

가속도에 의한 뇌의 미만성 부상에 관한 연구

남대훈*, 김영은**

Analysis of Diffuse Brain Injury due to Accelerations

D. H. Nam and Y. E. Kim

ABSTRACT

In this study, three-dimensional finite element model was developed and analyzed for DAI using ABAQUS. To verify the developed FE model, simulated results were compared to experimental results of human cadaver by Nahum et. al.(1977). The effect of acceleration pattern and accelerating duration time for DAI was analyzed by means of maximum shear stress and pressure distribution. DAI was favored for angular acceleration rather than linear acceleration, and occurred in brain stem, pons and midbrain easily as accelerating duration time was increased.

1. 서론

외력에 의해서 발생하는 머리의 부상 형태는 크게 국소성 부상(focal injury)과 미만성 부상(diffuse injury)으로 나눌 수 있다.⁽¹⁾ 국소성 부상은 머리가 직접적인 타격을 받았을 때 충격지점과 충격반대지점에서 주로 출혈을 동반하여 나타나는 것으로 경막하혈종(SDH)이 치사율이 높은 부상 형태이다. 미만성 부상은 직접적인 타격 보다는 급작스런 가속도 변화에 따른 전단응력이 발생하여 유발되는 것으로 알려져 있으며 diffuse axonal injury(DAI)가 대표적인 부상 형태이다. 미만성 부상은 출혈을 동반한 국소성 부상 보다 상대적으로 덜 위험한 것으로 인식되고 있지만 DAI는 머리 부상자 중 50% 이상에서 발견되며, 더욱이 사망환자 중에서 약 1/3을 차지하는 한편 심각한 장애의 원인이 된다.⁽²⁾ DAI는 대부분 자동차 사고자의 뇌간(brain stem), 뇌교(pons) 및 중뇌(midbrain) 등에서 발생하는 것이 임상적으로 보고되고 있다.

Strich는 전단응력이나 변형율이 DAI의 원인이 된다고 보고 하였고, Margulies등은 DAI 해석을 위

물리적 모델을 제시하고 전단변형율을 측정하였다. Mendis는 원숭이와 사람의 3차원 유한요소 모델을 통하여 각 가속도와 DAI의 부상정도에 대하여 연구하였다. Cheng등⁽³⁾은 물리적 모델과 수학적 모델을 통하여 뇌의 크기와 최대전단응력과의 관계 등을 연구하였다. 이와 같이 지난 수십년동안 머리 부상에 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.

본 연구에서는 사람의 머리를 3차원 FEM 모델링 하여, 기존의 사체 실험 결과와 비교하여 타당성을 입증한 후 가속도 형태에 따른 뇌의 최대 전단 응력, 전단 응력 분포 및 압력 변화를 해석하여 미만성 부상 메커니즘 규명을 시도하였다.

2. FEM 모델

2.1 모델 구성

3차원 머리 모델은 성인 여성을 대상으로 CT촬영한 필름을 활용하여 Fig.1과 같은 순서로 실시 하였다. 모델은 1170개의 절점과 1206개의 요소로 구성하였으며, 두개골중 대부분은 4절점 쉘요소로 구성하였고 두께가 두껍고 셀형상이 아닌 후두골 밑부분, 뇌 및 뇌척수(CSF)는 8절점 3차원 등계수 요소로, 대뇌의 중간을 가로지르는 접막(falx)과 대뇌와 소뇌 사이의 천막(tentorium)은 4절점 박막 요소로 구성 시켰다. 뇌의 혈관, 목 부분으로 내려가는 신경망등은 모델을 단순화하기 위하여 포함시키지 않았으며, 시상면 대칭으로 가정하여 모델링 하였다. 개발된 모델중 뇌의 부분을 Fig. 1에 나타냈다.

2.2 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 바

* 단국대학교 대학원

** 단국대학교 기계공학과

가 있다. 따라서 본 연구에서는 해석의 간편성, 효율성 및 가정을 최소화 하기 위해서 모델 구성 요소들을 균질성, 등방성 및 선형 탄성체로 가정하였다. 해석에 필요한 물성치는 Ruan등이 사용한 전단 탄성 계수, 체적 탄성 계수 및 포아송 비를 이용하였으며 구체적인 값은 Table.1에 나타났다. 경계 조건은 짧은 기간동안 제한된 방향으로만 외력이 가해지기 때문에 목 부분의 인대, 근육 등에 의해서 머리가 구속되는 효과가 없고, 가속 후에도 자유로이 움직일 수 있도록 자유 경계 조건(free boundary condition)을 사용하였다.

3. 결과 및 토의

사람의 머리를 뇌, 뇌척수, 접막, 천막 및 두개골을 포함시켜 FEM 모델을 구성하여, 타당성을 검토한 후 상기와 같은 부상 예측 인자에 대하여 해석한 결과는 다음과 같다.

3.1 모델의 타당성 검토

개발된 유한 요소모델의 타당성을 검토하기 위하여 하중 조건은 Nahum 등이 사체 실험시 사용한 최대 충격력 7900N, 충격 지속 시간 10ms인 싸인 사승 곡선 형상인 충격력-시간 선도를 사용하였다. 충격은 앞에서 뒤쪽 방향으로 전두골 중앙에 직접 가했고, 그 결과 나타나는 뇌의 압력은 타격지점, 타격 반대 지점, 두정면, 후두골 등 네 곳에서 관찰하였다. Fig.2는 Nahum의 사체 실험 결과와 본 모델의 해석 결과를 비교한 것으로 Nahum의 사체 실험 결과와 비슷한 경향을 보이고 있으나 최대 발생 압력의 크기 및 발생시기에 있어서 약간의 차이가 나타났다. 여기서 발생시기가 1ms정도 늦은 것은 모델의 형상 및 크기가 다르기 때문인 것으로 판단된다.

3.2 가속도 형태에 따른 영향

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

따라서 본 연구에서는 DI형태의 부상정도를 예측하기 위하여 개발된 모델을 이용하여 질량 중심점을 중심으로 전방으로 선형 가속도만을 받는 경우, 굴전(flexion)형태의 가속을 받는 경우 및 수직축 방향으로의 회전이 발생할 경우에 대해 해석하였다. 적용된 가속도의 형태는 최대 가속도의 크기가 통상 부상을 유발할 수 있다는 1,980m/s²(200g)인 삼각형 형태를 택하였으며 각기 가속시간을 달리하여 이에 대한 영향을 살펴보았다.

Fig.3~5는 선형 가속도, 굴전 회전 가속도 및

수직축 방향 회전 가속도를 각각 가하였을 때 발생하는 전단응력분포를 나타낸 것이다. Fig. 4에서 볼 수 있듯이 굴전형태의 회전 가속도를 받게 되는 경우 회전 가속도가 지속되는 시간이 16ms로 길어지는 경우 급격히 전단력의 크기가 증대되고 있다. Fig. 5는 수직축 방향으로의 회전 가속도가 가해지는 경우로 이 경우에서도 같은 경향을 보이고 있다. 이와 같은 해석은 회전 가속도에 의하여 발생되고 있는 DAI의 설명을 가능케 하여 주고 있다.

Fig. 6~8은 가속도의 형태에 따라 뇌간 부근에서 발생하는 최대전단응력을 나타낸 것이다. 최대 전단응력은 회전형태에 관계없이 가속기간이 길수록 크게 발생하는 한편 회전형태의 가속도를 받았을 때가 선형 가속도를 받았을 때 보다 크게 발생할 뿐 아니라 발생된 최대전단응력이 감소하지 않고 지속되는 기간도 길어지는 현상을 보이고 있다.

Fig. 9는 선형가속을 받을 때 가속지속시간에 따른 전두골부위와 후두골부위의 뇌압력을 나타낸 것이다. 가속지속시간이 길수록 뇌의 압력이 가파르게 증가하는 경향을 보이고 있으며 가속지속시간이 16ms에서 후두골부근의 뇌에 약 80kPa의 음의 압력이 발생하였는데, 이는 단순가속에서도 공동현상에 의한 FI형태의 부상이 발생할 수 있다는 것을 의미한다. 이런 결과들은 자동차 사고등 외상이 없는 환자에게서도 FI형태의 부상이 20%정도 발생하였다는 임상적 관찰결과를 뒷받침 할 수 있을 것으로 사료된다. Fig. 10과 11은 굴전과 수직축 방향으로의 회전 가속을 받았을 때 시간에 따른 발생 뇌압력을 나타낸 것으로서 선형 가속을 받을 때 보다 뇌의 압력이 낮게 발생하여 부상을 유발할 수준은 아님을 알 수 있다. 이는 FI형태의 부상에는 회전 가속도보다 선형가속이 더 큰 영향을 미친다는 것을 의미한다.

이와 같이 DI 형태의 부상은 선형 가속도보다 회전 가속도를 받았을 때 발생하기 쉬우며 최대전단응력의 크기와 지속시간이 부상정도에 영향을 미칠 것으로 사료된다.

한편 Table 2는 이 경우 계산되는 HIC 값의 분포를 보여주고 있다. 순수전이에 의한 경우가 회전에 의한 경우보다 오히려 뇌 표면 부분에서 상대적으로 큰 HIC값이 계산되어 임상결과와 상이한 결과를 나타냈다. 따라서 가속도에 의한 DI형태의 부상을 예측할 경우에는 HIC 값보다 오히려 최대전단응력 및 전단응력 분포를 이용하여 해석하는 것이 더 타당함을 알 수 있었다.

4. 결 론

미만성 부상의 정도를 판단하는 인자로 뇌의 최대전단응력과 전단응력분포를 사용하여 머리에 급작스런 가속도가 가해졌을 때 가속도의 형태와 지속시간이 뇌의 부상에 미치는 영향에 대하여 해석

한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 미만성 부상은 뇌의 뇌간, 뇌교 및 중뇌등 신경조직이 밀집된 곳에서 발생하기 쉬우며, 이는 임상결과와 잘 일치함을 보여준다.

(2) 미만성 부상은 선형 가속도를 받았을 때 보다 각 가속도를 받았을 때 부상빈도와 정도가 높게 나타난다.

(3) 각 가속도에 의한 미만성 부상을 예방하기 위한 안전지수로는 현재 자동차 설계등에 많이 활용되고 있는 HIC 보다는 최대전단응력 및 전단응력분포가 더 적절한 부상 예측인자임을 알 수 있었다.

REFERENCES

(1) Melvin, J.w., Lighthall, J.W. and Ueno, K., 1989, Brain Injury Biomechanics, Springer-Verlag

(2) Gennarelli, T.A., 1983, "Head Injury in Man and Experimental Animals: Clinical Aspects", Acta Neurochirurgica, Suppl.32, pp.1~13.

(3) Cheng, L.Y., Rifa, S., Khatua, T. and Piziali, R.L., "Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury", 1990, SAE Technical Paper, No.900547

(4) Ruan, J.S., Khalil, T. and King, A.I., 1994, "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.

(5) Nahum, A.M., Smith, R. and Ward, C., 1977, "Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact", SAE Technical Paper, No.770922

(6) 김 영은, 남 대훈, 왕 규창, 1996, "인간 뇌의 충격 부상에 대한 유한 요소 모델 개발에 관한 연구", 한국 자동차 공학회 논문집, 제 4권, 제 4호,

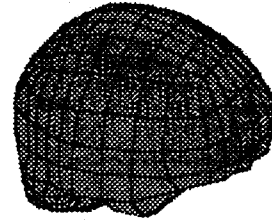


Fig. 1 Developed finite element 3-D model of the brain

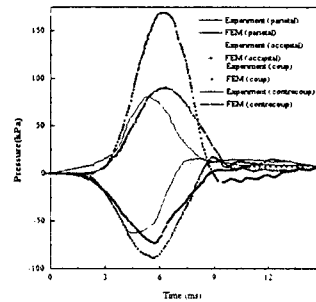
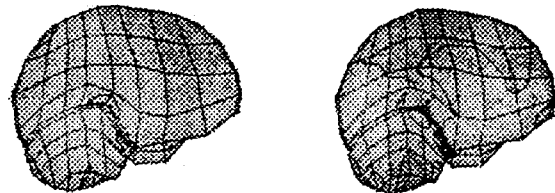
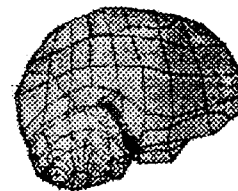


Fig. 2 Calculated parietal, occipital, coup and contrecoup pressure comparison with experimental data



(a) (b)



(c)

Fig.3 Shear stress distribution for different accelerating time in case of pure translation

(a) T=4ms. (b) T=8ms. (c) T=16ms

Table 1 Material properties of a brain

	Bulk modulus [N/mm ²]	Shear modulus [N/mm ²]	Poisson's ratio	Density [kg/mm ³]
skull	7.3E03	5.0E03	0.2200	2.07E-06
brain	2.19E03	1.68	0.4996	1.00E-06
CSF	2.19E01	0.5	0.4890	1.00E-06
falx & tentorium		1.0E01	0.4500	1.13E-06

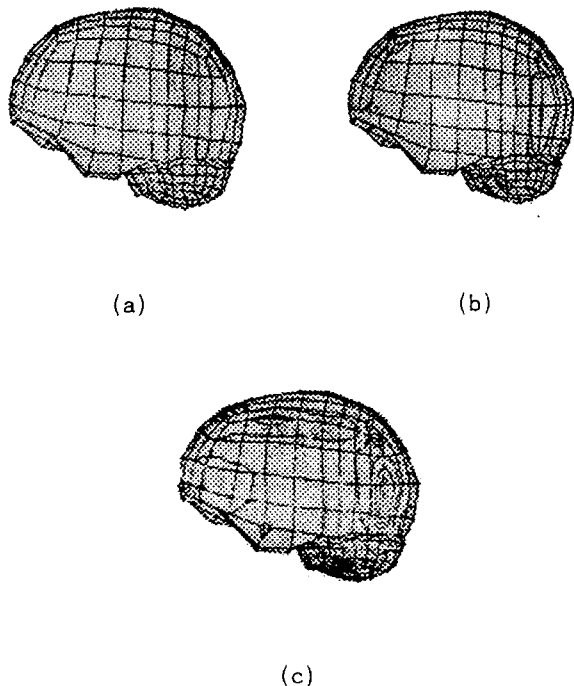


Fig.4 Shear stress distribution for different accelerating time in case of flexiona rotation
(a) T=4ms, (b) T=8ms, (c) T=16ms

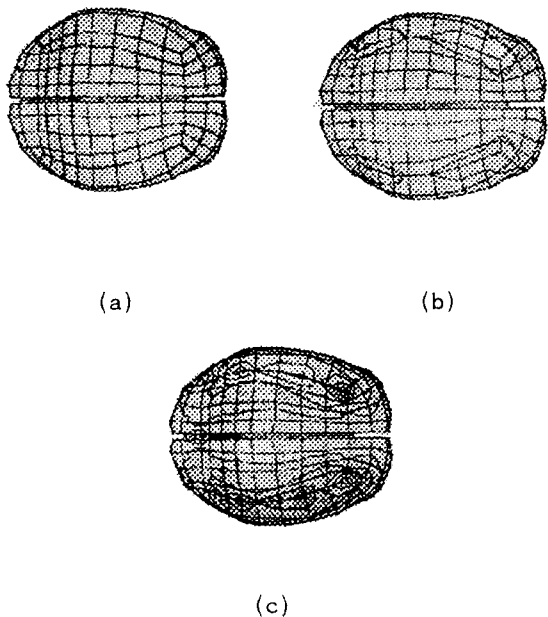


Fig.5 Shear stress distribution for different accelerating time in case of axial rotation
(a) T=4ms, (b) T=8ms, (c) T=16ms

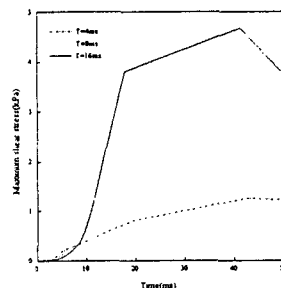


Fig. 6 Maximum shear stress variation at the brain stem according to accelerating duration time(T) in case of pure translation

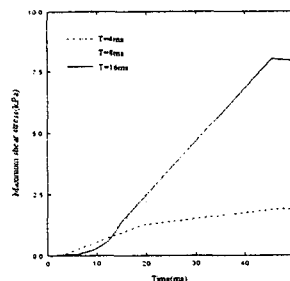


Fig. 7 Maximum shear stress variation at the brain stem according to accelerating duration time(T) in case of flexional rotation

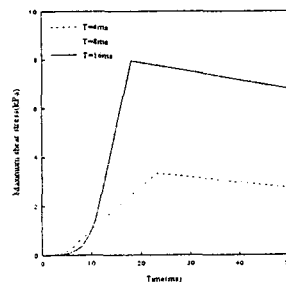


Fig. 8 Maximum shear stress variation at the brain stem according to accelerating duration time(T) in case of axial rotation

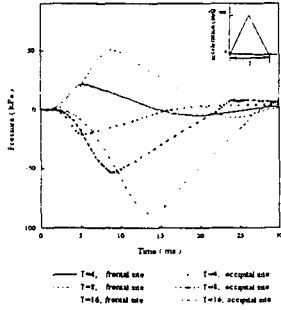


Fig. 9 Coup and contrecoup pressure variation according to accelerating duration time (T) in case of pure translation

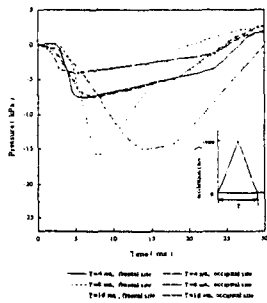


Fig. 10 Frontal and occipital site pressure variation according to accelerating duration time (T) in case of flexional rotation

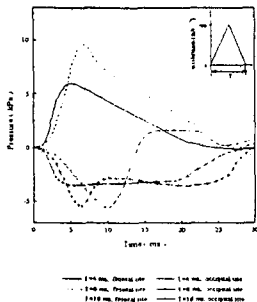


Fig. 11 Frontal and occipital site pressure variation according to accelerating duration time (T) in case of axial rotation

Table 2 Variations of HIC according to acceleration type

1. pure translation

	frontal	occipital	mass center	parietal	occipital lobe base
T=4[ms]	178	128	54	169	109
T=8[ms]	620	1465	512	2415	660
T=16[ms]	1779	3333	2747	3775	2408

2. flexional rotation

	frontal	occipital	mass center	parietal	occipital lobe base
T=4[ms]	17	8	22	26	20
T=8[ms]	57	11	99	52	25
T=16[ms]	185	494	244	325	285

3. axial rotation

	frontal	occipital	mass center	parietal	occipital lobe base
T=4[ms]	87	10	56	66	59
T=8[ms]	99	28	58	226	109
T=16[ms]	186	30	62	1810	1485