

◆특집◆ 생체공학

척추생체역학의 연구동향

김영은*

Overview of the Spine Biomechanics

Young Eun Kim*

Key Words : Spine (척추), Biomechanics (생체역학), Experimental Research (실험적연구), Modeling (모델링), Functional Role (기능적 역할)

1. 서론

척추는 윗쪽으로는 머리를 받치고 있으며 아래쪽으로 골반과 연결되어 체중을 하지로 연결시켜 주는 동시에 척추골 사이에서의 운동이 가능한 구조물 역할을 할 뿐만 아니라 척추신경을 보호하는 중요역할을 하고 있다. 북미의 경우 약 15-20%의 인구가 요통(low-back disorder)을 경험하고 있으며, 전체 인구의 약 2% 정도가 활동에 심각한 제약을 받고 있다. 이로 인하여 야기되는 노동력 상실은 연간 200-500억 \$에 이르고 있다.⁽¹⁾

대부분 요통의 주요 원인은 잘 알려지지 않고 있으나, 척추 이상과 노동의 강도, 회수와는 뚜렷한 연관이 있는 것으로 알려져 있다. 한 예로 몸이 꼬인 자세에서(twisted position) 무거운 물건을 자주 들어 올리는 일을 하는 노동자는 가벼운 물건을 주로 취급하는 노동자에 비해 추간판 이상이 발생할 확률이 6 배에 이르게 된다.

이와 같은 이유로 인하여 외국(특히 북미 및 유럽)에서는 척추생체역학에 대한 연구를 오래 전부터 지속적으로 수행하여 오고 있다. 지금까지 수행되어 오고 있는 척추생체역학에 대한 기본적

개념과 연구동향은 다음과 같다.

2. 척추의 구조 및 역할

척추는 위로부터 7 개의 경추(cervical spine), 12 개의 흉추(thoracic spine), 그리고 5 개의 요추(lumbar spine)로 이루어져 있으며, 천추(sacrum) 5 개와 미추(coccyx) 4 개를 포함하여 모두 33 개의 척추골로 이루어져 있다. 천추와 미추는 성인의 경우 융합되어 천골과 미골을 형성한다. 각 척추골은 변형이 가능한 추간판(disc)으로 서로 연결되어 있어 척추골 사이의 상대적 운동이 가능하도록 되어 있다.

2.1 추골(vertebra)의 형상

환추(Atlas, 첫번째 경추골)와 축추(Axis, 두번째 경추골)를 제외한 전형적인 추골은 크기와 모양이 부위에 따라 다소 다르나 대체적으로 공통적인 구조를 나타내고 있다. 두개의 척추골과 그 사이에 끼인 1 개의 추간판을 운동 분절(motion segment)이라 부르며, 그림 1 은 요추부의 운동 분절을 좌우대칭면을 중심으로 절단한 상태로 보여주고 있다. 추체(vertebral body)의 바깥쪽은 피질골(cortical bone)이란 약 10 Gpa의 탄성계수를 갖는 단단한 뼈로 둘러싸여 있으며 추체의 대부분은 해면골(cancellous bone)로 이루어져 있다. 추체와 연결된 뒤쪽 부분의 뼈를 후방요소(posterior element)

단국대학교 기계공학과
Tel. 02-709-2561, Fax. 02-790-9661
Email yekim@dankook.ac.kr

생체 시스템 특히, 척추생체역학, occupant safety, 기구설계 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

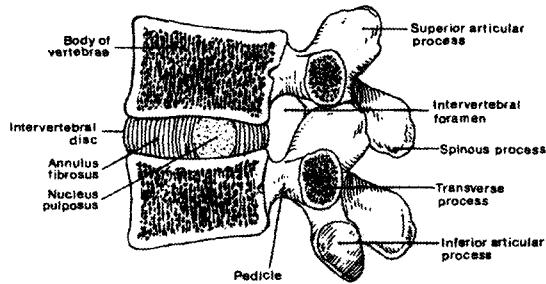


Fig. 1 Lumbar spine motion segment. Medial view of right half when sectioned in the midsagittal plane. Ligaments are omitted for clarity

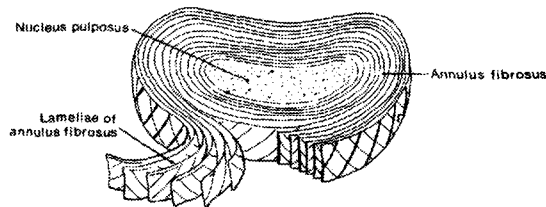


Fig. 2 Intervertebral disc sectioned to expose the annular organization

라 부르며 인대들이 부착되어 있는 복잡한 돌기모양을 이루고 있다. 이 돌기 중 하나는 관절 역할을 하며 후관절(facet joint)이라 불리운다. 이에 의해 운동(특히 축회전 및 신전)이 제한 되게 된다. 후관절 접촉면의 기울어진 각도는 위치에 따라 각기 다르게 되어있어 척추 부위별로 운동 분절 내의 운동량 차이가 발생되게 된다.

2.2 추간판

추간판은 인체 내의 가장 큰 avascular 구조물로서 두개의 척추골 사이에 섬유 연골 관절(fibrocartilaginous joint)을 형성하고 있다. 중심부의 겔(gel) 상태의 수핵(nucleus pulposus)은 기저물에 약 30° 기울기로 섬유소(fiber)가 들어있는 복합재 형태의 섬유륜에 의해 둘러싸여 있다. 이와 같은 섬유륜은 그림 2 에서 볼 수 있듯이 연속된 섬유륜 사이에서 섬유소의 기울기가 서로 반대 방향이 되게 배치되어 있으며 15~26 겹이 연결되서 윤상인대(annulus)를 형성한다. 이와 같은 구조 때문에 하중을 받을 경우 추간판 내에서 응력 평형을 쉽게 이룰 수 있다.

추간판 내 수핵의 압력은 자세에 따라 달라지는데 누워있는 자세에서는 15-25kPa, 서있는 자세에서는 100kPa 그리고 의자에 앉아있는 자세에서는 150kPa 의 압력이 발생하고 있다. (2) 약 80kPa 의 압력을 기준으로 이보다 수핵의 압력이 증가할 경우에는 수핵 내의 유체가 밖으로 나가게 되고, 이보다 작은 압력이 형성될 경우는 삼투압에 의해 유체가 추간판 내로 유입되게 되어 추간판의 높이가 증가하게 된다.

추간판에 대한 초기의 실험적 해석은 하중조건(자세) 및 크기에 따른 수핵 내 압력 변화와 이로 인한 추간판의 팽윤(bulging)량의 변화 측정일 것이다. 초기에 사용된 가장 간단한 방법은 in vitro 상태에서 운동 분절을 대상으로 바늘 형태의 압력측정장치를 사용하였다. 지금까지의 실험결과에 의하면 축회전과 신전시에는 압력변화가 거의 없으나 약간의 음의 압력이 발생되고 굴전(flexion) 및 횡굴전(lateral bending)시에는 상대적으로 큰 압력변화가 측정되었다. (3-9)

반면에 변성된 추간판(degenerated disc)에서는 압축력을 지지할 수 있는 수핵 내의 압력 생성이 어려워져 정상상태의 추간판에 비해 큰 윤상인대의 팽윤이 발생되곤 한다.

추간판 내에서의 유체는 윤상인대를 통해 나가거나 유입되고 또한 추체와 추간판에 사이에 위치한 종판(endplate)을 통하여 추체 내의 해면골로 이동한다. 이와 같은 유체이동은 각각의 운동 분절 내의 크립현상을 발생시키기도 하고 아울러 충격력이 가하여 졌을 경우 충격흡수를 할 수 있는 댐퍼 역할을 하기도 한다. 실험적으로 수행되었던 크립현상 해석은 주로 척추체를 대상으로 일정하중에 따른 전체적 크립량 측정이 주로 이루어져 왔으며 최근에는 수핵과 윤상인대 내의 압력 변화를 측정하는 장치가 개발되어 크립현상에 따른 추간판 내 각 위치의 압력변화를 측정하고 있다. 한편 해석적 방법을 이용한 추간판의 압력 변화는 다공성 탄성체 유한 요소 모델링방법(Poroelastic FE Modeling)이 가장 널리 이용되어지고 있다.

초기에 다공탄성체 모델(10-12)들은 주로 척추운동 분절 내의 크립현상 해석에 주안점을 두어 해석 되었으며 최근에는 충격하중에 따른 운동 분절 내의 압력 변화를 해석한 연구(13)도 발표되었다. 특히 충격하중이 가해진 경우는 추체의 해면골과 추간판 내의 유체의 이동이 원활히 일어날 수 없

게 된다. 따라서 다공성 탄성체 내에 간혀있는 유체 때문에 운동 분절의 강성도(stiffness)는 증가하게 된다. 실험결과⁽¹⁴⁾에 의하면 6-12ms 정도의 충격하중이 가해졌을 경우 추체의 파단이 가장 쉽게 발생되곤 한다.

충격지속 시간에 따른 운동 분절의 강성도 변화는 척추 부상을 예측하기에 매우 중요한 정보를 제공해 줄 수가 있어 많은 연구자들에 의하여 측정이 시도 되었었다. 그러나 실험적 제약 때문에 실제로 부상이 야기되는 짧은 충격시간대에 대한 측정은 시도된 바가 없고, 주로 cyclic loading 의 주파수 변화에 대한 실험^(15,16)이 여러 연구자에 의해 시도되었었다. 이 경우 가해진 주파수대가 0.01~1 Hz 에 불과하여 실제 충격하중이 가해진 경우와는 큰 차이가 있었으나 뚜렷한 강성도 차이를 나타내고 있다. 물론 초기의 in vitro 실험에서도 정하중 상태에서의 운동 분절의 강성도 측정은 오랫동안 이루어져 왔으며, 이 경우 추간판의 변형 정도 및 수핵량에 따른 강성도 변화가 주관심의 대상이 되었었다.

2.3 후관절

추간판의 구조상 하중지지의 주요역할은 주로 수직 하중이 가해질 경우임을 쉽게 알 수 있다. 운동 분절에서는 6 자유도 운동이 가능 하나 척추의 주요 역할 중의 하나인 척추신경의 보호 역할을 하기 위해서는 운동량의 제한이 가해져야만 한다. 이와 같은 역할은 후방요소의 일부인 후관절과 각 추골 사이에 연결된 인대(ligament)에 의해 수행되어진다. 후관절은 위치에 따라 기울어진 각도 차이 때문에 경추부에서는 상대적으로 큰 운동량 (특히 신전방향)의 발생이 가능하나 흉추부와 요추부에서는 운동량의 제한을 많이 받게 된다. 요추부에서는 추간판과 더불어 수직하중을 아래로 전달시키는 주요 경로로 생각되어져 왔다. 이 같은 분배역할을 측정하기 위하여 후관절을 제거한 운동 분절 내의 수핵의 압력변화 측정방법, 추체 해면골 내에 삽입한 로드셀을 이용한 해면골을 통해 전달되어지는 압축력의 변화를 측정하는 방법 등이 이용되었다.

추체와 추간판만으로 이루어진(즉 후방 요소를 제거한) 시편을 이용하여 수직 하중에 따른 수핵의 압력 차이를 측정하여 18%의 힘이 후관절로

전달된다고 제안되었었다.⁽¹⁷⁾ 또 다른 방법으로 추체의 해면골 안에 로드셀(load cell)을 장착한 후 Instron 을 통해 가한 힘과 로드셀에서의 측정된 힘의 차이를 후관절로 전달되는 힘으로 계산하였었다. 이 경우 힘을 가한 위치에 따라 0~33%의 힘이 후관절로 전달된다고 하였다. 그러나 이와 같은 실험에서는 힘의 전달 과정에서 피질골 각(cortical shell)을 통한 힘의 전달을 고려치 않았다. 발표된 실험 결과에 의하면 10~50%가 수직 방향으로 가해진 힘의 피질골 각을 통하여 전달된다고 하였다. 특히 요추 부분에서의 후관절은 거의 수직 형태로 서 있는 형상을 취하고 있기 때문에, 앞에 설명된 실험에서와 같은 크기의 하중을 받기에는 적합한 형태가 아닌것으로 추정되고 있다. 유한 요소 모델을 이용한 해석이나 Fuji 필름을 이용한 직접적 측정 방법에 의하면, 요추에서는 약 4~6%의 수직 하중만이 후관절을 통하여 전달되고 있음을 알 수 있다. 최근 들어 후관절 부위에 붙인 strain gauge 로부터 얻어진 변형량(strain)과 후관절의 관절면에 가해진 힘의 크기를 비교하는 방법으로 측정된 실험 결과에 의하면, 약 5~8% 내외의 수직 하중만이 후관절로 전달되고 있음을 알 수 있다.⁽¹⁸⁾ 따라서 흉추와 요추에서 후관절의 역할은 수직 하중의 일부분을 지지하는 체중 부하 역할보다는 주로 신전과 축회전시 운동을 제한하는 역할을 하고 있음을 알 수 있다. 한 예로 in vitro 실험시 후방 요소를 제거하였을 경우 22° 까지의 축회전량이 발생할 수 있으나, 후관절이 존재할 경우는 5° 까지만의 축회전이 가능할 뿐이다.⁽¹⁹⁾ 후관절의 역할 중 또 하나의 중요한 역할은 앞, 뒤 방향으로의 전단력의 약 1/3 을 지지하는 것이다.⁽²⁰⁾ 이와 같이 후관절은 다음에서 설명할 각종 인대와 더불어 상호 보완 작용을 통하여 각종 자세에서 척수(spinal cord)를 보호하는 역할을 하고 있다.

2.4 인대

후관절과 함께 운동 분절의 운동제한(motion constraint)의 중요 역할을 하는 구조물은 인대들이다. C1, C2(첫번째, 두번째 경추)를 제외하고는 대부분 비슷한 위치에 인대들이 연결되어있다. 그림 3 은 요추운동 분절 내에 위치한 7 종류의 인대들을 보여주고 있다. 인대들도 기저물에 섬유소가

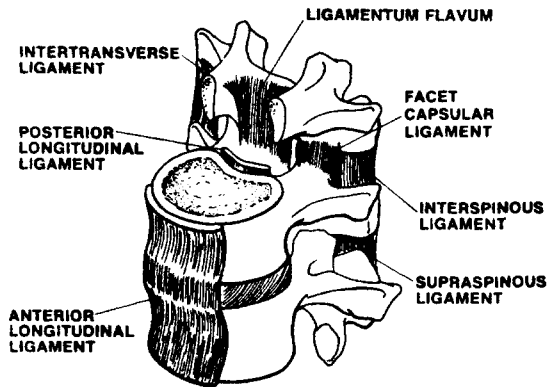


Fig. 3 Ligaments of the spine

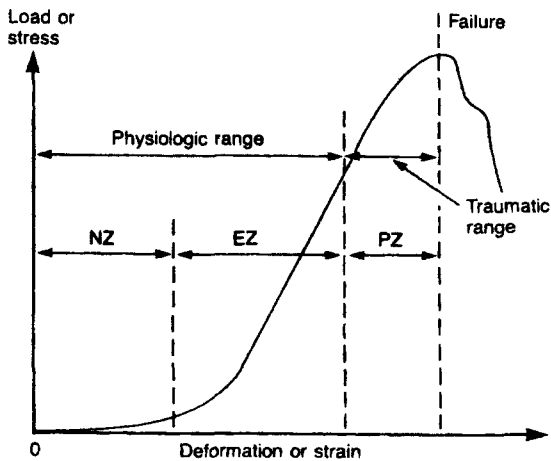


Fig. 4 A typical load - deformation curves of a ligament

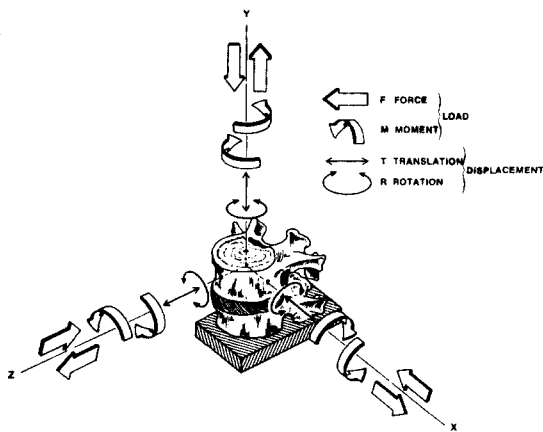


Fig. 5 Three dimensional coordinate system

일정 각도를 가지고 위치한 복합재 형태를 보이고 있다. 인대 부상은 요통의 주요 원인의 하나 이기 때문에 인대의 물성치는 큰 관심의 대상이 된다. 인대를 단순 인장 시켰을 경우 그림 4 와 같이 3 부분으로 특성을 달리하고 있다. 초기의 중립구역 (neutral zone)은 인장 방향으로 섬유소가 재배열하는 상태로 작은 하중에서 큰 변화량을 유발한다. 다음의 탄성구역(elastic zone)은 선형적으로 변위가 발생하는 영역이다. 소성구역(plastic zone) 섬유소가 일부 끊어지게 되면서 힘과 변위가 비선형적인 형태를 보이게 된다. 결국 이 구역이 인대부상이 발생하는 영역에 해당된다.

추간관 전, 후부에 위치한 인대들(ALL, PLL)은 추간관의 팽윤을 제한하면서 신전시에는 ALL 이 운동량을 제한하는 중요역할을 하고 있다. 후방 요소에 위치한 5 종류의 인대들은 주로 굴전 운동에 저항하는 역할을 하며 특히 후관절을 둘러싸고 있는 관절막 인대(capsular ligament)가 굴전시에 가장 큰 역할을 하며 아울러 축회전시에도 가장 중요한 역할을 하고 있다. 인대의 인장 실험시 가장 중요한 사항은 인장시험기와 인대의 연결방법일 것이다. 이와 같은 연결방법(gripping)의 문제점 해소를 위해 VDA(video digital analyzer) 같은 방법이 이용되기도 한다.

3. 척추 운동 분절의 운동 형태

앞에서 설명한 각 요소들로 이루어진 운동 분절 내에서의 운동 형태는 매우 복잡적으로 나타나게 된다.

척추의 실제 운동(physiologic motion)시 발생하는 종합적인 운동량은 직교 좌표계를 사용할 경우 그림 5 와 같이 6 개의 운동형태로 분류할 수가 있다. 한 방향으로 운동이 발생할 경우 운동 분절의 각 요소로 인하여 다른 방향으로의 운동도 동시에 발생되게 된다. 한 예로 우측 측굴곡 운동(right lateral bending)을 할 경우, Rz 의 운동량이 발생하는 동시에 Rx, Ry 그리고 Tx, Ty, Tz 의 운동량이 같이 발생하게 된다. 이 경우 회전량 Rz 를 주운동(main motion)량이라 하고, 함께 발생하는 운동량을 연계 운동(coupling motion)량이라고 한다. 이와 같은 연계 운동이 발생하는 이유는 추체의 형태, 추간관과 인대의 영향 그리고 척추의 만곡에 기인한다고 여겨지고 있다. 연계 운동은 주로 경추와

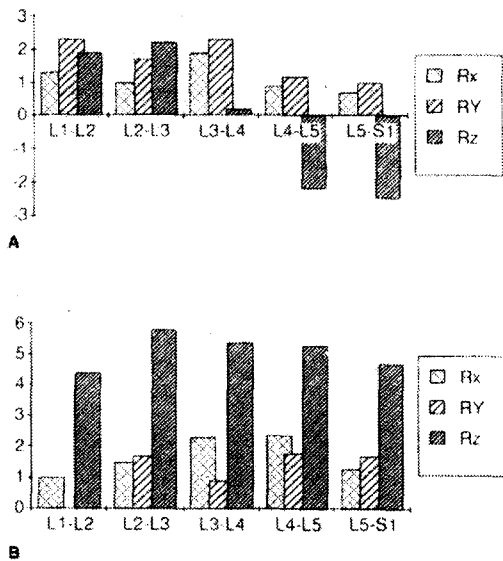


Fig. 6 Coupling of intervertebral motions in lumbar spine⁽²¹⁾

요추에서 많이 나타나고 있으며, 특히 축방향 회전과 측굴곡시 발생하는 연계 운동량은 흉추부에 비하여 경추와 요추부에서 현저하게 나타나고 있다. 그림 6은 요추부(L1-sacrum) 전체를 이용하여 각 운동 분절간에서 발생하는 연계 운동량을 측정 한 결과를 보여주고 있으며, 그림에서 A의 경우는 10Nm의 좌측 축회전 토크(left axial rotation torque, My)를 가했을 때 각 운동 분절에서 발생하는 연계 운동량을, B는 우측 방향으로의 측굴곡 모멘트(Mz) 10 Nm를 가했을 때 나타나는 연계 운동량을 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 주 운동 방향으로 가장 큰 운동량이 발생되며 나머지 방향으로 이보다 작은 연계 운동이 발생한다. 이와 같은 운동량을 표현하기에 가장 효과적인 방법으로 순서에 따른 축회전 각으로 표현되는 Euler 각(angle)을 이용하는 방법을 들 수가 있다.

척추의 각 운동 분절은 회전 운동을 할 경우 어느 한 점을 중심으로 회전 운동을 하게 된다. 순간 중심점은 정상 상태의 추간판의 경우에는 일정한 범의 내에 존재하게 되지만, 변성(degenerated)된 추간판에서는 매우 넓은 범위로 흩어져 있게 된다. 그러나 대부분의 경우 변성이 생긴 경우에는 더욱 큰 연계 운동을 수반하기 때문에 명

확하게 순간 중심점을 찾기가 매우 어렵다.

척추운동학의 해석 방법으로는 주로 실험적 방법이 널리 이용되고 있다. 실험방법은 냉동된 사체로부터 실험 대상이 될 척추 부위만을 추출한 후, 모든 인대와 추간판 및 추체를 제외한 근육 부분을 제거한 상태의 시편(specimen)을 제작한다. 시편의 아래 부분을 고정할 수 있도록 제작된 장치에 연결한다 한편 시편의 위쪽 부분에는 loading frame 이 설치 될 수 있도록 고정 장치를 만든 후, 이 부분에 외부하중을 걸어 각 추체의 변위량을 측정하게 된다. 이와 같이 제작된 시편을 이용하여 각 하중 조건에 따른 운동량 측정시 많이 사용되는 장치로는 Sonic Digitizer, Selspot System, 또는 external linkage type measuring device 등이 있다. 이와 같은 측정 시스템을 이용하여 척추의 각 운동 분절 또는 전체 요추부를 이용한 외력(힘 또는 모멘트)에 대한 각 추체의 상대적 운동량을 구할 수가 있다. 또한 여기서 얻어지는 데이터를 이용하여 각 운동 분절의 강성도가 구해진다. 표 1, 2는 각기 운동 분절에서의 최대 발생 가능 운동량 및 강성도를 보여 주고 있다.

4. 수학적 모델

척추에 대한 생체역학적인 자료는 임상적인 관찰로부터도 얻어질 수가 있다. 그러나 이와 같은 방법으로부터 얻어지는 자료는 매우 제한적인 해석만이 가능할 뿐이다. 임상적 관찰 이외의 방법 중 많이 이용되고 있는 방법으로 동물을 이용한 실험 방법이 있겠으나, 동물과 인체의 해부학적인 차이 때문에 매우 제한적으로만 이용할 수가 있다. 사체를 이용한 실험이 행하여진다면 동물 실험에서의 문제점을 극복할 수 있으나, 매우 경비가 많이 들뿐만 아니라 국가에 따라 문화적인 배경 때문에 이와 같은 실험이 불가능할 경우가 많이 발생한다. 또한 사체를 이용한 실험은 in vivo 상태와의 차이점 때문에 제한적인 정보만이 취득 가능하다. 따라서 위에서와 같은 제한점을 극복할 수 있는 방법으로 수학적 모델링을 이용한 해석 방법이 제안되었다. 그러나 수학적 모델링에 의한 해석시 해석 결과를 적용하기 이전에 반드시 생리학, 임상적 견지에 따라 얻어진 결과와 비교 검토해 보아야만 한다.

Table 1 Segmental range of motion at each spine level

motion segment level	Flexion/Extension		Lat.Bending		Axial Rot.	
	Range (degress)	Average (degress)	Range (degress)	Average (degress)	Range (degress)	Average (degress)
C2-C3	5-16	10	11-20	10	0-10	3
C3-C4	7-26	15	9-15	11	3-10	7
C4-C5	13-29	20	0-16	11	1-12	7
C5-C6	13-29	20	0-16	8	2-12	7
C6-C7	6-26	17	0-17	7	2-13	6
C7-T1	4-7	9	0-17	4	0-7	2
T1-T2	3-5	4	5	5	14	9
T2-T3	3-5	4	5-7	6	4-12	8
T3-T4	2-5	4	3-7	5	5-11	8
T4-T5	2-5	4	5-6	6	5-11	8
T5-T6	3-5	4	5-6	6	5-11	8
T6-T7	2-7	5	6	6	4-11	7
T7-T8	3-8	6	3-8	6	4-11	7
T8-T9	3-8	6	4-7	6	6-7	6
T9-T10	3-8	6	4-7	6	3-5	4
T10-T11	4-14	9	3-10	7	2-3	2
T11-T12	6-20	12	4-13	9	2-3	2
T12-L1	6-20	12	5-10	8	2-3	2
L1-L2	5-16	12	3-8	6	1-3	2
L2-L3	8-18	14	3-10	6	1-3	2
L3-L4	6-17	15	4-12	8	1-3	2
L4-L5	9-21	16	3-9	6	1-3	2
L5-S1	10-24	17	2-6	3	0-2	1

Table 2 Average stiffness of a functional spinal unit

	Forces					Moments			
	Tension (+FY)	Compression (-FY)	Ant. Shear (+FZ)	Post Shear (-FZ)	Lat. Shear (FX)	Flexion (+MX)	Extension (-MX)	Lat. Bending (MZ)	Axial Rot. (MY)
Cervical	53	200	50	53	53	0.43	0.73	0.68	1.16
Thoracic	770	1250	110	110	110	2.22	2.80	2.80	2.53
Lumbar	770	2000	121	170	145	1.36	2.08	1.75	5.00
Lumbosacral						1.00	1.28	7.69	1.82
Sacroiliac	156	294	108	189	385	15.67	11.93	30.00	6.76

4.1 유한 요소 모델을 이용한 해석

최근 들어 컴퓨터의 성능 및 용량이 개선됨에 따라 척추의 각 요소들을 세분화시켜 모델링하여 해석할 수 있는 유한 요소 모델을 이용한 해석 방

법이 많이 사용되고 있다.

가장 초기 모델⁽²²⁾ 해석에서는 축하중 상태 하에서의 축대칭 형태로 모델링된 추간관의 물질 특성(material properties)과 형태에 따른 추간관의 응

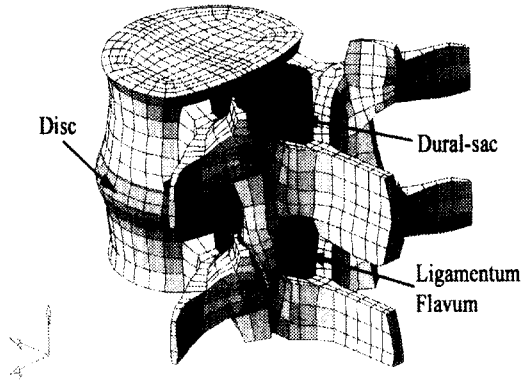


Fig. 7 Spine motion segment FE model including dural-sac

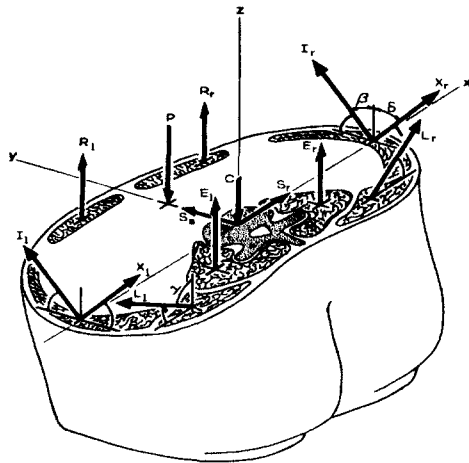


Fig. 8 Schematic representation of a lumbar trunk cross-sectional model

력 분포와 추간판 내압의 변화가 해석되었으며, 해석 결과 윤상 인대의 안쪽에서는 압축력이 바깥쪽에서는 인장력이 발생한다는 결과를 얻을 수 있었다. 이와 같은 초기의 연구는 대상을 너무 단순화시켜 모델링한 문제점을 내포하고 있으나, 이제 까지 발표되었던 실험적 해석에서 얻을 수 없는 결과를 얻을 수 있었다. 이와 유사한 연구로 유한 요소법과 최적 설계 방법을 결합시켜 추간판의 기계적 물성치를 구하기 위한 시도⁽²³⁾가 있었으며, 후방 요소까지를 고려한 간략화된 모델⁽¹⁷⁾ 이후 최근까지 척추의 모든 요소 및 현상 등을 모델링에 포함시켜 실제의 척추 형태와 가깝게 발전시킨

여러 모델들이 개발되었다.

그림 7 은 마미(Cauda equina)까지를 모델링한 요추의 운동 분절(L3-L4)의 유한 요소 모델의 예를 보여주고 있다. 계산시 추간판에서 발생하는 변위량은 선형적 모델링을 하기에는 너무 큰 변위량이 발생되므로 보통 형상적 비선형(geometrical non-linearity)를 고려하고 있다.

이와 같이 모델링된 척추 모델을 이용하여 각종 실제 하중(physiological loading) 조건을 가해 계산하면 실험적 방법으로는 얻을 수 없는 응력 분포, 변위, 압력 등의 분포를 얻을 수가 있다. 지금까지 여러 종류의 해석을 위해 주로 요추를 대상으로 많은 유한 요소 모델이 개발되었으며 최근 들어서는 경추부의 상세모델에 대한 개발이 시도되고 있다. 아울러 척추측만증 해석을 위해 3 차원 상세모델들이 개발중에 있다.

4.2 최적화 기법을 이용한 해석

척추 특히 요추에 가해지는 힘을 척추내의 구성 요소들 중 추간판, 인대, 후관절, 그리고 근육에 의해 균형 있게 분배되게 된다. 이때 각 요소가 받게 되는 힘 중 견뎌낼 수 있는 한계가 넘게 되면 부상 등의 현상이 발생되게 된다. 따라서 실제 하중하에서 각 요소에서 발생하는 힘의 크기를 측정할 수 있다면, 척추의 부상예방 및 치료에 매우 중요한 자료로 사용할 수가 있다. 그러나 실제로 모든 요소에서 발생하는 힘을 동시에 측정한다는 것은 거의 불가능할 뿐만 아니라, 특히 in vivo 상태에서는 완전히 불가능한 상태이다. 따라서 이와 같은 문제해석을 위해 최적화기법이 널리 이용되고 있다. 목적함수로 흔히 선택되는 것은 추간판의 앞, 뒤 방향으로의 전단력, 추간판의 축방향으로의 반력, 근육내의 총 변형에너지 등을 들 수가 있다.

이와 같은 수학적 방법으로 얻어지는 결과는 반드시 실험적 방법으로 얻어지는 결과와 비교하여 모델링의 타당성을 보여야만 한다. 이 경우 이용할 수 있는 방법은 근전도 검사를 이용한 결과와 추간판에서의 압력변화 측정 정도가 있을 뿐이다. 지금까지 최적화 기법을 이용한 해석은 척추가 계속적으로 움직이는 상태가 아닌 특정 운동 형태의 정지한 상태에서 척추 각 요소 내의 힘이 계산되고 있다. 과거 10 여년동안 특정 운동 형태에서 척추부의 각 요소에서 발생하는 반력을 찾기

위하여 위에서 설명한 것과 같은 여러 형태의 수학적 모델이 개발되었으며, 실제 인체와 유사한 형태의 복잡한 모델이 지속적으로 개발되고 있다. 그림 8 은 상체운동에 따른 각 근육의 힘 계산을 위한 최적화 모델의 요추부 각 근육의 개략도를 보여주고 있다.

4.3 동역학적 해석

충격 하중시의 척추부의 운동 형태 및 각 척추요소에서의 반력 등을 계산하기 위한 수학적 모델 중 요추부에 관한 해석은 주로 수직 충격 하중에 따른 변화를 실험적 방법과 유한 요소 모델을 이용한 방법이 많이 사용되고 있다. 그러나 이에 대한 해석은 해석상의 복잡함 때문에 매우 제한적으로 이루어져 왔으며, 대부분의 연구들은 주로 경추부의 운동 특성에 대한 해석이 주를 이루고 있다. 특히 자동차사고에 의한 부상이 매우 빈번히 발생되고 있으며, 이 경우 경추부의 부상이 전체 부상 중 가장 큰 부분을 차지하고 있기 때문에 이에 관한 해석 모델은 지금도 지속적으로 개발되고 있다. 지금까지 개발되었던 대부분 모델의 추체들을 집중 질량을 갖는 강체로 모델링하고 각종 조인트 요소를 이용하여 나머지 요소들을 모델링하고 있다. 지금까지 개발되어 전세계적으로 널리 사용되고 있는 상용코드로 TNO 의 MADYMO 를 들 수 있다. 이와 같은 해석은 최근 들어 경추 부분뿐만 아니라 흉추 및 요추부에 대한 모델로 확장되고 있으며, 주로 외부 충격하중에 따른 응답 특성을 분석함으로써 부상의 가능성을 예측하고자 하고 있다.

참고문헌

1. Nachemson AL, "Newest knowledge of low back pain: A Critical look," Clin. Orthop., Vol. 279, pp. 8-20, 1992.
2. Nachemson AL, "The load on lumbar discs in different position of the body," Clin. Orthop., Vol. 45, pp. 107-112, 1996.
3. Andersson GBJ and Schultz AB, "Effects of fluid injection on mechanical properties of intervertebral discs," J. Biomech., Vol. 12, pp. 453-458, 1982.
4. Berkson MH, Nachemson AL and Schultz AB, "Mechanical properties of human lumbar spine

- motion segments, Part 2: responses in compression and shear; influence of gross morphology," J. Biomech. Eng., Vol. 101, pp. 53-57, 1979.
5. Nachemson AL and Morris JM "In vivo measurements of intradiscal pressure," J. Bone Joint Surg., Vol. 46-A, pp. 1077-1092, 1964.
6. Nachemson AL, Schultz AB and Berkson MH " Mechanical properties of human lumbar spine motion segments, influence of age, sex, disc level, and degeneration," Spine, Vol. 4, pp. 1-8, 1979.
7. Ranu HS, Denton RA and King AI "Pressure distribution under intervertebral disc-An experimental study," J. Biomech., Vol. 12, pp. 807-808, 1979.
8. Schultz AB, Warwick DN, Berkson MH and Nachemson AL "Mechanical properties of human lumbar spine motion segments," Part 1: responses in flexion, extension, Lateral bending, and torsion. J. Biomech. Eng., Vol. 101, pp. 46-52, 1979.
9. Shirazi-Adl A, Ahmed AM and Shrivastava SC "Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression," Spine, Vol. 11, pp. 914-927, 1986.
10. Lu Y, Hutton W, and Gharpuray V "Do bending, twisting and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model," Spine, Vol. 21, pp. 2570-2579, 1996
11. Argoubi M and Shirazi-Adl A., "poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression," J. Biomech., Vol. 29, pp. 1331-1339, 1996.
12. Wang J, "Development and Validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment," Theoretical and Applied Fracture Mechanics, Vol. 28, pp. 81-93, 1997.
13. Lee C.K., Kim Y.E., et al., "Impact response of the intervetebral disc in a finite element model," Spine, Vol. 25, pp. 2431-2439, 2000.
14. Willen L et al., "The thoracolumbar crush fracture in the thoracolumbar spine," Spine, Vol. 9, pp. 624-629, 1984.
15. Smeathers JE and Joanes DN, "Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: A comparison between fresh and thawed specimens," J. Biomech., Vol. 21, pp. 425-433, 1988.

16. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin AE, "The dynamic response of L2/L3 motion segment in cyclic axial compressive loading," Clin. Biomech. Vol. 13, pp. s16-s25, 1998.
17. Yang KH and King AI "Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low back pain," Spine, Vol. 9, pp. 557-565, 1984.
18. Schendel M, et al. "Experimental measurement of ligament force and facet and segment motion in the human lumbar spine," J. Biomech., Vol. 26, pp. 427-438, 1993.
19. Rolander SD "Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion [thesis]," Department of Orthopaedic Surgery, University of Gothenburg, Sweden, 1966.
20. Cyron BW and Hutton WC "Articular tropism and the stability of the lumbar spine," Spine, Vol. 5, pp. 168, 1980.
21. White A and Panjabi M. "Clinical Biomechanics of the spine," LW&W, 1990.
22. Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB and Galante JO "Finite element stress analysis of an intervertebral discs," J. Biomech., Vol. 7, pp. 277-285, 1974.
23. Spilker RL "Mechanical behavior of a simple model of an intervertebral disc under compressive loading," J. Biomech., Vol. 13, pp. 895-901, 1980.