반 쪼그려 앉기(Semi-Squat) 운동 시 무릎뼈 주행(Tracking)과 Q-각도 분석

박승규¹ · 양대중² · 박재만³ · 한송이³

¹대불대학교 보건대학 물리치료학과 · ²목포중앙병원 물리치료과 · ³대불대학교 대학원 물리치료학과

Analysis of Patellar Tracking and Q-angle During Semi-Squat Exercises

Seung-Kyu Park¹ · Dae-Jung Yang² · Jae-Man Park³ · Song-E Han³

¹Department of Physical Therapy, College of Health, Daebul University, Yeongam, Korea

²Department of Physical Therapy, Mokpo Jung-Ang General Hospital, Mokpo, Korea

³Department of Physical Therapy, Graduate School of Daebul University, Yeongam, Korea

Received 27 September 2010; Received in revised form 4 November 2010; Accepted 25 December 2010

ABSTRACT

Closed kinematic chain exercises such as squatting have been widely indicated for knee rehabilitation in patients with patellofemoral disorders such as osteoarthritis and patellofemoral pain. Patellofemoral disorders are thought to be associated with abnormal patellar kinematics. In addition, the Q-angle may be undervalued in patients with patellofemoral pain and a laterally displaced patella. The purpose of this study was to assess patellar kinematics and the Q-angle during double-leg semi-squat and wall-slide semi-squat exercises. In this study, 28 asymptomatic subjects(16 male, 12 female) were assessed. Patellar tilt, patellar spin, and Q-angle were recorded using a motion analysis system during double-leg semi-squat and wall-slide semi-squat exercises. The Q-angle and patellar tilt were significantly increased, whereas patellar spin was significantly decreased, at 45° of knee flexion compared with 0°. No differences were observed for the Q-angle, patellar tilt, and patellar spin during double-leg semi-squat and wall-slide semi-squat exercises. However, a significant interaction was observed between squat type and knee angle for patellar spin. We found that the patella is laterally tilted during semi-squat exercises and that there was no difference in patellar tracking between knee flexion during double-leg semi-squat and wall-slide semi-squat exercises.

Keywords : Patellar Tilt, Patellar Spin, Patellar Kinematics, Semi-Squat, Wall-Slides, Q-Angle

I. 서 론

무릎뼈(patella)는 윗면, 아래면, 가쪽면, 안쪽면 그리고 외쪽면(odd facet)의 다섯 개의 소관절면을 가진다. 무릎뼈는 135° 무릎관절 굽힘에서 무릎뼈의 위쪽극이 넙다리뼈(femur)와 접촉하고 있으며, 무릎뼈가 융기사이(intercondyle) 밑에 위치하게 되어

넙다리뼈의 융기사이 패임(intercondyle notch)을 메우게 된다. 무릎관절이 90°굽힘 위치로 신전(extension)하면 무릎뼈의 접촉 영역은 아래쪽으로 이동하기 시작하여, 무릎넙다리(patellofemoral) 관절은 90°와 60°무릎 관절 굽힘 사이에서 넙다리뼈와 가장 큰 접촉 영역을 가지며, 접촉점은 마지막 무릎관절 20° 굽힘 위치로 신전하면서 아래극으로 이동하고, 무릎뼈는 완전 신전 위치에서 완전히 융기사이 위에 놓이게 된다(Neumann, 2009). 무릎뼈 기능부전(patellar dysfunction)시 넙다리뼈 위에서 무릎뼈의 비정상적인 움직임이 나타나며 무릎넙다리 관절통을 유발할 수 있다(Magee, 2004). 무릎넙다리 통증 증후군(patellofemoral pain syndrome; PFPS)은 장기간 동안 무릎을 구부리고 앉거나, 계단

Corresponding Author : Song-E Han
Department of Physical Therapy, College of Health, Daebul University,
72 Sanho-ri, Samho-eup, Yeongam-si, Jeollanam-do, Korea
Tel : +82-61-260-3155 / Fax : +82-61-260-3007
E-mail : ldpsk1@naver.com

오르기, 쪼그리기, 무릎 꿇기, 스포츠 활동 시 특히 무릎 앞쪽에 통증이 나타나는 것이 특징이며(Cowan, Bennell, Hodges, Crossely & McConnell, 2001; Laprade, Culhan & Brouwer, 1998), 무릎 통증의 가장 흔한 원인 중 하나이다. 무릎넙다리 통증 증후군의 유병률은 일반적인 인구의 28.1%이며(Almeida, Williams, Shaffer & Brodine, 1999), 건강한 운동선수에게서 발생률은 약 10%로 보고되었다(Witvrouw, Lysens, Bellemans, Cambier & Vanderstraeten, 2000).

무릎넙다리 통증 증후군과 무릎뼈 기능부전은 무릎뼈의 정렬불량(malalignment)과 비정상적인 주행(tracking)과 밀접하게 연관되며(Fulkerson, 1997), 무릎넙다리 통증 환자는 대부분 가쪽 무릎뼈 부분어긋남(Souza & Gross, 1991)과 Q-각도의 최대 값이 증가가 나타난다(Livingston & Mandigo, 1999). 무릎뼈의 불안정성은 넙다리 네갈래근 활성의 불균형으로 인해 발생하며, 무릎 넙다리 통증의 주된 원인이다. 이는 안쪽빗 넓은근(vastus medialis obliquus; VMO)의 운동동원 수의 감소와(Souza & Gross, 1991), 가쪽 넓은근(vastus lateralis)과 관련된 개시 시간(onset time)이 지연(Cowan et al., 2001)되기 때문에 발생한다. 무릎뼈의 정렬과 주행은 무릎넙다리 관절의 주변 연부조직의 힘의 양과 방향에 의해 결정되고, 특히 VMO는 무릎뼈의 안쪽 안정화 근으로써 작용한다(Amis, Senavongse & Bulln, 2006). 그러므로 VMO가 약해지고 VL과 관련된 개시 시간이 지연되면 VL에 대항하는 힘을 만들지 못하며, 통증을 일으키는 폼 기전의 불균형과 무릎넙다리 관절의 가쪽 구획에 과부하를 이끌게 된다(Fulkerson, 1997).

이러한 이유로 무릎넙다리 통증 증후군이 있는 환자의 재활은 VMO의 선택적인 강화를 목적으로 한다. Hodges와 Richardson(1993)은 VMO와 VL활동이 개방 연쇄 무릎 신전 보다 폐쇄 연쇄 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기(wall-slide semisquat)시 더 커지는 것을 발견하였다. VMO를 선택적으로 강화하기 위해 일반적으로 양하지 반 쪼그려 앉기를 사용하며, 재활 초기 단계에는 무릎의 부하를 감소시키기 위해 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기를 사용한다(Boling, Bolgia, Mattacola, Uhl & Hosey, 2006). 또한 무릎각도 45°에서 60°사이의 반 쪼그려 앉기(squat exercise)는 VMO의 선택적인 강화에 가장 효과적이다(Tang et al., 2001). 그러나 무릎관절 굽힘 각도가 증가 할수록 점차적으로 무릎넙다리 관절의 압축적인 힘(compressive force)이 증가하기 때문에(Escamilla, 2001), 무릎넙다리 통증 증후군과 무릎뼈 기능부전이 있는 환자의 재활에 큰 무릎 굽힘 각도는 운동 중 통증을 야기 할 수 있다.

다양한 연구는 무릎뼈 정렬과 주행을 측정하였다. 임상적으로, 도수교정을 통해 넙다리와 관련된 무릎뼈의 방향감(orientation)과 위치를 관찰 할 수 있다. 그러나 이 측정은 정확성과 신뢰도에 문제를 갖고 있다(Watson, Leddy, Dlynjan &

Parham, 2001). 또한 축적 방사선(axial radiographs)으로 고정된 무릎 굽힘 각도에서 무릎뼈의 위치를 검사할 수 있으나, 이는 주변 연부조직과 근육의 단단함(tightening)으로 인해 무릎뼈가 용기사이 내에 위치하는 고정된 무릎에서 정적으로 측정하게 된다(Merchant, 2001). 이러한 단일 무릎 각도에서 무릎뼈 정렬의 정적인 측정은 무릎뼈 움직임 양상(pattern)의 대리 표식자로 적당하지 않다(McWalter, MacIntyre, Cibere & Wilson, 2010). 무릎뼈의 정렬과 주행은 운동학자기공명영상(Kinematic magnetic resonance imaging; KMRI)으로 정확하게 측정할 수 있다(Powers, 2000a,b). 그러나 비용이 비싸고 스캐닝동안 다리 움직임은 정확도에 영향을 미칠 수 있으며(Sheehan, Zajac & Drace, 1999), 측정은 비-부하 무릎 폼에서 이루어지기 때문에, 기능적이지 못하다(Powers, 2000a,b). 뼈걸질내 침(intracortical pins)을 사용하여 신뢰성 있게 무릎뼈 주행을 측정할 수 있다(Koh, Grabiner & De Swart, 1992). 그러나 피부를 투과하는 침습(invasive) 특성 때문에 임상적인 측정 방법으로는 적합하지 않다(MacIntyre, Hill, Fellows, Ellis & Wilson, 2006). Lin, Makhosous, Chang, Hendrix와 Zhang(2003)은 동작 포착 시스템(motion capture system)을 사용하여 3차원적 무릎뼈 주행을 생체 내(in vivo) 그리고 비-침습(non-invasive)으로 측정하였고, 이때 측정된 무릎뼈 양상이 사체에서 측정한 양상과 건강한 대상자에게서 형광투시법으로 측정한 양상과 일치하는지 비교한 결과 동일한 양상이 나타났으며, 동작 포착 시스템을 이용하여 생체 내에서 비-침습으로 무릎뼈 주행을 측정 할 수 있다고 결론지었다.

무릎뼈는 20°에서 0°까지 개방 연쇄 무릎 폼 시 가쪽으로 기울어지고 돌림되며(Lin et al., 2003), 0°에서 90°까지 양하지 반 쪼그려 앉기 시에서도 가쪽으로 기울어지고 돌림된다(Wilson, Press, Koh, Hendrix & Zhang, 2009).

무릎 통증에 무릎뼈 정렬과 주행의 측정은 중요한 부분이지만, 아직까지 정상적인 무릎뼈 움직임 양상의 정량화와 측정에 대한 연구가 부족하며, 기능적인 동작 시 비-침습으로 생체 내에서 무릎뼈의 주행을 측정한 연구는 부족하다. 반 쪼그려 앉기는 재활에 널리 사용되고 있으나, 실제 운동 시 무릎뼈의 주행에 어떤 영향을 미치는지에 대한 연구는 없다. 본 연구의 목적은 VMO를 선택적으로 강화시키기 위한 재활에 많이 사용되는, 무릎 관절 굽힘 45°까지 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기와 양하지 반 쪼그려 앉기 운동 시 무릎뼈의 주행과 Q-각도를 정량화 하고, 두 개의 반 쪼그려 앉기 간에 운동학을 비교하기 위함이다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구는 전남 소재 대학교의 재학생 중 공개지원을 받아 실시하였다. 30명의 대상자가 지원하였으며, 지원자 중 한국질병관리본부에서 제공하는 신체질량 지수(body mass index)를 계산하여 정상범위($18.5 \text{ kg/m}^2 \sim 23 \text{ kg/m}^2$)에 속하지 않는 지원자는 제외하여 28명의 대상자(남자 16명, 여자 12명)를 선정하였다. 계단오르내리기, 쪼그려 앉기, 무릎 꿇기, 장기간 앉기, 넙다리네갈래근의 제질이 수축(isometric contraction)시 무릎에 통증을 느끼거나 무릎 손상 등의 과거력을 가진 대상자는 없었으며, 우세 다리는 모두 오른쪽 이었다. 모든 대상자는 실험에 대해 설명을 듣고 사전 동의를 하였다.

Table 1. General characteristics of subjects

(n= 28)

	Mean	Standard Deviation	Range
Age(yr)	24.25	1.33	22-26
Height(m)	1.70	.08	1.55-1.85
Weight(kg)	61.75	9.37	48-78
BMI(kg/m^2)	21.16	1.62	18.67-22.98

gender : male 16, female 12

2. 측정

운동학 자료는 동작 분석 시스템(LUKOtronic AS202, Lutz-Kovacs-Electronics, Innsbruck, Austria)을 사용하여 분석하였다. 이 시스템은 3개의 적외선 카메라와 동적 적외선 피부 마커로 구성되고, 마커의 움직임은 100 Hz로 포착하였다. 7개의 적외선 피부 마커는 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 안쪽가쪽 넙다리뼈 위관절융기(medial-lateral femoral epicondyle), 무릎뼈를 촉진하여 가장 넓은 폭의 안쪽가쪽, 무릎뼈의 중심(center of patella), 정강뼈 결절(tibia tubercle)에 부착하였다(Figure 1).

대상자가 반 쪼그려 앉기를 수행하는 동안 넙다리뼈와 연관된 무릎뼈의 주행과 Q각도는 선행연구를 기초로 하여 동작분석 시스템(LUKO tronic AS202, Lutz-Kovacs-Electronics, Innsbruck, Austria)의 ASCII 자료에 의해 수집하였다(Lin et al, 2003; Lin et al, 2010; Livingston, 1999; Powers, 2000a, b, Wilson et al, 2009). Laprade와 Lee(2005)는 쪼그려 앉기 동안 무릎뼈의 아래끝(inferior apex)에 부착한 방사선 비투과성 마커(radioopaque marker)의 위치와 실제 무릎뼈 위치를 비디오투시검사(videofluoroscopy)로 측정하였고, 실제 무릎뼈의 위치와 마커의 위치와의 차이는 60° 보다 작은 무릎 굽힘 각도의 반 쪼그려 앉기에서 3 mm 이하였으며, 무릎뼈 위에 부착된 마커가 무릎뼈의 위치를 잘 반영 할 수 있다고 제안하였다. 그리하여 본 연구는 무릎뼈 위에 마커를 부착 하여, 무릎뼈의 움직임을 MRI로 측정한 Powers(2000a, b)의 연구를 기준으로 무릎뼈의 돌림과 기울임의 각도를 정의하였다.

Figure 1. Marker point

Figure 2. (A)Patellar tilt(horizontal plane) (B)Patellar spin(coronal plane) ; The angle between a line passing through maximum width of the patella and a line passing through lateral and medial femoral epicondyles (C)Q-angle; The angle between a line passing through the anterior superior iliac spine(ASIS) and the midpoint of the patella and a line passing through the midpoint of the patella and the midpoint of the tibial tubercle

본 연구에서 X축은 뒤쪽에서 앞쪽으로 지나는 축, Y축은 아래쪽에서 위쪽으로 지나는 축, Z축은 안쪽에서 가쪽으로 지나는 축으로 정의하였다. 넙다리뼈와 연관된 무릎뼈 기울임(patellar tilt)은 수평면(X, Z면)에서 넙다리뼈의 안쪽가쪽 관절융기를 잇는 선과 무릎뼈의 가장 넓은 폭의 안쪽가쪽을 잇는 선 사이의 각도로 계산하였고(Figure 2, A), 넙다리뼈와 연관된 무릎뼈의 돌림(patellar spin)은 관상면(Y, Z면)에서 넙다리뼈의 안쪽가쪽 관절융기를 잇는 선과 무릎뼈의 가장 넓은 폭의 안쪽가쪽을 잇는 선사이의 각도로 계산하였다(Figure 2, B). Q각도는 위앞 엉덩뼈가시와 무릎뼈의 중심을 잇는 선과 무릎뼈의 중심과 정강뼈 결절을 잇는 선사이의 각도로 계산하였다(Figure 2, C). 이

모든 변수는 동시에 기록하였다.

본 연구에서 3번 반복한 두 개의 반 쪼그려 앉기 시 측정한 무릎뼈의 기울임과 돌림의 반복성을 계산하였고, 모두 높은 반복성을 가졌다(ICC[1,3] 0.98-0.99).

3. 절차

운동종류는 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기가 주어졌다. 두 개의 반 쪼그려 앉기 시 모든 대상자가 45°까지 무릎을 구부리도록 하기 위해, 오른쪽 무릎 가쪽에 각도기(kineman enterprises, 미국)를 부착하였다(Figure 1).

보조자는 대상자가 무릎을 45°구부렸을 때, '그만'이라는 신호를 주었다. 대상자는 선 자세에서 반 쪼그려 앉기를 위해 내려가다가 보조자의 신호를 듣고 다시 처음 선 자세로 올라갔다. 대상자는 먼저 양-하지 반 쪼그려 앉기를 수행하였다. 양 발을 일직선으로 하여 어깨 넓이로 벌리고 편안하게 선 다음, 본인이 선택한 느린 속도로 반 쪼그려 앉기를 하였다(Figure 3, A).

Figure 3. (A) Double-leg semisquat
(B) Wall-slide semisquat

다음 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기를 위해 벽에서부터 10 cm 거리에 양 발을 일직선으로 하여 어깨 넓이로 벌리고 양쪽 어깨와 엉덩이가 벽에 모두 닿게 하여 벽에 기대어 선다. 쪼그려 앉기 동안 벽에서 양쪽 어깨와 엉덩이가 떨어지지 않게 교육받은 다음 본인이 선택한 느린 속도로 반 쪼그려 앉기를 하였다(Figure 3, B). 운동속도는 VMO와 VL의 근 활성화도에 영향을 미치지 않기 때문에(Miller, Croce & Hutchins, 2000), 본 연구에서 운동속도를 제한하지 않았다. 정강뼈의 돌림(Serra~o, Cabral, Be~rzin, Candolo & Monteiro-Pedro, 2005)이나 엉덩관절(hip joint)의 모음(adduction) (Coqueiro et al, 2005) 및 안쪽돌림(internal rotation) (Herrington, Blacker, Enjuanes, Smith & Worthington, 2006)은 VMO와 VL의 활성화에 영향을 미치므로, 운동 중 양발

을 일직선으로 하여 정강뼈의 돌림을 제한하였으며 양 무릎이 안으로 모이지 않도록 대상자에게 교육 하였다.

내려갈 때 무릎 각도에 익숙해지기 위해 몇 번의 연습을 수행하였다. 두개의 반 쪼그려 앉기를 3번씩 수행하였고, 분석을 위해 각 종속 변수는 세 번 시도의 평균값을 계산하였다. 분석을 위해 모든 변수는 무릎 각도를 기준으로 얻어졌다. 두 운동종류 동안 무릎각도 0°와 45°에서 종속 변수인 무릎뼈 기울임과 돌림 및 Q-각도를 산출하였다. 독립 변수는 다음과 같다.

- 1) 무릎각도(knee angle) : 무릎굽힘 0°, 무릎굽힘 45°
- 2) 운동종류(type) : 양- 하지 반 쪼그려 앉기
벽- 미끄러짐 반 쪼그려 앉기

4. 통계학적 분석

실험결과 처리는 SPSS 12.0을 사용하였으며, 모든 변수는 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 무릎뼈 기울임 및 돌림과 Q-각도에 대해 무릎각도(2수준, 무릎굽힘 0°와 무릎굽힘 45°)와 운동종류(2수준, 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기)를 독립변인으로 하는 반복이 있는 이원변량분석(repeated measure two-way ANOVA)을 시행하였다($\alpha = .05$).

III. 결과

두 개의 반 쪼그려 앉기 수행 시 무릎 각도 0°와 45°에서 무릎뼈 기울임과 돌림 및 Q-각도 값은 <Table 2>에 제시한 바와 같으며, 두 개의 반 쪼그려 앉기 동안 무릎뼈는 가쪽으로 기울어지며 가쪽으로 돌림되었다(Figure 4). 이원반복측정 변량분석 결과<Table 3>, 돌림에서 종류와 무릎 각도 간에 유의한 상호작용 효과가 나타났다($p < .01$), 무릎 각도 간에는 유의한 주효과가 나타났지만($p < .001$) 종류 간에는 유의한 주효과가 나타나지 않았다($p > .05$).

Table 2. Mean and standard deviation of Q-angle and patella tracking

Variables	Types	Knee angle	
		0° (<i>M</i> ± <i>SD</i>)	45° (<i>M</i> ± <i>SD</i>)
Q-angle	Double-leg semisquat	24.17±6.62	53.86±6.02
	Wall-slide semisquat	23.86±7.37	54.63±5.43
Lateral tilt	Double-leg semisquat	2.83±7.30	7.36±6.30
	Wall-slide semisquat	3.66±6.47	7.68±5.43
Medial Spin	Double-leg semisquat	5.97±6.53	3.61±7.70
	Wall-slide semisquat	5.63±6.84	1.69±8.18

Descriptive statistics

Table 3. Result of Q-angle and patella tracking

	Source	df	MS	F	p
Q-angle	Type	1	1.468	.194	.663
	Knee angle	1	25591.317	502.092	.000***
	Type x Knee angle	1	8.287	1.251	.273
Lateral Tilt	Type	1	9.187	.404	.530
	Knee angle	1	510.274	21.700	.000***
	Type x Knee angle	1	1.811	1.213	.280
Medial Spin	Type	1	35.749	2.915	.099
	Knee angle	1	178.551	27.046	.000***
	Type x Knee angle	1	17.560	14.563	.001**

Repeated measure two-way ANOVA

** $p < .01$ *** $p < .001$

Figure 4. Patellar tracking and Q-angle during semisquat. the patella was laterally tilted and rotated and Q-angle was increased during both double leg squat and wall slide squat. The data were from one subject.

DLS : double-leg semisquat WSS : wall-slide semisquat

돌림은 양-하지 반 쪼그려 앉기 동안 $5.97^{\circ} \pm 6.53^{\circ}$ 에서 $3.61^{\circ} \pm 7.70^{\circ}$ 로 감소하는 반면 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 동안 $5.63^{\circ} \pm 6.84^{\circ}$ 에서 $1.69^{\circ} \pm 8.18^{\circ}$ 로 양-하지 반 쪼그려 앉기보다 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기에서 큰 감소가 나타났다.

Q-각도에서 종류와 무릎 각도 간에 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으며($p > .05$), 무릎 각도 간에 유의한 주 효과가 나타났다지만($p < .001$), 종류 간에 유의한 주 효과는 나타나지 않았다($p > .05$). Q-각도는 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반

쪼그려 앉기 동안 각각 $24.17^{\circ} \pm 6.62^{\circ}$ 와 $23.86^{\circ} \pm 7.37^{\circ}$ 에서 $53.86^{\circ} \pm 6.02^{\circ}$ 와 $54.63^{\circ} \pm 5.43^{\circ}$ 로 증가하였다.

기울임에서 종류와 무릎 각도 간에 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으며($p > .05$), 무릎 각도 간에는 유의한 주 효과가 나타났다지만($p < .001$), 종류 간에는 유의한 주 효과가 나타나지 않았다($p > .05$). 기울임은 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 동안 각각 $2.83^{\circ} \pm 7.30^{\circ}$ 와 $3.66^{\circ} \pm 6.47^{\circ}$ 에서 $7.36^{\circ} \pm 6.30^{\circ}$ 와 $7.68^{\circ} \pm 5.43^{\circ}$ 로 증가하였다.

IV. 논 의

본 연구에서 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 동안 무릎뼈는 각각 4.53° 와 4.02° 가쪽으로 기울어지고, 2.36° 와 3.94° 가쪽으로 돌림 되었으며, 무릎 각도 0° 에서 가쪽 기울임 각도는 각각 2.83° 와 3.66° , 가쪽 돌림 각도는 각각 5.97° 와 5.63° 였다. Lin et al.(2003)은 저항 없이 무릎 굽힘 20° 에서 펴는 동안 3차원적 동작 포착 시스템으로 무릎뼈 주행을 분석한 결과, 무릎뼈가 2° 가쪽으로 기울어지고, 0.9° 가쪽으로 돌림되며, 전체 펴 시 가쪽 기울임 각도와 외측 돌림 각도는 각각 3.8° , 6.4° 였다. 그러나 Powers(2000a, b)는 비 체중부하 조건에서 저항이 있는 무릎 펴 시 무릎뼈 돌림을 분석한 결과 무릎 관절 굽힘 45° 에서 0° 까지 무릎을 펴에 따라 가쪽 기울임 각도는 감소하였다. Powers(2000a, b)는 엎드린 자세(prone position)에서 무릎이 바닥에 닿은 상태로 밴드 저항에 대항하여 무릎을 펴하였기 때문에 정상적인 무릎뼈 주행이 방해되었을 것이다. 본 연구는 Lin et al.(2003)의 연구와 유사하게 무릎뼈는

가쪽으로 기울어지고, 가쪽으로 돌림되었다. 본 연구는 폐쇄 사슬 운동 시 무릎뼈 주행을 측정한 것으로, Lin et al.(2003)의 개방 연쇄 사슬 무릎 펌프 본 연구의 폐쇄 연쇄 사슬 무릎 굽힘 시 무릎뼈 주행이 유사하게 나타남을 알 수 있었다.

또한 무릎뼈는 Lin et al.(2003)의 연구에서 0.9° 가쪽으로 돌림된 반면, 본 연구에서는 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 동안 2.36° 와 3.94° 가쪽으로 돌림되었다. Lin et al.(2010)은 무릎 굽힘 0° 와 20° 에서 넵다리네갈래근을 전기 자극(electrical stimulation)을 사용하여 개별적으로 수축하였을 때 무릎뼈 주행을 분석하였다. 그 결과 VMO와 내측곧은넓은근(vastus medialis longus; VML)수축은 무릎뼈의 안쪽 기울임과 가쪽 돌림을 야기 하며, VL수축은 무릎뼈의 가쪽 기울임과 안쪽 돌림을 야기하였다. 이 연구를 토대로 Lin et al.(2003)보다 본 연구에서 가쪽 돌림의 양이 더 크게 나타난 것은 VMO가 짧아짐 수축(concentric contraction)보다 반 쪼그려 앉기와 같은 폐쇄 연쇄 사슬 운동동안 늘임 수축(eccentric contraction)할 때 더 많이 활성화 되는 것을 의미한다.

Q-각도는 무릎 굽힘 0° 에서 45° 까지 두 개의 반 쪼그려 앉기 동안 증가하였다. 본 연구에서 Q-각도 측정은 무릎뼈의 안쪽 가쪽 전위(translation)를 예측하기 위해 사용되었다. 무릎뼈는 사체 연구에서 반 쪼그려 앉기 시 초기에, 특히 0° 에서 20° 까지, 안쪽으로 이동하다가 무릎 굽힘 각도 약 45° 이상에서 가쪽으로 이동하기 시작한다(Coughlin, Incavo, Churchill & Beynnon, 2003). 무릎뼈가 무릎관절 굽힘 초기에 내측으로 미끄러지는 것은 용기사이고랑의 근위부분이 내측으로 기원하기 때문이다. (Wilson et al., 2009), 이는 본 연구에서 반 쪼그려 앉기 운동 초기에 Q-각도의 증가한 원인이다. 이러한 초기 반 쪼그려 앉기 동안 Q-각도의 증가는 무릎뼈에 대한 자연적인 활시위 힘(bowstringing force)을 만들어 내어(Neumann, 2009), VL의 활성을 증가시킬 것이며 무릎뼈의 가쪽 기울임을 야기할 것이다. 본 연구에서도 무릎뼈는 반 쪼그려 앉기 초반에는 기울임에 변화가 없다가 초기 이후에 가 쪽 기울임이 증가하기 시작한다 <Figure 4>. 그러나 Q-각도는 반 쪼그려 앉기 운동 초기 이후에도 지속적으로 증가하였다. Lin et al.(2010)의 연구에서 무릎 굽힘 0° 에서 VL수축의 선택적 수축 시 무릎뼈는 가 쪽으로 전위되지만, 무릎 굽힘 20° 에서는 안쪽으로 전위되었으며, VMO의 선택적 수축 시 0° 와 20° 무릎 굽힘 각도에서 안쪽으로 전위되었다. 이처럼 무릎 굽힘 20° 이후에는 VMO와 VL의 활성화는 모두 무릎뼈를 안쪽으로 전위시킨다. 이 때문에 본 연구에서 45° 까지 지속적으로 Q-각도가 증가하였을 것이다. 단일-하지 반 쪼그려 앉기 동안 무릎 최대 바깥 굽은 각도(valgus angle)는 9.8° 에서 12.7° 로 나타난다(Pantano, White, Gilchrist & Leddy, 2005). 본 연구와 동일한 쪼그려 앉기 방법이 아니라 직접적인 비교는 어렵지만, 양-하지 반 쪼그려 앉기와 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉

기에서도 자연스럽게 무릎의 바깥 굽은 각도가 증가하였을 것이며, 이 또한 Q-각도 증가의 원인일 것이다. 운동종류 간에 무릎뼈 운동학과 Q-각도에 차이는 없었다. 그러나 무릎뼈의 돌림은 무릎 각도와 운동종류 간에 유의한 상호작용 효과가 나타났으며, 양-하지 반 쪼그려 앉기보다 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 시 평균값이 더 크게 나타났다. VMO와 VML 수축은 무릎뼈의 가쪽 돌림을 야기 한다(Lin et al., 2010). 본 연구의 결과는 양-하지 반 쪼그려 앉기보다 무릎 굽힘 0° 에서 45° 까지 동적인 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기 시 VMO의 더 큰 활성이 일어남을 의미한다. 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기는 재활 초기에 주로 사용한다. 본 연구의 결과로 보아 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기는 큰 VMO의 활동을 통해 무릎뼈 불안정성에 대한 초기 재활에 효과적으로 무릎뼈 안정성을 제공할 수 있을 것이다.

V. 결론 및 제언

3차원적 동작 분석 시스템을 이용하여 비-침습 그리고 생체 내에서 무릎뼈 주행과 Q-각도를 분석하였고, 그 결과 무릎 굽힘 45° 까지 반 쪼그려 앉기 동안 무릎뼈가 가 쪽으로 기울어지고 돌림되며, Q-각도가 증가함을 알 수 있었다. 그리하여 반 쪼그려 앉기 동안 무릎뼈의 주행을 확인하였고 무릎넙다리 통증 증후군과 무릎뼈 기능부전이 있는 환자의 진단에 더 나은 이해를 제공하였다. 양-하지 반 쪼그려 앉기보다 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기에서 더 큰 가쪽 돌림이 나타났다. 그러므로 벽-미끄러짐 반 쪼그려 앉기는 보다 더 무릎뼈의 안정화 근인 VMO의 선택적인 강화에 효과적일 것이며, 무릎 손상 환자나 무릎넙다리 통증 증후군 환자의 재활 초기에 유용할 것이다.

선행연구와 본 연구 간에 무릎뼈 주행 측정 시 운동방법과 무릎 굽힘 각도의 차이는 연구 결과의 차이에 영향을 미쳤을 것이다.

또한 본 연구는 무릎뼈 위에 부착된 마커의 피부 미끄러짐에 대한 오류를 측정하지 않았다. 동적인 반 쪼그려 앉기 운동 동안 피부 미끄러짐은 무릎뼈의 기울임과 돌림 각도에 영향을 미쳤을 것이다. 향후 연구에서는 다양한 운동방법과 무릎 굽힘 각도에서 무릎뼈 주행을 측정하고, 넵다리네갈래근의 근 활성화와 무릎뼈 주행 간에 관계를 밝히기 위해 운동학적 분석뿐만 아니라 근 생리학적 연구도 함께 이루어지길 바란다.

참고문헌

Almeida, S. A., Williams, K. M., Shaffer, R. A., & Brodine, S. K.(1999). Epidemiological patterns of musculoskeletal

- injuries and physical training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 1176-1182.
- Amis, A. A., Senavongse, W., & Bull, A. M.(2006). Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension; an on vitro study. *Journal of Orthopaedic Research*, 24, 2201-2211.
- Boling, M. C., Bolgia, L. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Hosey, R. G.(2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 1428-1435.
- Coqueiro, K. R. R., Bevilacqua-Grossi, D., Be'rzin, F., Soares, A. B., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V.(2005). Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 596-603.
- Coughlin, K. M., Incavo, S. J., Churchill, D. L., & Beynnon, B. D.(2003). Tibial Axis and Patellar Position Relative to the Femoral Epicondylar Axis During Squatting. *The Journal of Arthroplasty*, 18(8), 1048-1055.
- Cowan, S., Bennell, K., Hodges, P. W., Crossley, K., & McConnell, J.(2001). Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 183-189.
- Escamilla, R. F.(2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 127-141.
- Fulkerson, J. P.(1997). *Disorders of the Patellofemoral Joint*. third ed. Williams & Wilkins, Baltimore.
- Herrington, L., Blacker, M., Enjuanes, N., Smith, P., & Worthington, D.(2006). The effect of limb position, exercise mode and contraction type on overall activity of VMO and VL. *Physical Therapy in Sport*, 7, 87-92.
- Hodges, P., & Richardson, C.(1993). The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 25, 57-62.
- Koh, T. J., Grabiner, M. D., & De Swart, R. J.(1992). In vivo tracking of the human patella. *Journal of Biomechanics*, 25, 637-643.
- Laprade, J., Culhan, E., & Brouwer, B.(1998). Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy*, 27, 197-204.
- Laprade, J., & Lee, R.(2005). Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *The Knee*, 12, 63-72.
- Lin, F., Makhosous, M., Chang, A. H., Hendrix, R. W., & Zhang, L. Q.(2003). In vivo and noninvasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary movement. *Clinical Biomechanics*, 18, 401-409.
- Lin, F., Wilson, N. A., Makhosous, M., Press, J. M., Koh J. L., Nuber, G. W., & Zhang, L. Q.(2010). In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*, 43, 235-241.
- Livingston, L. A., & Mandigo J. L.(1999). Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 14, 7-13.
- MacIntyre, N. J., Hill, N. A., Fellows, R. A., Ellis, R. E., & Wilson, D. R.(2006). Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Bone of Joint Surgery[American]*, 88, 596-605.
- Magee, D. J.(2004). *Orthopedic physical assessment*. 4th edition. Seoul : Hyun Moon Sa.
- McWalter, E. J., MacIntyre, N. J., Cibere, J., & Wilson, D. R.(2010). A single measure of patellar kinematics is an inadequate surrogate marker for patterns of three-dimensional kinematics in healthy knees. *The Knee*, 17, 135-140.
- Miller, J. P., Croce, R. V., & Hutchins, R.(2000). Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 233-239.
- Merchant, A. C.(2001). patellofemoral Imaging. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 389, 15-21.
- Neumann, D. A.(2009). *Kinesiology of the Musculoskeletal System* 2nd edition. New York : Mosby.
- Pantano, K. J., White, S. C., Gilchrist, L. A., & Leddy, J.(2005). Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clinical Biomechanics*, 20, 966-972.
- Powers, C. M.(2000a). Patellar kinematics, part II: the influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 80,

65-973.

- Powers, C. M.(2000b). Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 80, 956-964.
- Serraño, F. V., Cabral, C. M. N., Be'rzin, F., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V.(2005). Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport*, 6, 15-23.
- Sheehan, F. T., Zajac, F. E., & Drace, J. E.(1999). In vivo tracking of the human patella using cine phase contrast magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121, 650-656.
- Souza, D. R., & Gross, M. T.(1991). Comparison of vastus medialis obliquus:vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 71, 310-316.
- Tang, S. F. T., Chenm C. K., Hsu, R., Chou, S. W., Hong, W. H., & Lew, H. L.(2001). Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1441-5.
- Watson, C. J., Leddy, H. L., Dynjan, T. D., & Parham, J. L. (2001). Reliability of the lateral pull test and tilt test to assess patellar alignment in subjects with symptomatic knee: student raters. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31, 368-374.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., & Vanderstraeten, G.(2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 480-489.
- Wilson, N. A., Press, J. M., Koh, J. L., Hendrix, R. X., & Zhang, L.(2009). In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. *Journal of Bone of Joint Surgery[American]*, 91, 558-566.