

슬개대퇴관절의 해부학과 생체역학에 관한 문헌적 고찰

노원을지병원 물리치료실

최 병 옥

Anatomy and Biomechanics of the Patellofemoral Joint

Choi, Byung Ok, M. P. H., R. P. T.

Dept. of Physical Therapy, No Won Eul Ji Hospital

- ABSTRACT -

The patellofemoral joint is formed by the articulation of the patella and femoral condyles in the trochlear groove. The complexity of the patellofemoral joint is magnified by the fact that the tibiofemoral joint works in conjunction with the patellofemoral joint. Additionally, other joints such as the subtalar joint, hip and sacroiliac joints indirectly contribute to the function of the patellofemoral joint. This joint has little bony stability. Soft tissue surrounds the joint to increase stability. The patellofemoral joint increases the mechanical advantage of the quadriceps muscles and resists mechanical loading. In patellofemoral dysfunction, patellofemoral contact pattern is disrupted, leading to excessive compression at the joint. When you treat the patellofemoral dysfunction, you should evaluate anatomic and biomechanic components and find factors of patellofemoral dysfunction. Hamstring tightness, weakness of VMO and tightness of lateral retinaculum lead to flexed knee and abnormal patella tracking and patellofemoral joint reaction force and patellofemoral dysfunction. A thorough understanding of the anatomy and biomechanics may assist the clinician in the recognition and treatment of patients with patellofemoral pain. Therefore physical therapists should apply modality as well as therapeutic exercise, stretching and strengthening. In this paper, I will discuss the germane anatomical structures and biomechanics of the patellofemoral joint.

Key Words : Patellofemoral joint ; Patellofemoral pain

I. 서론

슬개대퇴관절(patellofemoral joint)은 슬개골의 관절면과 활차구(trochlear groove)안의 대퇴외과(condyles)에 의해 이루어져있으며 이 관절은 안정성이 다소 떨어져 있으나 대퇴골의 외측과가 내측보다 높아서 슬개골이 외측으로 탈골되는 것을 막아 주며 관절주위의 조직들(근육, 인대, 힘줄, 지대(retinaculum) 등)이 관절의 안정성을 높여준다(Tomberlin & Saunders, 1994). 관절의 위쪽에서는 대퇴사두건의 힘줄이 슬개골에 붙고 아래쪽에는 슬개골건이 경골의 결절(tubercl)에 붙어있으며 내측광근과 외측광근의 펼쳐진 힘줄이 내외측지대(retinaculum)를 형성하고 관절낭과 슬개대퇴인대들이 슬개골의 내외측 가장자리에 붙는다(Tomberlin & Saunders, 1994). 외측가장자리에는 장경인대의 장슬개 띠(ilioapatellar band)가 붙어 외측지대들과 함께 어울어지는데 외측구조물들이 짧아지고 유연성이 떨어지면 슬개골의 내측 미끄러짐(sliding)이 감소되고 슬개대퇴관절의 기능부전의 원인이 될 수 있다(Tomberlin & Saunders, 1994). 때문에 본 연구자는 슬개대퇴관절(patellofemoral joint)의 해부학적 구조와 생체역학에 관한 문헌고찰을 통하여 슬개대퇴관절에 통증을 호소하는 환자들의 효율적 물리치료에 기여하고자 본 연구를 시작하였다.

II. 본론

1. 해부학(Anatomy)

1) 발생학(Embryology)

슬개골은 임신 7.5주에 대퇴사두근 안에서 구별되기 시작한다(Gray & Gardner, 1950). 슬개골은 나중에 경골의 판(plateau)과 관절을 이루게 될 대퇴골의 외과(condyles)의 원위부(distal aspect)와 조화를 이룬다. 슬개골은 스스로 대퇴외과(femoral condyles)에 맞게 형성된다(Walmsley, 1940).

슬개골은 태아의 6개월까지 크기가 증가되는데 하지의 다른 뼈들이 자란 만큼 같은 비율로 증가한다.

활차표면(trochlear surface)의 발달은 임신 8주까지 일어난다. 슬관절의 움직임이 일어나기 전 이러한 발달은 슬개

골의 반응이 아니라 대퇴사두근 기전에서 나타나는 것 같다. 슬개골은 몇 개의 골화(ossification)로 이루어져 있는데, 2~6년 사이에 융합되고 융합의 실패는 슬개골의 바깥쪽 위 모서리에서 가장 흔히 나타나고 그 결과 슬개골이 양분된다((Walmsley, 1940).

2) 뼈의 해부학(Anatomy Osteology)

슬개골은 신체 중에서 가장 큰 종자골(sesamoid bone)인데 무릎의 앞쪽 대퇴사두근 속에 묻혀 있다(Engle, 1992). 슬개골은 납작하고 아래는 뾰족한 삼각형이며 위는 둥글게 각이 저 있고 앞쪽과 뒤쪽에 표면(surface)이 있다. 무릎을 쭉 펴고 있을 때 슬개골의 아래쪽 면(aspect)은 슬관절의 관절선(joint line)보다 1cm 정도 아래로 내려와 있다. 슬개골은 길이보다 폭이 약간 넓다(Engle, 1992).

슬개골의 앞쪽은 모든 방향으로 약간 볼록하고 3부분으로 나누어진다. 상부 1/3은 대퇴사두근의 건이 부착하는 곳이다. 중간 1/3에는 혈관들이 지나가는 많은 구멍들이 있다. 아래쪽 1/3은 V자 모양이며, 슬개골 건(patellar tendon)에 의해서 발달되었다(Engle, 1992).

슬개골 뒤쪽 면의 아래쪽 25%는 비관절면이고 위쪽 75%는 관절면이다. 슬개골의 관절면은 유리연골(hyaline cartilage)로 완전히 덮여 있고 두께는 중앙부위가 4~5mm 정도이며 신체에서 가장 두껍다. 슬개골 관절면은 수직능선에 의해서 내·외측 소관절면(facet)으로 나뉜다. 일반적으로 바깥쪽 소관절면(facet)이 약간 크지만, 양쪽 소관절면(facet)이 같은 사이즈일 수도 있다(Wiberg, 1941).

내측은 4개의 소관절면(facets: 상부(superior), 중간(middle:내측(medial),외측(lateral)), 아래(inferior) 그리고 자투리(odd) 소관절면)으로 나뉜다. 내측 소관절면(facet)이 가장 많은 해부학적인 변수를 가지고 있지만 일반적으로 내측 소관절면(facet)은 납작하고 약간 볼록하다. 자투리 소관절면(odd facet)이 내측 소관절면(facet)에서 가장 작고 작은 연골성 수직능선에 의해서 내측 소관절면(facet)으로부터 분리된다(그림1).

외측 소관절면(facet)은 내측 소관절면(facet)보다 넓고 길며 오목하다. 이 소관절면(facet)들은 무릎 관절이 움직이는 동안에 대퇴와 단계적으로 접촉하는 슬개골의 분절(segments)들이다(Engle, 1992).

슬개골은 대퇴골의 원위부 앞쪽 표면과 관절을 이루며 대퇴골 부위를 슬개골 구(groove), 대퇴 홈(femoral sulcus)

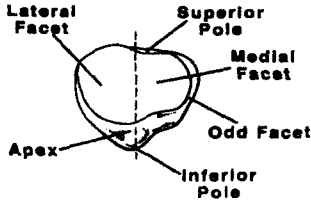


그림 1. 왼쪽슬개골관절면
(Tomberlin, 1994)

혹은 활차(trochlea)로 언급되기도 한다. 활차(trochlea)표면은 두 개의 관절표면(내측과 외측)으로 나뉘어진다. 근위부 활차구(trochlea groove)는 얇고 슬개골의 원위부 표면의 모양 윤곽과 조화를 이룬다. 원위부 구(groove)는 외과 사이 절흔(intercondylar notch)을 형성하기 위해 길어진다. 외측활차(trochlea) 표면은 내측 표면보다 근위 및 전방으로 뺀어 있고 크다. 활차(trochlea)를 덮고 있는 연골은 슬개골의 연골보다 현저하게 얇다. 두께는 2~3mm 정도다. 내측 활차(trochlea) 표면 연골은 외측면 보다 얇다. 상활차와(supratrochlear fossa)는 대퇴골의 앞쪽 면에 위치한다. 상활차와(supratrochlear fossa)는 약간 오목하다. 이곳은 슬관절이 능동적으로 완전히 퍼져 있을 때 슬개골과 함께 접촉하는 곳이다(Engle, 1992).

3) 슬개대퇴관절(Patellofemoral joint)의 활막(synovium)

슬개대퇴관절(patellofemoral joint)의 활막은 상슬개 주머니(suprapatellar pouch), 중간 주머니(middle portion)와 하슬개 지방패드(infrapatellar fat pad)로 구성된다. 상슬개 주머니(suprapatellar pouch)는 대퇴골의 앞면을 덮는다. 앞쪽에서 활막주머니(synovial pouch)를 신전조직(extensor apparatus)이 덮고 있다. 활막은 원위부 쪽으로 대퇴사두근이 중앙 부착 점에 강하게 붙어 있으나 적은 양의 지방 조직에 의해서 내외측광근에 의해 분리되어 있다. 상슬개 주머니(suprapatellar pouch)의 원위부는 경골대퇴골 활막강과 교통(communication)되어 있다(Tomberlin & Saunders, 1994). Patel(1986)은 plica를 3부위 즉 상슬개(suprapatellar) plica, 하슬개(infrapatellar) plica, 슬개내측(medial patella) plica로 구분했는데 내측 plica가 슬개골의 내측에서 가장 잘 만져진다. 하슬개 지방패드(infrapatella-

fat pad)를 활막 층이 덮고 있고 슬개골의 양면에 있는 중간슬개주름(peripatellar fold)과 함께 합쳐져서 위로 뺀어 있다. 하슬개 지방 패드(infrapatellar fat pad)는 뒤쪽으로는 과간 절흔(intercondylar notch)의 앞쪽으로 붙는 인대성 점막(ligamentum mucosum) 속으로 뺀어 있다. 슬관절이 완전히 신전 되어 슬개건이 긴장하면 지방패드(fat pad)는 슬개건의 양쪽으로 즉 안쪽 지방패드(fat pad)와 바깥쪽 지방패드(fat pad)로 분리되어 튀어나온다. 지방패드(fat pad)는 재발성 손상에서나 패드가 압박될 때 비대해질 수 있고 슬개대퇴 증후군(patellofemoral syndromes)의 원인이 될 수도 있다(Hoffa, 1984).

4) 인대구조(Ligamentous structure)

아래쪽에서 슬개골 건은 슬개골이 위로 끌려올라가는 것을 제한하며 슬개골 건의 사이즈는 사람에 따라 다양하며 건은 폭이 약 3cm이며 슬개골의 끝에 붙어있고 경골의 결절(tubercle)에는 약 2.5cm의 너비로 붙어있으며 슬개골 건은 약간 납작하고 5~6cm정도이며 두께는 7mm이다. 슬개골 건의 방위(orientation)는 하지의 장축(long axis) 안에 있다(Engle, 1992).

바깥쪽에서 슬개골 주위(peripatellar) 지대(支帶:retinaculum)는 2개 즉 표층부 경사 지대(支帶:superficial oblique retinaculum)와 심부 횡 지대(支帶:deep transverse retinaculum)로 구성되어 있다. 표층부 경사 지대(支帶:superficial oblique retinaculum)가 보다 얇고 장경인대(iliotibial band)에서 슬개골을 얇게 덮고 있다. 심부 횡 지대(支帶:deep transverse retinaculum)는 표층부 경사 지대(支帶:superficial oblique retinaculum)보다 더 고밀도 상태로 존재한다. 심부 횡 지대(支帶:transverse retinaculum)는 장경인대에서 슬개골 쪽으로 향하고 있다. 이 구조는 치밀하고 슬개골이 안쪽으로 이탈(displacement)하는 것을 막아주는 일차적인 구조물 중의 하나다(Fulkerson & Hummerford, 1990).

안쪽에서는 관절주머니와 지대(支帶:retinaculum)조직이 슬개골의 내측면 위 섬유 층을 형성한다. 내측 슬개골 대퇴 인대(patellofemoral ligament)는 슬개골의 바깥 쪽 이탈(displacement)을 막는 제1의 요소다(Fulkerson & Hummerford, 1990).

내외측 지대(支帶:retinaculum) 구조 사이의 균형이 대퇴 활차(trochlea)와 함께 신전기전의 적절한 정열을 유지

하는데 중요하다. 무릎을 구부렸을 때, 내외측 지대 밴드 (retinacular band)가 뒤쪽으로 당겨지면서 대퇴골 활차 (trochlea) 안에서 슬개골이 압박되어지는 원인이 된다. 장경인대 역시 무릎을 구부릴 때 슬개골이 바깥쪽으로 밀리는 원인이 되는 외측 지대(支帶: retinaculum)에 동조한다. 덧붙여서 만일 바깥쪽 구조물들이 타이트해지거나 혹은 내측구조물들이 느슨해지면 슬개골의 이탈과 외측 경사 (tít)를 야기할 것이다. 이런 경향은 내측보다도 외측 지대 (支帶:retinaculum)가 딱딱해지고 너무 강하면 나타날 수 있다. 이런 내외 측의 불균형 때문에 슬개골은 특정 개인에게 있어서는 바깥쪽으로 치우쳐서 상하로 움직일 수 있다(Hughston et al, 1984).

5) 근건 구조(Musculotendinous structure)

슬개대퇴관절의 제1의 능동안정요소는 대퇴사두근이며 그 중 대퇴직근(rectus femoris)은 슬개골의 앞쪽 위에 붙고 그 근육의 천층 섬유는 슬개골의 앞쪽 위까지 연장되어 슬개골 건에 붙어 강한 섬유성조직을 형성한다. 중간에 있는 내외측 광근들은 질긴 건막(solid aproneurosis)을 형성하는 중간에서 합쳐지는데 질긴 건막(solid aproneurosis)은 슬개골의 기저부와 원위부쪽에서 슬개골 가장자리에 각각 붙는다. 내측광근을 vastus medialis oblique(VMO)와 vastus medialis 2가지로 나누는데 VMO 섬유는 대내전근 건(adductor magnus tendon)과 내측 내부근 격리막(medial intramuscular septum)으로 부터 비롯된다. 이 근육은 개개의 슬개골 대퇴인대를 강화하며 이 근육의 발란스가 상실될 때 슬개골의 비정상적인 가로지름(tracking)을 야기한다. 심부에 있는 대퇴사두근의 중간근(intermedius)은 넓고 얇게 슬개골의 기저부에 부착되며 슬개골이 위로 이탈되는 것을 방지한다(Hallisey et al, 1987)

고관절 내전근은 슬개골의 안정화의 2차 적인 역할을 하며 VMO 대부분의 근섬유는 대내전근 건에서 비롯되기 때문에 대퇴사두근이 수축하는 할 때 고관절 내전을 수반하면 VMO근육이 보다 더 강하게 수축한다(Bose et al, 1980).

6) 혈액공급(Vascular supply)

슬개대퇴관절은 surrounding vascular anastomosis 주위에서 많은 혈액을 공급받는다. 슬개대퇴관절 안쪽은 상하 무릎(genicular)동맥에서 혈액을 공급받는다. 외측상하 무릎

(genicular) 동맥들은 그 관절의 바깥쪽에 혈액을 공급한다 (Shim & Leung, 1986). 슬개골은 peripatellar vascular circle로부터 혈액공급을 받을 뿐만 아니라 다른 2가지 루트 즉 앞쪽 면(anterior surface) 중간1/3과 뒤쪽 면 (posterior surface)의 아래쪽 관절 바깥 부분을 통해서 혈액공급을 받는다(Shim & Leung, 1986).

7) 슬개골 정열 결정요소(Determinants of patella alignment)

Q-angle, 슬개골 위치, 지지대의 긴장(retinacular tension)과 대퇴골 변형 등과 같은 요소들이 슬개골의 가로지름 (tracking)과 안정성에 영향을 미친다(Mangine, 1988).

Q-angle은 ASIS에서부터 슬개골의 중심을 이은 선과 슬개골의 중심에서 경골의 결절을 이은 선이 교차하면서 생기는 각도이다(Magee, 1997). Aglietti(1993)등은 150명의 Q-angle을 측정하였다니 평균 15 6형 7 라고 보고했다. 남성에게는 14 여성은 17弧人동는 20鶴瓊見 비정상이라고 주장했다.

Q-angle은 슬개골 불안정과 슬개대퇴관절 통증에 영향을 미치는 많은 요소들 중의 하나다. 슬개골은 위쪽으로 8~10mm 정도 이동하는데 이 운동은 슬개골건과 슬개경골 (patellotibial) 인대에 의해서 제한 받는다. 슬개골의 외측 이동은 대퇴사두근 중 내측광근과 내측슬개골 지대(支帶:retinaculum)에 의해서 제한 받는다(Aglietti, 1993).

슬개골의 자세와 위치는 임상가들에게는 중요한 정보를 제공한다. Insall과 Salvati는 슬개골 길이에 대한 슬개골 건의 길이를 비교하는 Insall Ratio(patellar tendon length/patellar length)를 추천했다(Blumensaat, 1938: 그림 2). 1.2 혹은 그 이상의 Insall 비율을 슬개골 baja, 0.8 혹은 그 이하를 슬개골 alta라고 한다. 슬개골 alta는 슬개골의 아탈골, 탈골, 슬개골 대퇴골 통증과 부종(관절) 등과 관련이 있다. 반대로 슬개골 baja는 경골 조면 이전(transfer) 수술, 전방십자인대 수술(슬관절 굴곡구축)후 혹은 슬관절 굴곡자세로 오랫동안 슬관절을 고정시켜둔 후에 2차적으로 생긴다. 선천적인 슬개골 baja는 연골발육부전 난쟁이에게서 발견된다. 슬개골 baja는 슬개대퇴관절의 관절연골의 퇴행성 변화와 관련이 있다(Merchant & Mercer, 1974).



그림 2. Insall Ratio(Insall, 1972)

일치(congruence)의 개념은 슬개골과 활차(trochlea)사이의 관계와 관련이 있고 축 또는 접선사진(tangential view)으로 부터 측정된다(McKinnis, 1997). 접선 슬개골 방사선사진을 찍는 방법에는 여러 가지가 있는데 그것은 Merchant view, Hughston view, 혹은 Sunrise view 들이다(McKinnis, 1997). 구 각(sulcus angle)은 외측 대퇴골 활차(trochlea)의 앞쪽 부분에서부터 내측 대퇴골 활차(trochlea)의 가장 앞쪽에 대한 대퇴골 구(sulcus)의 가장 깊은 곳까지 그은 선의 교차에 의해서 형성된다(McKinnis, 1997 : 그림 3). 일치 각(congruence angle)은 대퇴골 구(sulcus)에 대한 슬개골과의 관계를 측정한 것이다. 구 각(sulcus angle)의 이등분선은 0° 기준선이다(McKinnis, 1997). 두 번째 라인인 구(sulcus)의 끝(apex)에서 부터 슬개골 능선(ridge)의 가장 아래쪽 지점까지 그린 선이다. 만일 이 라인이 0° 90° 범위에 안쪽에 있으면 이 각은 양성이다. Merchant 등은 100명(남 50명, 여 50명)의 정상인 무릎에서 구 각(sulcus angle)과 일치 각(congruence angle)을 측정했다. 구 각(sulcus angle)의 평균각도는 138° 일치 각(congruence angle)의 평균각도는 -6° 라는 것을 발견했다. 그들은 구 각(sulcus angle)이 150° 160° 170° 180° 일 때를 비정상이라고 했다(McKinnis, 1997). 경골과 대퇴골의 위치는 슬개골 위치에 지대한 영향을 미치고 대퇴사두근의 Q-angle에 영향을 미칠 수 있는데 대퇴골의 전방변위(anteversion)는 대퇴골 경(neck)의 비정상인인 대퇴골의 과도한 내회전에 의해서 나타난다. 대퇴골 전방변위(anteversion)는

최근의 연구에서 슬개골과 활차(trochlea) 사이의 접촉 압력에 영향을 준다고 밝혀졌다(Lee & Anzel, 1992). 증가된 대퇴골 전방변위(anteversion)는 외측 슬개골 소관절면(facet)에 대한 접촉압력의 증가원인이 된다. 반면에 후방변위(retroversion)는 내측슬개골 소관절면(facet)에 대한 접촉 압력의 증가원인이 된다. 경골의 외염전(external torsion)은 Q-angle에 큰 영향을 미칠 수 있다(Lee et al, 1991). 슬개골대퇴관절(patellofemoral joint)주위 연부조직은 슬개골 위치와 자세에 큰 영향을 미친다. 외측의 지대(支帶: retinacular) 구조에서 과도한 긴장 혹은 내측 구조의 비정상적인 느슨함은 슬개골에 대한 내·외부 힘의 불균형의 결과가 되어 슬관절이 움직이는 동안 슬개골의 외측 이동의 원인이 된다(Fulkerson, 1983).

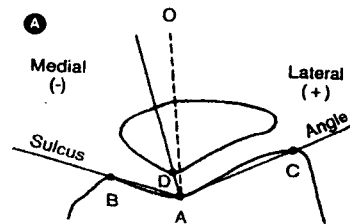


그림 3. (Merchant, 1974)

2. 슬개대퇴관절(Patellofemoral joint)의 생체역학

무릎에는 슬개대퇴관절, 경골 대퇴관절의 2개의 관절이 서로 조화를 이루어서 부드럽고, 정상적이고, 힘이 강력한 운동을 발생시킨다. 슬개골 면은 일상생활 중 계단 오르내리기, 무릎 구부리고 앉고 서기 등과 같은 동작으로 많은 힘을 받고 경우에 따라서는 체중의 7 배나 되는 힘을 받기도 한다(MacDonald et al, 1989). 슬개골 관절면을 건강하게 유지하기 위해 이런 힘들과 비정상적인 생체역학은 조절되어야 한다.

1) 슬개골의 기능(Patella function)

슬개골은 대퇴사두근의 힘이 경골에까지 미치게 하는 역할을 한다. 슬개골의 일차적인 기능은 슬관절의 축으로부터 신전기관(extensor apparatus)의 거리를 증가시킴으로

써 대퇴사두근의 기능을 촉진시키는 것이다. 움직임의 전체적인 호(entire arc)를 통하여 슬개골은 50% 이상 신전 기전의 힘을 증가시킨다

(Steindler, 1955). 슬개골은 슬개골 건에 전달되는 대퇴사두근의 힘이 대퇴사두근 건의 중심에 모이도록 안내하는 역할을 한다. 슬개골 관절면은 초자연골로 덮여 있고 마찰계수가 매우 낮기 때문에 대퇴골 원위부에서 가해지는 대퇴사두근 힘을 분산시키는데 탁월하며 신경이 없고 영양공급은 활막, 활액, 연골혈관에 의해서 받는다(Norkin & Levangie, 1992).

2) 대퇴사두근의 기능(Quadriceps function)

대퇴사두근들은 횡단면적과 부착시 각도가 서로 다르고 기능도 약간씩 다르다. VMO는 현저하게 원위부 쪽으로 뻗어있고 슬개골에 비스듬하게 붙는다(그림 4). 지대(支帶:retinacular) 조직은 슬개골 안과 슬개골 건을 덮고 있다. 지대(支帶:retinaculum)는 슬개대퇴관절에 대한 수동적인 저항요소다. 무릎을 구부릴 때 지대(支帶:retinaculum)의 횡방향 섬유는 수동적으로 팽팽해진다. 이것은 활차(trochlea)구 안에서 슬개골을 유지하도록 도와준다. 무릎을 완전히 펼 때 지대(支帶:retinacuar) 구조는 느슨해지고 슬개골은 쉽게 움직이게 된다. 내외측 지대(支帶:retinacular) 혹은 근육 사이의 어떠한 불균형이라고 할지라도 비정상적인 슬개골 가로지름(tracking)을 야기시킬 것이다(Smith et al, 1996).

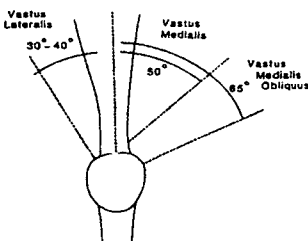


그림 4. 대퇴사두근의 insertion(APTA)

3) 슬개대퇴 접촉힘(Patellofemoral contact forces)

슬개골은 무릎이 0° 정도 구부러질 때 활차 구(trochlear groove)속으로 미끄러져 들어가기 시작한다.

슬개골 건의 길이는 접촉시에 정확한 각도를 결정한다. 슬개골 alta가 있는 환자에게는 슬개골이 활차(trochlea)

속으로 미끄러져 들어가기 시작함에 따라 슬개골의 아래쪽 부분이 활차 구(trochlea groove)의 위쪽에 접촉하게 되며 접촉면의 넓이는 약 1.0~1.5cm² 이다(Aglietti et al, 1975). 무릎이 점차 구부러짐에 따라 접촉면의 넓이도 증가한다(그림 5). 60° 구부렸을 때 슬개골의 중간부위가 활차(trochlea)의 전하방면과 접촉하게 되고 접촉면의 면적은 약 2.5~3.5cm²이다(Aglietti, et al,1975). 무릎을 90° 구부렸을 때 슬개골의 근위부가 접촉하고 접촉면의 면적은 3.5~6.0cm²로 증가한다(Aglietti, 1975). 그러므로 90° 굴곡시에 자투리(odd) 소관절면(facet)만 제외한 슬개골의 관절면 전체가 대퇴골 과상돌기 혹은 활차(trochlea)구에 접촉하는 부하를 감당하게 된다(Fulkerson & Hungerford, 1990). 접촉패턴은 135° 굴곡까지 계속 변한다. 무릎을 90°까지 구부릴 때 슬개골과 대퇴골의 접촉면적은 점점 증가된다. 접촉면이 넓으면 계단 오르고 내려오기 쪼그라 앉기와 같은 기능적인 동작에서 나타나는 접촉 힘을 조절하기가 좋다. 90° 이상 구부러지면 부하를 담당할 면적이 줄어들지만 대퇴사두근의 뒤쪽 표면은 대퇴골의 활차(trochlea) 소관절면(facet)과 접촉하게 된다. (Emery & Mechim, 1973).

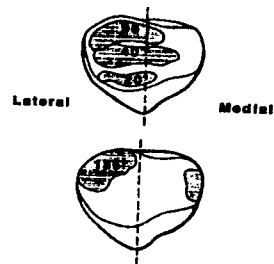


그림 5. patellofemoral contact pattern (Tomberin, 1994)

4) 관절 반작용 힘(Joint reaction forces)

슬개대퇴관절 반작용 힘(PFJRF: patellofemoral joint reaction force)은 관절면에 직각으로 작용하는 슬개골건과 대퇴사두근건의 힘의 합성과 반대 방향이며 힘의 크기는 같다(그림 6). PFJRF(patellofemoral joint reaction force)는 무릎을 구부릴 때 증가한다. 그 이유는 첫째 슬개골건과

대퇴사두근간 사이의 각도가 작아지고 힘의 합성이 증가 되기 때문이며 둘째 무릎이 구부러짐에 따라서 대퇴골과 경골의 효과적인 지렛대 팔이 증가되어 체중의 굴곡모멘트에 저항하는 대퇴사두근의 힘이 보다 많이 요구되기 때문이다. 대퇴사두근 힘(M1)은 슬개골건의 힘(M2)과 같지 않고 그 비율도 전 ROM을 통하여 같지 않다는 것을 이해하는 것이 중요하다(Maquet, 1976). M1/M2의 비율이 무릎을 구부리면 점점 증가된다. 정상적인 체중부하 상황에서 슬개건 힘 M2와 PFJRF(patellofemoral joint reaction force)은 슬관절의 굴곡이 증가함에 따라 증가한다(Ahmed et al, 1987).

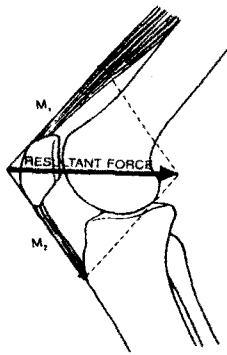


그림 6. Compressive forces on the patellofemoral (Fulkerson, 1990)

5) 슬개대퇴의 동적인 운동(Patellofemoral dynamics)

무릎을 완전히 펼 때 슬개골은 상활차(supratrochlea) 지방패드(fat pad)와 관절을 이룬다. 이 위치에서 슬개골은 대퇴골의 활차(trochlea)와 접촉하지 않고 슬개골의 움직임이 가장 자유롭다. 대퇴사두근이 수축하면 슬개골은 외번(valgus) 벡터 때문에 약간 바깥쪽과 위쪽으로 약 8~10mm 정도 위치를 변경한다. 그래서 슬개골의 정상적인 가로지름(tracking)은 바깥쪽으로 C자를 그리는데 0°에서 시작하여 135°에서 끝이 난다(Van Ewden et al, 1985). 20°까지 구부리는 동안 경골은 screw-home 기전에서 풀려나고 대퇴골에 대해서 안쪽으로 회전된다.

이것은 외측 벡터 힘과 Q-angle을 현저하게 감소시킨다.

슬개골은 약 10°정도 때 활차(trochlea) 안으로 들어간다. 20°~30° 사이에서 대퇴골의 활차(trochlea)로부터 앞쪽으로 뛰어나오기 때문에 슬개골은 보다 더 뚜렷하게 윤곽을 드러낸다. 30°이상에서 슬개골은 활차(trochlea)구 안으로 정착되고 슬개골 불안정은 줄어든다. 많은 슬개대퇴관절 통증문제는 30° 정도 무릎을 구부렸을 때 비정상적인 슬개골 가로지름(tracking)과 관련이 있다(Abernethy et al, 1978).

6) 운동의 역학(BIOMECHANICS OF EXERCISES)

동적인 운동들을 하는 동안 대퇴사두근 수축과 체중은 슬개대퇴관절에 힘을 발생시킨다. 이 동적인 운동들을 하는 동안 슬관절 굴곡의 양은 대퇴사두근 힘의 크기에 영향을 미치는데 슬개대퇴관절의 반작용 힘의 크기에 직접 영향을 미친다. 일반적으로 무릎의 구부러짐이 증가할수록 대퇴사두근 힘의 크기도 증가하고 연속적으로 슬개대퇴관절의 반작용 힘 합성의 크기도 증가한다. 평지를 걷는 동안 슬관절 굴곡의 각도는 작아서 중간 입각기에서 체중의 0.5 배 정도의 힘이 발생된다(REILLY & MARTEMS, 1972).

계단을 오르고 내려올 때 무릎의 각도는 90° 정도 구부러지는데 이때는 체중의 3.3 배의 힘이 발생하고 평지를 걸을 때보다 약 7배의 힘이 발생한다(Nordin & Frankel, 1980). 쪼그리고 앉기와 같은 동작을 하는 동안에 무릎을 90°이상 굽는 구부림에 따라 많은 양의 슬개대퇴관절의 반작용 힘이 발생한다. 이 힘은 체중의 2.5~3.5 배 수준까지 육박한다(Nordin & Frankel, 1980). 쪼그려 앉기 전 과정을 통하여 슬개대퇴관절의 반작용 힘은 대퇴사두근 힘보다 높게 유지된다. 무릎을 많이 구부리는 동작을 하는 동안에 슬개대퇴관절의 반작용 힘의 크기가 높기 때문에 슬개대퇴관절에 문제가 있는 환자는 이런 동작을 할 때 통증을 경험하게 된다. PFJRF(patellofemoral joint reaction force)을 감소시키는 효과적인 기전은 치료과정 동안 무릎을 구부리는 각도를 감소시키는 것이다.

7) 내측광근을 위한 선택적 운동(Selected exercises for the vastus medialis)

VMO 근육의 활동을 촉진시키는 자세와 기술과 특별한 운동들은 무릎 끝 신전(terminal knee extension), 하퇴의 외회전, 고관절 내전과 대퇴사두근의 바이오퍼드백이다(Mangine, 1988). 슬관절에서 VMO가 수행하는 기능은 슬

개골이 바깥쪽으로 밀려나지 않게 안정시키는 것이다. Brownstein(1985)등은 여자는 70° 굴곡에서 남자는 50° 굴곡에서 저항을 주고 신전 시킬 때 VMO가 최고 치의 EMG 활동을 보인다고 보고했다. Boucher(1995)등은 슬관절 저항 신전 시에 90° 굴곡에서 최고 치의 VMO EMG 활동이 일어난다고 보고했다. 가장 최근에 여러 학자들은 신전의 마지막 30° VMO의 높은 EMG 활동이 보인다고 보고했다(Gryzlo et al, 1994). Cerny(1995)는 여타 열린 사슬 운동과 비교했을 때 등척성 대퇴사두근 운동에서 VMO 활동이 높다고 보고했다.

8) 유연성과 접촉 힘(Flexibility and contact forces)

유연성과 스트레칭 운동은 슬개대퇴관절 통증이 있는 환자를 위한 운동프로그램을 적용할 때 적용된다. 대퇴사두근, 슬딕근, 비복근, 가자미근, 장경인대, 슬개골 지대(支帶:retinaculum)와 같은 구조들을 유연하게 하는 것은 중요하다. Clancy(1996)는 하지 전체의 스트레칭이 기능적인 동작을 할 때 PFJRF(patellofemoral joint reaction force)를 줄일 수 있다고 주장했다. 슬딕근과 비복근의 유연성 상실은 슬관절을 굴곡 시키게 하여 슬개골이 대퇴골의 활차(trochlea)에 계속 맞닿게 한다(Prentice, 1999).

족관절의 족저굴곡근(plantar flexor)의 팽팽함(tightness)은 보행주기 중 발끝 떼기와 입각기(stance) 때 발의 과도한 회내(pronation)의 원인이 되고 발의 과도한 회내(pronation)는 슬개골에 통증을 일으키고 슬개골의 과도한 외측 가로지름(tracking)에 기여한다(Root & Orin Weed, et al 1977). 장경인대가 팽팽한 것은 외측 슬개골 지대(支帶:retinaculum)구조의 팽팽함에 기여하고 슬개골의 외측 가로지름(tracking) 혹은 과도한 외측 압박증후군(pressure syndrome)을 발생시킬 수 있다. 장경인대의 팽팽함은 동측 골반의 전방회전과 다리길이에 차이를 줄 수 있다(Wallace, 1985). 지대(支帶:retinaculum)구조의 양측 혹은 편측이 과도하게 팽팽해지면 PFJRF(patellofemoral joint reaction force)가 증가된다. 지대(支帶:retinaculum)구조가 한쪽에서만 팽팽해지면 슬개골은 그 방향에서 가로지름(tracking)하게 된다.

9) 발과 슬개골 대퇴골 생체역학(Feet and patellofemoral biomechanics)

발의 비정상적인 기능은 슬개대퇴관절의 생체역학을 변

경시키는데 기여한다. 예를 들면 발의 비정상적인 회내(pronation)를 보상하기 위해 경골을 과도하게 내회전 시키게 되고 이것은 슬개골의 움직임을 변경시키고 대퇴사두근 작용 패턴을 방해하며 슬개골 대퇴 접촉 힘을 증가시킨다(Wallace, 1985).

III. 결 론

슬관절은 경골대퇴관절과 슬개대퇴관절이 연합하여 작용하기 때문에 복잡하다. 슬개대퇴관절은 경골대퇴관절에 비해 안정성이 다소 떨어지나 주위 연부조직들에 의해 안정성을 유지하고 있다. 하지만 안정성이 떨어질 경우 무릎에서는 여러 가지 기능부전들이 나타날 수 있다. 이러한 비정상적인 생체역학적 기전이 무릎의 기능부전을 야기 시키므로 물리치료사는 치료를 적용하기 전에 환자의 슬개대퇴관절의 안정성과 유연성 등을 충분히 평가하여 해부학적·생체역학적인 기능부전 요인을 찾아내어 정상화 시켜야 한다. 또한 거골하관절(subtalar joint), 고관절, 천장관절과 같은 이웃 관절들이 슬개대퇴관절의 기능에 간접적으로 기여하기 때문에 무릎만 평가하지 말고 이웃 관절들의 평가도 잊지 말아야 할 것이다. 특히 슬딕근(hamstring)이 짧아지거나, 내측광근(VMO)의 약화, 외측 지대(retinaculum)의 짧아짐으로 말미암아 슬관절이 늘 구부러져 있는 상태가 되거나 슬개골의 상·하 가로지름(tracking)이 이탈되면 슬개대퇴관절 반작용 힘(patellofemoral joint reaction force)이 증가하고 슬개면골이 손상되어 통증과 기능부전이 나타날 수 있다. 그러므로 물리치료사는 modality 치료 뿐 만 아니라 스트레칭과 근력 강화운동 등과 같은 운동치료를 적용하여 슬관절의 유연성과 안정성을 높여야 만이 슬개대퇴관절의 치료를 성공적으로 할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

Abernethy PJ, Townsend PR, Rose RM, et al: Is chondromalacia patellae a separate clinical entity? J Bone Joint Surg(Br), 60:205-210,1978.
Aglietti P, Buzzi R and Insall JN: Disorders of the patellofemoral joint. In: Sugery of the Knee, 2nd ed.

Churchill Livingstone, 1993.

Aglietti P, Insall JM, Walker PS, et al: A new patella prosthesis. *Clin Orthop* 107:187-87, 1975.

Ahmed A, Burke D and Hyder A: Force analysis of the patellar mechanism. *J Orthop Res* 5(1):69-85, 1987.

APTA Sports Physical Therapy Section. Patellofemoral Disorders.

Bose K, Kanagasum R and Osman MBH: Vastus oblique: an anatomic and physiologic study. *Orthopaedics* 3:880-84, 1980.

Brownstein BA, Lamp RL and Mangine RE: Quadriceps torque and EMG. *J Orthop Sports Phys Ther* 6:309-17, 1985.

Cerny K: Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle ratio for selected exercise in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 75:672-683, 1995.

Clancy WG: Personal Communications, 1996.

Emery IJ and Meachim G: Surface morphology and topography of patellofemoral cartilage fibrillation in Leiverpool necroses. *J Anat* 116-103-120, 1973.

Engle RP: *Knee Ligament Rehabilitation*. New York, Churchill Livingstone: 4-7, 1992.

Fulkerson J: The etiology of patellofemoral pain in young active patients. *Clin Orthop* 179:132-35, 1983.

Fulkerson JP and Hungerford DS: Biomechanics of the patellofemoral joint. In: *Disorders of the Patellofemoral Joint*. 2nd Edition. Philadelphia: Williams and Wilkins, pp.25-39, 1990.

Gray DJ and Gardner E: Prenatal development of the human knee and superior tibiofibular joints. *Am J Anat* 86:235-87, 1950.

Gryzlo SM, Patek RM, Pink M, et al: Electromyographic analysis of knee rehabilitation *Orthop Sports Phys Ther* 63:1534-38, 1983.

Hallisey M, Doherty N, Bennett W, et al: Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and the patella. *J Bone Joint Surg* 69A:545, 1987.

Hoffa A: The influence of the adipose tissue with regard to the pathology of the knee joint. *JAMA* 43:795,

1904.

Hughston JC, Walsh WM and Paddu G: *Patellar Subluxation and Dislocation*. Philadelphia: W. B. Saunders, pp.4-7, 1984.

Hungerford DS and Barry M: Biomechanics of the patella femoral joint. *Clin Orthop* 144:9-15, 1979.

Iino S: Normal arthroscopic findings in the knee joint in adult cadavers. *J Jpn Orthop Assoc* 14:467-523, 1939.

Insall J, Goldberg V and Salvati E: Recurrent dislocation and the high riding patella. *Clin Orthop* 88:67-9, 1972.

Lee TQ and Anzel SH: Canine patellofemoral contact pressures: Effect on fixed femur rotation. Transactions of the 38th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, p. 480, 1992(abstr)

Lee TQ, Anzel SH and Bennett KA, et al: In-vivo assessment of the changes in the patellofemoral joint due to fixed femur rotation. Transactions of the 37th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, p.291, 1991(abstr)

Magee DJ: *Orthopedic Physical Assessment*. 3rd. Philadelphia, W. B. Saunders Company:567, 1997.

Maquet P: *Biomechanics of the knee*. Berlin: Springer Verlag, 1976.

MacDonald DA, Hutton JA and Kelly IG: Maximal isometric patellofemoral contact force in patients with anterior knee pain. *J Bone Joint Surg* 713:296-99, 1989.

Mangine RE: *Physical Therapy of the knee*. 2nd Ed. New York, Churchill Livingstone: 5-27, 1988.

McKinnis LN: *Fundamentals of orthopaedic radiology*. Philadelphia, F. A. Davis Company:259-260, 1997.

Merchant AC and Mercer RL: Roentgenographic analysis of patella femoral congruence. *J Bone Joint Surg* 56A:1391-95, 1974.

Micheli LJ, Slater JA, Woods, et al: Patellar alta and the adolescent growth sport. *Clin Orthop* 213:159-62, 1986.

Nordin M and Frankel V: Biomechanics of the knee. In: Frankel V, H, Nordin M: *Basic*

Biomechanics of the Skeletal System. Philadelphia: Lea and Febiger Pub, pp.138-144,1980.

- Norkin CC, Levangie PK: Joint structure & function. 2nd ed. Philadelphia, F. A. Davis Company:366-68, 1992.
- Patel D: Plica as a cause of anterior knee pain. Orthop Clin North Am 17(2):273, 1986.
- Prentice WE: Rehabilitation Techniques in sports. 3rd ed. Boston, WCB/McGraw-Hill:473-477, 1999.
- Reilly DT and Martens M: Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. Acta Orthop Scand 43:126-37, 1972.
- Root M and Orien Weed J: Normal and abnormal function of the foot. Clinical Biomechanics. Vol.2. Los Angeles: Clinical Biomechanics, 1977.
- Shim SS and Leung G: Blood supply of the knee joint. A microangiographic study in children and adults. Clin Orthop 208:119-125, 1986.
- Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl: Brunnstrom's Clinical Kinesiology. 5th ed. Philadelphia, F. A. Davis Company: 318, 1996.
- Steindler A: Kinesiology of the Human Body. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1955.
- Tomberlin JP, Sanuders HD, Beissner KL: Evaluation, treatment and prevention of musculoskeletal disorders. 3rd ed. Minnesota, The Saunders Group: 220-221, 1994.
- Van Ewden TM, De Boer W and Wews WA: The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. J Biomech 18:803-09, 1985.
- Wallace L: Rehabilitation following patellofemoral surgery. In: Davies, GJ, Rehabilitation of the Surgical Knee. Ronkonkoma, p4, Cypress Inc., pp. 45-49, 1985.
- Wiberg G: Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint. Acta Orthop Scand 12:319-410, 1941.
- Walmsley R: The development of the patella. J Ant 74:460-70, 1939-1940