

고관절의 생역학과 골성관절염

계명대학교 의과대학 정형외과학교실

강 창 수

서 론

고관절의 생역학은 관절정역학(Statics), 관절운동학(Kinematics), 관절운동역학(Kinetics)을 포함한다¹⁾.

고관절의 생역학을 골격, 관절, 근육의 지렛대 체계(lever system) 위에서 생각하면 고관절은 1종 지레에 속한다¹⁾(Fig. 1a). 고관절은 받침점(지렛목)이 되고 체중중심의 작용점, 외전근의 작용점 사이에서 균형 혹은 불균형을 이루게 되는데 그 상관 관계를 계산하여 환자에게 적용하는 것이 고관절 외과학이다^{2~7)}(Fig. 2, Fig. 3).

발끝으로 섰을 때 중족골두가 받침점이 되고 근육

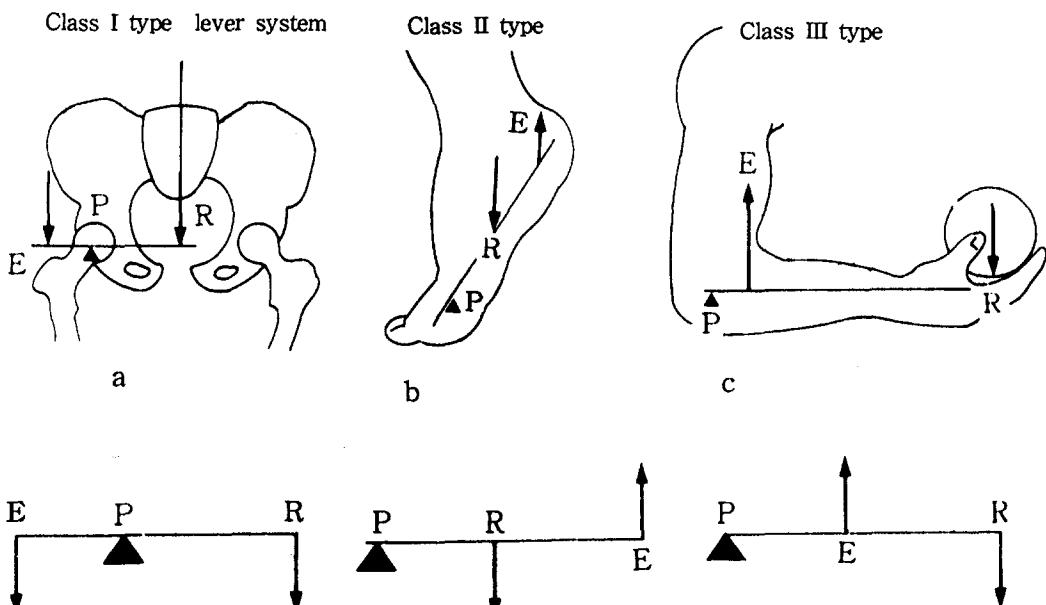
(아킬레스건)의 작용점 사이에 하중의 작용점이 위치하는 경우가 2종 지레체계이다(Fig. 1b).

주관절의 경우 하중의 작용점과 받침점(주관절) 사이에 근육의 작용점이 위치하는 것을 3종 지레 체계라 한다^{1,2)}(Fig. 1c).

관절정역학(Statics)은 관절이 정지하고 있는 상태에서 평형을 이룰 때 힘과 고관절과의 관계를 고찰하는 분야이다.

관절운동학(Kinematics)은 특정관절이 골격과 근육의 힘에 의하여 능동적, 피동적 운동을 감당하고, 그 운동은 관절의 종류와 형태에 따라서 각양 다른 운동방향과 운동모양을 달리하는데 이에 대한 고찰을 하는 분야가 관절운동학이다.

관절운동역학(Kinetics)은 관절의 운동을 일으키는



P : fulcrum, R : body weight, E : muscle force

Fig. 1. Free body diagram and types of lever system

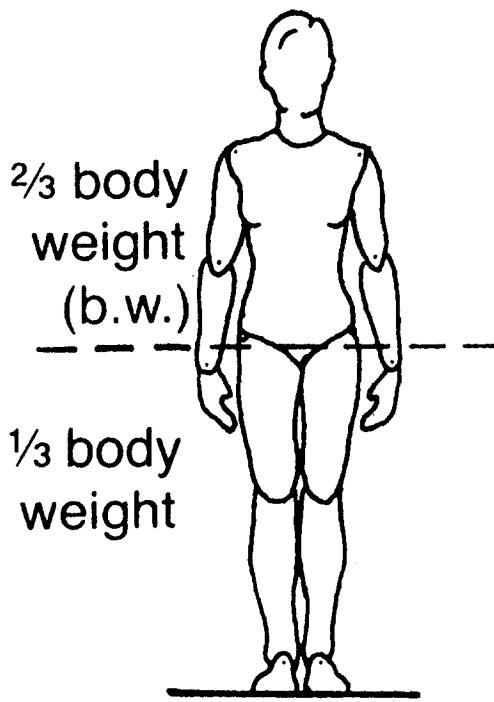


Fig. 2. In standing position, two-thirds of the body weight will be divided and acts on each hip equally.

힘에 대하여 연구하는 분야가 관절운동역학이다^{1,2,4~7)}.

고관절의 생역학을 자세히 검토하는 이유는 경미한 생역학적 변화이더라도 그것이 일평생이라는 기나긴 세월동안 반복적인 고관절의 이상운동, 이상운동역학으로 말미암아 점진적으로 초래될수 있는 고관절의 골성 관절염의 원인을 역학적으로 규명하고 다시 역학적으로 해결하기 위하여 본종설을 작성 한다.

양 다리로 서있을때(dipodal stance)

사람이 양 다리로 정지하여 서있을때(dipodal stance) 양쪽 고관절에 받는 하중(힘)은 양 다리의 무게(체중의 약 1/3) 빼고 남은 체중(체중의 2/3) S_4 의 반을 균등하게 나누어 R라는 힘을 각각 받게 된다. 이때 (S_4)는 머리, 상지, 동체의 무게의 중심이다^{2,6,7)}(Fig. 2, 3).

S_4 의 위치는 가슴 중앙으로 상위이동을 하게 되며 중력의 전달 방향은 상체의 중앙선을 거쳐 양측 고관절의 중앙이 되는 치골문합부로 전달되게 된

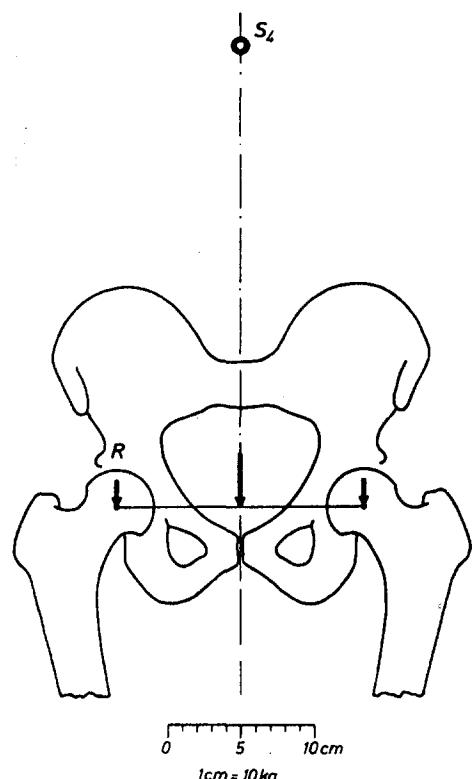


Fig. 3. Subject standing with weight supported symmetrically on both legs. S_4 , centre of gravity of the head, trunk and upper limbs; R, force exerted on one hip(After PAUWELS 1935).

다^{6,7)}(Fig. 3).

이 경우 양측 대퇴골두에 받는 힘 R는 매우 작다.

한 다리로 설때, 혹은 걸을때(monopodal stance)

사람이 한다리로 섰거나, 걸을때(monopodal stance) 각 고관절은 지탱하는 쪽 다리의 무게를 빼고 남은 부분체중(체중의 5/6)을 지탱하거나 교대 교대로 운반한다.

이때 (S_5)는 우측 다리의 무게를 빼고 남은 부분체중의 중심이다. S_5 는 우측 고관절에 대하여 힘 K를 유발하게 되고, 우측 고관절에 부하되는 하중의 총합은 K라는 부분체중의 힘과 외전근 M라는 힘의 합 R라는 합력의 힘을 받게 된다^{2,6,7)}(Fig. 4, 5).

이 힘 K는 지렛대 h'의 끈의 힘으로 우측 고관절에 작용하면서 골반전체를 시계바늘 방향으로 회전시키려는 경향을 갖는다.

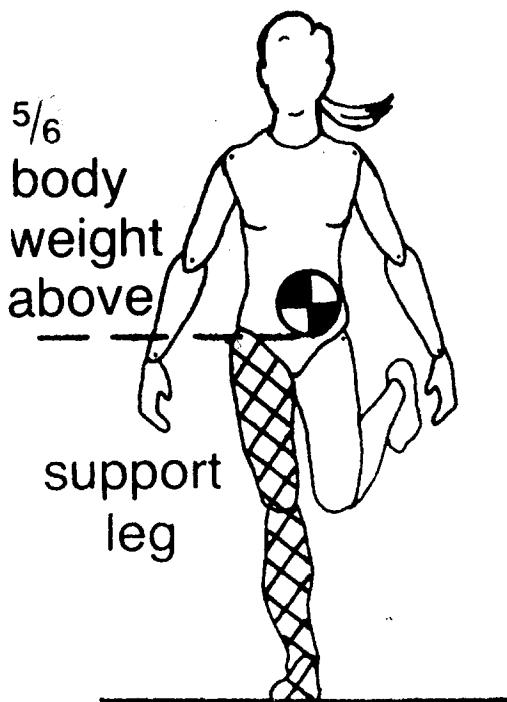


Fig. 4. The body weight acting on this system represents five-sixths of the total body weight.

이 힘에 대하여 우측 고관절 외전근으로부터 유발되는 근력 M 에 의하여 평형추(counter balance) 균형을 잡히게 하는데 이 외전근의 힘과 지렛대 h 의 곱으로 우측 고관절에 작용하면서 시계 바늘의 반대 방향으로 회전시키려는 경향을 갖는다.

한 다리로 섰거나, 걸을 때(monopodal stance) 대퇴골두에 가해지는 힘은 동측의 외전근력 M 과 반대편의 부분체중력 K 가 각각의 지렛대(lever or moment arm)상에서 작용하는 합력에 의하여 결정되고 보행속도에 따라서 그만큼 확대된다.

이 상황에서 외전근은 대퇴골에서 기시하여 골반골에 부착한 것으로 역으로 생각하여 골반을 밀으로서 잡아당기는 힘으로 말미암아 골반이 시계 바늘 반대 방향으로 회전하여 작용한다고 생각하면 훨씬 이해하기 쉽다. 이 외전근의 평형작용(counter-balance)은 부분체중의 힘(하향작용)에 대한 반작용인 것이다.

외전근은 비록 능동적으로 강한 힘을 유발하는 근육이지만 주어진 위치에 따라서 견고한 철사와 같이 골반을 안정시키는 피동적인 뱃줄로 전환되는 것이다.

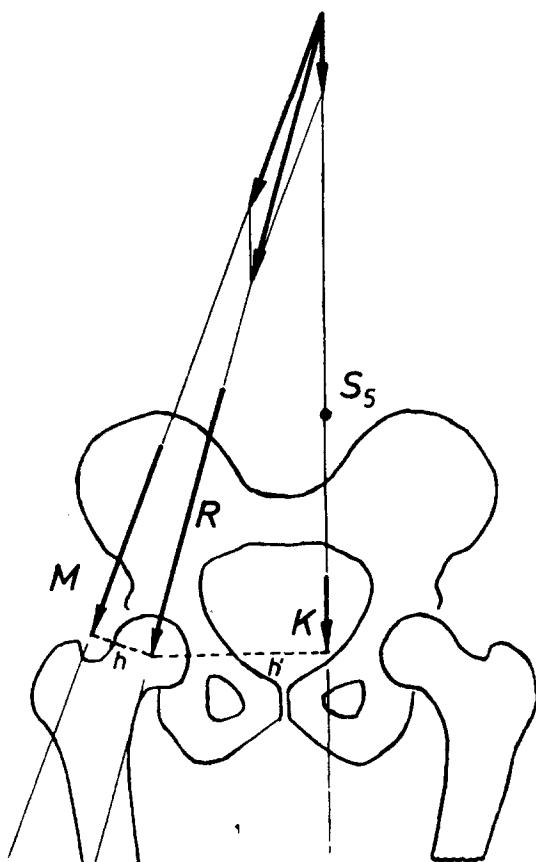


Fig. 5. Forces exerted on the hip when the subject is standing on one leg. S_g : centre of gravity of the mass of the body acting on the hip (head, trunk, upper limbs and opposite leg); K : force exerted by this partial body mass; K : lever arm of force K ; M : force exerted by the abductor muscles to counter balance K ; h : lever arm of force M ; R : resultant of forces K and M (After PAUWELS 1935).

체중력에 길항하는 외전근의 힘은 물론 대퇴골두의 중심부터 대전자까지의 지렛대 상에서 작용한다.

이 체계(system)에 유관하는 부분체중은 전체 체중의 $5/6$ 에 해당하고 지지하는 하지의 무게 $1/6$ 는 유관하지 않는다. 이 $5/6$ 부분체중은 그 체중의 중심점으로부터 대퇴골두의 중심까지의 지렛대 상에서 작용한다. 한쪽 다리로 섰을 때 지지하는 하지의 무게가 삭제되므로 이 $5/6$ 부분체중의 무게 중심 (center of gravity)이 지지하지 않는 쪽으로 다소 이동하게 된다^{2,6,7)}(Fig. 5, 6).

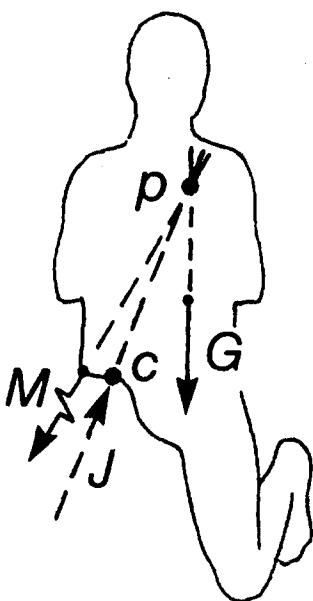


Fig. 6. Free body diagram.

c : joint contact point

p : the point of force concurrency

j : the direction of joint force

M : the muscle force

G : K

한 다리로 섰을 때의 대퇴골두에 주어지는 하중 R의 계산은 외전근의 힘 M과 체중에서 한 다리의 무게를 뺀 무게 K(체중 W-1/6W)의 합이다(Fig. 5).

다시 말하면 K의 작용선과 대퇴골두와의 거리인 h'에 따라 M가 결정된다고 할 수 있으며, 이 M 값에 의하여 R은 많이 좌우된다. 체중 K의 지레길이(lever arm) h'는 외전근의 지레길이(lever arm) h의 2배 정도이다. 따라서 고관절에서 평형을 유지하기 위해서는 외전근의 힘(M)은 체중 K(W-1/6w)의 2배의 힘이 작용하여야 한다. 따라서 이 때 고관절이 받는 하중은 외전근 M의 힘과 체중 K의 무게이다³⁾(Fig. 5, 6, 7).

$$R = M + K$$

$$= 2K + K$$

$$= 3K$$

$$= 3(W - 1/6W)$$

$$= 3W - 3/6W$$

$$= 15/6W$$

$$= 2.5W$$

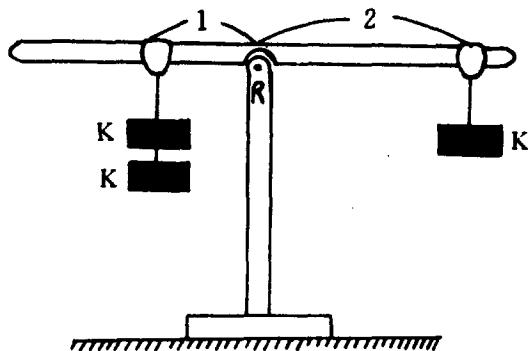


Fig. 7. Equilibrium approach.

R : joint contact point (center of rotation)
resultant force on the hip joint = 3K

계산상으로는 한 다리로 섰을 때 고관절이 받는 하중은 체중의 2~3배(약 2.5배) 정도이다. 빨리 보행할 때는 체중의 약 4배 까지 이를 수 있고, 달리기를 할 때는 체중의 5배에 이를 수 있다.

고관절에 부하되는 하중을 줄이기 위해서는 대략 4가지의 방법이 있다. 첫째, 체중을 줄이는 방법. 둘째, 외전근의 지레 h를 길게(수술) 하는 방법. 셋째, 체중 K의 작용지레 h'를 줄이는 방법(수술). 네째, 몸을 지지쪽으로 기울여서 체중 K의 작용지레를 기능적으로 줄이는 방법들이다.

정형외과 의사가 고관절, 주위의 절골술을 시행하거나, 인공관절 성형술을 시행할 때, 이상 서술한 방법들을 이용하여 고관절에 주어지는 하중을 최소化하고 감소시켜서 생체역학적 이점을 얻고, 수술을 시행한 고관절의 수명을 최대화 해주는 것이 홀륭하고 숙련된 고관절 전문의사라 하겠다.

앞에서 고관절에 주어지는 합력 $R = M + K$ 라고 표시했고, 고관절의 상태에 따라서 여러가지 변수가 생기므로 실제적인 합력의 계산은 $R = K \times h' + M \times h$ 로 표시하게 되는데 고관절에 대한 수술종류에 따라서 K, h', h의 인위적인 변화를 유발하기 때문에 고관절에 주어지는 힘(하중) 합력에 변화가 온다.

힘 R는 고관절에 대하여 압박 응력(compressive stress)을 유발하는데 정상관절에 있어서는 힘 R는 관절의 체중 부하표면의 중앙에 작용하고 그 응력(stress)도 체중부하 표면에 균등하게 분포 되며, 뼈의 질량은 이 응력의 크기에 의하여 결정된다^{4~7)}.

고로 비구골의 지붕 즉 체중부하 표면의 연골하 골경화상(sclerosis of subchondral bone)은 응력도표(stress diagram) 윤곽과 꼭 같은 형태를 나타

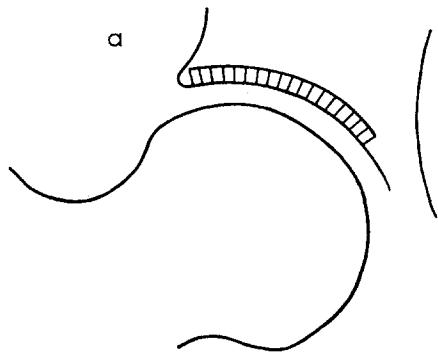
나게 된다”.

정상인의 고관절에서 비구골의 연골하 골 경화상은 균등한 넓이 좁다란 리본모양과 같다(Fig. 8a).

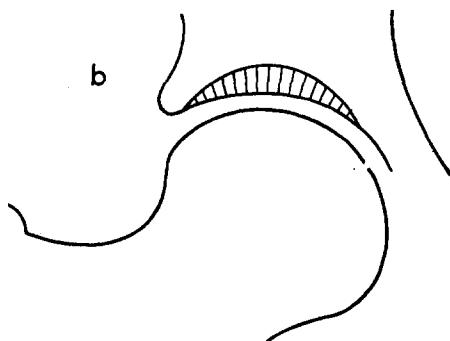
만일 관절연골의 한층이 소실되거나 혹은 관절면이 불균등하여 부하되는 응력을 균등하게 분포할 수 없을 때는 둥근지붕(dome) 같은 경화상이 생기고

(Fig. 8b) 이 소견은 일차성 골성 관절염의 최초기증후이다.

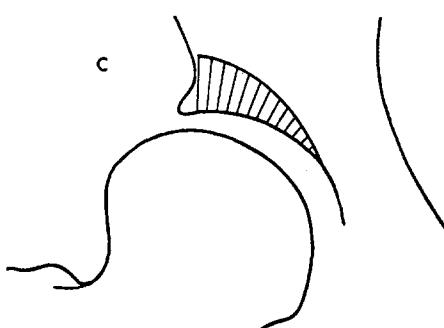
만약에 힘의 합력 R 이 관절면의 체중부하면 중앙에 작용하지 못하고 비구 소켓의 외연에 작용할 때는 응력도표(stress diagram)와 연골하 골경화상은 비구소켓의 외연에 조밀한 삼각형(a dense tri-



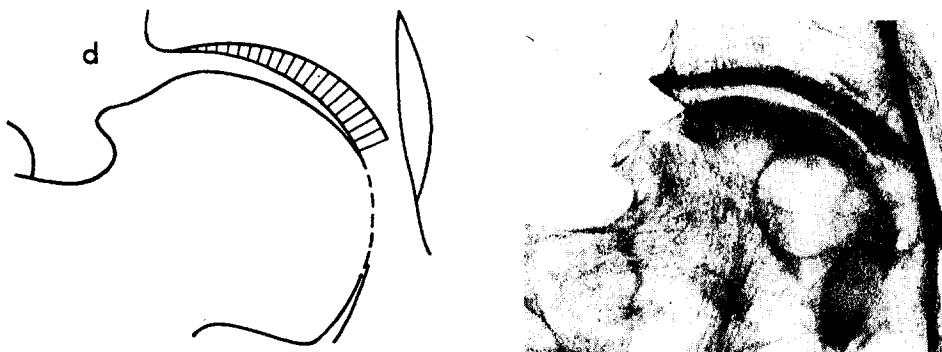
8a. In a normal hip the subchondral sclerosis is a thin ribbon of even width throughout.



8b. If one layer of cartilage disappears or if the tissues are no longer able to distribute the stresses evenly a dome-shaped sclerosis develops. This is the very first sign of primary osteoarthritis.



8c. If the resultant force no longer acts at the centre of the weight-bearing surface of the joint but closer to the edge of the socket the stress diagram and the subchondral sclerosis appear as a dense triangle at the edge of the joint.



8d. A dense triangle in the depth socket means that the resultant force R is exerted more medially than normal, as in osteoarthritis with protrusio acetabuli.

Fig. 8a~8d. The subchondral sclerosis in the roof of the socket presents the same outlines as the stress' diagram.

angle)으로 나타난다(Fig. 8c).

이 조밀한 삼각형(a dense triangle)이 비구법 안쪽에 깊숙히 자리잡고 있을 때에는 힘의 합력 R이 정상위치 보다 더 비구내측으로 작용하기 때문이며, 비구 내반증(protrusio acetabuli) 때 보여주는 골성 관절염이 그 대표적인 예다(Fig. 8d).

이상과 같은 소견들이 X선 상에서 보여지고 환자가 증상을 호소해오면 의사는 무엇인가를 조치하여 도움을 주어야 하는데 조치하기 전에 계산에 의하여 계획이 수립되어야 한다.

고관절에 작용하는 힘들은 실제로 어떤 것들이 도면상에서 계산 가능한가?

- 1) 외전근의 균력(외전근의 합력 M) (Fig. 5, 6, 7).
- 2) 고관절에 작용하는 합력 R.
- 3) 단순지렛대 system과 system of moments.
- 4) 평형력(forces in equilibrium) 등등이 있다.

그러나, 이상의 것들은 각각의 요소들을 분석해 놓은 것이고, 이들은 항상 동시성으로 일어나서 평형을 유지하든지 아니면 평형이 깨어져서 병적인 상태를 보여주게 된다.

외전근 지렛대의 길이와 부분체중 지렛대의 길이의 비는 대략 2.0-3.5:1이 된다. 만약에 그 비율이 3.0이라면 체중력(K)는 균력에 대하여 3:1의 기계적(역학) 이점을 갖게 되는 반면에 외전근의 힘(M)은 제 1급형 지렛대 체계(class I type level system)에서 기계(역학)적으로 불리한 점에서 작용하게 된다²⁾.

근력과 관절에 작용하는 힘의 계산을 위해서는 해부학적인 각도는 무시하고 모든 힘이 수평으로 작용

하는 단순 지렛대의 평형체계 안에서 계산 해야 한다. 그러나 실제적으로는 지지쪽 다리의 외전근 M의 합력이 수직에서 약 30°, 수평에서 약 60°의 각도에서 골반을 수평으로 유지하고 대퇴골두는 지렛대의 목 혹은 회전의 중앙축으로 작용한다(Fig. 9, 10)²⁾.

골성 관절염(Osteoarthritis)

골성 관절염이란 관절연골 조직의 저항과 그 곳에 작용하는 기계적 응력 사이에 정상적으로 존재해야

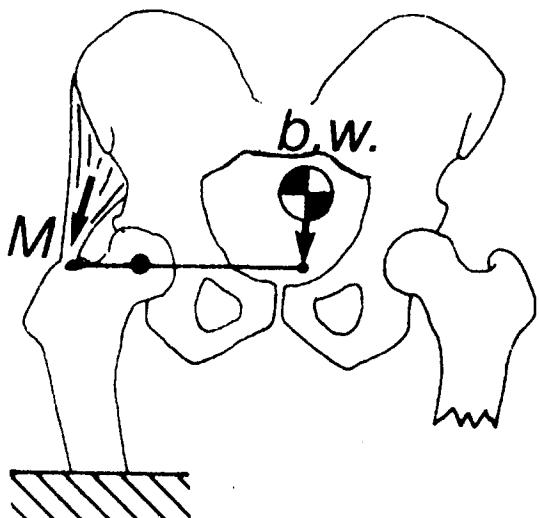


Fig. 9. The abductor muscle force.

M : resultant force of abductor muscle acts obliquely on the lever or moment arm.

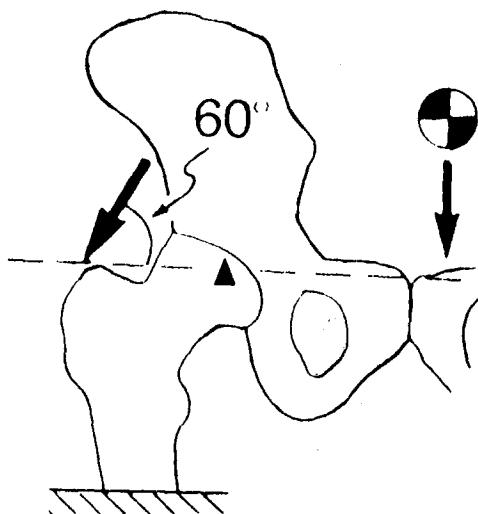


Fig. 10. The resultant force acts about 30° from the vertical(60° to the horizontal).

할 균형이 깨어져서 생기는 것이다^{4~7)}. 좋은 치료란 관절에 부하되는 압박력을 줄여주든가 아니면 관절 연골과 유관 조직에 저항력을 보강 시켜 주는 것이다.

관절에 부하되는 압박력을 감소시키는데는 두 가지 방법이 있는데 첫째로 관절에 전달되는 힘을 감소시켜주는 네가지 방법은 전술한 바 있고, 둘째가 관절의 체중부하 면적을 넓혀주는 것이다.

고관절 매달기술(The hanging hip 술식 (Voss-Pauwels))

고관절의 내전근, 외전근, 장요근의 건들을 절제하므로 말미암아 고관절로 전달되는 합력 R을 줄이는 수술이다.

이 단순한 술식은 체중부하 관절간격이 감소되지 않는 경우에 한하여 관절면이 적합(congruent) 할 경우와 비구 소켓의 연골하 골의 삼각형 내지 전술한 각종 골경화상이 보이지 않는 골성관절염에서 시행할 경우에는 탁월한 결과를 얻을 수 있다^{6,7)}(Fig. 11).

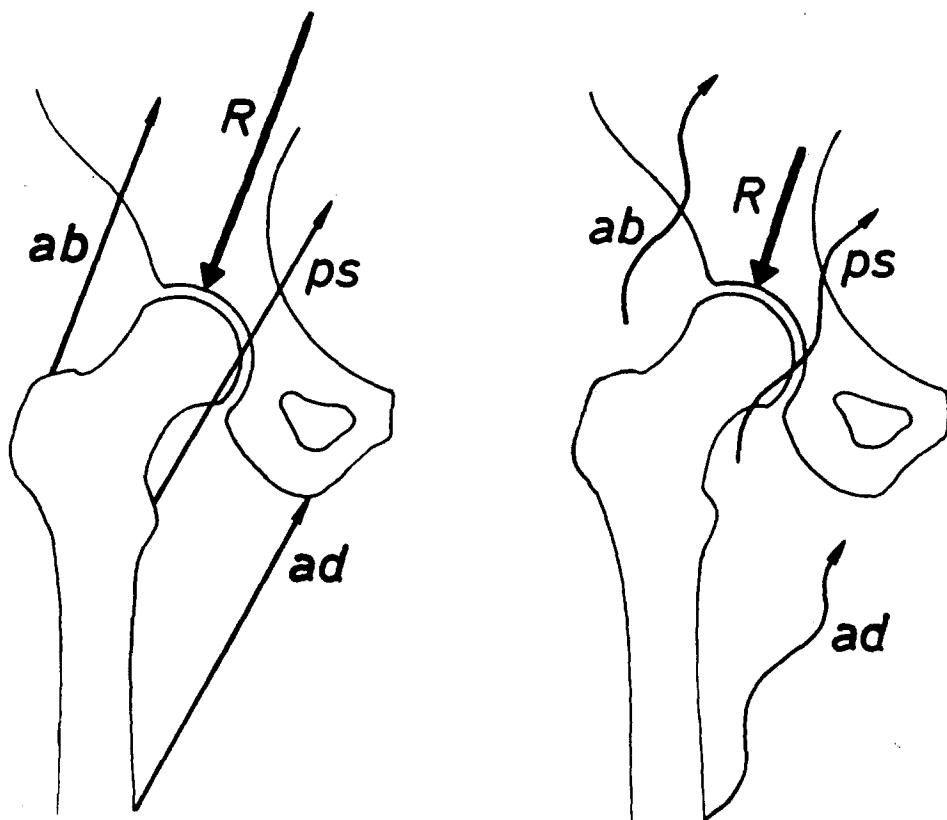


Fig. 11. The hanging-hip procedure decreases the overall force R transmitted across the joint. ab, abductor muscles : ad, adductor muscles : ps, iliopsoas muscle

전자간 내반 절골술

(The Varus intertrochanteric osteotomy (pauel I))

근위 대퇴부 전자간 내반 절골술의 목적은 외전의 힘(M) 지렛대의 길이를 연장시켜주고 힘 M의 방향을 변환해주는 데 그 목적이 있다^{2,6~10)}(Fig. 12, 13).

힘 K와 힘 M이 이루는 각도를 넓혀주는 것과 힘(M) 지렛대의 길이를 연장해주는 것은 양자 공히 이 두 힘의 합력 R를 감소시켜준다. 물론 내반 절골술을 하고 난 뒤에도 관절면은 적합(Congrous)해야 하는 조건 하에서이다.

더욱이 합력 R이 비구의 내측으로 이동하게 되는데

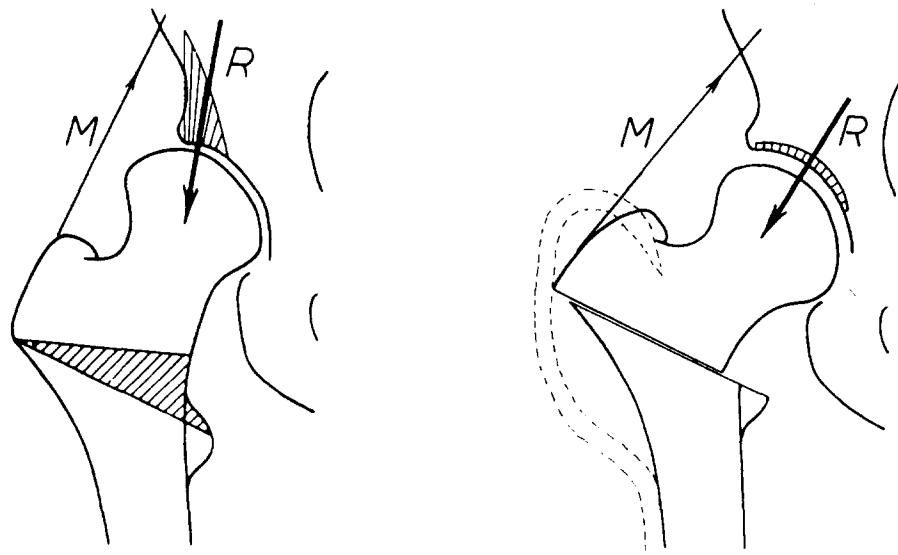


Fig. 12. Varus intertrochanteric osteotomy decreases the force R transmitted across the joint and enlarges the articular weight-bearing surface. M, force exerted by the abductor muscles (Redrawn from PAUWELS 1959).

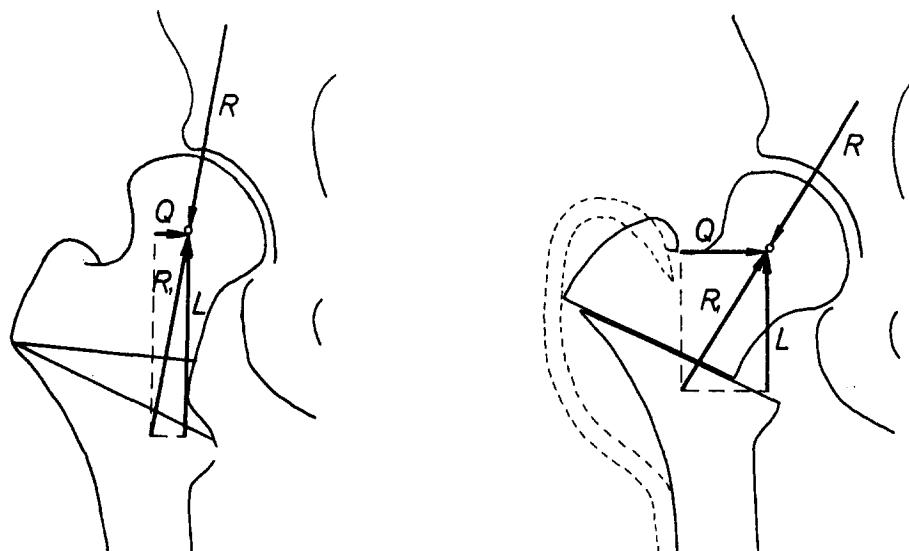


Fig. 13. Varus osteotomy increases the transverse component Q and decreases the longitudinal component L. R, resultant compressive force; R₁, reaction force

그것은 관절의 체중부하 면적을 넓혀주는 효과를 얻게 되는 점이다.

술후에 추시 관찰한 결과 비구 소켓 외측연에 있든 삼각형의 골경화상(dense triangle)이 얇은 연골하 골경화판으로 균등하게 재분포되어 있음을 본다.

이러한 변화는 관절에 부하되는 압박력이 균등하고 분포와 함께 현저히 감소되는 사실을 나타내는 것이다. 이와 함께 관절의 간격도 넓어지는 현상이 나타난다.

그러나 술후에 관절면이 적합(congruence) 하지 못할 때는 그 수술자체는 실패로 돌아간다.

이런 경우에는 전자간 내반 절골술(Varus intertrochanteric osteotomy)보다 전자간 외반 절골술(valgus intertrochanteric osteotomy)를 시행하여 관절의 체중부하 면적을 넓혀주는 것이 효과적일 때가 있다.

전자간 외반 절골술

(The valgus intertrochanteric osteotomy)

대퇴골두 내측에서 생긴 골증식체(osteophyte)의 장점을 이용하고 이 골증식체가 관절의 체중부하면에 적합되도록 이용하면 체중부하 면적이 보다 넓어

져서 유용하다^{2,7~10)}(Fig. 14).

이에 부가하여 내전근, 외전근, 장요근의 건을 절제하면 관절에 전달되는 힘의 감소효과를 얻을수 있다

만약에 환자선택이 적합하면 상기 수술결과는 탁월하다. 비구외측변연에 생겼든 삼각형의 골경화상(dense triangle)은 얇은 리본 모양의 연골하 경화상이 균등하게 재배열되고 관절 간격은 넓어지며 정상 관절간격으로 환원한다.

만약에 관절면이 적합(congruous)하고 삼각형의 골경화상(dense triangle)이 비구의 외측 변연에 존재하면 대전자부의 외측 이동술(Maquet)을 시행하면 고관절에 전달되는 압력 경감을 위해서는 내반절골술 보다 더욱 효과적인 수술이 될 수 있다. 외반고증(coxa valga)만 없으면 본 수술은 확실히 효과적일 수 있다.

대전자 외측 이동술

(Lateral Displacement of the great trochanter)

외전근의 힘(M)의 지렛대를 연장 시켜주고 힘(M)과 힘(K)이 이루는 각도를 벌려줌으로서, 그 합력을 줄이고, 그 합력의 방향을 변경시켜줌으로서 그 관절부하 면적의 확대 효과를 얻는 수술이다⁶⁾(Fig. 15).

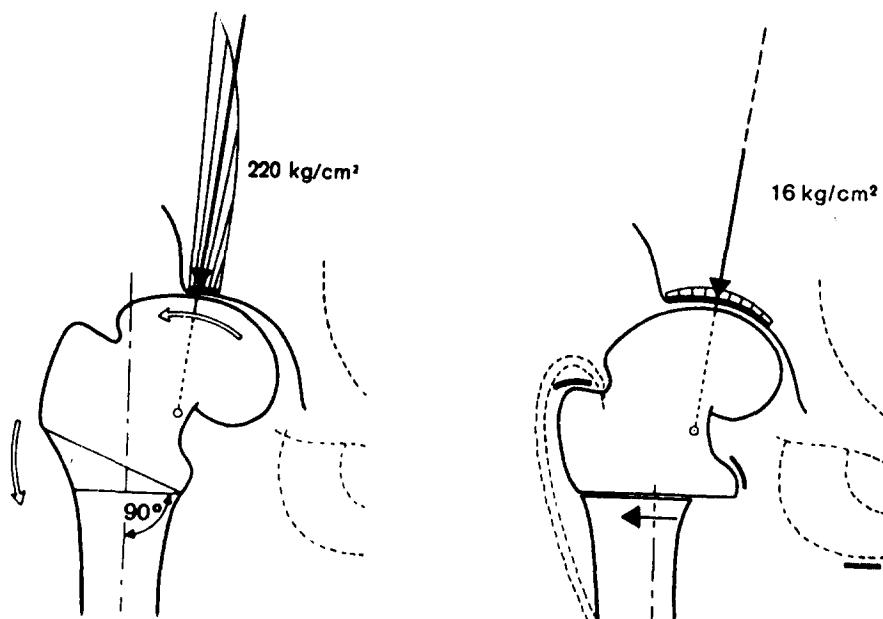


Fig. 14. The valgus intertrochanteric osteotomy takes advantage of the osteophyte developed over the medial aspect of the femoral head. Combined with a tenotomy of the abductor, adductor and iliopsoas muscles, it decreases the load transmitted across the hip and enlarges the weight-bearing surface of the joint(Pauwels II), (Redrawn after PAUWELS 1976).

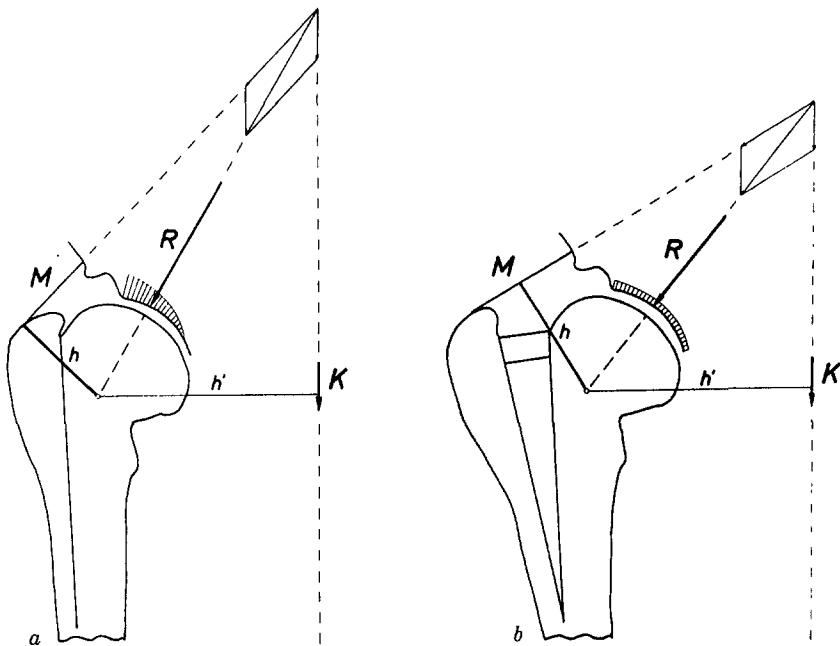


Fig. 15. Lateral displacement of the greater trochanter decreases the force transmitted across the hip and enlarges the weight-bearing surface of the joint K. force exerted by that part of the body supported by the hip : h' lever arm of force K : M. force exerted by the abductor muscles ; h, lever arm of force M; R, resultant of forces K and M.
 a Before operation : b after operation

각도를 넓혀주는 것과 힘(M)의 지렛대의 길이를 연장시켜주면 합력 R의 힘을 경감시켜주며 동시에 R이 비구의 내측으로 이동하여 결과적으로는 관절의 체중부하 면적을 넓혀주게 된다.

이상 몇 가지의 술식들의 공통점은 관절을 통과하는 힘을 줄이고 관절의 체중부하 면적(접촉 면적)을 넓혀줌으로서 관절 압력/articular pressure)를 줄이기 위함이다.

결 론

고관절의 병적 상태를 파악하고 그 문제를 해결하려면 우선 정상 고관절의 생역학(Biomechanics), 즉 정역학(Statics), 관절 운동학(Kinematics), 그리고 관절 운동역학(Kinetics)을 이해해야 한다.

지렛대 체계(lever system)에서 고관절은 받침점(지렛목)으로 작용하는데 하중의 작용점의 크기에 따라서, 지렛대의 길이 여하에 따라서 고관절(지렛목)에 작용하는 힘의 크기와 방향이 변하기 때문에 비구골의 연골하골에서 보여주는 골경화상은 받침점에서의 힘의 크기와 방향을 보여주는 고관절 생역

학의 좋은 지표와 도형이 된다.

일차성 고관절 골성관절염에서는(Fig. 10) 외전근, 장요근, 내전근의 절제술을 통하여 술후 벡터 R를 술전 벡터 R보다 훨씬 감소시켜줌으로 생역학적으로 큰 이점을 얻게된다.

대퇴 전자간 내반 절골술(Fig. 11, 12)은 외전근 지레의 길이 연장, 힘(K)과 M의 각도 넓힘, 합력 R를 체중부하 관절면의 중앙 및 내측으로 이동 효과는 생역학적으로 큰 이점이 된다.

대퇴 전자간 외반 절골술(Fig. 13) 대퇴골두에 생긴 골증식체(osteophytes)를 이용하여 체중부하면 을 내측으로 이동과 함께 관절의 단위 하중면적을 넓혀주고, 합력 R의 체중부하 관절면의 중앙 및 내측 이동효과는 역시 생역학적으로 큰 이점이 된다.

대전자의 외측이동술(Fig. 14)은, 외전근 지레의 길이연장, K와 M의 각도 넓힘.

합력 R의 관절 중앙 및 내측 이동 또한 생역학적으로 큰 이점을 얻게 된다.

이 모든 이론들이 고관절 주위의 절골술 시행시나 인공 고관절 성형술 및 골절 고정시에도 충분히 검토되고 적용되어야 좋은 효과를 얻을수 있다.

참 고 문 헌

1. 대한정형외과학회 : 정형외과학, 제 4 판, 서울, 죄신의학사, 1993, pp. 13-41.
2. Cochran GVB : A primer of orthopaedic biomechanics. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1982, pp. 238-251.
3. 김영민, 곽병만 : 정형외과의를 위한 생체역학, 제 1 판, 서울, 도서출판 영문, 1990, pp. 171-178.
4. Bombelli R : Osteoarthritis of the hip, Berlin, Spring-Verlag, 1983, pp. 13-88, 89-108.
5. Bombelli R : Structure and function in normal and abnormal hips, Berlin, Spring-Verlag, 1993, pp. 1-180.
6. Maquet PGJ : Biomechanics of the hip, Berlin, Spring-Verlag, 1985.
7. Pauwels F : Biomechanics of the Normal and Diseased Hip, Berlin, Springer-Verlag, 1977, pp. 1-30, 129-268.
8. Schatzker J : The intertrochanteric osteotomy, Berlin, Spring-Verlag, 1987, pp. 1-179.
9. Tronzo RG : Volume 1, Surgery of the hip joint. Biomechanics of the Hip, Berlin, Spring-Verlag, 1984, pp. 351-392.
10. Tronzo RG : Volume 2, Surgery of the hip joint. Intertrochanteric Osteotomy for Adult Hips, Berlin, Spring-Verlag, 1984, pp. 351-392.