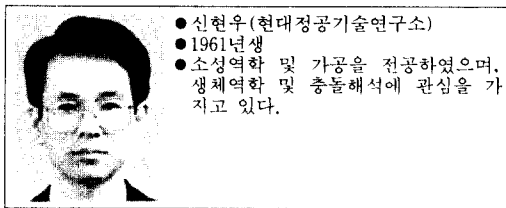


# 충격하중에 의한 두부외상의 유한요소해석

신현우 · 西本 哲也

## Finite Element Analysis on the Head Injury under Impact Load

Hyun-Woo Shin · Tetsuya Nishimoto



### 1. 머리말

질병이 아닌 불의의 사고에 의한 사망자는 반이상이 교통사고에 의한 것이며, 산업재해, 추락사고 등도 이에 해당된다. 연령별 사망률을 보면 불의의 사고에 의한 사망 즉 사고사는 나이가 어릴수록 많은 비율을 차지하고 있으며, 일본의 통계자료에 의하면 30세 미만의 사망자인 중 가장 큰 비율을 차지하여 전체 사망자의 30%를 넘고 있다. 특히 이들 사고사의 대부분은 머리에 상해를 입음으로써 사망에 이르는 경우가 많다고 보고되고 있다.

교통사고에 있어서 인간의 머리부분이 받는 충격량을 줄이기 위하여 자동차의 안전성을 높이는 연구가 많이 행해지고 있다. 그러나 어떠한 외력에 의하여 인체에 어떠한 상해가 발생할 것인가를 밝혀내는 기초적인 연구도 자동차의 안전성을 높이는 연구와 함께 이루어져야 할 분야라고 생각된다. 인체가 충격에 대하여 어느 정도 견딜 수 있는가 즉 인체의 충격내성에 대한 연구가 선행됨으로

써 HIC(head injury criterion)과 같은 안전기준치가 제정되며, 나아가서는 이러한 안전기준에 의거한 제품설계가 이루어져 안전벨트, 에어백, 헬멧 등과 같은 안전 기구가 상품화되는 것이다.

그런데, 실제 사고에 있어서 인간의 머리가 어느 정도의 시간 동안 어느 정도의 충격력을 받는가에 대하여 직접 알 수는 없다. 더욱이 인간의 머리에 어떠한 외력이 가해진 경우 어떠한 상해를 입을 것인가, 즉 두부외상의 발생 메카니즘에 대해서도 아직 명확하게 알려진 바가 없다. 머리에 외력이 가해지면 먼저 두발과 두피가 외력에 대하여 어느 정도의 완충효과를 발휘하게 된다. 그러나 외력이 두개골까지 파급되면 외력이 가해진 방향과 직각 방향으로 두개골이 탄성 변형하게 되며, 두개골이 탄성한도를 넘어서 변형하게 되면 골절이 일어나게 된다. 한편 두개골은 충돌력을 받는 순간 두개 내의 뇌보다 빨리 이동한다. 따라서 상처를 받는 두개골 부위의 변형률에 의해 그 바로 밑의 뇌는 타박상을 입기 쉽고, 원위치를 유지하려는 뇌의 관성에 의해 뇌의 여러 부위에 손상이 발

생한다.

그림 1에 타격의 방향과 뇌손상의 발생부위에 대하여 77건의 부검사례를 분류하여 나타내었다.<sup>(1)</sup> a열은 후두부에 충격을 받았을 경우인데 타격을 받은 부위가 아닌 그 반대쪽 부위에서 뇌손상이 발생한 경우(contrecoup injury라 칭함)로서 78%이다. b열은 전두부에 충격을 받아 타격을 받은 부위에 뇌손상이 발생한 경우(coup injury)로서 80%이다. a열과 b열을 볼때 전두부나 후두부의 충격에 대해서는 그 방향에 관계없이 전두부에 손상이 발생하기 쉽다는 사실을 나타내고 있다. 한편 c열에서 보는 바와 같이 측면에 충격을 받았을 경우에는 타격을 받은 부위와 그 반대쪽 부위에 뇌손상을 받은 경우가 반반으로 나타났다.

이와 같은 두부상해의 발생 메카니즘을 수치해석적으로 밝혀려고 하는 연구는 최근 컴퓨터의 발전에 따라 증가하여 왔다. 그러나 인체의 머리부분은 3차원적으로 상당히 복잡한 구조를 하고 있고, 비선형적인 재료특성을 갖고 있기 때문에 수치해석을 위한 모델링시 많은 부분이 단순화·생략화되어 있는 경우가 많다. '70년대에는 2차원의 단순한 원통형 모델로부터 충돌해석이 이루어졌으나 현재는 3차원의 해부학적인 모델로서 외피, 두개골, 경막 및 뇌까지 유한요소 모델이 만들어져 해석이 이루어지고 있다.<sup>(2-6)</sup>

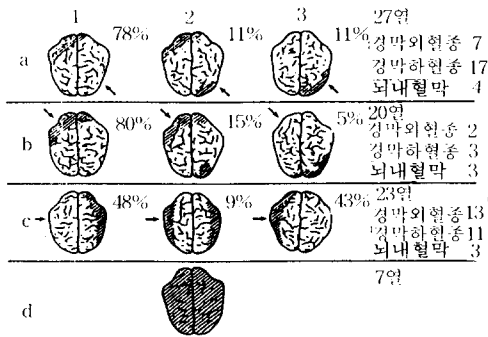


그림 1 타격의 방향과 뇌손상 부위와의 관계<sup>(1)</sup>

이 글에서는 외관, 판간층 및 내관으로 이루어진 두개골의 3점굽힘 시험, 또 각층의 골염 함유량에 의한 응력-변형률 측정결과<sup>(7)</sup>를 적용하여, FEM에 의한 컴퓨터 시뮬레이션에 있어서의 두부충격모델 구축을 위한 물성치를 구성하였다. 그리고 두부의 3차원 유한요소모델을 만들고 두개골의 자유낙하실험의 상황을 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 검증하였다. 충돌해석시에는 두개골의 재료특성을 일반적인 탄소성 재료와 손상을 수반한 탄소성 모델의 두 가지로 모델링하여 특징의 충격력 이상에서 골절이 일어나는 현상을 밝히는 것을 목적으로 하였다. 또 충격 대극축, 즉 충격을 받은 부위의 반대축에 발생하는 뇌상해의 발생 메카니즘에 대해서도 고찰하였다.

## 2. 모델링 방법

인간의 머리부분을 해부학적인 형상에 따라 모델링하기 위해서는 외부 형상뿐만 아니고 뼈의 두께 및 내부형상까지 충실히 표현하지 않으면 안된다. 일반적으로 복잡한 3차원 형상의 측정에는 3차원 측정기가 이용된다. 그러나 인체의 머리부분을 측정할 경우, 머리의 외형은 3차원 측정기를 이용하여 비교적 정확한 측정이 가능하지만, 내부형상은 3차원 측정기의 탐침이 미치지 않기 때문에 불가능하다. 최근 생체공학 분야에서는 뼈나 장기와 같이 복잡한 형상을 가진 물체를 모델링하기 위해서 CT(computer tomography) 장치를 이용하여 단면을 촬영하고, 그 단면을 연결하여 3차원의 형상을 작성하는 방법이 일반화되고 있는 추세이다.

CT를 이용한 모델링에서는 적당한 간격으로 측정대상물의 단면 사진을 촬영하고 그 영상으로부터 윤곽선을 디지털로 읽어들이는 작업이 필요하다. 각 단면별로 작성된 데이터 파일을 형상 모델러(예를 들면 I-DEAS)에 입력한다. 읽어들이는 점들로부터 다시 윤곽선을 만든다.

음 단면과 단면을 매끄럽게 연결하여 전체적인 3차원의 형상을 만든다. 3차원의 솔리드 모델이 완성된 후 요소 분할을 실시하고 경계조건을 부가하여 유한요소 모델을 완성한다.

인체의 머리 부분에 대한 구체적인 모델링 순서는 다음과 같다.

- (1) 표준 두개골을 선정한다.
- (2) CT를 이용하여 약 5mm간격으로 각 단층을 촬영한다.
- (3) CT사진으로부터 디지털라이저를 이용하여 두개골 내의 윤곽선을 충분히 표현할 수 있을 정도의 간격으로 데이터를 읽어들이고 후 각 점의 3차원 좌표치를 입력한 데이터 파일을 만든다.
- (4) 데이터 파일을 형상 모델러에 읽어들이는 것이다.
- (5) 읽어들이는 점들은 각 단면별로 구별이 용이하도록 색을 바꾼다.
- (6) 전체적인 형상을 고려하여 점들을 몇 개의 블록으로 분할한다.
- (7) 표면의 형상을 판별할 수 있도록 점들을 스플라인으로 연결한다.
- (8) 스플라인으로 표현된 선들을 이용하여 표면 및 이면을 만들어간다.
- (9) 인접한 표면들을 연결하여 체적을 구성한다. 단 재료특성이 다른 두개골과 뇌는 분리하여 각각의 체적을 작성한다.
- (10) 만들어진 체적에 대하여 요소분할을 실시한다. 두개골은 외관, 내관 및 판간층의 3개로 분할한다.
- (11) 3층으로 나누어진 두개골과 뇌의 재료특성을 설정한다.
- (12) 안면골에 대해서는 형상보다 충돌시 관성효과가 중요시되므로 실물을 보면서 복잡한 형상을 가능한 단순화시켜 셀과 솔리드의 조합으로 만들어 나간다.
- (13) 경계조건을 부여한다.

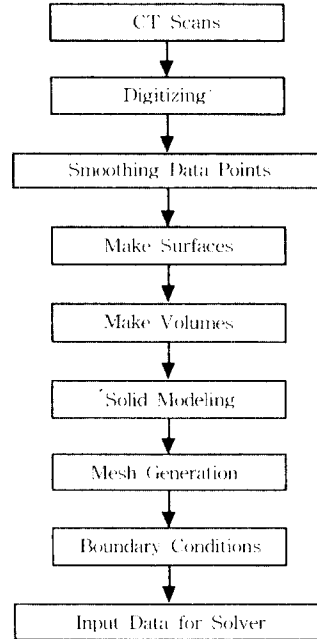


그림 2 생체 모델링의 흐름도

- (14) 충돌해석용 솔버에 입력할 입력파일을 만든다.
- 이상의 전반적인 흐름도를 그림 2에 나타내었다.

### 3. 유한요소 모델

전절에서의 방법으로 완성된 유한요소 모델은 그림 3과 같다. 이 모델은 뇌, 두개골

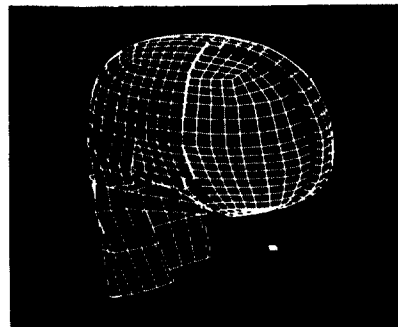


그림 3 인체 머리부분의 유한요소 모델

표 1 두개골 및 뇌의 재료 물성치<sup>(6)</sup>

구 분	외 판	판 간 층	내 판	뇌 <sup>(6)</sup>
체적 탄성률(MPa)	6.08E+03	3.24E+03	6.08E+03	2.19E+03
전단 탄성률(MPa)	3.47E+03	1.85E+03	3.47E+03	1.68E+00
항복 응력(MPa)	41.8	13.6	41.8	-
항복시 변형률(%)	0.63	0.38	0.63	-
인장 강도(MPa)	70.5	21.4	70.5	-
인장강도시의 변형률(%)	1.09	0.62	1.09	-
밀도(kg/m <sup>3</sup> )	1,465	728	1,465	1,040
Poisson 비	0.26	0.26	0.26	0.4996

및 안면골의 세 부분으로 구성되어 있다. 좌우대칭성을 고려한 1/2모델의 경우 총절점수 2284개, 총요소수 1874개이다. 그중 뇌는 솔리드 요소 694개, 외판, 판간층 및 내판은 솔리드 요소로서 각각 380개이다. 복잡한 형상의 안면골은 셀 및 솔리드 요소를 적절히 조합하여 단순화시켰다. 모델의 중량(1/2 모델)은 뇌 645 g, 내외판은 각각 137 g, 판간층 42 g, 안면골 139 g으로 전체는 1032 g이다.

두개골의 재료특성은 탄소성 모델(elastic-plastic model)과 파괴를 수반한 모델(elastic-plastic model with failure)로 하고, 이들의 특성치는 골편의 3점 굽힘시험 및 골염함유량의 측정으로부터 얻은 결과를 적용하였다. 뇌는 점탄성체(viscoelastic material)로서 문헌 (6)의 값을 사용하였다. 각 부분의 기계적 재료 특성은 표 1과 같다.

시뮬레이션에서는 2.7 m/sec 및 4.4 m/sec의 속도로 전두부와 후두부가 강체벽에 충돌하는 상황을 충돌해석 프로그램인 PAM-CRASH를 이용하여 실행하였다. 먼저 실험과의 비교를 위해 뇌가 없는 두개골을 일정한 속도로 충돌시키는 시뮬레이션을 실행하여 모델의 검증을 실시하고, 다음 뇌를 포함한 시뮬레이션을 실시하였다. 뇌를 포함

한 머리 전체의 충돌 해석시간은 워크스테이션(SGI Indigo 2)에서 약 14시간이었다.

#### 4. 결과 및 고찰

##### 4.1 자유낙하 실험과의 비교

모델링의 유효성을 확인하기 위하여 전조두개골 낙하실험<sup>(6)</sup>을 기초로 한 컴퓨터 시뮬레이션을 실시하였다. 이 시뮬레이션에서는

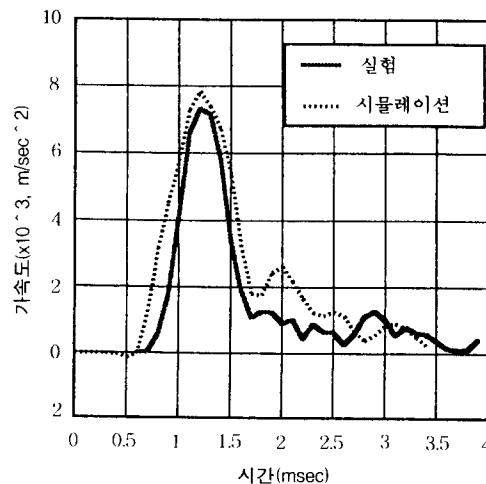


그림 4 자유낙하 실험에서의 두개골의 가속도 (전두부 충돌, 충돌속도=2.7m/sec)

뇌가 없는 두개골만의 모델을 충돌속도 2.7 m/sec로 자유낙하시키는 상황을 해석하여 시간에 대한 가속도 파형을 실험결과와 비교하였다. 실험에서는 중량 760 g의 건조 두개골을 37.6 cm의 높이에서 자유낙하시켜 두개골의 중심부 가속도를 측정된 것이다.

그림 4에서 보는 바와 같이 충격가속도의 지속시간은 시뮬레이션의 결과가 실험결과에 비하여 다소 길지만 가속도의 전반적인 파형은 잘 일치하고 있다. 이 결과로부터 본 연구에서 작성한 모델에 의한 해석은 어느 정도 타당성을 가진다고 볼 수 있다.

#### 4.2 전두부 및 후두부의 충격

표 2에서 뇌를 포함한 두부 모델을 2.7, 4.4 m/sec의 속도로 전두부 쪽과 후두부 쪽의 강체벽에 충돌시킬 경우에 대한 최대가속도와 그때의 뇌내의 압력을 나타내었다. 먼저 충돌속도가 2.7 m/sec의 속도로 전두부가 강체벽에 충돌할 때, 두개골의 최대가속도는 3,400 m/sec<sup>2</sup>이지만 후두부가 같은 속도로 강체벽에 충돌할 때는 4,700 m/sec<sup>2</sup>로써 전두부 충돌시보다 약 28% 높다. 충돌속도가 4.4m/sec의 속도로 커진 경우에도 두개골의 최대가속도는 전두부 충돌시 7,100 m/sec<sup>2</sup>이지만, 후두부가 같은 속도로 충돌할 때는 8,760m/sec<sup>2</sup>로써 전두부 충돌시 보다 약 23% 높다. 이렇게 전두부 충격보다 후두부

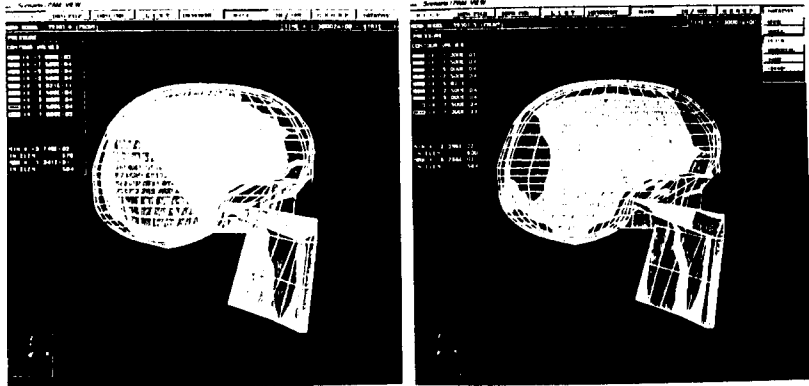
충격의 경우에 가속도 값이 큰 이유는, 후두부에서 충격을 받는 주변의 뼈의 두께가 전두부보다 두껍기 때문에 충돌시의 반발력이 크게 되는 것이 하나의 요인으로 추정된다.

전후두부의 충돌시 뇌내에 발생하는 압력 즉 충격축 압력(coup pressure)과 충격대극 축 압력(contrecoup pressure)를 비교해 보면, 전두부가 2.7 m/sec의 속도로 충돌했을 때 충격축 즉 전두부 쪽의 뇌의 압력은 520 kPa, 후두부가 같은 속도로 충돌했을 때는 532 kPa로서 거의 같다. 그러나 충격대극축의 압력은, 전두부 충돌시 그 반대쪽, 즉 후두부 쪽의 뇌의 압력은 -85 kPa이지만, 후두부 충돌시 그 반대쪽, 즉 전두부 쪽의 뇌의 압력은 -135 kPa로서 약 59% 높다. 속도가 4.4 m/sec인 경우에도 마찬가지이다. 전두부 충돌시 충격축 뇌의 압력은 800 kPa, 후두부가 같은 속도로 충돌했을 때는 897 kPa로서 약 12% 높다. 그러나 충격대극축의 압력은, 전두부 충돌시 후두부 쪽 뇌의 압력은 -185 kPa이지만, 후두부 충돌시 전두부 쪽 뇌의 압력은 -266 kPa로서 약 44% 높다. 이들의 차는 전두부와 후두부의 외형상의 차, 즉 전두부는 후두부보다 뾰족한 타원형의 형상을 갖고 있기 때문에 압력 집중이 일어나기 쉽고, 또 앞서 지적했던 바와 같이 두개골의 두께가 부위에 따라 다르다는 사실과도 관련이 있을 것이라 추정된다. 이것은 종래부터 제창되어온 바와 같이, 후두부가 충격을 받을 경우에 충격대극축인 전두부에 뇌좌상이 발생하기 쉽다는 임상적 견해와 일치하고 있다.

그림 5에 충돌속도 4.4 m/sec의 전두부 충돌시, 두개골의 재료 특성을 탄소성 모델과 탄소성 손상 모델을 사용했을 경우에 뇌내의 압력 분포를 비교하여 나타내었다. 뇌내의 압력분포는 탄소성 모델보다 탄소성 손상모델의 경우가 충격부위에 압력이 집중되어 있으며, 충격대축 부위 즉 후두부에서는 탄소성 모델의 경우가 응력집중이 크다는 것을

표 2 충돌 조건에 따른 두개골의 최대가속도 및 뇌내의 압력

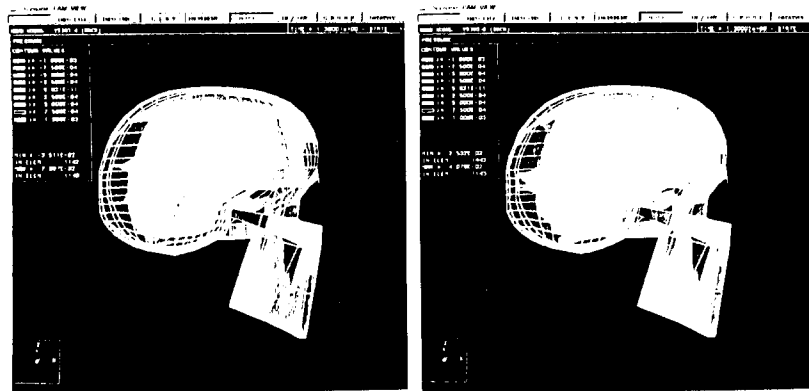
구 분	충돌속도 (m/sec)	머리가속도 (m/sec <sup>2</sup> )	충격축 압력 (kPa)	충격대극축 압력 (kPa)
전두부 충돌	2.7	3,400	520	-85
	4.4	7,100	800	-185
후두부 충돌	2.7	4,700	532	-135
	4.4	8,760	897	-266



(a) 탄소성모델

(b) 탄소성손상모델

그림 5 전두부 충돌시의 뇌내 압력분포(충돌속도=4.4m/sec)



(a) 탄소성 모델

(b) 탄소성 손상 모델

그림 6 후두부 충돌시의 뇌내 압력분포(충돌속도=4.4m/sec)

알 수 있다. 이러한 압력 집중은 두개골의 골절발생 가능성을 나타내고 있다. 일단 골절이 발생하면 두개골에의 충격 모드가 변하여 충격력이 뇌에 직접 전달된다고 추측할 수 있다.

그림 6에 충돌속도 4.4m/sec의 후두부 충돌시, 두개골의 재료 특성을 탄소성 모델과 파괴 모델을 사용했을 경우의 뇌내의 압력 분포를 비교하여 나타내었다. 전두부의 충돌시와 마찬가지로 뇌내의 압력분포는 탄소성 모델보다 탄소성 손상 모델의 경우가 충격부

위에 압력이 보다 집중되어 있으며 충격 대극부위인 전두부 쪽은 탄소성 모델의 경우가 응력집중이 크다는 것을 알 수 있다. 여기서도 두개골 골절의 발생 가능성을 볼 수 있다.

## 5. 맺음말

인체 머리부분의 충격력이 가했을 때 어떠한 상해가 발생할 것인가에 대하여 수치해석적인 접근을 시도하였다. 복잡한 생체구조의

단순화, 비선형적인 재료 특성으로 인하여 해석 결과는 정량적인 정확성보다 정성적인 경향성에 보다 큰 의미가 있다고 할 수 있으며, 앞으로 개선할 여지가 많다고 할 수 있다. 또 의학적인 부분에 관한 기초지식이 필요하기 때문에 의학계의 조건 또는 의학계와의 공동 연구가 요망된다고 하겠다.

해석 결과의 검증은 과거에는 주로 사체 및 동물 실험에 의하여 행해졌으나 현재에는 사체 실험이 금지되어 있고, 동물(원숭이, 개, 돼지 등)을 이용한 실험도 동물 보호단체의 반발로 여의치 않은 형편이다. 현재는 교통사고 등에서의 사체 부검 및 사고 상황의 역추적에 의해 생체 실험을 대신할 데이터가 마련되고 있으나, 정확한 사고 상황을 파악하는 것 자체가 또한 어려운 작업이다. 그래서 각 나라에서 일부분씩 가지고 있는 생체에 대한 데이터를 모아 전세계적인 데이터 베이스를 만들어 공유하려는 작업이 진행되고 있다. 이렇게 실험이 불가능하거나 어려운 상황하에서는 수치 시뮬레이션이 주요한 해석수단이 될 수 있을 것이라 생각된다.

### 참고문헌

- (1) Sano, K., Nakamura, N., Hirakawa, K., Masuzawa, H., Hashizume, K., Hayashi, T. and Fujii, S., 1967, "Mechanism and Dynamics of Closed Head Injuries (Preliminary Report)," *Neurol. Medicochir.* (Tokyo) 9, pp. 21~33.
- (2) Khalil, T. B. and Hubbard, R., 1977, "Parametric Study of Head Response by Finite Element Modeling," *J. of Biomechanics*, Vol. 10, pp. 119~132.
- (3) Cheng, L. Y., Rafai, S., Khatua, T. and Piziali, R. L., 1990, "Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury," *Vehicle Crashworthiness and Occupant Protection in Frontal Collisions*, *SAE Paper* No. 900547, pp. 141~154.
- (4) Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., 1991, "Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling," *ASME, J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 113, pp. 276~283.
- (5) Dimasi, F., Marcus, J. and Eppinger, R., 1991, "Three-Dimensional Anatomic Brain Model for Relating Cortical Strains to Automobile Crash Loading," *Proc. 12th Int. Tech. Conf. on Experimental Safety Vehicle*, Paris, France, pp. 617~627.
- (6) Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., 1993, "Finite Element Modeling of Direct Head Impact," *Proc. of 37th STAFF Car Crash Conf.*, Texas, U. S. A. *SAE Paper* No. 933114, pp. 69~81.
- (7) 西本哲也, 村上成之, 阿部俊昭, 小野古志郎, 1994, "ヒト頭蓋骨の機械的性質と頭部傷害メカニズム," *自動車研究*, 제16권 제11호, pp. 14~17.
- (8) 西本哲也, 村上成之, 阿部俊昭, 小野古志郎, 1994, "頭部衝擊力の推定," *自動車研究*, 제16권 제1호, pp. 18~21. 