

〈논 문〉 SAE NO. 96370078

# 인간 뇌의 충격 부상에 대한 유한요소모델 개발에 관한 연구

## Development of Finite Element Model for Impact Human Brain Injury

김 영 은\*, 남 대 훈\*\*, 왕 규 창\*\*\*  
Y. E. Kim, D. H. Nam, K. C. Wang

### ABSTRACT

The impact response of the human brain has been determined 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. Flax 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. A parametric study was subsequently conducted to identify the model response when the impact site, impact area and duration of impact were varied.

주요기술용어 : Brain model(뇌의 모델), FEM(유한요소법), Impact site(충격부위), Impact area(충격면적), Duration of impact(충격 지속 시간), HIC(머리의 부상 기준), Intracranial pressure(뇌의 압력)

### 1. 서 론

우리 나라에도 많은 운전자들이 자동차 사고로 인하여 부상을 당하게 된다. 부상 부위중 특히 뇌 부분의 부상은 사망 또는 신체의 치명적인 기능상의 손실을 유발하게 된다. 머리부상은 크게

FI(forcal injury)와 DI(diffuse injury)로 나눌 수 있으며<sup>1,2)</sup>, FI는 머리에 직접적인 타격이 가해질 경우 충격에너지가 두개골(skull)로부터 뇌(brain)로 전달됨으로써 발생하는 것이며, 부상의 크기 및 발생 부위에 따라 contusion, SDH(subdural haematoma), EDH(epidural haematoma), ICH(intracerebral haematoma)등으로 분류할 수 있다. DI는 머리에 회전 가속도에 의하여 발생하는 전단응력이 주원인으로 알려져 있으며 DAI(diffuse axonal injury), Brain swell-

\* 정회원, 단국대학교 기계공학과

\*\* 단국대학교 대학원

\*\*\* 서울대학 병원소아신경외과

ing, Concussion 등의 형태로 나타난다. 이중 치사율이 높은 것은 SDH와 DAI이며, SDH는 추락 사고자에게서, DAI는 자동차 사고자에게서 주로 발생한다는 사실이 임상적으로 보고되고 있다<sup>3)</sup>.

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

Ommaya<sup>4)</sup> 등은 원숭이를 대상으로 머리에 직접적인 충격을 가할 경우에 대한 뇌의 압력(intracranial pressure) 변화를 관찰할 수 있는 모델을 제시하였고, Engine<sup>5)</sup> 등은 구형상의 쉘을 제작하여 물을 가득 채운 후 Dirac delta 형상의 충격력을 가한 후 압력을 측정하는 물리적 모델을 제시하였으나, 이전의 동물 및 사체실험보다 압력이 10배 이상 높게 측정되어 타당성에 의문을 남겼다. Nahum<sup>6)</sup> 등에 의한 사체를 이용한 실험은 아직도 여러 연구자들에 의해 인용되고 있다. 사체의 뇌압을 인위적으로 정상인 상태로 증가시킨 후 신체의 다른 부분은 구속하고 머리부분만 타격 후에도 자유로이 움직일 수 있도록 특수 고안된 의자에서 두개골의 정면에 충격을 가한 후 뇌의 압력 변화를 타격지점, 타격반대지점, 머리 윗부분, 소녀의 뒤쪽 윗부분 그리고 첫 번째 경추(C1)와 연결되는 부분에서 측정하였다. 그리고 동일 사체에 대하여 각기 다른 충격 조건하에서 압력변화를 측정하며 Gross에 의해 제안된 충격이 가해지는 반대 부위에서는 음의 압력이 발생 한다는 공동이론(cavitation theory)을 증명하였다. 한편 Landkof<sup>7)</sup>은 투명한 합성수지로 구형상의 쉘을 제작하여 물을 채운 후 점탄성 1차원 외팔보 위에 올려놓고 실험을 수행한 머리-목부분의 물리적 모델을 제시하고 압력을 측정하였으나 사용한 물리적 모델에 대한 타당성 검토는 이루어지지 못하였다.

이와 같은 물리적 모델을 이용한 방법 이외에도 해석적인 연구들이 병행되어 왔다. Shugar와 Katona<sup>8)</sup>은 2차원 FEM 모델을 통한 뇌의 압력 분포에 관한 연구결과를 제시하였으나, 2차원 모델인 관계로 측면 충격 및 각가속도를 받았을

때의 압력 및 전단응력 등은 해석할 수 없는 제한점을 보이고 있었다. Khalil<sup>9)</sup> 등은 두개골의 주요 치수를 측정하여, 타원형태로 단순화한 2차원 FEM 모델을 제시하고, 뇌의 압력과 두개골의 스트레인량을 해석하였으며, 모델의 타당성 검토는 사체실험의 두개골 균열하중에 대해서만 실시하였다. 3차원 모델로는 Shugar<sup>10)</sup>에 의하여 시상면(midsagittal plane)에 대칭되게 구성된 모델을 들 수 있다. 이와 같은 모델을 이용하여 머리 밑 부분의 경계조건(고정, 힌지, 미끄럼, 자유상태)에 따른 압력분포 및 두개골의 변형률을 해석한 후, 해석결과로 얻어진 압력 변화를 살아 있는 원숭이 실험결과와 비교하였으며, 두개골의 변형률분포는 원숭이의 두개골을 이용한 실험결과와 비교 검토하였다. Hosey<sup>11)</sup>는 머리-목 복합체의 3차원 FEM 모델을 제시하고, 뇌의 압력 및 전단응력을 해석하였으나, 모델의 복잡성 때문에 제시된 모델의 타당성을 입증하지 못하였을 뿐만 아니라 해석 결과도 충격이 가해지기 시작하여 단지 6ms 동안만 수행되었다. Ward와 Chan<sup>12)</sup>은 3차원 머리모델에서 압력을 기준으로 한 안전지수 BPT(Brain Pressure Tolerance)을 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 회전예에 의한 영향에 대한 해석으로는 Lighthall<sup>13)</sup>에 의하여 시상면을 2차원 모델로 제작한 후 Hybrid III를 이용한 결과로부터 얻어지는 실험의 가속도 및 각가속도 시간선도를 입력조건으로 사용하여 해석한 연구를 들 수가 있다. 해석결과, 압력과 전단응력변화를 해석하여 임상결과와 비교한 후 뇌의 부상은 선형가속도 보다 각가속도에 의한 영향이 더 심각함을 보여주었다.

이와 유사하게 Ruan<sup>14)</sup>은 관상면(coronal plane)을 2차원으로 모델링하여, 측면충격에서, 대뇌사이와 대뇌와 소녀사이의 격막 유무에 따른 압력 변화를 해석하였으며 이와 같은 해석을 3차원 FEM 모델<sup>15)</sup>로 확장시켜 뇌의 압력, 두개

골의 von Mises응력을 각기 다른 충격방향조건에 따라 해석하였다. 이와 같이 제시된 수학적 모델들은 부상 원인 및 진행 과정에 관련된 여러 인자 중 압력분포에 따른 변화만을 고려하여 해석하였으므로 머리 부상 메카니즘을 완벽하게 규명하지 못하였다. 즉 뇌의 부상이 발생될 수 있는 영역을 일정 이상의 압력(34psi)이 발생하는 곳으로 하여 부상을 예측하였으나<sup>12)</sup> 앞서 설명되었듯이 직접적인 충격이 가해진 경우에도 DAI 형태의 부상이 발생될 수도 있다.

따라서 본 연구에서는 사람의 머리를 3차원 FEM 모델링하여, 사체 실험 결과와 비교, 검토한 후 충격이 가해진 방향, 충격이 가해진 면적, 그리고 충격이 가해진 시간에 따른 변화를 비교 해석하였다. 아울러 뇌의 부상을 예측하는 인자로서 충격으로 인하여 발생하는 최대압력과 HIC 그리고 전단응력의 분포간의 상관관계를 살펴보고 있다.

## 2. FEM 모델

### 2.1 모델링 방법

성인 여자의 머리 부분을 3mm간격으로 촬영한 CT필름을 디지털타이저를 이용하여 윤곽을 디지털화한 후 이중 모델의 절점으로 이용될 좌표값들을 선택하였다. 이 과정 중에서 두개골의 복잡한 내부 형상 중 일부는 요소분할을 원활히 하기 위하여 형상을 단순화하였다.

### 2.2 모델 구성

모델은 두개골, 뇌, 뇌척수, 격막을 포함하여 총 2,370개의 절점과 2,412개의 요소로 구성하였으며, 두개골은 4절점 쉘 요소(4-node shell element)와 8절점 3차원 등계수 요소(isoparametric 8-node brick element)로, 뇌(대뇌와 소뇌)와 뇌척수(Cerebral Spinal Fluid)는 8절점 3차원 등계수 요소로 모델링을 수행하였다. 그리고 대뇌의 중간을 가로지르는 점막(falx)과 소뇌 사이의 천막(tentorium)은 4절점의 막막(membrane)요소로 구성시켰다. 턱, 뇌 내의 혈관 및 목부분으로 내려가는 신경망 등은 모델을 단순화

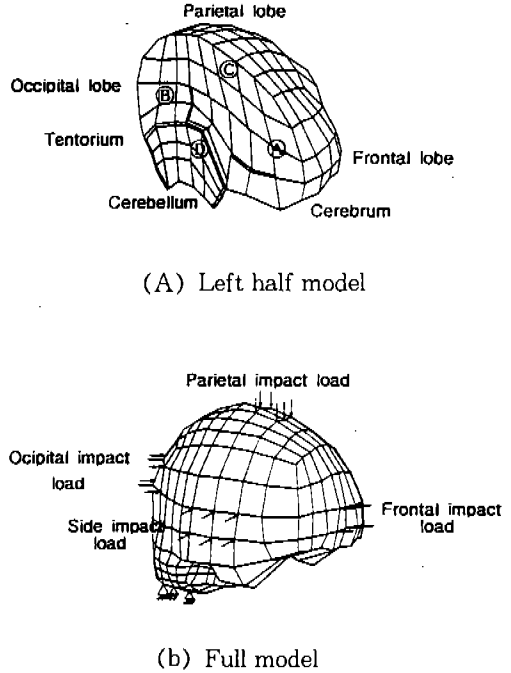


Fig.1 Developed 3-D brain model (skull, falx and tentorium are not shown)

하기 위하여 포함시키지 않았으며, 모델은 시상면에 대해 대칭된다고 가정하였다. Fig.1은 본 연구에서 개발된 3차원 유한요소 머리모델을 나타내고 있다. 모델 중 뇌의 질량은 약 1.12kg으로서 서양인의 평균 1.36kg보다는 약간 작은 값을 보이고 있으며 두개골을 포함한 총 질량은 2.1kg에 달하였다. 동양인 표준의 머리부분의 질량이 3.5kg이나 본 모델에서는 머리부분중 턱과 피부를 제외하였으므로 이를 고려한다면 모델의 질량은 적절한 값이라고 생각된다. 모델의 머리 두께와 머리 너비는 각기 174mm, 142.6mm로써 50% 한국인 여자 성인의 크기 175mm와 154mm<sup>16)</sup>에 가깝게 모델링 되었다.

### 2.3 물질 특성

모델 구성 요소들은 균질, 등방성 및 선형 탄성체로 가정하였다. 뇌에 대한 유한요소 해석에 뇌의 탄성계수(66.7~667kPa)와 포아송비(0.

48~0.4999)는 연구자들에 따라 큰 차이를 보이고 때문에 본 연구에서는 사용 빈도와 결과에 대한 타당성 검토가 어느 정도 이루어진 체적탄성계수(2.19E6kPa), 전단탄성계수(1.68E3 kPa), 포아송비(0.4996)에서 종탄성계수를 구해 해석에 이용하였으며 모델에 사용된 각 요소의 물성치들은 Table 1과 같다. 뇌실과 척추공(spinal cord) 사이를 연결하며 흐르는 뇌척수는 머리에 충격이 가해질 경우 급속한 유동을 유발시켜 뇌에 가해진 충격을 어느 정도 흡수하고 있다. 이와 같은 뇌의 충격흡수 능력에 대한 해석을 구성된 모델에 반영시키기 위하여 뇌 및 두개골에 각각 0.2와 0.8의 구조댐핑계수(structural damping coefficient)를 대입하였다.

2.4 하중 및 경계 조건

머리에 직접 가해지는 하중은 모델의 타당성을

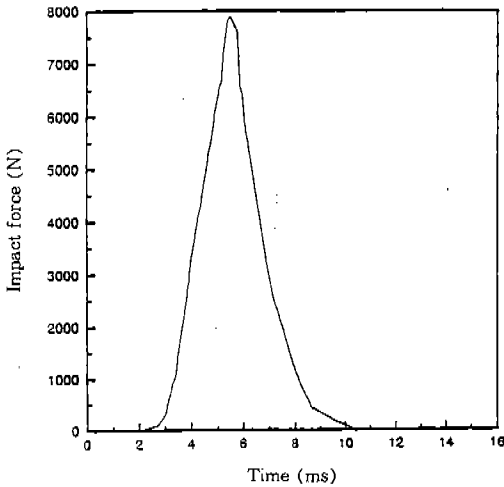


Fig.2 Impact force-time history

검토하기 위하여 Nahum의 사체 실험시 사용한 최대 충격력 7,900N, 충격지속시간 10ms인 삼각형 형태의 충격력-시간 선도(Fig.2)를 사용하였으며, 충격방향은 정면에서 후면방향으로 두개골 전면 중앙의 800mm<sup>2</sup>면적에 균일하게 가해진 것으로 하였다.

경계조건은 Fig.2에서 볼 수 있듯이 짧은 기간(10ms)동안 제한된 방향으로만 충격이 가해지기 때문에 목 부분의 인대, 근육 등에 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), 최대 전단응력( $\tau_{max}$ )은 각각 다음 식으로 표현된다.

$$P = (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) / 3 \tag{1}$$

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

여기서  $\sigma_i$ 는 주응력성분,  $\sigma_{max}$ ,  $\sigma_{min}$ 은 각기 최대, 최소 주응력을 나타낸다.

본 연구에서 수행한 계산은 ABAQUS 유한요소 해석 프로그램을 사용하였다.

3. 결과 및 토의

사람의 머리를 뇌(대뇌와 소뇌로 구분), 뇌척수, 격막, 두개골을 포함시킨 유한요소모델로 개발하여 충격점의 면적, 충격이 가해진 시간 등을 파라메타로 하여 계산을 수행한 후 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

Table 1 Material properties

	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio	Density [kg/mm <sup>3</sup> ]
Skull	1.0E+04	0.22	2.07E-06
Brain	5.04	0.4996	1.0E-06
CSF	1.48	0.489	1.0E-06
Falx & tentorium	31.5	0.45	1.13E-06

3.1 모델의 타당성 검토

모델의 타당성을 검토하기 위하여, 하중조건을 Nahum의 사체 실험시 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 실험 결과와 본 모델의 해석 결과를 비교한 것으로 Nahum의 결과와 비슷한 형상을 보이고 있으나 최대값의 발생시기가 약 1ms정도 늦게 나타나고 있다. 이는 다른 모델을 이용한 해석<sup>14,15)</sup>에서도 나타난 것과 같이 개발된 모델이 사체실험에서 사용된 사체머리의 형상 및 크기와 비교하여 차이가 나기 때문인 것으로 생각된다. 한편 수학적 모델이 사체실험 결과보다 압력이 높게 나타나는 것은 모델의 형상 및 크기에서의 차이점뿐만 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 충격 지속시간이 지난 후에도 뇌의 압력변화가 진동하는 형태를 취하고 있으며, 자유로운 상태의 경계조건이 사체 실험 결과와 가장 일치하고 있다. 따라서 본 연구에서 선택한 경계조건이 충격에 의한 뇌압변화가 해석시에는 가장 적절함을 입증할 수 있었다.

한편 HIC(Head Injury Criterion)의 값은 Fig.2에서와 같은 전방 충격을 받는 경우 뇌의 전면에서는 945, 후면에서는 613 그리고 질량중심점에서는 724의 값이 계산되었다. 이와 같은 값들은 Nahum 등의 사체 실험결과<sup>6)</sup>에서 측정된 값과 매우 유사한 값을 얻을 수 있었다. 실험 결과에서는 질량중심점에서 744의 값이 측정되었다.

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

이와 같은 값들은 부상의 기준이 되는 질량중심점에서 HIC의 값이 1000보다 큰 값이 되는 뇌의 전반부에서 부상의 위험이 있을 것으로 예측되나 최대압력은 170kPa로써 경미한 부상의

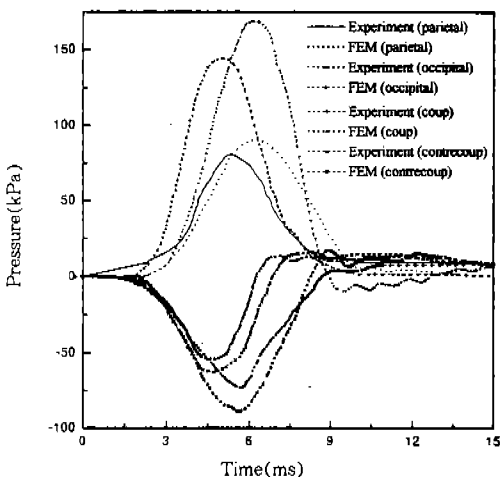


Fig.3 Calculated parietal, occipital, coup and contrecoup pressure variation comparison with experimental data<sup>6)</sup>

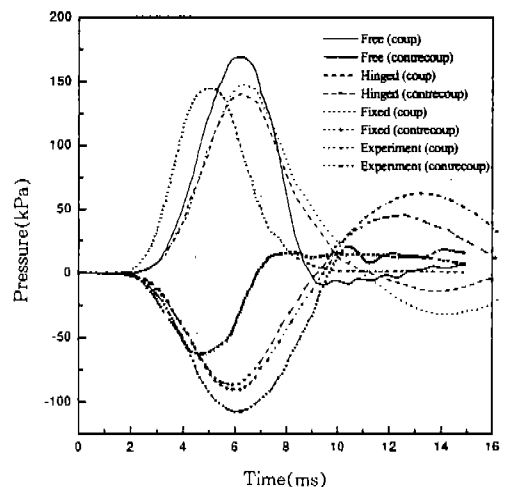


Fig.4 Coup-contrecoup pressure-variation according to the boundary conditions

기준점이 되는 25psi(172.3kPa)의 값<sup>12)</sup>에 가깝게 나타나고 있어 이 경우에는 HIC와 최대압력에 의한 부상 가능성에 대한 예측이 어느 정도 일치하고 있다.

한편 후면 충격시에는 심한 부상이 발생할 수 있다고 보는 34psi(234.3kPa)에 가까운 값으로 나타나 후방 충격시 훨씬 부상의 위험이 크다는 임상 결과와 일치함을 보이고 있다. 한편 현재 부상을 판별할 수 있는 척도로 널리 이용되고 있는 HIC값과 최대 발생 압력과의 상관 관계를 살펴보기 위해 개발된 모델의 질량중심점에서 HIC값이 725로 전방충격시와 유사한 값이 발생되도록 모델을 전방으로 전이(입력조건 : 최대값이 200g이고 지속시간 5ms인 삼각형 형태의 전방방향으로의 가속도)만 가능케 하였을 경우, 뇌의 전반부에서 1,252, 뇌의 후반부에서는 615의 HIC값이 계산되었다. 이와같은 값들은 전방충격시 얻어지는 값들과 유사하나 최대발생압력은 75kPa로써 전면 충격시의 최대압력 170kPa에 비해 매우 작은 압력이 계산되었다. 이와같은 해석 결과는 가속 지속 시간이 짧은 경우에는 HIC값이 부상예측의 척도로 적절하지 못하다는 기존의 연구 결과<sup>12)</sup>와도 일치하고 있다.

### 3.2 충격 방향의 영향

충격방향이 뇌의 손상에 미치는 영향을 관찰하기 위해, 모델 타당성 검토시 이용한 입력데이터를 사용하여 두개골의 전면, 후면, 두정면, 측면에 대하여 각각 같은 형태의 충격량을 가한 후 그 영향을 분석하였다.

Fig.5와 Fig.6은 전면, 후면, 두정면, 측면충격에 대하여 Fig.2에서와 같은 충격이 가해졌을 경우 시간에 따른 뇌의 압력변화를 나타내고 있다. 전면, 후면, 두정면, 측면 등 충격방향에 따라 최고 압력은 충격지점에서 170kPa, 220kPa, 235kPa, 200kPa으로 각각 발생하여 최고 28% 정도의 차이를 보이고 있고, 충격반대 지점에서는 -107kPa, -125kPa, 0kPa, -130kPa의 음압력이 발생하였으며 이와 같은 압력은 최대 충격 하중이 가해지는 시간(5.5ms) 부근인 5.5~6ms에서 발생하였다.

한편 전면, 후면, 측면 충격의 경우에는 충격 반대 부위에서는 음의 압력이 발생한다는 공동이론(cavitation theory)현상이 관찰되었으나 두정면 충격시는 타격지점에서는 높은 압력이 형성되나 반대지점에서는 거의 압력변화가 없는데

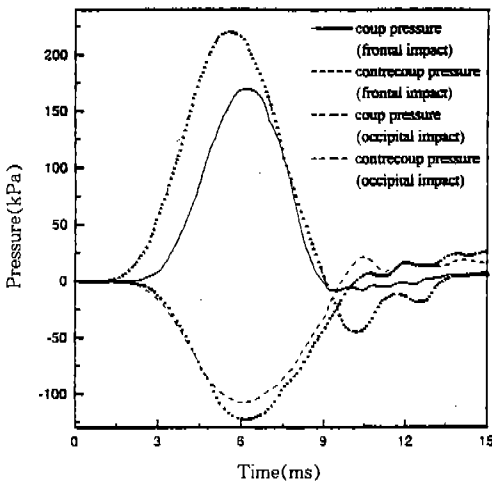


Fig.5 Coup-contrecoup pressure variation in case of frontal and occipital impact

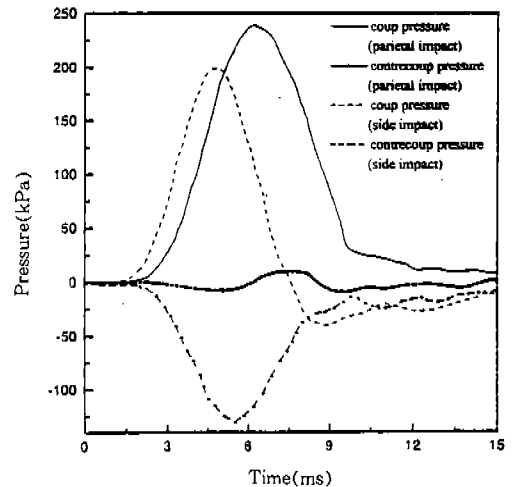


Fig.6 Coup and contrecoup pressure variation in case of parietal and side impact

이것은 전면, 후면 및 측면과는 달리 타격반대 지점이 두개골로 싸여 있지 않고 목과 연결되어 있기 때문인 것으로 판단된다. 또한 타격반대 지점의 압력은, 후면 및 측면의 경우가 전면 충격의 경우보다 약간 높게 나타나는데, 후면충격의 경우는 충격반대 지점인 전면의 두개골의 내측 부피가 뒤쪽부분보다 적을 뿐만 아니라 급격한 형상의 변화가 원인인 것으로 판단되며, 측면의 경우는 짐작때문에 압력변화가 적을 것으로 예상되었으나 관자놀이뼈가 상대적으로 얇기 때문에 상대적으로 많은 충격력이 전달되며, 대뇌 또한 앞뒤부분보다 좌우(transvers)로의 길이가 작기 때문에 전면 또는 후면 충격에서와 같은 압력 변화를 보이고 있었다. 이는 머리 부상환자 중 후두골과 관자놀이뼈 부위에 충격을 받은 환자에서 충격반대 부위의 뇌 손상이 빈번하다는 임상 결과와도 잘 일치함을 보여준다.

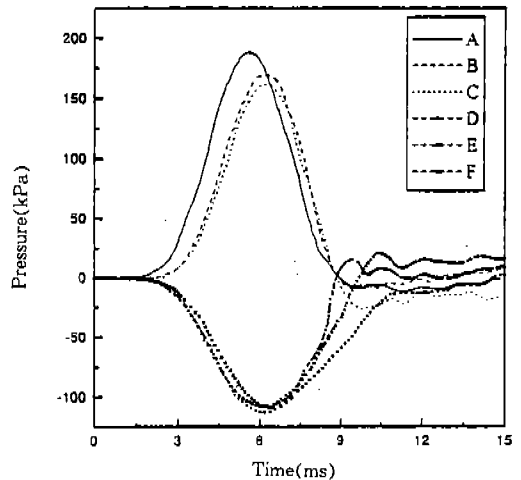
### 3.3 충격 면적의 영향

충격시 충격면적이 부상정도에 미치는 영향을 관찰하기 위해, 앞에서 뒤쪽방향으로 얼굴 중앙에 Nahum의 사체 실험시 이용한 충격력을 각각 400mm<sup>2</sup>, 800mm<sup>2</sup>, 1200mm<sup>2</sup>의 면적에 가한 결과 충격이 가해진 지점과 반대지점의 압력-시간선도는 Fig.7과 같이 나타났다. 해석 결과에서 볼 수 있듯이 같은 크기의 힘이라도 충격이 가해진 면적에 따라 부상정도가 다르다는 것을 알 수 있다. 즉, 충격이 가해진 면적 400mm<sup>2</sup>인 경우가 1,200mm<sup>2</sup>인 경우보다 뇌의 전면에서의 발생 압력이 12% 높게 나타나고 있다. 그러나 충격 반대지점(뇌의 후반부)은 충격이 가해진 면적에는 별로 영향을 받지 않음을 보여 준다. 충격면적에 따른 HIC값은 뇌의 전면에서 충격면적이 각각 400mm<sup>2</sup>, 800mm<sup>2</sup>, 1200mm<sup>2</sup>의 경우 각기 989, 945, 850의 값을, 뇌의 후면에서 631, 613, 503 그리고 머리의 질량 중심점에서 756, 724, 641의 값을 보이고 있어 같은 충격을 받는 경우 충격 부위가 좁을수록 뇌는 더욱 심한 부상을 받을 것이라는 일반적 예측과도 잘 일치하고 있다. 그러나 뇌의 전면 아랫부분(눈의 바로 윗부분)에서는 이 값이 각기 1,171, 1,142, 1,143

의 값으로 나타나 충격 면적에 크게 영향을 받지 않을 뿐만 아니라 상대적으로 HIC의 값도 큰 값을 보이고 있다. 전반 충격시 임상적으로 항상이 부분에서 부상이 발생되고 있으나 이에 대한 정확한 원인 설명이 지금까지 이루어지지 못하고 있었다. 그러나 본 연구에 의하여 위와 같이 이를 설명할 수 있었을 뿐만 아니라 뒤에서 설명할 전단응력분포도 이 부분에서 상대적으로 높게 나타나 임상적 결과에 대한 설명이 가능하리라 기대된다.

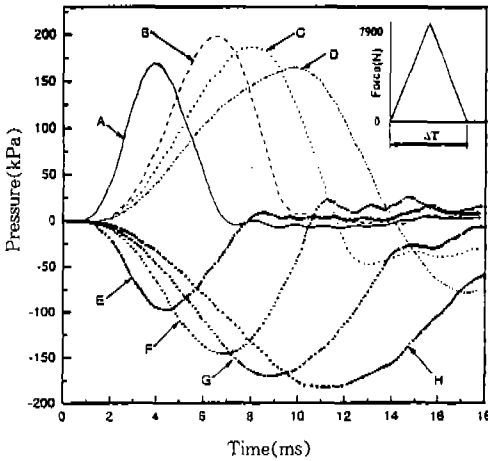
### 3.4 충격 지속 시간의 영향

최대 충격하중이 같은 경우 충격이 가해진 시간에 따른 부상정도를 관찰하기 위하여, 최대 충격하중이 7,900N인 삼각형 형태의 충격력을 전면에서 후면 방향으로 800mm<sup>2</sup>의 면적에 가했으며, 충격 지속시간을 4ms, 8ms, 12ms, 16ms일 경우의 4가지로 변화시켜 각 경우에 대하여 해석한 결과, 그림 9에서와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 그림에서 볼 수 있듯이 충격 지속 시간이



- A : Area= 400mm<sup>2</sup>(coup)
- B : Area= 800mm<sup>2</sup>(coup)
- C : Area=1,200mm<sup>2</sup>(coup)
- D : Area=1,200mm<sup>2</sup>(contrecoup)
- E : Area= 800mm<sup>2</sup>(contrecoup)
- F : Area= 400mm<sup>2</sup>(contrecoup)

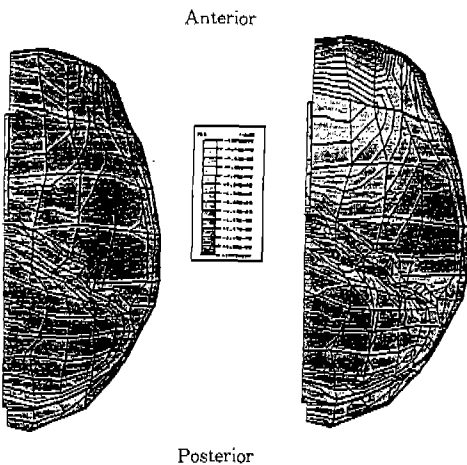
Fig.7 Coup and contrecoup pressure variation according to impact area



- A :  $\Delta T = 4$ , coup pressure
- B :  $\Delta T = 8$ , coup pressure
- C :  $\Delta T = 12$ , coup pressure
- D :  $\Delta T = 16$ , coup pressure
- E :  $\Delta T = 4$ , contrecoup pressure
- F :  $\Delta T = 8$ , contrecoup pressure
- G :  $\Delta T = 12$ , contrecoup pressure
- H :  $\Delta T = 16$ , contrecoup pressure

Fig.8 Coup and contrecoup pressure variation according to impact duration ( $\Delta T$ )

4ms일 때는 충격지점에서 최대압력은 170kPa, 반대지점에서 -100kPa이 발생하였고, 8ms일 때는 200kPa, -150kPa, 12ms일 때는 185kPa, -174kPa, 16ms일 때는 170kPa, -180kPa이 발생하여, 같은 조건하에서도 충격지속시간이 변함에 따라 충격지점에서는 최고 15%, 반대지점에서는 최고 80%의 차이를 보이고 있다. 또한, 충격지속시간이 길수록 타격지점의 압력은 높게 나타나다가 일정충격지속시간(8ms) 이상에서는 오히려 감소함을 보이고 있으나 타격반대 지점의 압력은 충격지속시간이 증가함에 따라 더욱 큰 음의 압력이 발생됨을 볼 수 있었다. 이와 같은 해석결과는 임상 결과와도 잘 일치하고 있다. 즉 충격부위보다는 충격 반대부위에서도 부상이 빈번히 발생되며 특히 충격지속 시간이 길 경우 부상의 가능성이 매우 높아지고 있음이 임상적으로 흔히 관찰되고 있다. 한편 충격지속 시간에 따른 HIC값을 비교해 보면 충격지속 시간이 8ms에서 16ms로 2배로 됨에 따라 질량중심점에서는 1102에서 3538로 충격부위에서는 1166에서 2110로, 그리고 후면 부위에서는 1070에서 무려 2142로 증가됨을 알 수 있다. 이것은 최대 압력의 크기가 Fig.8에서 볼 수 있듯이 오히려 약간 줄어들고 있으나 HIC의 값은 뇌의 전면부에서 약 2배로 증가되고 있다. 따라서 단순히 압력의 크기 또는 질량 중심점에서의 HIC값의 크기에 따라 부상 가능 부위로 보고있는 기존의 연구결과는 충격시간이 길어질 경우에는 정확한 판단 방법으로 보기에는 무리가 뒤따르는 것을 알 수 있다. 한편 임상적으로 가장 빈번히 부상이 발생하는 뇌의 전면 아래쪽 부분에서의 전단 응력 분포를 살펴보면 Fig.9에서 볼 수 있듯이 충격지속 시간이 8ms인 경우에는 충격 부위에 가장 큰 전단응력이 발생되나 충격지속 시간이 16ms가 되면 최대 전단응력의 분포가 전면 아래쪽에 발생되며 전단응력의 방향이 급격히 변하고 있어 이 부분에서 부상이 발생할 수 있음을 알 수 있다. 이와 같은 해석 결과는 현재 임상에서 볼 수 있는 부상부위와 완전히 일치함을 보이고 있어 응력 분포도 부상 예측의 중요 인자로 사용할 수 있으리라 여겨진다.



(A)  $\Delta T = 8ms$  (B)  $\Delta T = 16ms$

Fig.9 Shear stress distribution(Bottom view)



## 4. 결 론

뇌의 각 요소들을 포함시킨 머리의 3차원 유한요소모델을 개발하여 충격에 대한 응답특성을 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- 1) 개발된 유한요소모델을 이용하여 충격을 가한 후 사체를 이용 실험 데이터와 비교한 결과 만족할 만한 일치성을 보이고 있었다. 사체실험과 동일한 전방 충격을 가한 경우에는 부상예측의 척도로 사용되는 최고 뇌압과 HIC값 사이에서 일치된 연관성을 보이고 있었으나 순수 전이에 의하여 같은 HIC 값을 유발하는 경우의 최대압력은 충격시의 최대압력에 44%에 불과하여 위의 두 인자간의 연관성에서 일치성을 보이고 있지 못하였다.
- 2) 전방충격시 충격면적이 작을수록 충격부위의 압력 및 HIC 값이 높게 나타났으며, 충격반대지점은 충격면적에 크게 영향을 받지 않음을 알 수 있었다.
- 3) 같은 크기의 충격이 가해졌을 경우 충격지속시간이 길어질수록 최대로 증가되어 나타나나 충격지속시간이 일정 시간(8ms) 이상에서는 오히려 감소하고 있다. 그러나 충격반대 지점에서 발생하는 음의 압력은 충격지속시간의 증가에 따라 계속 증가한다. 한편 뇌의 전면 아랫부분에서의 전단 응력은 충격지속시간이 증가함에 따라 매우 급격한 변화를 보여 부상의 가능성이 예측되었으며 이와 같은 결과는 임상적 결과와도 매우 잘 일치하고 있다.

## 후 기

본 연구는 1994년도 교육부 학술연구조성비(기계공학 : ME94-G-01)에 의해 이루어진 것이며, 이에 관계자 여러분께 감사 드립니다.

## 참 고 문 헌

1. Gennarelli, T. A., 1983, "Head Injury in Man and Experimental Animals : Clinical Aspects", Acta Neurochirurgica, Suppl. 32, pp. 1~13.
2. Melvin, J. W., Lighthall, J. W., and Ueno, K., 1989, "Brain Injury Biomechanics", in Accidental Injury(Ed. Nahum, A. M. and Melvin, J. W) Springer-verlag.
3. Lighthall, J. W., Melvin, J. W., and Ueno, K., 1989, "Toward a Biomechanical Criterion for Functional Brain Injury", SAE Technical Paper, No. 896074.
4. Ommaya, A. K., Fisch, F. J., Mahone, R. M., Corrao, P., and Letcher, F., 1970, "Comparative Tolerances for Cerebral Concussion by Head Impact and Whiplash Injury in Primates", SAE technical Paper, No. 700401.
5. Engine, A. E. 1969, "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.
6. Nahum, A. M., Smith, R., and Ward, C., 1977, "Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact", SAE Technical Paper, No. 770922.
7. Landkof, B., Foldsmith, W., and Sackman, J. L., 1976, "Impact on a Head-Neck Structure", J. Biomechanics, Vol. 9, pp. 141~151.
8. Shugar, T. A., and Katona, M. G., 1975, "Development of Finite Element of Head Injury Model," J. ASCE, Vol. 101, pp. 223~239.
9. Khalil, J., and Viano. D. C., 1982, "Critical Issues in Finite Element Modeling of Head Impact", SAE Technical Paper, No. 821150.

10. Shugar, T. A., 1977, "A Finite Element Head Injury Model", I and II, Civil Eng. Lab., USN, TR-R-954-1.
11. Hosey, R. R., 1981, "A Homeomorphic Finite Element Model of Impact Head Injury", Ph. D. Dissertation, Tulane University.
12. Ward, C. C., Chan, M., and Nahum, A., 1980, "Intracranial Pressure-A Brain Injury Criterion", SAE Technical Paper, No. 801304.
13. Lighthall, J. W., Melvin, J. W. and Ueno, K., 1989, "Toward a Biomechanical Criterion for Functional Brain Injury", SAE Technical Paper, No. 896074.
14. Ruan, J. S., Khalil, T. and King, A. I., 1990, "Human Head Dynamic Response to Side impact by Finite Element Modeling", Advances in Bioengineering ASME, BED-Vol. 17. pp. 601~606.
15. Ruan, J. S., Khalil, T., and King, A. I., 1994, "Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis", J. Biomech. Eng., Transactions of the ASME, Vol. 116, pp. 44~50.
16. 한국표준과학 연구원, 1992 "산업제품의 표준치 설정을 위한 국민 표준 체위 조사 보고서", 공업진흥청 연구보고서