

슬개 대퇴 관절의 해부학과 생역학



최 충 혁 한양의대 한양대학교병원

AT A GLANCE

슬개골의 관절연골은 인체에서 가장 두껍고, 슬개-대퇴관절의 접촉 부위는 무릎의 굴곡정도에 따라 달라지며, patellofemoral joint reaction force는 굴곡-신전 위치뿐만 아니라, closed- 혹은 open-chained exercise에 따라서도 달라진다.

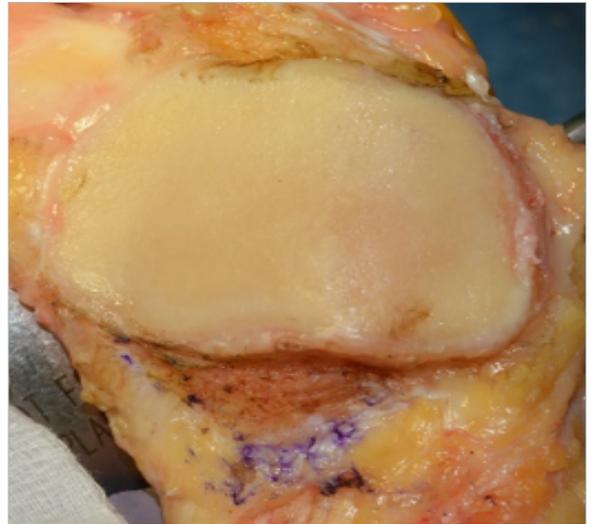


그림 1. 슬개골의 관절연골면.

| 해부학 |

1. Patellar morphology

슬개골의 전면 길이는 약 4.5cm(3.8~5.3)정도이고, 후면의 윗쪽 3/4은 관절연골에 덮여 있고 길이는 3.5cm(3.0~3.9) 정도이며, 아랫쪽 1/4은 관절연골이 없다.¹ (그림 1). 슬개골의 폭은 4.7cm(4.0~5.5) 정도로 슬개골의 길이보다 큰 경향이 있다. 슬개골 전체의 두께는 2.3cm(1.9~2.6)정도이며, 슬개골 후면의 관절연골은 인체에서 가장 두껍고, 중간부위 두께는 4~5mm 정도로 trochlear surface의 관절연골보다 두꺼우며, 내측이 외측보다 더 두꺼운 것으로 알려져 있다. 슬개골은 무릎의 신전 운동시 신전 lever arm을 증가시켜 quadriceps

strength(extension power)를 증가시키는 기능을 하며, 슬개골 후면의 관절연골은 접촉 저항을 적게 하여 quadriceps force를 효율적으로 전달하는데 도움이 된다. 또한 무릎의 굴곡상태에서 femur 와 tibia의 접촉점을 후방으로 이동시키는 femoral roll-back phenomenon도 quadriceps 의 신전 lever arm을 증가시키는 작용을 한다.

슬개골의 관절연골면은 median vertical ridge에 의해 medial 과 lateral facet으로 나누어진다. 이러한 medial 과 lateral facet의 크기와 형태에 따라 Wiberg type I, II, III로 분류되며, lateral

facet이 더 큰 형태가 많다. Medial facet의 표면은 편평하거나 약간 convex 하며, lateral facet은 vertical plane과 transverse plane 모두에서 약간 concave 하다. Medial facet의 superomedial portion은 secondary ridge에 의해 odd facet과 구분된다. 그러나 secondary ridge는 median ridge와는 달리 subchondral bone에서는 형태가 구분되지 않는 cartilage ridge 인 경우도 있다. 이러한 odd facet의 표면은 약간 concave 하거나 편평하다. 이러한 슬개골의 관절면의 형태는 subchondral bone 뿐만 아니라 관절연골 두께 변환에 의해 결정되므로, patellofemoral radiography에 의해 patellofemoral articular cartilage 상태를 결정하기는 어렵다.²

슬개골의 lateral subchondral bone line은 medial 보다 더 두껍고, proximal lateral facet에서 subchondral bone density가 가장 크다. Medial subchondral bone line은 슬개골의 medial margin까지 형성되어 있지 않고 medial facet과 odd facet junction 까지만 형성되어 있다. 슬개골의 trabecular cancellous bone의 방향은 슬개골의 coronal plane에 perpendicular 하므로 articular facet과는 oblique하다. 이에 반해 대퇴골의 trabeculation 방향은 femoral trochlea의 articular facet 각각에 대하여 perpendicular하게 형성되어 있다.²

2. Trochlear surface of the femur

Distal femur의 전면부에서 슬개골과 관절을 이루는 부위로서, patellar facet of femur, patellar groove, femoral sulcus, trochlea라고도 부른다. 이는 medial 과 lateral facet 으로 나뉘어져 있으며, 근위부에는 shallow groove로 합쳐지게 된다. Medial facet 보다는 lateral facet이 더 근위부까

지 형성되어 있으며, 관절연골은 슬개골 보다 얇아 약 2~3mm 정도이고, medial facet의 연골이 lateral 보다 얇다고 알려져 있다. Lateral trochlear facet은 슬개골의 lateral subluxation을 방지하는 buttress로 작용하여 슬개골이 15°~full flexion 위치에서 슬개골이 trochlea 의 중앙에 위치하도록 유지시켜준다. Trochlear depth는 사람마다 차이가 많아 lateral patellar instability 가 있는 경우에는 lateral facet이 편평한 경우가 많다. Lateral trochlear facet의 proximal cartilage border는 medial 보다 더 근위부까지 뻗어 있으며, cartilage border가 끝나는 부분을 감지하지 못할 정도로 모호하게 되어 있어 완전 신전시 슬개골이 lateral displacement 움직임에 도움이 되는 것으로 사료된다. 이에 반해 medial facet의 proximal cartilage border는 비교적 명확한 abrupt convex ridge가 형성되어 있어 슬개골이 trochlear groove에 engage 되는 것이 어렵게 만들어진 형태이므로, 슬개골이 완전 신전 상태에서 굴곡운동 시작시 슬개골이 외측에서 비스듬히 trochlear groove로 engage 되도록 유도하는 것으로 생각된다.²

| 생역학 |

1. Patellofemoral kinematics

슬개골은 완전 신전시 femoral trochlea 보다 근위부에 위치하며, supra-trochlear fat pad와 synovium으로 덮인 pulvinar 위에 놓여있고, 중앙보다는 약간 외측에 위치하고 있다가 무릎이 굴곡하면서 점차로 내측으로 이동하게 된다. patellar tendon이 정상 길이인 경우는 약 10도 굴곡시 슬개골이 trochlear groove와 접촉하게 되며, 20도 정도 굴곡해야 슬개골의 medial facet이 medial trochlea와 접촉하게 된다. Lateral trochlear facet은 lateral patellar subluxation에 대한 buttress로 작용하므

로 15도 굴곡 이후로부터 완전 굴곡시까지 슬개골은 trochea 중앙에 위치하게 된다. Patellar tendon의 길이가 정상보다 긴 patellar alta의 경우에는 10도 보다는 더 많은 20~30도를 굴곡해야 슬개골이 trochlear groove와 접촉하게 된다. 따라서 patellar alta 경우에는 femoral trochlea 내로 들어와서 lateral femoral trochlea에 의해 bony constraint되기 위해서는 더 많은 굴곡이 필요하게 되므로 불안정성이 초래될 가능성이 많다. 슬개골은 적어도 30도 굴곡위에서는 trochlea 내에 위치하게 된다. 따라서 30도 굴곡 이후에 슬개골이 불안정한 경우는 드물고³⁾, 대부분의 patellofemoral instability는 신전위치에서 30도 굴곡위 사이에서 발생하게 되며, 슬개골은 40도 굴곡할 때까지 내측 이동을 하게 된다.⁴ 무릎이 45도 굴곡 되면 슬개골의 관절연골 중간부위가 trochlea의 mid-portion과, 90도 굴곡 시에는 슬개골 관절연골의 근위부가 trochlea의 하부와 접촉되며(그림 2), 135도 정도로 많은 굴곡시에는 medial odd facet 이 medial femoral condyle의 lateral border와 접촉하게 된다. 이러한 현상은 과굴곡시에는 femoral roll back 되면서 femur가 tibia에 대

하여 external rotation 되기 때문이다.

따라서 무릎의 굴곡상태에서는 항상 patellofemoral contact force가 가해져서 patellofemoral joint cartilage에 부담이 되지만, 슬관절의 완전 신전 상태에서는 슬개-대퇴 관절면의 접촉이 없으므로 완전 신전 상태에서의 근력강화 운동은 슬개-대퇴 관절에 부담을 주지 않는 상태에서 대퇴사두근을 강화시킬 수 있는 좋은 위치가 된다. 따라서 완전 신전 상태에서 quadriceps setting exercise는 가장 안전한 quadriceps 강화 운동이 될 수 있다. quadriceps setting exercise 시에 슬개골은 약 8~10mm 정도 근위부로 이동된다.

2. Patello-femoral contact area

슬개골은 patellar tendon의 길이에 따라 10~20도 굴곡정도에서 trochlea 내로 들어오게 되며, 이후 슬개골의 원위부가 trochlea와 접촉되기 시작한다. Patellofemoral contact area는 굴곡 정도에 따라 다르며, 일반적으로 무릎이 약 20도 굴곡 시 슬개골 관절연골 원위부가 upper trochlea와 접촉하

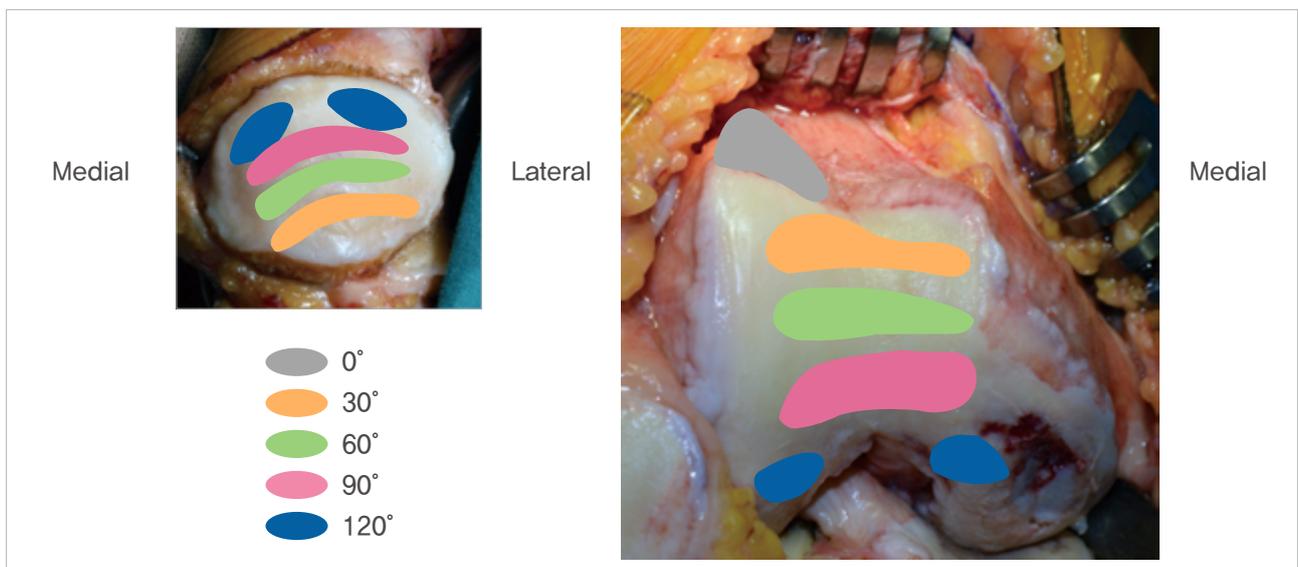


그림 2. 무릎 굴곡 정도에 따른 슬개골과 trochlear 관절연골의 접촉면.

게 되며, 45도 굴곡 시에는 슬개골의 관절연골 중간 부위가 trochlea의 mid-portion과, 90도 굴곡 시에는 슬개골 관절연골의 근위부가 trochlea의 하부와 접촉되며, 135도 굴곡시에는 medial 과 lateral odd facet이 medial과 lateral femoral condyle의 inner portion과 접촉하게 된다. 슬개-대퇴 관절의 접촉 면적은 굴곡이 많아지면 점차 증가하게 되며, 슬개골 관절면이 trochlea와 접촉하는 부분은 점차 근위부로 이동하게 된다.⁵ 20도 굴곡 시에는 접촉면적이 2.6cm² 정도가 되고 2.0MPa 정도의 patellofemoral contact force가 가해지며, 굴곡이 많아지면서 점차로 증가하여 30~60도 굴곡 위에서 접촉 압력이 급격히 증가되고, 90도 굴곡시에는 접촉면적이 최대인 4.1cm² 정도가 되고 patellofemoral contact force도 4.4MPa로 증가된다. 이후에는 슬개골이 외측방향으로 움직여서 medial odd facet이 medial femoral condyle의 lateral border와 접촉하게 된다. quadriceps tendon이 trochlea내로 들어오게 되면서 tendofemoral contact 되기 시작하여, 더 굴곡하게 되면, quadriceps tendon이 trochlea와 접촉하게 되면서 patellofemoral contact force가 감소하게 된다 (90도 이상 굴곡시 quadriceps tendon의 posterior surface가 femoral trochlea와 맞닿게 되어 patellofemoral contact force는 tendofemoral contact로 인해 감소하게 되는데 이를 turn-around of forces라 부르기도 한다). 따라서 120도 굴곡위에서 patellofemoral contact force는 2.0MPa 정도가 된다.^{6,7}

3. Patello-femoral joint reaction force

Patellofemoral joint reaction (PFJR) force는 quadriceps tension 과 patellar tendon tension에 의해 관절면에 직각방향으로 초래되는 resultant force로(그림 3), 무릎의 굴곡이 많아져 patellar tendon과 quadriceps사이에 각도가 예각이 되면

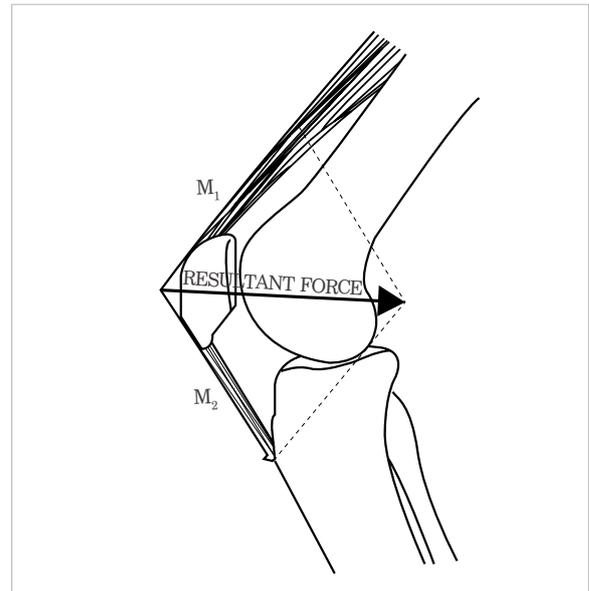


그림 3. Resultant patellofemoral compression force.

M1: quadriceps tension, M2: patellar tendon tension.

* 출처: Biomechanics of the patellofemoral joint. In Fulkerson JP. Disorders of the patellofemoral joint, 3rd ed, William & Wilkins, 1997. 23-38.

resultant vector가 커지게 되며, 무릎의 굴곡이 많아지면, 대퇴골과 경골의 lever arm이 커지면서 체중에 의해 초래되는 flexion moment를 지탱해야 하는 quadriceps의 힘이 커져야 하므로, PFJR이 커지게 된다. 또한 quadriceps force(M1)과 patellar tendon force(M2) 간의 M1/M2 ratio는 항상 1이 아니고 무릎의 굴곡 각도에 따라 변화하게 되는데, 굴곡이 증가하면서 ratio가 점차 커지게 되어 굴곡 정도가 많아지면 PFJR은 더 커지게 된다. Reiley와 Martens는 평지 보행시 최고 PFJR은 체중의 0.5배이며, 계단을 오르내릴 때는 체중의 3.3배라고 하였고⁸⁾, 쪼그려 앉을 때는 체중의 7.7배의 하중이 대퇴-슬개 관절에 가해진다고 하나, 이러한 결과는 단지 산술적 결과로 실제 계측된 바는 없다.

한편 closed-와 open-chain setting에서의 patellofemoral force는 다르다. 즉 axial loading 하에서 (closed-chain loading) patellofemoral joint contact

stress는 굴곡이 많아지면서 증가하는 반면, extension against resistance(open-chain loading)시에는 신전 될수록 커지게 되므로⁹, quadriceps muscle 강화를 위해 open-chain exercise 를 시키는 home exercise machine, free weights, isokinetic testing equipment를 사용한 운동시 과도한 힘이 patellofemoral joint에 가해지지 않도록 주의해야 할 필요가 있다. JointOS

References

1. Aglietti P, Buzzi R, Insall JN. Disorders of the patellofemoral joint. In Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kellu MA, Aglietti P. *Surgery of the Knee*. 2nd ed. Churchill Livingstone Inc., 1993. 241-251.
2. Normal anatomy. In Fulkerson JP. *Disorders of the patellofemoral joint*. 3rd ed. William & Wilkins, 1997. 1-22.
3. Biomechanics of the patellofemoral joint. In Fulkerson JP. *Disorders of the patellofemoral joint*. 3rd ed. William & Wilkins, 1997. 23-38.
4. Hefzy MS, Yang H. A three-dimensional anatomical model of the human patella-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics. *J Biomed Eng*. 1993;15(4):289-302.
5. Dye SF. Functional anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint. In Scott WN. *The Knee*. Mosby-Year Book, Inc., 1994;381-389.
6. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone and Joint*. 1984;715-724.
7. Huberti HH, Hayes WC, Stone JL. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae, *J Orthop Res*. 1984; 2:49-54.
8. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand* 1972; 43:126-137.
9. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop*.1979;144:9-15.