

골밀도 변화에 따른 cage와 나사를 이용한 추체간 유합술의 유한요소 해석

김현수¹, 박정호²

¹동아대학교 기계공학과

²동아대학교 기계공학과 대학원

(2004년 8월 6일 접수, 2004년 12월 16일 채택)

FEM Analysis of Lumbar Interbody Fusion using the Cage and Screw in Relation to Bone Mineral Density

H. S. Kim¹, J. H. Park²

¹Dept. of Mechanical Engineering, Dong-A University

²Dept. of Mechanical Engineering, Graduate school, Dong-A University

(Received August 6, 2004. Accepted December 16, 2004)

요 약 : Cage와 나사를 이용하여 유합된 추체의 3차원 유한 요소 모델을 제작하여, 골밀도의 변화에 따른 골다공증과 cage의 위치 변화에 대해, Von-Mises 최대 응력과 최대 변형률을 살펴보았다. 그 결과 해면골의 강도가 증가함에 따라서, 피질골의 응력은 감소하고, 해면골에서의 응력은 증가하였다. 또한 cage의 위치의 변화에 따라서 추체의 응력 분포의 양상이 달라짐을 알 수 있었으며, 이를 통해 수술의 성공도를 높이고자 한다.

Abstract : Three dimensional finite element models of lumbar interbody fusion using cage and screws were constructed for the simulation of stress distribution and maximum displacement. It is also performed to investigate the effects of osteoporosis and the location of cage on the stress distribution. It is known from the results that the increase of the strength of trabecular bone causes to decrease the stress of cortical bone and to increase the stress of trabecular bone. And it is found that the trend of stress distribution is changed by the change of location of cage and proper location of cage enhances the rate of operational success.

Key words : Bone Mineral Density, Cage, Osteoporosis, Lumbar interbody fusion

서 론

Cage를 이용한 추체간 유합술은 추체를 포함한 요추부의 퇴행성 병변의 보존적 치료가 실패한 경우 시술되게 된다. Cage를 이용한 추체간 유합술의 근본 원리는 cage를 삽입하여 추간판의 간격을 정상화 시킴으로써 섬유륜의 인장력을 회복하고 이완된 후관절을 정상화 시키며, 체중 부하의 중심축인 전주(anterior column)의 운동관절을 없애므로써, 요통을 제거한다는 것이다. 이러한 수술의 성공적인 결과를 위해서는 수술 직후의 안정성을 확보하는 것이 가장 중요하며, 그러한 이유로 cage와 함께 척추경 나사못을 사용할 경우 수술 초기의 안정성 확보가 용이함이 보고된 바 있다[1]. 또한 후방 추체간 유합술시에 cage를 이용한 전주의 재건과 함께, 손상된 후주를 척추경 나사못을 삽입하여 재건하는 것이 더욱 생리적이며 후외측 유합술이 필

요 없고, 그 임상결과도 우수한 것으로 나타났다.[2-4]

Cage는 형태에 따라 원통형, 환형, 상자형 등 여러 가지가 있으며 요추의 전만부의 회복과 넓은 접촉면적에 있어서 상자형이 가장 우수하나, 이 경우 수술시 요추 후방의 구조물이 많이 손상되므로 인한 안정성 확보를 위해 척추경 나사못을 함께 수술하는 경우가 많다.

지금까지 요추나 경추부에 다양한 형태의 삽입물이 적용된 상황에서 생체역학적 특성을 알아보기 위한 연구가 여러 분야에 걸쳐서 수행되어져 왔다.

김용[5]은 cage와 추체 사이의 마찰계수가 추체의 지지력에 영향을 준다고 보고하였다. 추체와 cage사이의 미세상대운동량(relative micromotion)이 작을수록, 골의 생성과 융합정도가 향상되며, 또한 마찰계수가 증가함에 따라 추체에서 발생하는 응력은 증가하였고, 미세상대운동량과 cage의 응력은 감소하여, 적당한 마찰계수의 선정이 보철물(prosthesis)의 안정성에 영향을 준다고 보고하고 있다.

Zander[6]는 추체를 screw과 rod로 고정시킨 상태에서 골이식물(bone graft)의 크기와 위치, 강도에 따라서 추체가 받는 접촉력과 추체에서 발생하는 Von Mises 응력을

평가하였다.

Wang[7]은 L2-L3 모델에 대하여 하중이 가해지는 시간에 따라 추체 및 추간판이 받는 응력의 크기와 변형량에 차이가 있음을 보고한바 있다.

골이식물의 유합정도나 인공 삽입물의 고정력에 영향을 미치는 하중의 종류, 크기, 미세운동, 골다공증에 의한 응력 분포와 전달의 차이, 강성의 약화 등과 같은 생체역학적 특성을 이해하는 것은 임상외에게 수술시 적합한 삽입물과 삽입위치 등을 선정하는데 있어서 중요한 정보를 제공한다.

그러나 기존 실험의 경우, 인체라는 모델의 특수성에 의한 실험 자체의 한계성으로 인하여 삽입물과 요추사이에서 발생하는 힘의 전달 메카니즘과 cage의 미세운동량 등과 같은 요소의 분석에 한계가 있으며, 골다공증과 같은 상황을 구현하는데 어려움이 많은 실정이다.

따라서 본 연구에서는 골다공증으로 인한 골밀도의 변화가 cage의 위치 변화에 어떤 영향을 미치는가에 대한 생체역학적 거동을 유한요소 시뮬레이션을 통해 평가하였다.

이러한 목적으로 L4 - L5 단분절을 유한요소 모델로 제작하고, cage와 척추경 나사못이 삽입된 수술 직후의 상황을 구현하였다. 이를 통해 골밀도 변화에 따라 추체 내의 해면골과 피질골에서 최대 Von-Mises 응력과 최대변형량을 평가하였다.

본 론

L4 - L5 단분절의 유한요소 모델의 생성을 위하여 2mm 간격으로 촬영된 25세의 성인 남자 1인의 요추 CT 이미지를 이용하였다. 유한요소 생성은 인체 모델링 전용 소프트웨어인 Canti-Bio 사(社)의 bodybuilder를 사용하였다.[8] 생성된 유한요소 추체는 기존의 문헌에서 제시된 형상과 치수에 잘 일치하고 있음을 보인다.[9,10]

추체는 디스크가 완전히 제거되고, 추체간 유합술을 위해 cage가 삽입되고, 추체 후방에 척추경 나사못으로써 고정시킨 상태로 가정하였다.

Cage를 이용한 추체간 유합술의 경우, 수술 직후 추체와 cage간의 미세한 상대운동이 수술의 성공여부를 결정짓는 중요한 요소이므로, 이를 관찰하기 위하여 추체와 cage를 미끄럼이 가능한 접촉요소(contact element)를 사용하여, 접촉면을 통해 하중이 전달 되도록 하였다. 접촉면의 마찰계수는 기존의 실험에 의하면 bone-to-bone의 경우 0.7, bone-to-stainless steel의 경우 0.4 정도로 측정된바 있으며[11], 이를 유한요소 해석에 적용한 김용[5], Vazquez[12]에 근거하여 마찰계수는 0.4로 하였다. 추체의 경우 피질골은 기존의 문헌에 근거하여 두께가 1mm인 4절점 등방성 shell 요소를 사용하였고, 해면골은 4절점 등방성 4면체 요소를 사용하였다.[13]

해면골의 경우, 미세구조를 micro-CT를 통해 살펴보면 20 μ m 정도에서 Fig. 1과 같이 불균일한 구조를 가진다. 그러나 이를 모두 고려하여 해석할 경우 요소의 개수가 대단히 많아지므로 본 논문에서는 이를 가시적인 단위에서 등방성 재질로 가정하고 해석하였다.[14,15]



그림 1. 인간 해면골의 미세 단층촬영을 이용한 형상 구성 좌 : 대퇴부, 우 : 척추부

Fig. 1. Volume rendering(20 micron resolution) of human vertebral trabecular bone Left : femoral neck , Right : vertebra

또한 피질골과 해면골의 경계는 그 경계면의 두께와 특성을 정확히 측정할 수 없으므로, 균일한 물성을 갖도록 하였다.[15]

Cage는 환자의 증상과 시술 상황에 따라 여러 가지 형태와 크기가 있으나, 본 연구에서는 가장 오랜 역사를 갖고 있는 상자형 cage를 사용하였다.

척추경 나사못은 생체 적합재료로 국내에서 널리 쓰이는 Ti6Al4V, 추체에 고정된 나사못을 연결하는 rod의 경우 STS316L을 사용하였다.[16] 추체와 나사는 절점을 공유함으로써 완전히 체결된 효과를 내도록 하였고, 나사는 나사산이 없는 원통형으로 형상을 단순화하였다. Fig. 2에서 척추와 cage, 척추경 나사못의 3차원 유한요소 모델을 보여주고 있다. Table 1에서는 본 연구에 사용된 재료들의 기계적 물성치와 요소의 개수를 나타내고 있다.

Cage의 위치에 따른 골다공증의 영향을 관찰하기 위하여, 초기 기준위치에 cage를 삽입한 모델과(model 1), cage의 위치를 추체 전방으로 3mm 이동시킨 모델(model 2), cage 간의 거리가 7mm(model 3), 15mm(model 4)인 모델을 구축하여 각각 응력의 크기와 최대 변형량을 관찰 하였다.

Cage의 초기 삽입위치와 screw의 고정 위치는 이미 시술된 상태에서 이를 X-ray 촬영하여 골유합의 정도와 고정장치에 가해지는 하중을 측정된 기존의 임상문헌을 참고하여 결정하였다.[17,18]

각 모델에 대하여 골다공증 상태의 생체역학적 거동을 예측하기 위하여 해면골의 물성치를 정상 모델과 골다공증 모델로 구분하여 적용하였다. 정상 모델의 경우 0.17 g/mm³의 골밀도에 해당하는 100MPa의 탄성계수를, 골다공증의 경우 0.11 g/mm³의 골밀도에 해당하는 40MPa의 탄성계수를 적용하였으며, 물성치의 변화에 대한 기계적 특성치의 변화추이를 보기 위해 0.2 g/mm³, 120MPa에 대해서도 해석을 수행하였다.[19]

L5추체의 하단부는 모든 방향에 대하여 완전히 고정하였고 척추의 여러 하중상태 중 가장 지배적인 하중상태인 표준위 상태에서의 하중인 400N의 압축하중을 L4상부에 가하였다.[20]

해석은 기하학적 비선형성을 충분히 고려할 수 있는 범용 소프트웨어인 ANSYS 7.1을 사용하였다.

표 1. 각 재료의 기계적 특성치와 모델 별 요소수

Table 1. The mechanical properties of each material and the number of elements

	Elastic Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Yield stress (MPa)	Density (g/cm ³)	Number of element
cortical bone	12000	0.3	173	0.42	18586
trabecular bone	100	0.3	3.4	0.17	92322
Ti-Al alloy	110000	0.33	937	4.5	38451
STS316L	193000	0.3	611	7.8	37911
titanium	110000	0.3	848	4.85	4010

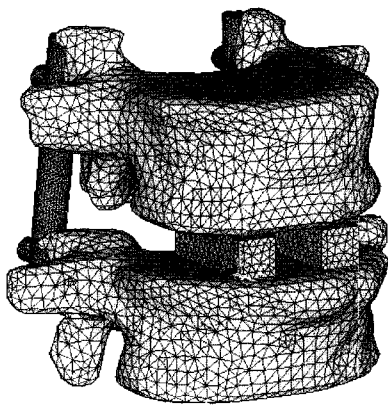


그림 2. 요추,cage,나사의 3차원 유한 요소 모델
Fig. 2. 3-D Finite element model of lumbar, cage and screw

결 과

Cage의 위치 변화에 따른 각각의 모델에 대하여, 먼저 각 모델에서 골밀도의 변화에 따른 최대 Von-Mises 응력과 최대 변형량의 변화를 알아보았다. Model 1의 경우 L4 추체에서 해면골의 골밀도가 정상인 상태인 E=100(MPa)인 경우에 대하여 골다공증의 상태인 E=40(MPa)에서 최대 Von-Mises 응력이 피질골에서 30.9% 높게 나타났고, L5 추체에서도

15.3% 높게 나타났다. 그러나 해면골에서는 L4에서 37.8%, L5에서 25.1% 감소하여 해면골의 강성이 증가함에 따라 하중에 대한 지지력 또한 상승함을 알 수 있다. 또한 L4 추체와 L5추체에 발생하는 최대응력을 비교해 보면 L4 추체에 발생하는 최대응력이 81.7% 높은 것으로 나타났으며, 최대 변형량의 경우에도 L4 추체에서 발생하는 변형량은 L5 추체에서의 9.9배에 해당하였다. 이는 수술초기에 발생하는 하중의 상당부분을 L4 추체와 cage, 척추경 나사못이 지지하며, L5 추체의 경우 cage를 통해 전달되는 압축 하중보다는 추체와 나사못 간의 결합력이 초기 안정성에 더욱 중요한 요소임을 알 수 있다. Cage가 추체의 전방으로 3mm 이동한 model 2의 경우, model 1의 L4 추체에

대하여 평균 12.9% 증가한 응력상태를 보이나, 해면골의 골밀도 변화에 대해서는 model 1과 같이, 해면골의 골밀도가 증가함에 따라 피질골에서의 응력은 감소하고 해면골에서의 응력은 증가하는 것으로 나타났다. Fig. 3 과 Fig. 4에서 model 1과 model 2의 피질골에서 발생하는 최대 응력을 탄성계수의 변화에 대하여 보여주고 있다.

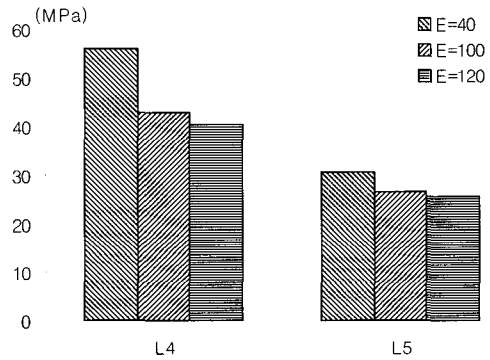


그림 3. 모델 1의 해면골에서의 최대 응력
Fig. 3. The maximum stress of trabecular bone in model 1

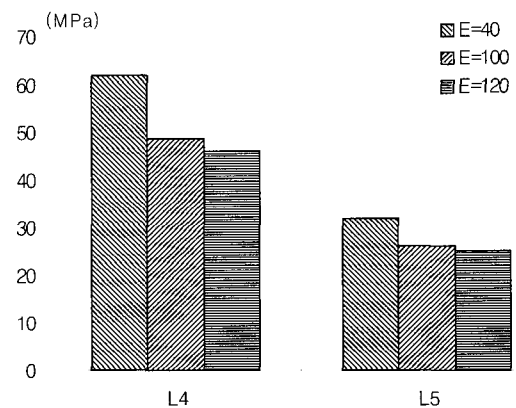


그림 4. 모델 2의 해면골에서의 최대 응력
Fig. 4. The maximum stress of trabecular bone in model 2

Table 2는 각 모델에서 피질골에 발생하는 최대 응력에 대한 결과값을 보여주고 있다.

Model 3의 경우는 네가지 모델 중 L4 추체에서 가장 낮은 응력상태를 보이고 있으나, L5 추체에서는 model 1에 비하여 오히려 증가하였다. Model 4의 경우에는 model 1에 비하여 L4의 응력분포 양상은 유사하나, L5의 경우 해면골의 밀도변화에 대하여 피질골에서 20.8%, 7.9%, 5.8%의 응력 증가가 나타났으며, 해면골에서도 6.7%, 7.8%, 12.1%의 응력 증가가 나타났다. 이는 cage의 상대거리가 변화함에 따라 L4추체에서 cage를 거쳐 L5추체에 이르는

하중의 전달효과가 달라 질 수 있음을 의미한다. 인체의 골격의 경우 하중을 받고 있는 방향과 크기에 의하여 골조직의 성장이 좌우되며, 따라서 추체간의 하중전달에 있어서 cage와 척추경 나사못이 적절한 수준의 하중을 전달할 수 있어야 한다.

이는 인공삽입물에 너무 많은 하중지지 효과가 발생할 경우 오히려 골조직의 성장과 골밀도 유지에 해가 될 수 있음을 의미한다.

표 2. 골밀도 변화에 따른 피질골에서의 결과값

Table 2. Result data of cortical bone in relation to bone mineral density

Model	Kind of bone	Cortical Bone			Cancellous Bone		
		E=40	E=100	E=120	E=40	E=100	E=120
model 1	L4	55.95	42.73	40.38	0.87	0.80	0.78
	L5	30.78	26.67	25.54	0.087	0.049	0.043
model 2	L4	61.98	48.63	46.14	0.88	0.79	0.78
	L5	31.82	26.03	25.21	0.092	0.053	0.046
model 3	L4	45.03	36.54	34.39	0.87	0.78	0.77
	L5	31.43	24.91	23.74	0.087	0.050	0.044
model 4	L4	55.40	40.07	37.22	0.88	0.80	0.79
	L5	37.18	28.77	27.02	0.085	0.050	0.046

Fig. 5 와 Fig. 6 에서는 해면골의 탄성계수의 변화에 따른 각 모델별 최대 응력을 보여주고 있다.

L4의 경우 각각의 탄성계수에 따라서 model 2에서 최대 응력을 보이고 있으나, L5의 경우에는 model 4에서 가장 높은 응력값을 보이고 있다.

이는 골다공증 모델에서 cage를 이용한 추체간 유합술이 시술될 경우, L4 추체는 추체와 cage간의 접촉면적이 줄어들면서 응력의 증가가 발생됨을 알 수 있다. 반면에 L5 추체의 경우, cage 간의 거리가 증가하면, 두 cage 간의 교호작용의 감소와 최대 응력의 발생지점이 추체의 전방면쪽으로 이동됨으로써 결과적으로 다른 모델에 비하여 응력이 높게 나타남을 보인다. 본 연구에 의하면 골다공증이 의심되는 경우에는 model 3의 경우가 추체간의 힘의 분포에 있어서 가장 타당함을 알 수 있다.

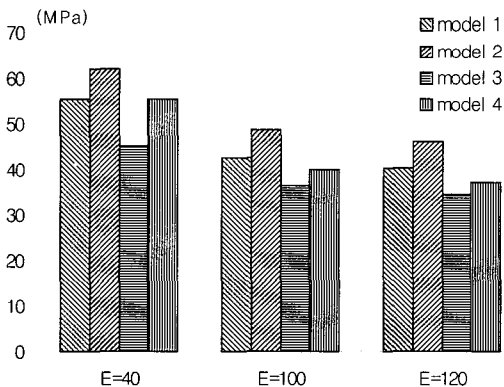


그림 5. L4에서 각 모델별 최대 응력

Fig. 5. The maximum stress of each model of L4

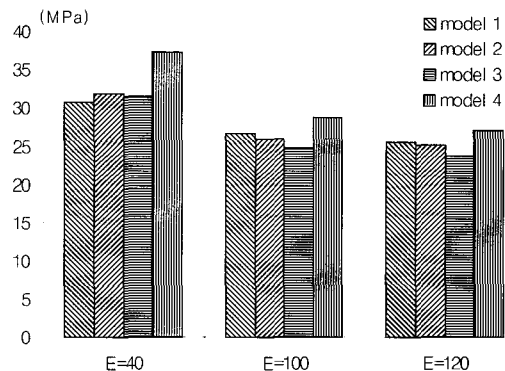


그림 6. L5에서 각 모델별 최대 응력

Fig. 6. The maximum stress of each model of L5

Fig.7 에서는 각 모델에서 발생하는 추체와 cage 간의 최대 미끄럼 변위를 탄성계수별로 보여주고 있다. 해면골의 강성이 감소함에 따라서 미끄럼 변위는 증가하는 경향을 보인다. 이는 시술초기에 골다공증으로 골유합의 실패 가능성이 크다는 것을 말해주고 있다. 따라서 시술 초기 성공적인 골유합을 위해서는 cage의 적절한 위치 뿐만 아니라, 추체와 cage 간에 발생할 수 있는 미세운동을 응력의 증가 없이 줄일 수 있는 cage 면의 형상에 관한 연구도 필요한 것으로 사료된다.

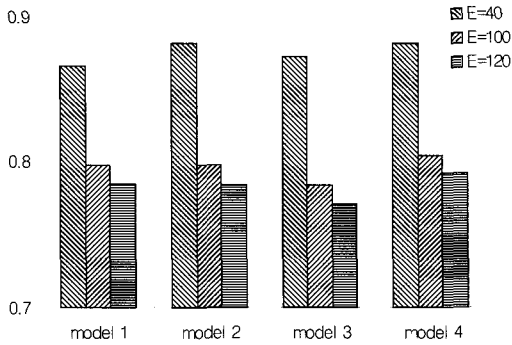


그림 7. 각 모델에서의 최대 미끄럼 변형량
Fig. 7. The maximum slip-distance of each model

골밀도 변화에 따른 추체내 응력의 분포 양상은 각각의 모델에 대하여 유사한 거동을 보인다. 이를 Fig. 8에서 보여주고 있다. 해면골의 골밀도가 증가함에 따라서, 추체의 피질골에의 응력은 감소하고, 해면골에서의 응력은 증가하였다. 이는 해면골의 강성이 증가함에 따라 하중에 대한 변형저항이 증가하였음을 의미하며, 이에 따른 응력 분산 효과는 수술초기의 골유합 가능성과 안정성 확보에 중요한 요소가 될것으로 사료된다.

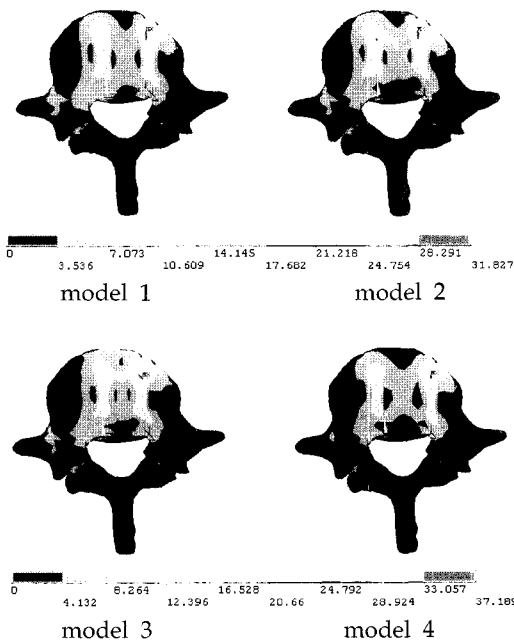


그림 8. 탄성계수가 40MPa일 때, 각 모델의 L5추체 에서의 응력 분포 양상
Fig. 8. Stress distribution of L5 for Young's modulus of 40 MPa

결 론

L4 - L5 단위분절에 대하여 2개의 상자형 cage가 삽입되고, 요추의 후주를 척추경 나사못을 이용하여 고정시킨

모델을 구현하였다. L4 상부에 400N의 균일 하중이 가해지고 추체의 해면골의 골밀도가 변화함에 따라서, cage의 삽입위치가 수술초기의 안정성에 어떤 영향을 미치는가를 유한요소 해석을 통해 알아 보았다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 해면골의 골밀도가 증가함에 따라, 피질골의 응력값은 감소하나 해면골의 응력값은 증가하였다.
2. Cage의 위치에 따라서 각 추체간의 하중전달 효과는 달라짐을 볼 수 있었다. 이를 통해 수술시 cage의 적절한 위치선정이 골유합과 골조직의 성장, 수술직후의 안정성 확보에 중요한 요소임을 알 수 있었다.
3. 골다공증이 의심되는 경우, cage 위치를 정상상태보다 가깝게 위치시킨 model 3의 경우가 가장 타당한 결과를 보임을 알 수 있었다. 따라서, 골다공증으로 인한 추체의 강성의 감소는 cage의 위치 변화에 따른 하중의 전달 메커니즘을 분석함으로써 수술의 성공도를 높일 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. D.S. Brodke, J.C. Dick, D.N. Kunz, R. Mc Cabe, T.A. Zdeblick, "Posterior lumbar interbody fusion. A biochemical comparison including a new threaded cage", *Spine*, Vol. 22, pp. 26-31, 1997
2. J. Harms, "Cage interbody fusion with pedicle screw system", personal communication, 1999
3. P.C. McAfee, "Current concept review : Interbody fusion cages in reconstructive operation on the spine", *J Bone Joint Surg.*, 81-A, pp. 859-880, 1999
4. B.K. Weiner, R.D. Fraser, "Spine update lumbar interbody cage", *Spine*, Vol 23, pp. 634-740, 1998
5. Y. Kim, "The mechanical sensitivity at interfaces between bone and interbody cage of lumbar spine segments", *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 21, No. 3, pp. 295-301, 2000
6. Thomas Zander, Antonius Rohlmann, Constantin Klockner, Georg Bergmann, "Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine", *Journal of Biomechanics*, Vol 35, pp. 491-497, 2002
7. J.L Wang, M. Parniampour, A. Shirazi-Adl, A.E. Engin, "Rate effect on sharing of passive lumbar motion segment under load -controlled sagittal flexion: viscoelastic finite element analysis", *Theoretical and applied fracture mechanics*, Vol 32, pp. 119-128, 1999
8. 박기훈, 김현수, "나사 및 cage가 삽입된 추체의 유한요소 해석", 동아대학교 석사학위논문, 2001
9. M.M. Panjabi, V. Goel, T. Oxland, K. Takata, J. Duranceau, M. Krag, M. Price, "Human lumbar vertebrae. Quantitative three dimensional anatomy", *Spine*, Vol 17, pp. 299-306, 1992
10. M.M. Panjabi, T. Oxland, K. Takata, V. Goel, J.

- Duranceau, M. Krag, "Articular facets of the human spine. Quantitative three -dimensional anatomy", Spine, Vol 18, pp. 1298-1310, 1993
11. A. Shirazi-Adl , M. Dammak , Paiement , "Experimental Determination of Friction Characteristics at the trabecular bone / Porous-coded Metal Interface in Cementless Implant", Journal of Biomedical Materials Research, Vol 27, pp. 167-175, 1993
 12. A. Alonso Vazquez, H. Lange-Pedersen, L. Lidgren, M. Taylor, "Stability of Ankle Arthrodesis with Internal Fixation. A Preliminary Finite Element Study" Bioengineering Science, School of Engineering Science, University of SouthHampton, Department of Orthopaedics, Lund University Hospital, Sweden
 13. T.J. Shin, S.J. Lee, J.W. Shin, H. Chang, "Analysis of biomechanical responses for the anterior cervical plate fixation in relation to bone mineral density", J.Biomed.Eng.Res., Vol. 22, No. 1, pp. 69-80, 2001
 14. Stephan C. Cowin, "Bone Mechanics Handbook " second edition, pp.16-3, 2001
 15. Myer kurz, "Standard handbook of biomedical engineering and design", pp. 8-1~9-9, 2003
 16. H.J. Lee, H.S. Choi, M.H. Ahn, J.I. Song, "Mechanical characterization of the pedicle screw system for thoracolumbar spine", J.Biomed.Eng.Res., Vol. 23, No. 1, pp. 17-26, 2002
 17. J.S. Thalgott, J.M. Giuffre, Z. Klezl, M. Timlin, "Anterior lumbar interbody fusion with titanium mesh cages, coralline hydroxyapatite, and demineralized bone matrix as part of a circumferential fusion", The Spine Journal, Vol 2, pp. 63-69, 2002
 18. A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, H-M. Mayer, "Placing a bone graft more posteriorly may reduce the risk of pedicle screw breakage : analysis of an unexpected case of pedicle screw breakage", Journal of biomechanics, Vol 31, pp. 763-767, 1998
 19. L. Mosekilde, C.C.Danielsen, "Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals", Bone, Vol.8, pp.79-85, 1987
 20. T. Zander, A. Rohlmann, J. Calisse, G. Bergmann, "Estimation of muscle force in the lumbar spine during upper body inclination", Clinical Biomechanics, No 1, pp.73-80, 2001