유한요소 모델을 이용한 머리의 충격부상에 대한 해석

Analysis of the Brain Impact Injury with Finite Element Model

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

김 영 은
• 정회원
• 1954년 7월 생
• 단국대학교 기계공학과
• 생체역학, 구조해석

남 대 훈
• 1960년 3월 생
• 단국대학교 대학원
• 응용역학

왕 규 창
• 1954년 11월 생
• 서울의대 신경외과학 교실
• 신경외과학

1. 서 론

인간의 뇌는 부상이 발생할 시 회복이 쉽게 되지 않는 조직(organ)으로 부상으로부터 가장 중요하게 보호되어야 한다. 그러나 최근 들어 급증되는 자동차 사고로 인하여 많은 인명의 손실을 경험하고 있을 뿐만 아니라 이와 같은 사고로 인한 중추신경 시스템(central nerve system)의 국부적인 손상은 부상자에게 심각한 장애를 유발하게 된다. 1989년 미국의 Department of Health and Human Service에 의하면 매년 75,000~100,000명이 뇌의 부상으로 인하여 사망할 뿐만 아니라 젊은 연령층에서 발생되는 불구의 원인 중 최대의 원인으로 되고 있다. 뇌의 부상은 크게 DI(Diffuse Injury)와 FI(Forcal Injury)의 두 개의 영역으로 나눌 수가 있다. 그리고 각각의 부상은 아래와 같은 부상형태로 나타나게 된다.[1]

- Diffuse Injury
  - Brain Swelling
  - Concussion
  - Diffuse Axonal Injury(DAI)
- Focal Injury
  - Epidural Hematomas(EDH)
  - Subdural Hematomas(SDH)
  - Intracerebral Hematomas(ICH)
  - Contusion

DI는 약한 뇌진탕에서부터 백질부의 손상에 이르기까지 다양한 정도를 가지고 나타나게 된다. DI가 발생되는 주요 원인으로는 뇌가 회전가속도를 받게 될 경우 발생되는 전단응력에 기인한다고 믿어지고 있다. FI는 두개골에 직접적

인 충격이 가해졌을 경우에 발생되며 추락시 발생되는 대표적인 부상 형태이다. 이와 같은 뇌손상에 대한 원인 설명으로써 소위 central theory를 들 수 있다. 즉 뇌손상이 발생되는 이유는 충격을 받을 경우 두개골은 빠른 운동량을 보이나 뇌의 운동량은 시간차이를 두고 상대적으로 늦게 나타나게 된다. 따라서 두개골과 뇌 사이의 상대적 변위를 유발시켜 뇌 조직이나 연결된 혈관을 인장시켜 부상을 유발시키게 된다는 설명이다. 현재 산업계에서는 더미를 이용한 안전도 평가 방법이 가장 널리 사용되고 있다. 이 방법은 머리의 질량 중심에서 측정된 가속도를 이용한 HIC(Head Injury Criterion)의 값을 계산하여

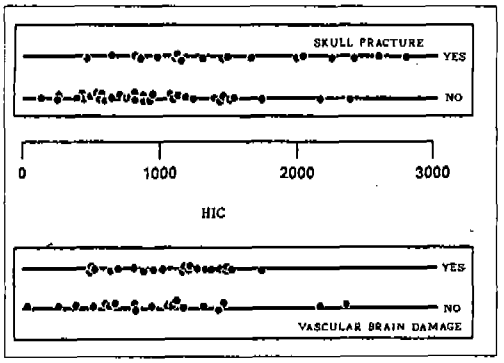


그림 1. HIC 값과 임상적으로 관찰된 두개골 골절, 내출혈과의 상관관계[17]

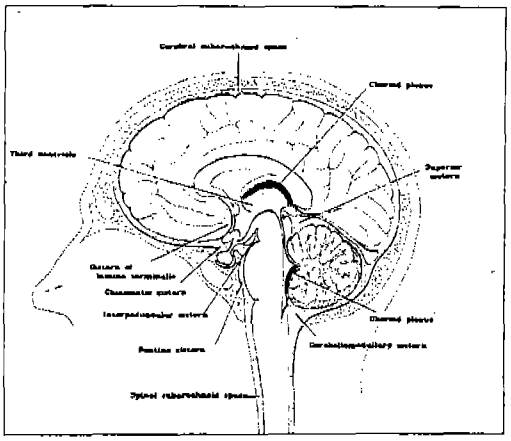


그림 2. 시상면에서 바라본 뇌의 구조

이를 안전기준의 척도로 삼는 방법으로 이와 같은 해석에 따라 각 자동차 회사에서는 안전기구를 설계 제작하고 있다. 그러나 그림 1에서 볼 수 있듯이 실제 임상적으로 HIC의 상관관계는 뚜렷하지 못 하다는 것을 알 수 있다. 이와 같은 원인은 가속도의 측정부위와 부상부위와의 차이점 뿐만 아니라 머리에 가해지는 충격의 형태에도 기인한다고 알려져 있다. 따라서 이와 같은 문제점을 해결할 수 있는 하나의 대안으로써 유한요소모델을 이용한 해석 방법을 들 수가 있다. 이 글에서는 뇌의 간략한 해부학적인 해설과 아울러 뇌의 3차원 유한 요소 모델을 이용한 해석 방법을 소개하고자 한다.

2. 머리의 해부학적 구조[2]

두피(Scalp)

두피는 5~7㎜ 두께를 가지고 있으며 모발생성층(피부층, cutaneous), 피하 조직층, 근육근막층의 세 층으로 구성되어 있다. 두피 밑에는 뼈를 덮고 섬유질막으로 된 엉성한 조직층(골막-periosteum)이 있다. 두개골의 둥근 외형뿐만 아니라 두피 바깥 세 층의 두께, 견고성, 유동성은 형상을 보호하는 기능을 한다. 수축력이 두피에 작용할 때, 두피 바깥쪽의 세 층은 하나의 조직으로 움직인다.

두개골(Skull)

두개골은 가장 복잡한 구조를 가지고 있는 뼈로서 두개골의 망상구조는 교묘히 둥글게 이루어져 있고 뇌, 눈, 귀, 코, 치아가 자리잡고 있다. 이 조직들을 보호하고 적절하게 수용하는 두개골의 두께는 4~7㎜사이이다. 두개골은 치아뿐만 아니라 뇌를 싸고 있는 8개의 뼈, 얼굴을 구성하고 있는 14개의 뼈로 구성되어 있다. 얼굴을 제외하고, 두개골의 둥근 천장은 사골(ethmoid), 설상골(sphenoid), 전두골(frontal), 2개의 관자놀이골(temporal), 2개의 두정골(parietal), 후두골(occipital)로 형성되어 있다. 두개골의 둥근 천장 안쪽부분은 오목하고 비교적 완만한 형상을 보이고 있다. 반면에 척수와 뇌간 사이의 변위

영역에 있는 큰 구멍(foremen magnum)과 동맥, 정맥, 신경이 통과하는 작은 구멍(foremen)을 가지고 있는 뇌실(braincase) 밑 부분의 뼈는 심한 요철을 보이고 있다.

뇌막(Meninges)

뇌막으로 알려진 세 개의 막은 뇌와 척수를 보호하고 지탱한다. 뇌막의 하나의 기능은 주위에 있는 두개골과 뇌, 척수를 분리시키는 것이다. 뇌막은 주로 연결조직으로 구성되어 있고, 또한 뼈에서 나와 뇌로 돌아가는 혈관 벽과 신경막의 일부분을 형성하고 있다. 뇌막은 세 층-경막(dura mater), 지주막(arachnoid), 유막(pia mater)-으로 구성되어 있다. 두개골에서 척수를 둘러싸고 있는 섬유막인 경막은 질긴 두 개의 층으로 나뉘어진다.

두개골의 바깥쪽층(periosteal layer)은 두개골 안쪽 골질 표면으로 되어 있다. 두개골의 안쪽층(meningeal layer)은 뇌를 감싸고 있다. 뇌실에서 경막의 두 층은 정맥의 공동(venous sinuses)-뇌로부터 혈액이 나오는 곳-을 형성하기 위해 나눠지는 곳을 제외하고는 융합되어 있다. 뇌막층의 틈은 좌우 대뇌 반구 사이의 세로방향의 틈인 대뇌 겸상막이 있고, 뒤쪽의 대뇌반구를 지탱하고 있는 소뇌천막이 있다.

지주막은 경막 밑의 좁은 부분을 차지하고 있는 거미줄 모양의 약한 막이다. 유막은 수많은 작은 혈관이 있는 연결조직의 얇은 막이다. 지주막 밑의 공간에서 지주막은 나눠 있다. 유막은

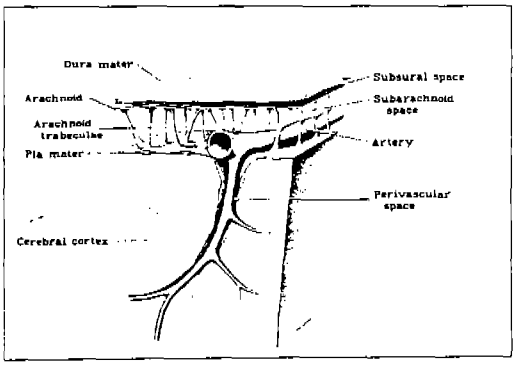


그림 3. 뇌막(meninges)의 구조

틈들이 있는 뇌의 표면을 덮고 있다.

지주막 밑의 공간과 뇌실은 투명한 액체인 뇌척수액은 뇌에 약간의 영양물을 제공하고 충격으로부터 뇌를 보호한다. 뇌척수액(cerebrospinal fluid, CSF)은 좌우측 뇌실과 제3뇌실에 있는 융모막에 의해서 생성되고 뇌수관을 통해 제4뇌실로 이동한다. 이부분의 뇌척수액은 뇌와 척수를 감싸고 있는 지주막 밑 부분을 순환한다. 대부분의 뇌척수액은 별다른 작용없이 지주막 융모를 통해서 정맥으로 흡수된다. 뇌척수액의 비중은 성인이 대략 1.008(혈장과 비슷함)이며 항상 140ml의 뇌척수액이 뇌의 모든 부분을 감싸고 순환한다. 그리고 뇌척수액은 뇌의 무게를 지탱하는데 도움을 주고 완충기 역할을 한다. 뇌의 지주막 밑 부분이 척수와 직접적으로 연결되어 있기 때문에 척수는 뇌척수액관에 매달려 있게 된다. 보통의 움직임에서 뇌에 발생되는 축소 또는 팽창에 대하여 뇌척수액의 양이 재빠르게 증감되면서 균형을 유지한다.

중추신경계(Central nervous system)

중추신경계는 뇌와 척수로 되어 있다. 중추신경계는 주로 뉴우런과 기능적으로 나뉘어지는 백색, 회색의 조직으로 구성되어 있다. 회질은 뇌의 표면과 뇌 안쪽에 집중적으로 분포되어 있는 신경 세포로 구성되어 있다. 백질은 중추신경계가 서로 다른 쪽과 연결되어 있는 넓은 부분의 신경섬유화된 신경세포(axons)로 구성되어 있다.

뇌는 구조적으로, 기능적으로 5부분(대뇌, 소뇌, 중뇌, 뇌교, 연수)으로 나눌 수 있다. 게다가 4개의 뇌실, 3개의 막, 2개의 분비선, 12쌍의 뇌신경, 두개골의 동정맥으로 되어 있다. 뇌의 평균길이는 165㎜이고 가로지름은 약 140㎜이다. 크기의 차이 때문에 남자의 뇌의 평균 무게는 1.36kg이고 여자는 약간 가볍다. 뇌의 평균 비중은 1.036이며 중추신경계 무게의 98%, 몸무게의 2%를 차지하고 있다.

대뇌(Cerebrum)

대뇌는 뇌의 7/8을 차지하고 있으며 좌우 대

뇌반구로 나뉘어진다. 대뇌반구는 세로 대뇌 열구(longitudinal cerebral fissure)로 불리는 가운데의 깊은 틈으로 불완전하게 나뉘어 있다. 대뇌 겸상막은 이 틈의 아래 방향을 향하고 있다. 세로 대뇌 열구의 밑에서 두 개의 대뇌반구는 뇌량(corpus callosum)으로 불리는 백질로 연결되어 있다. 각 대뇌반구 안에는 측뇌실로 불리는 뇌척수액 분비소가 있다. 각 대뇌반구의 표면은 대뇌피질(cerebral contex)로 불리는 회질로 구성되어 있다. 사람에서 대뇌의 피질은 겹겹이 주름져 배열되어 있다. 주름의 돌출부분은 피질 주름(gyrus)이라 불리고 주름의 함몰부분은 열구(sulcus)로 불린다. 각 대뇌반구는 4개의 둥근조각으로 좀더 세분할 수 있다. 각각의 둥근 조각(lobe)은 가장 가까운 두개골과 연관되어 이름지어졌다. 네 개의 둥근 조각은 전두골, 두정골, 관자놀이골, 후두골 조각이다.

각 대뇌 반구의 안쪽은 대뇌 반구의 다른 한쪽과 연결(서로 연결됨)되어 있고, 중추신경계의 다른 부분과 연결되어 있는 백질로 구성되어져 있다. 그리고 백질의 안쪽 영역은 신경핵(nuclei)이라 불리는 회질이 집중되어 있다.

중뇌(Midbrain)

중뇌는 대뇌반구의 위쪽과 뇌교 아래쪽을 연결한다. 중뇌의 앞쪽은 대뇌반구 위쪽에서 오고가는 신경섬유질로 이루어진 2개의 다발로 구성되어 있다. 또한 중뇌는 회질을 포함하고 있다. 중뇌 안쪽에는 제3뇌실 위쪽과 제4뇌실 아래쪽에 연결된 얇은 관(대뇌수관 : cerebral aqueduct)이 있다.

뇌교(Pons)

뇌교는 중뇌 아래, 소뇌 앞, 연수 위쪽에 있다. 뇌교는 소뇌반구에 연결된 백질 신경섬유로 구성되어 있다. 백질의 안쪽 깊은 곳에 약간의 뇌신경인 회질 영역이 있다.

연수(Medulla Oblongata)

연수는 뇌교 위, 척수 아래쪽에 연속적으로 나타난다. 연수의 아래 부분에서 운동 신경섬유는 한쪽 면에서 다른 쪽 면으로 교차하는데 오른쪽 대뇌피질의 신경섬유는 몸의 왼쪽 부분으로 전달된다. 대뇌피질 전방 위쪽을 지나는 몇 개의 지각 신경섬유는 척수에서 서로 교차한다. 또한 연수는 백질 안쪽에 회질 영역을 포함한다. 연수는 뇌신경 핵이 있고 척수의 위쪽으로 지나가는 지각 섬유를 연결하는 곳이다.

소뇌(Cerebellum)

소뇌는 뇌교와 연수 뒤쪽에 있다. 소뇌반구는 소뇌충부(vermis)라 불리는 얇고 길쭉한 구조로 연결되어 있다. 소뇌반구의 바깥쪽 피질은 회질이고 안쪽 피질은 백질이다. 소뇌의 바깥 표면은 깊은 틈으로 나누어진 얇은 주름으로 형성되어 있다. 신경 섬유는 소뇌반구와 연결된 중뇌, 뇌교, 연수에서 3쌍의 다발로 소뇌로 들어간다.

3. FEM 모델

유한요소모델을 이용한 대부분의 연구들은 3차원 모델을 이용하여 머리부분에 직접적인 충격을 받을 경우 뇌압의 변화에 대한 해석과 시상면(sagittal plane)이나 구상면(coronal plane)에 대한 2차원 모델을 이용하여 회전 가속도가 가해졌을 경우 발생하는 변위량 및 전단응력의 분포 등에 대한 해석을 시도한 경우로 크게 나눌 수가 있다. 3차원 FEM 머리 모델은 CT 촬영한 필름을 이용하여 두개골의 형상을 얻은 후 이를 뇌의 각 요소에 맞도록 세분하여 구성하고 있다. 한 예로 그림 4에서 보여주고 있는 유한요소모

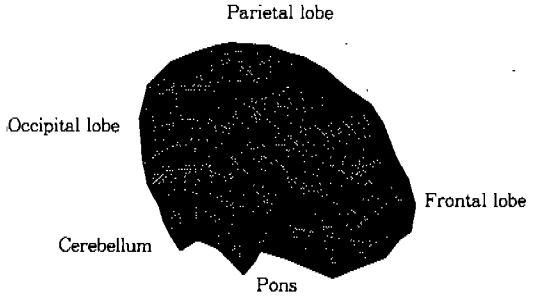


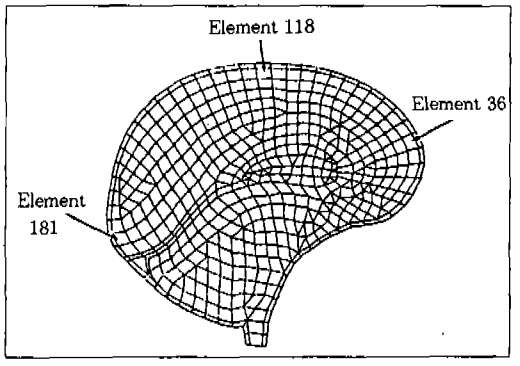
그림 4. 뇌의 3차원 유한요소 모델

표 1. 유한요소 모델을 이용한 뇌의 충격 해석

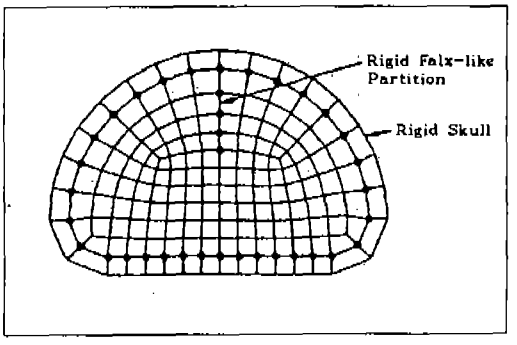
연구자	기하학적 형상	구성요소	물리적 특성	하중 조건	경계 조건	타당성 검토	주요내용
Shugar and Katona[6] 1975	2차원 평면 변형률 문제로 midsagittal면을 표현	·인간의 뇌와 두개의 두개골	·뇌－점탄성체 ·두개골－선형 탄성체	·두개골변상에 싸인 자승형 곡선의 하중을 가함	두개골은 회전및 이동을 할 수 없도록 구속되어 있음		1. 두개골의 변형률 분포 계산 2. 타격반대지점의 압력이 타격점의 2배 높게 계산됨 3. 뇌의 전단변형률은 계산하지 않았슴
Khalil and Hubbard[7] 1977	2차원 축대칭의 구와 액체가 채워진 타원형의 쉘	·피부, 두개골, 뇌	·뇌－점탄성체 ·두개골－선형 탄성체	·최고하중 4450N의 싸인 자승곡선의 하중을 4ms 동안 정면에 가격함	구속하지 않았슴	·사체 실험 결과와 두개골 균열하중에 대해서만 비교	1. 충격부위의 변형률 계산 2. 충격지점의 뇌는 압축을 받고, 반대위치에서는 인장을 받으며 선형적으로 변함 3. 최대전단응력은 충격지점에서 발생
Shugar[4] 1977	midsagittal 면 대칭인 3차원	·사람과 원숭이의 두개골, 뇌, 경막	선형 탄성체	·상 동	머리밑부분을 고정한지, 미끄럼, 자유상태 인때에 대하여 각각 해석	변형률은 원숭이 두개골 실험과 비교하였고, 압력은 살아있는 원숭이 실험결과와 비교	1. 충격지점과 두개골 밑부분의 압력 변형률 분포상태 해석 2. 뇌의 압력 변형률은 거의 선형적으로 변함
Ward et. al.[9] 1980	midsagittal 면 대칭의 3차원 모델	·두개골, 경막, 뇌척수, 뇌, 목	·선형 탄성체	·최고하중 6000N의 1/2 싸인 곡선의 하중을 6ms 동안 정면에 가함	C7이 고정	·적당한 실험결과가 없어서 비교하지 않았음	1. 충격지점의 최고압력 93.5 KPa 반대지점의 최고압력－110.1KPa 2. 목부분에 대하여 각방향의 응력 성분 해석
Hosey[10] 1981	3차원 머리 모델	·사람과 원숭이의 두개골, 뇌, 격막	비압축성 유체	·뇌압이 34psi, 25psi를 발생하게 하는 다양한 형태의 가속도－시간 선도		·계산한 안전 지수를 HIC, WST, MSC등과 비교	1. 압력을 기준으로 안전 지수 BPT를 개발 2. HIC에 비하여 5ms이하에서는 안전허용기준이 강화되었고, 8ms 이상에서는 완화됨을 보여줌
Lighthall et. al.[4] 1989	2 차 원 의 midsagittal면	· 사 람 의 midsagittal 면상의 뇌 및 두개골	·선형 탄성체	·Hybrid Ⅲ로 실험한 가속도 및 각가속도 시간선도	구속하지 않았음	·임상결과와 비교	1. 뇌의 부상은 선형가속도보다 각가속도에 더 영향을 받는다.
Ruan et. al.[11] 1990	2차원 평면 변형률 문제로 coronal면을 표현	·두개골, 뇌, 격막 뇌척수	·두개골－선형 탄성체 ·뇌－비압축성 유체	·최고하중 1954N의 삼각형 선도를 측면에 가함	구속하지 않았슴	·Khalil & Hubbard의 모델과 비교	1. membrane의 유무에 따른 뇌압력 변화를 관찰 2. membrane의 중탄성계수가 적을수록 타격지점의 압은 낮게나타나고, 클수록 반대지점의 압력이 낮게 나타남
Chu and Lee[12] 1991	2차원 평면문제로 midsagittal면에서 3.5㎜ 떨어진 para-sagittal면	·두개골, 뇌	·선형 탄성체	·Nahum의 사체실험에서 구한 가속도－시간 선도	질량중심에서 15 ㎝ 아래를 회전중심으로 가정	·Nahum의 실험결과와 비교	1. 최대 전단응력은 후정부 및 강공부분에서 나타남 2. 뇌압력은 정면충격과 후면충격의 경우가 방향이 반대인 같은값과 형상이 나타남
Ruan et. al.[13] 1993	3차원 머리 모델	피부, 세경의 두개골, 뇌척수, 격막, 턱	·뇌－점탄성체 ·두개골－선형탄성체	·5.24㎏의 질량이 6.33m / s 로 midsagittal 면상에 앞쪽에서 뒤쪽으로 타격을 가함, 최대충격력은 약 8KN임	자유로운 상태	·Nahum의 사체실험과 비교	1. 정면, 후면, 측면, 두정면 충격에 대하여, 각각 압력분포, 최대전단응력을 계산 2. 타격실린더의 질량, 속도의 변화에 따른 압력, 최대전단응력의 변화를 계산
Ruan et. al.[14] 1994	3차원 머리 모델	·사람의 뇌와 세경의 두개골, 턱	·뇌－비압축성 ·두개골－선형탄성체	·최대하중 6.8KN의 싸인 자승 곡선을 10ms동안 가함	자유로운 상태	·Nahum의 사체실험과 비교	1. 정면, 후면, 측면 충격에 대하여 각각 압력분포 계산 2. Nahum의 결과보다 높은압력이 계산됨
Ruan and Prasad[15] 1994	3차원 머리 모델과 Hybrid Ⅲ 더미, Air Bag을 포함한 자동차	·머리모델－피부, 뇌, 뇌척수, 격막, 세경의 두개골, 턱 ·목－4개의 요소 ·몸체－15개 요소 ·자동차－엔진, 범퍼		·31, 35mph로 정면 충돌하였을때 Air Bag의 반력	·AirBag만 설치한 경우 ·AirBag,3점고정 안전벨트를 한 경우	·머리모델에 한해서 Nahum의 사체실험과 비교	1. 뇌의 인장 스트레인과 전단 스트레인 분포 계산 2. Air Bag에 충돌시 뇌압의 변화 계산

델[3]은 1,185개의 절점과 1,206개의 요소로 구성하였으며, 두개골은 4절점 쉘 요소(4-node shell element)와 8절점 3차원 등계수 요소(isoparametric 8-node brick element)로, 뇌와 뇌척수(CSF)는 각각 8절점 3차원 등계수 요소로, 대뇌의 중간을 가로지르는 격막(falx)과 소뇌 사이의 격막(tentorium)은 4절점의 membrane 요소로 구성되어진 경우를 보여주고 있다. 뇌의 혈관, 목 부분으로 내려가는 신경망 등은 모델을 단순화하기 위하여 포함시키지 않고 있으며 전방 충격해석에 대한 경우는 시상면(midsagittal plane)에 대칭된 형상을 갖고 있는 경우로 가정하여 반쪽만을 모델링하고 있다.

그림 5에서 보여주고 있는 모델은 회전 가속도에 따른 뇌의 변화를 해석할 경우에 사용된 모델들[4),5)]로써 시상면 또는 구상면에 대하여 2차원으로 모델링된 경우들이다. 초기 모델에서는 뇌막을 해석에 고려하지 않았으며 이로 인하여 압력변화가 진동하는 결과[6)]를 보이고 있었으나 최근 발표되니 해석[3),14)]에서는 뇌막을 모델링시 고려하고 뇌막의 충격 흡수능력을 구조댐핑계수를 조절하여 해석[3),15)]하고 있다. 표1은 지금까지 발표되었던 유한요소모델을 이용하여 해석을 시도한 대표적인 논문들을 보여주고 있다.



(A)



(B)

그림 5. 시상면(sagittal plane)에 대한 2차원 유한요소 모델[4)](A)과 관상면(coronal plane)에 대한 2차원 유한요소 모델[5)](B)

모델링이 완성된 후 해석에 필요한 물성치는 인종, 성별, 나이 등에 따라 차이를 보이고 있으나 표 2에서 보여주고 있는 값들이 해석시 평균적으로 많이 사용되고 있는 값들이다.

충격을 받은 머리는 7번째 경추(C7)을 중심으로 회전하게 된다고 알려져 있으나 통상 충격지속시간이 짧아 큰 영향을 받지 않을것으로 예상되고 있으며 실제로 구속조건을 달리하여 해석을 한 결과에서도 큰 변화를 보이고 있지는 않다. 또한 이와 같은 유한요소모델을 이용하여 해석을 할 경우 대부분 제한된 방향으로만 충격이 가해지는 조건을 사용하기 때문에 목 부분의 인대, 근육등에 의해서 머리가 구속되는 효과는 없다고 보고 자유경계조건을 가정하고 있다.

부상의 정도를 예측하기 위한 인자로 보통 뇌의 압력, 최대 전단응력, 두개골의 von-Mises 응력 등을 사용하고 있으며 각각 다음 식으로 표현된다.

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

$$\tau_{max}=1/2(\sigma_{max}-\sigma_{min}) \quad (2)$$

표 2. 뇌의 물성치

	Young's modulus [N/mm²]	Poisson's ratio	Density [kg/mm³]
Skull	1.0E+04	0.2200	2.07E−06
Brain	5.04	0.4996	1.0E−06
CSF	1.48	0.4890	1.0E−06
Falx & Tentorium	31.5	0.4500	1.13E−06

$$\sigma=\sqrt{(\sigma_1-\sigma_2)^2+(\sigma_2-\sigma_3)^2+(\sigma_3-\sigma_1)^2} \quad (3)$$

여기서 p는 뇌의 압력, τ_{max}은 뇌의 최대 전단응력, σ는 von-Mises응력, σ_i는 주응력 성분, σ_{max}, σ_{min}은 주응력의 최대값, 최소값을 각각 나타낸다.

지금까지 발표된 결과에 의하면 이와 같은 해석시 뇌의 압력을 부상의 척도로 삼는 경우 34psi이상에서는 심한 부상이 25psi이상에서는 약한 부상이 발생된다고 예측하고 있다. 이와 같은 해석 결과는 충격시간이 짧은 경우에서는 HIC 값과 어느 정도 일치성을 보이고 있으나 충격지속시간이 길어질 경우에는 일치하지 않는 경향을 보이고 있다.

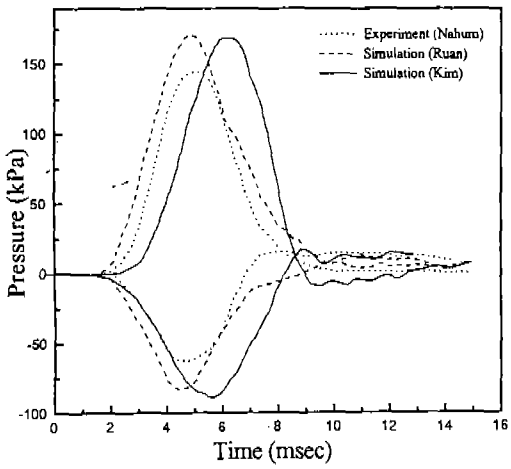


그림 6. 뇌의 충격면과 충격대극면에서 Nahum[16]등의 실험결과와 압력변화 비교

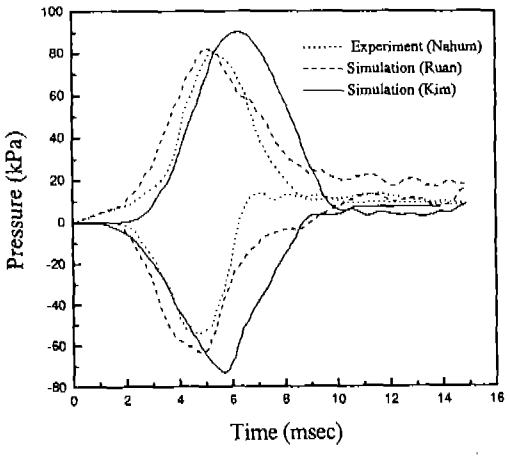


그림 7. 뇌의 측면과 후면에서 Nahum[16]등의 실험결과와 압력변화 비교

3.1 모델의 타당성 검토

지금까지 발표된 실험 결과중 인간의 사체를 이용하여 충격하중에 따른 뇌압변화를 측정한 유일한 논문으로 Nahum 등[16]에 의한 연구를 들 수가 있다. 이들은 사체의 뇌압을 정상인의 뇌압에 가깝도록 인위적으로 증가시킨후 머리의 정면 및 후면에 충격을 가하여 네 군데에서 뇌압을 측정하였다. 유한요소모델을 이용한 대부분의 연구결과들도 Nahum 등의 실험에서 사용된 같은 충격을 가해서 뇌의 각 부분에서의 압력변화를 실험결과와 비교검토하여 모델의 타당성을 검증하고 있다. 그림 6과 7은 Nahum등[6]이 사체실험시 사용한 최대충격력 7.9kN, 충격시간 10ms인, 충격력-시간선도를 사용하여 해석한 결과를 타격지점, 타격반대지점, 두정면, formen magnum 등 네 곳에서 비교 관찰한 결과를 보여 주고 있다. 모델에 따라 차이를 보이는 이유는 형상 및 크기가 다를 뿐만 아니라 충격흡수능력이 있는 피부를 모델링에 포함시키지 않았기 때문인 것으로 판단된다.

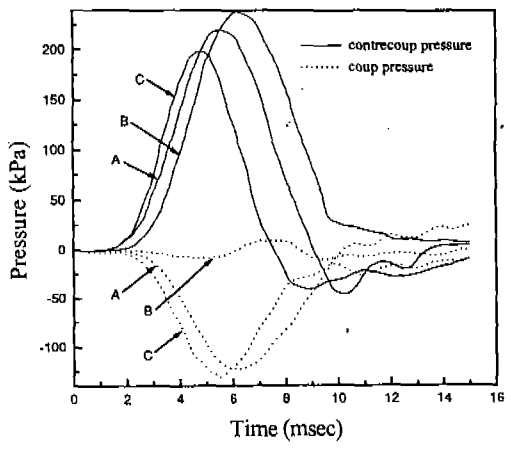


그림 8. 충격방향에 따른 뇌압의 변화
A : Occipital impact,
B : Crown impact
C : Side impact

3.2 유한요소모델을 이용한 해석예

모델에 대한 타당성이 검증되면 여러 가지 입력조건 및 구속조건 등을 인자로하여 해석을 시도할 수가 있다. 그림 8은 충격방향이 뇌의 손상에 미치는 영향을 관찰하기 위해, 모델 타당성 검토시 이용한 압력 데이터를 사용하여 후면, 두

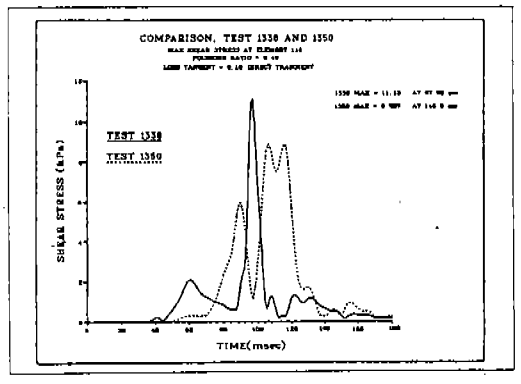


그림 9. 그림 5(A)에서 표기된 118번째 요소의 최대 전단 응력의 변화[4]

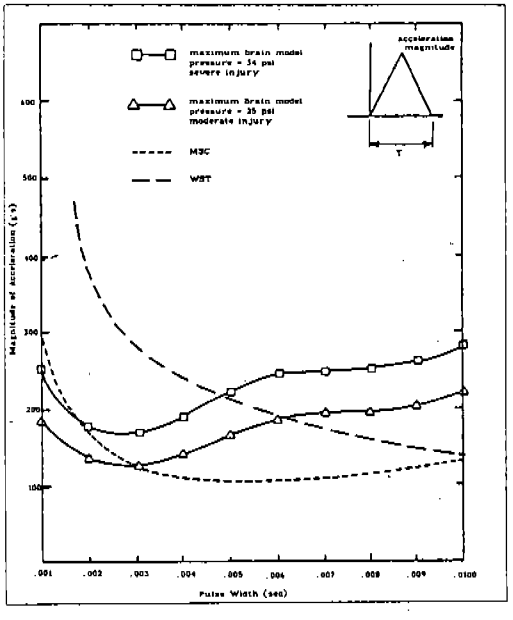


그림 10. 약한 부상과 심한 부상을 유발 시키는 뇌압과 WST, 최대스트레인 한계량과의 비교[17]

정면, 그리고 측면에 대하여 해석한 결과를 보여주고 있다. 타격지점과 타격 반대지점에서의 압력변화를 보면, 정면, 후면의 경우는 Gross의 공동 이론(cavitation theory or coup-contrecoup theory)이 관찰되었으며, 두정면 타격시는 타격지점에서는 높은 압력이 형성되나 반대지점에서는 거의 압력변화가 없음을 알 수 있다. 또한 타격반대 지점의 압력은, 후면부위를 타격할 때가 정면 타격할 때 보다 약간 높음을 알 수 있다. 이는 머리 부상환자중 후두골과 관자놀이뼈 부위의 뇌의 손상이 빈번하다는 임상 결과와도 잘 일치함을 보여준다.

그림 9는 Hybrid III 더미를 이용하여 충격시 머리부분의 전이 가속도 및 회전 가속도를 측정한 후 이를 이용하여 그림 5(A)에서 보여주고 있는 모델에 적용하여 얻은 최대전단 응력의 분포를 보이고 있다. 이와같은 해석을 통하여 각 요소에 대하여 구해진 전단응력으로부터 부상 예측이 가능해질 수 있다. 이와 같은 해석결과를 임상에서 얻어지는 정보와 잘 연계시킨다면 앞으로 더욱 정교한 모델을 제작할 수 있으리라 기대된다.

한편 그림 10에서 보여주고 있는 결과는 가해진 충격의 지속시간에 따른 압력과 가속도의 변화를 뇌의 최대허용가능 스트레인량과 충격부상의 척도 중에 하나인 WST(Wayne State Tolerance)와의 관계를 보여주고 있다. 이와 같은 해석 등을 통하여 기존의 더미를 이용한 실험으로부터 얻어지는 충격부상척도(이를 테면 HIC, WST, GSI(Gadd Severity Index))와의 관계 등을 찾아낼 수 있을 것이다. 그리고 앞으로 이와 같은 연구들을 서로 보완시킨다면 좀더 실제적인 안전도 기준을 밝혀내는데 기여할 수 있을 것이라 사료된다.

3. 맺음말

인체의 머리가 외부로부터 충격을 받을 경우 뇌에 발생되는 부상을 유한요소모델을 이용한 해석방법에 대하여 고찰하여 보았다. 이와 같은 해석은 현재 급증하고 있는 국내의 자동차 사고에

비추어 볼 때 매우 기초적인 연구과제로 시급히 연구되어야 할 분야로 여겨진다. 그리고 국내의 운전자 들의 운전 자세 및 운전 습관에 비추어 볼 때 외국에서 개발되어 사용되고 있는 보호장비를 사용할 경우 최대의 효과를 얻는데는 미흡한 점이 있으리라 사료된다. 따라서 국내인(동양인)에 대한 이와 같은 기본적인 연구를 계속적으로 수행함으로써 국내인(동양인)에 보다 적합한 보호장비들을 개발할 수 있을 것이며 아울러 성인 뿐만 아니라 어린이들에 대한 적절한 보호장비개발을 위해서도 이와 같은 해석에서부터 얻어지는 정보는 매우 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

1. Gennarelli, T. A., "Head Injury in Man and Experimental Animals : Clinical Aspects", Acta Neurochirurgica, 1983
2. Melvin, J. W., Lighthall, J. W., and Ueno, K., "Brain Injury Biomechanics", Accidental Injury(Ed. Nahum, A. M. And Melvin, J. W) Springer-Verlag, 1989
3. Kim, Y. E. and Nam, D. H. "Analysis of Intracranial Pressure Variation during Head Impact", KSAE, No.953857, 1995
4. Lighthall, J. W., Melvin, J. W. and Ueno. K., "Toward a Biomechanical Criterion for Functional Brain Injury", SAE Technical Paper, No.896074, 1989.
5. Cheng, L. Y., Rifai, S., Khatua, T. and Piziall, R. L., "Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury", SAE Technical Paper, No.900547, 1990
6. Shugar, T. A., and Katona, M. G., "Development of Finite Element of Head Injury Model" J. ASCE, Vol. 101, pp. 223~239, 1975
7. Khalil, T. B. and Hubbard, R. P., "Parametric Study of Head Response by Finite Element Modeling", J. of Biomechanics, Vol. 10, pp. 119~132, 1977
8. Shugar, T. A., "A Finite Element Head Injury Model", I and II, Civil Eng. Lab., USN, TR-R-854-1, 1977
9. Ward, C. C., Chan, M., and Nahum, A., "Intracranial Pressure-A Brain Injury Criterion", SAE Technical Paper, No. 801304, 1980
10. Hosey, R. R, "A Homeomorphic Finite-Element Model of Impact Head Injury", Ph. D. Dissertation, Tulane University, 1974
11. Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., "Human Head Dynamic Response to Side impact by Finite Element Modeling", Advances in Bioengineering ASME, BED -Vol. 17. pp. 601~606, 1990
12. Chu, C. S. and Lee, M. c., "Finite Element Analysis of Cerebral Contusion", Advances in Bioengineering ASME, BED-Vol. 20. 1991
13. Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., "Finite Element Modeling of Direct Head Impact", SAE Technical Paper, No. 933114, 1993
14. Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., "Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis", J. Biomech. Eng., Transations of the ASME, Vol.116, pp. 44 ~50, 1994
15. Ruan, J. S. and Prasad, P., "Head Injury Potential Assessment in Frontal Impacts by Mathematical Modeling", SAE Technical Paper, No.942212., 1994
16. Nahum, A. M., Smith, R. and Ward, C., "Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact", SAE Technical Paper, No. 770922, 1977
17. Viano, D. C., "Biomechanics of Head Injury-Toward a Theory Linking Head Dynamic Motion, Brain Tissue Deformation and Neural Trauma", SAE Technical Paper, No. 881708. 1988