

# 추간판이 물리적 자극의 수용기 역할을 하는 경우 기립 상태에서 복압 및 복근의 역할이 척추 안전성에 미치는 영향

## Effects of Abdominal Muscle and Pressure on the Spine Stability during Upright Stance Posture - For the Case where Intervertebral Disc Plays the Role of Mechanoreceptor

최혜원<sup>1</sup>, 김영은<sup>2,✉</sup>  
Hae Won Choi<sup>1</sup> and Young Eun Kim<sup>2,✉</sup>

<sup>1</sup> 단국대학교 기계공학과 대학원 (Graduate School, Department of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

<sup>2</sup> 단국대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

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

Manuscript received: 2010.9.16 / Accepted: 2010.11.9

*Recently, we have proposed a hypothesis that spinal structures have a stress sensor driving feedback mechanism. In the human spine, spinal structure could react to modify muscular action in such a way so as to equalize stress at the disc, therefore reduce the risk of injury. In this analysis, abdominal muscle and abdominal pressure, which were not included in the previous study, were added to identify those effects in spine stability during upright stance posture for the case where the intervertebral disc plays the role of mechanoreceptor. The musculoskeletal FE model was consisted with detailed whole lumbar spine, pelvis, sacrum, coccyx and simplified trunk model. Muscle architecture with 46 local muscles containing paraspinal muscle and 6 rectus abdominal muscles were assigned according to the acting directions. The magnitude of 4kPa was considered for abdominal pressure. Minimization of the nucleus pressure deviation and annulus fiber average tension stress deviation was chosen for cost function. Developed model provide nice coincidence with in-vivo measurement (nucleus pressure). Analysis was conducted according to existence of co-activation of abdominal muscle and abdominal pressure. Antagonistic activity of abdominal muscle produced stability of spinal column with relatively small amount of total muscle force. In contrast to the abdominal muscle, effect of abdominal pressure was not clear that was partly depending on the assumption of constant abdominal pressure.*

Key Words: Abdominal Muscle (복근), Abdominal Pressure (복압), Paraspinal Muscle Force (척추주변 근력), Finite Element Model (유한요소모델), Optimization Method (최적화기법), Spine Stability (척추안정성)

### 1. 서론

인체의 척추 중 요추부(lumbar spine)는 몸통과 골반 사이에 캔트레버 형태로 연결되어 있어 인체의 일상적 운동에서 가장 취약한 부분으로 지적되고 있다. 요통(back pain)으로 인한 산업 노동력의 손실은 전세계적으로 매우 막대하다. 따라서 척추

체의 안전성 문제는 산업계 및 의료계로부터 많은 관심의 대상이 되고 있다. 척추체 주변에 분포한 각종 척추 주변근들은 상체의 운동을 가능하게 하여 줄 뿐만 아니라 척추체 자체를 부상으로부터 보호 하려는 능동적 역할을 동시에 수행하고 있다. 그러나 척추체 안정에 능동적으로 대처하는 척추 주변근에 대해서는 매우 제한적인 연구만이 진행

되고 있다.

여러 척추 주변근의 역할을 규명하기 위한 실험적 방법은 실험적 한계로 인해 매우 제한된 정보만을 얻을 수 밖에 없었으며, 이에 따라 이와 같은 제한점을 극복하기 위한 해석적 방법이 제시되고 있다. 해석적 방법에서는 척추 주변근의 기구학적 잉여(kinematic redundancy) 문제를 해결하여야만 하기 때문에 일반적으로 최적화 기법이 사용되고 있다. 이 때, 각 근육에서 발생하는 응력의 세계곱의 합을 목적 함수로 택할 경우 가장 좋은 해를 구할 수 있다고 알려져 있다.<sup>1</sup> 이와 같은 최적화 기법에 표피에 근접한 근육(surface muscle)의 EMG 데이터나 요추체의 기구학적 형상(kinematic configuration)을 추가적으로 부과하여 보다 향상된 근육력을 구하려는 시도가 이루어지고 있다.<sup>2</sup> 그러나 지금까지 시도 되었던 해석적 방법에서는 운동 분절 사이를 연결하는 근육의 역할을 고려한 연구는 아직 시도된 바 없었다. 따라서 근육 모델은 추골이나 흉골에 연결된 근육의 시작점(origin point)과 고정된 위치의 기시점(insertion point)을 서로 연결시킨 모델을 사용하고 있었다. 그러나 최근의 실험적 방법으로 얻어진 정보에 의하면 인체의 인대들은 물리적 자극의 수용기(mechanoreceptor) 역할을 하는 것으로 추정<sup>3,4</sup> 되고 있으며, 이와 같은 기능에 의해 취득된 정보는 근육에 전달되어 부상을 방지할 수 있는 최적의 상태로 척추체의 기구학적 형상을 변형시킬 것으로 예상된다. 즉 척추 주변근 중 특히 심층근(deep muscle)은 요추부의 전만각(lordotic angle)을 조절하여 각 추간판에서 발생하는 응력차를 최소화시킬 것으로 예상되고 있다. 이에 따라 본 연구자들은 추간판이 응력센서를 갖고, 추간판에서 발생하는 응력차이는 척추 주변근의 작용에 의해 최소화되는 피드백 메카니즘을 가지고 있다는 가정하에 상세 유한요소모델과 최적화 기법을 적용시켜 척추 주변근의 역할을 규명할 바가 있다.<sup>5</sup> 그러나 앞서 수행되었던 해석에서는 복압(abdominal pressure)과 복근(abdominal muscle)의 영향을 고려하지 못한 상태에서 해석이 이루어졌다.

기존의 연구 결과<sup>6</sup>에 의하면 굽힘 상태와 달리 기립 상태에서는 이 두 가지 요소의 역할이 어느 정도 있을 것으로 예상되고 있다. 따라서 본 연구에서는 기립 상태에서 이 두 가지 요소의 역할을 규명하는 해석을 수행하였다.

## 2. 모델링

본 연구에서 사용된 모델은 단순화시킨 흉추(thoracic spine) 및 흉곽(rib cage)을 포함하는 흉부(thoracic part) 모델과 천골(sacrum) 및 골반(pelvis) 모델, 그리고 상세 유한요소모델로 이루어진 요추부(lumbar spinal column) 모델로 구성하였다.

### 2.1 상체 모델

요추부는 5 개의 추골(vertebra)과 그 사이를 연결 시키는 추간판 모델로 구성하였다. 특히 추간판은 수핵(nucleus)부분과 윤상인대(annulus)의 두 부분으로 나누어 모델링 하였으며 윤상인대는 기저물(matrix)에 섬유소(fiber)가 내재된 복합체 형태로 구성하였다. 또한 추골 사이를 연결하는 7 종류의 인대들도 모두 인장만 가능한 트러스 요소로 구성 하였다. 개발된 모델은 이미 여러 종류의 해석<sup>5,7</sup>에서 모델의 타당성을 검증하여 적용시킨 바 있다.

흉곽은 12 개의 흉추와 12 쌍의 늑골 및 1 개의 흉골로 구성된다. 본 모델에서는 근육의 부착점을 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.

근육 모델은 기존에 개발되었던 5 종류의 척추 주변근에 복근을 추가시켜 개발하였다. 즉 척추(spinal column)를 신전시키고 체간 굴곡을 조절하는 기능을 하는 척추 기립근 중 요장능근(iliocostalis lumborum), 흉최장근(longissimus thoracis), 흉근근(spinalis thoracis)으로 3 종의 근육과 심층근인 다열근(multifidus)과 대요근(psoas major)을 포함시켰다. 복근에는 직복근(rectus abdominis), 복횡근(transverses abdominis), 복사근(oblique abdominis)으로 모두 3 종류의 근육이 있으나 기립 상태에서 상호수축(co-contraction)에 가장 큰 영향을 미치는 직복근만 모델링 시 고려하였다. 모델링에 사용된 6 종의 근육들은 힘의 작용선<sup>8</sup>을 고려하여 기시부(origin)와 부착부(insertion)를 결정하였으며, 모두 52 개의 근육 모델이 사용되었다. 근육 모델링은 커넥터 요소를 사용하여 국부 좌표계를 설정하였고, 힘의 작용 방향을 모델의 위치 변화와 무관하게 항상 설정된 방향으로 작용하도록 구성하였다. Fig. 1 은

본 연구에서 개발된 모델에서 각 근육의 부착 위치를 보여주고 있다.

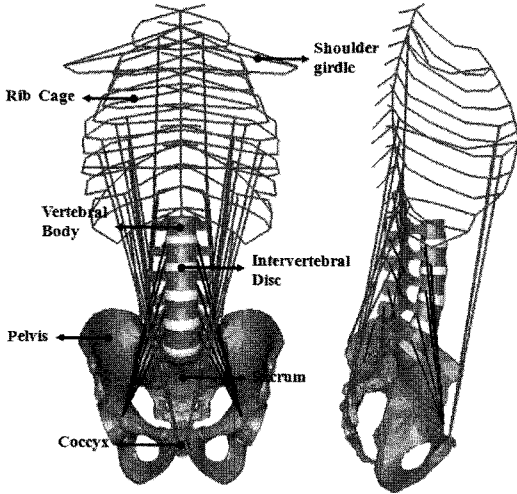


Fig. 1 Presentation of muscle structure in coronal and sagittal plane

### 2.2 복압 모델

복압은 인체의 다양한 운동에 따라 넓은 범위의 값을 갖지만 대부분의 경우 0-30mmHg의 작은 범위의 값을 갖는 것으로 알려져 있다.<sup>9</sup> 본 연구에서는 모델에 복압을 다음과 같이 두 가지 형태로 적용하였다. 즉 상체방향으로 작용되는 복압은 30mmHg의 복압과 100 cm<sup>2</sup>의 횡경막(diaphragm) 면적을 고려하여 40N의 집중하중으로 적용시켰다. 횡경막은 아치형태를 하고 있기 때문에 측정된 횡경막 면적의 절반을 고려하였으며,<sup>10</sup> 8번 늑골 양쪽을 연결하는 강체 요소의 중심에 위쪽을 향하도록 적용하여 기립 상태에서 수직방향으로 복압이

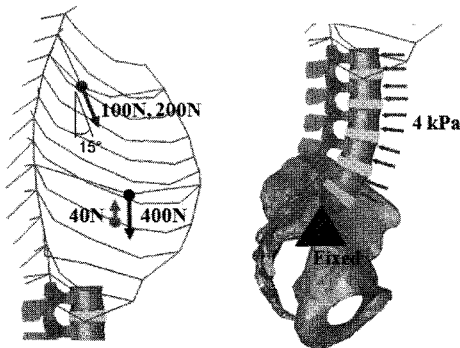


Fig. 2 Presentation of muscle structure in coronal and sagittal plane

작용하도록 하였다. 이와 더불어, 추체(vertebral body) 전면에 수직으로 작용하는 4kPa의 압력을 가하였다.

### 2.3 해석 방법

유한요소모델의 경계조건으로 천골 및 좌우 골반을 완전히 고정하였으며, 하중조건은 성인 남자의 상체무게(trunk weight)인 400N을 적용하였다. 상체 무게와 더불어 추가적인 하중으로 100N, 200N을 견갑대(shoulder girdle)에서 상완골의 골두(head of humerus)부분과 쇄골 및 견갑골이 접촉하는 부분에 좌우로 나누어 부과하여 추가 하중에 따른 영향을 분석하도록 하였다. 이와 같은 상태는 인체가 기립한 상태로 팔을 앞으로 늘어뜨린 상태에서 무게를 들고 있는 형태가 된다.

해석은 다음 3가지의 경우에 대해서 수행하였다.

- Case1: 복근에 의한 상호수축과 복압이 작용되지 않는 경우.
- Case2: 복근은 존재하지만 복압이 작용되지 않는 경우
- Case 3: 복근과 복압이 동시에 작용되는 경우

계산 과정은 앞서 기술한 상태의 하중 조건에서 요추부의 상세 유한요소모델을 이용하여 각 추간판의 압력과 윤상인대 섬유소의 인장력 등을 구한 후 이를 최적화 기법에 적용하여 근력을 구하도록 하였다.

본 연구에서 제시된 바와 같이 이 추간판들이 물리적 자극의 수용기 역할을 한다는 가정에 따라 근육들은 상체를 기립 상태로 유지하면서 추골의 상대적 위치를 조절한다. 이에 따라 각 추간판에서 발생하는 수핵의 압력 및 윤상인대 섬유소의 인장력의 차이를 최소화 시킬 수 있고, 이와 같은 결과 특정 추간판에서의 과다 응력의 발생을 방지함으로써 부상 가능성을 방지할 수 있다고 가정하였다.

위에 기술한 계산 방법을 수행하기 위하여 유한요소 해석을 통해 얻어진 각 운동 분절에서의 추간판 수핵의 압력 및 윤상인대 섬유소의 인장력의 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  $\alpha, \beta$  : 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

Constraints :  $-2 < U_x < 2$

제한 조건으로는 상체 무게의 중심점이 전, 후로 일정 크기 이내로만 이동이 가능하도록 하였다. 최적화 과정을 통해 얻어진 근력은 다시 유한요소 해석에 하중조건으로 재입력된다. 이러한 일련의 과정은 수렴할 때까지 반복적으로 수행되어 최적화 된 근력이 얻어지게 된다.

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. 최적화 알고리즘은 유용방향법(Modified Method of Feasible Directions)이 적용되었으며, 이 때 사용되는 설계 변수의 초기값(initial value)에 따라 최적화 된 근육력은 10% 이내의 범위에서 차이가 발생하였으나, 근육력의 상대적 크기 변화는 거의 발생하지 않았다. 식(1)에서의 다중목적함수 (multi-object function)에 사용된 가중 인자(weighting factor)는 두 항목의 기여도가 같도록 선정하였다.

### 3. 해석 결과

기립 상태를 유지하면서 추간판의 부상을 최소화하기 위한 각 근육의 근력 및 추간판에 대한 영향은 세 가지 계산 조건에 따라 다음과 같은 변화를 보이고 있다.

Table 1 은 계산 조건에 따라 각 추간판에 발생하는 압력의 크기를 각기 보여 주고 있으며, Table 2 에서와 같은 근력들이 계산되었다. 이는 최적화 과정을 통해 전체 근육들이 적절한 조합을 이루면서 자세를 유지하고 요추를 안정화 시키는 결과를 보여주고 있으며, Case 2 의 경우에서 추가적 하중이 증가할 때 가장 작은 값의 근력 증가가 필요함을 알 수 있다. 기립 상태를 유지하기 위해 필요한 총 근력 중 6 종류의 근육들의 상대적 기여도를 Fig. 3 에서 보여주고 있다. 전체 근육 중 요장

근의 역할은 기립 상태에 미치는 영향이 가장 컸으나, Case 3 의 경우에서 요장근의 역할이 상대적으로 줄어들음을 보이고 있다.

각 계산 조건에 따른 추간판들의 각도 변화와 추가적인 하중 부과에 따른 추간판의 각도 변화를 Table 3 에서 보여 주고 있다. Case 2 의 경우에서 가장 큰 전만각(47.59°)을 보이고 있었으나, 복압 및 복근이 전만각에 미치는 영향은 매우 미미 하였다. 표에서와 같이 상체 무게만이 부과된 경우에 비해 추가 하중이 적용됨에 따라 하위분절(L4/L5, L5/S1)에서는 굴곡(flexion)량이 상위 및 중간 분절(L1/L2, L2/3, L3/4)에서는 신전(extension)량이 점차적으로 증가함을 볼 수 있다.

Table 1 Nucleus pressure in each disc (kPa)

CASE 1			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	706.9	1190.0	1555.6
L2/3	689.5	1100.2	1458.1
L3/4	545.4	994.9	1324.3
L4/5	556.7	896.8	1160.9
L5/S1	744.7	1187.3	1569.2
AVE	642.6	1073.8	1413.6
STD	79.6	113.7	153.7
CASE 2			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	721.1	1091.0	1446.3
L2/3	677.3	998.8	1346.1
L3/4	566.7	864.1	1234.0
L4/5	556.9	813.0	1104.4
L5/S1	738.9	1099.1	1513.0
AVE	652.2	973.2	1328.8
STD	76.5	116.6	146.5
CASE 3			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	708.8	1129.6	1552.5
L2/3	683.6	1124.8	1578.9
L3/4	559.7	970.4	1401.9
L4/5	548.6	894.4	1235.6
L5/S1	703.5	1213.4	1707.2
AVE	640.8	1066.5	1495.2
STD	71.3	116.5	162.1

Table 2 Calculated muscle force (N)

Case Muscle	Body weight (400N) only			+ 100N weight			+ 200N weight		
	①	②	③	①	②	③	①	②	③
ilio1	26.62	69.23	42.86	68.90	97.76	109.32	95.85	242.38	173.22
ilio2	115.84	48.67	42.57	88.36	118.64	104.49	151.55	75.09	164.80
ilio3	88.29	47.14	38.74	66.62	0.05	98.88	79.18	71.40	155.65
ilio4	12.40	47.63	42.41	146.18	151.68	103.97	246.42	110.68	164.78
ilio5	29.16	32.83	38.81	110.49	269.55	98.76	218.39	463.43	157.37
ilio6	0.00	34.16	31.98	155.37	0.03	82.68	177.30	50.17	131.10
sum	272.31	279.65	237.38	635.94	637.71	598.11	968.70	1013.15	946.94
long1	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
long2	0.11	1.94	5.34	17.45	21.02	13.34	24.00	12.14	21.14
long3	0.23	0.00	13.71	0.07	0.00	37.58	48.13	8.46	58.98
long4	0.00	0.00	18.65	9.42	2.87	49.01	56.94	18.75	77.56
long5	14.99	14.16	23.47	112.28	42.77	61.69	116.63	47.17	97.16
sum	15.33	16.10	61.16	139.22	66.66	161.61	245.69	86.53	254.85
spin1	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
spin2	0.00	2.86	6.80	8.22	0.00	17.84	38.10	16.14	28.28
sum	0.00	2.86	6.80	8.22	0.00	17.84	38.10	16.14	28.28
multi1	0.06	0.00	11.89	25.75	18.93	31.20	41.91	31.47	49.28
multi2	0.78	13.13	12.68	47.51	36.39	33.24	72.89	65.24	52.49
multi3	0.27	8.15	7.14	21.49	27.03	17.84	55.35	43.81	28.82
multi4	9.91	2.16	4.98	6.53	21.64	12.46	28.42	20.02	19.66
multi5	0.85	0.84	0.78	2.03	2.06	1.94	3.19	3.19	3.06
sum	11.87	24.27	37.47	103.31	106.05	96.68	201.76	163.72	153.31
psoas1	0.02	0.36	12.28	24.94	0.04	33.24	0.00	0.01	52.24
psoas2	0.14	8.44	29.47	0.00	0.44	74.82	0.00	0.00	117.08
psoas3	11.64	5.51	14.17	50.10	0.06	37.17	56.96	42.33	58.29
psoas4	5.03	1.97	4.76	1.07	11.11	11.88	19.44	11.82	18.79
psoas5	2.60	2.60	2.38	0.78	6.06	5.94	9.45	7.73	9.35
sum	19.43	18.88	63.07	76.90	17.71	163.05	85.85	61.89	255.75
rect1	-	0.07	2.00	-	1.02	2.00	-	0.68	2.01
rect2	-	1.31	2.00	-	1.02	2.00	-	0.68	2.01
rect3	-	1.27	2.00	-	0.93	2.00	-	0.66	2.01
sum	-	2.65	6.00	-	2.96	6.00	-	2.01	6.02
Total sum	318.94	344.41	411.87	963.58	831.09	1043.30	1540.11	1343.44	1645.14

\*ilio : iliocostalis lumborum, long : longissimus thoracis, spin : spinalis thoracis, multi : multifidus, psoas : psoas major, rect : rectus abdominis

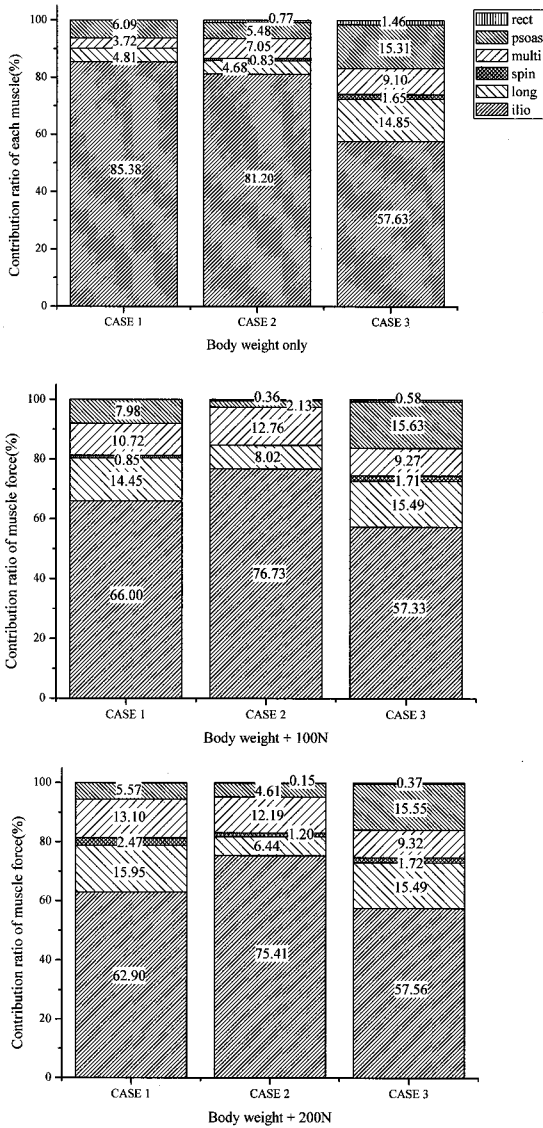


Fig. 3 Contribution ratio of each muscle group according to analysis case

이와 같은 운동 분절의 운동량의 변화에 따라 Table 4 에서와 같이 후관절에서의 접촉력의 차이가 도출되었다. 모든 경우에서 상체 무게 만이 작용 될 경우는 L3/L4 사이의 운동 분절에서 가장 큰 후관절의 접촉력이 계산되었다. 추가적인 부가 하중이 가해져도 최대 접촉력이 발생하는 운동 분절의 위치는 변화하지 않았으나, Case 3 의 경우 200N 의 추가 하중이 작용될 경우 L2/L3 의 운동 분절에서 최대 접촉력이 계산되었다.

Table 3 Final disc angle in each motion segment (degree). Values of parenthesis inside indicate the motion segment rotation with additional weight

CASE 1			
Loading Condition	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
Disc Level			
L1/2	3.08	3.85(0.77E)	5.14(2.06 E)
L2/3	4.55	6.11(1.56E)	7.53(2.98E)
L3/4	8.23	9.54(1.31E)	10.29(2.06E)
L4/5	9.05	9.00(0.05F)	8.19(0.86F)
L5/S1	2.80	0.65(2.15F)	-1.20(4.00F)
lordotic angle	46.71	48.16	48.95

CASE 2			
Loading Condition	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
Disc Level			
L1/2	3.21	3.61(0.40E)	4.06(0.85E)
L2/3	4.80	5.60(0.80E)	6.70(1.90E)
L3/4	8.52	9.15(0.63E)	9.95(1.43E)
L4/5	9.18	9.20(0.02E)	8.57(0.61F)
L5/S1	2.88	1.59(1.29F)	-0.17(3.05F)
lordotic angle	47.59	48.16	48.10

CASE 3			
Loading Condition	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
Disc Level			
L1/2	3.16	4.87(1.71E)	6.61(3.45E)
L2/3	4.61	6.56(1.95E)	8.70(4.09E)
L3/4	8.24	9.29(1.05E)	10.59(2.35E)
L4/5	8.95	8.22(0.73F)	7.20(1.75F)
L5/S1	2.85	0.48(2.37F)	-1.99(4.84F)
lordotic angle	46.82	48.42	50.10

E: Extension, F: Flexion

#### 4. 토의

지금까지 복근에 의한 상호수축 작용과 복압의 영향에 의한 척추(spinal column)의 안전성(stability)에 대해서는 연구자들 간에 많은 논란이 지속되고 있다. 대부분의 연구자들에 의하면 굽힘 상태에서는 복압이나 복근의 역할이 매우 미미할 것 이라는데 의견의 일치가 이루어지고 있다. 그러나 기립 상태에서의 이 두 가지의 영향에 대한 정량적 평가는 아직 이루어진바 없다. 본 연구에서 제시된 모델을 이용한 해석 결과는 기존의 in-vivo 상태의 측정 결과와도 매우 일치된 경향을 보여주고 있다.

Table 4 Comparison of facet contact force (N)

CASE 1			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	56.54	166.60	343.50
L2/3	141.10	352.60	540.30
L3/4	224.40	461.50	585.00
L4/5	74.28	170.20	170.70
L5/S1	0.00	0.00	0.00

CASE 2			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	65.76	139.10	202.90
L2/3	172.90	296.80	439.80
L3/4	265.80	400.80	544.40
L4/5	89.42	175.40	190.90
L5/S1	0.00	0.00	0.00

CASE 3			
Loading Condition / Disc Level	Body weight (400N) only	+ 100N weight	+ 200N weight
L1/2	62.67	307.90	551.30
L2/3	151.30	417.60	696.20
L3/4	223.90	422.80	617.60
L4/5	47.58	92.22	116.40
L5/S1	0.00	0.00	0.00

Wilke 등<sup>11</sup>에 의한 in-vivo 실험 결과에 의하면 편안한 기립 상태에서 몸 가까이 20kg의 무게를 들고 있을 경우 L4/L5 운동 분절 사이에서의 수핵의 압력은 각기 0.5MPa 와 1.1MPa 로 측정되고 있다. 본 연구의 계산 결과에 의하면 계산 조건에 따라 각기 0.549-0.557MPa 과 1.104-1.236MPa 의 압력이 계산되었다. 5 개의 추간판에서 발생하는 압력의 평균치는 계산 조건에 따라 큰 변화는 없었으나 추가적인 무게의 증가에 따른 압력 변화는 Case 2 의 경우 가장 작은 증가를 보이고 있었으며 이에 따라 근력의 총합도 이 경우에 가장 작은 증가율을 보이고 있었다. 이와 같은 해석 결과는 복근의 대립적 작용 (antagonistic activity)이 전체 근력에 비해 매우 작은 크기(0.1-04%)임에도 불구하고 척추의 안정화에 크게 기여하고 있음을 알 수 있었다. 그러나 복근과 더불어 복압도 어느 정도 척추 안정화에 기여할 것으로 예상하였으나 해석 결과는 오히려

부정적인 역할을 하고 있음을 보였다. Arjmand 와 Shirazi-Adl<sup>12</sup>의 근육 작용에 대한 변수적 해석 (parametric analysis) 결과에서도 근이 작용하지 않거나 매우 작은 상호작용(co-activation)을 할 경우 척추에 작용되는 하중을 경감시키는데 큰 영향을 미치지 못한다는 유사한 결과를 제시하였다. 기존 연구에 의하면 복압은 연구자들에 따라 0.2-0.98kPa 이 제시되고 있으며, 180N 을 들고 있을 경우에도 0.5-4kPa 의 분포를 보이고 있다. 자원자를 이용한 실제 측정 연구에 의하면 들고 있는 무게의 크기에 따라 복압도 증가하고 있다. 그러나 본 연구에서는 해석의 편의상 일정한 복압을 설정하고 있으며, 복압이 추체에 작용하는 부위도 추골의 전면으로 설정하였다. 이와 같은 가정도 어느 정도 해석 결과에 영향을 미칠 것으로 예상된다. 복압이 적용되는 경우(Case 3)에서는 적용되지 않는 경우(Case 1, 2)와 비교하여 상대적으로 요장근근의 기여도가 작아지고 대요근과 흉최장근의 역할이 증대됨을 보이고 있다. 이와 같은 현상은 추체에 직접적으로 작용하는 복압의 크기가 다소 크게 적용되었기 때문으로 사료된다. 추후 복압의 크기에 따른 심층근 역할 변화에 따른 연구가 수행된다면 척추 안정화에 중요한 정보를 제공할 수 있을 것으로 여겨진다.

기립 상태에서 추가적인 무게가 부과될 경우 Case 1, 2 의 해석은 각 근육의 기여도 비교 시 비슷한 결과를 제시하고 있으며, 추가적 무게가 증대됨에 따라 상대적으로 흉최장근과 다열근이 척추 안정화에 크게 영향을 미치고 있음을 보였다. 이와 같은 심층근의 역할 변화로 인하여 각 추골들은 표 3 과 같은 운동량의 변화를 볼 수 있었다. 계산 조건과 관계없이 추가적인 무게가 증대됨에 따라 L1 에서부터 L3 까지의 추골들은 신전 운동을 하게 되고 L4, L5 의 추골에서는 굴곡 운동이 발생된다. 위쪽에 위치한 운동분절에서의 신전운동은 몸 앞에 위치한 추가적 무게로 인한 모멘트를 효과적으로 분산시키기에 적절한 현상일 것으로 사료된다. 반면에, 아래쪽 운동 분절에서의 굴곡 현상은 전체적인 척추 형상을 유지하기 위해 발생하는 현상으로 여겨진다. 이와 같은 분석은 요추부에서의 최종 전만각이 무게의 크기에 관계없이 일정하게 유지되고 있는 현상으로 확인될 수가 있다. 이와 같은 운동 분절의 운동량 변화에 의해 L3/L4 사이에 위치한 후관절에서 가장 큰 접촉력이 계산됨을 볼 수 있었다.

## 5. 결론

기립 상태에서 복근 및 복압의 적용 유무에 따른 척추 주변근의 역할 변화를 상세 유한모델과 최적화 기법을 적용하여 분석하였다. 유한 요소 해석에서 얻어지는 추간판 수핵의 압력과 윤상인대 섬유소의 인장력을 물리적 수용기로 선정하여 척추 주변근의 크기를 구하였다. 매우 작은 크기 이긴 하지만 복근은 척추 주변근과 상호 작용을 하여 척추의 안정화를 이루는데 기여하고 있음을 알 수 있었다. 복압은 추가적 무게 변화에 관계없이 일정한 값을 적용한 관계로 다소 상반된 결과가 도출되었으며 추후 압력 크기 변화를 고려한 연구 결과를 통해 복압이 척추 안정화에 미치는 영향을 분석할 수 있을 것으로 사료된다. 해석된 결과는 in-vivo 실험 결과와도 매우 유사한 결과를 보이고 있었으며 실험적으로 구할 수 없는 심층근의 역할을 규명할 수 있었다.

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 2009년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

## 참고문헌

- Granata, K. P. and Wilson, S. E., "Trunk posture and spinal stability," *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, No. 8, pp. 650-659, 2001.
- 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.
- Holm, S., Indahl, A. and Solomonow, M., "Sensorimotor control of the spine," *J. of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 12, No. 3, pp. 219-234, 2002.
- Solomonow, M., "Sensory - Motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders," *J. of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 16, No. 6, pp. 549-567, 2006.
- 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
- Gardner-Morse, M. and Stokes, I. A., "The Effects of Abdominal Muscle Coactivation on Lumbar Spine Stability," *Spine*, Vol. 23, No. 1, pp. 86-91, 1998.
- 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.
- 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.
- Essendrop, M., Andersen, T. B. and Schibye, B., "Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situation," *Applied Ergonomics*, Vol. 33, No. 5, pp. 471-476, 2002.
- Daggfeldt, K. and Thorstensson, A., "The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine," *J. of Biomechanics*, Vol. 36, No. 6, pp. 815-825, 2003.
- Wilke, H.-J., Neff, P., Caimi, M., Hoogland, T. and Claes, L. E., "New in Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life," *Spine*, Vol. 24, No. 8, pp. 755-762, 1999.
- Arjmand, N. and Shrazi-Adl, A., "Role of Intra-abdominal Pressure in the Unloading and Stabilization of the Human Spine during Static Lifting Task," *Eur. Spine J.*, Vol. 15, No. 8, pp. 1265-1275, 2006.