

부분 장골과 장요추 인대를 포함한 요추 천추골의 유한 요소 모델링 및 비선형 해석

하성규, 임종완

한양대학교 기계설계학과

(Received December 5, 2006. Accepted March 29, 2007)

Finite Element Modeling and Nonlinear Analysis of Lumbosacrum Including Partial Ilium and Iliolumbar Ligaments

S.K.Ha, J.W.Lim

Department of Mechanical Engineering, Hanyang University

Abstract

Owing to needs of biomechanical comprehension and analysis to obtain various medical treatment designs which are related with the spine in order to cure and diagnose LBP patients, the FE modeling and nonlinear analysis of lumbosacrum including a partial ilium and iliolumbar ligaments, were carried out. First, we investigated whether the geometrical configuration of vertebrae displayed by DICOM slice files is regular and normal condition. After constructing spinal vertebrae including a partial ilium, a sacrum and five lumbar (from L1 to L5) with anatomical shape reconstructed using softwares such as image modeler and CAD modeler, we added iliolumbar ligaments, lumbar ligaments, discs and facet joints, etc.. And also, we assigned material property and discretized the model using proper finite element types, thus it was completely modeled through the above procedure. For the verification of each segment, average sagittal ROM, average coronal ROM and average transversal ROM under various loading conditions($\pm 10\text{Nm}$), average vertical displacement under compression(400N), ALL(Anterior Longitudinal Ligament) and PLL(Posterior Longitudinal Ligament) force at L12 level, strains of seven ligaments on sagittal plane at L45 level and maximal strain of disc fibers according to various loading conditions at L45 level, etc., they were compared with experimental results. For the verification of multilevel-lumbosacrum spine including partial ilium and iliolumbar ligaments, the cases with and without iliolumbar ligaments were compared with ROM of experiment. The results were obtained from analysis of the verified FE model as follows: 1) Iliolumbar ligaments played a stabilizing role as mainly posterior iliolumbar ligaments under flexion and as both posterior and anterior iliolumbar ligaments of one side under lateral bending. 2) The iliolumbar ligaments decreased total ROM of 1-8% in total model according to various motion conditions, which changed facet contact forces of L5S level by approximately 0.8-1.4 times and disc forces of L5S level by approximately 0.8-1.5 times more than casewithout iliolumbar ligaments, under various loading conditions. 3) The force of lower discs such as L45 and L5S was bigger than upper discs under flexion, left and right bending and left and right twisting, except extension. 4) It was predicted that strains of posterior ligaments among iliolumbar ligaments would produce the maximum 16% under flexion and the maximum 10% under twisting. 5) It's expected that this present model applies to the development and design of artificial disc, since it was comparatively in agreement with the experimental datum.

Key words : DICOM file, finite element model, iliolumbar ligament

1. 서론

인체의 척추는 하중에 대한 지지역할, 다중관절 구성에 의한 유연한 운동, 신경계 보호 기능, 근육의 능동 반응에 적응하는 수동적 제어 기능 등 4가지의 중요한 기능을 담당한다[1, 2]. 이러한 척추 이상은 디스크 퇴행(disc degeneration)에 의한 이탈

이 논문은 한국보건산업진흥원의 한방치료기술연구개발사업의 지원을 받아 수행되었음(0405-OI00-0815-0002)
Corresponding Author : 임종완
Tel : 016-9446-4585 / Fax : +82-31-501-0754
E-mail : jongwan@hanyang.ac.kr

(herniation), 골간 전/후방 분리증, 골간 및 후관절 염증, 후관절 전위증, 천공 협착증(stenosis) 등과 같은 병을 통칭하여 요추 질환 (low back disorder)으로 명명되며[1, 3] 미국의 경우 80%가 작업장에서 때때로 요통을 경험한다고 한다. 성인의 10-17%가 매년 고통 받는 질병이며 1988년 미국에서 만년 기준 약 25-95조가 요추 질환에 대한 사회비용인 것으로 보고된 바 있다[4].

이러한 척추 질환 환자들의 다양한 치료계획을 얻기 위해서는 척추에 대한 생체역학적 이해와 해석은 매우 중요한 일이다. 더구나 시간과 시료 및 실험 장비의 확보에 따른 경비가 많이 소요되는 임상실험보다는 매우 효율적인 컴퓨터를 이용한 방법이 많이 제안되고 있다[5-7]. 이러한 연구의 발달은 구조해석 도구인 유한요소법의 사용으로 가능해졌다. 불규칙한 형상과 비선형 재료를 갖는 인체구조의 모델링과 생체공학적인 해석에 필수적인 중요한 도구로 이용되고 있다[6, 7].

지금까지 연구된 생체역학적 실험을 살펴보면, 1950년대 디스크의 압력/변위 측정[8]과 사체 시료를 이용한 요추분절의 압축 변위 측정[9]을 시작으로 단관절의 거동측정[10, 11], 다중관절 거동 측정[12, 13], 각 성분(인대, 후관절)의 하중 및 변형을 측정의 과정을 거쳐왔다[14, 15]. 현재는 방사선 사진술을 이용한 운동 해석, 융합법을 대체할 인공디스크 대체술에 대한 생체(in vivo) 또는 생체 외(in vitro) 시험 등이 행해지고 있다[16-20].

이와 병행한 해석은 1970년대 Belyschco, Kulak등의 디스크 유한요소 해석[21]을 필두로 1980년대 1개 분절 3차원 유한요소 모델을 이용한 요추 각 성분(디스크, 후관절, 인대, 추체)의 역할 규명[5, 22]과 1990년대 2개 분절 요추의 디스크 퇴행의 영향에 대한 연구[23] 등이 있었다. 전체 요추의 L1-L5 모델링은 Lavaste 등이 실제 형상과 유사한 매개변수 방법을 이용한 유한요소 해석을 한 후 해부학 형상의 필요를 보고 하였다[24]. Shirazi-Adl 등은 CT images로부터 구성된 3차원 유한요소 요추추 모델을 이용하여 축 모멘트 하중시 후관절에 대한 영향 및 전후, 좌우 굽힘시 후관절과 디스크의 역할에 대한 연구를 하였다[25, 26].

본 논문에서는 DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) CT (Computerized Tomography) 영상 파일로부터 실제 이미지를 3차원화한 해부학적 형상을 갖는 요추, 천추 및 장골 일부를 포함한, 일명 장-요천추의 3차원 유한요소를 모델링 하였다. 이를 가지고 앞 굽힘, 뒤 젖힘, 좌우 측 굽힘, 좌우 비틀림, 압축 등의 정적 하중 하에서 단관절 모델을 사체 실험치의 결과와 비교, 검증하였다. 특히 다중관절에서도 장요추 인대의 유무에 따른 운동영역 및 감소된 운동영역의 차이를 동일한 조건의 다중관절 시험 치와 비교하여 결과의 타당성을 검증하였다. 검증된 모델을 가지고 후방 관절의 접촉 하중, 각 분절에서의 디스크 하중, 요추인대와 장요추 인대의 변형을 그리고 장요추 인대의 역학적 영향 등을 검토하여 생체공학적인 특성을 규명하였고, 향후 인공디스크 개발을 위한 선 연구로 활용하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

A. 3차원 유한요소 모델링

장골 일부와 요추 전체의 L1-L5 및 천추(sacrum)의 거동을 해석하기 위하여 1.5mm 간격으로 촬영된 CT 영상 파일로부터 그림 1의 절차에 의하여 부분 장골, 천추중 첫마디, 요추 일명 장-요천추 추체 모델링을 하였다.

그림 1의 과정처럼, 개별 단면 의료영상 파일을 영상 형성기 (image modeler) AMIRA를 이용하여 영상 분할한 후, 뼈 부분만 3차원 영상으로 제작한다. CAD 프로그램인 Rapid form을 사용하여 점 운들(point clouds)에 NURBS(Non Uniform Rational B-Spines) 곡선과 곡면을 입힌 후 다듬질(smoothing)을 통하여 해부학 형상을 완성한다. 추체의 종판 위에 적절한 디스크 형상 크기의 밑부분을 형판뜨기 작업(templating)을 이용하여 그려 넣고 이 부분을 포함한 전체 형상의 곡면 만들기 작업을 완성한다. 이렇게 만들어진 추체 형상의 선, 점, 면, 체적 정보를 가진 IGS 파일을 유한요소 프로그램인 ANSYS로 보낸다. 상용 ANSYS 프로그램에서는 추체의 외/내부인 피질골과 해면질 골을 구분하고 이미 그려진 종판면의 밑그림을 돌출시켜 종판 볼륨을 생성한다. 인대는 비선형 용수철요소로, 후관절은 접촉면적을 접촉요소 처리한 후 물성처리, 경계치와 하중을 적용하여 유한요소를 완성한다. 적용된 요소와 물성은 표 1과 같다. 비선형 용수철 요소를 적용한 7개의 인대, 전중인대 ALL(Anterior Longitudinal Ligament), 후중

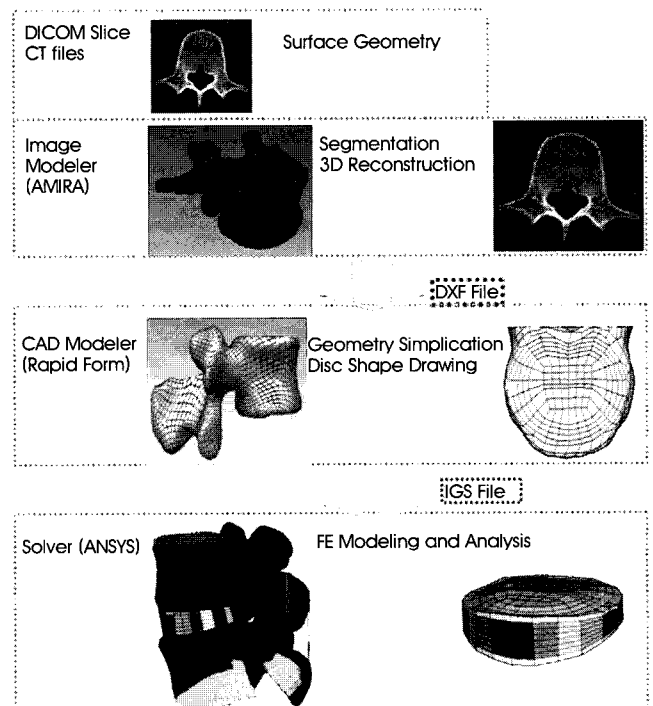


그림 1. 유한요소 모델링 과정
Fig. 1. The procedure of finite element modeling

표 1. 유한요소 및 물성

Table 1. Used the finite element and material properties

	Young's Modulus(MPa)	Poisson's ratio	Element type	Material reference
Cortical bone	12000	0.3	10 node shell	[5, 6, 22]
Cancellous bone	100	0.2	20 node brick	
Bony posterior	3500	0.25	10 node tetra	
Endplate	23.8	0.4	20 node brick	[5, 21]
Annulus	Ground	4	20 node brick	[42]
	Fiber	Nonlinear (Fig. 2), Tension only		2 node nonlinear spring
Nucleus	1	0.49	20 node brick	[27]
Facet joint	Friction resistant stiffness		Surface to surface ;8 node contact	
Ligament	Nonlinear(Fig. 2), Tension only		2 node nonlinear spring [28]	[28]

인대 PLL(Posterior Longitudinal Ligament), 황색인대 LF(Ligament Flavum), 후관절 막낭 인대 JC(Joint Capsule Ligament), 상극인대 SSL(Supraspinous Ligament), 극간인대 ISL(Interspinous Ligament), 횡인대 ITL(Intertransverse Ligament)와 디스크 섬유륜의 화이버의 비선형 물성은 그림 2와 같다. 그림 2는 디스크 섬유륜 콜라겐 화이버는 건(tendon) 물성을 이용한 Shirazi-Adl[27]로부터, 역학적 효과가 적은 ITL은 Goel 등[23]로부터 인용하였고, 나머지는 Pintar[28]의 하중과 변위곡선을 실험표본의 평균 면적과 평균 길이로 나누어 응력과 변형률로 표현한 것이다. 단 실험치가 없는 장골의 앞/뒤 인대(anterior/posterior iliolumbar ligaments)는 시행착오를 거쳐 결정된 물성을 적용하였다. 또한 디스크 섬유륜 화이버는 수평축에 평균±30° (20°~40°의 분포를 보임)의 각도를 갖는 바, 288개의

인장전용(tension only) 비선형 용수철 요소를 사용하여 평균 30°의 각도를 가지며, 상하 십자형태로 4층의 섬유륜을 감싸도록 모델링하였다. 내측의 두 층은 0.11-0.18의 체적비를, 외측의 두 층은 0.15-0.26의 체적비를 갖도록 모델링 하였다[29]. 이처럼 각도와 체적비는 비선형 용수철 요소가 해당 디스크 위치에서 감당하는 단면적과 길이의 계산이 가능하게 하고, 이를 토대로 그림3의 디스크 섬유륜 인대의 응력변형률 식을 만족하는 물성을 요소별로 부여받아 연산된다. 접촉요소는 면대면(surface to surface)요소를 이용하였고 활막액(synovial fluid)을 상사하기 위하여 마찰계수는 0.35, 초기 응집력은 20.3MPa를 선택하여 마찰 미끄러짐 접촉 조건을 적용하였다[30].

$$\tau_{max} = \mu^* \text{접촉압력} + \text{초기응집력}(initial\ cohesion) \quad (1)$$

여기서 μ = 마찰계수,

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_{YP}}{\sqrt{3}}, \sigma_{YP} = \text{피질골항복응력}(MPa)$$

이다. 척추 후관절의 정확한 실험값이 없기 때문에 단관절에서 시행착오를 거쳐 얻어진 두 개의 변수값(마찰계수, 초기응집력)에 의하여 마찰 미끄러짐 접촉 거동이 결정된다. 초기 응집력은 후관절 막낭의 초기 압력에 의한 저항력을 의미하며, 본 논문의 값은 식(1)처럼 접촉압력이 피질골 항복응력 100MPa정도인 107MPa 이상이 되면 미끄러지는 물리적인 의미를 내포하고 있다.

하중은 각 운동 방향에 대하여 ±10Nm 모멘트를, 압축시 400N을 적용하였고, 4단계(substep)로 증대시켜가며 접촉 비선형과 물성 비선형 거동을 얻는 해석을 수행하였다. 모델의 검증을 위하여 L5S, L45, L34, L23, L12로 구분된 각각의 단관절과 전체 모델 L1-S(그림 3)를 이용하였다. 단관절과 다중관절 모두 압축하

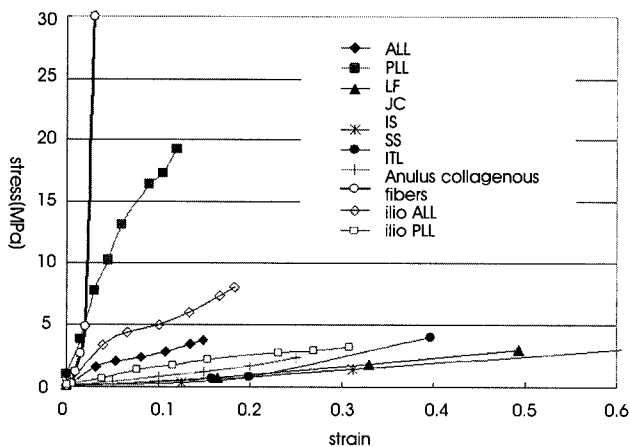


그림 2. 섬유륜 콜라겐 건 화이버(Shirazi, 1988)와 인대(Pintar, 1990)들의 응력 변형률선도

Fig. 2. Stress strain curve of annulus collagenou stendon fibers (Shirazi, 1988) and ligaments (Pintar, 1990)

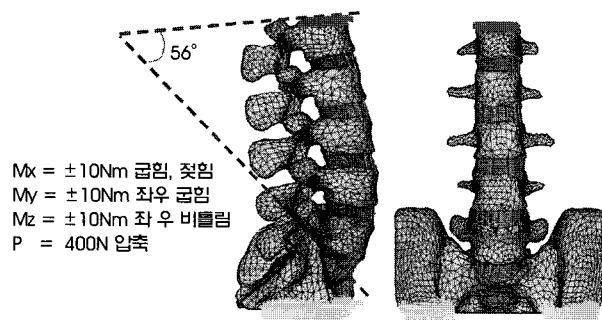


그림 3. 장골 요천추 유한요소 모델링 및 하중조건: L1과 천추 각 윗면 벡터로 계산된 요추 곡률각좌(측), 장요추 인대와 천장골 관절을 갖는 장골 요천추 모델(우측)

Fig. 3. Finite element modeling of the ilium-lumbosacrum and applied loading conditions: Lordosis angle calculated by tangential vectors on top surfaces between L1 and sacrum area (left), ilium-lumbosacrum model with iliolumbar ligaments and sacroiliac joints (right)

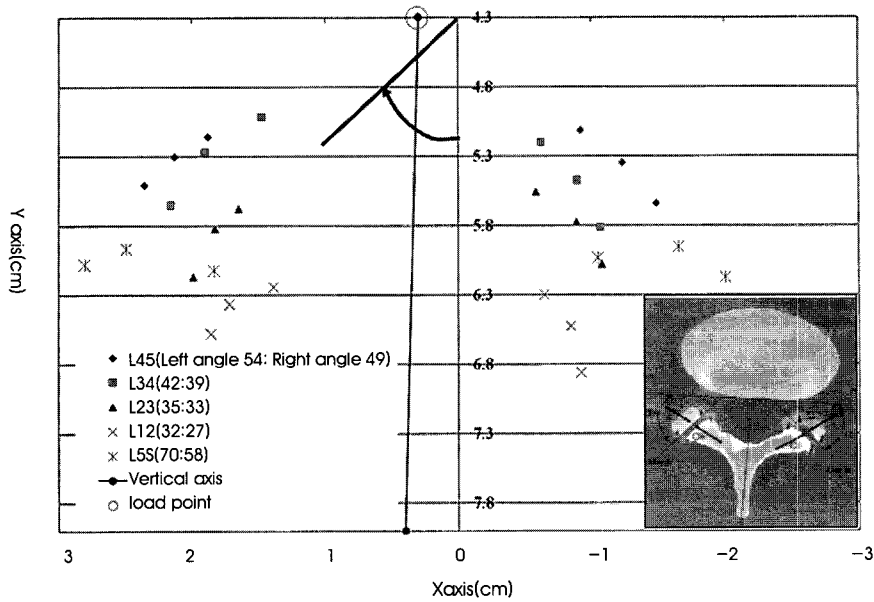


그림 4. 각 분절에서 수평면을 기준한 후관절 윗면의 좌우 대칭각, 안 그림은 전형적인 간극과 비대칭각 계산을 위한 도식도(수직축은 왼쪽으로 약 3° 기울어져 있다)

Fig. 4. Facet angles of superior articular surfaces of facet joints at various levels, inner DICOM file shows a schematic diagram to calculate typical clearances and a tropism (the vertical axis is inclined toward 3° left side)

중과 모멘트 하중은 해당 모델의 상부면에 가하였다. 경계조건은 단관절, 다중관절 모두, 바닥 면과 바닥에 접하는 후관절 면을 고정시켰다.

B. 다이콤 파일의 자료 분석

신원을 알 수 없는 다이콤(DICOM) CT형상을 해부학적인 삼차원 형상으로 만들어 해석하기 전에, CT 영상의 자료 분석과 삼차원 유한 요소 모델의 형상 측정을 통하여 생체공학적인 관점에서 유의사항이 있는지를 확인 하였다.

요추 곡률선(lordosis)

시상단면에서 L1 윗면과 천추 윗 면의 선 벡터를 \vec{a} , \vec{b} 라 하면 내적의 적을 통하여 곡률선 각도를 구할 수 있다.

$$\text{요추곡률선각} = \arccos \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|} \quad (2)$$

식 (2)을 사용하여 56도를 얻었다. 이 값은 정상인들의 20~60 이상(평균 50)과 유사하였다.

추체 형상

추체의 치수는 정상적인 서구인이나 한국인의 표준 척추 추체와의 치수 비교만으로는 이상여부 및 국적 판별이 어려웠다. Kim 등이 제안한[31] 골절기준인 설상압박 비율(wedge compression ratio), 양울(biconcavity ratio)과 압레비율(crush ratio)을 불만족하는 골절과 같은 기형상도 없음을 확인하였다. 다만, 좌측 장골

의 경우 가장자리(crest)가 뼈이식에 의하여 절단되었기 때문에 우측장골을 사용하여 대칭적인 모델을 완성하였다. 특이사항은 종판과 접하는 부분인 디스크면의 불균일과 종판 주변의 외부 골 성장은 하부요추와 천추에서 두드러져 보였다.

후관절 각도 및 간극

다이콤 파일로부터 얻어진 유한 요소 모델의 후관절의 중심 높이의 윗면에서 측정된 후관절 좌우 대칭 각도는 그림 4와 같다. 추체 아랫면에 접하는 후관절의 아래쪽 관절의 접촉면이 이루는 각도인 좌(aL), 우(aR) 대칭각의 차이(tropism)는 L5S를 제외하고는 5도 이내였다. 전체적으로 왼쪽으로 3도 정도 기울어져 있음을 보여준다. 후관절 각도는 전형적인 요추형상인 L45가 가장 크고 L12로 갈수록 점차 작아지는 전형적인 경향을 보였다. L1에서 L5까지의 관절은 부드러운 곡선형을 보여주며 좌우 비대칭 각도가 5도 이내지만 L5S는 약간 상이한 접촉표면 중앙이 깊이 들어간 형상이었으며 대칭각 차이가 5도를 넘었다. CT 다이콤 파일에서 측

표2. 후관절 좌우의 접촉 간극 및 차이

		L12	L23	L34	L45	L5S	Sacroiliac
CT DICOM	Right gap	1.3	1.78	2.25	2.32	1.3	no check
	Left gap	1.38	1.67	1.61	1.82	1.32	no check
	Difference	0.08	0.11	0.64	0.5	0.02	-
FE Model	Right gap	0.50	0.23	0.99	1.1	0.7	bony impaction
	Left gap	0.90	0.66	0.87	0.75	0.2	bony impaction
	Difference	0.4	0.43	0.12	0.35	0.5	-

정한 간극은 연골의 두께를 포함하지 않은 연유로 1.3-2.32mm을 보이고 있으나 접촉면이 고르지 않기 때문에 유한요소모델로 요소화하게 되면 0.2-1.1mm의 간극으로 차이가 발생하였다. 좌우 차이가 1mm를 넘는 경우만 임의로 약간 조정하여 표 2처럼 간극을 적용하였고, 천장 관절(sacroiliac joint)도 모델에 고려하였다.

다이콤 화일과 유한요소모델의 치수 차이

다이콤 화일에서 L4의 후방 추체 높이는 31.5mm이고 L5의 전방 추체 높이는 33mm이다. 그림 1처럼 거친 표면을 다듬질(smoothing)작업을 한 후 그림 3와 같은 유한요소 모델을 얻으면 해당 치수가 L4는 24.5mm L5는 25.7mm로 약22% 축소된 치수를 나타낸다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 피질골에 해당하는 셸 요소의 두께를 공히 1mm 고려하여 영상 치수와의 차이를 10% 전후로 보완하여 적용하였다.

III. 결 과

A. 모델의 결과 검증

단관절 (Singlejoint)

단관절 모델의 검증을 위하여, 전체 모델을 구성하는 모든 분절(FSU : Functional Spine Unit)인 L12, L23, L34, L45, L5S에 대한 평균 값을 대표 값으로 처리하여 그림 5에 실험치와 비교하였고, 해당 분절의 값은 그림 6에 실험치와 비교하여 나타냈다. 5 a)는 시상면(sagittal section)의 Mx, ±10Nm에 따른 평균 운동각도를 보여주는 것으로 비선형거동을 보이고 있으며 기 발표된 실험치와 유사함을 보여준다. 앞 굽힘은 6° 이상을 뒤 젖힘은 앞 굽힘의 2/3의 각도인 4° 이하를 나타냈다. 그림 5 b)는 하중에 따른 관상면(coronal section)의 평균운동영역을 나타내는 것으로 실험치인

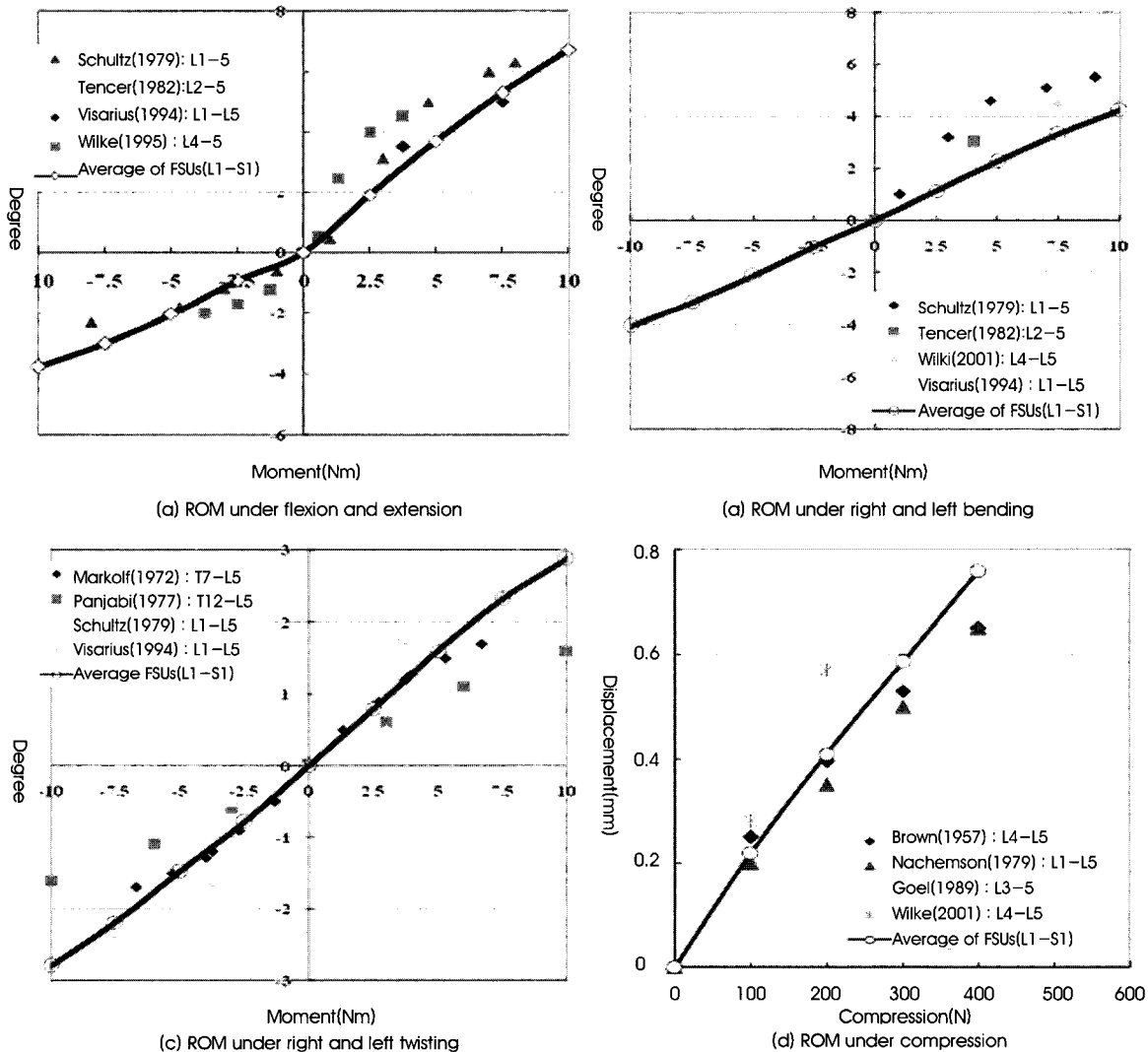


그림 5. 주어진 하중 조건에서 모든 분절의 평균 운동 영역 비교
 Fig. 5. Comparison of average ROMs of all segments under various loading conditions

약 5° 보다는 다소 작은 4.2°의 값을 나타내지만 비선형거동의 경향은 매우 유사하다. 그림 5 c)는 하중에 따른 수평면의 평균운동영역을 보여준다. 비선형성을 나타내며 Mz, ±10Nm에서 Visarius의 실험치인 2.9° 와 일치함을 보인다. 그림 5 d)는 압축 하중 400N에 대한 수직변위의 평균값을 시험치와 비교한 것이다. 고강성의 디스크에 대한 실험 결과인 Goel과 유연한 디스크에 대한 실험인 Wilke 보다는 중간 정도의 강성을 보이는 Nachemson의 결과와 잘 일치하고 있음을 보였다.

L12 분절에서 앞 굽힘 시 후종 인대의 인대력(ligament force)과 뒤 젖힘 시, 전종 인대의 인대력을 시험곡선과 비교한 것을 그림 6 a)와 b)에 차례로 나타냈다. 두 결과 모두 Schende의 비선형 거동을 보이는 다섯 시편의 실험결과 범위 내에 값이 있음을 보여준다. 10Nm에서 앞 굽힘시 후종인대는 5.22%에서 52.4N을, 뒤 젖힘시 전종인대는 4.48%에서 49.4N을 나타내고 있다. 그림 6 c)는

L45 분절에서 시상면 하중에 대한 인대 변형율을 나타낸다. 뒤 젖힘시 전종인대, 왼쪽 후관절 막낭인대, 오른쪽 후관절 막낭인대 각각 최대6%, 2-4%을 보이며, 앞 굽힘시 상극인대, 극간인대, 황색인대, 후종인대, 후관절 막낭인대, 횡인대는 각각 23%, 22%, 16-18%, 5%, 2%, 10%를 보인다. 이 결과는 Panjabi 등의 실험 결과 중에서 정상 디스크 인대 변형율 거동과 잘 일치한다[15]. 그림 6 d)는 최 외각 섬유륜을 구성하는 섬유륜 화이버의 최대 변형율을 하중별로 나타냈으며, 비틀림 하중의 결과는 실험치와 비교하였다. 앞 굽힘과 뒤 젖힘은 1.5-2.3%이며 좌우 굽힘은 1.5-2.2%이고 좌우 비틀림은 2.5%-3.9%를 보이는 바, 비틀림이 가장 큰 변형율을 야기시킨다.

Greenapple 등은 실험에서 30°를 갖는 외각 섬유륜에서 ±10Nm 부하시 최종값인 2.5%, 제하(unloading)시 4%를 보인 바, 달리 표현하면 2.5~4%의 범위 값을 보인다고 보았다. 따라서

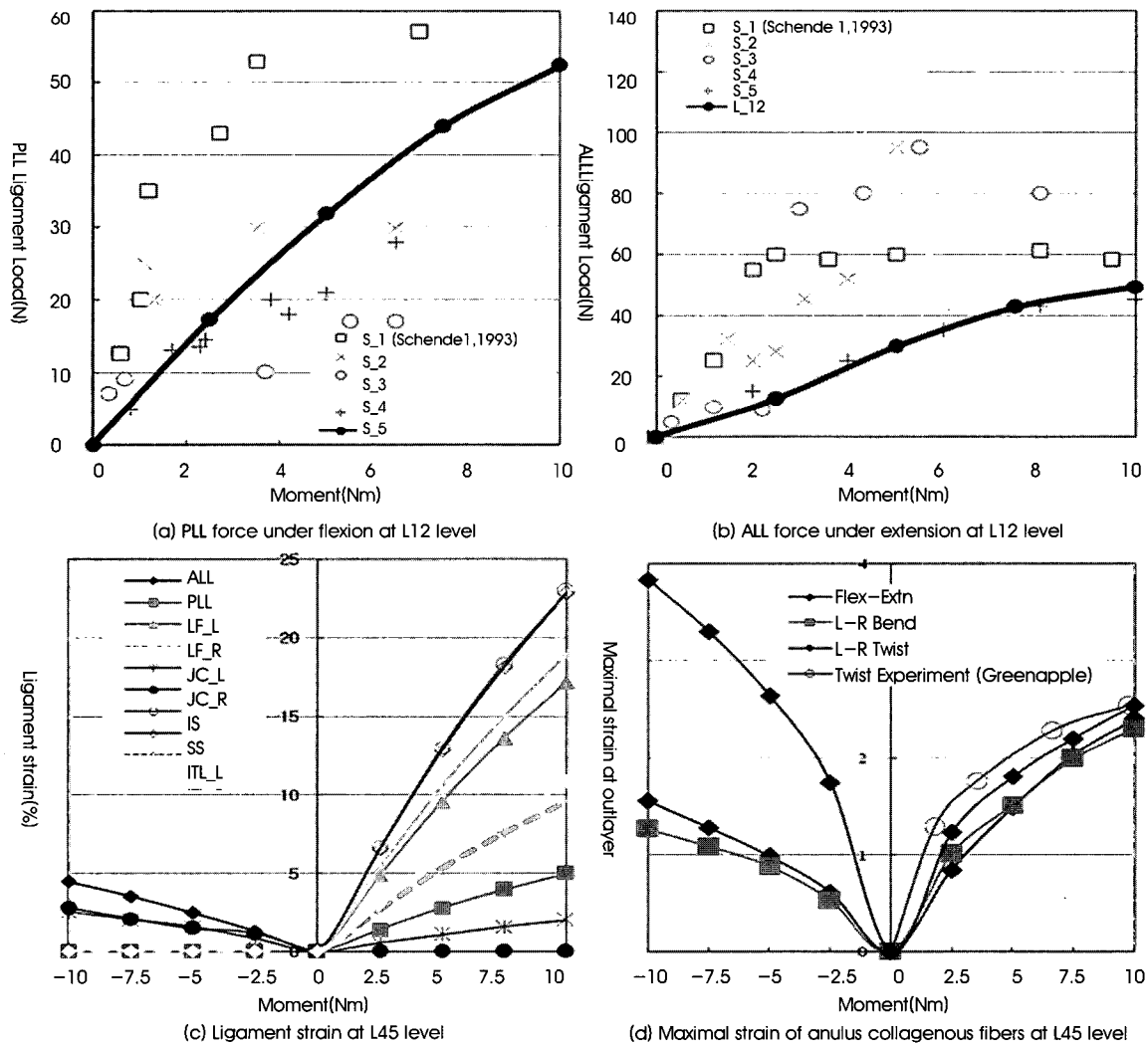


그림 6. 단 모델에서 오추 인대하중과 변형율 및 섬유 콜라겐 화이버의 최대 변형율을 검증
 Fig. 6. Verifications of lumbar ligament load, ligament strain and maximal strain of anulus collagenous fibers at single segmental level

본 논문의 비틀림 운동시 나타내는 좌우 최대 변형을 값 2.2~3.9%와 일치하며 변형되는 곡선의 비선형성도 유사함을 보였다[32]. 앞 굽힘의 값은 2.3%로 다른 해석 논문에서 제시한 2.1% [27]와도 유사하였다. 따라서 디스크 섬유륜 화이버는 4.0%를 넘는 경우 미세균열의 진전으로 6.57%를 넘는 경우 파손으로 판단하므로 비틀림이 가장 위험하다고 판단할 수 있다[1, 24].

다중관절(multijoint)

· 운동영역

우선, Yamamoto 등이 실험 한 조건은 장골과 요추를 잇는 인대(iliolumbar ligament)를 제거(절개)한 채 L1에서 장-천추까지 단계 시료를 가지고 여러 운동 조건에서 ±10Nm의 하중을 주면서 실험한 것이다[12]. 이와 동일한 조건으로 모델링 한 것이 그림 3에서 장요추 인대를 제거한 모델로, 하중과 운동을 그림 3처럼 적용하여 얻은 결과를 상기 실험과 비교한 것이 그림 7이다. 실험의 오차와 하중을 주지 않아도 움직이는 중립영역(neutral zone) 및 표준편차를 고려한 운동각도는 점선으로 덧붙였다. 본 논문의 앞 굽힘이나 좌/우 옆 굽힘은 실험값의 범위 내에 있다. 뒤 젖힘은 28°로 실험치의 최대값인 25.9°보다 작았지만 유사하다고 판단하였다. 비틀림은 13°를 얻었는바, 최대 실험값인 11.5°를 다소 벗어난다. 그러나 유사 실험 중에서 실험 측정치의 범위가 가장 넓은 White 실험[33]은 현 실험값보다 전체적으로 13% 넓은 값을 보인다. 즉 White 실험의 비틀림 13°와 비교할 때 거의 차이는 없었다. 따라서 현 모델의 운동범위는 실험 결과값의 범위 내에 있다고 판단하였다.

장요추 인대의 유무에 따른 전체 모델의 운동영역(ROM) 결과도 그림 7에 함께 표시하였다. 장요추 인대가 있는 경우, 없는 경우

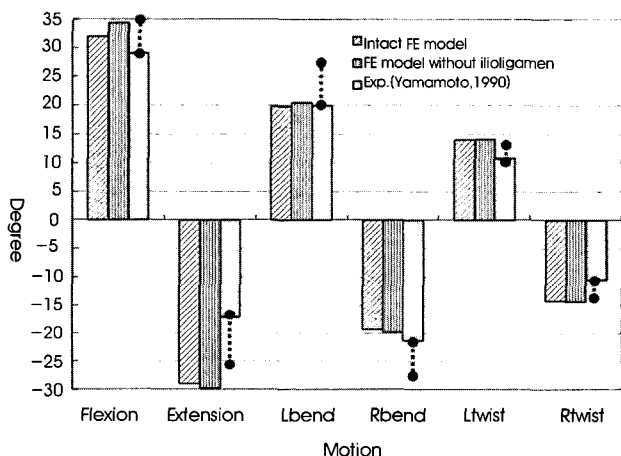


그림 7. 장요추 인대의 유무에 따른 인체모델과 실험치와의 운동 각도 비교
Fig. 7. Comparison of ROM of the intact model according to with and without iliolumbar ligaments with the experimental data

에 비하여 운동영역이 감소됨을 보여 준다. 전체모델에 대한 영향을 운동조건 별로 보면, 앞 굽힘은 8%, 뒤 젖힘은 2%, 좌우 젖힘은 각각 4%, 3% 그리고 좌우 비틀림은 1%의 운동영역이 감소됨을 보여준다.

· 장요추 인대

또 하나의 실험 결과는 Yamamoto 등이 동일한 하중 조건(각 운동 방향에 ±10Nm 모멘트)에서 장요추 인대를 갖는 L1-S3의 시료로부터 인대의 제거에 따른 L5S의 분절의 변화였다[34]. 정확한 결과 검증을 위하여 이미 보고된 장요추 인대의 길이와 유사한 길이(전방:30mm, 후방:13mm)와 위치를 적용하여 그림 3처럼 모델링 하였다[35, 36]. 그림 8은 장요추 인대의 유무에 따른 L5S의 운동영역의 감소비를 Yamamoto의 실험 결과와 비교한 것이다. L1-S 다중관절 중 L5S분절과 단지 L5S 단관절의 운동 변화를 포함하여 나타냈다.

단관절 L5S와 전체 모델중 L5S는 운동영역 감소비를 비롯하여 운동시 활성화되는 인대까지도 엄연한 차이를 보이고 있다. 단관절 L5S의 장요추 인대 역할보다는 다중관절의 장요추 인대가 앞 굽임시 31.2% 대 36.9%, 좌, 우 굽힘시 14.2%, 10.1%가 28.1%, 21.2%로 각각 운동영역의 감소가 더 커지는 결과를 보였다. 이와는 상이한 결과로 뒤 젖힘시 24.9% 대 10.8%, 좌, 우 비틀림시 10.8%, 11.7%가 5.6%, 10%로 각각 작은 값을 나타내었다. 단관절과 다중관절의 결과가 다르다는 것은 단관절의 시험이나 해석은 제한적일 수밖에 없음을 말해 준다. 다른 측면에서 보면 다중관절의 해석 값은 시험치와 마찬가지로 그 자체로 충분한 의미가 있음을 말해 주는 것이다.

우선 동일한 조건인 Yamamoto의 실험결과와 L1-S중 L5S의 결

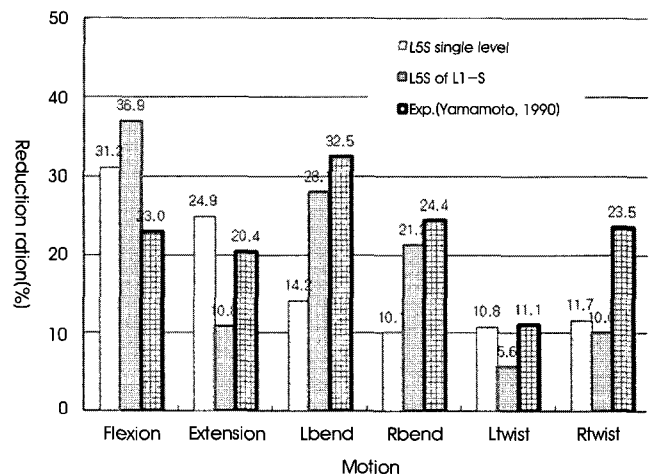


그림 8. 좌우 장요추 인대의 유무에 따른 L5S 단분절과 전체 모델중 L5S 분절에 대한 실험 결과와의 감소된 운동영역 비율 비교

Fig. 8. Comparison of ROM of single L5-S and L5-S among multilevel L1-S3 according to with or without iliolumbar ligaments with the experimental data

과 중 감소된 운동영역 비율을 비교하였다. 좌,우 굽힘은 28.1% 대 32.5%와 21.2% 대 24.4%로 매우 유사한 결과를 보여주고 있다. Yamamoto의 결론대로 좌우 굽힘시 중요한 역할을 하고 있음을 보여준다. 이외에도 앞 굽힘도 36.9% 대 23.0%로 중요한 역할을 담당하는 결과를 보여주고 있다. 뒤 젖힘은 10.8% 대 20.4% 좌, 우 비틀림은 5.6%, 10%가 11.1%, 23.5%로 각각 약 10% 내외의 차이를 보여준다. 그러나 이러한 운동의 경우, 인대와 더불어 주로 후관절에 의해 제한되는 점을 감안하면 본 논문의 결과는 역학적인 관점을 벗어난 값들은 아니라고 본다. 오히려 L5-S3를 실험한 Leong의 실험결과[37]의 뒷젖힘과 비틀림의 경우, 20%와 5%의 감소비를 보이는데 본 논문의 단관절 L5S은 24.9%와 5.6-10%로 매우 유사한 결과를 보이기 때문이기도 하다. 결론적으로 뒤 젖힘과 좌우 비틀림에서도 장요추 인대는 L5S 분절의 운동영역을 10% 정도 제한하는 중요한 역할을 보여 준다고 볼 수 있다.

B. 다중관절 모델의 결과

디스크

그림 9는 각 운동 방향에 ±10Nm 모멘트 하중 하에서 수핵과 섬유륜을 누르고 있는 중판 위에서 디스크에 걸리는 하중의 합을 나타냈다. L5S 디스크는 앞 굽힘 시 가장 큰 하중 225N을 나타내고 비틀림, 우측 굽힘, 뒤 젖힘에 따라 작은 값을 보여준다. L45 디스크는 비틀림시 250N으로 가장 크고 뒤 젖힘, 앞 굽힘, 우측 굽힘 순으로 작아진다. 운동 별로 보면 앞 굽힘, 옆 굽힘 시 L5S에 하중이 가장 많이 걸리고 비틀림일 때는 L45 디스크가 최대값을 보여 주고 있다. 뒤 젖힘 때는 위 부분의 디스크 L23의 하중이 높고 L5S 디스크는 낮은 편이다.

후관절

그림 10은 각 운동 방향에 ±10Nm 모멘트를, 압축시 400N의

하중 하에서 좌 우 후관절의 접촉력을 분절 별로 나타냈다. 뒤 젖힘 시 최대하중은 L23에서 183N, 비틀림 시 최대 하중은 L12에서 200N, 옆 굽힘 시 최대하중은 L12에서 125N을 보인다. 또한 뒤 젖힘의 경우, 위 분절부터 좌측과 우측의 비는 27N:26N, 72N:184N, 129N:29N, 100N:36N, 19N:60N 으로 불균형 하중을 보여주고 있다. 큰 하중을 기준으로 비율을 계산하면, 4%, 61%, 78%, 64%, 68%의 좌우 하중 차이를 나타내고 있다. 측면 우측 굽힘의 경우 우측은 우측 면이 모두 접촉이 발생하고 좌측은 상단 L12에서 L34까지만 부분적으로 접촉하게 된다. 하중도 우측은 60-90N을, 좌측은 20-130N을 보여 주고 있다. 비틀림은 하중의 크기가 L5S의 159N, L45의 192N, L34는 약간 작은 187N 그리고 L23은 199N, L12는 204N까지 대체로 증대되는 결과를 보여준다.

기타인대

그림 11은 7개의 인대와 장요추 인대 2개에 대한 하중조건(각 운동 방향에 ±10Nm 모멘트를, 압축시 400N)에 따른 변형율을 나타냈다. 표 3은 그림에서 누락된 좌측 굽힘과, 좌측 비틀림 그리고 압축시 모든 인대의 변형율을 포함하여 나타냈다. 전중인대는 뒤 젖힘시 5% (L45)~22.5% (L12)이며 이곳에서 최대값을, 후중인대는 앞 굽힘시 4%(L23,L34)~ 6% (L5S)로써 이곳에서 최대값을, 황색인대는 앞 굽힘시 11% (L5S)~22% (L23)로써 이곳에서 최대값을, 후관절 막낭 인대는 비틀림 운동시 6% (L45)~16% (L23)로써 이곳에서 최대값을, 극간인대는 앞 굽힘시 13% (L5S)~29% (L12)에서 최대값을, 상극인대는 앞 굽힘시 15% (L5S)~35% (L34)에서 최대값을, 횡인대는 옆 굽힘시 8% (L34)~14% (L45)에서 최대값을 보여 준다. 후방 장요추 인대는 앞 굽힘시 16%로 최대값을, 전방 장요추 인대는 옆 굽힘시 2.8%의 최대값을 나타낸다. 앞 굽힘은 전방 (16% 변형율) 장요추 인대

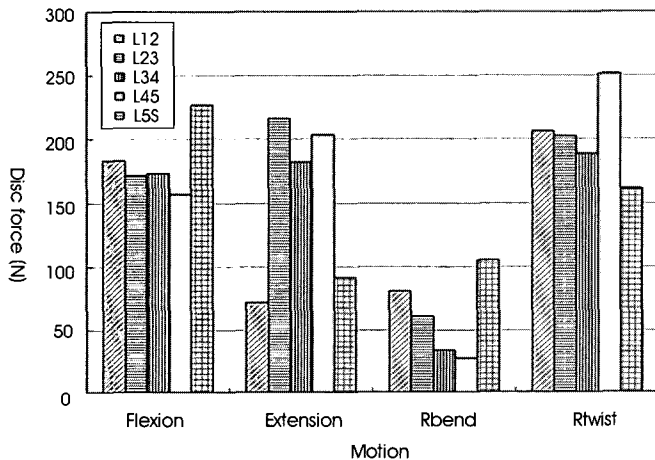


그림 9. 각 분절의 디스크 하중
Fig. 9. Disc forces at all segmental levels

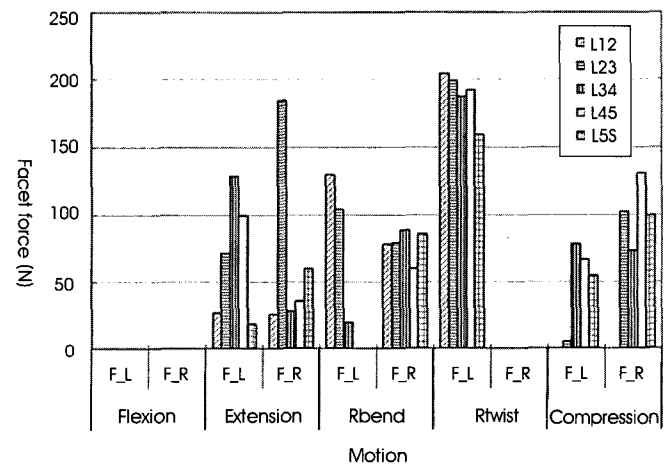


그림 10. 좌우 후관절 접촉 하중
Fig. 10. Contact forces of posterior facet joint at right and left sides

에 의하여 운동이 제한되고, 좌우 굽힘은 각각 반대측의 전방 (2~3% 변형율) 및 후방 (5~9% 변형율) 장요추 인대에 의해 제한 된다. 비틀림은 전방 (0.7%)과 후방인대 (9%)가 변형되지만 주로 후방인대의 작용에 의하여 안정화되고, 뒤 젖힘은 미약하지만 전 방인대 (1.6% 변형율)가 활성화됨을 그림 11은 보여준다. 표3.에서 는 좌우 굽힘과 좌우 비틀림의 차이 및 압축하중에 따른 전형적인 인대의 변형을 보여준다. 특히 장요추인대는 L5추체 윗면의 중심 보다 아래의 횡돌기로부터 우측 아래의 장골로 이어져 있는 기하 학적인 면이 있기에 전형적인 거동을 보여 준다. 장요추 인대는 좌 우 굽힘시 5.3%(우측):9.6%(좌측)에서 최대 인장이 발생하며 우 측 기준으로 44%의 차이를 보이며, 좌우비틀림시 9.4%(좌 측):6.1%(우측)의 최대(평균)변형율을 보이며 우측 기준시 35% 의 차이를 나타낸다. 운동별로 인대의 특성을 기술하면, 앞 젖힘의

경우 앞쪽에 붙어 있는 전중인대와 장요추 전방인대는 압축을 받 으므로 변형율(신장)은 나타나지 않고 나머지 인대들은 신장변형 율을 나타낸다. 반대로 뒤 젖힘의 경우, 신장이 되는 전중인대와 장 요추 전방인대 그리고 후관절 막낭인대는 변형율을 나타낸다. 좌 측굽힘의 경우 좌측이 굽어지므로 전중인대를 포함한 우측 횡인 대, 우측 황색인대, 우측 및 좌측 후관절 막낭인대 그리고 우측 장 요추 후관절 인대가 주로 신장됨을 보인다. 우측굽힘의 경우, 전중 인대를 포함하여 좌측 횡인대, 좌측 황색인대, 좌측 및 우측 후관절 막낭인대 그리고 좌측 장요추 후관절 인대가 주로 신장됨을 보인 다. 우측비틀림의 경우, 전중인대와 후중인대는 아주 작은 신장을 보여 주는 대신 주로 우측 황색인대, 우측 후관절 막낭인대,우측 횡 인대,좌측 장요추 후방인대가 신장을 보인다. 좌측비틀림의 경우, 수치의 차이만 다를 뿐 전중, 후중인대는 작은 값을 좌측의 인대가

표 3. 모든 하중 조건에 따른 장요추 및 요추 인대 변형율
Table 3. lliolumbo and lumbar ligaments according to all loading conditions

		ALL	PLL	LF_L	LF_R	JC_L	JC_R	IS	SS	IT_L	ITL_R	A_L	A_R	P_L	P_R
Flexion	L12		5.3	20.5	20.1	8.7	1.7	29.3	35.5	11.3	13.8				
	L23		4.3	18.4	22.5	4.0	10.7	27.5	32.3	10.0	11.2				
	L34		4.3	18.5	20.9	9.0	0.0	24.6	37.1	8.6	9.4				
	L45		5.1	17.0	18.7	2.2	0.0	24.1	22.8	9.6	10.9				
	L5S		6.2	11.4	11.2	15.9	6.6	12.9	15.9	0.0	0.0	0.0	0.0	15.2	16.5
Extension	L12	23.2				24.3	17.7								
	L23	7.0				1.5	1.7								
	L34	6.0				0.9	4.4								
	L45	5.3				1.8	2.5								
	L5S	13.0				0.0	0.0					1.6	1.0	0.0	0.0
L Bending	L12	10.4	0.0		0.6	8.2	2.4				11.0				
	L23	6.8	0.0		2.7	2.2	4.2				9.8				
	L34	7.6	1.4		2.2	1.0	1.0				9.1				
	L45	6.5	1.9	0.7	7.1	0.3	2.0	5.2	4.0	0.0	13.2				
	L5S	1.7	0.8	0.6	3.9	3.2	9.1	2.8	1.4	0.0		0.0	2.8	1.9	9.6
R Bending	L12	12.7	0.7	1.0	0.0	3.9	6.3	0.0	0.0	9.6					
	L23	8.2	1.2	2.8	0.0	3.9	1.4	0.0	0.0	10.0					
	L34	7.1	0.6	3.0	0.0	3.9	3.6	0.8	0.4	8.9					
	L45	4.6	1.9	8.1	1.3	6.8	0.1	4.5	4.5	13.7					
	L5S	4.8	2.7	5.5	0.6	14.2	0.0	2.8	3.4	0.0		1.9	0.0	5.3	0.5
L Twisting	L12	6.0	1.0	4.9	0.6	14.0		5.3	4.0	4.8					
	L23	0.6	0.5	6.2	0.7	10.6		7.1	3.1	4.2					
	L34	0.0	0.2	2.3	0.4	13.1		2.8	0.2	2.3					
	L45	0.4	0.0	2.1	0.0	20.3		6.2	0.1	1.5					
	L5S	1.9	0.0	0.0	2.5	12.3		0.0	0.0	0.0		0.8	0.1	0.0	6.1
R Twisting	L12	2.5	1.0	0.5	6.0		11.1	6.2	3.7		7.4				
	L23	2.6	0.3	0.5	5.3		16.7	3.0	0.9		4.9				
	L34	0.9	2.6	0.6	3.0		11.1	2.7	0.3		2.4				
	L45	0.9	1.2	0.2	1.5		6.2	1.8	0.2		1.9				
	L5S	1.1	0.0	0.1	0.0		11.1	0.0	0.0		0.0	0.0	0.0	9.4	0.0
Comp	L12	3.0				4.7	4.5								
	L23	2.1				1.3	2.6								
	L34	2.2				0.4	5.3								
	L45	0.8				0.8	0.3								
	L5S	0.0				0.0	0.0					0.0	0.0	1.6	1.6

ALL=전중인대, PLL=후중인대, LF_L=좌측 황색인대, LF_R=우측 황색인대,JC_L=좌측 후관절 막낭 인대, JC_R=우측 후관절 막낭 인대, IS=극간인대, SS=상극인대, ITL_L=좌측 횡인대, ITL_R=우측 횡인대, A_L=좌측 장요추 전방 인대, A_R=우측 장요추 전방 인대, P_L= 좌측 장요추 후방 인대, P_R= 우측 장요추 후방 인대

신장된다. 상극인대와 극간인대도 좌우 굽힘과 좌우 비틀림시, 최대 7%정도의 신장율을 나타내는 것은 운동 결합(motion coupling)에 의한 것으로 모멘트 하중만을 주었지만 약간의 전단력에 의한 변형도 함께 나타나기 때문이다 이미 보고된 운동영역 실험 결과와 맥을 같이 하는 결과이다[10]. 압축시, 요추 곡률선 때문에 뒤쪽으로 젖혀지면서 높이 방향으로 수축되는 운동형태를 보이는데, 전중인대는 3%, 좌우 후관절 막낭인대는 4.7%, 좌우 장요추 후방 인대는 1.6%의 변형율을 보여준다.

장요추 인대의 역학적 영향

장요추 인대의 절개 전후에 따른 역학적 변화인, 디스크의 하중비와 후관절의 하중비를 모든 분절에 따라 그림 12에 표시하였다. 여기서 하중비란 장요추 인대가 없는 모델의 하중에 대한 인대를 가진 모델의 하중의 비율을 말한다. 디스크의 하중 변화는 L12부

터 L45 분절의 디스크에서는 발생하지 않고, L5S에서 주로 나타났다. 앞 굽힘시 1.15배, 뒤 젖힘시 1.1배, 좌우 굽힘시 1.52배와 1.51배, 좌,우 비틀림시 0.95배와 0.9배 그리고 400N 압축시 0.93배의 증감 변화가 발생되었다. 후관절 하중 변화도 L12부터 L45 분절이 아닌 L5S에서 발생 하였다. 앞 굽힘시 1.37배, 뒤 젖힘시 0.76배, 좌우 굽힘시 0.83배와 0.85배, 좌우 비틀림시 0.96배와 0.86배 그리고 400N 압축시 좌측은 0.93배 우측은 1.28배 증대와 감소의 변화가 발생되었다. 물론 L12에서 압축시 0.86배, 옆 굽힘시 0.96배의 변화가 없는 것은 아니지만 무시할 만 하였다. 이러한 결과는 그림 8의 운동영역의 감소와 연관된 현상으로 대체로 후관절 하중의 감소를 가져오게 된다. 이러한 하중 분담의 공백은 앞 굽힘과 좌우 굽힘은 디스크와 장요추 인대가 주로 메운다고 볼 수 있다. 좌우 비틀림은 운동영역의 감소만큼 후관절 하중의 감소와

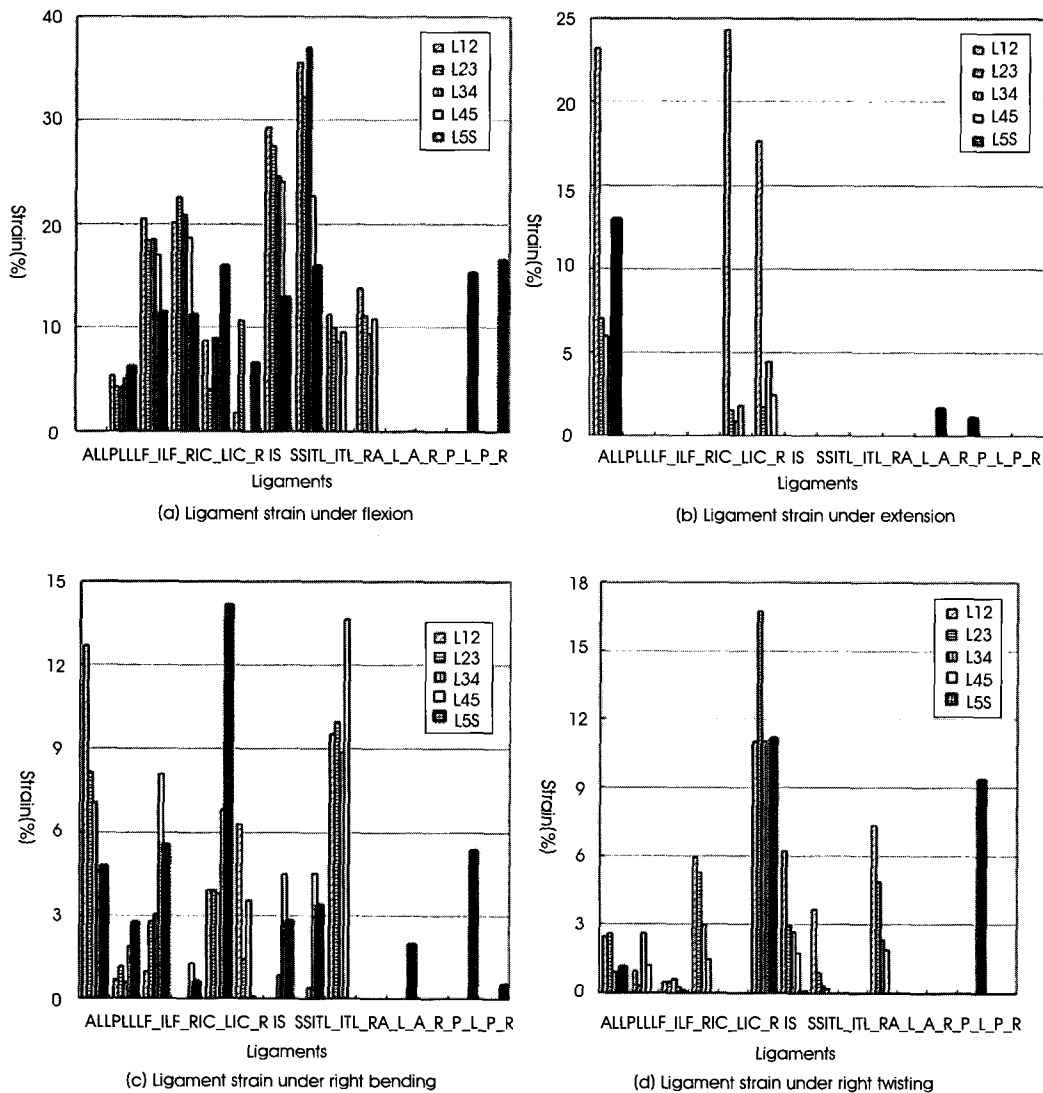


그림 11. 운동에 따른 인대의 변형률
Fig. 11. Ligament strains according to various loading conditions

스크 하중의 감소를 나타내는 경향을 보여준다. 뒤 젖힘은 전방 장요추 인대의 1.7%(약6N에 해당)변형에 따른 활성화로 약간의 디스크 하중 증대와 후관절 하중의 좌우측 증대와 감소를 보여 준다.

IV. 고 찰

장요추 인대는 그림 3처럼 L5의 횡돌기 근처 부근과 장골을 잇는 인대이다. 유아기 때는 근육 뭉치었던 것이 삼사십대를 거쳐 점차 근육은 사라지고 인대화된다[1]. 이 인대는 L45에서도 보이지만[1] 단면적이 작아 고려하지 않는 것이 일반적이기 때문에 모델링하지 않았다[34]. 앞 굽힘과 뒤 젖힘시 운동을 제한하고 특히 좌우 굽힘시 역할[34], 비틀림 안정화 역할[38]도 하며 후방 장요추 인대(posterior iliolumbar ligament)가 L5의 전방 변위를 방해하므로 골간 분리증(spondylolysis)을 잡아주는 역할을 한다는 실험 결과가 있다[39]. 본 논문의 결과도 이를 뒷받침하는데 앞 굽힘시 후방 장요추 인대가 L5의 움직임을 뒤에서 잡아주므로 전방이탈이 어렵고 논문 결과대로 약 20%의 L5S 운동영역을 감소시킨다고 생각된다. 마찬가지로 그림 8처럼 좌우 굽힘이나 비틀림에서도 후방 장요추는 운동에 작용하여 요추를 안정화 시키는 역할을 한다고 볼 수 있다. 그러나 다른 한편으로 장요추 인대의 생성은 역학적으로 L5S 디스크 와 L5S 후관절의 하중 변화를 가져오기 때문에 요통의 간접적인 원인이 될 수도 있다고 본다.

후관절의 하중에 영향을 주는 변수로는 그림 4에 나타난 대칭각과 표 2의 접촉 간극이다[40]. 대칭각은 단관절에서는 작용점으로부터 동일한 높이에서 같은 거리를 갖는 후관절이라면 좌우가 동일한 하중을 가질 것이다. 그러나 그림 4의 접촉면의 좌우 모멘트 팔 차이와 표 2의 간극차이 및 분절의 높이와 요추곡률은 하중의 불균형을 가져 온다. 10Nm에서 후관절 접촉하중의 실험치는 L34의 Wilson 등[41]은 뒤 젖힘은 15-70N, 비틀림은 70-140N 이며

L12에서 Schendel 등의 실험치[14]는 압축과 굽힘을 동시에 고려하면서 뒤 젖힘이 130-200N, 비틀림은 80N을 제시했다. 본 논문에서 단관절 결과를 보면, L34의 뒤 젖힘은 13-120N, 비틀림은 190N이었으며, L12의 뒤 젖힘은 16-141N, 비틀림은 200N이다. 실험치에 비해 뒤 젖힘은 범위내이며 비틀림은 약30% 큰 값을 보이고 있다.

전체 모델을 해석한 Shirazi-Adl 은 요추 모델에서 앞 굽힘은 7.5Nm 이상에서 발생되지만 무시할만한 하중으로 5N 정도였고 비틀림은 간극이 넓은 1.25mm일 때, 107-154N, 뒤 젖힘은 80-175N, 좌우 굽힘은 25-80N이었다[26, 42]. 본 논문의 결과는 뒤 젖힘이 19-183N, 비틀림이 169-206N, 좌우 굽힘이 20-184N이다. 뒤 젖힘은 만족하지만 비틀림은 값 차이가 약간 있고 좌우 굽힘은 최대 값 비교시 2배를 넘었다.

이런 차이는 첫째, 기존에 보고 된 논문에서는 비마찰식(frictionless), 접촉강성(contact stiffness)으로 75MPa을 사용했지만 현 논문은 마찰 미끄러짐 접촉 사용과 결합력 20.30MPa을 사용하여 각도를 제어한 방법의 차이. 둘째, 추체를 강체와 탄성체 범요소로 단순화한 것에 대비되는 탄성체 사용. 셋째, 균일간극 사용에 대비되는 자유간극(표 2)의 사용과 대칭각의 차이이다. 넷째는 이동각도의 차이이다. 다섯째는 인대의 부착위치이다. 이러한 복합적인 이유로 기존 논문과 차이가 발생한다고 보여진다. 좌우 굽힘의 경우는 두 번째와 세 번째의 이유로 기존 논문과 하중 차이가 난다고 생각된다. 비틀림운동도 기존 논문은 분절 평균 1.7°에서 전체 8.5°를 보인 반면 현 논문은 분절 평균 2.3°에서 전체 13.0°를 나타내듯이 운동영역의 증대에 따라 하중 증대가 발생하는 것으로 보인다. 따라서 현 논문의 접촉하중 값은 현 모델링에 맞는 결과값이다.

지금까지 발표된 논문의 인대관련 물성은 상당히 범위가 넓고 다양하다. Goel 등 [43]이 사용한 물성치는 Chazal 등[44]의 실험

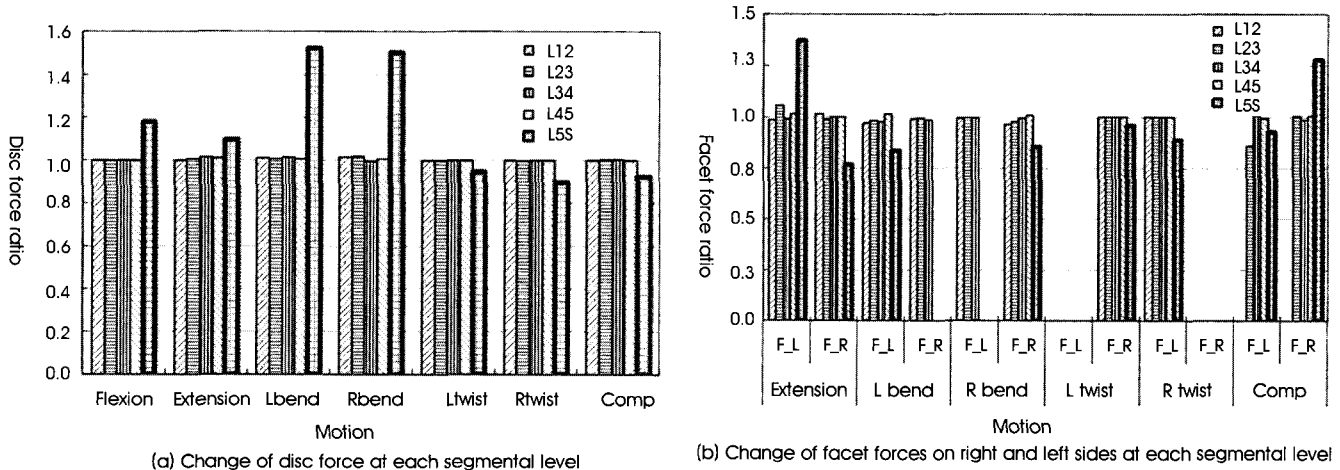


그림 12. 장요추 인대의 영향
Fig. 12. Effects of iliolumbar ligaments

치를 인용하였으나 쌍일차(bilinear)곡선으로 매우 단순화된 식이며 Shirazi-Adl 등도 기 발표된 물성치 자료의 부족을 이유로 서로 다른 인대를 동일한 물성으로 처리하고 운동영역만으로 검증과정을 하였기 때문에 부정확성을 내포하고 있다. 본 논문에서 적용한 Pintar[28] 실험치인 하중과 변위의 곡선을 측정된 면적과 길이로 나누어 그림 3으로 표현하였다. 또한 전중인대와 후관절 인대를 제외한 모든 인대는 모델링의 길이를 실험치의 길이와 거의 동일하게 처리하여 오차를 줄였다. 요추곡률 및 해부학적 모형을 해치지 않기 위해서는 피할 수 없는 해부학적 모델링의 어려움은 요소의 길이와 실험치의 길이가 일치 하지 않는 경우인데 인대의 위치를 변경하여 분절운동의 결과인 인대의 변형율과 운동각도를 실험값에 일치되도록 인대의 위치를 변경한 결과이다. 길이가 일치하지 않는 경우가 전중인대와 후관절 인대였다. 그림 11처럼 각 단별 변형율의 결과가 모두 실험치의 범위를 벗어나지 않도록 하여 길이에 대한 오차를 보정하였다. 다시 말하면 각 단별로 L12의 인대 하중과 L45의 인대 변형율을 그림 6처럼 검증한 후 전체 모델로 확장 적용하였고 이 값들이 그림 11처럼 인체하중의 범위에 들어가는 것을 확인하였기 때문에 기존 논문보다는 정확한 결과이다.

본 모델이 부족한 점은 장-천추의 모델링이 부분적이라는 점이다. 이로 인하여 천장관절이 1/3로 제한되었기 때문에 이들 밑부분(S2-S3)에 붙어있는 천장인대를 고려 못했다는 점이다. 본 논문에서는 천장관절에 대하여 접촉 면적이 적은 점을 최대 0.2°로 제한되는 골 유착 조건인 완전 접촉조건을 사용하여 해결하였다. 그러나 좀 더 정확한 값을 얻으려면 장골의 완전한 모델링과 천추와 장골에 부착되는 장골 인대들의 모델링 그리고 이와 상응하는 측정된 물성치 적용을 통한 해석이 필요하다고 본다. 향후, 현 모델은 인공디스크의 설계와 평가뿐 아니라, 보다 발전된 근육모델이나 골 재생생이론을 고려한 모델 등으로 확장 가능하리라 보인다. 그러나 모델링 측면에서 본다면 요통의 원인을 생체역학적으로 정확히 규명하기 위해서는 고관절을 포함한 완전한 장골 요추 천추 모델의 개발과 해석도 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

DICOM 파일을 이용하여 만들어진 장골 일부와 요천추의 해부학적 유한요소 모델의 거동은 기존 실험치와 잘 일치하는 결과를 보였다. 장요추 인대는 주로 앞 굽힘시 후방인대가 좌우 굽힘에 좌우측 전후방 인대가 안정화 역할을 하였다. 또한 전체모델의 운동 조건에 따라 1-8%의 전체 운동영역감소 효과가 있었으며, L5S 분절에서 후관절 하중은 0.8-1.4배, 디스크는 0.9-1.5배의 하중 변화를 유발시켰다. 뒤 젖힘을 제외한 앞 굽힘, 좌우 굽힘 및 좌우 비틀림에서 하부 디스크인L45, L5S의 디스크 하중이 상부 디스크보다 컸다. 장요추 인대 중 후방인대가 앞 굽힘시 16%, 비틀림시 10%의 변형율이 예측 되었다. 본 모델은 인공디스크 개발 및 근육격 모델 해석시 사용 가능하리라 본다.

참고문헌

- [1] Bogduk, N., and Twomey, L. T., *Clinical Anatomy of the Lumbar and Sacrum*, Churchill Livingstone, 1997.
- [2] White, A. A., and Panjabi, M.M., *Clinical Biomechanics of the Spine*, New York, Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- [3] Pitkanen, M. T., Manninen, H.I., Lindgren, K.A.J., Sihvonen, T.A., Airaksinen, O., and Soimakallio, S., "Segmental lumbar spine instability at flexion-extension radiography can be predicted by conversional radiography," *Clinical Radiology*, vol.57, pp. 632-639, 2002.
- [4] Marras, W. S., Parnianpour, M., Ferguson, S.A., Kim, J.Y., Crowell, R.R., and Simon, S. R., "Quantification and classification of low backdisorder based on trunk motion," *Eur.J.Phys.Med. Rehabil*, vol.3, pp. 218-235, 1993.
- [5] Shirazi-Adl, A., Shrivastava, S.C., and Ahmed, A.M. , "Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression; A three dimensional nonlinear finite element study," *Spine*, vol.9, pp. 120-134, 1984.
- [6] Gilbertson, L. G., Goel, V.K., Kong, W.Z., and Clausen, J.D. , "Finite element methods in spine biomechanics research," *Critical Reviews in Biomedical Eng.*, vol.23, pp. 411-473, 1995.
- [7] Prendergast, P. J., "Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design," *Clinical Biomechanics*, vol.12, no.6, pp. 343-366, 1997.
- [8] Hirsch, C., and Nachemson, A., "New observation on the mechanical behavior of lumbar discs," *Acta.Orthop.Scand*, vol.23, pp. 254-283, 1954.
- [9] Brown, T., Hansen, R.J., and Yorra, A.J., "Mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs," *J. Bone. Joint. Surg. Am.*, vol.39a, pp. 1135-1164, 1957.
- [10] Schultz, A. B., Warsick, D.N., Berkson, M.H., and Lachemson, A.L., "Mechanical properties of human lumbar spine motion segments-part I : responses in flexion, extension, lateral bending, and torsion," *J. Biomechanical Eng.*, vol.101, pp. 46-52, 1979.
- [11] Berkson, M. H., Lachemson, A.L., and Schultz, A.B., "Mechanical properties of human lumbar spine motion segments-part II :responses in compression and shear; influence of gross morphology," *J. Biomechanical Eng.*, vol.101, pp. 53-57, 1979.
- [12] Yamamoto, I., Panjabi, M, Crisco, T., and Oxland,T., "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint," *Spine*, vol.14, pp. 1256-1260, 1989.
- [13] Visarius, H., *On the experiment and mathematical modeling of the viscoelastic behavior of the human spine*, Ph.D thesis, Wayne State University, Detroit, 1994.
- [14] Schendel, M. J., Wood, K.B., Buttermann, G.R., Lewis, J.L. and Ogilvie, J.W., "Experimental measurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine," *J. Biomechanics*, vol.26, pp. 427-438, 1993.
- [15] Panjabi, M. M., Goel, V.K., and Takata, K., "Physiologic strain in the lumbar spinal ligaments; An in vitro biomechanical study," *Spine*, vol.7, pp. 192-202, 1993.
- [16] Miyasaka, K., Ohmori, K., Suzuki, K. and Inoue, H,

- "Radiographic analysis of lumbar motion in relation to lumbosacral stability: investigation of moderate and maximum motion," *Spine*, vol.25, pp. 732-737, 2000.
- [17] Husson, J. L., Korge, A., Polard, J.L., Nydegger, Th., Kneubuhler, S., and Mayer, H.M., "A memory coiling spiral as nucleus pulposus prosthesis; concept, specification, bench testing and first clinical results," *J. Spinal Disorder*, vol.16, pp. 405-411, 2003.
- [18] Tropiano, P., Huang, R.C., Girardi, F.P., and Marnay, T., "Lumbar disc replacement; preliminary results with prodisc II after a minimum follow-up period of 1 year," *J. Spinal Disorders & Techniques*, vol.16, pp. 362-368, 2003.
- [19] Wilke, H. J., Kavanagh, S., Neller, S., Haid, C., and Claes, L.E., "Effect of prosthetic disc nucleus on the mobility and disc height of the L4-5 intervertebral disc postnucleotomy," *J. Neurosurg*, vol.95, pp. 208-214, 2001.
- [20] Ooij, A. V., Oner, F.C., and Verbout, A.J. , "Complications of artificial disc replacement; a report of 27 patients with the SB Charite disc," *J. Spinal Disorders & Techniques*, vol.16, pp. 369-383, 2003.
- [21] Kulak, R. F., Belyschko, T., Schultz, A.B., and Galante, J.O., "Finite element stress analysis of an intervertebral disc," *J. Biomechanics*, Vol.7, pp. 277-285, 1974.
- [22] Shirazi-Adl, A., "Finite element evaluation of contact loads on facets of an L2-L3 lumbar segment in complex loads," *Spine*, vol.16, pp. 533-541, 1991.
- [23] Kim, Y. E., Goel, V.K., Weinstein, J.N., and Lim, T.H., "Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode," *Spine*, vol.16, pp. 331-335, 1991.
- [24] Lavaste, F., Skalli, W., Robinson, S., Roy-Camille, R., and Mazel, C. , "Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine," *J. Biomechanics*, vol.25, pp. 1153-1166, 1992.
- [25] Shirazi-Adl, A., and Parnianpour, M. , "Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression," *Spine*, vol.18, pp. 147-158, 1993.
- [26] Shirazi-Adl, A., "Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion-mechanics of facet articulation," *Spine*, vol.27, pp. 289-299, 1994.
- [27] Shirazi-A., A., Ahmed, A.M., and Shrivastava, S.C., "A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments," *J. Biomech*, vol.19, pp. 331-350, 1986.
- [28] Pintar, F. A., *The Biomechanics of Spinal Elements (ligaments, vertebral body, disc)*, Marquett university, Milwaukee, 1986.
- [29] Kim, H. T., and Ha, S.K., "Development of finite element to analyze human intervertebral disc," *J. Engineering & Technology*, vol.12, pp. 127-135, 2003.
- [30] Tsukamoto, Y., Yamamoto, M., Mabuchi, K., Morita, M., and Sasada, T., "Boundary lubricating property of synovial fluid on artificial material and lubrication of artificial joints," *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, vol.57, no.1, pp. 91-99, 1983.
- [31] Kim, N. H., Moon, S.H., Lee, H.M., and Kim, D.H., "Spinal dimensions and shape variation in Koreans radiographic quantitative morphometry," *J. Korean Orthop*, vol.33, pp. 1611-1619, 1998.
- [32] Stokes, I., and Greenapple, D. M., "Measurement of surface deformation of soft tissue," *J. Biomechanics*, vol.18, no.1, pp. 1-7, 1985.
- [33] White, A. A., and Panjabi, M. M., "The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge," *Spine* vol.3, no.1, pp. 12-20, 1978.
- [34] Yamamoto, I., Panjabi, M.M, Oxland, T.R., and Crisco, J.J., "The role of the iliolumbar ligament in the lumbosacral junction," *Spine*, vol.15, no.11, pp. 1138-1141, 1990.
- [35] Aihara, T., Takahasi, K., Ono, Y. and Moriya, H., "Does the morphology of the iliolumbar ligament affect lumbosacral disc degeneration," *Spine*, vol.27, no.14, pp. 1499-1503, 2002.
- [36] Hansen, P., and Sonesson, B., "The anatomy of the iliolumbar ligament," *Arch. Phys Med Rehabil*, vol.75, pp. 1245-1246, 1994.
- [37] Leong, J., Luk, K.D.K., Chow, D.H.K., and Woo, C.W., "The biomechanical functions of the iliolumbar ligament in maintaining stability of the lumbosacral junction," *Spine*, vol.12, no.7, pp. 669-674, 1987.
- [38] Chow, D. H. K., Luk, K.D.K., Leong, J.C.Y., and Woo, C.W., "Torsional stability of the lumbosacral junction ; significance of the iliolumbar ligament," *Spine*, vol.14, no.6, pp. 611-615, 1989.
- [39] Aihara, T., Takahasi, K., Yamagata, M., Moriya, H. and Tamaki, T., "Biomechanical functions of iliolumbar ligament in L5 spondylolysis," *J. Orthop. Sci.*, vol.5, pp. 238-242, 2000.
- [40] Sharma, M., *Parametric Modeling and Analysis of Lumbar Motion Segment using FEM*, Ph.D. thesis, State University, New Jersey, 1994.
- [41] Wilson, D. C., Niosi, C. A., Zhu, Q. A., Oxland, T. R. and Wilson, D. R., "Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine," *J. Biomechanics*, vol.39, no.2, pp. 348-353, 2006.
- [42] Shirazi-Adl, A., "Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments," *Spine*, vol.19, pp. 2407-2414, 1994.
- [43] Goel, V. K., Kim, Y. E., Lim, T. H. and Weinstein, J. N., "An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation," *Spine*, vol.13, no.9, pp. 1003-1011, 1988.
- [44] Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M. and Vanneville, G., "Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction," *J. Biomechanics*, vol.18, no.3, pp. 167-176, 1985.