근활성도로 동일 동작을 수행하는데 도움이 되었다는 것을 의미한다. 즉, 테이핑 요법이 적은 운동단위(motor unit)를 동원하여 동일한 운동 동작을 수행하고 있다는 것을 간접적으로 보여 주는 것이라 사료된다.

본 연구 결과 계단 내려가기 동작 수행 중 무릎 관절의 각도는 테이핑 적용 시와 미적용 시 지면반력이 최대가 되었을 때에는 거의 유사한 것으로 나타났다. 그러나 PCF가 최대가 되었을 때 무릎 관절의 각도는 테이핑 적용 시  $58.70 \pm 6.94^\circ$ , 테이핑 미적용 시에  $66.76 \pm 11.01^\circ$ 로 나타나 무릎 관절의 굴곡 정도가 감소

한 것으로 나타났다. Herrington 등(2005)은 젊은 성인의 계단 내려가기 동작 수행 시 입각기 동안 무릎관절의 최대 굴곡 각도를 테이핑 전에  $102.0 \pm 6.5^\circ$ , 테이핑 후에  $99.2 \pm 7.9^\circ$ 로 제시하여 계단 내려가기 동작 수행에서 테이핑 요법의 효과를 제시하였으며, 이러한 결과는 본 연구와 일치하는 것이다. Cho 등(2011)은 드롭랜드링 시 슬개대퇴 압박력 연구에서 무릎 굴곡 각도가 약  $70^\circ$ 에서 최대 슬개대퇴 압박력이 발생하였다고 제시하였으며, Esamilla 등(2008)은 런지(lunge) 동작 시 슬개대퇴 압박력 연구에서  $60^\circ$ 와  $90^\circ$  사이의 무릎 굴곡각은 슬개대퇴 압박력 증가에 의한 스트레스를 높일 가능성이 크기 때문에 이 각도의 범위에서는 운동을 자제하라고 제안하였다. 본 연구에서도 테이핑 미적용 시의 무릎 관절 각도가  $70^\circ$ 에 가까운 것으로 나타났으며, 테이핑 적용 시에는  $60^\circ$  이하의 굴곡각도를 나타내어 선행연구들의 결과를 지지하고 있다.

본 연구 결과 계단 내려가기 동작 수행 중 발목 관절의 각도는 테이핑 적용 시와 미적용 시 지면반력이 최대가 되었을 때에는 거의 유사한 것으로 나타났으나 슬개대퇴 압박력이 최대가 되었을 때에는 테이핑 적용 시  $39.15 \pm 7.53^\circ$ , 테이핑 미적용 시  $43.89 \pm 3.78^\circ$ 로 나타나 무릎 관절의 굴곡각의 감소에 따라 발목 각도도 감소하는 것으로 나타났다. Voloshin과 Wosk(1982)의 연구에 의하면 발목의 배측굴곡값이 증가하면 무릎의 굽힘각도가 증가되고 자연히 무게 중심이 앞으로 이동된다고 하였는데 발목 관절 각도와 무릎 관절의 각도가 감소함에 따라서 무릎 관절의 신전모멘트도 감소하게 되고 이에 따라서 슬개대퇴 압박력도 감소되었음을 예상할 수 있다.

본 연구의 결과는 무릎 관절의 굴곡각과 신전모멘트 증가, 압박력의 증가에 따른 PFPS를 유발할 확률이 커진다는 기전을 잘 설명하고 있으며 테이핑 요법의 적용이 PFPS로 인한 통증을 경감시킬 수 있음을 의미한다고 하겠다. 테이핑 요법이 계단 내려오기 시 무릎 관절의 신전 모멘트와 대퇴사두근의 수축력을 감소시켜 최종적으로 슬개대퇴 압박력을 감소시키게 된 결과라고 생각할 수 있다. 즉, 테이핑 요법이 무릎 관절의 신전 모멘트와 슬개 대퇴근의 수축력을 요구하는 계단 내리기와 같은 동작에서 적은 근수축력과 신전모멘트를 발생하게 하여 결과적으로 슬개대퇴 압박력을 감소시킬 수 있으며, 이에 따라 PFPS로 인한 무릎 관절의 통증을 완화시키는데 도움이 된다는 결론을 얻을 수 있다.



본 연구는 무릎 관절 테이핑 요법이 PFPS를 유발하는 요인 중의 하나로 PCF에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구로서 자료 제시에 대한 의미가 있다고 판단되지만 대상자가 고령자로서 동작 수행 시 일관성이 다소 떨어진다는 점을 고려할 때 대상자의 수를 더 많이 확보하여 연구가 진행되지 못한 점과 PFPS를 유발하는 다른 요인들에 대한 연구가 같이 이루어지지 못한 점에서 연구의 제한점을 가지고 있다고 사료된다.

## V. 결론

본 연구는 노인 여성의 계단 내려오기 동작 수행 시 무릎 관절 테이핑 요법이 PFPS를 유발하는 요인 중 하나인 PCF에 어떠한 영향을 미치는지 알아보았다. 계단 내려가기 동작 수행 시 테이핑 요법 적용 유무에 따른 최대 PCF, 최대 QCF, 최대 KEM 값에는 통계적으로 유의한 나타나지 않았으나( $p>.05$ ), 테이핑 요법 적용 시에 모든 값들이 감소하는 경향을 나타내었다. 발목 관절에서 PCF는 테이핑 적용 시 약  $40^\circ$ , 미적용 시에는 약  $44^\circ$ 에서 최대를 보였으며, 무릎 관절에서는 테이핑 적용 시 약  $59^\circ$ , 미적용 시에는 약  $67^\circ$ 에서 최대를 보였고, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p<.05$ ). 본 연구의 결과 노인 여성의 계단 내려오기 동작 수행 시 적용된 테이핑 요법은 무릎 관절의 굴곡 동작을 감소하게 하며, 신전 모멘트를 감소시켜 슬개 대퇴근육의 근수축력을 작게 하고 결국 슬개대퇴 압박력을 감소시키는데 도움이 되고 있음을 알 수 있었다. 즉, 노인 여성에게 있어서 테이핑 요법의 적용은 다른 동작 수행에도 효과가 있다는 선행연구와 더불어 계단 내려오기 동작 수행에도 효과가 있다는 결론을 얻을 수 있었다.

## References

Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *J Athl Train*. 2008;43(1):21-28.  
Bennell K, Duncan M, Cowan S, et al. Effects of vastus medialis oblique retraining versus general

quadriceps strengthening on vasti onset. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(5):856-864. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c12771>  
Boling MC, Bolgal LA, Mattacola CG, et al. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(11):1428-1435.  
Boucher T, Wang S, Trudelle-Jackson E, et al. Effectiveness of surface electromyographic biofeedback triggered neuromuscular electrical stimulation on knee rehabilitation. *N Am J Sports Phy Ther*. 2009;4(3):100-109.  
Bressel E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(5):431-437.  
Cho JH, Kim KH, Moon GS, et al. The differences patellofemoral compression force with different height. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 2011;21(3):335-343.  
Cho JH, Kim RB. The effect of raised heel insole on patellofemoral compressive force during walking. *Journal of Sport and Leisure Studies*. 2012;50:935-944.  
Crossley K, Bennell K, Green S, et al. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med*. 2001;11(2):103-110.  
Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med*. 2002;12(6):339-347.  
Dahlkvist NJ, Mayo P, Seedhom BB. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med*. 1982;11(2):69-76.  
Dye SF. The pathophysiology of patellofemoral pain :A tissue homeostasis perspective. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(436):100-110.  
Escamilla RF, Zheng N, MacLeod TD, et al. Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunges with and without a stride. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;

- 23(8):1026-1037. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.05.002>
- Gerrard B. The patello-femoral pain syndrome: A clinical trial of the mcconnell programme. *Aust J Physiother.* 1989;35(2):71-80. [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60497-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60497-9)
- Herrington L, Malloy S, Richards J. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(6):604-607.
- Hunter LY. Braces and taping. *Clin Sports Med.* 1985;4(3):439-454.
- Kim TS, Jang JW, Choi JH. Effect of rehabilitation exercise during 8 weeks on lower extremity muscular-function and function score in women's soccer player with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sport and Leisure Studies.* 2010;42(2):1117-1126.
- Kim HH. The effect of patellar taping on the EMG activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during stair stepping. *J Muscle Joint Health.* 2011;18(2):249-256.
- Kim YJ, Chae WS, Lee MH. The effect of sports taping on the lower limbs' muscle activities in isokinetic exercise. *The Korean Journal of Physical Education.* 2004;43(5):369-375.
- LaBella C. Patellofemoral pain syndrome: Evaluation and treatment. *Prim Care.* 2004;31:977-1003.
- Larsen B, Andreassen E, Urfer A, et al. Patellar taping: A radiographic examination of the medial glide technique. *Am J Sports Med.* 1995;23(4):465-471.
- Lee CR, Lee DY, Jeong HS, et al. The effects of kinesio taping on VMO and VL EMG activities during stair ascent and descent by persons with patellofemoral pain: Preliminary study. *J Phys Ther Sci.* 2012;24(2):153-156.
- Lee HS, Lee YS, Byun JC. The effects of EMG activity and blood fatigue makers on balance taping treatment by exercise type. *Korean Journal of Sport Biomechanics.* 2004;14(3):271-284.
- Lee MS. The effect of muscle power and muscle endurance exerted on knee flexor and knee extensor by applying kinesio tape method. Seoul, Yonsei University, Master Thesis. 2001.
- Matthews LS, Sonstergard DA, Henke, JA. Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthop Scand.* 1977;48(5):511-516.
- McConnell J. The management of chondromalacia patellae: A long term solution. *Aust J Physiother.* 1986;32(4):215-223. [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60654-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60654-1)
- Moon GS. The effect of gait ability for elderly women with the functional insole. *The Korea Journal of Sports Science.* 2012;21(3):1443-1453.
- Moon GS, Choi JY. The study of effect on the functional Insole during stair descent for elderly women. *The Korea Journal of Sports Science.* 2014;23(2):1507-1516.
- Mostamand J, Bader DL, Hudson Z. Reliability testing of the patellofemoral joint reaction force (PFJRF) measurement in taped and untaped patellofemoral conditions during single leg squatting: A pilot study. *J Bodyw Mov Ther.* 2011;15(4):502-506. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.12.004>
- Nijs J, Van Geel C, Van der auwera C, et al. Diagnostic value of five clinical test in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther.* 2006;11(1):69-77.
- Nisell R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985;216:1-42.
- Ng, GY. Patellar taping does not affect the onset of activities of vastus medialis obliques and vastus lateralis before and after muscle fatigue. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(2):106-111.
- Park MH, Song JK, Kim JG. Effect of 12-week resistance exercise on patellofemoral pain syndrome in young female aged 20~40 years. *The Korean Journal of Physical Education.* 2007;46(4):417-426.
- Park YS, Kim HJ. Effect of a taping method on pain

and ROM of the knee joint in the elderly. *J Korean Acad Nurs.* 2005;35(2):372-381.

Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction forces for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(2):126-137.

Shelton GL. Conservative management of patellofemoral dysfunction. *Prim Care.* 1992;19(2):331-350.

Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36(2):95-101.

Voloshin A, Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human loco-

motor system. *J Biomech.* 1982;15(1):21-27.

Whittingham M, Palmer S, Macmillan F. Effects of taping on pain and function in patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(9):504-510.

Yamaguchi GT, Zajac FE. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J Biomech.* 1989;22(1):1-10.

---

---

This article was received August 3, 2015, was reviewed August 3, 2015, and was accepted September 3, 2015.