

# 상세 유한요소 모델과 최적화 기법을 이용한 척추 주변 근육력에 대한 해석 Prediction of Paraspinal Muscle Forces with Detailed FE model and Optimization method

\*김수택<sup>1</sup>, #김영은<sup>2</sup>

\*S. T. Kim<sup>1</sup>, #Y. E. Kim(yekim@dankook.ac.kr)<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 단국대학교 대학원 기계공학과, <sup>2</sup> 단국대학교 기계공학과

Key words : Back muscles, Deep muscles, Optimization, Lordotic angle, Muscle force

## 1. 서론

척추 주변의 근육들은 상호 작용에 의하여 인체가 무거운 물건을 들고 서있거나, 들어 올리는 행위로 인해 인체에 가해지는 하중을 효과적으로 지탱하여 주고 있다. 따라서 이러한 근육의 역할 및 효과를 분석하고자 많은 연구가 진행되어지고 있으나 근육 종류의 다양성 및 실험적 방법의 한계성에 의해 매우 제한된 연구만이 이루어지고 있다.

Penning<sup>(1)</sup> 은 CT를 이용하여 대요근(psoas major muscles)의 부착위치를 알아내고, 이를 바탕으로 metal strip과 string을 이용하여 신전(extension)과 굴전(flexion) 시 대요근의 길이변화와 전만(lordosis)을 유지하는 근육의 작용방향을 연구하였으며, Zander등<sup>(2)</sup> 은 요추의 국부등쪽근(local dorsal muscles)을 부착한 모델에 상체를 0~30°까지 10°씩 굴전시키고 각 기울기에서 근육력을 0, 5, 10N 으로 증가시켜 이에 따른 추간판의 응력을 분석한 결과 근육력(muscle force)이 추간판의 응력과 척추의 하중에 큰 영향을 준다는 것을 보였으나 모든 근육력을 일괄적으로 동일하게 적용(0, 5, 10N)하여 각 근육력 간의 상대적 특성이 무시되었다. Shirazi등<sup>(3)</sup> 은 국부근(local muscles)이 요추의 자세 변화 시 근육력을 세 종류의 목적함수(근육력의 최소화, 근육응력의 최소화, 추간판 전단응력의 최소화)에 따라 분석하여 전만을 유지하는 것은 대요근과 다열근의 의존도가 크다는 결과를 얻었으나 단일 목적함수만을 사용하였다는 단점과 요추 및 추간판을 빔(Beam)요소로 간략화하여 해석하였다는 한계점이 존재했다.

본 연구에서는 언급된 한계점의 해결방안으로 상세 요추 모델을 사용하여 단일목적함수와 다중목적함수를 사용한 최적화 방법을 적용하였다. 또한 각 근육의 특성을 고려하여 두 개의 그룹으로 나누어 최적화한 경우와 전체 근육의 작용을 고려한 최적화를 통해 심층근(deep muscles)의 Stabilizer로서의 역할 및 척추주변근(paraspinal muscles)의 영향을 유한요소해석을 통해 분석하였다.

## 2. 모델링

본 연구에서 사용된 모델은 추체 및 추간판, 인대를 포함하는 상세 요추 모델(Fig. 1)과 천골(sacrum) 그리고 빔(Beam)요소로 간략화하여 모델링한 흉추부 및 늑골장(rib cage)로 구성하였다.

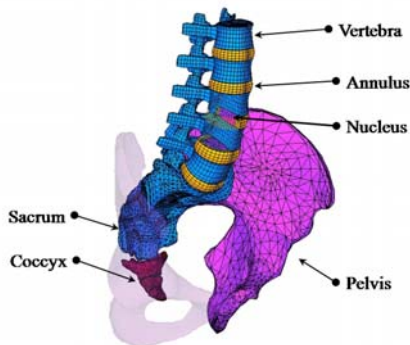


Fig. 1 Developed detailed FE model of the lumbar spine column

해부학적 자료를 토대로 다섯 종류의 근육을 두개의 그룹으로 분류하여 좌우 대칭으로 모델링하였다. 첫 번째 그룹은 상체의 무게로 인한 굴전을 방지하는 배부근(back muscles)으로 천골능

(sacral crest) 및 장골능(iliac crest)에서 하측 6개의 늑골각에 부착된 12개의 요장늑근(iliocostalis lumborum), 요추의 횡돌기 및 천골에서 흉추의 횡돌기에 부착된 10개의 흉최장근(longissimus thoracis) 그리고 제12 흉추의 극돌기에서 제1-2 요추의 극돌기에 부착된 4개의 흉극근(spinalis thoracis)으로 구성하였다. 두 번째 그룹은 요추를 조정하여 전만각(lordotic angle)을 생성하는 심층근(deep muscles)으로써 상위 요추의 극돌기에서 하위 요추의 유두돌기(mammillary process)에 각각 부착된 10개의 다열근(multifidus)과 장치음기(iliopubic eminence)에서 각 요추체 측면에 부착된 10개의 대요근(psoas major)으로 구성하였다. (Fig. 2)

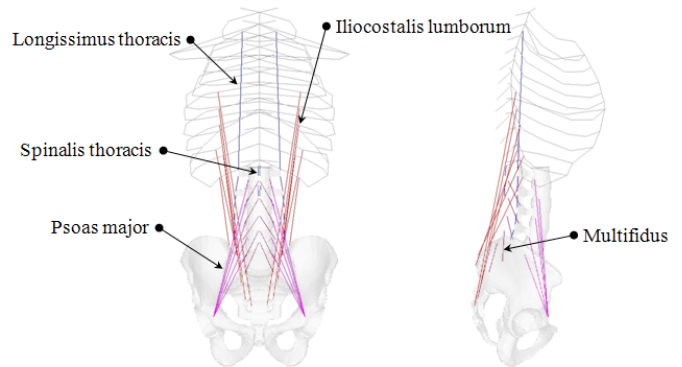


Fig. 2 Representation of muscle structure in sagittal and coronal plane

## 3. 해석방법

개발된 모델의 직립자세에서 천골과 골반(pelvis)을 고정하고 상체의 무게 중심에 일반적인 성인의 상체 무게인 350N을 적용하였으며, 100~300N의 하중을 양쪽 어깨에 나누어 부과하였다. 각각의 근육에 대한 근육력(muscle force)을 설계변수로 설정하여 최적화(optimization)를 시행하였으며, 이때 설계변수의 지정에 따라 두 개의 경우로 구분하였다. 첫 번째 경우는 1, 2단계를 거쳐 최적화를 진행하는 것으로 1단계에서 26개의 배부근을 최적화하여 상체를 지지하며 2단계에서 20개의 심층근을 다음과 같은 목적함수를 통해 최적화한다.

$$\text{Min } f = \alpha \sqrt{\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 (S_{p,i} - S_{p,ave})^2} + \beta \sqrt{\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 (S_{t,i} - S_{t,ave})^2} + \gamma \sqrt{\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 (S_{a,i} - S_{a,ave})^2}$$

where  $\alpha, \beta, \gamma$ ; weighting factor

$S_{p,i}$  ; Nucleus pressure of the i-th disc

$S_{p,ave}$  ; Averaged nucleus pressure

$S_{t,i}$  ; Tresca stress of the i-th disc

$S_{t,ave}$  ; Averaged Tresca stress

$S_{a,i}$  ; Annulus fiber axial stress of the i-th disc

$S_{a,ave}$  ; Averaged fiber axial stress

Subject to

$$-2 \leq U_x \leq 2 \quad \text{where } U_x \text{ ; Displacement of the trunk center}$$

두 번째 경우는 단계의 구분 없이(direct step) 총 46개의 배부근 및 심층근을 설계변수로 지정하고 상체 중심의 변위를 제한조건으로 다중목적함수(multi-cost function)를 사용하여 최적화를 진행한다. (Fig. 3)

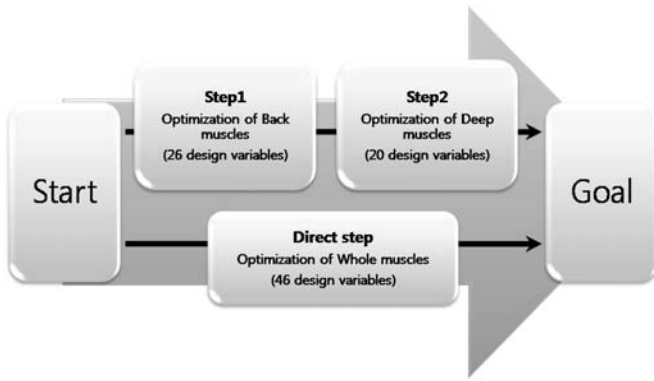


Fig. 3 Flow chart of optimization procedure

본 연구의 계산은 유한요소해석 소프트웨어인 ABAQUS 6.5 (Hibbit, Karlsson & Sorenson, Inc.)와 VisualDOC 6.0 (VR&D, Inc.) 프로그램을 사용하여 최적화를 하였다.

4. 해석결과

직립 자세에서 상체무게 및 부과하중을 지지하는 1단계에서는 요추의 각 추간판 수핵(nucleus pulposus)의 압력 편차가 하중이 증가할수록 커지며 이에 따른 집중현상이 발생한다. 그러나 2단계에서 심층근의 최적화를 통해 평균압력은 증가하였으나 편차는 감소하였으며, 다중목적함수를 사용하였을 때 더 큰 감소를 보였다. 또한 20° 굽힌 자세에서는 이러한 현상이 더욱 두드러지게 나타나고 있음을 알 수 있다. (Fig. 4) 전체 근육력을 설계변수로 하여 최적화를 시행하였을 경우 각 추간판에서 압력의 평균과 편차가 단계별로 진행한 결과보다 감소하였다. (Fig. 5)

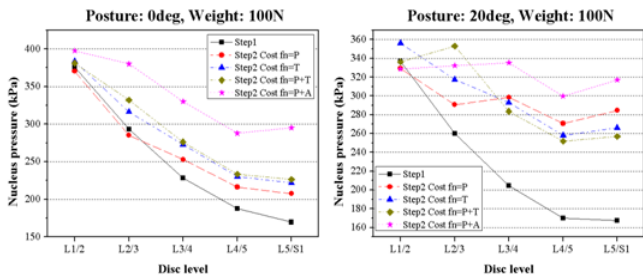


Fig. 4 Nucleus changes at each disc level (P: nucleus pressure, T: nucleus tresca stress, A: annulus fibrosus)

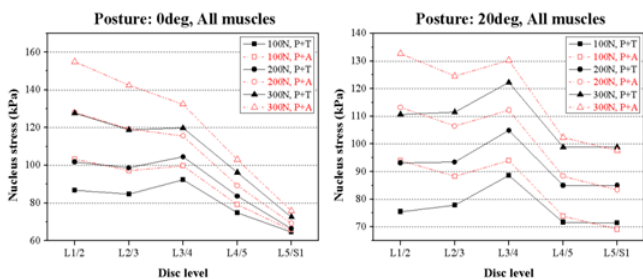
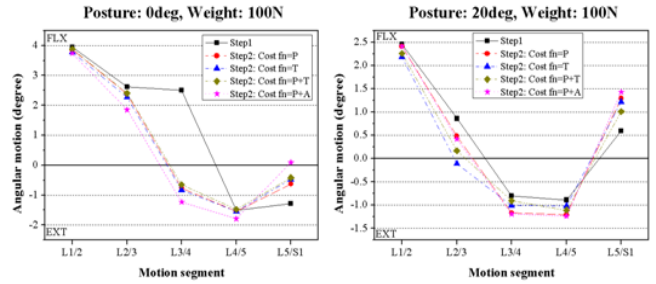
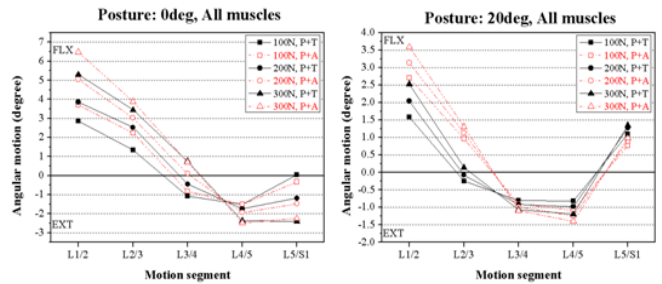


Fig. 5 Nucleus changes at each disc level with all muscles as design variables (direct step)

심층근의 작용으로 인해 요추의 각 운동분절(motion segment)에서 운동량이 변화하면서 적절한 전만각을 생성하여 압력의 편차가 감소하였다. 단계별(step1, 2) 최적화에서 심층근을 최적화하는 2단계에서는 상위의 운동분절의 운동량(angular motion)은 감소하고 하위의 운동량은 증가하는 경향을 보이며 전만각을 생성하였다. 이러한 경향은 압력편차의 감소가 크게 나타났던 다중목적함수에서 더 두드러지게 나타났으며, 하중이 증가하였을 경우 모든 분절에서 운동량은 더욱 크게 나타났다. (Fig. 6)



(a) Optimization with step1, 2



(b) Optimization with direct step

Fig. 6 Motion changes at each motion segment

5. 토의 및 결론

본 연구에서는 척추주변근(paraspinal muscles)의 최적화를 통해 운동분절의 운동량의 변화가 요추의 전만각을 생성하고 이로써 수핵의 압력편차를 최소화함으로써 안정화함을 유한요소모델을 이용한 해석을 통해 확인하였다. 이것은 최적화된 근육력이라도 다른 크기와 방향을 만들어 각각의 운동분절에 영향을 주기 때문이었다. 이러한 영향은 기존의 in-Vitro상태의 실험적 연구에서 Follower load를 적용하여 분석한 결과와도 잘 부합하였다.

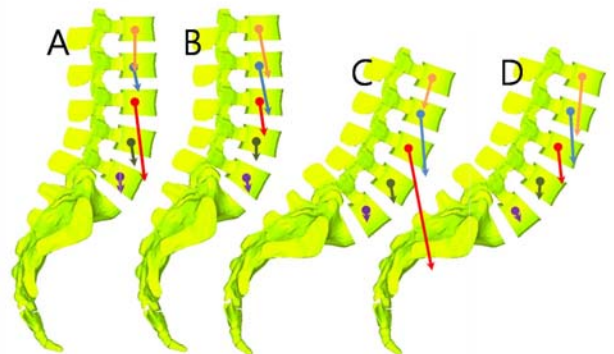


Fig. 7 Resultant muscle forces at each motion segment for the case 100N weight in hand (A,C: cost function = pressure, B,D: multi-cost function, design variable: all muscles)

후기

이 논문은 2006년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2006-000-10257-0)

참고문헌

1. L. Penning, "Psoas Muscle and Lumbar Spine Stability: A Concept Uniting Existing Controversies," Eur spine J., Vol. 9, pp. 577-585, 2000
2. T. Zander, A. Rohlmann, J. Calisse and G. Bergmann, "Estimation of Muscle Forces in the Lumbar Spine During Upper-Body in Clination," Clinical Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp. 73-80, 2001.
3. A. Shirazi-Adl, S. Sadouk, M. Parnianpour, D. Pop and M. El-Rich, "Muscle Force Evaluation and the Role of Posture in Human Lumbar Spine Under Compression," Eur Spine J., Vol. 11, pp. 519-526, 2002.