

유한요소 모델을 이용한 인간 뇌의 미만성 부상에 대한 해석

김 영 은·남 대 훈

단국대학교 기계공학과, 단국대학교 대학원
(1998년 11월 6일 접수, 1998년 12월 12일 채택)

Analysis of the Diffuse Axonal Injury of the Human Brain using Finite Element Model

Y.E. Kim, D.H. Nam

Department of Mechanical Engineering Dankook University
(Received November 6, 1998, Accepted December 12, 1998)

요 약 : 가속도 변화에 따른 뇌의 미만성 부상을 해석하기 위하여 성인 및 2세, 6세아의 머리 부분에 대한 유한 요소 모델을 개발하였다. 외력은 최대값이 200g인 삼각형 형태의 가속도를 가하였으며, 가속도의 방향, 지속시간에 따른 변화를 해석하였다. 가속도 변화에 따라 발생하는 뇌내의 전단력 분포는 뇌간, 뇌교 및 중뇌등 신경조직이 밀집된 곳에서 크게 발생되어 이곳에서 미만성 부상이 발생할 확률이 높음을 알 수 있었으며, 특히 6세아 모델의 경우 뇌간에서의 최대 전단력이 굴절 형태의 회전가속도 받았을 때 가장 크게 나타나는 결과를 보여 개발된 모델이 임상결과와 일치함을 보여주고 있었다. 가속도 지속 시간이 길어짐에 따라 뇌내에 발생하는 압력 및 최대 전단력의 크기가 증대되고 있었으며, 유아모델의 경우 성인모델에 비하여 가속도 방향과 관계없이 낮은 압력이 발생하였지만 발생압력이 감소하지 않고 지속되는 현상을 보이고 있었다. 그리고 각 가속도에 의한 미만성 부상을 예방하기 위한 안전지수로는 현재 탑승자의 안전 설계에 활용되고 있는 HIC보다는 최대 전단응력이 더 적절한 부상 예측인자임을 알 수 있었다.

Abstract : To analyze the diffuse axonal injury of the human brain, 3-D finite element models of the adult, two and three years child were developed. Triangular type acceleration which had its maximum value 200g was applied to investigate the effects of acceleration direction and duration time. The pattern of high shear stress generated at the brain stem, pones and midbrain was similar to the pattern of DAI seen in the clinical observation, especially high maximum shear stress was detected in the brain stem of the six year old child model under flexional acceleration. As the duration of acceleration increased generated pressure and maximum shear stress also increased. For the children's model relatively small pressure was generated regardless of the acceleration direction and continued much longer compared with adult's model. From this analysis maximum shear stress was revealed more proper indicator to predict DAI compared to HIC in case of angular acceleration loading.

Key words : DAI, Finite element analysis, Acceleration, Human brain

서 론

외부 충격에 의해 발생하는 뇌의 부상 형태는 크게 국소성 부상(focal injury)와 미만성 부상(diffuse injury)으로 나눌 수

가 있다. 국소성 부상은 머리에 직접적인 충격력이 가해질 때 충격 지점과 충격 반대지점에서 출혈을 동반한 부상의 형태로 나타나고 있다. 한편 미만성 부상은 머리에 직접적인 충격을 받는 상태보다는 뇌내의 급작스러운 가속도 변화에 기인한 전단변형에 의해 발생된다고 알려져 있으며, brain swelling, concussion 과 diffuse axonal injury(DAI)의 형태로 나타나고 있다. 미만성 부상은 출혈을 동반한 국소성 부상 보다 상대적으로 덜 위험한 것으로 인식되고 있지만 DAI 경우는 머리 부상자 중 50%

본 연구는 단국대학교 연구비 지원에 의해 연구되었음.
통신저자 : 김영은, (140-714) 서울시 용산구 한남동 산 8
단국대학교 기계공학과,
Tel. (02)709-2561, Fax. (02)790-9661
E-mail : yekim@ns.dankook.ac.kr

이상에서 발견되며, 더욱이 사망환자 중에서 약 1/3을 차지하는 한편 심각한 장애의 원인이 되고있다[1]. DAI는 대부분 자동차 사고자의 뇌간(brain stem), 뇌교(pons) 및 중뇌(midbrain) 등에서 발생하는 것이 임상적으로 보고되고 있으며, 더욱이 성인에 비하여 어린이들은 많은 경우의 부상 형태가 DAI형태로 발생되고 있으나 이에 대한 체계적 연구는 아직 이루어지지 못하고 있는 형편이다. DAI의 특징으로는 corpus collosum과 뇌간에서의 focal tear와 lesion이 그리고 cerebral hemisphere diffuse와 뇌간에서 미세적인 부상이 분산되어 나타나고 있다. 이와 같은 미관상 부상 해석을 위하여 지금 까지 여러 종류의 연구가 시도되어 왔었다.

일반적으로 전단응력이나 변형율이 DAI의 원인이 된다는 전제하에 Margulies등[2]은 DAI 해석을 위한 물리적 모델을 제시하고 전단변형율을 측정하였다. Cheng등[3]은 물리적 모델과 수학적 모델을 통하여 뇌의 크기와 최대 전단응력과의 관계등을 연구하였다. 이와 같이 지난 수십년동안 머리부상에 관한 연구들이 활발하게 진행 되어왔지만 머리부분의 복잡성 및 구성요소들의 물성치가 정확하게 밝혀지지 않았기 때문에 부상 메커니즘을 완벽하게 규명하지 못하였으며, 또한 부상정도를 예측할 수 있는 한계값을 설정하는데는 아직 미흡하여 많은 보완이 요구되고 있다. 이와 같은 방법 이외에도 지난 10 여년간 여러 종류의 2D 또는 3D형태의 뇌에 대한 유한 요소모델들(Willinger et al [4], Trosseille et al[5], Ueno et al[6], Lighthall et al[7], Ruan et al[8], Mendis et al[9], Zhou et al[10]) 이 개발되었으나 3D 모델의 경우 Ruan등과 Zhou등에 의한 모델만이 실험결과(Nahum et al[11])와 일치하는 모델로 개발되었을 뿐이다. 그러나 지금까지의 유한요소 모델을 이용한 뇌의 부상해석은 대부분이 충격력에 따른 압력 변화를 계산하여 부상가능성, 즉 FI(focal injury)에 의한 부상해석에 관해 주로 이루어져왔으며 DAI에 의한 부상해석은 매우 제한적으로만 이루어져 왔었다. 따라서 본 연구에서는 FI에 의한 부상 해석을 위해 개발되었던 연구자의 모델[12]과 본 연구에서 새롭게 개발한 어린이 뇌의 유한요소 모델을 이용하여 가속도 변화에 따른 DAI 현상을 해석 하고자 하였다.

뇌의 유한요소 모델

1. 모델 구성

성인 여자의 머리 부분을 3 mm 간격으로 촬영한 CT 필름을 디지털이저를 이용하여 윤곽을 디지털이징한 후 이중 모델의 절점으로 이용될 좌표 값들을 선택하였다. 이 과정에서 두개골의 복잡한 내부 형상중 일부는 요소 분할을 원활히 하기 위하여 형상을 단순화하였으며 모델 구성은 두개골, 뇌, 뇌척수, 격막등 해부학적으로 구분이 되는 경계선을 따라 분할토록 하였다. 어린이 모델은 2세아와 6세아 머리의 정면 및 측면 X-ray 필름을

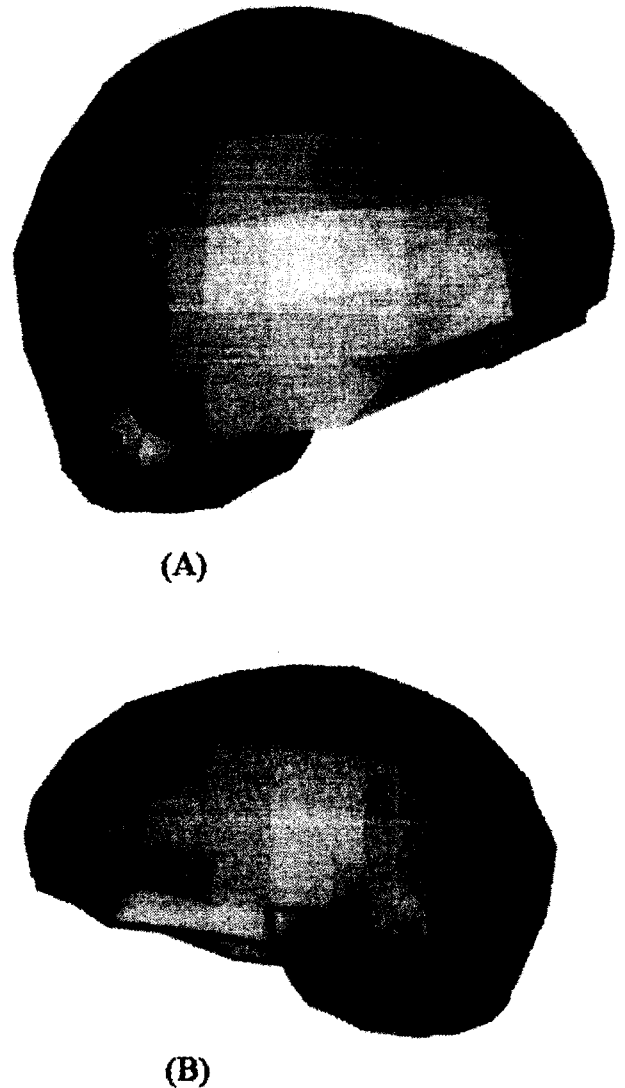


그림 1. 뇌의 3차원 유한요소 모델

Fig. 1. 3-D finite element model of the human brain (A) Adult's model (B) 6 year old child's model

이용하여 성인 모델과의 크기 비를 구한 후 성인 모델을 이 비율에 따라 축소하여 제작하였다. 각 모델은 1170개의 절점과 1206개의 요소로 구성하였으며, 두개골중 대부분은 4절점 쉘요소로 구성하였고 두개가 두껍고 셀형상이 아닌 후두골 밑부분, 뇌 및 뇌척수(CSF)는 8절점 3차원 등계수 요소로, 대뇌의 중간을 가로지르는 점막(falx)과 대뇌와 소뇌 사이의 천막(tentorium)은 4절점 박막요소로 구성 시켰다. 뇌의 혈관, 목 부분으로 내려가는 신경망등은 모델을 단순화하기 위하여 포함시키지 않았으며, 시상면 대칭으로 가정하여 모델링 하였다. 개발된 모델 중 뇌의 부분을 그림1에서 보여 주고 있다.

표 1. 뇌의 물성치

Table 1. Material properties of the human brain

| | | Young's modulus | Poisson's ratio | Density [kg/mm ³] |
|------------------|--------|-----------------|-----------------|-------------------------------|
| Skull | adult | 1020.4 | 0.22 | 2.07E-06 |
| | 2 year | 385 | 0.21 | |
| | 3 year | 560 | 0.21 | |
| brain | | 5.04 | 0.4996 | 1.00E-06 |
| CSF | | 1.48 | 0.4890 | 1.00E-06 |
| Falx & tentorium | | 4.5 | 0.4500 | 1.13E-06 |

2. 물질 특성 및 경계 조건

뇌의 물성치는 비균질성 및 점탄성의 성질을 갖고 있는 것으로 알려져 있으나 아주 짧은 시간동안 가해지는 외력에 대해서는 점탄성 효과가 거의 미치지 않는다는 것이 여러 연구자들에 의해 보고된 바가 있다. 따라서 본 연구에서는 해석의 간편성, 효율성 및 가정을 최소화 하기 위해서 모델 구성 요소들을 균질성, 등방성 및 선형 탄성체로 가장하였다. 해석에 필요한 물성치는 Ruan등이 사용한 전단 탄성 계수, 체적 탄성 계수 및 포아송 비를 이용하였으며 구체적인 값은 표.1에 나타났다. 뇌실과 척수공(spinal cord) 사이를 연결하며 흐르는 뇌척수는 머리에 충격이 가해질 경우 급속한 유동을 유발시켜 뇌에 가해진 충격을 어느 정도 흡수하고 있으며 피부와 두개골 또한 충격흡수능력이 있는 것으로 알려져 있다. 이와 같은 뇌의 충격흡수 능력에 대한 해석을 구성된 모델에 반영시키기 위하여 뇌 및 두개골에 각각 0.002와 0.08의 구조댐핑계수(structural damping coefficient)를 대입하였다.

경계 조건은 짧은 기간동안 제한된 방향으로만 외력이 가해지기 때문에 목 부분의 인대, 근육 등에 의해서 머리가 구속되는 효과는 없다고 가정하였으며, 가속 후에도 자유로이 움직일 수 있도록 자유 경계 조건(free boundary condition)을 사용하였다. 가속 및 감속은 최대크기가 200g인 삼각형 펄스 형태를 선택하였으며 가속 방향과 가속 지속 시간에 따른 영향을 해석하도록 하였다. 계산은 ABACUS package 의 implicit 방법을 이용하여 수행하였다.

결과 및 토의

1. 모델의 타당성 검토

개발된 유한 요소모델의 타당성은 FI형태의 부상 해석을 위해 수행된 연구에서 이미 검증 한 바가 있다. Nahum 등에 의해 수행된 사체를 이용한 실험결과 얻어 지는 뇌압의 변화를 실험과 동일 조건의 충격력을 모델에 대입하여 얻어지는 결과와 비교 검토하였다. 그림2는 Nahum의 사체 실험 결과와 본 모델의 해석 결과를 비교한 것으로 Nahum의 사체 실험 결과와 비슷한 경향을 보이고 있으나 최대 발생 압력의 크기 및 발생시기에 있

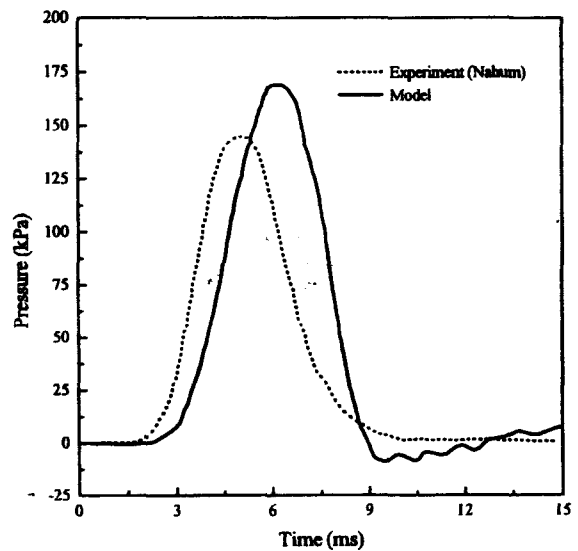


그림 2. 실험 측정치와 계산된 압력과의 비교
Fig. 2. Comparison of calculated pressure and experimental data

어서 약간의 차이가 나타났다. 이와 같은 차이는 모델의 형상 및 크기가 다르기 때문인 것으로 판단된다.

2. 성인 모델에 대한 가속도 영향

머리부분에 직접적인 충격이 가해지지 않은 상태에서 단지 가속도 변화에 의하여 머리부분이 운동을 하는 경우에 DI(diffuse injury)형태의 부상이 발생된다는 것이 임상적으로 보고된바가 있다.

따라서 본 연구에서는 자동차 충돌시 DI형태의 운전자의 부상이 유발되는 운동 형태를 선택 하였다. 즉 질량 중심점을 중심으로 전방으로 선형 가속도만을 받는 경우, 굴절(flexion)형태의 가속을 받는 경우 및 수직축 방향으로의 회전이 발생할 경우에 대해 각각 해석하였다.

그림 3은 선형가속을 받을 때 가속지속시간에 따른 전두골부위와 후두골부위의 뇌의 압력변화를 보여주고 있다. 가속 지속 시간이 클수록 뇌의 압력이 증대되는 경향을 보이고 있으며 가속지속시간이 16ms에서 후두골부근의 뇌에서 약 80kPa의 음의

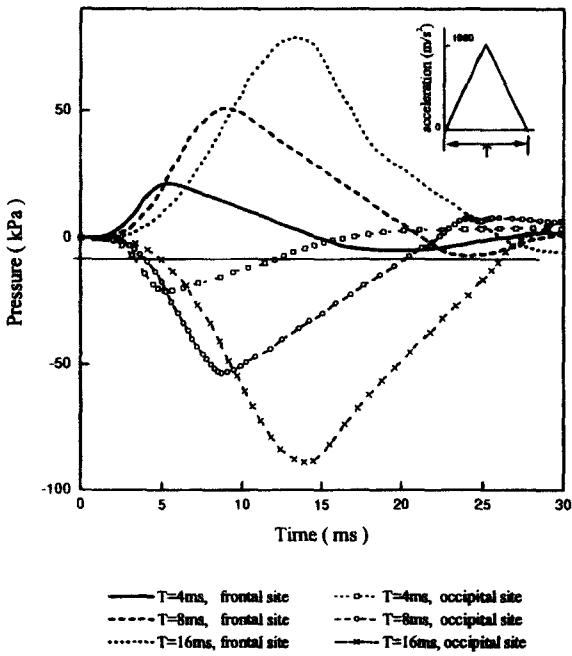


그림 3. 순수전이에 의한 전두엽과 후두엽에서의 압력 변화
Fig. 3. Frontal and occipital site pressure variation in case of pure translation

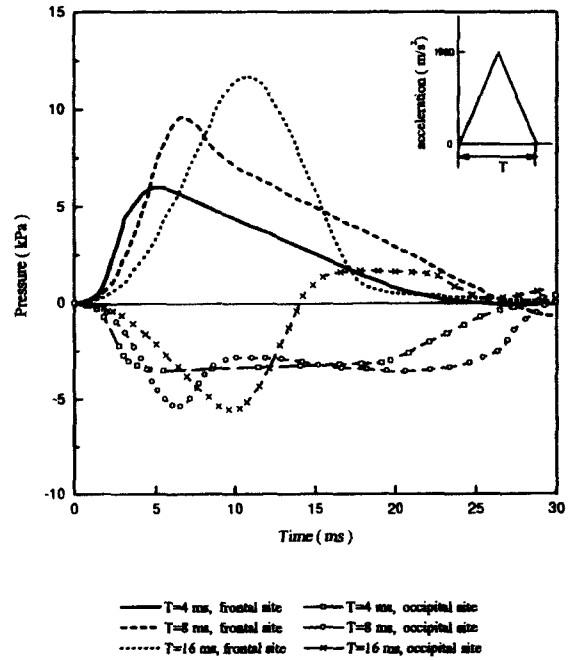


그림 5. 축회전에 의한 전두엽과 후두엽에서의 압력 변화
Fig. 5. Frontal and occipital site pressure variation in case of axial rotation

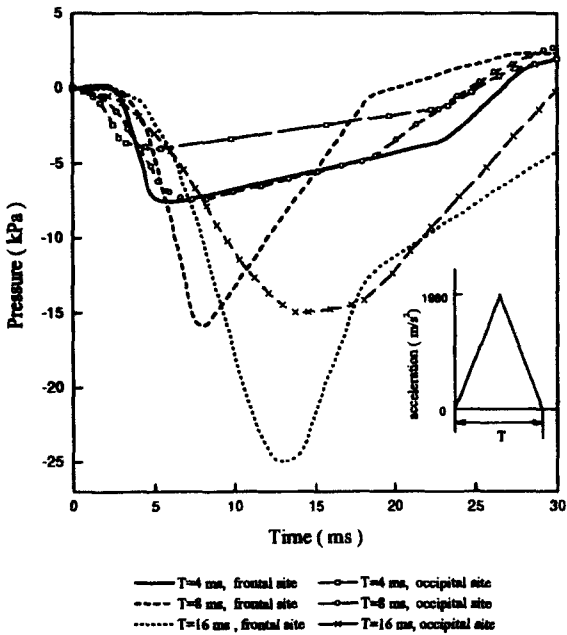


그림 4. 굴전회전에 의한 전두엽과 후두엽에서의 압력 변화
Fig. 4. Frontal and occipital site pressure variation in case of flexional rotation

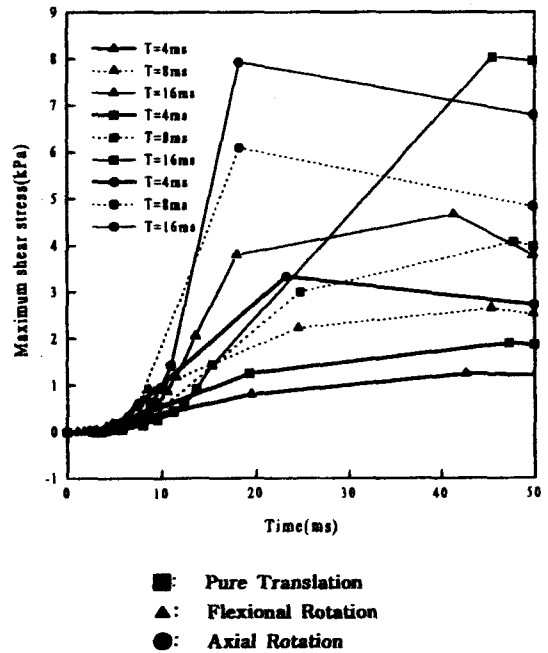


그림 6. 가속도 방향에 따른 뇌간에서의 최대 전단력의 변화
Fig. 6. Maximum shear stress variation at the brain stem according to acceleration direction

압력이 발생하였는데, 이는 단순가속에서도 공동현상에 의한 FI 형태의 부상이 발생할 수 있다는 것을 의미한다. 이런 결과들은

자동차 사고등에서 외상이 없는 환자에게서도 FI형태의 부상이 20%정도 발생하였다는 임상적 관찰결과를 뒷받침 할 수 있을

표 2. 가속 방향에 따른 HIC 값의 변화

Table 2. Variation of HIC according to acceleration type

| | Frontal | | | Occipital | | | Mass center | | | Parietal | | | Occipital lobe base | | |
|----------|---------|------|------|-----------|------|------|-------------|------|------|----------|------|------|---------------------|------|------|
| | P.T. | F.R. | A.R. | P.T. | F.R. | A.R. | P.T. | F.R. | A.R. | P.T. | F.R. | A.R. | P.T. | F.R. | A.R. |
| T=4[ms] | 178 | 17 | 87 | 128 | 8 | 10 | 54 | 22 | 56 | 169 | 26 | 66 | 109 | 20 | 59 |
| T=8[ms] | 620 | 57 | 99 | 1465 | 11 | 28 | 512 | 99 | 58 | 2415 | 52 | 226 | 660 | 25 | 109 |
| T=16[ms] | 1779 | 185 | 186 | 3333 | 494 | 30 | 2747 | 244 | 62 | 3775 | 325 | 1810 | 2408 | 285 | 1485 |

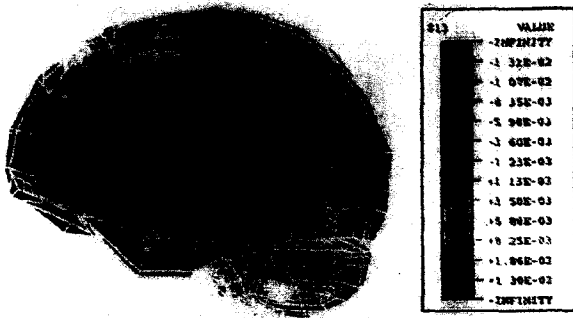
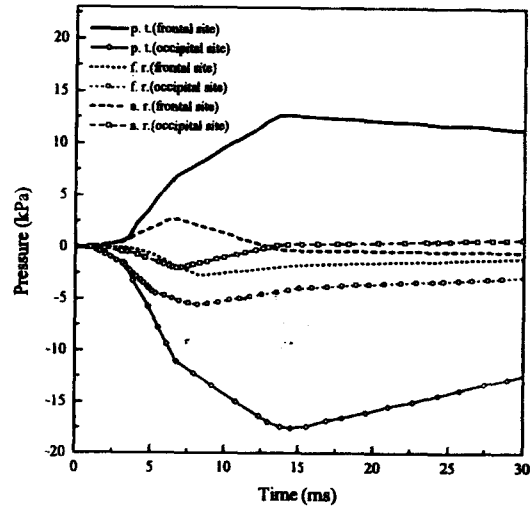


그림 7. 굴전 회전시 뇌의 시상면상의 전단응력 분포
Fig. 7. Shear stress distribution in the sagittal plane of the brain for flexional rotation

것으로 사료된다. 그림 4와 5는 굴전과 수직축 방향으로의 회전 가속을 받았을 때 시간에 따른 발생 뇌의 압력변화를 나타낸 것으로서 선형 가속을 받을 때 보다 상대적으로 뇌의 압력이 낮게 발생하여 부상을 유발할 수준은 아님을 알 수 있다. 이는 가속도 변화에 의한 FI형태의 부상에는 회전가속보다 선형가속이 더 큰 영향을 미친다는 것을 의미한다.

그림 6은 DI형태의 부상이 많이 관찰되는 뇌간 부근에서 발생하는 최대 전단응력 변화를 가속도의 형태에 따라 나타내고 있다. 최대 전단응력은 가속도 방향에 관계없이 가속기간이 길수록 크게 발생하는 한편 선형형태의 가속도를 받았을 때가 회전 가속도를 받았을 때 보다 발생된 최대 전단응력의 발생시기가 늦어지는 현상을 보이고 있다. 따라서 DI형태의 부상은 가속되는 지속시간이 커짐에 따라 부상정도가 커질 것으로 사료된다. 그림 7은 굴전 가속도가 16ms의 지속시간(최대가속도의 발생 시기 8 ms)을 가지고 가해졌을 경우 뇌의 시상면상에서의 전단응력 분포를 보여 주고 있다. 상대적으로 큰 전단력이 뇌간, 뇌교 및 중뇌등 신경조직이 밀집된 곳에서 크게 발생되어 이곳에서 미만형 부상이 발생할 확률이 높음을 알 수 있었으며 이는 임상결과와 잘 일치함을 보여주고 있다[2].

한편 표 2는 가속도 방향에 따라 계산되는 HIC값의 분포를 보여주고 있다. 순수전이에 의한 경우가 회전에 의한 경우보다 오히려 뇌 표면 부분에서 상대적으로 큰 HIC값이 계산되어 임상결과와 상이한 결과를 나타냈다. 따라서 순수 전이에 기초하여 제정된 HIC 값 만으로는 DI형태의 부상을 정확히 예측하기가 어려울 것으로 판단된다. 따라서 이와같은 형태의 부상을 예



p. t. : pure translation, f. r. : flexional rotation, a. r. : axial rotation

그림 8. 가속 방향에 따른 2세아 모델에서의 뇌압의 변화
Fig. 8. Brain pressure variation of the 2 year old child's model according to acceleration direction

측하고자 할 경우에는 HIC 값보다 오히려 최대전단응력 및 전단응력 분포를 이용하여 해석하는 것이 더 타당하다고 여겨진다.

3. 유아모델에서의 가속도 영향에 따른 변화

급작스러운 가속도를 변화시켰을 때 발생하는 DI형태의 부상정도를 예측하기 위하여 2세와 6세의 머리 모델에 대하여 각각 전방으로의 순수 전이, 굴전형태의 회전 및 수직축 방향으로의 회전을 일으키도록 가속도를 가하여 뇌의 압력 및 최대 전단응력을 구하였다. 이 경우 가속도의 지속시간은 8 ms 경우에 한하여 성인에서의 결과와 비교하였다.

그림 8은 2세 유아 모델에서 가속도 형태에 따라 발생하는 뇌의 압력 변화를 보여 주고 있다. 뇌의 압력은 순수 전이만을 받았을 때 가장 높게 발생하였으나 부상을 유발할 수준은 아니다. 전체적으로 유아모델의 경우 성인모델에 비하여 가속도 형태와 관계없이 낮은 압력이 발생하였지만 발생압력이 감소하지

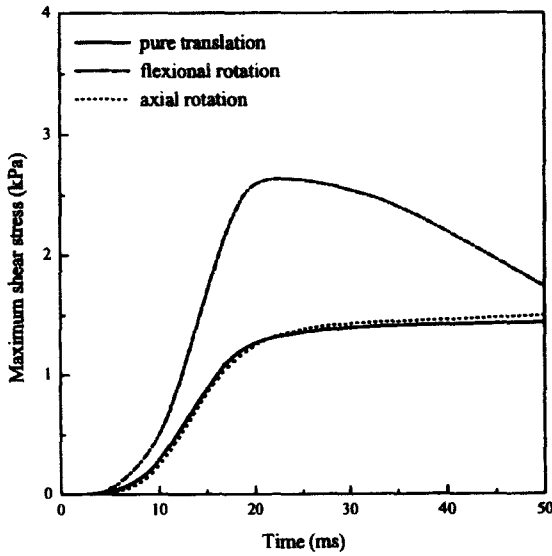


그림 9. 6세아 모델에서 가속도 방향에 따른 뇌간에서의 최대 전단력의 변화
 Fig. 9. Maximum shear stress variation at the brain stem according to acceleration direction for 6 year child's model

않고 지속되는 현상을 보이고 있었다. 그림 9는 가속도 형태에 따라 뇌간부근에 발생하는 최대 전단응력을 나타낸 것이다. 6세아 모델의 경우 직접적인 충격을 받았을 때보다는 발생된 최대 전단응력이 지속되는 기간이 길게 나타났으며 굴전형태의 회전을 받았을 때가 가장 크게 나타나는 등 순수 전이에서 보다는 회전 가속이 높은 최대 전단응력 발생을 유발시킨다는 것을 알 수 있다. 이와 같은 결과 어린이가 성인에 비하여 회전 가속도에 따른 미만성 부상이 상대적으로 많이 발생한다는 임상 결과 [10]와 일치함을 알 수 있다. 또한 유아모델의 경우 성인모델에 비하여 가속만 받았을 때는 오히려 최대 전단응력이 성인보다 약간 작게 발생하고 있다.

결 론

미만성 부상을 해석하기 위해 성인 및 유아의 뇌를 3차원 유한요소 모델을 이용하여 해석하였다. 가속도의 방향과 지속시간을 해석 인자로 택하여 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) 전후 방향으로의 순수 전이에 의한 가속도에 의한 경우도 공동현상에 의한 FI 형태의 부상 발생이 가능 하였으며, 굴전회전 및 수직 축회전의 가속도를 받는 경우에는 상대적으로 작은 압력이 발생 하였다.
- (2) 가속도 지속 시간이 길어짐에 따라 뇌내에 발생하는 압력

및 최대 전단력의 크기가 증대되고 있음을 알 수 있었으며 가속도 변화에 따라 발생하는 뇌내의 전단력 분포는 뇌간, 뇌교 및 중뇌등 신경조직이 밀집된 곳에서 크게 발생되어 이곳에서 미만형 부상이 발생할 확률이 높음을 알 수 있었으며 이는 임상결과와 잘 일치함을 보여주고 있었다.

(3) 유아모델의 경우 성인모델에 비하여 가속도 형태와 관계없이 낮은 압력이 발생하였지만 발생압력이 감소하지 않고 지속되는 현상을 보이고 있었다 또한 6세아 모델의 경우 뇌간에서의 최대 전단력이 굴전 형태의 회전가속도 받았을 때가 가장 크게 나타나는 등 순수 전이 보다는 회전 가속이 더 큰 최대 전단응력 발생을 유발시킨다는 것을 알 수 있었다.

(4) 각 가속도에 의한 미만성 부상을 예방하기 위한 안전지수는 현재 탑승자 안전 설계에 활용되고 있는 HIC보다는 최대 전단응력이 더 적절한 부상 예측인자임을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. C.C. Ward, "A Dynamic Finite Element Model of the Human Brain", Ph. D. Dissertation, UCLA, 1974.
2. S.S. Margulies, L.E. Thibault, and T.A. Gennarelli, "Physical Model Simulations of Brain Injury in the Primate", J. Biomechanics, Vol. 23, No. 8, pp. 823~836, 1990.
3. L.Y. Cheng, S. Rifa, T. Khatua, and R.L. Piziall, "Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury", SAE No. 900547, 1990
4. R. Willinger L., Taleb and P. Pradoura, "Head Biomechanics from the Finite Element Model to the Physical Model" Prpc. IRCOBI, pp. 245-260,1995
5. X. Trosseille, C. Tarriere, F. Lavaste, F. Guillon, and A. Domont, "Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol", SAE Technical Paper, No. 922527.
6. K. Ueno, J.W. Melvin, L. Li, and J.W. Lighthall, "Development of Tissue Level Brain Injury Criteria by Finite Element Analysis", J. Neurotrauma, Vol. 12, No. 4, pp. 695~706, 1995.
7. J.W. Lighthall, J.W. Melvin, and K. Ueno, "Toward a Biomechanical Criterion for Functional Brain Injury", SAE Technical Paper, No. 896074.
8. J.S. Ruan, T. Khalil, T. and A.I. King, "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.
9. K.K. Mendis, R.L. Stalnaker, and S.H. Advani, "A Constitutive Relationship for Large Deformation Finite Element Modeling of Brain Tissue", Transactions of the

- ASME, J. of Biomechanical Engineering, Vol. 117, pp. 279~285, 1995.
10. C. Zhou, T.B. Khalil, and A.I. King, "*Shear Stress Distribution in the Porcine Brain due to Rotational Impact*", SAE Technical Paper, No. 942214.
11. A.M. Nahum, R. Smith, and C. Ward, "*Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact*", SAE Technical Paper, No. 770922.
12. 김영은, 남대훈, 왕규창, "인간뇌의 충격부상에 대한 유한요소모델 개발에 관한 연구", 한국자동차공학회논문집, 제4권, 제4호, pp. 97~106, 1996