

슬관절 재활을 위한 생역학

대구보건학교 물리치료실

김 태 숙

계명대학교 자연과학대학원 생물학과

김 식 현

대구대학교 보건과학부 물리치료전공

황 보 각

Biomechanical for rehabilitation of the knee

Kim, Tae-Sook, M.S., R.P.T

Taegu Bogun School for the Physically Handicapped

Kim, Sik-Hyun, M.S., R.P.T

Department of Biology Graduate School, Keimyung University

HwangBo, Gak, M.S., R.P.T

Department of Physical Therapy, School of Health Science, Taegu University

< Abstract >

Knowledge of the anatomy and biomechanics of the knee is critical for successful rehabilitation following knee injury and surgery. Biomechanics of both the tibiofemoral and patellofemoral joints must be considered. The purpose of this paper is to provide framework for rehabilitation of the knee by reviewing the biomechanics of the tibiofemoral and patellofemoral joints. This will include discussion of the relevant arthrokinematics as well as the effects of open and closed chain exercises. The implications for rehabilitation of the knee will be highlighted.

I. 개 요

슬관절은 인체에 주어지는 하중을 전달하고 운동에 관여하며, 운동량의 보존을 돕고, 다리의 활동성을 위한 역학적 기전을 제공한다. 인체에서 가장 복잡하고 큰 구조를 지니고 있는 활액관절인 슬관절은 그 구조의 복잡성과 더불어 매우 다양한 기능적 측면을 지니고 있다. 특히 인체의 가장 긴 두 지레팔 사이에 위치하는 골구조의 취

약한 안정성으로 인하여 슬관절 주위의 연부조직은 강한 외력이나 부하를 견뎌야 하는데, 이러한 과부하로 인하여 염좌나 탈구와 같은 손상이 쉽게 일어나기도 한다 (Nordin, Frankel, 1989).

슬관절은 원위부 대퇴와 근위부 경골, 그리고 슬개골로 이루어지고, 대퇴원위단과 반월판, 경골근위단으로 구성되어 있는 경대퇴관절(tibiofemoral joint)과 슬개대퇴관절(patellofemoral joint)로 이루어져 있다. 대퇴골의

관절면은 볼록하고 비대칭적인 내측과(medial condyle)와 외측과(lateral condyle)가 대퇴골의 원위단에 위치를 하는데, 일반적으로 원위부 대퇴는 후방의 과간절흔(intercondylar notch)에 의해 나누어지고, 채증이 부과되는 두 개의 과를 형성하며, 이들 내·외측 대퇴상과는 앞에서 서로 만나 오목한 활차구(trochlear grooves)를 형성하여 슬개골과의 결합면을 제공한다. 내측 상과는 외측 상과와 비교했을 때 전·후축이 더 긴 대칭적인 구조를 지니고 있고, 대퇴의 외측 상과는 대퇴골간과 일직선을 이루고 외측과의 외측벽(lat.wall)이 활차구를 따라 높게 형성되어 슬개골의 외측 아탈구를 방지한다. 근위부 경골은 중앙에 내·외측 과간 융기(med., lat. intercondylar eminences)와 이곳을 중점으로 내·외측 경골 고평부로 이루어져 있고, 굴곡시 내·외측 융기는 대퇴의 과간절흔으로 들어가고, 이러한 작용으로 경골이 장축을 따라 회전이 이루어지게 된다(Frankel & Nordin, 1989, Norkin, 1992).

경골의 관절면은 경골 근위단에 위치하는 두 개의 오목하고 비대칭적인 고평부로 이루어져 있는데, 내측이 외측 고평부보다 더 크고 두껍다. 두 개의 고평부는 과간 융기(intercondylar fossa)에 의해 나누어지고, 무릎이 신전할 때 과간융기와 과간와가 만나게 된다. 경골 전면 근위 끝부분의 가장자리에는 경골조면이 위치하고 이곳에 슬개골건이 정지를 한다(Frankel & Nordin, 1989).

대퇴와 경골은 비대칭적인 구조를 지니고 있으나 섬유성 연결인 반월판의 윤활작용과 탄력적인 조절작용으로 구르기, 활주, 회전 등의 결합운동이 일어난다. 경골 고평부 위에 위치하는 쇠기모양의 섬유성 관절판인 반월판은 윤상인대에 의해 관절낭에 부착되고 반월대퇴인대와 반월경골인대에 의해 대퇴과와 경골과에 부착되는데, 원형의 섬유연골로 대퇴와 관절면을 잘 맞추게 하고, 안정되게 하므로 충격흡수와 관절면의 윤활계 역할을 수행하게 된다. 이들 조직에 대한 혈액공급은 내·외측 슬와동맥에 의해 이루어진다. 이러한 동맥가지는 관절낭 조직과 슬관절 활막내에 반월판 주위 모세혈관총을 만들어서 반월판의 말초 가장자리에 혈액을 공급하게 된다(Cailliet, 1983, Norkin, 1992).

슬개골은 운동축으로부터 멀리 위치하는 대퇴사두건을 잡고 있으므로 인체지렛대의 받침점 역할을 통하여 슬관절의 마지막 신전 효율을 증진시키고, 대퇴사두근 기전의 마찰 감소, 무릎에서 관절낭의 긴장완화 뿐만아

니라 대퇴골과의 연골에 대한 보호기능을 지닌다. 이러한 슬관절의 구조적인 손상으로 슬개대퇴동통증후군이 라는 명명된 슬개대퇴의 기능장애나 동통 등의 합병증이 병발하고, 비정상적인 관절압박, 운동성 상실, 신경근 손상, 접촉성 전단력의 증가 등과 같은 이차적 합병증이 호발한다. 이와 같이 슬관절 손상은 기능적인 심각한 제한과 장애를 초래하므로 관절의 생역학적인 기전을 정확하게 이해하는 것이 슬관절 재활을 위하여 선행되어야 한다. 성공적인 재활을 위해서는 생역학적 개념을 이해하고 적용할 수 있는 임상적 지식을 지닌자가 필요하다. 전체 재활과정에서 이러한 개념의 이해는 환자의 기능을 최대로 향상시킬 수 있고 증상이나 손상에 대한 위협요소를 최소화시킬 수 있을 것이다. 그러므로, 슬관절에 대한 올바른 이해와 적절한 치료는 환자의 정상적인 기능 회복과, 범발성 합병증을 예방하며, 적절한 시기에 사회로의 복귀를 돕는다. 이에 본 연구는 경대퇴관절과 슬개대퇴관절의 생역학적 원리를 이해함으로써 슬관절 재활을 위한 기초적인 정보를 제공하고자 한다.

II. 경대퇴관절(tibiofemoral joint)의 생역학적 이해

1. 경대퇴관절의 생역학

경대퇴관절은 굴곡-신전운동과 축 회전운동을 허용하는 자유도 2를 갖는 변형된 경첩관절(hinge joint)이다. 고관절의 위치에 따라 120°-160°정도 슬관절 굴곡이 일어나고, 신전은 0°에서 -15°정도 과신전이 일어나기도 한다. 회전의 정도는 슬관절의 위치와 관련이 있는데, 완전히 신전한 상태에서는 완전 잠김자세(close-packed position)가 되고 회전이 일어나지 않는다. 슬관절을 90°굴곡한 자세에서는 경골이 외측으로 40°, 내측으로는 30°정도 회전이 가능하다. 경대퇴관절은 내·외측을 축으로 내외측 방향으로 굴곡과 신전이 일어나고, 전·후방을 축으로 전후방으로 움직이면서 외번-내번각 운동을 일으키며, 상·하를 축으로 상하방으로 움직이면서 내외측 회전운동이 일어나는 자유도 6을 갖는 관절이다(Goodfellow & O'Connor, 1978). 또한 경대퇴관절은 굴곡과 신전을 하는 동안 관절의 조화(congruency)를 위해 관절면에서 미끄러짐(glide), 회전(roll), 스핀(spin) 운동이 함께 일어난다(Kapandi, 1985).

이러한 관절 운동학은 인대구조상 발생하는 장력과 관절기하학의 결과로 나타나는데, 경대퇴관절의 닫힌운동사슬(closed kinetic chain) 신전을 하는동안 대퇴과는 전방으로 회전(roll)하면서 경골고평부(tibia plateau)의 후방으로 미끄러짐(glide) 현상을 보인다. 신전의 마지막 30°에서는 대퇴의 내측회전이 함께 일어나는데, 이것을 슬관절의 "screw home motion" 이라고 한다. 열린운동사슬(open kinetic chain) 신전시에는 경골고평부가 대퇴과 전방으로 회전과 미끄러짐 현상을 보이고, 이 운동의 마지막 30°에서는 경골의 외측회전이 함께 일어난다. 슬관절의 닫힌운동사슬 굴곡동안 대퇴과는 굴곡이 처음 일어날 때 슬와근이 작용함에 따라 대퇴의 외측회전과 함께 경골고평부 전방으로 미끄러지면서 후방으로 회전이 일어난다. 열린운동사슬 굴곡 초기 30° 동안 경골고평부는 내측회전과 함께 대퇴과 후방으로 회전하면서 미끄러짐 현상이 나타난다.

전십자인대(ACL: Anterior cruciate ligament)와 후십자인대(PCL: Posterior cruciate ligament)는 4개의 바 연결시스템(four bar linkage system)을 통하여 슬관절의 관절운동학을 유지하는데 도움을 준다(Muller, 1983). 연결시스템의 4개의 바(bar)는 전십자인대(ACL)와 후십자인대(PCL), 전십자인대와 후십자인대의 대퇴 착지부와 연결하는 선 그리고 전십자인대와 후십자인대의 경골 착지부와 연결하는 선이 포함된다. 정상적인 관절에서 십자인대는 슬관절이 굴곡하고 신전함에 따라 일정한 길이를 유지하고 비탄력적인 구조를 이루면서 관절면의 미끄러짐 운동과 회전운동을 조절하는데 도움을 준다. 슬관절 닫힌운동사슬(CKC) 신전을 하는 동안, 대퇴과(femoral condyle)는 후십자인대의 착지부와 거리가 점점 멀어지면서 전방으로 회전을 하게 된다. 후십자인대 자체의 길이가 연장될 수 없기 때문에 대퇴과는 후방으로 당겨져서 완전하게 신전하는 방향으로 이동하게 된다. 슬관절 닫힌운동사슬 굴곡을 하는 동안 대퇴과는 전십자인대의 착지부와 거리가 점점 멀어지면서 후방으로 회전(roll)을 하게 된다. 이때 전십자인대의 길이가 연장 되지 않으므로, 대퇴과는 전십자인대에 의해 전방으로 당겨진다. 십자인대의 손상으로 인하여 4개의 바(bar)연결시스템이 파열되고 슬관절을 굴곡, 신전하는 동안에 경대퇴관절의 비정상적인 이동이 나타난다. 이러한 비정상적인 동작은 반월판과 관절연골의 손상을 초래하여 슬관절을 조기에 퇴행시킬 수도 있으므로 경대퇴관절의 관절운동학을 이해하는 것은 슬관

절의 제한적인 움직임을 치료하는데 도움이 된다. 만약, 어떤 환자가 경골의 전방 이동 장애로 인하여 이차적으로 슬관절 신전에 장애를 가진다면, 경골의 전방 미끄러짐 운동을 통하여 슬관절 신전을 증가시킬 수 있게 된다(Maitland, 1977).

2. 경대퇴관절에 대한 운동의 효과

오늘날 슬관절 재활을 위한 일반적인 운동요법은 열린운동사슬(open kinetic chain)이나 닫힌 운동사슬(close kinetic chain) 운동 방법을 적용한다. 열린운동사슬을 통한 운동법은 관절의 원위부의 움직임을 자유롭게 하는 방법으로(Steindler, 1973), 다리 신전운동기에 앉은 상태에서 슬관절 신전운동과 같은 체중부하가 주어지지 않는 것이 일반적이다. 닫힌사슬 운동은 관절의 원위분절에 저항이 주어지게 하는 운동방법으로(Steindler, 1973), 스쿼트(squat)나 스텝-업(step-up) 같은 운동이 닫힌사슬 운동의 좋은 보기이다. 닫힌사슬 운동(CKC)과 열린사슬 운동(OKC)은 경대퇴관절과 슬개대퇴관절에 각기 다른 영향을 미치는데, 이러한 차이점을 올바르게 이해하는 것은 포괄적인 재활프로그램을 작성하는데 많은 도움을 준다.

3. 경대퇴관절의 열린운동사슬(Open Kinetic Chain) 슬관절 신전의 효과

열린운동사슬(OKC) 슬관절 신전은 대퇴사두근의 독립적인 수축으로 일어나고, 경골이 전방으로 이동한다. Palmitier 등(1991)은 열린운동사슬 신전을 하는 동안 경대퇴관절에서 일어나는 힘을 증명할 수 있는 생역학적인 모델을 개발하였는데, 슬관절에 주어지는 힘은 압박력적 요소와 전단력적 요소로 결정할 수 있다는 것이다. 저항이 다리의 원위부에 수직으로 적용될 때 대퇴의 후방으로 전단력이 발생하고, 이때 전십자인대는 경골 전방으로 주어지는 전단력을 억제하는 힘의 85%해진다(Butler, Noyes, Grood, 1980).

Grood(1984) 등은 카데버(cadaver)를 통하여 슬관절에서 열린운동사슬 신전운동을 하는 동안 전십자인대에 이러한 스트레스(stress)가 나타나는 것을 증명하였다. 또한 전십자인대의 파열은 슬관절 신전 마지막 45° 동안 경골의 전방 이동을 증가시키므로, 이 가동범위에서는 전십자인대 수술후 이식하는데 좋지 않은 영향을

미치거나 전십자인대가 손상을 입은 슬관절에 이차적으로 제한적인 신장을 가져올 수도 있다는 것이다.

슬관절이 정상인 사람에게 있어서는 경골 이동시에 등척성 대퇴사두근에 수축이 나타나게 되는데, 다리의 원위부에 10파운드의 저항으로 등척성 열린운동사슬 대퇴사두근 수축을 실시한 결과 30°와 45° 굴곡한 자세에서는 경골의 전방이동이 현저하게 나타나고, 60°와 75° 굴곡한 자세에서는 경골 이동이 크게 나타나지 않는다. 그러므로, 60°와 75°의 굴곡자세가 경골의 전·후방 이동을 일으키지 않고 대퇴사두근의 등척성 수축을 일으킬 수 있는 대퇴사두근 중립각(neutral angle)이라는 것을 알 수 있다. 중립자세보다 더 작은 각도에서 이루어지는 열린운동사슬 슬관절 신전은 경골의 전방이동을 일으키고, 중립자세보다 더 큰 각도에서 이루어지는 열린운동사슬 슬관절 신전은 경골을 후방으로 이동시키게 된다는 것을 알 수 있다(Sawhney 등, 1990).

Beynnon 등(1995)은 일반적인 재활운동을 하는 동안 정상적인 전십자인대의 스트레인(strain) 특성을 측정하기 위하여 전환기인 홀(Hall)을 효과적으로 이식함으로써 이러한 사실을 입증하였다. 열린운동사슬 슬관절 신전은 슬관절 굴곡각도와 대퇴사두근 활동에 따라 전십자인대의 스트레인(strain)을 발생시킨다. 체중부하 없이 열린운동사슬 슬관절 신전을 하는 동안은 전십자인대의 평균적인 스트레인(strain)은 약 2.8%이고, 4.5 N 무게를 발목에 묶고 열린운동사슬 슬관절 신전을 하는 동안 전십자인대의 스트레인(strain)은 약 3.8%이다. 위의 두가지 경우 모두 최고의 스트레인은 슬관절을 10° 정도 굴곡한 자세에서 볼 수 있다. 슬관절을 15°와 30° 굴곡한 상태에서 등척성 열린운동사슬 대퇴사두근 수축 시에는 평균 4.4%와 2.7%의 전십자인대 스트레인이 발생하는 반면, 슬관절을 60°와 90° 굴곡한 상태에서는 전십자인대의 스트레인이 0%를 보인다. 슬관절을 15° 굴곡한 상태에서 대퇴사두근과 슬피근의 협력수축은 평균 2.8%의 전십자인대 스트레인(strain)을 발생시키지만, 30°와 60°, 90° 굴곡한 자세에서는 스트레인이 발생되지 않는다.

현재까지 전십자인대의 재활을 위한 이식을 할 때 얼마만큼의 스트레인이 적당한지에 관해서는 알려진 바가 없지만, 전십자인대의 눈에 보이는 손상을 야기하는 데는 약 10-15%의 스트레인이 필요하다. 열린운동사슬 신전 운동은 성장한 전십자인대 이식이나 정상적인 전십자인대의 기능적 향상을 위해 필요하지만, 재활훈련시 너무

과도하게 운동을 실시하게 되면 유합이식은 과부하로 손상을 받기도하고 유합에 실패할 수도 있다. 또 후십자인대의 스트레스(stress)를 최소화하기 위해서는 열린운동사슬 슬관절 신전을 0°에서 60° 굴곡한 자세에서 실시해야 한다(Noyes, Bulter, Grood, 1984).

4. 열린 운동사슬(Open Kinetic Chain) 슬관절 굴곡의 효과

열린 운동사슬 슬관절 굴곡은 슬피근의 독립적인 수축으로 일어나는데, 경골이 후방으로 이동되고, 후십자인대에 스트레스(stress)가 주어진다. 이러한 슬관절에서 후십자인대를 제거하면 후방 이동이 증가하는데, 완전 신전상태에서는 최소가 되고, 굴곡이 증가함에 따라 점차적으로 후방이동도 증가하여 90° 굴곡상태에서는 11.4mm에 이른다(Grood 등, 1988). 또한 슬관절을 30°, 60°, 90° 굴곡한 상태에서 등척성 열린운동사슬 슬관절 굴곡운동을 실시하면 경대퇴관절의 후방 전단력이 많이 발생되어 30°에서 90°까지 굴곡각도를 증가시키면 따라 후방 전단력도 동시에 증가하게 된다(Lutz 등, 1993).

열린운동사슬 등장성 운동을 하는 동안 경대퇴관절에 주어지는 힘을 분석해보면 굴곡의 전범위에서 후방 전단력이 나타나고, 슬관절을 75° 굴곡한 자세에서 최고를 보이는데, 이때의 최고 후방 전단력은 $1.7 \times$ 슬관절 60°/s시 체중과 $1.4 \times$ 슬관절 180°/s시 체중의 값이다(Kaufman 등, 1991). 그러나, 열린운동사슬 등척성 슬피근 수축시 전십자인대에는 스트레인이 발생되지 않는다(Beynnon 등, 1995).

이러한 결과를 통하여 볼 때 모든 열린 운동사슬상태에서의 슬관절 굴곡은 후십자인대에 강한 스트레스(stress)를 주므로, 후십자인대 수술이나 손상후에 재활 훈련을 하는 동안 신중하게 적용을 해야 하고, 열린운동사슬 굴곡은 전십자인대에는 좋지 않은 부하를 야기시키지는 않으므로 전십자인대 재활시에 함께 실시되어져야 한다는 것을 알 수 있다.

5. 닫힌 사슬운동(Closed chain exercises)의 효과

닫힌 사슬운동은 관절의 원위분절이 고정되고 한 관절에서 운동이 일어날 때 같은 경우로 다른 모든 관절에서

도 운동이 일어나게 된다. 스쿼트(squat)는 단힌 사슬운동의 좋은 보기로서, 족관절 배굴과 함께 슬관절 굴곡, 고관절 굴곡을 동시에 일으킨다. 단힌사슬운동은 하지의 재활훈련시에 널리 사용되는데, 특히 전십자인대의 수술 후에 복원을 위해서 적용할 수 있는 좋은 운동방법이다. 단힌사슬운동(CKC)은 관절 압박력과 근육 협력 수축을 통하여 경대퇴관절에 전단력을 감소시킴으로 전십자인대에 주어지는 스트레스(stress)를 최소화시킨다. 생역학적인 모델을 통하여 볼 때 역선(line of force)이 경골에 비하여 더 액와부로 적용이 되면 경대퇴관절의 전단력이 감소한다는 것을 알 수 있다(Palmitier 등, 1991). 그래서, 측방향에서의 관절압박은 관절 변이와 인대 손상(strain)을 감소시키는 중요한 보호기전이라할 수 있다(Markolf 등, 1981). 은 전십자인대 손상환자의 재활을 위하여 체중부하를 준 상태에서 등척성운동을 실시하고, 체중을 부하하지 않은 상태에서의 등척성 운동을 실시하면 슬관절 신전근의 점진적인 부하가 영향을 받게 되는데, 체중부하를 가하지 않은 상태보다 체중부하를 준 상태에서 경골의 전방전이가 더 작게 나타난다(Yack 등, 1994). 그러나, 체중부하를 할 때 점차적으로 하지에 부하하게 되면 경골의 전방전이가 증가되지 않는다.

관절 압박과 대퇴사두근력도 관절 안정성에 영향을 미치는데, 전체 전·후방 전이에 현저한 감소를 초래하여, 전십자인대가 정상적인 슬관절에서는 전체적으로 50-66%정도 전·후방 전이를 감소시키고, 전십자인대 손상이 있는 슬관절에서는 42-71% 정도 전이를 감소시킨다(Torzilla 등, 1994).

단힌운동사슬은 대퇴사두근과 슬괘근의 협력수축을 일으키는데, 양하지의 스퀴팅(squatting) 운동시에는 대퇴사두근과 슬괘근의 동시 수축이 일어나고, 체간 전방 굴곡과 함께 슬괘근이 활동함에 따라 이러한 동시수축이 증가하는 것을 볼 수 있다(Ohkoshi 등, 1991). 이러한 근육 협력수축(Co-contraction)은 슬관절 굴곡 모멘트에 반응하기 위한 대퇴사두근 수축과 고관절 굴곡 모멘트에 반응하기 위한 슬괘근 수축으로 일어난다(Palmitier 등, 1991).

그러나, 모든 단힌사슬운동이 대퇴사두근과 슬괘근의 협력수축을 일으키지는 않는데, 스쿼트(squat)운동은 협력수축을 향상시키는 반면, 다리에 주어지는 압력(press)은 대퇴사두근의 강한 수축을 유발시킨다. 다리에 수평압력이 주어지는 동안 체간(body)은 슬관절 뒤쪽에 위치하게 되고 대퇴사두근은 증가된 슬관절 굴곡각

도를 조절하기 위하여 수축이 일어나야 한다. 반면에 수직방향으로 스쿼트 운동을 하는 동안에는 체간이 대퇴사두근과 슬괘근 사이의 협력수축 증가로 약간 슬관절의 후방으로 위치하게 된다(Wilk 등, 1996).

단힌 운동사슬은 기능적인 활동시 근육 동원(recruitment)패턴을 일으키므로 열린 사슬운동보다 더 기능적이다. 단힌 사슬운동을 하는 동안, 굴곡자세에서 일어설 때 슬관절은 단축되는데 반하여, 고관절은 연장하기 위해 대퇴직근이 작용을 하여 고관절과 슬관절이 동시에 신전을 한다. 반면 슬괘근은 슬관절에서는 연장이 일어나고 고관절에서는 단축이 일어나게 된다. Palmitier 등(1991)은 그들의 연구에서 근육의 반대편 중지부의 원심성 수축과 구심성 수축은 '협력이동(concurrent shift)'을 통하여 '가성수축(pseudoisometric contraction)'을 일으킨다고 하였다. 이러한 형태의 수축은 보행이나 계단오르기, 달리기, 점프와 같은 기능적인 활동을 할 때 이용이 되지만 단독적인 열린 사슬운동만으로 재수축이 일어날 수는 없다.

단독적인 단힌사슬운동만으로는 슬관절의 정상적인 기능이 일어날 수 있도록 대퇴사두근을 적절하게 자극할 수 없는데, 높은 강도로 전기자극을 주면서 열린사슬운동을 실시하게 되면 단힌 사슬운동만 실시할 때보다 대퇴사두근 회전력(torque)을 증가시킬 수 있다. 또한 이러한 근회전력의 증가는 보행 입각기동안 운동학의 증가와 관련성을 지닌다(Snyder-Mackler 등, 1995).

체중의 25%정도의 무게로 스쿼트(squat) 운동을 실시하는 동안은 최대 대퇴사두근작용이 최대 수직 등척성수축의 20-30%에서 나타나고, 최대 슬괘근작용은 최대 수직 등척성수축의 10-15%에서 나타날 수 있다. 그러므로, 단독적인 단힌사슬운동은 대퇴사두근을 최대로 강화시키기에 충분한 자극을 제공하지 못하므로, 열린사슬 슬관절 신전과 굴곡운동은 적당한 운동범위내에서 대퇴사두근과 슬괘근을 강화시키기 위하여 독립적으로 병행되어야 한다(Ninos 등, 1997).

Ⅲ. 슬개대퇴관절(patellofemoral joint)의 생역학적 이해

1. 슬개대퇴관절의 생역학

슬개대퇴관절은 슬개골과 대퇴골사이의 셀라(sellar)

관절이다(Williams, Warwick, 1980). 슬개대퇴관절의 안정성은 슬관절부의 수동적 또는 역동적 억제력에 달려 있다. 내측 슬개대퇴인대는 전체 억제력의 60%를 사용하여 20° 굴곡상태에서 슬개골이 외측으로 전이되는 것을 주로 제한한다(Desio 등, 1998). 내측 슬개 반월상인대와 외측지대(lateral retinaculum)는 슬개골의 외측 전이를 제한하는데 10-13%의 억제력을 제공한다. 표면지대와 심부 외측지대는 슬개골 내측전이에 대한 수동적인 억제력으로 작용한다. 이러한 표면지대는 외측광근과 장경대(iliotibial band)로 구성된다(Terry 등, 1986). 외측지대의 긴장(tightness)은 슬개대퇴관절의 비정상적인 이동이나 과도한 외측 압박을 일으킨다. 슬개골의 외측연을 수평면위로 움직일 수 없다는 것은 외측지대 긴장(tightness)과 슬개골의 가동성을 보여주는 것이다(Kolowich 등, 1990).

주요한 동적 억제력은 대퇴사두근이 담당하는데, 대퇴직근, 중간광근, 외측광근, 내측광근으로 구성된다. 내측광근은 장내측광근(vastus medialis longus)과 사경내측광근(vastus medialis obliquus)으로 구분된다. 사경내측광근(VMO)을 제외한 모든 대퇴사두근은 슬관절 신전에 관여하는데, 이것은 슬개골을 내측방향으로 안정시키는 작용을 한다(Lieb, Perry, 1968). 슬개대퇴부에 나타나는 통증치료는 동적인 슬개골의 안정성을 향상시키기 위하여 VMO를 강화시키는데 중점을 두었으나(Hanten, Schulthies, 1990, Leveau, Rodgers, 1980), 특별한 운동을 통하여 선택적으로 VMO를 보완한다는 명확한 근거는 없다(Powers, 1998). 일반적으로 대퇴사두근을 강화시키는 운동이 슬개대퇴부 통증을 성공적으로 치료할 수 있을 것이다.

슬개골은 슬관절을 신전과 굴곡하는 동안 대퇴위를 상·하로 미끄러진다. 완전 신전상태에서 완전 굴곡상태까지 슬개골의 전이범위는 5-7cm이다(Carson 등, 1984). 슬개골의 상방 미끄러짐의 제한은 능동적인 슬관절 신전의 제한을 가져오고, 제한적인 슬개골의 상방 미끄러짐은 상방 미끄러짐을 향상시키기 위한 슬개골 모빌라이제이션(mobilization)을 통하여 치료할 수 있다. 슬개골의 하방 미끄러짐의 제한은 슬관절 굴곡을 제한하는데, 하방 미끄러짐을 향상시키기 위하여 슬개골 모빌라이제이션(mobilization)을 실시할 수도 있다(Maitland, 1977).

슬개골은 항상 대퇴골활차(femoral trochlea)와 관절을 한다. 슬개골은 완전 신전상태에서는 대퇴원위와 접

촉하지 않지만 큰 압박력 없이 활차절흔(trochleanotch) 위에 위치하게 된다(Goodfellow, Hungerford, Zindel, 1976). 슬개골 하부와 활차의 초기 접촉은 약 20° 슬관절 굴곡시에 나타난다(Hungerford, Barry, 1979). 슬관절을 굴곡함에 따라 접촉면이 근위부로 이동을 하는데, 90°까지 굴곡함에 따라 슬개골 상부가 활차와 접촉을 하게 된다. 90° 이상에서는 슬개골이 과간절흔(intercondylar notch)과 대퇴사두건 안으로 미끄러져서 대퇴의 활차구(trochlear groove)와 관절을 한다. 그리고, 굴곡이 135°를 넘어서면 슬개골의 관절면(odd facet)은 내측 대퇴과와 접촉을 하게 된다(Goodfellow, Hungerford, Zindel, 1976). 슬관절에 병변이 있는 경우는 병변부위가 운동프로그램을 짜는데 영향을 미칠 수 있다. 예를 들어, 환자가 슬개골 근위부에 통증을 호소한다면 60°와 90°사이에서의 굴곡운동은 피해야 한다.

2. 슬개대퇴관절(patellofemoral joint)에 대한 운동의 효과

Ficat과 Hungerford(1979)는 다양한 슬관절 굴곡각도에서 슬개대퇴부 접촉면을 계산하였는데, 슬관절을 30° 굴곡한 상태에서는 2.0cm², 60° 굴곡한 상태에서는 3.1cm², 90° 굴곡한 상태에서는 4.7cm²로, 슬관절 굴곡각도가 증가함에 따라 슬개대퇴부의 접촉면이 증가한다고 하였다. 접촉면이 증가하면 주어지는 압박력을 더 큰 면위로 분산을 시킴으로 접촉 스트레스(stress)는 감소될 시키게 된다.

슬개대퇴관절의 반응력(PFJRF: patellofemoral joint reaction force)은 대퇴에 대항하는 슬개골의 압박력으로 측정하는데, PFJRF의 크기는 대퇴사두건과 슬개골건 장력과 슬관절 굴곡각도에 달려 있다(Hungerford, Barry, 1979). 닫힌 사슬운동을 하는 동안 슬관절의 굴곡 모멘트 팔은 슬관절 굴곡각도가 커지면 증가하게 되는데, 이때 굴곡 모멘트 팔이 증가하는데 대응하기 위해서는 대퇴사두건과 슬개골건 장력도 더 많이 요구가 된다. 그러므로, 슬관절이 굴곡함에 따라 더 많은 슬개대퇴관절 반응력(PFJRF)이 나타나게 된다. 평지보행에서는 슬개대퇴관절 반응력은 체중의 1/2이고, 경사를 오르거나 내려갈 때는 체중의 3-4배이며, 스쿼팅(squatting)을 하는 동안은 체중의 7-8배를 나타낸다. 때문에 체중부하를 할 때 슬관절 굴곡과 관련된 활동

을 하는 동안에 슬개대퇴부 통증이 증가할 하게 된다.

열린 사슬신전운동을 하는 동안, 슬관절 굴곡모멘트 팔은 증가하고 슬개골의 신전모멘트 팔은 감소하는데 (Grood 등, 1984). 이것은 슬관절의 마지막 부분의 신전을 위하여 대퇴사두근력의 증가가 필요하기 때문이다. 완전히 신전하기 위해서는 많은 근력이 요구되는데, 대퇴사두근이 약화되면 신전근력도 저하된다. Reilly와 Martens(1972)는 열린사슬 슬관절 신전운동을 위한 최고 슬개대퇴관절 반응력은 36° 굴곡상태에서는 체중의 1.4배이던 것이 완전히 신전한 상태에서는 체중의 1/2로 감소를 한다고 보고하였다. 그러므로 20°에서 0°까지 신전상태에서의 거상과 짧은 호 운동은 슬개대퇴부의 통증은 최소화시키면서 대퇴사두근 장력(stress)을 최대한으로 증가시킬 수 있는 것이다.

Hungerford와 Barry(1979)는 체중하에서의 스쿼팅(squatting)과 9kg의 무게에 대하여 열린사슬 슬관절 신전운동시에 슬개대퇴부에 주어지는 스트레스(stress)를 비교하는 연구를 하였는데, 체중하에서 슬관절을 90°와 53°사이로 굴곡한 상태에서의 스쿼팅을 실시할 때보다 9kg의 무게에 대하여 열린사슬 슬관절 신전운동을 실시할 때가 접촉력(contact stress)이 더 작고, 0°와 53°사이로 슬관절을 굴곡한 상태에서 9kg의 무게에 대하여 열린사슬 슬관절 신전운동을 할 때보다 체중부하에서 스쿼팅을 할 때 더 작게 나타난다고 하였다.

슬관절을 0°, 30°, 60°, 90°로 굴곡한 상태에서 열린사슬 신전운동과 함께 다리를 압박하는 운동을 실시하는 동안 슬개대퇴관절 반응력과 슬개대퇴 접촉력은 슬관절을 0°에서 45°정도 굴곡한 상태에서의 다리 압박과 비교했을 때 열린사슬 신전운동을 하는 동안 슬개대퇴관절 반응력과 슬개대퇴 접촉력이 현저히 증가한다. 그리고, 슬관절을 50°에서 90°정도 굴곡한 상태에서는 슬개대퇴관절 반응력과 접촉력은 열린사슬 슬관절 신전운동을 하는 동안보다 다리 압박(leg press)운동을 할 때 반응력이 더 크고, 슬관절을 45°굴곡한 상태에서는 열린사슬 신전과 다리 압박 운동을 하는 동안 슬개대퇴관절 반응력은 같은 값을 보인다 (Steinkamp 등, 1993).

이러한 결과를 통하여 볼 때 슬개대퇴관절 압박력(stress)은 운동시 굴곡각도와 운동방법에 따라 증가하기도 하고 감소하기도 한다는 것을 알 수 있다. 열린사슬 운동을 하는 동안 슬개골을 통과하여 나타나는 힘은 슬관절 90° 굴곡한 자세에서 가장 낮게 나타나고 (Grelsamer, Colman, Mow, 1994), 슬관절을 90° 굴

곡한 상태에서 점차 신전시켜감에 따라 슬개대퇴관절 반응력은 증가 하고, 슬개대퇴 접촉면은 감소하게 된다. 이것은 슬개골이 더 이상 활차와 접촉하지 않을 때 약 20°까지는 신전과 함께 접촉력도 증가하고, 닫힌 사슬운동을 하는 동안 슬관절에 주어지는 힘은 신전각도가 0°에서 가장 적다라는 것을 보여주고 있다 (Grelsamer, Colman, Mow, 1994). 슬관절을 굴곡함에 따라 슬개대퇴관절 반응력은 슬개대퇴 접촉면을 따라 증가를 보이는데, 초기에는 접촉력이 감소를 보이고 점차 굴곡이 증가함에 따라 관절반응력을 증가시키기 위하여 접촉력도 증가를 하게 된다.

만약 통증범위 내에서 운동을 실시한다면, 슬개대퇴통증을 호소하는 환자의 치료를 위해서 열린사슬운동과 닫힌사슬운동을 적용할 수 있다. 닫힌사슬운동은 0°-45° 정도의 슬관절 굴곡범위에서 슬개대퇴관절의 근력을 더 잘 향상시킬 수 있는데, 이범위에서는 뒤꿈치들기(step-ups), 미세한 스쿼트(mini-squats), 다리 압박(leg press)과 같은 운동을 실시할 수 있다. 열린 사슬운동은 90-50°와 20-0°범위의 슬관절 굴곡시 슬개대퇴 관절의 지구력을 더 잘 향상시킬 수 있는데, 이범위내에서는 짧은 등장성 호운동, 다양한 각도에서의 등척성 운동, 신전상태에서의 다리거상, 그리고 대퇴사두근의 세트(sets) 운동을 실시한다. 이러한 특정 범위내에서의 열린 사슬운동과 닫힌 사슬운동은 슬개골에 최소한의 스트레스(stress)를 주면서 대퇴사두근에 부하(loads)를 가하게 된다. 그러므로 슬관절 재활훈련시에는 열린사슬운동과 닫힌사슬운동을 적절하게 병행하여 실시하여야 한다.

〈 참고 문헌 〉

- Cailliet: Knee pain and Disability. F.A. Davis Company, 1983
- Ficat P & Hungerford D: Disorders of the patellofemoral joint. London: Williams and Wilkins, 1979
- Kapandi IA: The Physiology of the joint. vol.2, lower limb. 5th. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1985
- Maitland GD: Peripheral manipulation. 2nd. London: Butterworths, 1977
- Muller W: The knee: form, function and ligament

- reconstruction. New York: Springer, 1983
- Nordin M & Frankel VH: Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lea & Febiger, Philadelphia, London, 1989
- Norkin CC & Levangie PK: Joint structure & function. A comprehensive analysis, 2nd, FA Davis Company, 1992
- Steinder A: Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Springfield IL: Charles C. Thomas 63, 1973
- Williams PL & Warwick R: Gray's anatomy. 36th. Philadelphia: Saunders, 1980
- Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA & Pope MH: Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo: The American Journal of Sports Medicine 23(1): 24-34, 1995
- Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Stankewich CJ, Renstrom PA & Nichols CE: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. The American Journal of Sports Medicine 25(6):823-29
- Butler DL, Noyes FR & Grood ES: Ligamentous restraints of anterior-posterior drawer in the human knee: a biomechanical study. Journal of Bone and Joint Surgery 62A: 259-70, 1980
- Carson W, James S & Larson R: Patello-femoral disorders-parts I and II. Clinical Orthopaedics and Related Research 185:165-74, 1984
- Desio SM, Burks RT & Bachus KN: Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. The American Journal of Sports Medicine 26(1):59-65, 1998
- Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE & Johnson RJ: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling: The American Journal of Sports Medicine 26(1):109-18
- Goodfellow JW, Hungerford DS & Zindel M: Patellofemoral mechanics and pathology: I Functional anatomy of the patellofemoral joint. Journal of Bone and Joint Surgery 58B:287, 1976
- Goodfellow J & O' Connor J: The mechanics of the knee and prosthesis design. Journal of Bone and Joint Surgery 60B:358,1978
- Grelsamer RP, Colman WW & Mow VC: Anatomy and mechanics of the patellofemoral joint. Sports Medicine Arthroscopy Review 2:178-88, 1994
- Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR & Butler DL: Biomechanics of the knee-extension exercise. Journal of Bone and Joint Surgery 66A: 725-33, 1984
- Grood ES, Stowers SF & Noyes FR: Limits of movement in the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. Journal of Bone and Joint Surgery 70A: 88-97, 1988
- Hanten WP & Schulthies SS: Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis muscles. Phys Ther 70:561-5, 1990
- Hungerford DS & Barry BS: Biomechanics of the patellofemoral joint. Clinical Orthopaedics 144:9-15, 1979
- Kaufman KR, An K, Litchy WJ, Morrey BF & Chao EYS: Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. The American Journal of Sports Medicine 19(3): 305-19, 1991
- Kolowich PA, Paulos LE, Rosenberg TD & Farnsworth S: Lateral release of the patella: indications and contraindications. The American Journal of Sports Medicine 18(4):359-65, 1990
- Leveau BF & Rodgers C: Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback. Phys Ther 60:1410-5, 1980
- Lieb FJ & Perry J: Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. Journal of Bone and Joint Surgery 50A:1535-48, 1968
- Lutz GE, Palmitier RA, An KN & Chao EYS:

- Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *Journal of Bone and Joint Surgery* 75A:732-9, 1993
- Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC & Amstutz HC: The role of joint load in knee stability. *Journal of Bone and Joint Surgery* 63A:570-85, 1981
- Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R & Weiss JR: Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 25(5):307-15, 1997
- Noyes FR, Bulter DL & Grood ES: Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *Journal of Bone and Joint Surgery* 66A(3):344-52, 1984
- Ohkoshi Y, Yasuda K, Kaneda K, Wada T & Yamanaka M: Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *The American Journal of Sports Medicine* 19(6):605-11, 1991
- Palmitier RA, An K, Scott SG & Chao EYS: Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Medicine* 11: 402-13, 1991
- Powers CM: Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 28(5):345-54, 1998
- Reilly DT & Martens M: Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 43:126-37, 1972
- Sawhney R, Dearwater S, Irrgang JJ & Fu FH: Quadriceps exercise following anterior cruciate ligament reconstruction without anterior tibial displacement: Presented at the American Conference of the American Physical Therapy Association. Anaheim, CA, 1990
- Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA & Kaufman KR: Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *The American Journal of Sports Medicine* 21(3):438-44, 1993
- Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES & An K: Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine* 24(6):792-9, 1996
- Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL & Stralka SW: Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery* 77A(8):1166-73, 1995
- Terry GC, Hughston JC & Norwood LA: The anatomy of the iliopatellar band iliotibial tract. *The American Journal of Sports Medicine* 14(1):39-44, 1986
- Torzilla PA, Deng X & Warren RF: The effects of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *The American Journal of Sports Medicine* 22(1):105-12, 1994
- Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine ST, Andrews JR & Boyd ML: A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine* 24(4):518-27, 1996
- Yack HJ, Riley LM & Whieldon TR: Anterior tibial translation during progressive loading of the acl-deficient knee during weight-bearing and nonweight-bearing isometric exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 20(5):247-52, 1994