

유한요소 모델을 이용한 충격력에 따른 경추부의 응답특성 해석

Impact Analysis of the Cervical Spine using a Finite Element Model

김 영 은*, 박 덕 용**, 이 춘 기***
YoungEun Kim, Dukyong Park, Choonki Lee

ABSTRACT

A three dimensional finite model of a human neck has been developed in an effort to study the mechanics of cervical spine while subjected to vertical impact. This model consisting of the vertebrae from C1 through C7 including posterior element and ligaments was constructed by 2mm thick transverse CT cross-sections and X-ray film taken at lateral side. Geometrical nonlinearity was also considered for the large deformation on the disc. ABAQUS package was used for calculation and its results were verified comparing with responses of a model under static loading condition with published in-vitro experimental data. There were more cervical fracture in the restrained (compression) mode than in the nonrestrained (flexion-compression and extension-compression) mode. Upper cervical(C1-C2) injuries were observed under compression-extension modes, while lower cervical injuries occurred under compression-flexion modes. Posterior ligament distractions without bony damage at the upper cervical spine(C1-C2) were observed secondary to C5-C7 trauma in compression-flexion modes.

주요기술용어 : Cervical Spine(경추), Finite Element Model(유한요소모델), Vertical Impact(수직충격), Facet Joint(후관절 접촉), Ligament Force(인대 인장력)

1. 서 론

척추부상은 자동차사고, 산업현장 또는 스포츠 활동 중에 빈번히 발생하고 있으며 이에 의한 치료 및 재활에 많은 비용이 소요되고 있다. 이와 같은 척추 부상 중 경추부위에 발생하는 부상은

노약자(15%)나 나이가 어린 15세 이전의 어린이(4.9%)에서 보다는 사회적으로 활동이 많은 16-30세 정도의 연령층(61.1%)에서 가장 많이 발생하고 있다. 전체적으로 경추 부위의 부상이 차지하는 비율을 살펴보면 자동차사고(47.7%)에 의한 경우가 가장 많고, 두 번째로 추락에 의한 부상(20.8%)으로 나타나고 있다. 특히 자동차의 충돌 및 추돌 시에 의한 부상의 경우 앞좌석 탑승자에서 발생하는 모든 부상 중 약 10%~25%가 목 부위의 부상이라 보고⁽¹⁾되어 있으며 이 중

* 정회원, 단국대학교 기계공학과

** 정회원, 단국대학교 대학원

*** 서울대학교 정형외과

약 40%가 척추 신경에까지 손상을 입게 된다. 인체 부위 중 경추 부분은 구성 및 기능상 가장 복잡한 형태로 되어 있어 충돌 사고시 운전자나 앞좌석 탑승자에게서 발생하는 경미한 부상의 경우는 쉽게 진단이 이루어 질 수 없을 뿐만 아니라 오랜 시간이 지날 때까지 계속적인 고통(pain)을 유발할 수 있다. 이와 같은 이유로 인하여 경추부에 대한 부상 메커니즘을 밝히기 위한 많은 연구가 지속적으로 진행되고 있다. 이에 대한 연구는 주로 임상적 자료에 의존하거나 실험실에서 각 실험 파라메타를 임의로 조절하여 사체를 대상으로 한 생체 역학적 실험방법⁽²⁻⁵⁾이 일반적으로 행하여지고 있다. 그러나 이와 같은 방법으로는 매우 제한적인 해석만이 가능하기 때문에 실험적 방법 이외에도 수학적 모델을 이용한 해석적 방법^(6,7)이 널리 이용되고 있다. 이 경우 모델들은 머리 및 경추의 추골들을 집중질량으로 처리하여 머리부분의 상대적 운동량 해석에 주력하고 있기 때문에 목 부분에서의 부상경로에 대한 해석에 대해서는 매우 제한된 정보 및 유추만이 가능할 뿐이었다. 따라서 이와 같은 제한점을 극복할 수 있는 하나의 대안으로 유한요소 모델에 의한 해석방법을 생각할 수 있다. 지금까지 발표된 경추부에 관한 유한요소 모델로는 Kleinberger 등⁽⁸⁾에 의해 개발된 모델과 Dauvilliers 등⁽⁹⁾에 의한 모델을 들 수가 있다. 이 모델들은 7개 경추 모두를 모델링 하였으나 추체를 강체(rigid body)로 모델링하여 경추부의 기구학적 응답특성만을 해석하였다. 경추에 대한 정밀 모델로는 Yoganandan 등⁽¹⁰⁾에 의한 두 개 운동분절(C4-C6)에 관한 유한요소모델과 Clausen 등⁽¹¹⁾에 의한 C5-C6 운동분절에 대한 모델을 들 수가 있는데 이와 같은 모델들을 이용하여 오직 정하중 상태에서의 해석만이 시도 되어왔다. 따라서 본 연구에서는 경추 전체를 각종 인대와 추간판(disc)의 충격 흡수 영향을 고려할 수 있는 형태의 3-D 유한 요소 모델로 개발하여 수직 충격하중에 따른 경추부의 응답특성을 분석하여 충격에 따른 부상 가능성을 해석하였다.

2. 유한 요소 모델

2.1 경추 유한요소 모델의 구성

경추를 2mm간격으로 촬영한 전산화 단층 촬영 필름을 이용한 형태학적 자료(geometric data)를 얻어 3차원 유한요소 모델을 제작하였다. 이와 같이 만들어진 경추의 각 추골의 위치는 직립 상태의 옆면에서 촬영한 X-ray로부터 얻어지는 각 추골의 위치를 기준 하여 좌표 변환을 하였다. 경추의 각 부분을 모델링 하기 위해 사용한 각 요소의 종류와 방법은 다음과 같다.

2.1.1 추체 해면골(cancellous core) 및 후방요소(posterior element)

추체의 해면골 부분과 후방요소는 서로 물성치가 다른 8-절점 브릭(brick)요소들로 구성시켰으며, 이 요소들은 균일하고 방향성이 없다고 가정하였다^(10,11). 특히 후방요소 해면골의 분포는 측정대상에 따라 매우 다양한 형태를 보이고 있기 때문에 후방요소 전체를 균일한 물성치를 갖는 물질로 단순화 시켰다.

2.1.2 추체 피질골(cortical shell)과 종판(endplate)

추체의 피질골은 두께 1mm 그리고 종판은 두께 0.5mm의 셸(shell) 요소로 모델링하였다.

2.1.3 추간판(disc)

추간판은 섬유륜(annulus) 부분과 수핵(nucleus) 부분으로 나누어서 모델링 하였으며 수핵의 단면적은 전체 단면적의 45%를 차지하도록 하였다. 섬유륜은 실제로 여러 겹의 띠 형태로 되어 있으나 모델링의 편의상 6개의 섬유대가 기저층에 포함되어 있는 복합재 형태로 모델링하였다. 섬유요소는 모두 360개의 3차원 truss요소로 모델링 하여 신연시에만 힘을 받도록 하였으며, 섬유요소는 섬유륜의 전체 체적의 16%가 되도록 하였다. 그리고 추간판에서의 충격흡수영향은 수

핵과 섬유륜의 기저물에 구조 댐핑계수 (structure damping factor)는 0.017과 0.03을 대입하여 해결하였다. 이와 같은 댐핑계수는 충격 하중 상태에서의 in-vitro 실험결과와 유사한 응답특성⁽¹²⁾을 보이고 있었다.

2.1.4 후관절(facet joint)에서의 접촉 현상

후관절 내에서 발생하는 접촉현상을 모델링 하기 위하여 다음과 같이 두 종류의 모델들로 나누어 모델링하였다. 먼저 odontoid process 에서의 접촉 현상과 C1-C2 사이의 후관절의 접촉 현상은 16개의 3차원 gap 요소를 사용하였다. 이 요소는 접촉이 발생되었을 때만 힘을 받도록 되어 있으며 최초의 상·하 후관절 돌기간의 간극은 0.45mm로 하였다. 그리고 C2-C7 사이에 있는 후관절의 접촉은 모두 30개의 면접촉 요소들로 구성 시켰으며 articular surface상에서의 마찰은 거의 존재하지 않으므로 접촉 마찰계수는 0으로 하였다.

2.1.5 인대(ligament):

7종류의 인대(전종인대, 후종인대, 횡인대, 상극인대, 극간인대, 관절막인대, 황색인대)들은 모두 160개의 3차원 truss요소들로 모델링하였다. 그리고 이와 같은 요소들은 각 인대들의 연결방향과 같은 방향으로 위치하도록 하였다.

Table 1에서 본 연구에서 개발한 경추의 유한요소모델에 사용된 요소들의 종류와 갯수를 보여주고 있다. 한편 Fig. 1은 이와 같은 방법으로 개발된 경추의 모델을 보여주고 있다.

2.2 물성치

본 연구에서 사용한 물성치들을 Table 2에서 보여주고 있다. 이 값들은 유한요소모델을 이용하여 여러 정하중, 동하중에서 경추의 응답특성을 해석하는데 있어서 범용으로 사용할 물성치로 선택하였다. 각 인대와 추간판의 물성치는

Clausen 등⁽¹¹⁾, Myclebust⁽¹³⁾ Goel⁽¹⁴⁾ 그리고 Yoganandan 등⁽¹⁰⁾에 의해 사용된 물성치를 기초로 하여 택하였다. 표에서 볼 수 있듯이 인대가 보이고 있는 비선형적인 물성치는 2개 구간으로 선형화 시켜 사용하였다.

Table 1 List of elements used for cervical spine model

Component		No of Element	
Vertebra	Cortical shell	Shell(S4R)	112
	Endplate		120
	Posterior element	3D-brick (C3D8)	294
	Cancellous core		100
Disc	Nucleus	3D-brick (C3D8)	60
	Annulus		89
	Fiber	Truss(T3D2)	360
Ligament	CL	Truss (T3D2)	48
	SSL		12
	LF		17
	ALL		45
	PLL		30
	TL		10
	ISL		8
Facet contact	Contact (GAPUNI)	32	

2.3. 하중조건과 경계조건

제 7 경추의 바닥 면은 모든 방향으로 변위를 제한하였고, 중간시상면(mid-sagittal plane)에 대하여 오른쪽 반쪽만을 모델링 하였으므로 중간 시상면에 위치한 모든 절점은 Y방향으로의 변위를 제한하였다.

경추모델에 가한 수직 충격 하중은 삼각형 형태의 충격하중을 C1의 윗면에 가하였으며 최대 충격력은 15ms에서 최대 하중 6400N에 도달한 후 30ms에서 0으로 선형적으로 감소하는 형태를 사용하였다. 아울러 8Nm의 굴전 또는 신전 모멘트가 수직 충격력과 동시에 작용하도록 하여 수직충격시 굴전과 신전이 동반되는 경우에 대하여 해석토록 하였다. 최대 모멘트의 발생시기는 최



Fig. 1 Developed 3-D cervical spine FE model

대 수직 충격력의 발생 시기와 일치하도록 하였다. 해석시 대변형으로 인한 기하학적 비선형성 (geometric nonlinearity)을 고려하였다.

본 연구에서 개발한 모델은 EMRC NISA II DISPLAY III를 이용하여 모델링 하였으며, 계산은 비선형 계산이 용이한 상용 프로그램인 ABAQUS (Hibbit, Karlsson & Sorenson, Inc.)를 이용하였다.

3. 해석 결과 및 토의

3.1 In-Vitro 실험 결과와의 비교

본 연구에서 개발된 모델의 타당성 검토를 위하여 기존에 발표되었던 in-Vitro 실험 결과와 비교 검토하였다. 지금 까지 발표되었던 실험적 결과는 대부분 정하중 상태에서 이루어 졌기 때문

Table 2 Material properties

Material	Young's Moduls (MPa)	Density (kg/mm ³)	Poisson's Ratio
Cortical Bone	12,000	1.832E-6	0.3
Cancellous	100	1.000E-6	0.2
Endplate	12,000	1.832E-6	0.3
Annulus Matrix	3	1.200E-6	0.45
Annulus Fibers	450	0.020E-6	(Area=0.76 mm ²)
Nucleus	3.2	1.342E-6	0.45
Ligaments		Cross Sectional Area(mm ²)	
ALL	15 (<12%) 30 (>12%)	13	
PLL	10 (<12%) 20 (>12%)	6.7	
CL	7 (<12%) 30 (>12%)	46.6	
LF	5.0 (<25%) 10 (>25%)	10	
ISL	4 (<40%) 8 (>40%)	15	
TL	10	1.5	
SSL	8.0	10	

에 모델의 타당성 검토는 정하중 상태에서 이루어 졌다. 실험치와 의 비교는 추골(vertebra)의 모양이 비교적 일정한 형태를 취하고 있는 C3-C7 부분과 매우 독특한 형태를 보이고 있는 C1-C2 부분으로 나누어 수행하였다.

Fig. 2는 중간 부위의 경추모델(C2-C5)에 대한 Shea 등⁽¹⁸⁾ 의 in-vitro 실험결과와 본 연구에서 개발한 FEM모델을 이용한 인장-압축시의 수치해석 결과를 보여주고 있다. 그림에서 하중과 변위가 (+)인 경우가 인장을 나타내고 (-)인 경우가 압축을 나타내고 있다. 한편 Fig. 3은 신전-굴전시의 in-vitro 실험과 수치해석 결과를 보여주고 있다. 두 그림에서 볼 수 있듯이 해석 결과가 중립지역(작은 힘으로 큰 변위가 일어나는 영역)과 탄성영역 전구간에 걸쳐 잘 일치하고 있음을 볼 수 있었다.

Fig. 4는 C1-C2 에서의 수직축 방향으로의 회전과 모멘트의 관계를 기존의 실험 결과⁽¹⁴⁾와 비교하여 보여 주고 있다. 이 부분의 모델의 검증이 필요한 것은 목 중에서도 대부분의 축회전량 (No motion)이 이곳에서 발생하기 때문이다. 본 모델의 해석결과를 보면 2.5Nm의 작은 값에서도

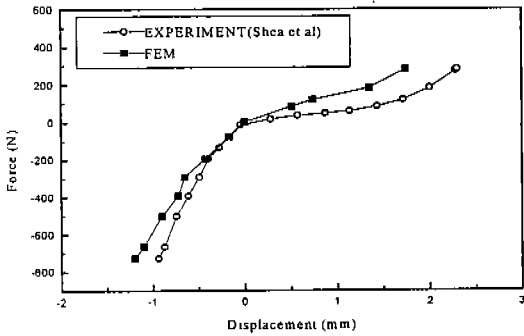


Fig. 2 Comparison with in-vitro experimental data in case of compression-distraction mode for C2-C5 motion segments

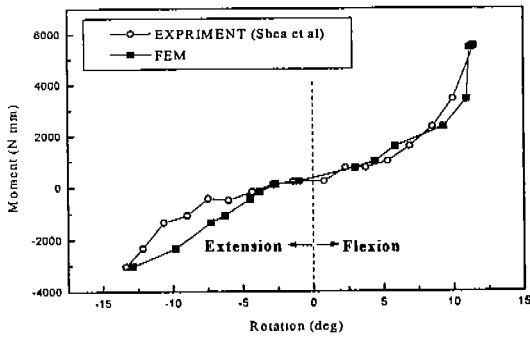


Fig. 3 Comparison with in-vitro experimental data in case of flexion-extension mode for C2-C5 motion segments

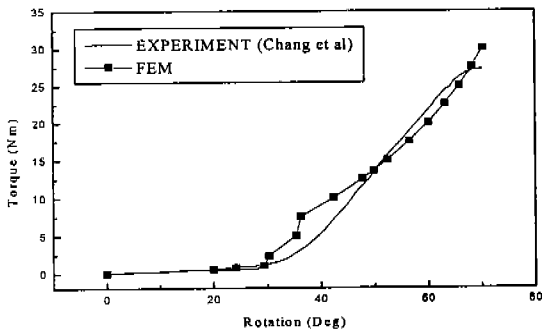


Fig. 4 Comparison with in-vitro experimental data in case of axial rotation mode for C1-C2 motion segment

30°의 아주 큰 회전각을 나타내고 있다. 이 영역에서 13Nm까지는 강성도 값이 일정하지 않은 현상을 볼 수가 있는데 이 영역이 천이 영역(중립영역에서 탄성영역으로 넘어가는 영역)이라고 한다. 한편, Mazzara와 Fielding⁽¹⁶⁾는 C1-C2에서 손상이 일어나는 값이 63° 탈구가 일어난다고 보고하였으며 Goel 등⁽¹⁷⁾은 상위 부위의 경추(C0-C1-C2)에서 손상은 13.6Nm의 모멘트(회전각이 68°)에서 일어난다고 발표하였다. 그림에서 보면 13.6Nm에서의 회전각은 68°보다 작은 값을 갖기는 하지만 이 68°의 값은 C0-C2에서의 회전각이므로 이것을 감안 한다면 이 모델에서의 얻어진 값이 충분히 신뢰할 만 하다. 또한 개발된 경추전체에 대한 모델을 이용하여 구한 수직강성도는 2.56MN/m의 값을 나타내고 있어 기존의 in-Vitro 실험⁽¹⁾에서 측정된 1.52-3.15 MN/m의 값과 잘 일치하고 있다.

3.2 수직 충격력에 대한 경추의 응답특성해석

C1의 변위 방향을 수직으로만 운동하도록 제한하고, 수직충격력을 가한 경우 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

Fig. 5에서 볼수 있듯이 가해진 충격력이 경추의 수직방향으로 전파되어가면서 후관절에서의 접촉력이 발생되어 가는 모습을 관찰할 수가 있었다. 이 경우 발생하는 최대 접촉력은 C5-C6사이의 후관절에서 발생하였으며 최대 충격력의 발생시기보다 두배정도 시간이 지난 0.028sec에서 최대값 4500N에 도달하였다. 한편 C3-C4에서는 최대 4100N이, C4-C5에서는 최대 4250N의 접촉력이 발생하였다. 이와 같은 해석 결과는 Yoganandan 등⁽³⁾에 의한 in-vitro 실험결과 C4-C6에서의 파괴가 일어나고 있다는 사실과도 일치하고 있다. Fig.6에서 볼수 있듯이 후관절 부분에서 상대적으로 큰 von-Mises 응력 분포를 나타내고 있었으며 특히 C4에서 가장 큰 응력이 발생되고 있음을 알 수 있다. 한편 수핵에서

의 발생 압력 변화(Fig. 7)를 살펴보면 상대적으로 아래쪽에 위치한 추간판에서 큰 압력 발생이 계산되었다. 이와 같은 계산 결과는 머리부분을 움직이지 못하도록 구속하여 수직 충격을 가한 Yoganandan 등⁽⁴⁾에 의한 in-vitro 실험결과 C4-C6의 추간판에서 파열이 관찰되었던 결과와도 비교적 일치하고 있음을 알 수 있었다.

그리고 수직 충격시 굴전 및 신전 현상이 동시에 발생 할 수 있도록 한 경우에는 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 압축과 굴전이 동시에 일어나는 경우에는 Fig. 8에서 볼 수 있듯이 후종인대에 상대적으로 큰 인장력이 발생하고 있다. 최대 인장력은 C2-C3 사이에 위치한 후종인대에서 0.033sec에서 213N의 인장력이 발생한다. 이 값은 C2-C3 사이의 후종인대는 $207 \pm 36N$ 에서 파단이 발생한다는 실험적 보고⁽¹⁸⁾에 비추어 볼 때 이곳에서의 파단을 예측 할 수 있었다. 이 실험 결과 C3-C6 사이에 위치한 후종인대는 상대적으로 파단 인장력이 47-89N 으로 작다고 보고 하였다. 본 해석 결과 60-75N사이의 최대 인장력이 발생하여 이곳에서도 후종인대의 파단이 가능할 것으로 예측되었다. 이와 같은 해석 결과는 추체의 파괴가 일어나지 않은 상태에서 조직(인대)의 파괴가 먼저 일어나고 이어서 추체의 파괴가 발생하게 된다는 기존의 예측⁽⁴⁾과도 일치된 결과를 보이고 있다. Von-Mises 응력분포는 역시 C4-C6의 후관절에서 가장 큰 값이 발생되고 있었으나 굴전 현상의 영향으로 수직충격력 만이 가해진 경우(최대 87.9MPa) 보다 상대적으로 작은 최대 18.9 MPa 만이 발생하고 있다. 한편 압축력과 신전모멘트가 동시에 발생된 경우는 전종인대에서 큰 인장력이 발생되었다. ALL23(C2와 C3사이의 전종인대)은 0.01sec 이후 급격하게 인장력이 증가하여 0.03sec에서 125N의 최대값을 나타내었다. 이러한 이유는 초기에 신전이 일어나면서 전종인대에 인장력이 발생하게되고, 이어서 후관절면에서의 접촉이 일어나면서 후방으로 미끄러지는 현상이 일어나는데 이로 인하여 과도 신전이 발생하게 되어 전종인

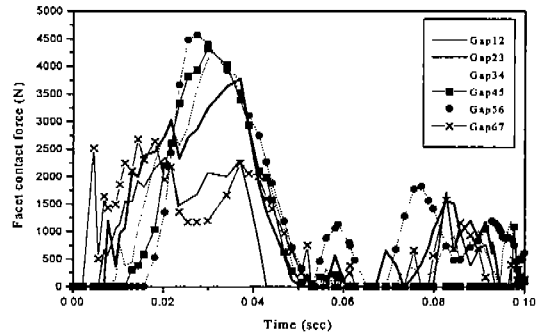


Fig. 5 Facet contact force variation in case of restrained vertical impact

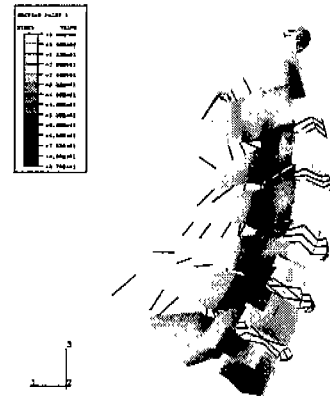


Fig. 6 Von-Mises stress distribution at $t=0.028$ sec

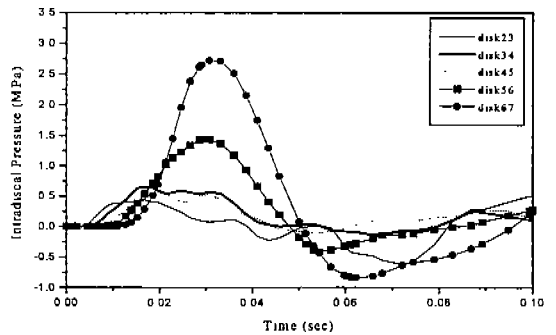


Fig. 7 Nucleus pressure variation at each level

대에서 큰 인장력이 발생한다고 해석되어 진다 (Fig. 9의 후관절의 접촉력 변화와 Fig. 10의 관절낭 인대의 인장력의 변화 참조). ALL34는 0.037sec에서 38N의 최대값을 나타내었으며, ALL45와 ALL56에서는 10N정도의 값에서 변화되고 있다. ALL67은 0.05msec에서 45N의 최대값을 나타내었다. 해석결과 ALL23에서는 다른 전종인대에서 보다 3-6배정도의 큰 값을 나타내는 것으로 보아 ALL23의 전종인대에 부상이 일어날 수 있다는 것을 알 수 있다. 이것은 Roger 등⁽²⁾의 in-vitro 실험에서 볼 수 있듯이 전종인대는 ALL23과 ALL34에서 부상을 입을 가능성이 가장 높게 나타난다는 결과와도 잘 일치하고 있다. 한편 응력 분포는 수직 충격력만을 받는 경우와 분포와 크기에서 유사한 형태를 보이고 있었으며 C4-C6의 후관절 부근에서 가장 큰 응력이 발생되고 있음을 보이고 있었다.

본 연구에서는 수직 충격력을 받을 경우 경추의 각 요소와 인대만을 모델링 한 유한요소 모델을 만들어서 응답특성을 해석하였다. 그러나 in-Vivo 상태에서는 근육에 의한 충격 흡수 영향이 있을 것으로 예측되지만 본 해석에서는 수직 충격력이 가해진 경우에 대한 해석을 수행하였기 때문에 상대적으로 근육에 의한 영향이 적을 뿐만 아니라 충격 지속시간도 매우 짧은 시간이라 이에 대한 영향을 고려치 않았다. 현재 진행중인 머리 부분을 포함한 편타성상해 (whiplash injury) 해석에서는 이에 대한 영향을 고려할 예정이다.

4. 결 론

경추 전체에 대한 3차원 유한요소모델을 개발하여 최대 6400N의 삼각형 형태의 수직 충격력을 가한 후 이에 대한 응답특성을 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1) 개발된 경추 유한요소 모델은 정하중 상태에서 실험되었던 기존의 in-Vitro 실험 결과와

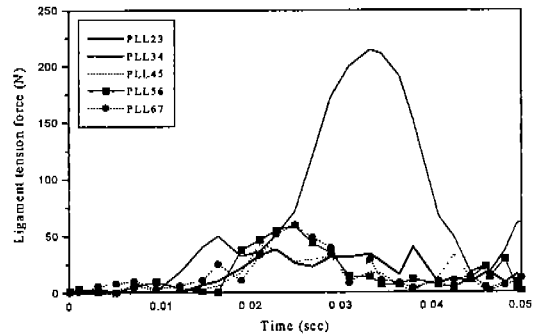


Fig. 8 Posterior longitudinal ligament distraction force variation in case of non-constrained (flexion-compression) vertical impact

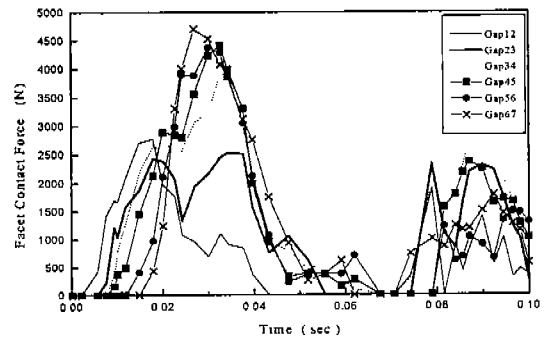


Fig. 9 Facet contact force variation in case of non-restrained (extension-compression) vertical impact

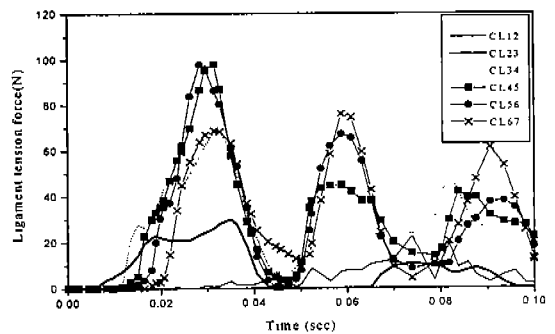


Fig. 10 Capsular ligament distraction force variation in case of non-restrained (extension-compression) vertical impact

잘 일치하고 있어 개발된 모델의 타당성을 확인할 수 있었다.

2) 충격이 일어나면서 충격력이 경추의 수직방향으로 전파되어 가는 현상이 해석되었으며 특히 C3-C4, C4-C5, C5-C6 에 위치한 후관절에서의 접촉력이 상대적으로 큰 값을 나타내고 있어 C4-C6부위에서 부상의 발생 가능성을 예측할 수 있었다. 이와 같은 해석 결과는 기존의 실험에서 수직 충격하중 상태에서 C4-C6에서 파단이 발생하는 현상과도 일치하고 있었다.

3) 굴전을 동반한 수직 충격 상태에서는 C1-C2의 후중인대에서 가장 큰 인장력(210N)이 발생하였으며 특히 C1-C3에서 굴전 현상이 가장 현저하게 드러나고 있는 현상을 볼 수 있었다. 이와 같은 현상은 굴전이 동반된 수직 충격 시 추체의 파괴가 일어나지 않은 상태에서 조직(인대)의 파괴가 일어나는 첫 번째 부상이 발생하고 이어서 추체에서 파단이 일어나는 두 번째 부상이 발생하는 현상의 해석을 가능케 하여준다.

4) 신전을 동반한 수직충격 하중시에는 상대적으로 C2-C4 사이에 위치한 전중인대에서 파단이 예측되었다. C4-C7 사이의 후관절면에서 상대적으로 큰 접촉력이 발생되었으며 이 값들은 단순 수직 충격 하중 상태에서와 비슷하게 나타났다.

후 기

본 연구는 1997년도 교육부 학술연구조성비(ME97-H-01)에 의하여 연구되었으며, 이에 관계자 여러분께 감사 드립니다.

참 고 문 헌

- Huelke, D.F., Mendelsohn, E.A. and Melvin, J.W. "Cervical Fractures and Fracture Dislocation an Overview", Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference, pp. 462-468, 1979.
- Roger, F.W. Nightingale, R.W., Richard-son, M.D. and Thomas M. B. , "Experimental Impact Injury to the Cervical Spine: Relating Motion of the Head and the Mechanism of Injury", J. of Bone and Joint Surgery, vol.78, pp. 412-421, 1996.
- Yoganandan, N.F. and Sances, Jr. A., "Experiment Spinal Injuries with Vertical Impact", Spine, vol. 11, pp.855-860, 1986.
- Yoganandan, N.F., Sances, Jr. A., and Pintar, F., "Injury Biomechanics of the Human Cervical Column", Spine, vol 15, 1990.
- Printar, F.A., Yoganandan, N., Sances Jr, A, Reinartz, J., Harris, G., and Larson, S., J. "Kinematic and Anatomical Analysis of the Human Cervical Spinal Column under Axial Loading", 33th Stapp. Car Crash Conference Proceeding, pp.191-214, 1989.
- Deng, Y.C. and Goldsmith, W. "Response of a Human Head / Neck / Upper-Torso Replica to Dynamic Loading-I. Physical Model" J. Biomechanics, vol.20, pp. 472-486, 1987.
- Jager de M., Sauren, A., Thunnissen, J. and Wismans, J., "A Three-Dimensional Head-Neck Model: Validation for Frontal and Lateral Impacts", SAE 94211, pp.93-109, 1994.
- Kleinberger, M., "Application of Finite Element Techniques to the Study of Cervical Spine Mechanics" Proceedings of the 37th Stapp car crash conference, SAE 933131, pp.261-272, 1993.
- Dauvilliers, F., Bendjellal, F., Weiss, M., Lavaste, F., and Tarriere, C. "Develop

- ment of a Finite Element Model of the Neck" 38th Stapp Car Crash Conference Proceeding, pp.77-91, 1994.
10. Yoganandan, N., Kumaresan, C.S., Voo, L., Pintar, F.A. and Larson, S.J., "Finite Element Modeling of the C4-C6 Cervical Spine Unit", Med. Eng. Phys., vol.18, pp.569-574, 1996.
 11. Clausen, J.D., Goel, V.K., Traynelis, V.C. and Scifert J. "Uncinate Processes and Luschka Joints Influence the Biomechanics of the Cervical Spine: Quantification using a Finite Model of the C5-C6 Segment", J. Orthopaedic Research, vol. 15, pp.342-347, 1997.
 12. 박성만, "비선형 3차원 유한요소 모델을 이용한 충격력에 대한 요추의 응답특성 해석" 단국대학교 석사논문, 1996.2.
 13. Myklebust, J.B., Pintar, F., Yoganandan, N., Cusik, J.F., Maiman, T.J. and Sances, A., "Tensile Strength of Spinal Ligaments", Spine, vol.13, pp.526-531, 1988.
 14. Chang, H., Gilbertson, L.G., Goel, V.K., Winterbottom, J.M., Clark, C.R. and Patwardhan, A., "Dynamic Response of the Occipito-Atlanto-Axial(C0-C1-C2) Complex in Right Axial Rotation", J. Orthopedic Research, vol.10, pp.446-453, 1992.
 15. Shea, M., Edwards, W.T., "Variations of Stiffness and Strength Along the Human Cervical Spine", J Biomechanics vol. 24, No. 2, 95-107, 1991.
 16. Mazzara, J.T. and Filding, J.W., "Effect of C1-C2 Rotation on Canal Size", Clin. Orthop., vol. 115-119, 1988.
 17. Goel V.K., Winterbottom J.M. and Schulte K.R., "Ligamentous Laxity Across C0-C1-C2 Complex : Axial Torque-rotation Characteristics until Failure", Spine vol.15, pp.990-996, 1990.
 18. Yoganandan, N., Pintar, J., Butler, J., Reinartz, A., Sances, Jr. A., and Larson, S.J. "Dynamic Response of Human Cervical Spine Ligaments", Spine, vol. 14, pp.1102-1110, 1989.