

반월상연골 제거시 대퇴골-경골간 관절의 응력 분포

영남대학교 의과대학 정형외과학교실

김대망 · 안면환 · 인주철

= Abstract =

Stress Distribution on the Tibio-Femoral Joint after Menisectomy

Dae-Mang Kim, M.D., Myun-Wan Ahn, M.D. and Joo-Chul Ihn, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea

To observe the change in the status of stresses according to size of the meniscus, a 3-dimensional photoelasticity model of the knee joint was made of epoxy. Three kinds of meniscus models were made of rubber. Through the axial application of a vertical compressive load of 8kg equivalent to the joint reaction of 3,000N in the human knee joint, the peculiar patterns of the isochromatic fringes were observed and stresses around the knee joint were analyzed according to the size of the defect in the medial meniscus.

Even distribution of the photoelasticity fringe patterns were observed in the normal knee joint model with both menisci intact. Stress concentration was increased at the margin of the medial side of the knee joint model with the medial meniscus removed partially in about 30-50% of its central portion. In addition, the magnitude of stresses were also noted as increased in the lateral part of this type model. In the knee joint model with nearly all of the medial meniscus removed, stresses were concentrated markedly in the central portion of the knee joint just outside of both tibial spines.

Stress was increased in its magnitude according to the size of the defect of the meniscus, and was focalized after menisectomy. In the model for partial menisectomy, the maximum stress concentration point of the removed side migrated to the margin of the same side of the joint. But in the model of total menisectomy, maximum stress concentration points of both side were more centralized.

Not only an increment of stresses in magnitude but also centralization of the maximum stress concentration point in its location could contribute to the degenerative process of the knee joint after menisectomy. In addition, articular cartilage can be easily damaged with a relatively small amount of external force.

Key Words: Knee, Experimental, Stress, Meniscus, Photoelasticity.

서 론

슬관절의 다양한 병변에 의해 반월상 연골을 제거시에는, 퇴행성 관절염, 인대의 이완, 보행 양상의 변화등으로 인해 불량한 결과를 얻는 것은 이미 잘 알려져 있다^{1, 17, 22, 27}.

*본 논문의 요지는 1988년 대한정형외과 제 32차 추계학술대회에 발표되었음.

1976년 Johnson등은 반월상 연골 제거술후의 결과에 미치는 인자를 구하고, 결과에 영향을 끼치는 인자를 합당하게 평가하기 위해서는 반월상연골에 대한 생리적, 생역학적 연구가 필요하다고 주장하였다. 이 평가를 위해서는 일차적으로 정상 체중 부하시 반월상 연골의 기능과 반월상 연골의 제거시 이 기능의 변화에 대한 연구가 필요하다고 생각하였다¹⁾.

또한 여러 생역학자 및 임상연구가들에 의해

서 반월상연골의 체중부하의 기능과^{5,6,18,19)} 이 연골의 제거시에 접촉면의 감소로 인한 응력의 집중^{12,18,21)}에 대해서 보고된 바가 있다. 그러나, 반월상 연골 제거후 슬관절의 전 관절면에 미치는 응력의 분포의 변화에 대해서는 거의 언급한 바가 없고, 단지 몇 가지의 전기적인 측정에 의한 증명^{21,26)}이 되어 있다. 이러한 전기적인 측정은 정확도는 높으나, 단지 기기가 장치된 국소적인 변화만을 관찰할 수가 있기 때문에, 실제 임상에서와 같이 반월상 연골의 제거시 슬관절의 전 관절면에 발생하는 역학적 변화에 대해서 직접적인 관찰이 불가능⁴⁾하다. 인체 및 동물실험에서 반월상연골의 제거후에 이 연골의 재생에 대해서 보고된바^{2,7,28)}가 많으나, 본 연구에서는 반월상연골의 크기의 변화에 따른 하중전달(load transmission)의 기능변화에 의한 응력의 분포상태를 관찰하고자 하였다.

본 영남의대 정형외과학교실에서 편측 반월상 연골의 부분 및 전 절제술후의 전 슬관절 내의 응력의 양적 변화와 그 분포의 상태를 관찰하기 위하여, 본 연구를 시도하였다.

연구대상 및 방법

1. 연구 대상

관찰 연골이 잘 보존된 사체의 슬관절을 이용하여 3차원광탄성실험용 epoxy모형을 제작하였다.

3차원광탄성실험용 슬관절 모형을 제작하기 위해서 먼저, 사체에서 절단된 슬관절에서 관절연골 및 반월상연골외의 모든 연부조직을 제거하였다. 주형용 재료는 공업용 실리콘(KE 1, 400, Shin-Etus Chemical Co.)에 경화제를 혼합한 액을 사용하였다. 인체 경골 및 대퇴골을

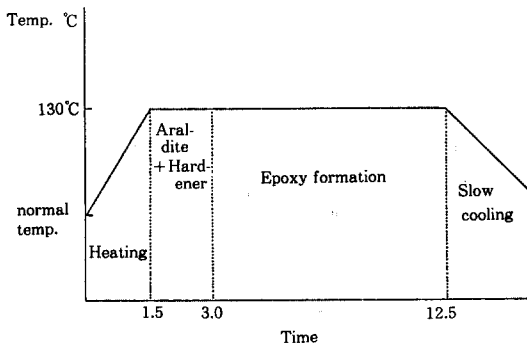


Fig. 1. Curing cycle in the stress freezing furnace.

용기의 면에 닿지 않도록 장치한 후에 상기 혼합액을 부어 넣어, 상온에서 약 40시간정도 유지하며 경화시켜 주형을 제작하였다. 이 주형에 Araldite(CT-200 Cyba Geigy Ltd.)와 경화제(HT 901, Cyba Geigy Ltd.)를 중량비 10:3으로 계량하고, 먼저 Araldite를 130°C에서 충분히 녹인 후에 경화제를 혼합하여 잘 섞어서, 기포가 발생하지 않도록 주의하면서 주형에 주입한다. 그 후 Epoxy의 curing cycle에 따라, 130°C에서 약 10시간 유지시킨 뒤, 노냉하여, 상온에 도달하면 Epoxy model을 빼어 낸다(Fig. 1). 이와 같이 제작한 Epoxy model에서 발생할 수 있는 잔류응력을 확인 하기 위해서 편광기를 통해 검사하며, 잔류응력이 발생한 것을 소둔 cycle(Fig. 2)에 따라 열처리를 한 후에 시험편으로 사용한다. 이와 같은 방법으로 9개의 3차원광탄성실험용 슬관절 모형을 제작하였다. 이렇게 제작한 Epoxy모형을 신전한 위치에 고정된 채로 대퇴골 모형과 경골 모형 사이에 전 관절면이 덮히지만, 중심부는 아주 얇아서 단지 관절연골에 도포되는 정도로, 특수 액체고무(perlmastic, light bodied)로 채워서 상온에서 경화시켰다(Fig. 3). 이렇게 만든 반월상연골 모형을 정상 반월상 연골군으로 하고, 중심부의 30-50%를 제거하지만 경골-대퇴골간의 접촉이 오직 반월상연골에서 일어나는 군을 반월상연골의 부분소실 군으로 하였으며, 중심부의 50% 이상을 제거하여 경골-대퇴골간의 접촉이 관절연골에 의해 직접적으로 일어나는 군을 반월상연골의 전 소실 군으로 분류를 하였다(Fig. 4).

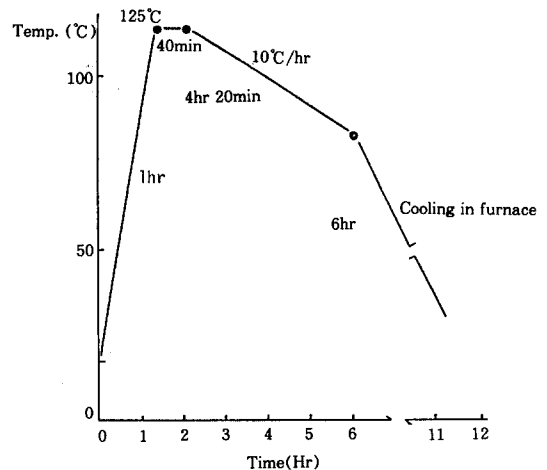


Fig. 2. Annealing cycle of epoxy.

Fig. 3. Three dimensional epoxy model of human knee joint with meniscus model of permalstic, light bodied.

Fig. 4. Meniscus models were made of rubber(permlastic, light bodied.) These were divided into 3 groups. A-type meniscus covers all over the cartilagenous surface of the tibia and femur, which implied the meniscus with normal weight-bearing function. In the B-type meiscus, 30-50% of central portion of the medial and tibio-femoral contact could be done only through both medial and lateral meniscus model. In the C-type meniscus, nearly all of the medial meniscus was removed so that tibia was contacted with the resulting direct load transmission through the articular cartilages of both bones.

Fig. 5. Three dimensional epoxy model was placed in the loading device in the stress freezing furnace.

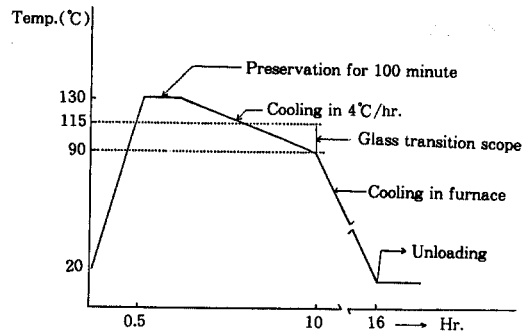


Fig. 6. Stress freezing cycle.

2. 연구방법

1) 하중조건 및 3차원 응력동결(stress freezing)

3차원 응력 동결로 내에서 Epoxy수지로 제작한 대퇴골 및 경골의 광탄성 실험용 모형 사이에 특수 고무로 만든 상기의 3가지 형태의 반월상연골모형을 삽입하여, 특수하중장치에 고정한 후, 인체에서 편측 하지로 체중을 부하한 상태에서 해당하는 슬관절의 신전된 상태로 수직 하중(vertical load)을 부하하였다(Fig. 5).

일반적으로 광탄성실험에서 하중의 크기(F)는 $F = P/ah/ar$ 이다. P는 실제 인체에서 발생하는 최대 하중이고, ah는 응력 동결온도에서 epoxy수지의 광탄성 감도이고, ar은 상온에서의 광탄성감도이다. 문헌고찰을 통해 약 70kg의 정상인에서 일반적으로 슬관절내의 전관절 반응(total joint reaction)은 1,400-3,500N이라고 한다¹⁵⁾. 전관절 반응이 약 3,000N(약 306.12 Kgf)으로 하여 epoxy수지의 광탄성감도가 상온에서는 0.95mm/Kg(ar)이고, 응력 동결온

도에서는 40mm/Kg(ah)이기 때문에, 실험의 하중은 $F=P/ah/ar=306.12/40/0.95$ 으로 약 8Kg이다. 또한 광탄무늬를 가장 효과적으로 얻기 위해서, 3Kg 및 5Kg, 8Kg의 하중으로 3개의 모형으로 예비실험으로 시행하여 등색선이 가장 적절히 나오는 8Kg으로 결정하였다. 응력의 동결은 응력의 동결 cycle에 따라 상온에서 부터 130°C까지 상승 시킨뒤 100분간 예열하고 부하를 시작하였다. 그 후에 시간당 4°C의 비율로 서냉시켜, Epoxy의 glass전이 역인 90°C이하가 되면 전원을 끄고, 노냉시켰다(Fig. 6). 이렇게 고온에서 큰 하중을 부하한 상태에서 응력을 동결하기 때문에 실험 목적에 합당한 처음 고정 위치의 변화등에 의해 이상적인 동결이 된 모형은 3개이었다. 이렇게 이상적으로 응력이 동결된 대퇴골 및 경골의 모형을 가장 접촉이 많은 부위를 중심으로 하여서, 측방으로 각 8mm두께의 절편을 얻었다(Fig. 7). 이와 같은 절편에서 보다 선명한 무늬를 얻기 위해서 α -Bromonaphthalene과 유동

파라핀을 용적비 1:0.585정도로 섞은 혼합액에 시험편을 넣어서 광탄성 실험장치를 통해 관찰하여 사진을 촬영하고 응력을 분석하였다(Fig. 8).

2) 응력 해석 방법

광탄성실험 장치를 통해 얻은 등색선(isochromatic fringe)의 사진을 optical comparator (Fig. 9)에서 확대하여, 필요한 무늬의 차수(N)등을 측정한다. 이 경우 측정된 광탄성 무늬의 차수(N)와 2주응력의 차($\sigma_1-\sigma_2$)사이에는 다음의 관계가 있다.

$$\sigma_1-\sigma_2=N/ar t$$

여기서 F는 광탄성 감도이며, t는 시험편의 두께를 나타낸다. 특히 외부의 경계선상에서는 2주응력의 성분중 1개가 0이 되므로 최대응력은

$$\sigma=N/ar t$$

로 나타낼수가 있다. 그러므로, 등색선의 무늬 차수는 시험표면에 응력집중(stress concentration)의 크기를 나타낼 수가 있다. 본 실험에서 시험편의 두께(t)가 8mm이기 때문에 1차의 무늬차수에 상당하는 응력은

$$\sigma=N/ar t=1/(0.95 \text{ mm/Kg} * 8\text{mm})$$

로 13.16Kg/cm²이다. 인체에서 해부학적으로 관절주위 골(bone)은 대개 균질(homogenous)의 해면골(cancellous bone)으로 구성되어 있고, 관절 주위골위 내부에는 형상의 변화가 없기 때문에 결국 본 광탄성실험 모형에서 최대응력은 결국 표면의 관절연골부에 작용하게 된다. 이 최대응력의 변화를 관찰하기 위해서 본 연구에서는 경골 및 대퇴골 모형의 서로 마주보는 관절면(articular surface)의 응력만 해석하였다.

Fig. 7. 8mm thick slices were obtained from the epoxy model of the knee joint for photoelastic stress analysis.

성 적

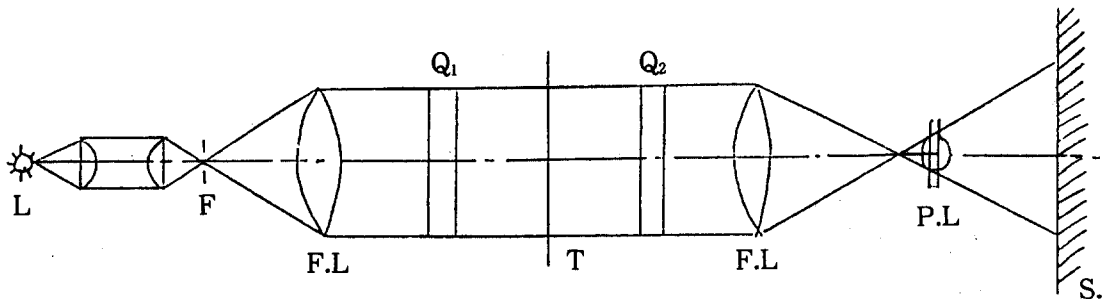


Fig. 8. Photoelasticity arrangement of isochromatic fringes and photoelastic apparatus. L.:light source C₁,C₂:condenser lens F:filter F.L.:field lens P₁:polarizer P₂:analyzer T:test piece P.L.:project lens S.C.:screen Q₁, Q₂:quarter wave plate

Fig. 9. In the normal knee joint model with the intact medial meniscus which possesses the normal weight-bearing function. The pattern of the isochromatic fringe is characterized by relatively even distribution.

L:lateral side of the joint M:medial side of the joint F:femur T:tibia

Fig. 10. In the partial menisectomy model with the medial meniscus model removed partially in about 30-50% of its central portion, the pattern of the isochromatic fringe is characterized by lateralization of the points of the maximum stress concentration, and increased stresses in its magnitude on both sides of the knee joint model.

L:lateral side of the joint M:medial side of the joint F:femur T:tibia

본 실험에서 실제 인체에서 3,000N(3,000N/9.8=300Kg)의 전관절 반응을 발생시키는 어떤 외력이 작용한다고 가정하여, epoxy수지에 응력동결시 이 외력에 상당하는 8Kg의 하중을 축방향(axial)으로 수직압축력(vertical compression load)을 신전된 슬관절의 3차원 광탄성모형에 부하하였을 때, 반월상연골의 결손 정도에 따른 등색선(isochromatic fringe)의 양상을 관찰하고, 그 응력을 해석한 결과는 다음과 같다.

1) 등색선(isochromatic fringe)의 양상(pattern)

정상적인 내측 및 외측의 반월상연골 모형을 통해 하중이 전달되는 슬관절 모형에서는 발생하는 무늬차수가 대퇴골 및 경골의 내측에서 각각 2차 및 2.5차이었고, 외측에서는 각각 2.5 및 1차로, 전반적으로 균등한 분포의 등색선을 관찰하였다. 경골의 극돌기 사이의 응력집중은 해부학적으로 이 부위의 급격한 형상의 변화에 의한 것으로 사료된다(Fig. 9). 내측 및 외측에서 최대응력의 집중이 각각 2.5차로 실제의 인체에서 32.90Kg/cm²의 응력에 상당하였다.

내측 반월상연골 모형의 30%-50%를 제거

하였으나, 대부분의 하중이 반월상연골 모형에 의해 전달되는 슬관절 모형에서 발생하는 광탄성무늬차수는 대퇴골 및 경골의 내측에는 각각 4차와 5차이고, 외측에서는 3차와 3.5차로, 내측 및 외측에서 최대응력의 집중이 각각 5차 및 3.5차로, 실제 인체에서 65.79Kg/cm²과 46.05Kg/cm²에 상당하였다. 내측의 최대응력집중점이 정상에 비해 관절의 변연부위(boundary)로 편향하고, 그 무늬차수도 증가하여, 응력이 관절의 변연 부위에 크게 집중된 것을 관찰할 수가 있었다. 전측인 외측에서는 응력이 완만한 집중을 나타내었으나, 무늬차수는 정상이 반월상연골의 모형에 비해 증가하였다(Fig. 10).

거의 대부분의 내측 반월상연골의 모형을 제거하여 하중의 경골-대퇴골간의 관절 연골(articular cartilage)의 직접 접촉으로 전달되는 슬관절 모형에서 광탄성무늬차수는 경골 모형의 내측에 7차, 외측에 8차로, 실제 인체에서 내측에서는 92.11Kg/cm², 외측에서는 105.26Kg/cm²에 상당하였다. 최대응력집중점이 정상이나, 부분적인 제거를 시행한 모형에 비해 중심부(centerline)로 이동하는 경향을 나타내었고, 그 광탄성무늬차수도 내측 뿐만 아니라 외

Fig. 11. In the total meniscectomy model with the medial meniscus model removed in nearly all of its central portion, the pattern of the isochromatic fringe is characterized by centralization of the points of the maximum stress concentration, and markedly increased stresses in its magnitude on both sides of the knee joint model.

L:lateral side of the joint M:medial side of the joint F:femur T:tibia.

측에서도 현저히 증가하였다(Fig. 11).

최대응력의 집중이 반월상연골 모형의 결손 정도에 따라 증가하는 경향을 나타내었다(Table 1).

2) 응력 분포도

본 실험의 각 조건에 따라 슬관절 모형의 경골 및 대퇴골에 발생한 등색선의 광탄성무늬를 해석하여, 서로 마주보는 관절의 표면에서 법선 방향으로 응력의 크기를 도식하여 응력분포도를 작성하였다.

정상의 반월상연골모형을 가진 슬관절 모형의 응력분포도에서는 대퇴골 및 경골의 관절면

의 형태에 따라 대개 균등한 응력상태를 관찰하였다(Fig. 12).

내측 반월상연골의 30%-50%를 절제한 슬관절 모형의 응력분포도에서는 정상 슬관절 모형보다 내측에서는 응력의 집중이 관절의 변연부에 비교적 급경사의 곡선(sharp curve)으로 국소적으로 커지고, 외측에서는 완만한 곡선(smooth curve)으로 전반적으로 응력이 정상 슬관절 모형에 비해 커진 것을 관찰할 수가 있었다(Fig. 13).

내측 반월상연골의 거의 대부분을 제거한 슬관절 모형의 응력 분포도에서는 슬관절의 중심부(center)의 양측에 가파른 급경사의 곡선으로 국소에 매우 많이 커진 응력의 집중을 관찰할 수가 있었다(Fig. 14).

내측 반월상연골 모형의 약 30-50%를 제거한 슬관절 모형의 응력분포도에서는 제거측인 내측의 정점(peak)이 중심에서 멀어졌고, 거의 대부분의 반월상연골 모형을 제거한 모형의 응력분포에서도 정점이 중심(center)으로 이동하여 한점에서 급격히 증가하는 현상을 관찰할 수가 있었다.

Table 1. The relationship between the size of the defect in the meniscus and the magnitude of the maximum stresses in the 3 dimensional photoelasticity model of the knee joint.

	Normal	Partial	Total
Medial	2.5(32.90)	5.0(65.79)	7.0(92.11)
Lateral	2.5(32.90)	3.5(46.05)	8.0(105.26)

Remark: number-photoelasticity fringe orders (Kg/cm²)-real magnitude of the stress concentration

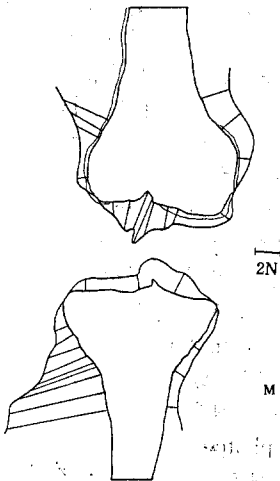


Fig. 12. In the normal knee joint model with the intact medial meniscus which possesses the normal weight-bearing function, stresses are evenly distributed along the joint surface on the both sides of the tibia and the femur. The curve of stress distribution is characterized by its smooth patterns.

L: lateral side of the joint

M: medial side of the joint

2N: 2 photoelasticity fringe orders.

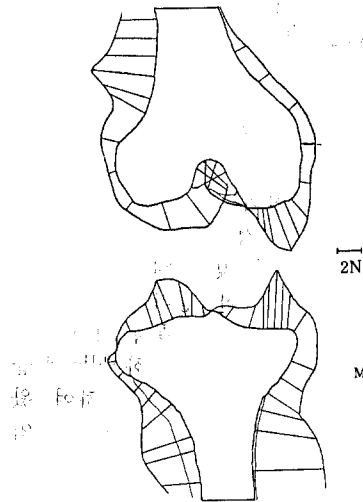


Fig. 13. In the partial meniscectomy model with the medial meniscus model removed partially in about 30-50% of its central portion, the magnitude of stresses are increased compared to the normal knee joint model. the curve of stress distribution is characterized by its sharp curve with its magnitude increased evenly on the lateral side of the knee joint model.

L: lateral side of the joint

M: medial side of the joint

2N: 2 photoelasticity fringe orders.

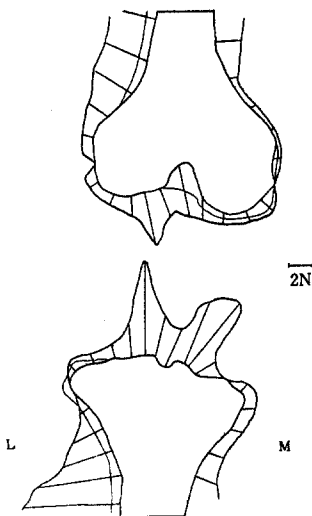


Fig. 14. In the total menisectomy model with the medial meniscus model removed in nearly all of its central portion, stresses are markedly increased in its magnitude on both sides of joint, and the pattern of stress distribution reveals centralized sharp steep curve on both sides of the knee joint model.

L: lateral side of the joint

M: medial side of the joint

2N: 2 photoelasticity fringe orders.

고 찰

1936년 King이 슬관절의 퇴행성변화를 반월상연골의 제거한 크기의 정도에 비례한다고 보고한¹⁹⁾ 이래, 여러 임상가 및 생역학자들에 의해 임상적, 동물실험을 통한 병리적변화에 대한 보고^{20, 28)}와 생역학적 실험을 통한 반월상연골의 기능과, 제거시의 역학적 변화^{7, 9, 14, 23, 26)}를 관찰하여 임상에 도움을 주려고 시도하여 왔다. 근래에 생역학적 개념이 정형외과에 도입됨에 따라, 반월상연골을 제거한 슬관절에 electric strain gauge로 제거측의 하중의 감소를 수치로 계산하여 간접적인 체중부하의 기능에 대해 증명을 하고, 방사선 혹은 염색법을 통한 접촉면의 감소를 관찰하여, 응력의 국소적 집중에 대한 실험적 증명을 보고하고 있다^{21, 26)}. 그러나, 본 연구에서는 편축 반월상연골의 크기의 변화에 따른 슬관절의 관절면(articular surface)에 발생하는 전반적인 응력상태의 변화를 관찰하여 반월상연골의 형태적 변화에 따른 기능의 변화와 그 임상적 의의를 구하고져

하였다.

인체에 어떤 하중의 부하시 발생하는 골에 발생하는 응력을 해석하는 방법으로는 유한요소법(finite elements method)²⁾, electric strain gauge analysis^{21, 26)}, brittle coatings¹⁰⁾, holographic interferometry¹³⁾ 및 광탄성시험법(photoelasticity) 등^{4, 8, 25)}이 있다. 유한요소법은 인체의 여러 부위의 골에 적용하여, 하중부하시에 발생하는 응력을 결정하는데 많은 도움을 주어 오고 있다. 그러나, 이 방법은 응력의 발생에 관계하는 여러 가지 인자를 수식화 하여야 하기 때문에, 일체에서는 다른 단순한 구조물과는 다른 구성(the law of constitution)과 형태(geometrical shape)등의 복잡한 인자에 의해 많은 노력과 시간 및 경비를 요하기 때문에 적용이 쉽지 않고, 이러한 인자에 대한 실험적 증명과 결과에 대한 실험적 증명이 결국 요하기 때문에 용이하지 않다. electric strain gauge를 통한 실험법은 적용되는 부위의 변형 및 strain의 상태를 정확하게 측정할 수 있는 장점은 있으나, 단지 국소적 strain 및 변형의 변화만을 측정 가능하다. Brittle coating법은 특수한 액체를 표면에 분사하여 골 표면의 전반적인 응력의 상태를 알 수는 있으나, 변형등에 대한 관찰이 부정확하다. Holography는 광학적 간섭의 원리에 의해서 정상과의 변화를 관찰하여, strain 및 변형을 정확히 관찰할 수가 있으나 실험적과정이 매우 난이하다. 이러한 coating(brittle coating, photoelastic coating)은 표면의 변화만 관찰 가능하고, 정확도가 떨어지고, electric strain gauge 및 holography등은 표면의 응력의 변화에 대한 정확도는 높으나, 전반적인 변화에 대한 직접 가시적(visualization)결과를 얻을 수가 없다⁴⁾. 광탄성실험은 투명한 어떤 가변 물질(plastic material)에 하중을 부하하고 편광(polarized light)을 통과시키면 복굴절(birefringent)하는 성질을 이용하여 응력을 분석하는 방법으로, photoelastic coating법도 있으나, 정확도등의 문제로 주로 모형(model)을 이용하여 응력을 해석한다. Milch가 광탄성 실험법을 인체의 골에 처음 시도한 이래 여러 학자들에 의해서 2차원의 모형에서 시도되어 왔다²⁵⁾. 1976년 Chand등은 이러한 2차원의 슬관절 모형을 통해 응력을 분석하였다⁸⁾. 2차원 실험법은 단순하고, 빠르며, 경제적으로 부담이 크지 않게 시행할 수 있는 장점이 있으나, 실제 응력(real stress)을 관찰하는데 많이 제한된다.

3차원광탄성 실험은 모형의 제작이 난이하고, 실험에 시간과 경비의 부담이 큰 단점이 있으나, 물체의 전표면의 응력의 상태를 해석할 수가 있고, 2차원의 광탄성실험에 비해 골(bone) 등의 실제 외부 및 내부의 입체적인 실제의 응력을 정확히 해석할 수가 있어서, 슬관절 주위의 응력분포의 변화를 관찰하는 본 실험에서 적합하였다^{3,4)}. 특히 현재 우리나라에서 인체의 실험에 대한 사회적 거부현상을 고려할 때 모형을 통해 반복적인 실험이 가능하다는 점과, 표면 및 내부의 응력상태의 분포와 그 크기를 찾을 수가 있어서 본 실험에 이 3차원 광탄성 실험이 합당하다고 생각되어 적용하였다.

Krause등은 반월상연골과 제거후 슬관절의 기계적 변화의 관찰에서, 반월상연골의 제거시 제거측의 하중 감소정도와 접촉 면적(contact area)의 감소를 관찰하였는데, 응력의 증가는 접촉면적의 감소에 의하였고, 하중의 감소는 반월상 연골의 하중전달(load transmission)의 기능의 소실을 의미하였다²¹⁾. 본 실험에서도 동일한 하중의 부하에도 불구하고, 반월상 연골의 부분적으로 결손(30%-50%)된 슬관절의 모형에서, 제거측인 내측 응력집중점(stress concentration point)이 관절의 중심부에서 바깥 쪽으로 이동하였고, 응력분포도에서는 급격한 곡선으로 국소적(focalization)으로 응력의 집중이 커졌는데, 이는 내측 반월상연골의 중심부에 가까운 부분이 제거됨에 따라, 관절면의 접촉부분의 관절의 중심부에서 바깥쪽으로 이동하고, 접촉면적이 감소에 기인한 것으로 사료된다. 이렇게 커진 응력집중은 슬관절 퇴행성 변화에도 기여할 것으로 사료된다. 외측에도 응력의 집중이 전반적으로 커지는 것은, 슬관절에 부하된 하중을 담당하기 위하여, 내측의 반월상연골이 제거됨에 따라, 상대적으로 외측 반월상연골에 하중전달(load transmission)의 기능이 강화된 것으로 사료된다.

Ahmed등은 반월상연골의 소실시에는 생역학적으로 경골-대퇴골간 접촉면적이 좁아지고, 압력부위가 관절의 중심으로 이동한다고 하였다¹⁾. 본 실험에서 거의 대부분의 내측 반월상연골을 제거한 슬관절 모형에서 슬관절의 중심부(center)로 이동한 커진 응력의 집중은 제거측인 내측에 space occupying하는 반월상연골의 없어짐에 따라 대퇴골 및 경골의 관절연골이 직접접촉함에 따라 발생하는 현상으로, Ahmed가 관찰한 소견과 동일하였고, 이렇게

관절의 내측 및 외측에 응력집중이 커진 것 뿐만 아니라, 내측 및 외측 응력의 집중점이 관절의 중심으로 이동함에 따라 퇴행성관절염의 발생과, 관절 연골 손상에 기여할 수 있을 것

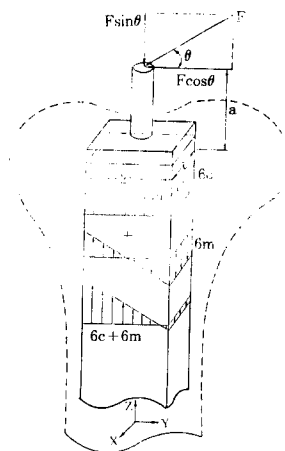


Fig. 15. Idealized model for biomechanical analysis of centralization of the maximum stress concentration point of both sides of the joint. Centralization of the maximum stress concentration of both sides means shortened width of this idealized model.

F:force in an arbitrary direction

θ :direction of the force

vertical compressive force= $F \sin \theta$

horizontal force= $F \cos \theta$

$F = F \sin \theta + F \cos \theta$ —formula 1.

t:thickness of model 2b:width of model

distance from neutral axis to an arbitrary point in the cross section under moment:y

stress resulted from vertical compressive force: σ_c

moment resulted from horizontal load: M_x

stress resulted from above moment: σ_m

the 2nd moment of the area with respect to the X-axis: I_x

Maximum stress: σ_{max}

$$\sigma_c = F \sin \theta / 2b \cdot t$$

$$M_x = F \cos \theta \cdot a$$

$$I_x = T \cdot (2b)^3 / 12$$

$$\sigma_m = M_x \cdot y / I_x$$

$$\sigma_{max} = \sigma_c + \sigma_m$$

$$= F \sin \theta / 2b \cdot t + M_x \cdot y_{max} / I_x$$

$$= F \sin \theta / 2b \cdot t + F \cos \theta \cdot a \cdot b / t \cdot (2b)^3 / 12$$

$$= F \sin \theta / 2b \cdot t + 3F \cos \theta \cdot a / 2tb^2$$

If the articular cartilage could be damaged at this maximum stress(σ_{max}) which is constant to the human knee joint, centralization of the maximum stress concentration point which means shortened width(2b) could provoke articular damage with lesser amount of forces at this rate;

으로 사료된다. 그 역학적 의의는 그림 15와 같다.

그림 15와 같이 슬관절 내부에 접촉하고 있는 부분을 4각 단면($2b \cdot t$)로 가정하고, 슬관절에서 응력집중점이 중심으로 이동한 것을 이상화(idealization)하여 역학적으로 해석하면 다음과 같다(Fig. 15).

만약 체중의 중심에서 임의의 방향으로 힘이 작용할 경우에, 이 경사방향의 힘을 F 라고 하고, 힘의 방향을 θ 라고 하면, 이 힘(F)은 수직하중(vertical compression)인 $F \cdot \sin \theta$ 와 수평하중(horizontal force)인 $F \cdot \cos \theta$ 로 나누어 진다. 수직하중에 의한 응력은 $\sigma_c = F \cdot \sin \theta / 2bt$ 이고, 수평력에 의해 발생하는 moment는 $M_x = F \cdot \cos \theta \cdot a$ 이다. 그 응력(σ_m)은 $\sigma_m = M_x \cdot y / I_x$ 이다. 여기에서 y 는 중심에서의 거리이며, a 는 moment arm이다. I_x 는 단면의 2차 moment로 4각 단면에서 $I_x = t \cdot (2b)^3 / 12$ 이다. 일반적으로 임의의 방향에 의한 힘에 의한 최대응력(σ_{max})은 수직하중에 의해 발생하는 응력(σ_c)과, 수평하중에 의한 moment에 의해 발생하는 응력의 합으로 그 공식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \text{최대응력은 } \sigma_{max} &= \sigma_c + \sigma_m \\ &= F \sin \theta / 2bt + M_x \cdot y_{max} / I_x \\ &= F \sin \theta / 2bt + F \cos \theta \cdot a \cdot b / t \cdot (2b)^3 / 12 \\ &= F \sin \theta / 2bt + 3F \cos \theta \cdot a / 2bt^2 \text{이다.} \end{aligned}$$

인체의 슬관절에서 관절연골이 손상에 견딜 수 있는 최대응력을 σ_{max} 이라고 하고, 이 최대응력이 인체에서는 일정하고, 힘의 방향은 동일하다고 가정하면, 슬관절의 내측 및 외측의 접촉면(contact area)이 중심으로 이동하여 중심에서 응력이 집중된 경우에는 이 $2b$ (접촉)가 적어지게 되어, 인체에서 동일하다고 가정한 이 최대 응력은 접촉부위가 상대적으로 좁아진 비율에 역비례하는 정도의 적은 크기의 수직력에 의한 응력과, 그 비율에 자승($3F \cos \theta \cdot a / 2bt^2$)만큼 적은 정도의 수평력에 의한 moment에 의해 발생하는 응력의 합에 의해 손상되게 된다. 이렇게 슬관절의 내측 및 외측의 접촉면($2b \cdot t$)이 중심으로 이동하여 좁아진 경우에는 상대적으로 적은 힘에 의해서 쉽게 관절연골에 손상을 줄 수가 있을 것으로 사료된다.

정상 반월상연골 모형을 포함한 모형에 비해, 부분적으로 내측 반월상연골 모형이 소실된 슬관절 모형에서는 응력의 집중점이 슬관절의 중심에서 바깥 쪽으로 이동한 반면에, 이

연골 모형이 완전히 소실되어 관절연골간에 직접 접촉을 초래하면, 응력집중이 관절의 중심으로 이동하였다. 이렇게 내측 반월상연골의 완전히 소실되어 슬관절의 내측 및 외측 접촉면이 중심부로 이동하게 되면, 정상 뿐만 아니라 부분적으로 소실된 경우보다 상대적으로 아주 적은 힘으로 관절연골에 손상을 줄 수 있을 것으로 사료된다. 특히 임상적으로 반월상연골의 제거시에 인대의 이완(ligamentous laxity)^{17, 22, 27)}을 고려하면, 이렇게 반월상연골의 완전소실시에는 정상 슬관절이나, 부분적 소실된 경우에 비해 과격한 운동이나, 무의식적인 갑작스런 체중의 이동중에 적은 외력의 변화로 손상을 줄 수 있는 최대응력의 발생이 쉽게 가능할 수가 있을 것으로 사료된다.

반월상연골의 손상시에 전절제 및 부분절제에 대한 이견이 많다^{16, 24, 29)}. 또한 1936년 King이 반월상연골의 제거후에 Smillie등에 의해서 반월상연골의 제거후의 재생에 대해서 보고한 이래 임상 및 실험적으로 증명되어 왔다^{7, 20, 28)}. 그러나, 최대응력의 집중이 반월상연골의 소실 정도에 따라 증가하고, 특히 내측의 반월상연골의 체중전달의 기능이 완전히 소실되어 양측의 응력집중점이 이 중심부로 이동하게 되면 더욱 쉽게 관절연골에 손상을 줄수가 있기 때문에 가능한 한 반월상연골의 하중부하(load transmission, weight bearing)기능을 보존하는 것이 좋을 것으로 사료된다.

요 약

반월상 연골의 크기의 변화에 따른 하중전달(load transmission)의 기능 변화와 이에 의한 응력상태의 변화를 관찰하기 위해 본 연구를 시행하였다. 인체에서 슬관절에 3,000N(3,000N/9.8=300Kg)의 전관절 반응을 발생시키는 어떤 외력이 상당하는 8Kg의 하중을 축방향(axial)으로 수직압축력(vertical compression load)을 인전된 슬관절의 3차원광탄성모형에 부하하였을때, 반월상연골의 결손 정도에 따른 등색선(isochromatic fringe)의 양상을 관찰하고, 그 응력을 해석한 결과는 다음과 같다.

1. 정상적인 내측 및 외측의 반월상연골 모형을 통해 하중이 전달되는 슬관절 모형에서 발생하는 무늬차수가 대퇴골 및 경골의 내측에서 각각 2차 및 2.5차이었고, 외측에서는 각각 2.5 및 1차로, 전반적으로 균등한 응력의 상태

관찰하였다. 내측 및 외측에서 최대응력의 집중이 각각 2.5차로 실제의 인체에서 32.90Kg/cm^2 의 응력에 상당하였다.

2. 내측 반월상연골 모형의 30%-50%를 제거하였으나, 대부분의 하중이 반월상연골 모형에 의해 전달되는 슬관절 모형에서 발생하는 광탄성무늬차수는 대퇴골 및 경골의 내측에는 각각 4차와 5차이고, 외측에서는 3차와 3.5차로, 내측 및 외측에서 최대응력의 집중이 각각 5차 및 3.5차로, 실제 인체에서 65.79Kg/cm^2 과 46.05Kg/cm^2 에 상당하였다. 내측의 최대응력집중점이 정상에 비해 관절의 변연부위(boundary)로 편향하고, 그 무늬차수도 증가하여, 응력이 관절의 변연 부위로 크게 집중된 것을 관찰할 수가 있었다. 건측인 외측에서는 응력이 완만한 집중을 나타내었으나, 무늬차수는 정상의 반월상연골의 모형에 비해 증가하였다. 응력분포도에서는 정상 슬관절 모형보다 내측에서는 응력의 집중이 관절이 변연부에 비교적 급경사의 곡선(sharp curve)으로 국소적으로 커지고, 외측에서는 완만한 곡선(smooth curve)으로 전반적으로 응력이 정상 슬관절 모형에 비해 커진 것을 관찰할 수가 있었다.

3. 거의 대부분의 내측 반월상연골의 모형을 제거하여 하중이 경골-대퇴골간의 관절 연골(articular cartilage)의 직접 접촉으로 전달되는 슬관절 모형에서 광탄성무늬차수는 경골 모형의 내측에 7차, 외측에 8차로, 실제 인체에서 내측에서는 92.11Kg/cm^2 , 외측에서는 105.26Kg/cm^2 에 상당하였다. 최대응력집중점이 정상 또는, 부분적인 제거를 시행한 모형에 비해 중심부(center line)로 이동하는 경향을 나타내었고, 그 광탄성무늬차수도 내측 뿐만 아니라 외측에서도 현저히 증가하였다. 응력분포도에서는 슬관절의 중심부(center)의 양측에 가파른 급경사의 곡선으로 국소에 매우 많이 커진 응력의 집중을 관찰할 수가 있었다.

4. 내측반월상 연골 모형의 소실정도에 따라 내측 뿐만 아니라 외측에도 응력집중 커지는 것을 관찰할 수가 있었다.

5. 내측 반월상연골 모형의 약 30-50%를 제거한 슬관절 모형의 응력분포도에서는 제거측인 내측의 정점(peak)이 중심에서 멀어졌고, 거의 대부분의 반월상연골 모형을 제거한 모형의 응력분포도에서는 정점이 중심(center)으로 이동하여 한점에서 급격히 증가하는 현상을 관찰할 수가 있었다. 반월상연골의 완전 소실시

에 슬관절의 내측 및 외측의 응력집중점이 중심으로 이동하여 서로 가까워지면, 좁아진 비율에 역비례하는 적은 크기의 수직력에 의한 응력과, 그 비율의 자승에 역비례하는 적은 크기의 수평력에 의한 moment로 발생하는 응력의 합에 의해 쉽게 손상을 줄 수가 있을 것으로 사료된다.

6. 임상적으로 반월상연골의 병변에 의해 제거시에는 가능한한 반월상연골의 하중전달(load transmission)의 기능을 유지하는 것이 좋을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- 1) Ahmed, A.M. and Burke, D.L.: *In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. I. Tibial surface of the knee. J. Biomech. Eng.*, 105:216-225, 1983.
- 2) Bartel, A.H., Burstein, E.A. and Santavicca, E.A., et al.: *Performance of the tibial component in total knee replacement: conventional and revisional designs. J. Bone & Joint Surg.*, 64-A:1026-, 1982.
- 3) Bianchi, R., Clerci, P. and Miani, A.: *Quantitative and comparative stress analysis in human femur under 2 different static situations by 3 demensional photoelasticity. The Anatomical Record*, 211:323, 1985.
- 4) Bianchi, R., Clerci, P., Vizzoto, L. and Miani, A.: *Development of a method for Quantitative stress analysis in bones by 3-dimensional photoelasticity. The Anatomical Record.*, 206:227-237, 1983.
- 5) Brantigan, O.C. and Voshel, A.F.: *The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. J. Bone & Joint Surg.*, 23-A:44-66, 1941.
- 6) Bruce, J. and Walmsley, R.: *Replacement of the semilunar certiliages of the knee after operative excision. British J. Surg.*, 25:17-28, 1937.
- 7) Burr, D.B. and Radin, E.L.: *Meniscal function and the importane of meniscal regeneration in preventing late medial compartment osteoarthritis. Clin. Orthop.*, 171:121-126, 1982.
- 8) Chand, R., Haug, E. and Rim, K.: *Stresses in*

- the human knee joint. *J. Biomech.*, 9:417, 1976.
- 9) Distefano, V.J.: *Fuction. Post-traumatic se-
quale and current concepts of management of
knee meniscus injuries: A review article. Clin.
Orthop.*, 151:143-146, 1980.
 - 10) Evans, F.G., Hayes, J.F. and Powers, J.E.:
"Stresscoat" deformation studies of the hu-
man femur under transverse loading. *Anat.
Rec.*, 116:171-186, 1953.
 - 11) Fairbank, T.J.: *Knee joint change after me-
niscetomy. J. Bone & Joint Surg.*, 30-B:664,
1948.
 - 12) Frankel, V.H.: *Biomechanics of the knee. Or-
thopaedic Biomechanics*, 1-39, 1971.
 - 13) Fuchs, P. and Schott, D.: *Holographische
Iterferometrie zur Darstellung von Verfor-
mungen des menschlichen Gesichtsschadels
Schweiz. Msc. Zahnheik.*, 83:1468-1482,
1973.
 - 14) Hoshino, A. and Wallace, W.A.: *Impact pro-
perties of the human Knee. J. Bone & Joint
Surg.*, 69-A:807-811, 1987.
 - 15) Insall, J.N.: *Surgery of the knee. 1st ed.,
Churchill Livingstone Inc., USA, 1984, p. 26.*
 - 16) Jackson, R.W. and Abe, I.: *The role of ar-
throscopy in the management of disorders of
the knee. An analysis of 200 consecutive
examinations. J. Bone & Joint Surg.*, 54-B:
310-, 1972.
 - 17) Johson, R.J., Kettlkamp, D., Clark, W.,
Leaverton, P.: *Factors after affecting late
results after meniscetomy.*, *J. Bone & Joint
Surg.*, 56-A:719-729, 1974.
 - 18) Kettelkamp, D.B. and Jacob. A.W.: *Tibiof-
emoral contact area-Determination and Im-
plications. J. Bone & Joint Surg.*, 54-A:349-
356, 1972.
 - 19) King, D.: *The function of semilunar car-
tilages. J. Bone & Joint Surg.*, 18-A:1069-
1076, 1936.
 - 20) King, D.: *The healing of semilunar cartilages.
J. Bone & Joint Surg.*, 18:333-342, 1936.
 - 21) Krause, W.R., Pope, M.H., Johnson, R.J.
and Wilder, D.: *Mechaincal changes in the
knee after meniscetomy. J. Bone & Joint
Surg.*, 58-A:599-604, 1976.
 - 22) Levi, M.I., Torzilli, R.A. and Warren, R.F.:
*The effect of medial meniscetomy on anterior
-posterior motion of the knee. J. Bone &
Joint Surg.*, 64-A:883-895, 1982.
 - 23) Mac-Conail, M.A.: *The movement of Bone
and Joints. 3. The synovial fluids and its
assistants. J. Bone & Joint Surg.*, 32-B:244
-252, 1950.
 - 24) Mc-Ginty, J.B., Geuss, L.F. and Marvin, R.
A.: *Partial or total meniscetomy. A compara-
tive analysis. J. Bone & Joint Surg.*, 59-A:
763-, 1977.
 - 25) Milch, H.: *Photoelasticitic studies of bone for-
ms. J. Bone & Joint Surg.*, 22:621-, 1940.
 - 26) Seedhom, B.B., Dowson, D. and Wright
V.: *Functions of the menisci-A Preliminary
study. In: proceedings of the British Or-
thopedic Research Society. J. Bone & Join.
Surg.*, 56-B:381-, 1972.
 - 27) Shoemaker, S.C. and Makolf K.L.: *The role
of the meniscus in the anterior-posterior
stability of the loaded anterior cruciate-de-
ficient knee. J. Bone & Joint Surg.*, 68-A:
71-79, 1986.
 - 28) Smillie, I.S.: *Observations on the regneration
of the semilunar cartilages in Man. British J
Surg.*, 31:398-401, 1944.
 - 29) Tapper, E.M. and Hoover, N.W.: *Late re-
sults after meniscetomy. J. Bone & Join
Surg.*, 51-A:517-, 1969.