

경골 골절제의 정도가 절제면의 골 강도에 미치는 영향: 유한 요소 해석을 이용한 연구

김광균 · 원예연* · 백명현* · 최문권* · 권순행 · 이주홍 · 김용범

공주의료원 정형외과, *아주대학교 의과대학 정형외과학교실

Effects of the Amount of Proximal Tibia Resection on the Bone Strength of Prepared Bone Surface: A FEM Study

Kwang Kyoum Kim, M.D., Ph.D., Ye Yeon Won, M.D., Ph.D.*, Myong-Hyun Baek, Ph.D.*,
WenQuan Cui, M.D.*, Soon Haeng Kwon, M.D., Joo-Hong Lee, M.D., and Yong-Beum Kim, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Gongju Medical Center, Gongju,

*Ajou University College of Medicine, Suwon, Korea

Purpose: We wanted to evaluate the mechanical strength of proximal tibia as resection distance increased from the joint surface.

Materials and Methods: We obtained the CT images of twenty knee osteoarthritis patients undergoing total knee arthroplasty. The finite element models were created based on the computed tomography images. The 8-node hexahedron element was made from BIONIX™ (CANTIBio. Co, Suwon, Korea), which is automatic mesh generation software program. The finite element model of the proximal tibia was resected at 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm and 18 mm from the lateral joint surface. A 1% strain rate was applied to a model by using HyperMesh™ software (Altair Engineering. Inc, Seattle, USA). The ultimate stress was calculated from the finite element analysis with using ANSYS 9.0 (ANSYS. Inc, Orlando, USA).

Results: The mean ultimate stress was 906.84 MPa, 877.22 MPa, 895.93 Mpa, 852.70 MPa, 742.90 Mpa and 585.51 Mpa at the 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm and 18 mm resection levels. As compare to the 6 mm resection level, the bone strengths at 15 mm and 18 mm were decreased with statistical significance (15 mm: $p=0.005$, 18 mm: $p=0.000$).

Conclusion: The ultimate stress was decreased as the resection distance increased from the joint surface. But within a 12 mm resection distance from the lateral condyle articular surface of the tibia, the ultimate stress was not significantly decreased ($p>0.05$).

Key Words: Tibia, Osteoarthritis, Finite element analysis, Ultimate stress, Total knee arthroplasty

서 론

슬관절 인공관절 치환술에 있어 치환물의 수명(longevity)은 매우 중요하다. 여러 가지 요소가 치환물의 수명에 복합적으로 영향을 준다. 환자의 이환된 질병, 수술 전 및 후의 건강상태, 일상생활 정도, 치환된 부위의 골 밀도 등 환자측면의 요소와 치환물의 설계(design) 및 재

질, 폴리에틸렌 삽입물의 두께 등 치환물의 요소 및 수술 과정에서 경골 및 대퇴골의 골 절제에 있어 하지의 기계적 축의 회복, 굴곡 및 신전 간격의 균형, 치환물의 고정 방법 등 수술적 요소가 복합적으로 영향을 준다.

경골측 삽입물의 튼튼한 고정을 위해서는 경골 근위부를 경골의 축에 수직이나 3도 이내 내반으로 절제를 시행

접수일 : 2008년 7월 7일, 게재확정일 : 2009년 7월 7일

교신저자 : 김 광 균

충남 공주시 중동 330

공주의료원 정형외과

TEL: 041-850-5203 · FAX: 041-850-5264

E-mail: oskkk7@yahoo.co.kr

Correspondence to

Kwang Kyoum Kim, M.D., Ph.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Gongju Medical Center, 330 Jung-dong, Gongju 314-050, Korea

Tel: +82,41-850-5203, Fax: +82,41-850-5264

E-mail: oskkk7@yahoo.co.kr

하면서 동시에 경골 내과측 및 외과측의 연골하 골의 노출이 필요하다.¹⁾ 골결손이 심한 원발성 퇴행성 관절염의 경우 슬관절의 내반 변형 및 경골 내과 골결손이 심하게 동반되어 내과측 연골하골을 노출시키기 위해서는 외과측을 8 mm에서 10 mm 이상 절제 해야하는 경우가 발생한다. 이 경우 많은 골절제로 남아있는 경골측 골의 기계적 강도가 약해지는 것을 우려하여 8 mm에서 10 mm 이하로 외과측 절제를 제한하면 내과측은 부분적으로 절제되어 골 결손부가 발생한다. 골 결손부를 보강하기 위해 골이식, 시멘트, 금속 보강물 등이 사용되나 수술 시간의 증가 이외에도 이식골 문제, 조기 해리 등 여러 가지 문제점이 보고되고 있다.

경골 관절면에서 원위부로 어느 정도 거리에서 경골의 기계적 강도가 의미 있게 변하는지 그리고 골 결손 없이 경골부 절제가 어느 정도 거리에서 가능한지에 관한 보고가 다양 하였고 대부분 관절면에 평행으로 절제한 연구에서 현재 슬관절 인공관절 치환술에 응용하기에는 한계가 있었다.²⁻⁷⁾

이에 저자들은 경골의 기계적 축에 수직인 선에 3도 이내로 경골을 절제하면서 관절면에서 절제거리에 따른 절단면의 기계적 강도를 분석하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 연구 대상

2004년 3월부터 2005년 3월까지 슬관절 치환술을 시행받기 위해 내원한 환자를 대상으로 본 연구에 동의한 환자에서 양측 슬관절 전산화 단층 촬영을 시행하였고 총 30명, 60예의 단층 촬영 영상을 얻었다. 연구 대상은 외상 후 관절염 2예, 류마티스 관절염 1예, 수술전 동일 슬관절에 외측 색기 절골술을 시행한 1예를 제외한 원발성 퇴행성 관절염을 포함시켰다. 총 56예 중 전산화 단층 촬영 scout 영상을 얻는 과정에서 하지 위치와 전산화 단층 촬영간 위치 부정으로 가상 절제선이 경골에 3도 이상 내반으로 절제된 36예의 영상을 제외하였다. 총 20예의 영상이 기준에 포함되었다. 20예의 평균 연령은 68.4세, 남자가 2명 여자가 18명이었고, 내과적 질환으로 고혈압이 9예, 당뇨병이 2예였다. 근위 대퇴부에서 시행한 골밀도 검사에서 평균 T-score는 -3.3이었고, 단순 방사선 직립 장 하지 전후방 사진(simple whole leg standing anterior to poosterior X-ray image)에서 경골과 대퇴

골이 이루는 해부학적 각은 모든 예에서 외반각은 없었고 평균 내반 6.3도였다.

2. 컴퓨터 단층 촬영 및 조건

컴퓨터 단층 촬영은 Siemens사의 Somaton Senation 16 (Erlangen, Germany)을 사용했으며, 1 mm 간격으로 촬영하였고 해상도(spatial resolution)는 0.678 mm × 0.678 mm였다. 촬영 범위는 관절면을 기준으로 근위부로 100 mm이고 원위부로 100 mm로 설정하였다. 환자의 양측 하지를 컴퓨터 단층 촬영기의 촬영면에 최대한 수직으로 위치시킨 후에 scout 영상을 촬영하였다. 이 때 절단선의 경골의 기계적 축에 대한 각도 평가는 scout 영상이 전하지를 측정하지 않았으므로 비골을 기준으로 하였다. Scout 영상에서 절제선이 비골축에 대해 내반각이 3도 이상인 경우는 환자의 하지를 재위치 시킨 후 다시 scout 영상을 촬영하였다. Scout 영상이 기준에 포함된 경우 1 mm 간격으로 대상에 대한 실사 촬영을 시행하였고 한쪽의 슬관절에서 200장의 절단면 영상이 포함되었다. 관절면의 기준은 원위 대퇴부가 마지막으로 촬영된 영상의 다음 영상으로 설정하였다.

3. 유한요소 모델의 생성 및 유한요소 해석

연부 조직을 제거하고 피질골과 해면골만을 포함시키기 위해 BIONIX™ (CANTiBio, Co, Suwon, Korea) 소프트웨어 프로그램을 이용하여 단층 촬영 영상에서 영상분

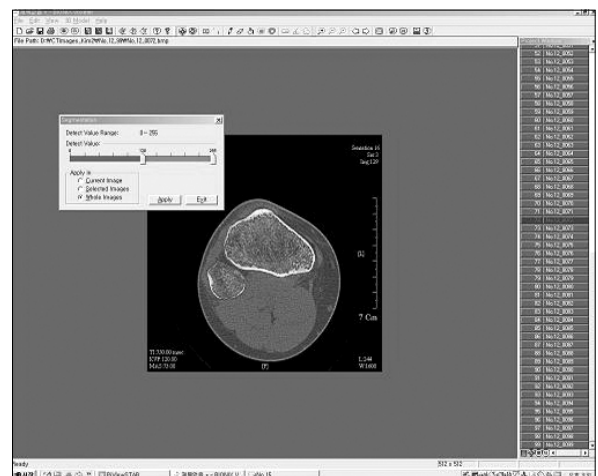


Fig. 1. Segmentation method by Bionix program on proximal tibia.

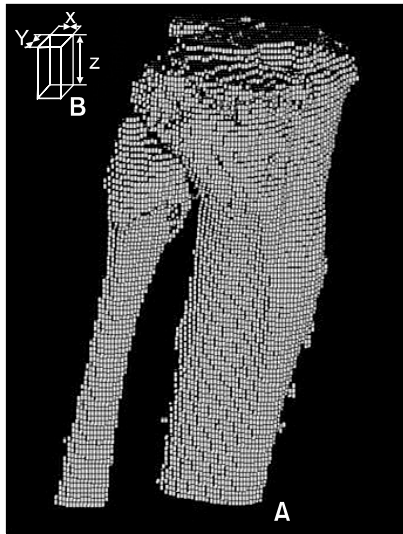


Fig. 2. Volumetric mesh model from computed tomographic data, (A) Results of region-growing algorithm, (B) Voxel size: X: 0.163 mm, Y: 0.163 mm, Z: 1.000 mm.

할(segmentation)을 시행하였고 이때 단층 촬영 영상과 동일한 값(130–255 gray-scale)을 설정하였다(Fig. 1).

영상분할된 영상을 바탕으로 자동 메쉬 형성(auto-matic mesh generation) 소프트웨어 BIONIX™ (CANTIBio. Co, Suwon, Korea) 프로그램을 이용하여 8절점 정육방형 요소(8-node hexahedron element)로 모델을 생성하였다. 복셀(voxel)의 크기는 0.163 mm×0.163 mm×1.000 mm로 전산화 단층 촬영에서 얻은 영상의 크기와 동일하였다(Fig. 2).

경골만 포함된 모델에서 경골 외측 관절면으로부터 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, 18 mm로 절제된 6개의 유한요소 모델을 만들었다(Fig. 3).

유한요소(element)의 개수는 관절면으로부터 원위부로 6 mm 절제한 모델에서 평균 62,470 ($\pm 17,645$)개, 8 mm에서 58,925 ($\pm 15,558$)개, 10 mm에서 55,892 ($\pm 16,696$)개, 12 mm에서 53,259 ($\pm 13,875$)개, 15 mm에서 49,841 ($\pm 12,719$)개 그리고 18 mm에서 46,579 ($\pm 11,681$)개였고, 절점(node)의 개수는 6 mm에서 평균 111,129 ($\pm 24,148$)개, 8 mm에서 86,013 ($\pm 28,019$)개, 10 mm에서 85,141 ($\pm 20,549$)개, 12 mm에서 80,379 ($\pm 19,268$)개, 15 mm에서 74,019 ($\pm 17,343$)개 그리고 18 mm에서 68,170 ($\pm 15,668$)개였다. 모든 유한요소 모델의 물성(material property)은 등방성(isotropic)이며

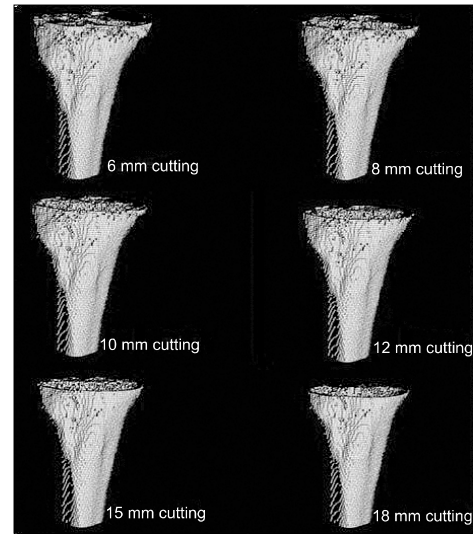


Fig. 3. The hexahedron mesh models of proximal tibia at each resection.

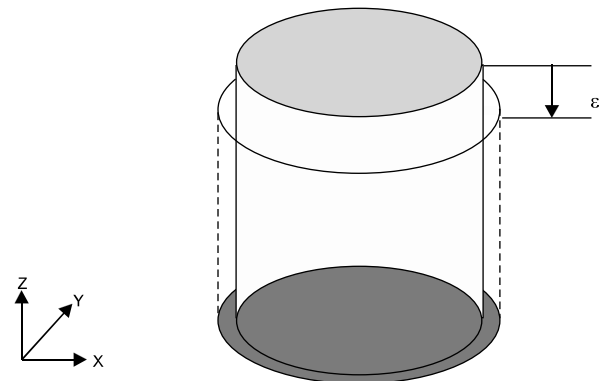


Fig. 4. Boundary condition, A strain was applied at the top face (○) while displacement was constrained at the bottom face (●).

선형 탄성(linear elastic)으로 가정했고, 탄성계수(Et, tissue modulus)와 포아송 비(ν , Poisson's ratio)는 문헌을 참고하여 각각 10 GPa과 0.3을 적용하였고 1%의 변형률(strain rate)을 가하였다.⁷⁻¹⁰⁾ 유한요소 모델은 BIONIX™ 소프트웨어를 이용하여 8절점 정육방형 요소로 만든 후 HyperMesh™ (Altair Engineering, Inc. seattle, USA) 소프트웨어를 이용하여 샘플은 Z축(superior-inferior)의 하부를 고정하고, 상부에서 1%의 변형률(strain rate)을 가하여 경계 조건(boundary condition)을 설정하였다(Fig. 4). 유한요소 해석은 상용 소프트웨어인 ANSYS 9.0 (ANSYS, Inc. Orlando,

USA)을 이용하여 최대 응력(σ_u , Ultimate stress)을 구하였고 시각화하였다.

4. 통계 분석

통계 분석은 SPSS 11.0 통계 프로그램을 사용하였으며 대조군내 최대 응력의 변화를 비교하기 위해 paired sample t-test를 이용하였으며 신뢰도는 95%로 하였다.

결 과

본 연구에서 절제면의 골강도는 12 mm까지는 유의하게 감소하지 않았다. 전체 최대 응력의 평균은 810.18 MPa이었고 각 절단면에서 평균 최대 응력은 6 mm에서 906.84 MPa, 8 mm에서 877.22 MPa, 10 mm에서 895.93 MPa, 12 mm에서 852.70 MPa, 15 mm에서 742.90 MPa, 18 mm에서 585.51 MPa로 관절면에서 절제 거리가 증가할수록 절단면의 평균 최대 응력은 감소하는 경향을 보였다(Fig. 5). 절제 거리에 대한 최대 응력의 변화는 6 mm 절제 시 평균 최대 응력에 비해 8 mm에서 3.20% 10 mm에서 1.21% 12 mm에서 5.96% 15

mm에서는 18.09% 18 mm에서는 35.40% 감소하였다. 각 절제 거리에 따른 비교 및 연속된 절제 거리 간의 최대 응력변화의 통계적 의미는 p-value (<0.05)를 구하였다. 6 mm 절단면의 최대 응력과 비교하여 절단면 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, 그리고 18 mm에서 최대 응력의 변화에 대한 p-value는 0.389, 0.774, 0.145, 0.005,

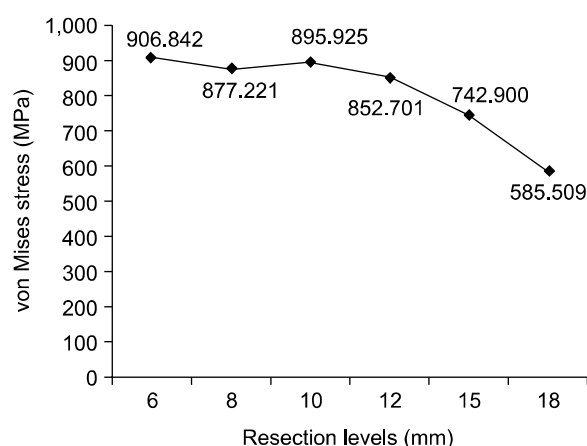


Fig. 5. Mean value of ultimate stress at each resection level.

Table 1. Ultimate Stress (MPa) Obtained from Finite Element Analysis

Patient No.	Resection level					
	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm	15 mm	18 mm
No. 1	627.75	628.42	806.40	460.42	450.50	429.38
No. 2	457.44	418.61	434.76	447.21	312.76	300.77
No. 3	946.90	923.56	900.16	559.14	540.47	892.90
No. 4	1,134.00	1,105.00	913.42	1,095.00	804.25	723.97
No. 5	905.52	848.84	733.44	707.33	457.19	590.99
No. 6	815.61	816.31	924.11	902.39	971.95	633.10
No. 7	411.07	404.97	402.34	399.95	397.28	394.12
No. 8	355.14	354.58	354.65	354.85	350.16	343.90
No. 9	703.60	570.73	588.46	590.07	450.87	434.17
No. 10	966.25	693.51	833.46	832.84	677.06	396.69
No. 11	1,099.00	1,290.00	1,386.00	1,112.00	936.05	871.76
No. 12	547.17	854.66	678.45	779.77	527.78	358.17
No. 13	771.07	869.06	839.23	667.26	643.43	302.60
No. 14	1,928.00	1,997.00	2,073.00	2,097.00	1,956.00	981.73
No. 15	1,002.00	853.30	860.48	810.81	745.93	518.44
No. 16	899.31	1,045.00	1,082.00	1,036.00	737.27	533.39
No. 17	1,154.00	957.66	1,305.00	1,337.00	1,619.00	1,003.00
No. 18	1,251.00	1,211.00	1,173.00	1,071.00	639.75	556.65
No. 19	1,002.00	853.30	860.48	810.81	745.93	518.44
No. 20	1,160.00	848.91	769.68	983.17	894.35	926.04
Average	906.84	877.22	895.93	852.70	742.90	585.51
SD*	357.30	364.73	387.75	397.40	409.04	234.90

The values are reported as ultimate stress (MPa). *SD, standard deviation.

Table 2. p-value in Ultimate Stress (MPa) at Each Resection Level

Resection level	p-value
6 mm vs 8 mm	0.389
6 mm vs 10 mm	0.774
6 mm vs 12 mm	0.145
6 mm vs 15 mm	0.005
6 mm vs 18 mm	0.000
8 mm vs 10 mm	0.502
8 mm vs 12 mm	0.494
8 mm vs 15 mm	0.032
8 mm vs 18 mm	0.000
10 mm vs 12 mm	0.205
10 mm vs 15 mm	0.003
10 mm vs 18 mm	0.000
12 mm vs 15 mm	0.005
12 mm vs 18 mm	0.001
15 mm vs 18 mm	0.021

그리고 0.000이었고, 연속된 절단면 간의 최대 응력 변화는 6 mm와 8 mm, 8 mm와 10 mm, 10 mm와 12 mm, 12 mm와 15 mm 그리고 15 mm와 18 mm에서 p-value는 각각 0.389, 0.502, 0.205, 0.005 그리고 0.021이었다(Table 1, 2).

고 찰

슬관절 인공관절 치환술의 수기에서 경골 관절면에서 원위부로 어느 정도 거리에서 경골의 기계적 강도가 의미 있게 변하는지 보고가 다양하였고 대부분 관절면에 평행으로 절제한 연구여서 현재 슬관절 치환술에 응용하기에는 한계가 있었다.²⁻⁷⁾ 임상적 장기 추시 결과에 대한 보고로 Ritter 등¹¹⁾은 슬관절 인공관절 치환술 후 10년 이상 장기 추시 결과 보고에서 근위 경골부 절단 거리는 Knee society score, 수술 후 운동 범위, 치환물의 해리에 영향을 미치지 않았다고 보고하였고, 오히려 적은 골 절제는 관절면의 상승, 폴리에틸렌 치환물의 두께 감소로 인한 치환술의 조기 실패 가능성을 지적하였다. 실험 연구로 Harada 등⁴⁾은 사체에서 압입시험법(indentation test)을 이용한 연구에서 내과측 관절면으로부터 5 mm 이내에서 최대 응력의 급격한 감소를 보고 하였고 최소한으로 골절제를 할 것을 제안하였다. Hvid^{5,6)}은 관입 시험(penetration test)을 이용한 근위 경골의 골소주에 관한 연구에서 관절면으로부터 10 mm 이내에서 골강도가 의미 있게 감소하였고 2 mm씩 절제량이 증가할수록 경골부의 기계적 강도가 30 %씩 감소한다고 보고 하였다.

Goldstein 등³⁾은 압박시험법(compression test)을 통해 관절면에서 원위부로 갈수록 최대 응력이 감소하나 20 mm까지는 경미하다고 보고하였다. 본 저자들의 연구에서는 관절면에서 거리가 증가할수록 최대 응력은 감소하고 12 mm 이내에서는 골 강도에 유의한 변화는 없었다. 기존의 연구들은 관절면에 평행으로 절제한 연구로 경골의 기계적 축에 수직인 선에 3도 이내로 절제한 본 연구와 결과를 단순 비교하기 어렵고 현재의 인공관절 치환술에 이전 연구를 응용하기에 한계가 있다고 생각된다.

본 연구는 유한요소 해석을 이용하였다. 골 조직의 물성을 분석하는데 있어 유한요소 해석의 유용성에 관한 많은 보고가 있다.^{8,9,12,13)} 특히 골 조직에 대한 연구에서 기존 압박 시험이나 압입시험에 비교해 피질골과 해면골의 영향을 최대한 반영할 수 있다는 장점이 있다. 피질골은 근위 경골부의 강도에 영향을 미치고 근위부에 주어진 하중을 원위부로 전달하는데 매우 중요한 부분을 담당한다. 본 연구는 피질 골과 해면 골을 모두 포함시켰으며, 절단면에 따른 전체적인 강도를 분석하였다. 슬관절 인공관절 치환술의 경우 경골부 절단면의 피질 골이 100% 치환물로 피복되지는 않지만 하중은 피질 골 및 해면 골에 모두 영향을 받고 즉 치환부위에 주어진 하중은 치환물 주위의 경계 물질의 강도(boundary influence of matrix)에 영향을 받는다. 기존의 연구들에서 골 소주를 채취한 후 시행한 압박 시험의 경우 경계면 영향(natural constraint)이 없고 압입 시험의 경우에 한 절단면을 다양한 구획으로 나눈 후 실험을 진행 하므로 실험 과정에서 경계면의 손상이 실험 과정이 진행될수록 점진적으로 발생하므로 결과에 영향을 미칠 수 있는 단점이 있다.

본 연구의 한계로 연구 대상을 인공관절 치환술을 시행받기 위해 내원한 환자 중 일차성 퇴행성 관절염 환자만을 대상으로 하였고 6 mm 절제시 관절면 내측 및 외측이 절제되는 대상을 포함하였기 때문에 상대적으로 상기 기준에 포함되지 않은 관절염 및 내측 골결손이 심한 환자에게 적용하는데 제한이 있다. 본 연구에서 경골 외측 관절면에서 12 mm, 15 mm, 18 mm를 절제하는 모델을 구성하였으나, 실제 임상에서 15 mm, 18 mm로 경골을 절단하는 경우가 거의 없어 실제 임상에 적용하는데 제한점이 있다. 본 연구 방법에서 기계적 축의 기준을 비골 축으로 하였으나 본 연구 대상 20예에서 경골의 기계적 축에 대해 비골의 축은 평균 1.7도 외반되어 있어 하지의

기계적 축에 3도 내반으로 정확히 설정하는데 한계가 있었다. 경골 절제 시에 후방 경사 정도는 골 강도 및 굴곡 신전 간격 균형에 영향을 주고 후방 골 강도에 영향을 준다. 본 연구는 관상면 상에서 기계적 축의 정렬을 회복한 절단은 시행하였으나 시상면 상에서 절단면의 후방경사가 고려되지 않은 한계가 있다. 향후 Sarathi와 Lewis¹⁴⁾와 Majumdar 등¹⁵⁾이 제시한 3 차원적인 분석 방법으로 시상면에 대한 분석이 필요하다고 생각한다.

결 론

본 연구의 결과를 고려할 때 외과측 관절면에서 절제 거리에 따른 근위 경골부의 최대 응력은 원위부로 갈수록 감소하나 12 mm 이내에서는 통계적 의미가 없었고 외과측 관절면으로부터 12 mm 이내로 골절제시 내측 관절면이 절제된다면 단순한 치환술의 사용을 고려할 수 있다고 사료된다.

참고문헌

1. Mckinley TO, Bay BK. Trabecular bone strain changes associated with subchondral stiffening of the proximal tibia. *J Biomech.* 2003;36:155-63.
2. Chaput CD, Weeden SH, Hyman WA, Hitt KD. Mechanical bone strength of the tibial resection surface at increasing distance from the joint line in total knee arthroplasty. *J Surg Orthop Adv.* 2004;13:195-8.
3. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech.* 1983;16:965-9.
4. Harada Y, Wevers HW, Cooke TD. Distribution of bone strength in the proximal tibia. *J Arthroplasty.* 1988;3:167-75.
5. Hvid I. Mechanical strength of trabecular bone at the knee. *Dan Med Bull.* 1988;35:345-65.
6. Hvid I, Jensen J, Nielsen S. Bone strength measurements at the proximal tibia. Penetration tests and epiphyseal compressive strength. *Int Orthop.* 1986;10:271-75.
7. van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, Polman BJW. Computational strategies for iterative solutions of large FEM applications employing voxel data. *Int J Num Meth Eng.* 1998;39:2743-67.
8. Odgaard A, Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. *J Biomech.* 1991;24:691-8.
9. van Rietbergen B, Ulrich D, Pistoia W, Huiskes R, Rueggsegger P. Trabecular bone ultimate stress can be predicted from large-scale FE-analyses. *J Biomech.* 1998;31 Suppl 1:151.
10. van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, Odgaard A. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J Biomech.* 1995;28:69-81.
11. Ritter MA, Montgomery TJ, Zhou H, Keating ME, Faris PM, Meding JB. The clinical significance of proximal tibial resection level in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;360:174-81.
12. Bentzen SM, Hvid I, Jørgensen J. Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by X-ray computed tomography. *J Biomech.* 1987;20:743-52.
13. Bourne BC, van der Meulen MC. Finite element models predict cancellous apparent modulus when tissue modulus is scaled from specimen CT-attenuation. *J Biomech.* 2004;37:613-21.
14. Sarathi, Kopparti P, Lewis G. Influence of three variables on the stresses in a three-dimensional model of a proximal tibia-total knee implant construct. *Biomed Mater Eng.* 2007;17:19-28.
15. Majumdar S, Kothari M, Augat P, et al. High-resolution magnetic resonance imaging: Three-dimensional trabecular bone architecture and biomechanical properties. *Bone.* 1998;22:445-54.

= 국문초록 =

목 적: 유한요소 해석을 이용하여 슬관절의 경골 관절면에서 절단 거리에 따른 절단면의 기계적 강도 차이를 분석하고자 한다.

대상 및 방법: 슬관절 치환술을 위해 내원한 퇴행성 관절염 환자에서 시행한 20예의 슬관절 전산화 단층 촬영 영상을 이용하였고 각 컴퓨터 단층 촬영 이미지를 자동 메쉬 형성(automatic mesh generation) 소프트웨어 BIONIX™ (CANTIBio, Co, Suwon, Korea) 프로그램을 이용하여 8절점 정육방형 요소(8-node hexahedron element)로 모델을 생성하였다. 유한요소 모델은 근위 경골 외과측 관절면에서 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, 18 mm씩 절단하여 20개의 모델당 각 6개의 유한요소 모델을 만들었다. BIONIX™ 소프트웨어에서 생성된 8절점 정육방형 요소는 HyperMesh™ (Altair Engineering, Inc, Seattle, USA) 소프트웨어를 사용하여 1%의 변형률(strain rate)을 가하여 경계 조건을 적용했다. 유한요소 해석은 상용 소프트웨어인 ANSYS 9.0 (ANSYS, Inc, Orlando, USA)을 이용하여 최대 응력(σ_u , Ultimate stress)을 구하였다.

결 과: 평균 최대 응력은 6 mm에서 906.84 MPa, 8 mm에서 877.22 MPa, 10 mm에서 895.93 MPa, 12 mm에서 852.70 MPa, 15 mm에서 742.90 MPa, 18 mm에서 585.51 MPa로 관절면으로부터 절제 거리가 증가할수록 절단면의 최대 응력이 감소하는 경향을 보였고 15 mm와 18 mm에서는 통계적으로 의미있는 감소를 보였다(15 mm: $p=0.005$, 18 mm: $p=0.000$).

결 론: 경골 외과측 관절면에서 절제 거리에 따른 절단면의 강도는 전반적인 감소를 보이나 12 mm 이내에서는 절제면의 골강도를 유의하게 감소시키지 않았다.

색인 단어: 경골, 유한요소 해석, 골관절염, 최대 응력, 슬관절 치환술