

직립상태 시 요추 운동분절의 유합에 따른 척추주변 근력의 변화

Variation of Paraspinal Muscle Forces according to the Lumbar Motion Segment Fusion during Upright Stance Posture

김영은^{1,✉}, 최혜원²
Young Eun Kim^{1,✉} and Hae Won Choi²

¹ 단국대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

² 단국대학교 기계공학과 대학원 (Graduate School, Department of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

✉ Corresponding author: yekim@dankook.ac.kr, Tel: 031-8005-3498

Manuscript received: 2009.7.17 / Accepted: 2009.11.30

For stability analysis of the lumbar spine, the hypothesis presented is that the disc has stress sensors driving feedback mechanism, which could react to the imposed loads by adjusting the contraction of the muscles. Fusion in the motion segment of the lumbar spinal column is believed to alter the stability of the spinal column. To identify this effect finite element (FE) models combined with optimization technique was applied and quantify the role of each muscle and reaction forces in the spinal column with respect to the fusion level. The musculoskeletal FE model was consisted with detailed whole lumbar spine, pelvis, sacrum, coccyx and simplified trunk model. Vertebral body and pelvis were modeled as a rigid body and the rib cage was constructed with rigid truss element for the computational efficiency. Spinal fusion model was applied to L3-L4, L4-L5, L5-S1 (single level) and L3-L5 (two levels) segments. Muscle architecture with 46 local muscles was used as acting directions. Minimization of the nucleus pressure deviation and annulus fiber average axial stress deviation was selected for cost function. As a result, spinal fusion produced reaction changes at each motion segment as well as contribution of each muscle. Longissimus thoracis and psoas major muscle showed dramatic changes for the cases of L5-S1 and L3-L5 level fusion. Muscle force change at each muscle also generated relatively high nucleus pressure not only at the adjacent level but at another level, which can explain disc degeneration pattern observed in clinical study.

Key Words: Paraspinal Muscle Force (척추주변 근력), Finite Element Model (유한요소모델), Optimization Method (최적화 기법), Fusion (유합)

1. 서론

척추(spinal column)의 안정성은 척추체 자체의 수동적 요소와 근력으로 인한 능동적 요소의 상호 작용에 의해 유지되게 된다. 척추체 자체의 수동적 요소인 추간판, 인대 등에 대해서는 이미 오랜

연구를 통해 이 요소들의 기계적 특성이 밝혀져 왔다. 이에 비하여 척추체 안정에 능동적으로 대처하는 척추 주변근에 대해서는 매우 제한적인 연구만이 진행되고 있다. 그동안 사체를 이용한 실험(in vitro test)시 척추 주변근(paraspinal muscle)의 역할을 보정하려고 소위 follower load 개념을 실험¹⁻³

에 적용하여 왔으며, 일부 연구⁴에서도 이를 적용한 해석이 시도되었다. 그러나 follower load 는 실험적 방법의 한계성을 보완하는 개념 이외에 실제 근육의 역할을 규명하기에는 적절하지 못하다.

그 동안 척추 주변근의 기구학적 잉여(kinetic redundancy) 문제 해석을 위해 다음과 같은 방법들이 제안되어 사용되어 왔었다. 즉 근육에 발생하는 응력을 최소로 함으로써 얻어지는 척추 주변근의 작용력 계산법과 EMG 를 이용한 방법이 일반적으로 사용 되어 지고 있었다. EMG 를 이용한 방법은 측정대상에 따라 측정값이 큰 편차를 보이고 있으며 심층근(deep muscle)에 대한 측정이 불가능하였다. 반면에 최적화 방법에 의한 해석결과는 해부학적으로 대립되는 근육의 역할이 고려되지 못하는 제한 점을 가지고 있다. 이에 따라 EMG 를 이용한 최적화 방법(EMG-assisted optimization)이 제안되기도 하였으나 데이터 취득이나 처리과정의 상대적으 로 어려운 점이 있었다.⁵

척추체를 지지하는 수동적 요소 중 추간판의 경우는 부상이 야기될 수 있는 가장 취약한 요소이다. 따라서 척추 주변근은 추간판의 부상을 최소화 시키려고 서로 상호 보완적인 역할을 할 것으로 예측 된다. 특히 심층근은 요추부의 전만각(lordotic angle)을 조절하여 각 추간판에서 발생하는 응력 차를 최소화 시킬 것으로 예상되고 있다. 이에 따라 본 연구자들은 추간판이 응력센서를 갖고, 발생하는 응력차이는 척추 주변근의 작용에 의해 최소화 되는 피드백 메카니즘을 가지고 있다는 가정⁶ 하에 상세 유한요소 모델과 최적화 기법을 적용시켜 척추 주변근의 역할을 규명한 바가 있다. 척추 주변근은 앞에서 언급한 바와 같이 상체의 운동을 가능하게 하는 동시에 척추체의 안전성에 직접 적인 역할을 하고 있다. 따라서 척추 주변근이 안정성을 유지하지 못하는 경우에는 특히 요추의 추간판(disc)에서 부상이 야기되거나 만성적인 통증이 유발되게 된다. 이 경우 수술적 치료 방법으로 척추체 유합(fusion) 수술이 많이 적용되고 있다. 이 방법은 고정 기구를 이용하여 일부 운동 분절의 운동을 제한하는 방법으로 매우 효과적인 결과를 얻을 수 있으나 동시에 문제점을 내포하고 있다. 이에 따라 척추 주변근의 역할을 제외한 상태에서 척추체 내의 일부 운동 분절에 유합 시술이 행해질 경우 인접 운동 분절의 영향을 평가하기 위한 연구^{7,8} 가 수행되어 왔었다. 그러나 척추체의 유합 수술은 척추 운동 분절의 운동을 제한

하기 때문에 척추 주변근의 역할이 정상 상태에서 의 역할과 다른 양상을 보일 것으로 여겨지나 이에 대한 연구는 아직 수행된 바가 없다.

본 연구에서는 척추체에 대한 상세 유한요소 모델과 최적화 기법을 이용하여 앞서 제안 되었던 척추체와 척추 주변근의 피드백 메카니즘 개념을 적용시켜 척추체내의 일부 운동 분절의 유합이 주위에 분포된 척추 주변근에 미치는 영향을 분석하고자 하였다.

2. 모델링 방법

본 연구에서 사용된 모델은 추골(vertebra), 추간판(disc) 및 인대(ligament)로 구성된 요추부와 천골(sacrum) 및 골반(pelvis)을 포함하는 상세 유한요소 모델 과, 빔(beam)요소로 단순화된 흉추(thoracic spine) 및 흉곽(rib cage)을 포함하는 흉부(thoracic part) 모델 그리고 다섯 종류의 근육 요소로 구성하였다.

2.1 요추부 모델

요추부는 크게 요추, 천골 그리고 골반의 세 부분으로 구성되었으며 요추는 기존에 검증된 유한요소 모델⁹ 을 기반으로 추골을 강체로 모델링 하였으며 천골과 골반은 해부학적 자료¹⁰ 를 토대로 시상면(sagittal plane)을 기준으로 좌우 대칭이 되도록 Fig.1 과 같이 구성하였다.

추간판 중 수핵(nucleus)은 비압축성에 가까운 요소로 모델링 되었으며, 섬유륜(annulus)의 기저층(matrix)은 일반 solid 요소(C3D8)로 섬유는 인장력 만을 받는 2 절점 트러스 요소(T3D2)를 수평면에 30°, 150° 로 교차하도록 총 4 점으로 구성하였다. 각 분절의 섬유륜에 대한 섬유소의 체적비가 16% 가 되도록 하였고 물성치는 사체 실험을 통한 자료¹¹ 와 관련 논문¹² 을 참조하여 적용하였다.

인대는 인장력 만을 받는 트러스 요소로 모델링 하였으며 전종인대(ALL), 후종인대(PLL), 극상인대(SSL), 극간인대(ISL), 횡돌간인대(ITL), 황색인대(LF), 피막인대(CL)등의 모두 7 종의 인대를 고려하였다.

후관절(facet joint)은 해부학적 자료¹⁰ 를 참고하여 각 분절의 후관절면 각도를 시상면에서 25~53° 크기로 하위 분절에서 넓어지도록 모델링하였다. 후관절 중 일부분을 변형체로 모델링하여 접촉 발생하는 관절면(articulating surface)을 형성하였

다. 후관절 관절면에서의 접촉 현상은 평균 1mm로 설정된 3 차원 GAP 요소를 사용하여 계산 하였다. 이 경우 관절면 요소의 탄성계수(elastic modulus)는 35MPa 로 적용한 결과 적절한 접촉력이 계산되었다. 이와 같은 방법으로 모델링된 요추부 모델은 이미 본 연구자들에 의해 인공 추간판 적용시의 해석⁹에 사용되어 모델의 타당성을 확인하였었다.

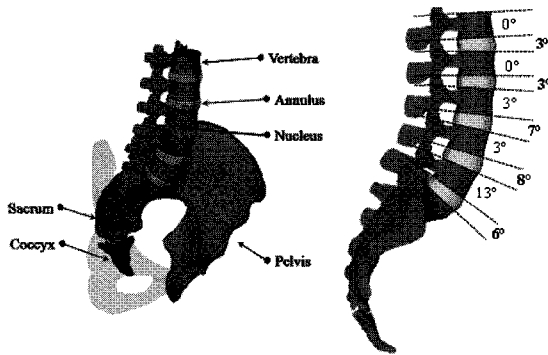


Fig. 1 Developed detailed FE model of the lumbar spinal column

2.2 흉곽 모델

흉곽은 12 개의 흉추와 12 쌍의 늑골 및 1 개의 흉골로 구성된다. 본 모델에서는 근육의 부착 점을 고려하기 위하여 흉추의 극돌기(spinous process)와 횡돌기(transverse process)의 형상을 포함 한 흉곽을 빔 요소들로 단순화 하였다. 견갑대는 견갑골 및 쇄골, 상완골(humerus)로 구성 된다. 하중을 적용하기 위한 작용점으로 상완골의 골두 부분과 접촉하는 부분을 선택하였다.

2.3 근육 모델

본 연구에서는 5 종의 척추 주변근을 모델링에 사용하였다. 즉 척추(spinal column)를 신전시키고 체간 굴곡을 조절하는 기능을 하는 척추 기립근 중 요장늑근(iliocostalis lumborum), 흉최장근(longissimus thoracis), 흉극근(spinalis thoracis)의 3 종의 근과 심층근인 다열근(multifidus)과 대요근(psoas major)을 포함시켰다. 선택된 5 종의 근육에 대해 힘의 작용선¹³을 고려하여 기시부(origin)와 부착부(insertion)를 결정하였다. Fig. 2 는 단순화된 흉곽 모델과 요추부의 상세 모델을 포함한 해석 모델에서 근육들의 부착 위치 및 힘의 작용선 방향을 보여 주고 있다.

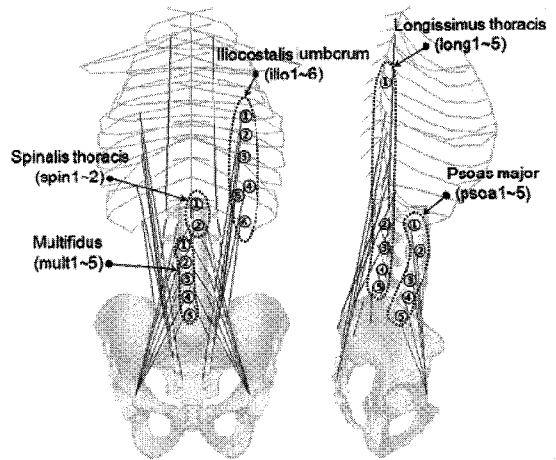


Fig. 2 Presentation of muscle structure in coronal and sagittal plane

2.4 융합 모델

척추 융합술의 시술에 의한 융합분절을 유한요소모델에서 모사하기 위해 융합 시술이 시행되는 분절의 추간판에 수핵부의 탄성계수를 피질골(cortical bone)과 동일한 물성치인 12GPa 을 적용하였다. 아울러 요추의 후관절에서 접촉이 발생하지 못하도록 접촉요소를 제거하였으며, 융합된 분절에서 운동이 일어나는 것을 방지하기 위해 빔요소(B31)를 삽입하여 기구학적 제약(kinematic constraint)을 부과하였다. 융합 분절은 제 3 번 요추와 4 번 요추 사이(L3/4), 4 번과 5 번 요추 사이(L4/5) 그리고 5 번 요추와 1 번 천추 사이(L5/S1)의 한 개의 운동 분절을 융합시키는 경우와 3, 4, 5 번 요추(L3/5)의 2 개의 운동 분절을 융합시키는 경우를 설정하였다.

2.5 해석 방법

근력은 최적화 기법을 이용하여 구하였으며 목적 함수로 외부 하중 조건에 따른 추간판의 압력 및 윤상인대(annulus) 섬유(fiber)의 인장력이 사용되었다. 이와 같은 계산을 위해서 상세하게 모델링된 요추부의 유한요소 모델과 최적화 기법을 서로 연계시켜 해석하도록 하였다.

유한요소모델의 경계조건으로 천골 및 좌우 골반을 완전 고정하였다. 하중조건은 성인 남자의 상체무게(trunk weight)인 350N 을 적용하였다. 상체무게와 더불어 추가적인 하중으로 100N 을 견갑대(shoulder girdle)에서 상완골의 골두(head of humerus) 부분과 쇄골 및 견갑골이 접촉하는 부분에 좌우로

나누어 부가하여 추가 하중에 따른 영향을 분석하도록 하였다.

근육에 의한 작용력은 각 근육의 연결 방향으로 국부좌표계(local coordinate system)를 지정한 후 지정된 방향으로 힘이 작용되도록 하였다. 아울러 직립자세(erect posture)를 유지한 상태에서 융합 분절의 위치에 따른 근력의 차이를 계산하였다.

유한요소해석은 ABAQUS(Ver. 6.9, Dassault System Simulia)를 이용하였으며 이와 연동하여 최적화를 진행하기 위해 상용 소프트웨어인 VisualDOC (Ver. 6.0, VR&D, Inc.)이 이용되었다. 해석과정은 유한요소 해석을 통해 얻어진 각 운동 분절에서의 추간판 수핵의 압력 및 운상인대 섬유인장력의 차이를 최소화 시키도록 식 (1)과 같은 목적 함수를 사용하였다.

$$\text{Min } f = \alpha \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (S_{p,i} - S_{p,ave})^2} + \beta \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (S_{a,i} - S_{a,ave})^2} \quad (1)$$

where α, β : weighting factor

- $S_{p,i}$: nucleus pressure at i-th disk
- $S_{p,ave}$: averaged pressure of the nucleus
- $S_{a,i}$: fiber axial stress i-th disk
- $S_{a,ave}$: averaged fiber axial stress
- U_x, U_z : displacement of the trunk center
- n : number of intact disk

$$\text{Constraints : } -2 < U_x < 2$$

제한 조건으로는 상체 무게의 중심점이 전, 후로 일정 크기 이내로만 이동이 가능토록 하였다. 최적화 과정을 통해 얻어진 근력은 다시 유한 요소해석에 하중조건으로 재입력된다. 이러한 일련의 과정은 수렴할 때까지 반복적으로 수행하여 최적화된 근력이 얻어지게 된다.

최적화 알고리즘은 유용방향법(Modified Method of Feasible Directions)이 적용되었으며, 식(1)에서의 다중목적함수(multi-object function)에 사용된 가중인자(weighting factor)는 두 항목의 기여도가 같도록 선정하였다.

3. 해석 결과

모델링된 전체 근육을 설계변수로 지정하여 최적화를 진행한 결과 융합 분절의 위치에 따라 다음과 같은 변화가 계산되었다.

융합 분절의 위치와 분절 수의 변화에 따라 Table 1 에서와 같은 근력이 계산되었다. 최적화 과정을 통해 전체 근육들이 적절한 조합을 이루면서 자세를 유지하고 요추를 안정화 시키는 결과를 보여주고 있었다. 정상 상태의 경우 Table 2 에서와 보는 바와 같이 척추 주변 근육에 의하여 각 추간판에 발생하는 압력 차가 작게 발생되고 있음을 알 수 있다. 운동분절이 융합되는 경우에는 두 개의 운동 분절이 융합될 경우 나머지 추간판에서의 압력이 거의 일정하게 나타나고 있다. 이와 같은 변화를 야기하기 위해 Fig. 3 에서와 같이 융합 위치에 따라 각 근육에서의 근력의 변화가 크게 나타나고 있었다. 계산된 근력은 상체 무게와 합

Table 1 Calculated muscle forces (N)

| | Trunk weight only | Additional 100N weight | | | | | |
|-------|-------------------|------------------------|--------------|-------|--------|--------|--------|
| | | Intact | Fusion level | | | | |
| | | | L3/4 | L4/5 | L5/S1 | L3-L5 | |
| Illio | 1 | 15.27 | 0 | 34.56 | 37.38 | 0 | 27.28 |
| | 2 | 13.6 | 0 | 31.98 | 29.52 | 0 | 23.75 |
| | 3 | 11.83 | 0 | 27.89 | 26.56 | 3.03 | 24.53 |
| | 4 | 8.63 | 26.15 | 18.66 | 17.69 | 0.72 | 17.59 |
| | 5 | 7.95 | 0 | 16.82 | 17.49 | 1.36 | 19.49 |
| | 6 | 4.58 | 11.67 | 9.8 | 9.76 | 1.27 | 10.08 |
| sum | 61.86 | 37.82 | 139.71 | 138.4 | 6.38 | 122.72 | |
| Long | 1 | 22.17 | 122.58 | 65.8 | 64.94 | 136.4 | 83.85 |
| | 2 | 6.74 | 14 | 13.45 | 12.9 | 0 | 13.83 |
| | 3 | 3.62 | 3.2 | 8.67 | 8.34 | 5.82 | 7.81 |
| | 4 | 1.14 | 2.66 | 4.6 | 2.73 | 3.34 | 4.11 |
| | 5 | 0.1 | 0.22 | 0.98 | 0.86 | 0.1 | 2.62 |
| sum | 33.77 | 142.66 | 93.5 | 89.77 | 145.66 | 112.22 | |
| Spin. | 1 | 7.57 | 7.98 | 13.68 | 14.02 | 0 | 18.74 |
| | 2 | 4.98 | 0 | 10.8 | 10.52 | 0 | 10.08 |
| | sum | 12.55 | 7.98 | 24.48 | 24.54 | 0 | 28.82 |
| Multi | 1 | 7.39 | 14 | 14.96 | 14.05 | 0 | 14.49 |
| | 2 | 4.72 | 2.32 | 11.14 | 11.04 | 3.58 | 8.95 |
| | 3 | 1.8 | 4.02 | 5.22 | 4.35 | 5.48 | 4.93 |
| | 4 | 0.22 | 0.41 | 1.78 | 1.04 | 1.16 | 3.08 |
| | 5 | 0.08 | 0.14 | 0.16 | 0.18 | 1.27 | 0.88 |
| sum | 14.21 | 20.89 | 33.26 | 30.66 | 11.49 | 32.33 | |
| Psoas | 1 | 4.72 | 15.58 | 9.67 | 12.49 | 0 | 12.42 |
| | 2 | 6.04 | 24.87 | 45.22 | 17.28 | 26.69 | 99.09 |
| | 3 | 2.08 | 5.77 | 28.86 | 6.6 | 3 | 116.92 |
| | 4 | 1.96 | 4.87 | 9.22 | 6.12 | 4.91 | 51.63 |
| | 5 | 1.04 | 2.58 | 5.53 | 2.24 | 1.36 | 11.72 |
| sum | 15.84 | 53.67 | 98.5 | 44.73 | 35.96 | 291.78 | |
| Total | 138.23 | 263.02 | 389.45 | 328.1 | 199.49 | 587.87 | |

께 100N 의 추가 하중이 가해진 경우에 대해 수행되었다. 그림에서 볼 수 있듯이 L5-S1 의 운동 분절이 융합되는 경우와 요추 중간 부위의 두 개의 운동 분절(L3/L5)이 융합되는 경우에서 뚜렷하게 근육의 역할 변화가 계산되었다.

Table 3 에서 보는 바와 같이 정상모델에서는 상위운동분절(L1/2)과 하위분절(L5/S1)에서 굴곡 (flexion)이 중간분절(L2/3, L3/4, L4/5)에서는 신전 (extension)이 발생하여 척주는 C 자 형태로 L 자에 가까운 형태로 전체적인 형상이 바뀌었다. 한편 L3/4 의 운동 분절이 융합될 경우에는 상위 두 분절에서는 굴곡이 하위 두 분절에서 신전이 발생하였다.

L4/5 의 운동분절이 융합될 경우에는 융합 분절에 인접한 운동분절에서는 신전이 상위 두 운동 분절에서는 굴곡이 발생하였다. 반면에 L5/S1 융합모델은 상위분절(L1/2, L2/3)에서는 신전이 중간 분절(L3/4, L4/5)에서는 굴곡이 발생하였다.

Table 2 Nucleus pressure in each disc (kPa)

| Motion Segment | Intact | Fusion level | | | |
|----------------|--------|--------------|-------|-------|-------|
| | | L3/L4 | L4/L5 | L5/S1 | L3/L5 |
| L1/L2 | 276.4 | 318.8 | 323.1 | 239.8 | 284.7 |
| L2/L3 | 254.4 | 278.7 | 265.7 | 238.8 | 284.7 |
| L3/L4 | 209.5 | X | 216.1 | 205.0 | X |
| L4/L5 | 186.7 | 205.7 | X | 196.9 | X |
| L5/S1 | 206.9 | 209.1 | 181.1 | X | 284.0 |

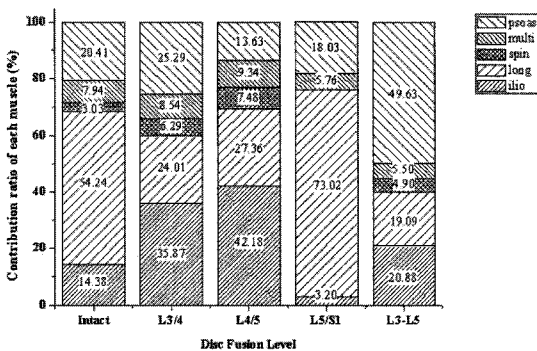


Fig. 3 Contribution ratio of each muscle group according to the fusion level

두 운동 분절이 융합된 모델의 경우에는 첫 번째 운동 분절에서는 매우 작은 굴곡이 나타났고 나머지 운동 분절에서는 신전이 발생하였다. 이와

같은 운동 분절의 운동량의 변화에 따라 Table 4 에서와 같이 후관절에서의 접촉력의 차이가 도출되었다.

Table 3 Disc angle change in each motion segment with respect to unloaded model (degree)

| Motion Segment | Intact | | Fusion level (Trunk weight +100N) | | | |
|----------------|--------------|--------------------|-----------------------------------|-------|-------|-------|
| | Trunk weight | Trunk weight +100N | L3/L4 | L4/L5 | L5/S1 | L3/L5 |
| L1/L2 | 2.07 | 1.78 | 2.74 | 2.82 | 0.82 | 1.82 |
| L2/L3 | -0.11 | -0.58 | 0.60 | 0.91 | -0.62 | -1.60 |
| L3/L4 | -1.22 | -1.23 | X | -1.41 | -0.64 | X |
| L4/L5 | -1.15 | -1.04 | -1.72 | X | 0.61 | X |
| L5/S1 | 1.91 | 1.38 | -0.02 | -0.63 | X | 0.12 |

Table 4 Comparison of facet contact force (N)

| Motion Segment | Intact | Fusion level | | | |
|----------------|--------|--------------|--------|-------|--------|
| | | L3/L4 | L4/L5 | L5/S1 | L3/L5 |
| L1/L2 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| L2/L3 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 29.00 | 25.53 |
| L3/L4 | 92.15 | X | 67.15 | 80.46 | X |
| L4/L5 | 138.40 | 176.40 | X | 64.49 | X |
| L5/S1 | 87.38 | 168.10 | 165.80 | X | 266.80 |

4. 토의

사체를 이용한 시험 시 척주에 가해진 수직 하중에 의해 척주는 쉽게 좌굴되는 경향이 있다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 적용된 follower load 를 적용시킬 경우 척주는 상대적으로 안정화되는 반면에 추간판에 추가적인 하중으로 인하여 매우 큰 압력이 발생되곤 하였다. 추간판의 기계적 특성상 큰 하중이 가해진 추간판의 강성도는 더욱 큰 값을 갖기 때문에 이와 같은 부가적 하중은 척주의 안전성(stability)를 높이는 데 기여하는 역할을 하게 된다. 기존의 실험적 연구에서는 척추 주변근의 역할을 follower load 의 개념으로 접근하고 있으나 척추 주변근뿐만 아니라 기립근과 굴근도 척추 주변근과 함께 척주를 안정화시키는 역할을 하고 있다고 예상되고 있다. 따라서 실험적 방법에 적용되고 있는 follower load 개념을 수치적 해석 모델에 적용시키기에는 많은 무리가 있을 것으로 사료된다. 정상상태에서는 Table 1 에

서 볼 수 있듯이 상체무게에 부가 하중이 추가됨에 따라 흉최장근의 역할이 크게 증가하고 있다. 흉최장근은 상체를 세우는데 큰 역할하는 근육이라 이와 같은 증가는 당연할 것으로 예상되고 있으나 동시에 대요근의 역할도 아울러 증가함을 볼 수 있다. 이와 같은 해석결과는 대요근이 상체의 굴곡 시 역할을 하는 동시에 척추의 안정화에도 큰 기여를 할 것이라는 기존의 연구 결과¹⁴ 와도 잘 일치하고 있음을 보여주고 있다. 해석 결과에 의하면 100N의 추가 하중이 작용하였을 경우 척추 주변근의 총 근력이 거의 두 배로 증가함을 보이고 있어 상체 무게 이외에 추가적 부가 하중에 따른 안정성 확보를 위해서는 큰 근력이 요구되고 있음을 보이고 있다.

척추체의 융합은 특히 요추부에서 인접 운동분절의 추간판의 변성(degeneration)을 야기시킨다. 고정된 융합분절로 인하여 인접한 운동분절에서는 상대적으로 큰 응력이 발생하게 되고 이로 인하여 추간판의 변성이 가속화되고 있다. 이에 대해서는 이미 여러 해석적 연구^{7,8}에 의해 증명된 바가 있다.

본 연구에서는 척추 주변 근력을 고려하고 있음에도 유사한 결과가 도출되고 있을 뿐만 아니라 Table 2에서 볼 수 있듯이 융합분절에 인접한 운동 분절뿐만 아니라 다른 운동 분절에서도 정상상태의 수핵의 압력보다 더 커진 압력이 발생되고 있다. 따라서 이에 따른 추가적 추간판 변성이 발생할 수 있음을 예측할 수 있다. 기존의 해석적 연구에서는 근육을 고려하지 못한 관계로 인접 운동분절에서만 뚜렷한 변화가 계산되었으나, MRI를 이용한 임상적 추적 분석¹⁵에서는 인접 운동 분절뿐만 아니라 다른 위치의 추간판에서도 변성이 관찰되었었다. 이와 같은 관찰 결과에 따라 추간판 변성은 융합으로 인한 응력분포의 변화뿐만 아니라 개인의 체질에 기인할 것으로 예상되었다. 그러나 본 연구의 분석 결과에 의하면 척추 주변 근육의 역할 변화로 인하여 융합 분절의 인접 추간판에서 뿐만 아니라 다른 위치(level)의 추간판에서의 변성도 응력 변화 개념으로 설명이 가능하여진다.

해석결과에서 볼 수 있듯이 특히 L5/S1의 운동 분절이 융합되는 경우 척추는 더욱 일자형에 가까운 형태를 보이게 되어 수직 하중을 효과적으로 지지할 수 있는 형태를 취하게 된다. 이와 같은 형상 변화를 위해 Fig. 3에서 볼 수 있듯이 흉

최장근의 역할이 크게 증대되고 있음을 알 수 있다. 한편 L3/5의 두 개의 운동분절이 융합된 경우에는 C자 형태의 요추 척추 중 중간 부분에서의 운동이 고정됨에 따라 요추체의 위, 아래 부분에 해당되는 운동 분절에서만 운동이 발생된다. 이를 위해서는 대요근이 뚜렷한 역할을 하고 있음을 알 수 있었다. 이에 따라 L5/S1의 운동분절에서는 정상상태에 비해 굴곡이 발생되고 있음에서 불구하고 후관절의 접촉력이 크게 증대되고 있음을 볼 수 있었다.

5. 결론

요추내의 운동분절의 일부를 융합시킬 경우 척추 주변근의 역할 변화를 상세 유한모델과 최적화 기법을 적용하여 분석하였다. 해석 결과 융합 위치에 따라 척추 주변근의 역할이 뚜렷하게 변화하였으며, 이에 따른 추간판의 압력 변화도 계산되었다. 이와 같은 해석 결과로 융합된 운동 분절에 인접한 추간판 뿐만 아니라 다른 위치에서도 추가적으로 발생하는 추간판의 변성 현상을 설명할 수 있게 되었다.

본 연구는 직립 상태로 제한하여 연구를 수행하였다. 그러나 실생활에서 무게를 들기 위해 상체를 굽히는 동작 등에서 척추 주변근의 역할이 더욱 중요하기 때문에 본 연구를 더 확장시켜 이에 다른 차이를 해석하여 볼 예정이다.

후 기

본 연구는 2008년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

참고문헌

1. Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B. and Dunlap, B., "A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression," *Spine*, Vol. 24, No. 10, pp. 1003-1009, 1999.
2. Renner, S. M., Natarajan, R. N., Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Voronov, L. I., Guo, B. Y., Andersson, G. B. and An, H. S., "Novel Model to Analyze the Effect of a Large Compressive Follower Pre-load on Range of Motions in a Lumbar Spine," *J. of*

- Biomechanics, Vol. 40, No. 6, pp. 1326-1332, 2007.
3. Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G. and Wilke, H. J., "Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine," *Spine*, Vol. 26, No. 24, pp. 557-561, 2001.
 4. Shirazi-Adl, A. and Parnianpour, M., "Load Bearing and Stress Analysis of the Human Spine under a Novel Wrapping Compression Load," *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, No. 10, pp. 718-725, 2000.
 5. Cholewicki, J., McGill, S. M. and Norman, R. W., "Comparison of Muscle Forces and Joint Load from an Optimization and EMG Assisted Lumbar Spine Model: towards Development of a Hybrid Approach," *J. of Biomechanics*, Vol. 28, No. 3, pp. 321-331, 1995.
 6. Kim, Y. E. and Kim, S. T., "Stress Sensors Driving a Feedback Mechanism for the Prediction of Paraspinal Muscle Forces during Upright Stance Posture," *J. of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 3, No. 3, pp. 419-430, 2008.
 7. Kim, Y. E., Goel, V. K., Lim, T.-H. and Weinstein, J., "Effect of Disc Degeneration at one Level on the Adjacent Level in Axial Mode," *Spine*, Vol. 16, No. 3, pp. 331-335, 1991.
 8. Chen, C. S., Cheng, C. K., Liu, C. L. and Lo, W. H., "Stress Analysis of the Disc Adjacent to Interbody Fusion in Lumbar Spine," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 23, No. 7, pp. 483-491, 2001.
 9. Kim, Y. E. and Yun, S. S., "Effect on the Adjacent Motion Segments according to the Artificial Disc Insertion," *Journal of Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 24, No. 8, pp. 122-129, 2007.
 10. White III, A. A. and Panjabi, M. M., "Clinical biomechanics of the Spine," *Lippincott Williams & Wilkins*, pp. 1-83, 1990.
 11. Pintar, F. A., "The Biomechanics of Spinal Elements," *Doctoral Dissertation, Department of Biomedical Engineering, Marquette University*, 1986.
 12. Lu, Y. M., Hutton, W. C. and Gharpuray, V. M., "The Effect of Fluid Loss on the Viscoelastic Behavior of the Lumbar Intervertebral Disc in Compression," *J. of Biomed. Eng.*, Vol. 120, No. 1, pp. 48-54, 1998.
 13. Santaguida, P. L. and McGill, M., "The Psoas Major Muscle: A Three-Dimensional Geometric Study," *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 3, pp. 339-345, 1995.
 14. Penning, L., "Psoas Muscle and Lumbar Spine Stability: A Concept Uniting Existing Controversies," *Eur. Spine J.*, Vol. 9, No. 6, pp. 577-585, 2000.
 15. Wai, M. S., Santos, E. R. G., Morcom, R. A. and Fraser, R. D., "Magnetic Resonance Imaging 20 Years After Anterior Lumbar Interbody Fusion," *Spine*, Vol. 31, No. 17, pp. 1952-1956, 2006.