

生體力學의 有限要素法 應用

Analysis of Bony Structures by F.E.M.

우 광 성*

1. 서 론

구조역학분야에 유한요소법이 사용된 후 대략 15년정도가 지난 1972년 Brekelmans에 의해 처음으로 뼈구조(skeletal structure)의 역학적 거동을 분석하기 위해 유한요소법이 도입되었다. 즉, 하중을 재하받는 대퇴부(femur), 요추(lumbar spine), 두개골(skull), 치아(tooth) 등의 응력 및 변위의 산정에 고전적 역학이론은 적합하지 않다. 왜냐하면 매우 불규칙한 형상 및 서로 다른 여러 가지 재료적 성질과 복합하중등이 작용하므로 이에 대한 수학적 정식화 과정은 거의 불가능하게 되기 때문이다. 한편, 생체역학의 어려운 점은 재료가 뼈의 단면을 잘라 보면 뼈의 절점(joint) 부분에는 충격흡수를 할 수 있는 多孔構造(porous structure)인 연골부분(cancellous bone), 딱딱한 성질을 갖는 경골부분(cortical bone)과 뼈내부에 흐르는 골수(marrow) 등으로 형성되어 있으며 재료적 성질은 異方性(anisotropy)이며 粘彈塑性(visco elasto-plastic) 비선형거동을 한다는 것이다. 아울러 하중은 축방향력, 휨모멘트와 비틀 등의 정적하중은 물론 동적하중에서도 충격하중(impact load)의 모델링이 필요하며 골수등의 내압의 추정이가 필요하다. 또한, 뼈주변에는 관절부 연골(articular cartilage)과 뼈와 근육을 잇는 인대(ligament) 및 근육(muscle)의 모델링이 필요하게 된다. 그림 1은 대퇴부의 형상과 P-version 소프트웨어인 FIESTA에 의한 유한요소모

델이 나타나 있으며 인대의 작용력이 외력으로 작용하고 있음을 보여주며 재료적 성질은 통상 CT scan(Computed Tomography)이나 MRI(Magnetic Resonance Imaging)을 사용하여 단층사진을 통해 기하학적인 형상 및 재료적 성질을 구하게 되나 정밀한 재료적 성질을 구하기 위해서는 생체로부터 끄집어 내어 인공적인 환경에서 하는 *in vitro* 실험과 생체내에서 직접적으로 하는 *in vivo* 실험으로 구분되며 뼈 구조는 보통 전자에 따른다.

한편, 뼈는 균열이 발생한 경우와 뼈가 부러진 경우에 균열고정장치(fracture fixation device)를 그림 2와 같이 고안할 수 있다. 그림 2에서 보는 바와 같이 (a)는 파괴된 대퇴부(femur)와 고정장치를 (b)는 프레임해석을 할 수 있는 유한요소모델로 32개 프레임요소가 사용되며 균열부분은 1개의 gap element가 사용됨을 볼 수 있다. 또한 뼈를 구성하는 주변환경에 따라 뼈는 자동적으로 그 환경에 適應的 뼈改造(adaptive bone remodeling)를 형성하게 된다. 이 때 뼈改造문제는 Wolff의 법칙을 따르게 되며 주변의 응력상태와 경계조건 등에 따라 형상최적화가 자동적으로 이루어진다. 성장기에 있는 뼈는 뼈 성장(bone growth)이, 노령기에 있는 뼈는 뼈 손실(bone loss) 현상이 발생하는 것을 보아도 일반구조물과 달리 생체는 고도의 최적화 구조라 할 수 있다. 그러므로, 뼈를 대체해야할 경우 사용되는 補綴(prosthesis)의 설계는 이러한 뼈改造개념에 기초를 둔 최적화설계가 요구되는 것이다.

* 전남대학교 토목공학과, 조교수

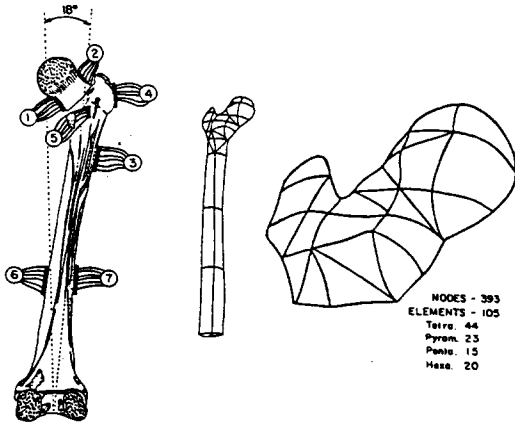


그림 1. Configuration of femur joined with ligaments and FEM model by FIESTA

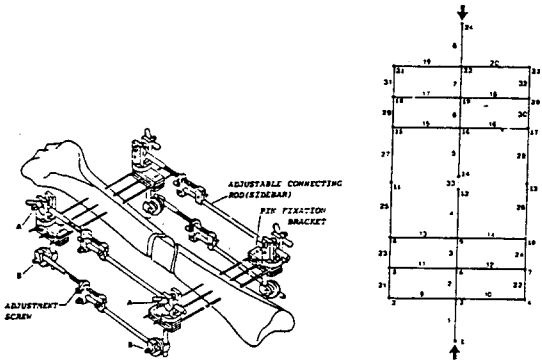


그림 2. Stress and rigidity analyses of external fixation devices
(a) for bone fractures
(b) FEM beam model of a complete frame configuration

일반적으로 정형외과에서 요구되는 향후 유한 요소법의 적용은, 예를 들어, 척추디스크 환자가 병원을 찾아오면 CT Scan이나 MRI 斷層사진을 통해 환자의 요추부위의 기하학적 형상과 연령별에 따른 재료적 성질을 파악한 후 Digitizer를 이용하여 요추형상에 대한 좌표의 위치를 데이터에 입력시킨다. 이에 따른 구조계산은 유한요소법을 사용하여 수행한 후 디스크의 변위(disc bulge) 및 뼈의 응력상태를 분석하여 정형외과 의사에게 넘기게 되면 이에 따른 수술계획을 수립한다. 이에 대한 相互관계가 그림 3에 도시되어 있다. 만약, 뼈의 상태가 매우 불량할 경우는 보철을 끼워 넣어

야 하는데 이를 위해서는 뼈 改造개념을 고려한 보철설계가 필요하게 된다. 이 과정이 완료되면 환자는 퇴원하게 된다. 앞으로 살펴본 바와 같이 정형외과에서는 구조공학적인 이해도가 매우 낮기 때문에 구조공학자들의 도움이 앞으로는 크게 요구되리라 기대한다.

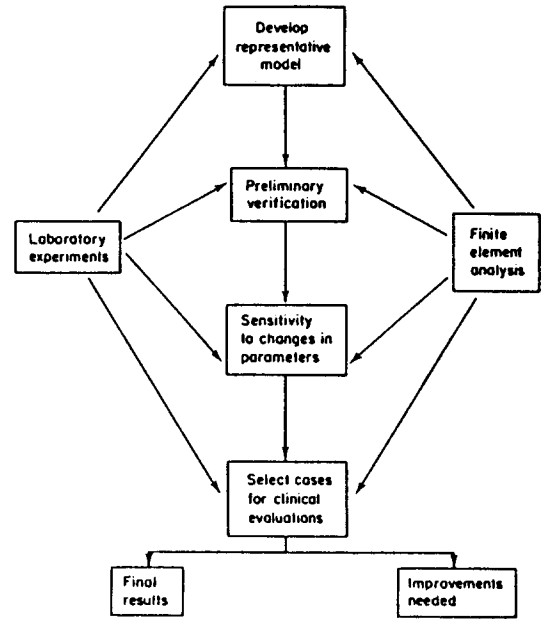


그림 3. Interactions between finite element analysis, experiments, and clinical evaluation

2. 재료적 성질

뼈 구조는 크게 뼈(bone), 건(腱; tendon)과 근육(muscle)으로 나눌 수 있다. 각 요소는 연령 및 성별에 따라 재료적 성질이 크게 차이가 나고 건강한 사람과 허약한 사람 그리고 서양과 동양 사람에도 차이를 보인다. 예를 들면 서양사람중 스코틀랜드의 노령화된 여자의 경우는 뼈 損失(bone loss) 현상이 극히 심한 것으로 報告되고 있는데 뼈를 구성하고 있는 칼슘대신에 탄소가 들어가 재료가 脆性材料를 만들어龜裂이 쉽게 발생됨을 알 수 있다. 반면에 동양의 老齡化된 여자의 경우는 그 정도가 훨씬 덜함을 알 수 있는데 그 이유는 체

질과 살고 있는 토양에서 얻어지는 음식물 섭취와도 관련이 있다고 한다.

뼈 구조에 대한 재료적 성질을 파악하기 위해서는 많은 實驗이 수행되어야 하며 한편으로는 실험할 수 있는 방법과 이에 따른 實驗裝置가 고안되어야 한다. 그러므로, 이에 대한 재료실험에 대한 연구가 구조공학자들의 많은 관심을 요구하고 있는 것이다. 앞서 언급한 뼈, 건과 근육에 대한 물리적인 성질이 표 1에 나타나 있다.

표 1 Some Physical Properties of Bone, Tendon and Muscle

	Bone	Tendon	Muscle
Compressive strength /Mpa	250	-	-
Tensile Strength /Mpa	150	100	0.35
E, Young's modulus /Gpa	20	2	-
Shear modulus /Gpa	5	Negligible	Negligible
Density /kgm ⁻³	2,000	1,200	1,200
Strain energy storage /J /kg	2.8×10 ³	2.1×10 ³	4.7
Tensile strength /Pa /kgm ⁻³	7.5×10 ⁴	8.3×10 ⁴	2.9×10 ²

3. 유한요소 모델

뼈 구조의 형상에 따라 사용되는 유한요소는 2차원 平面應力/變形, 軸對稱要素와 3차원 固體要素가 많이 사용되며 이에 관한 알고리즘과 유한요소 정식화과정은 일반 구조역학과 같다. 그러므로, 본 논문에서는 유한요소의 이론적 배경은 언급하지 않았다. 한편, 유한요소의 생체역학에 대한 응용분야는 아래와 같이 4가지로 분류해볼 수 있다.

- 1) 손상되지 않은 뼈의 응력(Stress in intact bones)
- 2) 균열고정장치(Fracture fixation devices)
- 3) 보철장치(Prosthetic devices)
- 4) 기타(Other applications)

첫번 째의 경우 Rybicki, Simonen과 Weiss(1972)은 대퇴부에 筋肉力(muscle forces)이 작용하는 경우 2차원 유한요소해석을 하여 主應力의 방향을 추정하였다. Wood(1975), Chao(1978), Rohlmann(1979) 등은 같은 문제를 3차원 요소를

사용하여 힘에 대한 面外舉動을 고려하였으며 아울러 재료적 성질을 실험적으로 규명하였다. 무릎 관절(knee joints)에 관한 연구는 Hayes(1978), Rybicki(1979) 등에 의해 2차원 축대칭요소를 사용하여 해석하여 관절의 剛性도와 관절사이를 흐르는 流體의 성질이 관절의 거동에 큰 영향을 준다고 밝히고 있다. 또한, 요추부 디스크(intervertebral discs)의 연구는 Belytschko(1974), Schultz(1976), Spilker(1986)에 의해 수행되었는데 Spilker의 유한요소 모델이 그림 4와 그림 5에 나타나 있다. 이들의 연구 발달사를 살펴보면 생체 구조를 누가 더 정확하게 고려하였는가와 실험을 통한 재료적 성질을 얼마나 규명하고 있는가와 유한요소모델을 얼마나 정확히 가정하고 있는가에 따라 연구가 발전되고 있는 것을 알 수 있다. 그림 4에서 보는 바와 같이 요추(lumbar spine)를 종단면으로 절단한 형상을 단순화시킨 것으로 z-축을 중심으로 360도 회전시키면 5개로 이루어진 요추 1개의 형상을 나타낼 수 있다. 그러므로, 그림 5에서 6개 영역으로 구분된 요추를 3개 영역으로 단

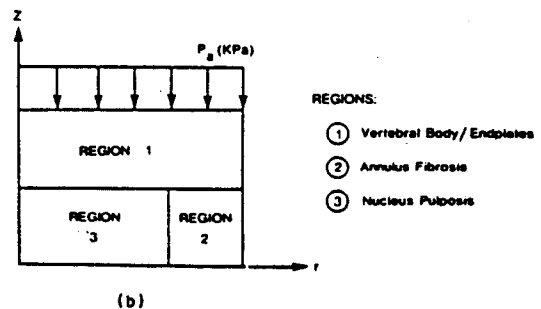
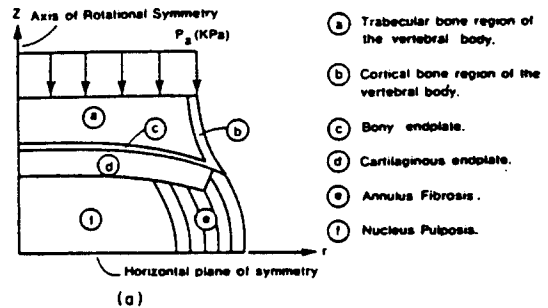


그림 4. (a) Actual and (b) simplified axisymmetric representation of the intervertebral discs

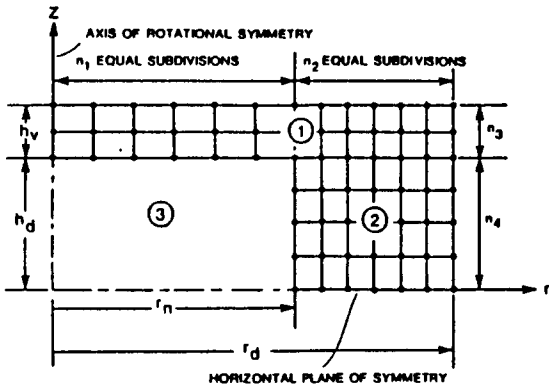


그림 5. Axisymmetric model of the intervertebral discs

순화 시키고 기하학적인 형상도 매우 단순화시켰다. 요소는 48개의 2차원 軸對稱要素를 사용하였다.

한편, 뼈의 단면을 잘라보면 성성하게 구멍이 나 있는 多孔構造(cancellous bone)와 딱딱한 부분으로 밀도가 매우 높은 뼈 등으로 구성되어 있다. 이러한 多孔構造의 해석을 Beaupre(1985)에 의해 수행되었으며 대략적인 多孔모델(open celled porous model)과 유한요소 모델이 그림 6에 나타나 있다.

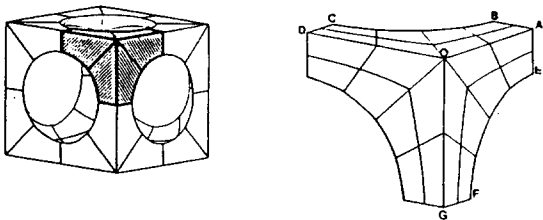


그림 6. Open celled unit porous model and finite element model

두번 째로 설명된 균열고정장치의 해석에 유한요소법은 매우 훌륭한 도구로 사용될 수 있다. 그 이유는 균열 혹은 부러진 뼈에 보강할 수 있는 장치의 형태가 구조역학에서 말하는 프레임해석과 유사하게 되므로 시술하기전 유한요소해석을 통하게 되면 부재의 제원등을 쉽게 파악할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 이 장치에도 형태에 따라

그림 7에서 보는 바와 같이 여러 종류로 나눌 수 있다.

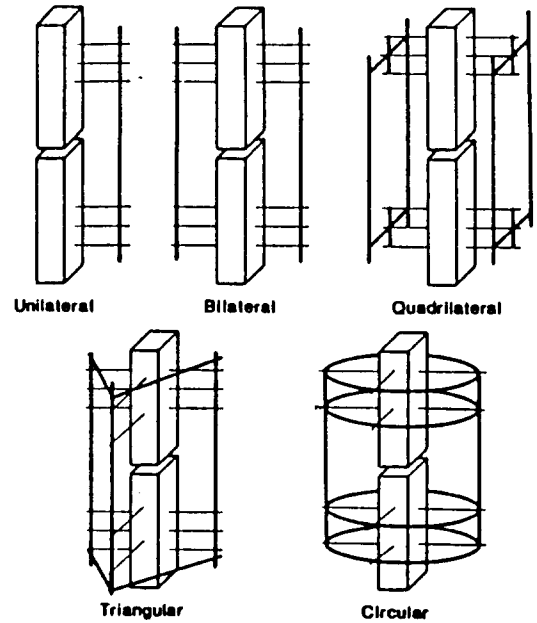


그림 7. General frame configuration used in the design of external fracture fixation devices

이에 관한 유한요소법의 응용은 Plant(1974), Simon(1977) 등은 유한요소해석 결과가 실험결과와 비교하여 잘 일치함을 보여주고 있다.

세번 째의 보철장치는 McNeice(1974), Belytschko(1976), Huiskes(1983)에 의해 엉치뼈(hip prosthesis)의 보철설계를 통해 유한요소법이 각광을 받기 시작하였다. 이 경우는 뼈 改造문제를 고려해야 하는 어려움이 뒤따르게 되며 뼈 주위환경에 가장 적합하게 適應할 수 있는 최적화 설계가 수행되어야 한다. 이에 관한 예로 그림 8에 핀-뼈 접합모델(pin-bone interface model)이 나타나 있으며 이를 통해 핀의 형상과 강도를 예측할 수 있다.

네번 째로는 치료를 위해 가해지는 뼈에 대한 전기적 충격과 열에 대한 영향, 다공구조의 해석 및 관절부위의 윤희상태 등에 대한 연구로 Huiskes(1979) 등에 의해 연구되고 있다.

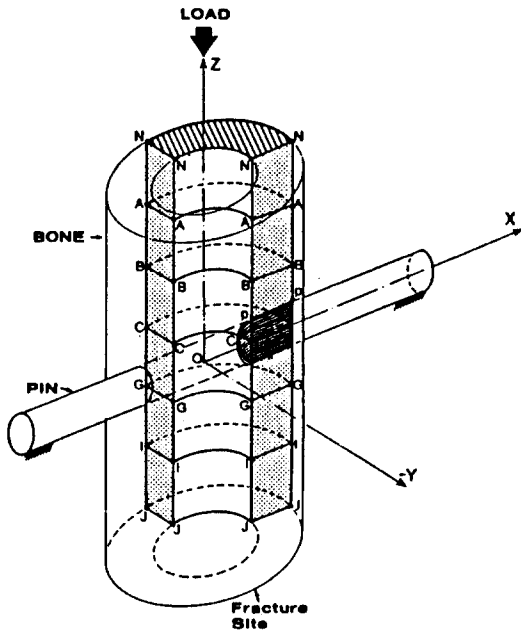


그림 8. The doubly symmetric structure used to develop the finite element model for pin-bone interface system

4. 결 론

본 논문에서는 생체역학중 주로 뼈 구조(bony structure)에 유한요소법이 어떻게 사용되고 있는지에 대해 주로 정형외과에서 중요시되는 대퇴부, 요추 등의 예제를 통해 어떻게 모델링되고 있느냐와 유한요소법의 응용분야에 대해 간략히 설명하였다. 물론, 생체역학이라고 하면 허파, 심장등을 포함하는 순환기, 혈관, 치아 등등 여러 분야를 일

컬는 용어로 그 연구분야에 구조공학자의 관심이 필요로 함을 강조하고 싶다. 아울러, 유한요소해석 결과에 대해서는 본 논문에서는 언급하지 않았지만 비교적 실험치에 비해 근사함을 여러 문헌을 통해 알 수 있다. 국내에서는 아직도 이 분야에 대한 연구가 매우 미진한 상태이므로 향후 이에 대한 연구가 수행되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- (1) R. Huiskes, *et. al.*, "Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic Design Analysis", *J. Biomechanics*, Vol.20, No.11, pp.1135-1150 (1987).
- (2) G.S. Beaupre and W.C. Hayes, "Finite Element Analysis of a Three-Dimensional Open-Celled Model for Trabecular Bone", *Journal of Biomechanics Engineering*, Vol.107, pp.249-256 (1985).
- (3) R.L. Spilker, D.M. Jakobs and A.B. Schultz, "Material Constants for a Finite Element Model of the Intervertebral Disk with a Fiber Composite Annulus", *Journal of Biomechanics Engineering*, Vol.108, pp.1-11(1986).
- (4) R. Huiskes and E.Y.S. Chao, "A Survey of Finite Element Analysis Orthopedic Biomechanics : The First Decade", *J. Biomechanics*, Vol.16, No.6, pp.385-409(1983).
- (5) R.H. Gallagher and B.R. Simon *et. al.*, *Finite Element in Biomechanics*, John Wiley & Sons(1982).
- (6) J. Currey, *The Mechanical Adaptations of Bones*, Princeton University Press(1984).