

## 척추의 유한 요소 해석을 위한 강성 행렬 요소의 적용

정일섭<sup>#</sup>, 안면환<sup>\*</sup>

### Application of Stiffness Matrix Element for Finite Element Analysis of Spine

Il-sup Chung<sup>#</sup>, Myun-Wan Ahn<sup>\*</sup>

#### ABSTRACT

Difficulties in the finite element modeling of human spine are evaded by using a stiffness matrix element whose properties can be characterized from experimentally measured stiffness of functional spinal units. Relative easiness is in that inter-vertebral discs, ligaments, and soft tissues connecting vertebrae do not need to be modeled as they are. The remarkable coupling effect between distinct degrees of freedom induced by the geometric complexity can be accommodated without much effort. An idealized block model with simple geometry for vertebra is employed to assess the feasibility of this method. Analyses are performed in both levels of motion segment and spinal column, and the result is compared with that from detail model. As far as the global behavior of spine is concerned, the simplification is found not to aggravate inaccuracy only if sufficient experimental data is provided and interpreted properly.

**Key Words :** Spine(척추), Motion segment(운동분절), Finite element method(유한요소법), Stiffness matrix element (강성행렬요소)

#### 1. 서론

컴퓨터 관련 기술의 발전으로 인하여, 생체역학 분야에 유한요소법이 적용되기 시작한 1970 년대 이래로 인체 척추의 해석 분야에서도 많은 진전이 계속되어, 보다 상세한 모델과 해석 결과가 발표되고 있으며, 이로부터 의학적 의미를 가진 많은 데이터가 획득되고 있다.<sup>1,2</sup> 그러나, 척추를 구성하는 요소의 복잡한 기하적 형상과 물성 등의 모델링은 여전히 많은 시간과 노력을 요구하고 있는 반면, 해석의 목적에 따라서는 모델의 합리적인 단순화를 통하여 필요한 결과를 효율적으로 얻

을 수 있을 것이다.

따라서 다양한 수준의 단순화 기법의 적용이 시도되었으며, 그 내용을 보면 다음과 같다. 먼저, Belytschko<sup>3</sup> 등은 비행기 조종사의 비상 탈출시(ejection) 인체의 반응에 대한 연구에서, 추간판(inter-vertebral disc)을 추체 종판(endplate)의 도심을 잇는 하나의 보(beam)요소로, 인대(ligament)를 스프링 요소로 모델링하였다. Viviani<sup>4</sup> 등은 척추 측만증(scoliosis)의 교정력을 구하기 위한 모델에서 운동 분절(motion segment)을 하나의 보요소로 모델링하였으며 그 강성 행렬을 제시하였다. 흉추의 비대칭적 성장을 모사하기 위한 연구에서 Stokes

접수일: 2002 년 11 월 22 일; 게재승인일: 2003 년 7 월 11 일

<sup>#</sup> 교신저자: 영남대학교 기계공학부

E-mail: ilchung@yu.ac.kr, Tel: (053) 810-3525

<sup>\*</sup> 영남대학교 의과대학 정형외과

와 Laible<sup>5</sup> 은 운동 분절의 12×12 강성 행렬을 한 개의 연결 요소의 강성 특성으로 적용하여 척추의 구조적 성질을 나타내고자 하였다. 여기서 강성 행렬 요소의 절점은 추체의 중심에 위치시켰다. 또한, 그들은 척추의 기하적 형상으로부터 몇 개의 중요점들을 설정하고 이들을 보요소로 연결하여 척추골(vertebra)을 대신하였다. 그러나, 목적에 따라, 이렇게 크게 단순화된 모델의 해석으로는 원하는 데이터를 얻을 수 없는 경우가 흔히 있을 수 있을 것이다. 그 예로, 척추경 나사못의 내력(internal load) 해석과 같은 경우를 들 수 있다. Stokes 와 Gardner-Morse 는 위와 동일한 유한 요소 모델에 Harrington 기기<sup>6</sup> 와 Cotrel-Dubousset 기기<sup>7</sup> 의 모델을 추가하여 척추 측만증 시술을 모사하였다. 한편, Shirazi-Adl 과 Parnianpour<sup>8</sup> 는 압축하중 하의 요추를 비선형 해석하였는데, 그 중 단순 모델에서는 척추골을 강체로 모델링하고 인접한 종판의 도심을 보요소로 연결하여 이것이 운동 분절의 거동을 나타내도록 하였다. Lee<sup>9</sup> 등은 흉곽(ribcage) 과 골반(pelvis)을 포함한 모델을 사용하여 물리 치료 시 가해지는 하중에 따른 척추의 변형을 해석하였는데, 이때 추간판을 하나의 보요소로 모델링하였다. 척추 내고정장치(internal spinal fixator)의 시술에 따른 인접 추간판의 영향에 대한 연구에서 Rohlman<sup>10</sup> 등은 척추골과 추간판의 형상을 직육면체로 크게 단순화하여 해석을 수행하였다.

이상의 단순화 모델들은 척추의 구성 요소의 부위별 상세 응력과 변형률을 제시하지 못한다는 단점이 있으나, 척추의 전체적인(Global) 거동을 이해하는 데에는 유용하게 활용될 수 있었다. 가장 큰 장점은 추간판이나 인대, 활막 관절 등의 복잡한 기하적 형상을 모델에 포함시키지 않음으로써 모델링을 손쉽게 하고 신속한 해석을 수행할 수 있다는 것이다.

본 연구에서는 척추골의 기하적 형상과 물성치는 그대로 유지하면서 이들을 하나의 강성 행렬 요소로 연결함으로써 모델을 단순화하기 위한 방안을 찾아보고자 한다. 실험적으로 측정된 운동 분절의 강성을 단순화 모델에 적용함에 있어서 발생될 수 있는 문제점을 살펴보고, 모델의 정확성을 보다 높일 수 있는 방안을 제시하고자 한다. 또한, 제안된 방법을 이상화된 척추골 형상으로 구성된 운동 분절의 수준과 이들로 구성된 척추기둥 수준의 모델에 적용하여 그 유용성을 검증하

고자 한다. 유한요소 모델링과 해석에는 MSC. PATRAN2001 과 ABAQUS 6.1 을 사용하였다.

## 2. 연결 요소의 강성

여기서 연결 요소라 함은 선행 연구자들이 모델의 단순화를 위하여 추간판과 인대, 활막 관절 등을 대신하여 인접 척추골을 연결하기 위하여 사용한 요소를 의미한다. 이들 중 많은 경우 보요소를 사용하여 운동 분절의 강성을 구현하고자 하였는데, 단면 형상과 재료의 탄성계수로부터 요소의 강성 행렬이 결정되는 일반적인 보요소로는 운동 분절의 자유도별 구조적 특성, 특히 하중 및 변위 성분별 커플링(coupling) 효과를 정확히 나타낼 수 없다는 큰 단점이 있다. 이런 측면에서 Stokes<sup>5,6,7</sup> 등이 적용한 강성 행렬 방법이 해석의 정확성을 높일 수 있는 좋은 방법이라 할 수 있으며, 본 연구에서도 운동 분절의 강성을 토대로 연결 요소의 강성 행렬을 구하는 방법을 적용하였다.

강성 행렬 방법은 운동 분절의 실험을 통하여 각 하중 성분과 변형 성분 간의 관계를 구하고, 이를 연결 요소의 강성 행렬로 사용하는 방법으로서, 본 연구에서 사용한 ABAQUS 6.1 의 경우에는 user defined element 의 행렬 입력 방식을 이용하여 적용이 가능하다.

여기서 주의하여야 할 점은 먼저 실험적 강성의 물리적 의미가 정확히 전달되어야 하며, 연결 요소로 사용되는 요소의 강성은 그 절점의 위치에 따라 이를 적절히 반영할 수 있도록 하여야 한다는 것이다.

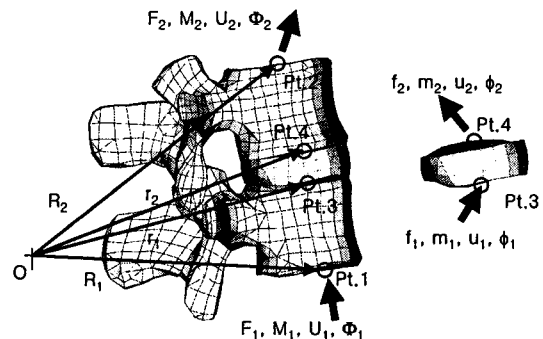


Fig. 1 Force/Moment on a Spinal Motion Segment and a Connecting Element with Corresponding Displacement/Rotation

운동 분절의 강성은 Fig. 1 과 같이 두 개의 척추골 중 하나를 고정하고 다른 하나에 하중을 가하여 변형을 관찰함으로써 측정된다. 측정된 힘/모멘트와 변위/회전의 관계를 수학적으로 표현하면 아래 식(1)과 같다.

$$\begin{Bmatrix} \{F_1\} \\ \{M_1\} \\ \{F_2\} \\ \{M_2\} \end{Bmatrix} = [K_{ij}] \begin{Bmatrix} \{U_1\} \\ \{\Phi_1\} \\ \{U_2\} \\ \{\Phi_2\} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{K}_{11} & \bar{K}_{12} \\ \bar{K}_{12}^T & \bar{K}_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{U_1\} \\ \{\Phi_1\} \\ \{U_2\} \\ \{\Phi_2\} \end{Bmatrix} \quad (1)$$

여기서 운동 분절의 커플링 효과로 인하여 6×6 행렬인  $\bar{K}_{ij}$  에는 대각선 이외에서 0 이 아닌 항이 다수 포함될 수 밖에 없다. 최근 Stokes<sup>11</sup> 등은 새로운 실험 장치를 개발하고 이를 돼지의 요추에 적용하여 커플링 항이 포함된 강성 행렬을 발표한 바 있다. 인체 척추에 대한 유사한 데이터가 정확히 측정된다면, 단순 모델의 유용성을 크게 높일 수 있을 것으로 기대된다. 한편, 모멘트  $\{M_1\}$  과  $\{M_2\}$  은 Fig. 1 의 점 1, 2 와 같은 특정한 점을 기준으로 계산되거나 측정된다. 만약 유한 요소 해석에서 실험의 경우와 상이한 기준점을 사용한다면, 해석의 정확성을 기대할 수 없으므로, 실험 결과의 보고에서는 이들 기준점의 위치를 명시하여야 할 것이며, 유한 요소 해석에서는 이를 적절한 방법으로 고려하여야 한다.

유사한 이유로 연결 요소의 절점이 측정의 기준점과 상이한 경우에도 강성 데이터의 사용에 주의가 필요로 한다. Stokes 등<sup>5,6,7</sup> 은 척추체의 중심 (mid-point)에 절점을 위치시켰으며, Shirazi-Adl<sup>8</sup> 은 종판의 도심에 위치시켰다. 이처럼 연결 요소의 절점이 하중이나 모멘트의 측정 기준점으로부터 격리됨으로써 연결 요소의 강성은 운동 분절의 강성 행렬과 동일할 수 없으며, 따라서 다음과 같은 방법으로 수정되어야 한다.

연결 요소의 절점 1, 2 가 각각 Fig. 1 의 점 3, 4 라 할 때, 연결 요소의 하중/변형 관계는 아래 식과 같이 표현될 수 있다.

$$\begin{Bmatrix} \{f_1\} \\ \{m_1\} \\ \{f_2\} \\ \{m_2\} \end{Bmatrix} = [k_{ij}] \begin{Bmatrix} \{u_1\} \\ \{\phi_1\} \\ \{u_2\} \\ \{\phi_2\} \end{Bmatrix} \quad (2)$$

운동 분절의 강성은 척추골의 강성과 추간판, 인대 등의 강성의 조합이므로  $[K_{ij}]$ 로부터  $[k_{ij}]$ 를 분리하기 위하여는 척추골의 강성을 구하여 이를 적절히 제거하여야 하나, 척추골의 구성 재료가 추간판 등에 비하여 매우 높은 강성을 가진다는 사실을 근거로 척추골을 강체로 가정하면  $[k_{ij}]$ 를 쉽게 구할 수 있다. 정적 평형 조건과 변위 관계식, 즉,

$$\begin{aligned} \{F_i\} &= \{f_i\} \\ \{M_i\} &= \{m_i\} - \{R_i - r_i\} \times \{f_i\} \\ \{U_i\} &= \{u_i\} + \{\phi_i\} \times \{R_i - r_i\} \\ \{\Phi_i\} &= \{\phi_i\} \end{aligned} \quad (i = 1, 2)$$

을 사용하면 연결 요소의 강성 행렬은 아래와 같이 유도된다.

$$[k_{ij}] = [T]^T [K_{ij}] [T] \quad (3)$$

$$[T] = \begin{bmatrix} [I] & [R_i] & [0] & [0] \\ [0] & [I] & [0] & [0] \\ [0] & [0] & [I] & [R_2] \\ [0] & [0] & [0] & [I] \end{bmatrix}$$

$$[R_i] = \begin{bmatrix} 0 & R_{iz} - r_{iz} & -R_{iy} + r_{iy} \\ -R_{iz} + r_{iz} & 0 & R_{ix} - r_{ix} \\ R_{iy} - r_{iy} & -R_{ix} + r_{ix} & 0 \end{bmatrix} \quad (i = 1, 2)$$

여기서  $[R_i]$  행렬의 각 항들은 Fig. 1 의 위치벡터  $R_1, R_2, r_1, r_2$  의 성분들로부터 구해지며,  $[I]$ 는 3×3

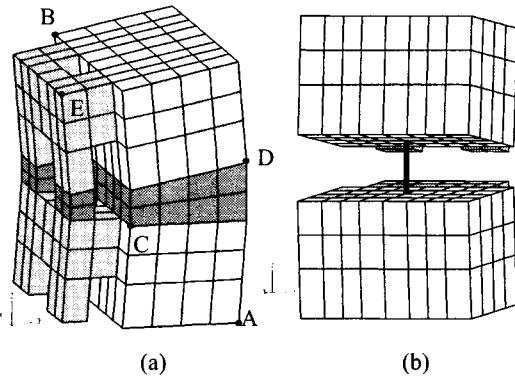


Fig. 2 Finite Element Model for Motion Segment; (a) Detail Model with Solid Elements (Model I), (b) Simple Model with Stiffness Matrix Element (Model II)

의 단위 행렬이다. 식(3)의 강성 행렬에는 Fig. 1의 점 1~4의 좌표가 포함되어, 측정의 기준점과 강성 행렬 요소의 절점 위치에 따른 강성의 변화가 반영될 수 있음을 알 수 있다.

### 3. 운동 분절과 기둥 모델

앞에서 구한 강성 행렬과 이를 이용한 단순화 모델링 방법의 유용성을 알아 보기 위하여 먼저 Fig. 2와 같이 운동 분절의 모델을 작성하였다. 척추골의 형상은 Rohlman<sup>10</sup>과 유사하게 직육면체의 단순한 모양으로 하였고, 척추경을 포함한 후방 요소의 일부를 역시 직사각형 단면을 가지는 것으로 단순화하여 포함시켰다. 척추체의 크기나 척추경의 단면적 등은 L3에 근사하게 하였고, 척추체 종판 사이의 각은 10°로 하였으며, 척추체는 1mm 두께의 피질골 쉘(shell)로 둘러 쌓이도록 하였다. Fig. 2의 모델 I은 상세 모델에 해당하는 것으로, 상,하 척추골의 종판 사이와 후방 요소 사이를 3차원 고체 요소로 모델링하여 추간판과 인대 등을 모사하였다. 모델 II는 앞 절에서 설명한 단순 모델로서 상,하 종판의 도심에 강성 행렬 요소의 절점이 위치하도록 하였으며, 이 절점의 회전

전 자유도가 해당 종판의 그것과 동일한 값을 가지도록 운동의 구속(kinematic constraint)을 가하였다.

모든 3차원 고체는 20절점 육면체 요소로, 피질골은 8절점 사각형 쉘 요소로 모델링하였다. 물성의 값으로는 Shirazi-Adl<sup>8</sup>을 따라 피질골, 망상골, 후방요소, 추간판 및 후방 연결부의 탄성계수를 각각 12000, 100, 3500, 4.5(MPa), 포아송비를 각각 0.3, 0.2, 0.25, 0.45로 하였다. 모델 I의 종판의 특정 자유도에는 단위 변위를 가하고 나머지 자유도는 구속하여 최상,하 종판의 반력을 계산함으로써 강성 행렬  $[K_{ij}]$ 을 먼저 구한 뒤, 이를 식(3)으로 변환하여 모델 II 연결요소의 강성 행렬  $[k_{ij}]$ 을 얻었다. 이 때,  $[K_{ij}]$ 을 구하기 위한 모멘트의 기준점은 종판의 도심으로 하였다.

동일한 방법으로 4개의 척추골로 구성된 기둥을 Fig. 3과 같이 모델링하였다. 인접한 종판 사이의 각도는 모두 10°로 하여 척추의 후만 곡선을 모사하도록 하였다. 최상부와 최하부 종판은 서로 30°의 각을 이루며, 척추골, 추간판, 후방 연결부는 모두 동일한 기하적 형상과 재료의 성질을 가진다. 모델 III은 추간판과 후방 연결부가 모두 고체 요소로 이루어진 상세 모델이다. 모델 IV는 강성 행렬 요소를 사용한 것인데, 이들의 강성 행렬은 국부 좌표계를 기준으로 하였을 때 모델 II의 그것과 동일한 기계적 특성을 가지도록 하였다.

### 4. 결과 및 토의

모델 I에서 Fig. 1의 점 1,2에 해당하는 기준점을 해당 종판의 도심으로 하고 이들 점에 각 방향 단위 변위를 가하여 이에 대한 반력을 계산함으로써 운동 분절의 12×12 강성 행렬  $[K_{ij}]$ 를 구하였다. 이를 보면, 측면전단과 비틀림, 측면전단과 측면굽힘, 인장/압축과 전/후방전단, 인장/압축과 전/후방굽힘, 전/후방전단과 전/후방굽힘, 비틀림과 측면굽힘 등에 상당한 커플링 효과가 있음을 알 수 있었으며, 따라서 강성 측정 실험에서도 이들 커플링 항에 대한 고려가 수반되어야 할 것이다.

또한 실험적 강성의 보고에 있어서 측정의 기준점이 명시되지 않으면, 회전/모멘트에 관련된 항의 해석에 큰 오류가 발생할 수 있으므로 주의하여야 한다. 예를 들어, 모델 I에서 측정 기준점을 종판의 도심으로부터 시상면(sagittal plane) 상의 최전방(anterior)으로 옮기면 강성 행렬은 크게 달라져

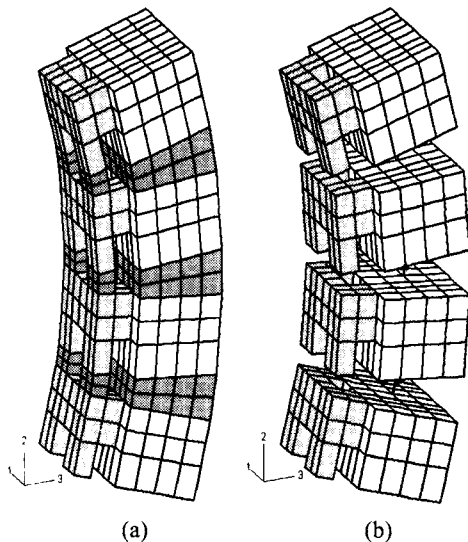


Fig. 3 Finite Element Model for Spinal Column; (a) Detail Model with Solid Elements (Model III), (b) Simple Model with Stiffness Matrix Element (Model IV)

서, 굽힘 강성인  $K_{44}$  는 2.09 배, 비틀림 강성  $K_{55}$  는 2.01 배로 커지며,  $K_{56}$  는 9.02 배로까지 커지게 된다.

구해진 운동 분절의 강성 행렬을 식(3)으로 변환하여 모델Ⅱ에 입력하고 Fig. 2(b)의 점 E 에  $F_1=100, F_2=200, F_3=300(N)$ 을 동시에 가하여 그 점의 변위를 계산하였다. 동일한 하중 조건하의 모델Ⅰ의 결과와 비교하여 보면, Fig. 4에 보인 바와 같이 수직 방향 변위  $u_2$ 의 오차가 4.2%로 가장 크며,  $u_1$ 과  $u_3$ 는 각각 2.6과 2.7%의 오차를 보였다. 여기서 모델Ⅱ의 변위가 약간 큰 이유는 식(3)의 유도 과정에서는 척추골을 강체로 가정하였으나 유한 요소 해석에서는 이를 유한한 탄성계수를 가지는 변형체로 모델링하여 척추골의 변형이 발생하였기 때문이다.

만약 운동 분절의 측정된 강성을 그대로 연결 요소의 강성으로 사용한다면 오차가 발생할 수 밖에 없을 것이다. 그 원인은 Fig. 2의 점 1,2와 점 3,4가 서로 격리되어 있기 때문이다. 모델Ⅰ에서 구한 강성 행렬을 식(3)에 따른 변환 없이 모델Ⅱ의 강성으로 입력하여 계산한 결과는 Fig. 4의 모델Ⅱ-a로 표시한 것과 같으며, 큰 차이가 발생함을 알 수 있다.

운동 분절의 구조적 특성으로 인하여 커플링 효과가 발생됨은 전술한 바 있다. 그러나, 많은 실험 결과에는 이들 커플링 강성이 포함되어 있지 않다. 이런 경우, 실험 데이터의 부족으로 인하여, 식(1)의  $\bar{K}_{jj}$  가운대 대각선(diagonal)항, 즉 변위와 해당 하중, 회전과 해당 모멘트 사이의 강성만을 포함시킬 수 밖에 없다. 이런 경우의 오차의 정도를 알아보기 위한 해석을 수행하였다. 모델Ⅰ으로부터 얻어진 강성 행렬 중 커플링 항을 모두 제거한 뒤, 이를 식(3)에 따라 변환하여 모델Ⅱ의 연결 요소의 강성으로 입력하였다. Fig. 4의 모델Ⅱ-b의 결과를 보면 역시 큰 오차가 발생하고 있음을 알 수 있다.

위의 모델Ⅱ-a와 모델Ⅱ-b의 결과에서 알 수 있듯이, 적절한 실험 방법에 의하여 커플링 항을 포함한 강성이 모두 측정되어야 올바른 강성행렬이 구해질 수 있을 뿐 아니라, 이의 정확한 의미가 모델에 반영되지 않는다면 단순화 모델의 결과는 실제와 크게 다를 수 있으므로 세심한 주의를 필요로 한다.

모델Ⅰ의 측정 기준점과 모델Ⅱ의 연결 요소 절점은 모두 해당 종판의 도심에 위치시켰었다.

그러나 이론적으로 이들의 위치를 모두 도심으로 하여야 할 어떤 근거도 없다고 생각된다. 이를 확인하기 위하여 측정 기준점을 Fig. 2(a)에 임의로 표시한 점 A와 B로 하고, 연결 요소의 절점을 역시 임의의 점 C와 D에 위치시킨 모델Ⅱ-c에 대한 해석을 수행하였다. 먼저 모델Ⅰ으로부터 점 A와 B를 기준으로 한 운동 분절의 강성 행렬을 구하고, 이를 식(3)에 따라 변환하는 과정은 모델Ⅱ의 해석과 다르지 않다. 여기에 동일한 하중 조건을 가한 결과는 Fig. 4에 보인 것과 같이 모델Ⅱ와 정확히 일치하였다. 따라서, 측정 기준점과 연결 요소 절점의 위치는 임의로 정할 수 있으며, 다만 연결 요소의 강성 계산에 그 위치가 정확히 반영되어야 한다는 점을 확인할 수 있었다.

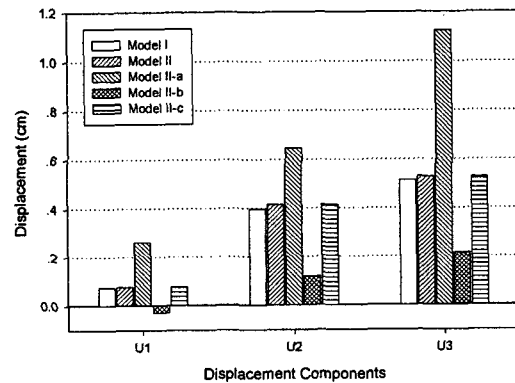


Fig. 4 Displacement of a Loaded Point ( $F_1=100N, F_2=200N,$  and  $F_3=300N$  on Point E in Fig. 2)

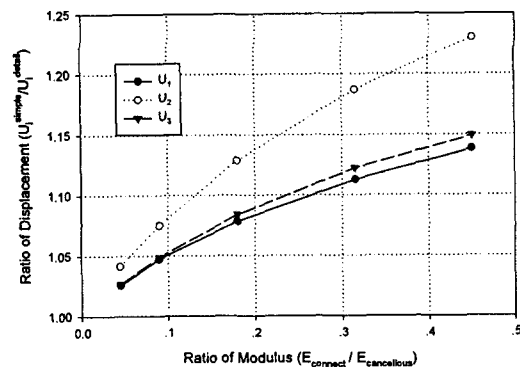


Fig. 5 Ratio of Displacement Components at a Loaded Point from Simple Model to those from Detail Model ( $F_1=100N, F_2=200N,$  and  $F_3=300N$  on Point E in Fig. 2)

운동 분절의 강성을 연결 요소의 강성 행렬로 변환하기 위한 식(3)을 유도하는 과정에서 사용한 중요한 가정은 척추골이 강체라는 것이었다. 실제로 앞의 계산에서 사용한 추간판 및 후방 연결 부위의 탄성계수는 척추골 가운데 가장 강성이 낮은 망상골의 그것에 비하여도 4.5%에 불과하였다. 그러나 만약 뼈의 강성에 비하여 추간판 등의 상대적 강성이 이보다 높아진다면 모델의 정확성 또한 떨어질 수 밖에 없을 것이며, 그 오차의 정도를 알아보기 위한 해석을 수행하였다.

먼저, 뼈의 물성은 그대로 유지한 채, 추간판과 후방 연결 부위의 탄성계수를 2, 4, 7, 10 배로 변화시키며 모델 I 으로부터 운동 분절의 강성 행렬을 구하였다. 각각을 식(3)으로 변환하여 모델 II 의 연결 요소의 강성으로 입력한 뒤, Fig. 2 의 점 E 에  $F_1=100, F_2=200, F_3=300(N)$  을 가하고 이 점의 변위를 계산하였다. Fig. 5 는 동일한 조건의 모델 I 으로부터 구한 변위 성분과의 비를 보인다. 연결 요소의 탄성 계수가 18MPa 로 망상골의 18% 일 때 강성 행렬 요소를 사용한 단순 모델의 결과는 모델 I 에 비하여 최대 12.9%의 오차를 보였으며, 연결 요소의 탄성 계수가 망상골의 45%에 이르르면 수직 방향 변위의 오차는 23.0% 이었다. 이 결과만으로 단순화 모델의 사용 범위를 정량적으로 제시하기에는 무리가 있겠으나, 대체로 추간판 등의 탄성계수가 망상골에 비하여 10% 이하라면 해석의 오차가 그리 크지는 않을 것으로 판단된다.

이와 같은 단순 모델 방법을 이용한 Fig. 3(b) 의 기둥 모델을 해석하여 Fig. 3(a)의 상세 모델과 비교하였다. 최하부 종판을 고정시키고 최상부 종판에 각 자유도 방향의 변위를 가하여 측면 전단, 인장, 전방 전단, 전방 굽힘, 비틀림, 측면 굽힘 등의 조건을 해석하고, 척추체와 추간판의 중심부에 놓인 절점들의 위치 변화를 알아 보았다. 최상부 종판에 가해진 변위의 크기는 전단이나 인장의 경우 1cm, 굽힘과 비틀림의 경우 10°의 회전으로 하였다. Fig. 6 에 보인 것과 같이 단순화 모델의 결과가 상세 모델인 모델 III 과 매우 잘 일치함을 알 수 있다.

이상의 결과를 종합해 보면, 여기서 제시하는 단순화 모델링 방법이 운동 분절이나 척추 기둥의 해석에 매우 유용하게 사용될 수 있음을 알 수 있다. 그러나 실제의 척추 해석에 성공적으로 적용되기 위한 전제 조건은 커플링 항들이 모두 포함

된 운동 분절의 강성 데이터가 확보되어야 한다는 것이다. 또한, 이 방법의 유용성을 더하기 위하여는 기하적 비선형성과 재료의 다양한 비선형성을 수용할 수 있어야 하므로, 향후 이에 대한 연구가 진행되어야 할 것이다.

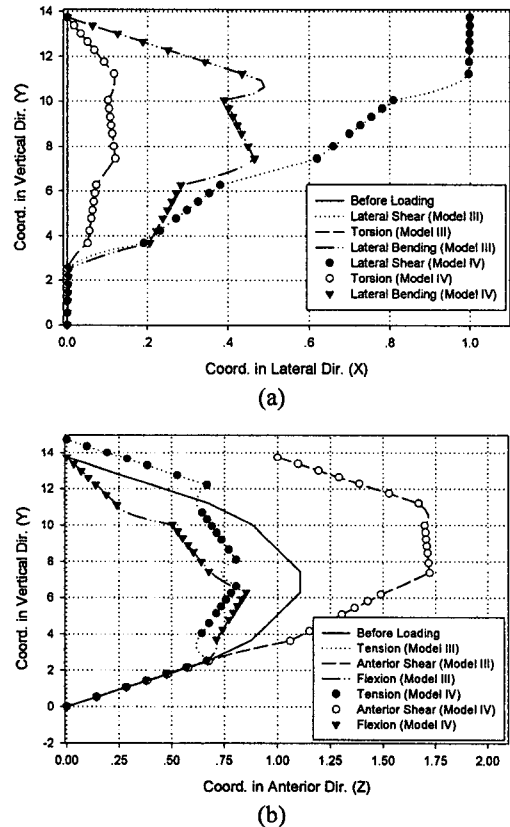


Fig. 6 Displaced Coordinates of Center Nodes of Vertebral Body and Inter-vertebral Discs in Models III and IV under Various Loading Conditions; (a) Lateral and Vertical Coord., (b) Anterior and Vertical Coord.

### 5. 결론

본 연구에서는 척추 기둥이나 운동 분절을 손쉽게 해석할 수 있는 단순화 모델링 방안을 제시하였다.

기존의 방법과의 차이점은 (1) 운동 분절의 구조적 특성을 강성 행렬로 나타내고 이를 측정 기준점과 절점에 위치에 따라 변환한 뒤 연결 요소

의 강성으로 사용한다는 점과 (2) 동시에 척추골의 형태와 물성치는 그대로 모델링한다는 점이다. 이렇게 함으로써 구조적 성질을 정확히 묘사하면서도, 복잡한 형상의 척추 모델링에 필요한 노력을 크게 절감할 수 있으며, 척추경 나사못과 같이 골내에 삽입되는 내고정 장치의 내력 등 기존의 단순화 모델에서는 얻을 수 없던 데이터를 확보할 수 있을 것이다.

그 적용에 있어서 주의할 점은 운동 분절의 실험적 강성 데이터의 의미를 정확히 해석하여야 한다는 것이다. 측정시 모멘트의 기준점의 위치는 그 값만큼이나 중요성을 가지며, 이를 단순화 모델에 적용함에 있어서도 연결 요소의 절점에 따라 이를 적절히 변환하여 사용하여야 한다. 기존의 단순화 모델에서는 연결 요소를 종판의 도심이나 척추체의 중심에 위치시키고 있으나, 강성 행렬만 적절히 변환시켜 사용한다면 그 위치를 임의로 선정할 수 있음을 보였다.

단순화 모델에서 하중/변위 성분간의 커플링 효과를 무시할 경우, 큰 오차를 가져올 수 있음을 알 수 있었다. 한편, 본 연구에서 제시한 강성 변환식의 유도 과정에서는 척추골을 강체로 가정하였으므로, 추간판이나 인대 등의 상대적 강성이 큰 경우에는 그 정확성에 문제가 있을 수 있다.

여러 개의 척추체와 강성 행렬 요소들로 이루어진 척추 기둥에 대한 해석을 수행하여 절점의 변형 후 위치를 상세 모델의 그것과 비교함으로써, 단순화 모델링 방법이 척추 기둥의 해석에 활용될 수 있음을 확인하였다.

여기서 제안된 단순화 모델링 방법을 적용함으로써 향후 다양한 문제의 해석이 수행될 수 있을 것으로 기대되나, 그 유용성을 높이기 위하여는 기하적 및 물성치 비선형성에 대한 해석 방안이 연구되어야 할 것이다.

## 후 기

이 논문은 2003 년도 두뇌한국 21 사업에 의하여 일부 지원되었음.

## 참고문헌

1. Goel, V. K. and Gilbertson, L. G., "Application of the Finite Element Method to Thoracolumbar Spinal Research – Past, Present, and Future," *Spine*, Vol. 20(15), pp. 1719-1727, 1995.
2. Fagan, M. J., Julian, S. and Mohsen, A. M., "Finite Element Analysis in Spine Research," *Proc Instn Mech Engrs Vol. 216 Part H: J. Engineering in Medicine*, pp. 281-298, 2002.
3. Belytschko, T., Schwer, L. and Privityzer, E., "Theory and Application of a Three Dimensional Model of the Human Spine," *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, Vol. 49, pp. 158-165, 1978.
4. Viviani, G. R., Ghista, D. N., Lozada, P. J., Subbaraj, K. and Barnes, G., "Biomechanical Analysis and Simulation of Scoliosis Surgical Correction," *Clin. Orthop. Related Res.*, Vol. 208, pp. 40-47, 1986.
5. Stokes, I. A. and Laible, J. P., "Three Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Asymmetric Growth," *J. Biomechanics*, Vol. 23(6), pp. 589-595, 1990.
6. Stokes, I. A. and Gardner-Morse, M., "Three Dimensional Simulation of Harrington Distraction Instrumentation for Surgical Correction of Scoliosis," *Spine*, Vol. 18(16), pp. 2457-2464, 1993.
7. Gardner-Morse, M. and Stokes, I.A., "Three Dimensional Simulation of the Scoliosis Derotation Maneuver with Cotrel-Dubouset Instrumentation," *J. Biomechanics*, Vol. 27(2), pp. 177-181, 1994.
8. Shirazi-Adl, A. and Parnianpour, M., "Nonlinear Response Analysis of the Human Ligamentous Lumbar Spine in Compression; On Mechanisms Affecting the Postural Stability," *Spine*, Vol. 18(1), pp. 147-158, 1993.
9. Lee, M., Kelly, D. W. and Steven, G. P., "A Model of Spine, Ribcage and Pelvic Responses to a Specific Lumbar Manipulative Force in Relaxed Subjects," *J. Biomechanics*, Vol. 28(11), pp. 1403-1408, 1995.
10. Rohlmann, A., Calisse, J. and Bergmann, G., "Internal Spinal Fixator Stiffness Has Only a Minor Influence on Stresses in the Adjacent Discs," *Spine*, Vol. 24(12), pp. 1192-1196, 1999.
11. Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., Churchill, D. and Laible, J. P., "Measurement of a Spinal Motion Segment Stiffness Matrix," *J. Biomechanics*, Vol. 35, pp. 517-521, 2002.