

유한 요소 모형을 이용한 어린이의 머리 충격 부상에 관한 연구

An analysis of the Child Head Impact Injury with Finite Element Model

김 영 은* · 남 대 훈* · 왕 규 창*

Y.E. Kim · D.H. Nam · K.C. Wang

(1997년 7월 19일 접수, 1997년 12월 12일 채택)

ABSTRACT

The dynamic response of the human brain to direct impact was studied by three-dimensional finite element modeling. The model includes a layered shell closely representing the cranial bones with the interior contents occupied by an incompressible continuum to simulate the brain. Falx and tentorium modeled with 4 node membrane element were also incorporated. The computed pressure-time histories at 4 locations within the brain element compared quite favorably with previously published experimental data from cadaver experiments.

Therefore, the purpose of this study was to determine the effects of the impact direction on the dynamic response of the brain in children. A parametric study was subsequently conducted to identify the model response when the age and impact site were varied.

1. 서론

자동차산업 기술의 발달로 자동차의 성능은 크게 향상 되었으나 교통사고는 매년 증가함과 동시에 대형화 추세에 있는 한편, 각종 안전사고로 인한 인명손실과 경제적 피해는 매우 심각한 상태에 이르렀다. 사고의 희생자는 죽음에 이르게도 되지만 많은 경우에 평생동안 심각한

장애로 고통을 받을 뿐만 아니라 사고로 야기되는 경제적 피해는 암이나 심장질환 등의 각종 질병으로 인한 손실을 훨씬 상회하고 있다. 이와같은 사고로 인한 부상은 주로 머리와 목부분에서 발생하며, 뇌(brain)와 목부분은 부상이 발생되면 회복이 쉽게 되지 않는 조직으로써, 부상으로 부터 가장 중요하게 보호되어야 한다. 따라서 현재 진행되고 있는 안전에 관한 연구는

* 한국생산기술연구원

주로 부상경로에 대한 이해와 아울러 인체가 견딜 수 있는 한계들에 대한 규명에 대하여 중점적으로 행하여지고 있다.

뇌의 부상은 크게 미만성 부상(diffuse injury)과 국소성 부상(focal injury)으로 나눌 수 있다^{1,2)}. 미만성 부상은 약한 뇌진탕에서부터 백질부의 손상에 이르기까지 다양한 정도로 DAI (Diffuse Axonal Injury), Brain Swelling, Concussion 등의 형태로 나타나며, 발생하는 주요 원인으로서는 뇌가 회전 가속도를 받게될 경우 발생하는 전단응력에 기인한다고 믿어지고 있다. 국소성 부상은 부상의 크기 및 발생 부위에 따라 contusion, SDH (Subdural Haematoma), EDH (Epidural Haematoma), ICH (Intracerebral Haematoma) 등으로 나눌 수 있으며, 두개골(skull)에 직접적인 충격이 가해졌을 때 충격에너지가 두개골로부터 뇌로 전달됨으로써 발생하는 것으로 알려져 있다. 이들 중 치사률이 아주 높은 것은 미만성 부상의 DAI와 국소성 부상의 SDH이며, SDH는 추락 사고자에게서, DAI는 자동차 사고자에게서 주로 발생한다는 사실이 임상적으로 보고되고 있다³⁾.

뇌의 손상 메커니즘에 대한 연구는 인체를 이용한 실험을 행하는 것이 매우 제한적이기 때문에 동물 및 인간의 사체를 통한 실험적 방법과 수학적 모형을 이용한 방법으로 수행되어 왔다.

Ommaya 등⁴⁾은 원숭이를 대상으로 머리에 직접적인 충격을 가할 경우에 대한 뇌의 압력(intracranial pressure)변화를 관찰할 수 있는 모형을 제시하였고, Engine 등⁵⁾은 구형상의 쉘을 제작하여 물을 가득 채운후 Dirac delta 형상의 충격력을 가한후 압력을 측정하는 물리적 모형을 제시하였으나, 이전의 동물 및 사체실험보다 10배 이상의 높은 압력이 측정되어 타당성에 의문을 남겼다. Nahum 등⁶⁾에 의한 인간의 사체를 이용한 실험은 아직도 여러 연구자들에 의해 인용되고 있다. 사체의 뇌압을 인위적으로 정상인 상태로 증가시킨후 신체의 다른 부분은 구속하고 머리부분만 타격후에도 자유로이 움직일 수 있도록 특수 고안된 의자에서 두개골의 정면에 충격을 가한후 뇌의 압력변화를 타격지점, 타격

반대지점, 정수리부분, 소뇌의 뒤쪽 그리고 첫 번째 경추(C1)와 연결되는 부분에서 측정 하였다. 또한 동일 사체에 대하여 각기 다른 충격조건하에서 압력변화를 측정하여, Gross에 의해 제안된 충격이 가해지는 반대부위에서는 음의 압력이 발생한다는 공동이론(cavitation theory)을 증명 하였다. 한편 Landkof 등⁷⁾은 투명한 합성수지로 구형상의 쉘을 제작하여 물을 채운후 점탄성 1차원 외팔보위에 올려놓고 실험을 수행한 머리-목부분의 물리적 모형을 제시하고 압력을 측정하였으나 사용한 물리적 모형에 대한 타당성 검토는 이루어지지 않았다.

이와 같은 물리적 모형을 이용한 방법 이외에도 해석적인 연구들이 병행되어 왔다. Shugar와 Katona⁸⁾는 2차원 FEM 모형을 통한 뇌의 압력분포 및 두개골의 변형률분포를 계산하였으나 타격반대지점의 압력이 타격지점의 압력보다 2배 높게 나오는 등 물리적 실험 결과와 상이함을 보였다. Khalil 등⁹⁾은 두개골의 주요치수를 측정하여 타원형태로 단순화한 2차원 FEM 모형을 제시하고 뇌의 압력과 두개골의 스트레인량을 해석하였으며, 모형의 타당성 검토는 사체실험의 두개골 균열하중에 대해서만 실시하였다. 이들 2차원 FEM 모형들은 모델링의 용이성 및 해석시간 등에는 장점이 있으나 측면 충격 및 각가속도를 받았을때의 압력 및 전단응력 등은 해석할 수 없는 제한점을 보이고 있었다. 3차원 모형으로는 Shugar¹⁰⁾에 의하여 시상면(midsagittal plane)에 대칭되게 구성된 모형을 들 수 있다. 이와 같은 모형을 이용하여 머리 밑부분의 경계조건(고정, 힌지, 미끄럼, 자유상태)에 따른 압력분포 및 두개골의 변형률을 해석한 후, 해석결과로 얻어진 압력 변화를 살아있는 원숭이 실험결과와 비교하였으며, 두개골의 변형률 분포는 원숭이의 두개골을 이용한 실험결과와 비교 검토하였다. Hosey^{11,12)}는 머리-목 복합체의 3차원 FEM 모형을 제시하고, 뇌의 압력 및 전단응력을 해석하였으나, 모형의 복잡성 때문에 제시된 모형의 타당성을 입증하지 못하였을 뿐만 아니라 해석 결과도 충격이 가해지기 시작하여 단지 6ms 동안만 수행되었다. Ward와 Chan¹³⁾은 3차원 머리모형에서 압력을 기준으로

한 안전지수 BPT(Brain Pressure Tolerance)를 제시한 후 HIC (Head Injury Criterion), WST (Wayne State Tolerance), MSC (Maximum Strain Criterion) 등과 비교하였으나, 이들의 결과는 특수한 시간대를 제외하고는 일치하지 않는 제한점을 보이고 있다.

머리에 직접적인 충격이 가해지는 형태가 아닌 회전애 의한 영향에 대한 해석으로는 Lighthall등³⁾에 의하여 시상면을 2차원 모형으로 제작한 후, Hybrid III를 이용한 실험결과로 얻어진 가속도 및 각 가속도-시간선도를 입력조건으로 사용하여 해석한 연구를 들 수가 있다. 해석 결과, 압력과 전단응력변화를 해석하여 임상결과와 비교한 후 뇌의 부상은 선행가속도 보다 각 가속도에 의한 영향이 더 심각함을 보여 주었다.

이와 유사하게 Ruan등¹⁴⁾은 관상면(coronal plane)을 2차원으로 모델링하여, 측면충격에서, 대뇌사이와 대뇌와 소뇌사이의 격막 유무에 따른 압력 변화를 해석 하였으며 이와 같은 해석을 3차원 FEM 모형¹⁵⁾으로 확장시켜 뇌의 압력, 두개골의 von-Mises 응력을 각기 다른 충격방향 조건에 따라 해석 하였다. 이와 같이 제시된 수학적 모형들은 부상원인 및 진행과정에 관련된 여러 인자 중 압력분포에 따른 변화만을 고려하여 해석하였으므로 머리 부상 메커니즘을 완벽하게 규명하지 못하였다. 즉 뇌의 부상이 발생할 수 있는 영역을 일정 이상의 압력(34psi)이 발생하는 곳으로 하여 부상을 예측하였으나¹³⁾ 앞서 설명되었듯이 직접적인 충격이 가해진 경우에도 DAI 형태의 부상이 발생할 수도 있다.

한편 최근 교통사고 통계 분석에 의하면 매년 10,000명 이상이 사망하며 30만명 이상이 부상을 당하게 된다¹⁶⁾. 이들 사망자의 연령 분포를 보면 20~30대가 가장 많고 다른 연령층은 비슷한 분포를 보이고 있다. 그러나 교통 이용 빈도를 감안하면 어린이 교통사고가 상대적으로 높은 편이며, 또한 같은 사고에도 어린이는 신체 특성상 성인과는 부상형태가 다르게 나타나게 된다. 그러므로 어린이를 위한 보호구들이 별도로 개발되어야 하며, 선행 조건으로 어린이 부상형태 규명에 관한 연구들이 이루어져야 한다.

따라서 본 연구에서는 어린이의 머리부상 메커니즘을 규명하기 위하여 사람의 머리를 3차원 FEM 모델링하여, 사체실험 결과와 비교 검토하여 모형의 타당성을 입증한후, 연령별(2세, 6세, 성인)로 각각 충격이 가해지는 방향(전면, 후면, 측면)에 따른 동특성에 대하여 해석 하였다. 아울러 뇌의 부상을 예측하는 인자로서 충격으로 인하여 발생하는 최대압력과 전단응력의 분포간의 상관관계를 살펴 보았다. 본 연구의 구성은 다음과 같다.

제1장은 머리충격 부상에 관한 기존 연구를 고찰·분석하고, 본 연구의 필요성을 제기하였으며, 제2장은 FEM 모형 정립으로 뇌의 충격부상 해석 인자들을 분석·평가하는 모형을 개발하였으며, 제 3장은 개발된 FEM 모형의 타당성을 검증한후 연령별 충격특성에 대하여 해석하였고, 마지막으로 결론은 FEM 모형을 통한 자료를 분석한 결과와 추후 연구과제를 다루고 있다.

2. FEM 모형

2.1 모형 방법

성인 모형은 성인 여자의 머리 부분을 3mm 간격으로 촬영한 CT(Computer Tomography) 필름을 디지털이저를 이용하여 윤곽을 디지털이징한 후 이중 모형의 절점으로 이용될 좌표값들을 선택하였다. 이 과정에서 두개골의 복잡한 내부 형상 중 일부는 요소분할을 원활히 하기 위하여 형상을 단순화 하였다¹⁷⁾.

한편, 2세와 6세의 유아 모형은 각각의 CT 필름을 이용하여 성인의 머리형태와 각 부분의 크기를 비교한 후 프로그램에 의하여 각 방향에 따라 유아 머리 형태로 축소하여 만들었다.

2.2 모형의 구성

모형은 두개골, 뇌, 뇌척수(cerebral spinal fluid), 격막을 포함하여 총 1,170개의 절점과 1,206개의 요소로 구성하였으며, 두개골은 4절점 셀 요소(4-node shell element)와 8절점 3차원 등계수 요소(isoparametric 8-node brick el-

ement)로, 뇌(대뇌와 소뇌)와 뇌척수는 8절점 3차원 등계수 요소로 모델링을 수행하였다. 그리고 대뇌의 중간을 가로지르는 점막(falx)과 소뇌 사이의 천막(tentorium)은 4절점의 막막 요소(membrane element)로 구성하였다. 턱, 뇌의 혈관 및 목부분으로 내려가는 신경망등은 모형을 단순화하기 위하여 포함 시키지 않았으며 모형은 시상면에 대해 대칭된다고 가정하였다. Fig. 1은 본 연구에서 개발된 3차원 유한요소 모형중 성인 여자 머리 모형을 나타내고 있다. 모형중 성인모형의 질량은 약 1.12 kg으로서 서양인의 평균 1.36 kg보다는 약간 작은 값을 보이고 있으며 두개골을 포함한 총질량은 2.1 kg에 달하였다. 동양인 표준의 머리부분의 질량이 3.5 kg이나 본 모형에서는 머리부분중 턱과 피부를 제외하였으므로 이를 고려 한다면 모형의 질량은 적절한 값이라고 생각된다. 모형의 머리두께와 머리너비는 각기 174 mm, 147.6 mm로써 50% 한국인 성인 여자의 크기 175 mm와 154 mm¹⁸⁾에 가깝게 모델링 되었다. 한편 2세와 6세 모형의 머리두께와 머리너비는 각각 160.7 mm, 142.9 mm, 171.7 mm, 143.3 mm로 모델링 하였다. Table 1은 2세, 6세 및 성인 머리 모델의 주요 치수를 나타낸 것이다. 표에서 알 수 있듯이 유아의 머리는 성인 머리에 비하여 Z축이 적기 때문에 성인보다 앞뒤로 길쭉한 형태인 것이 특징이다.

Table 1 Dimension of 3-D head model

Year	Ratio of baby's and adult's head sizes		
	X	Y	Z
Adult	1	1	1
2	0.919	0.968	0.700
6	0.987	0.971	0.837

2.3 물질 특성

모형 구성 요소들은 균질, 등방성 및 선형 탄성체로 가정하였다.

성인의 뇌에 대한 유한요소 해석에 뇌의 탄성계수(66.7~667 kPa)와 포아송비(0.48~0.4999)는 연구자들에 따라 큰 차이를 보이고 있기 때문에 본 연구에서는 사용빈도와 결과에 대한 타

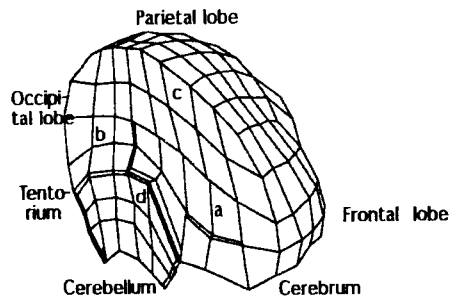
당성 검토가 어느정도 이루어진 체적탄성계수(2.19E6 kPa), 전단탄성계수(1.68E3), 포아송비(0.4996)¹⁵⁾에서 종탄성계수를 구해 해석에 이용하였다.

한편, 2세와 6세의 유아의 경우는 Shuck와 Advani¹⁹⁾에 의해 측정된 값을 사용하였다. Table 2에 나타낸 것과 같이 뇌와 뇌척수는 성장에 따른 기계적 성질의 변화는 거의 없는 것으로 나타났으나, 두개골은 큰 차이를 보이고 있다.

Table 2 Material properties

Year	Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Density (kg/mm ³)
2	Skull	385	0.21	2.07E-6
	Brain	5.04	0.4996	1.0 E-6
	CSF	1.48	0.489	1.0 E-6
	Falx & tentorium	4.5	0.45	1.13E-6
6	Skull	560	0.21	2.07E-6
	Brain	5.04	0.4996	1.0 E-6
	CSF	1.48	0.489	1.0 E-6
	Falx & tentorium	4.5	0.45	1.13E-6
Adult	Skull	1.0E4	0.21	2.07E-6
	Brain	5.04	0.4996	1.0 E-6
	CSF	1.48	0.489	1.0 E-6
	Falx & tentorium	31.5	0.45	1.13E-6

뇌실과 척수공(spinal cord) 사이를 연결하며 흐르는 뇌척수는 머리에 충격이 가해진 충격을 어느정도 흡수하고 있다. 이와 같은 뇌의 충격 흡수 능력에 대한 해석을 구성된 모형에 반영시키기 위하여 구조용 댐핑계수(structural damping coefficient)를 대입하였다.



(a) Left half model of adult

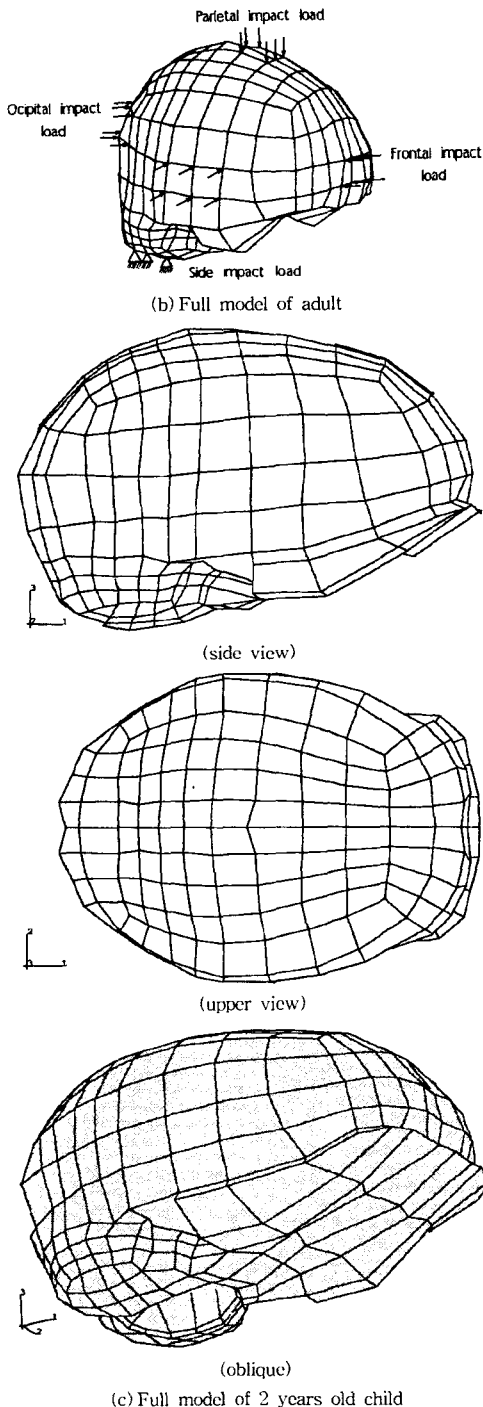


Fig. 1 Developed 3-D model (skull, falx and tentorium are not shown)

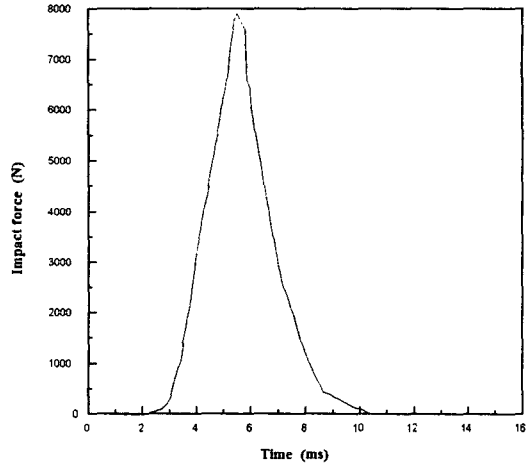


Fig. 2 Impact force - time history

2.4 하중 및 경계 조건

머리에 직접 가해지는 하중은 모형의 타당성을 검토하기 위하여 Nahum의 사체 실험시 사용한 최대 충격력 7,900N, 충격지속시간 10 ms 인 삼각형 형태의 충격력 - 시간선도(Fig. 2)를 사용하였으며, 충격방향은 전면에서 후면방향으로 전두골(frontal lobe)의 중앙 800 mm² 면적에서 균일하게 가해진 것으로 하였다.

한편, 직접적인 충격이 아닌 가속도만 가해지는 경우의 가속도 조건은 부상이 예상되는 최대 가속도 200 g가 5 ms동안 삼각형 형태로 두개골에 가해지는 것으로 하였다.

경계조건은 Fig. 2에서 볼 수 있듯이 짧은 기간(10 ms) 동안 제한된 방향으로만 충격이 가해지기 때문에 목 부분의 인대, 근육등에 의해서 머리가 구속되는 효과는 없다고 가정하여 타격 후에도 자유로이 움직일 수 있도록 자유경계조건(free boundary condition)을 가하였다.

부상의 가능성을 예측하기 위한 파라미터로 택한 뇌의 압력(P)과 최대 전단응력(τ_{max})은 각각 다음식으로 표현된다.

$$P = (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) / 3 \dots\dots\dots (1)$$

$$\tau_{max} = (\sigma_{max} - \sigma_{min}) / 2 \dots\dots\dots (2)$$

여기서 σ_i 는 주응력 성분, σ_{max} , σ_{min} 은 각기 최대, 최소 주응력을 나타낸다.

본 연구에서 수행한 계산은 상업용 패키지인

ABAQUS 유한요소 해석 프로그램²⁰⁾을 사용하였다.

3. 분석 결과 및 토의

사람의 머리를 뇌(대뇌와 소뇌로 구분), 뇌척수, 점막과 천막, 두개골을 포함시킨 유한요소모형을 2세, 6세 및 성인에 대하여 각각 개발하여 충격방향, 가속도 형태등을 파라미터로 하여 계산을 수행한 후 다음과 같은 결과를 얻었다.

3.1 모형의 타당성 검토

모형의 타당성을 검토하기 위하여, 하중조건을 Nahum의 사체 실험⁶⁾시 사용한 것과 같게 하여 해석한 결과 나타나는 뇌의 압력을 타격지점, 타격반대지점, 두정면, 대공(foreman magnum)등 네 곳(Fig.1의 a, b, c, d의 위치)에서 관찰하였다.

Fig. 3은 Nahum의 실험결과와 본 성인모형의 해석 결과와 비교한 것으로 Nahum의 결과와 비슷한 형상을 보이고 있으나 최대값의 발생시기가 약 1 ms 정도 늦게 나타나고 있다. 이는 다른 모형을 이용한 해석에서도 나타난 것과 같이 개발된 모형이 사체실험에서 사용된 사체머리의 형상 및 크기와 비교하여 차이가 나기 때문인 것으로 생각된다. 한편 수학적 모형이 사체실험 결과보다 압력이 높게 나타나는 것은 모형의 형상 및 크기에서의 차이점 뿐만 아니라 충격흡수능력이 있는 피부를 포함시키지 않았기 때문인 것으로 판단된다.

본 연구에서 선택한 경계조건의 타당성을 검토하기 위하여 밑 부분(목과 연결되는 부분, Fig. 1(b) 참조)을 자유로운 상태, 힌지상태 및 완전 구속상태로 한 후 각각 해석하여 본 결과 압력-시간 선도가 Fig. 4와 같이 나타났다. 힌지상태와 구속상태의 경우는 충격지속시간이 지난 후에도 뇌의 압력변화가 진동하는 형태를 취하고 있으며, 자유로운 상태의 경계조건이 사체실험 결과와 가장 일치하고 있다. 따라서 본 연구에서 선택한 경계조건이 충격에 의한 뇌 압력 변화가 해석시에는 가장 적절함을 입증할 수 있었다.

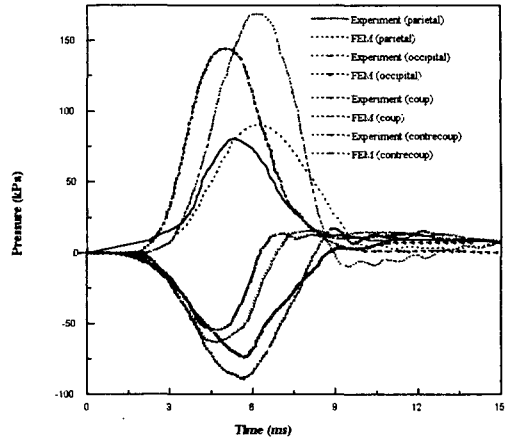


Fig. 3 Calculated Parietal, occipital, coup and contrecoup pressure comparison with experimental date

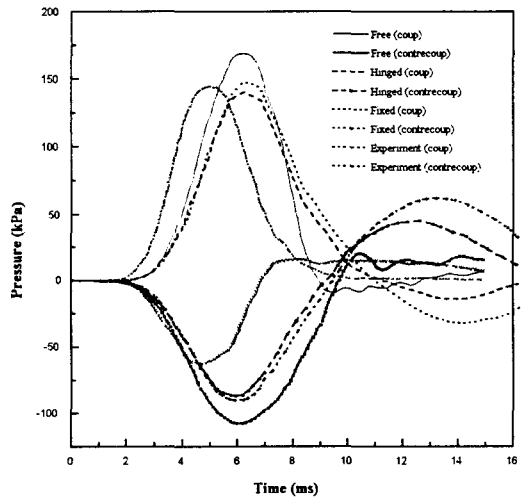


Fig. 4 Coup and contrecoup pressure variation according to the boundary condition

한편 HIC값은 Fig. 2에서와 같은 전방충격을 받는 경우 뇌의 전면에서 945, 후면에서 613 그리고 질량 중심점에서 724의 값이 계산되었다. 이와 같은 값들은 Nahum등의 사체실험 결과에서 측정된 값(질량중심에서 744)과 유사함을 알 수 있다.

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \Big|_{\text{maximum}} \dots \dots \dots (3)$$

이와 같은 값들은 부상의 기준이 되는 질량중

십에서 HIC의 값이 1,000보다 큰값이 되는 뇌의 전반부에서 부상의 위험이 있을 것으로 예측되나 최대압력은 170 kPa로써 경미한 부상의 기준점이 되는 25 psi(172.3 kPa)의 값에 가깝게 나타나고 있어 이 경우에는 HIC와 최대압력에 의한 부상 가능성에 대한 예측이 어느정도 일치하고 있다.

한편 후면 충격시에는 심한부상이 발생할 수 있다고 보는 34 psi(234.3 kPa)에 가까운 값으로 나타나 후면 충격시 훨씬 부상의 위험이 크다는 임상 결과와 일치함을 보이고 있다. 또한 현재 부상을 판별할 수 있는 척도로 널리 이용되고 있는 HIC값과 최대 발생 압력과 상관관계를 살펴보기 위해 개발된 모형의 질량중심점에서 HIC값이 725로 전방충격시와 유사한 값이 발생되도록 모형을 전방으로 전이(입력조건: 최대값이 200 g이고 지속시간 5 ms인 삼각형 형태의 전방방향으로의 가속도)만 가능케 하였을 경우, 뇌의 전반부에서 1,352, 뇌의 후반부에서는 615의 HIC값이 계산되었다. 이와 같은 값들은 전방 충격시 얻어지는 값들과 유사하나 최대 압력은 75 kPa로써 전면충격시의 최대압력 165 kPa에 비해 매우 작은압력이 계산되었다. 이와같은 해석 결과는 가속지속시간이 짧은 경우에는 HIC 값이 부상예측의 척도로 적절치 못하다는 기존의 연구결과와도 일치하고 있다.

3.2 연령별 충격특성

직접적인 충격이 뇌의 손상에 미치는 영향을 연령별로 관찰하기 위해, 모형 타당성 검토시 이용한 입력 데이터를 사용하여 2세, 6세 및 성인머리 모형에 같은 형태의 충격량을 두 개골의 전면, 후면 및 측면에 대하여 각각 같은 형태의 충격량을 가한후 그 영향을 분석하였다.

Fig. 5는 전면에 Fig. 2와 같은 충격이 가해졌을 경우 연령에 따른 뇌의 압력변화를 나타내고 있다. 연령별로 충격지점의 뇌압력은 175 kPa, 165 kPa, 156 kPa이 각각 발생하여 최고 11% 정도의 차이를 보이고 있고, 충격반대지점에서의 압력은 -42 kPa, -36 kPa, -107 kPa의 음압력이 발생하였으며, 이와 같은 압력은 최대 충격하중이 가해지는 시간(5.5 ms) 부근인 5.5~6 ms에서

발생하였다.

전면충격시 충격지점의 뇌압력은 연령별로 큰 차이를 보이지 않고 있으나, 충격반대 지점의 뇌압력은 최고 297%의 차이를 보이고 있다.

이 결과는 어린이의 경우 충격지점의 부상 정도는 성인보다 심하지만 충격반대 지점의 뇌손상은 잘 되지 않는다는 임상결과와 잘 일치함을 알 수 있다.

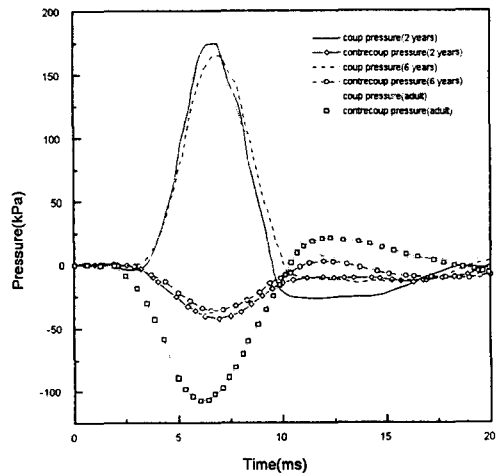


Fig. 5 Coup-contrecoup pressure variation according to age in frontal impact

Fig. 6은 후면충격이 가해졌을 경우 연령에 따른 뇌의 압력 변화를 나타내고 있다. 충격지점의 뇌압력은 연령별로 250 kPa, 236 kPa, 226 kPa이 각각 발생하였으며, 전면 충격에서와 같이 최고 11%의 차이를 보이고 있으며, 최고 뇌압이 발생하는 시기는 성인, 6세, 2세순으로 나타나지만 모두 최고하중이 가해지는 시간 부근(5.5~6.5 ms)에서 발생하였다.

한편 충격반대 지점의 뇌압력은 -18 kPa, -23 kPa, -136 kPa의 음압력이 발생하였으며, 2세와 6세의 어린이는 성인과는 달리 공동이론(cavitation theory)현상이 거의 나타나지 않는 특징을 보이고 있다.

Fig. 7은 측면충격이 가해졌을 경우 연령별 뇌의 압력변화를 나타낸 것이다.

충격지점의 뇌압력은 연령별로 288 kPa, 247 kPa, 166 kPa이 각각 발생하여 최고 73% 차이를 보이고 있다. 충격반대 지점의 뇌압력은 -69

kPa, -60 kPa, -123 kPa의 음압력이 발생하여 최고 205% 차이를 보이고 있다.

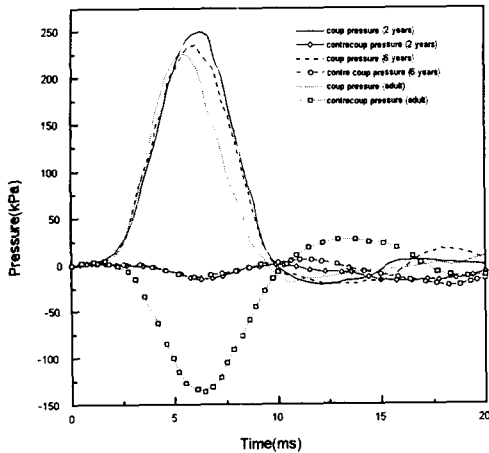


Fig. 6 Coup-contrecoup pressure variation according to age in occipital impact

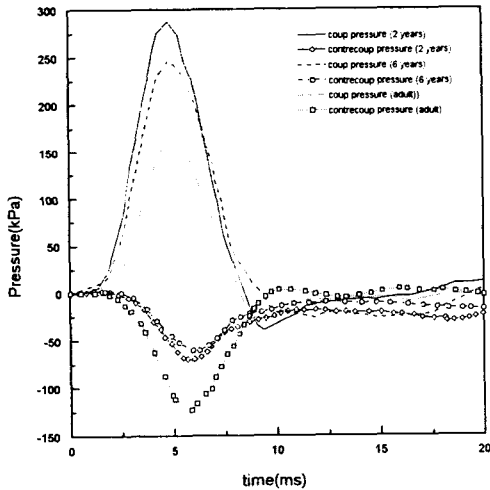


Fig. 7 Coup-contrecoup pressure variation according to age in side impact

Fig. 8은 연령 및 충격방향에 따른 충격지점과 충격반대 지점에서의 최고 뇌압력을 나타내고 있다. 충격지점의 압력은 충격방향에 관계없이 2세 유아에게서 가장 크게 발생하였고 충격 반대 지점에서는 성인에게서 가장 큰 음의 압력이 발생함을 알 수 있다.

한편 충격방향에 따른 부상정도를 살펴보면 2세와 6세 어린이는 측면충격을 받았을 때 상대

적으로 부상이 심하며 성인은 후면충격을 받았을 때 부상정도가 심하다는 것을 알 수 있다.

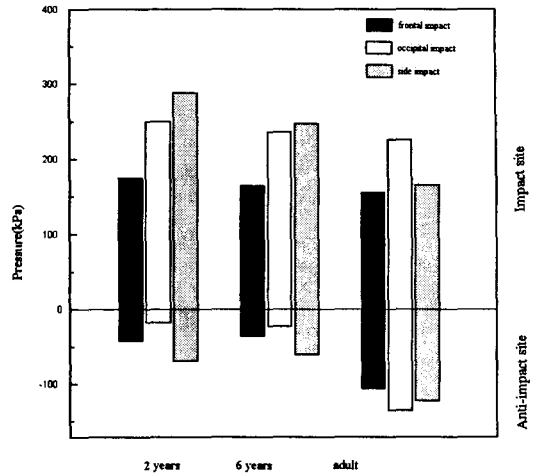


Fig. 8 Coup-contrecoup pick pressure variation according to impact site and age

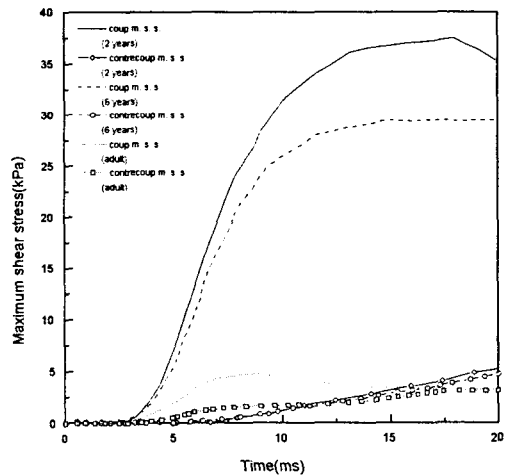


Fig. 9 Maximum shear stress variation according to age in frontal impact

Fig. 9는 전면충격을 받았을 때 연령별로 충격지점과 충격반대 지점에서 발생하는 최대 전단응력을 나타내고 있다. 충격지점의 전단응력은 2세와 6세 어린이는 최대하중이 가해지기 직전(4ms)부터 발생하기 시작하여 하중이 완전히 제거된(11ms)후에 발생하여 일정기간 유지됨을 보여준다. 성인의 경우는 2세 어린이의 13%에

지나지않는 5 kPa만이 9 ms 부근에서 발생하였다.

한편 충격반대 지점의 최대전단응력은 연령 별로 특징이 없이 약간 발생하였다.

Fig. 10은 연령 및 충격방향에 따른 충격지점에서 발생하는 최대전단응력을 나타낸 것이다. 2세와 6세의 어린이는 성인과 비교할때 충격방향(전면, 후면, 측면)에 관계없이 최대전단응력이 높게 발생하였으며 특히 측면충격의 경우에는 2세의 경우가 성인의 1,375%나 높게 발생하였다.

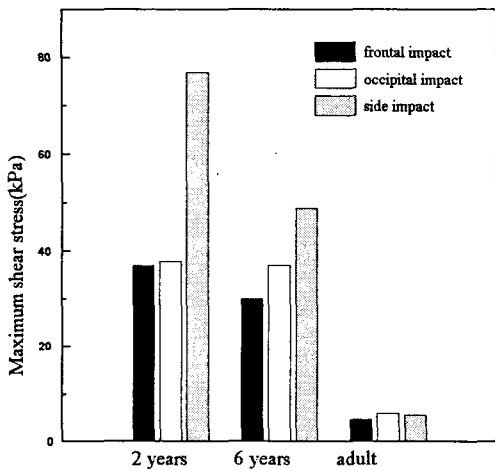


Fig. 10 Maximum shear stress variation according to age and impact site

Fig. 8과 Fig. 10을 종합하여 보면 어린이의 경우가 성인에 비하여 뇌의 압력과 최대전단응력 모두 높게 나타났으며, 본 연구에 사용한 충격조건하에서 타격이 가해진면에서는 전면충격의 경우 연령에 관계없이 경미한 부상의 기준이 되는 25 psi(172.3 kPa)에 가까운 압력이 발생하였고, 후면 충격의 경우에는 연령에 관계없이 심한 부상의 기준이되는 34 psi(234.3 kPa)에 가까운 압력이 발생하였으며, 측면충격의 경우 2세와 6세의 어린이의 경우에는 심한부상이 나타날 수 있는 34 psi 이상이 발생하였고, 성인의 경우는 경미한 부상이 나타나는 25 psi에 가까운 압력이 발생하였다.

한편 타격이 가해진면의 반대부위에서는 2세와 6세 어린이의 경우 후면충격시에 전두부에서

의 공동현상은 거의 나타나지 않았으며, 전면충격과 측면충격에서도 성인과 비교하여 아주 낮은 음의 압력만이 관찰되었다.

지금까지 알려진 높은 뇌의 압력은 국소성 부상을 유발하고, 전단응력은 미만성 부상을 유발한다는 연구 결과와 비교 검토하여 보면 2세와 6세의 어린이에게서는 충격부위에서 SDH와 같은 국소성 부상이 발생할 가능성은 높으나 충격반대부위에서 공동현상에 의한 국소성 부상은 성인에 비하여 적게 발생할 수 있다.

또한 미만성 부상의 원인이 되는 최대전단응력은 어린이의 경우가 성인에 비하여 아주 높게 나타났으며, 특히 측면 충격에 의하여 DAI와 같은 미만성 부상이 발생할 가능성이 높다는 것을 알 수 있다.

이와 같은 해석결과는 임상적 결과와도 잘 일치함을 알 수 있다.

4. 결론

인간뇌의 각 요소를 포함시킨 머리의 3차원 유한요소 모형을 연령별로 개발하여 충격에 대한 응답성을 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- 1) 개발된 유한요소 모형을 이용하여 충격을 가한 후 사체실험 결과 데이터와 비교한 결과 만족할만한 일치성을 보이고 있다. 이는 사체 실험이 금지되어 있고, 동물을 이용한 실험도 제한적인 현실을 고려할 때 유한요소 모형개발과 같은 수치해석이 주요한 해석수단이 될 수 있음을 보여주고 있다.
- 2) 어린이와 성인은 같은 충격조건하에서도 부상의 형태와 정도에 차이를 나타내고 있다. 즉 어린이에게서는 성인에 비해 국소성 부상보다는 전단응력에 의한 부상이 발생할 가능성이 높으며, 성인에게서 흔히 나타나는 공동현상이 거의 나타나지 않았다. 또한 성인은 후두면 충격에서, 어린이는 측면 충격에서 부상빈도가 높다는 것을 알 수 있었다. 이와 같은 결과들은 임상적 결과와도 매우 잘 일치하고 있다.
- 3) 뇌의 유한요소 모형을 이용한 해석은 현재

급증하고 있는 국내의 자동차 사고에 비추어 볼 때 매우 기초적인 연구과제로 시급히 연구되어야 할 분야로 여겨진다. 그리고 현재 사용되고 있는 서양인을 기준으로 설계된 에어백 등 보호장비들은 최대효과를 얻는데는 미흡한 점이 많기 때문에 국내 성인과 어린이를 위한 보다 적합한 보호장비 개발을 위해서도 이와 같은 해석으로부터 얻어지는 정보는 매우 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- 1) Gennarelli, T.A., "Head Injury in Man and Experimental Animals: Clinical Aspects", *Acta Neurochirurgica*, Suppl. 32, pp. 1~13, 1983.
- 2) Melvin, J.W., Lighthall, J.W. and Ueno, K., "Brain Injury Biomechanics", in *Accidental Injury*(Ed. Nahum, A.M. and Melvin, J. W.), Springer-verlag, 1989.
- 3) Lighthall, J.W., Melvin, J.W. and Ueno, K., "Toward a Biomechanical Criterion for Functional Brain Injury", *SAE Technical Paper*, No. 896074, 1989.
- 4) Ommaya, A.K., Fisch, F.J., Mahone, R.M., Corrao, P. and Letcher, F., "Comparative Tolerances for Cerebral Concussion by Head Impact and Whiplash Injury in Primates", *SAE Technical Paper*, No. 700401, 1970.
- 5) Engine, A.E., "Axisymmetric Response of a Fluid-Filled Spherical Shell to a Local Radial Impulse-A Model for Head Injury", *J. Biomechanics*, Vol. 2, pp. 325~341, 1969.
- 6) Nahum, A.M., Smith, R. and Ward, C., "Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact", *SAE Technical Paper*, No. 770922, 1977.
- 7) Landkof, B., Foldsmith, W. and Sackman, J.L., "Impact on a Head-Neck Structure", *J. Biomechanics*, Vol. 9, pp. 141~151, 1976.
- 8) Shugar, T.A. and Katona, M.G., "Development of Finite Element of Head Injury Model", *J. ASCE*, Vol. 101, pp. 223~239, 1975.
- 9) Khalil, T.B. and Viano, D.C., "Critical Issues in Finite Element Modeling of Head Impact", *SAE Technical Paper*, No. 821150, 1982.
- 10) Shugar, T.A., "A Finite Element Head Injury Model", I and II, *Civil Eng. Lab., USN, TR-R-954-1*, 1977.
- 11) Hosey, R.R., "A Homeomorphic Finite-Element Model of Impact Head Injury", *Ph.D. Dissertation*, Tulane University, 1981.
- 12) Hosey, R.R. and Liu, Y.K., "A Homeomorphic Finite Element Model of the Human Head and Neck"(Ed. Gallagher, R.H., Simon, B.R., Johnson, P.C. and Gross, J.F.), *John Wiley & Sons*, pp. 379~401, 1982.
- 13) Ward, C., Chan, M. and Nahum, A., "Intracranial Pressure-A Brain Injury Criterion", *SAE Technical Paper*, No. 801304, 1980.
- 14) Ruan, J.S., Khalil, T. and King, A.I., "Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling", *Advances in Bioengineering ASME, BED-Vol. 17*, 1990.
- 15) Ruan, J.S., Khalil, T. and King, A.I., "Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis", *Transactions of the ASME, J. Biomech.Eng.* Vol. 116, pp. 44~50, 1994.
- 16) 도로교통안전협회, "교통사고 통계 분석", 1996.
- 17) 김영은, 남대훈, 왕규창, "인간 뇌의 충격 부상에 대한 유한요소모델 개발에 관한 연구", *한국자동차공학회 논문집*, 제4권, 제4호, pp. 97~106, 1996.
- 18) 한국표준과학 연구원, "산업제품의 표준치

설정을 위한 국민 표준 체위 조사 보고서”,
공업진흥청 연구보고서, 1992.

- 19) Fung, Y.C., “Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues”, Springer-Verlag, 1981.
- 20) 김영은, 남대훈, 고창훈, “실험적 해석을 위

한 머리-목 형태의 더미 개발”, 대한기계학회 논문집(A), 제21권, 제7호, pp.1058~1072, 1997.

- 21) ABAQUS/Standard Verification Manual and User's Manual, ver. 5.4, Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc., 1994.