

平成 27 年度 修士論文

自転車乗員の傷害事故における脳損傷評
価とヘルメットによる損傷軽減検証

首都大学東京大学院
システムデザイン研究科 博士前期課程
ヒューマンメカトロニクスシステム学域

学修番号 14889547

山田 昂

指導教授 青村 茂 教授

平成 28 年 2 月

目 次

第1章 諸言

| | |
|------------|---|
| 1.1 研究背景 | 4 |
| 1.2 研究目的 | 6 |
| 1.3 本論文の構成 | 7 |

第2章 頭部外傷

| | |
|-------------|----|
| 2.1 頭部外傷とは | 9 |
| 2.2 頭部外傷の病態 | 9 |
| 2.3 頭部外傷の分類 | 9 |
| 2.4 脳挫傷 | 10 |
| 2.4.1 概念と病態 | 10 |
| 2.4.2 先行研究 | 12 |
| 2.5 びまん性脳損傷 | 16 |
| 2.5.1 概念と病態 | 16 |
| 2.5.2 先行研究 | 17 |
| 2.6 頭部障害の基準 | 18 |

第3章 有限要素モデル

| | |
|-----------------------|----|
| 3.1 頭部構造 | 23 |
| 3.2 頭部有限要素モデルの構築手順 | 28 |
| 3.2.1 構築手順 | 28 |
| 3.2.2 頭部有限要素モデル | 29 |
| 3.3 頭部モデルの解析条件設定 | 37 |
| 3.3.1 解析環境 | 37 |
| 3.3.2 接触条件 | 37 |
| 3.3.3 解析に用いた材料 | 38 |
| 3.4 頭部モデルの妥当性の検証 | 39 |
| 3.4.1 Nahum の屍体実験との比較 | 39 |
| 3.4.2 Nahum の屍体実験 | 39 |

| | |
|--------------------------|----|
| 3.5 頭部インパクト有限要素モデル | 44 |
| 3.5.1 頭部インパクトの概要 | 44 |
| 3.5.2 頭部インパクトモデル | 45 |
| 3.5.3 頭部インパクト落下校正試験との比較 | 46 |
| 3.6 自転車用ヘルメット有限要素モデル | 49 |
| 3.6.1 自転車用ヘルメットの概要 | 49 |
| 3.6.2 自転車用ヘルメットモデル | 50 |
| 3.6.3 自転車用ヘルメット落下試験との比較 | 51 |
| | |
| 第4章 頭部有限要素解析 | |
| 4.1 頭部有限要素解析条件 | 55 |
| 4.1.1 頭部有限要素解析の概要 | 55 |
| 4.1.2 接触条件 | 55 |
| 4.1.3 解析の種類 | 55 |
| 4.1.4 評価する脳損傷と閾値 | 57 |
| 4.2 解析結果 | 58 |
| 4.2.1 ヘルメット装着の効果 | 58 |
| 4.2.2 衝突部位による発生する頭部傷害の違い | 65 |
| | |
| 第5章 結言 | |
| 5.1 結論・展望 | 74 |
| 参考文献 | 75 |

第 1 章

諸言

1.1 研究背景

厚生労働省による不慮の事故死亡統計[1]によると、平成 26 年度の不慮の事故死亡者数の死亡原因の 33%が交通事故や転倒・転落であり、頭部外傷による死亡者数が多いことが分かる。また、救急救命センターは、頭部外傷の適切かつ迅速な治療法が確立していれば防ぐことができた外傷は、全頭部外傷の 38.6%にも及ぶと報告している。さらに、外傷性脳損傷における社会問題として、問診などにより高次脳機能障害が疑われたとしても画像上所見が認められない場合には労災として認められないことや、交通事故による死亡者数の数倍以上の人々が後遺症に苦しんでいるなどということが挙げられる。

また、日本において自転車は身近で便利な乗り物として保有台数は年々増加傾向（2013 年全国自転車保有台数推計 7,155 万台、対前年伸び率 1.5%）にある。日本の 2014 年の交通事故における死傷者数の構成率を Fig.1.1.1 に示す。交通事故全体の死亡者だけを見ると、歩行者が最も多く、自転車は 13%であった。歩行者と自転車乗員は交通弱者であるが、歩行者の保護対策として、日本では車のボンネットに対する安全基準が導入された。しかし、自転車乗員保護のための対策は特に何もない。また、交通事故における自転車乗員の損傷主部位をみると、死亡者では頭部がもっとも割合が多いことがわかる（Fig.1.1.2）。

交通事故やスポーツ事故時に、人間の頭部に何等かの衝撃が加わった場合に生じる外傷性脳損傷は局所性脳損傷とびまん性脳損傷に大別される。硬膜下血腫、脳挫傷、脳内血腫などが局所性脳損傷に分類され、画像診断などにより病理所見を示すための診断が比較的容易である。一方、びまん性脳損傷とは、広域的な神経学的機能障害を指し、脳全体に加速度衝撃を受けた際に、神経細胞を構成し情報伝達の役割を担う軸索と呼ばれる神経の損傷が脳内の様々な部位で見られる損傷である。びまん性脳損傷は重症度によって脳振盪とびまん性軸索損傷（Diffuse Axonal Injury: DAI）に分類される。脳振盪は意識喪失が 6 時間未満であり、一般に後遺症は残らない。DAI は意識喪失が 6 時間以上であり、重度の場合には死に至り、中、軽度の場合でも深刻な高次脳機能障害の後遺症が残る[2]。現状では、これら神経損傷に対して非侵襲の適切な観察法がなく、その有無、及び損傷部位や重症度を客観的に診断できないという問題がある。実際の医療現場では、受傷直後から 6 時間以上の意識喪失があり、MRI において出血や脳浮腫がみられる場合に DAI と診断される。また、死亡症例では、脳切片から DAI の痕跡であるリトラクションボールが観察された場合に、DAI と診断される。しかし、生存例において軽度、中度の DAI では、MRI において大きな異常がみられない場合が多く、ベテランの医師でも診断が困難であり、DAI と診断されずに、後遺症に苦しんでいる人が多く、社会問題になっている。

これらの理由より、脳損傷の発症メカニズムの解明が求められているが、倫理的な理由により屍体、生体を用いての実験が困難であるため、人間頭部有限要素モデルを用いた数値解析が有効な手法と考えられる。有限要素モデルは頭部の複雑な形状を詳細に構築し、様々な構成要素の物性を再現することができる。さらに、人間の屍体での研究には制限があり、屍体実験を行ったとしても脳内の力学的パラメータの分布を明らかにすることは困

難である。しかし、有限要素モデルを利用することで頭部全体での様々な力学的パラメータの分布の計算が可能である。頭部有限要素モデルは 1970 年代から頭部損傷の発症や部位を予測するツールとして注目を浴び始めた。頭部有限要素モデルは Ward と Thompson[3] によって初めて提案され、その後数十年間でいくつものモデルが提案されている。生体内の脳の物性は非線形粘弾性や異方性の挙動をもつとされているが、生体内での適切なデータが無かったのでこれらのモデルの脳の物性は弾性体や粘弾性体の等方性材料で構成されているものがほとんどである。一方近年、革新的な画像技術の拡散テンソル画像法 (DTI: Diffusion Tensor Imaging) によって水分子のブラウン運動を 3 次元で追跡することが可能になり、それによって人間の脳内の神経線維の解剖学的構造が明らかとなった。水分子の拡散は脳の白質で異方性を持ち、神経の方向に有意に拡散することが分かった[4]。Willinger らは DTI を用いて脳内の異方性を実装した頭部有限要素モデルを開発し、頭部有限要素モデルに異方性情報を実装することで、脳組織の変形を予測する際に大きな影響を及ぼすことを示した[5]。また、Rika らは脳内の白質の構造に異方性を組み込むことで、組織レベルの損傷を評価する際に損傷部位の予測に大きな影響を及ぼすことを示した[6]。

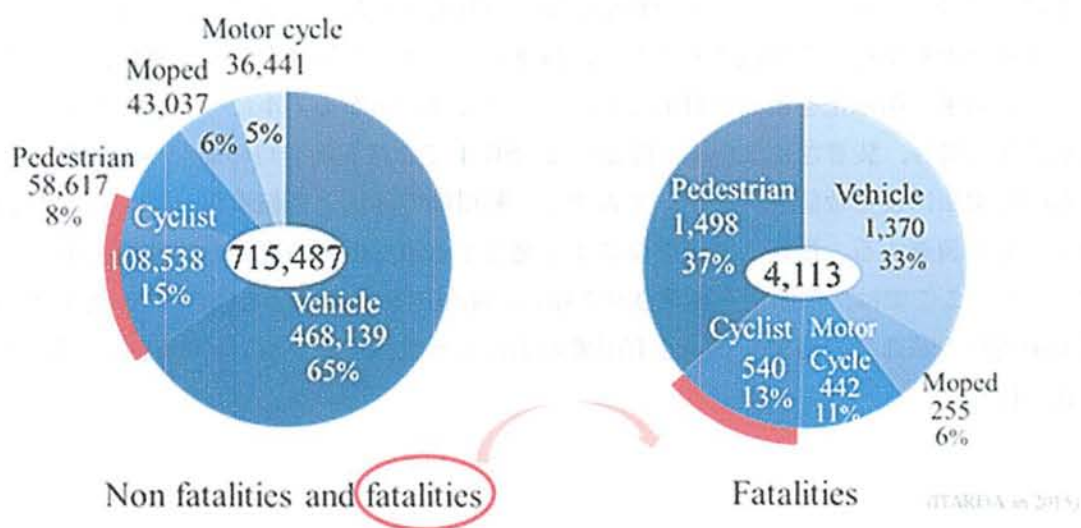


Fig.1.1.1 日本の交通事故における死傷者数

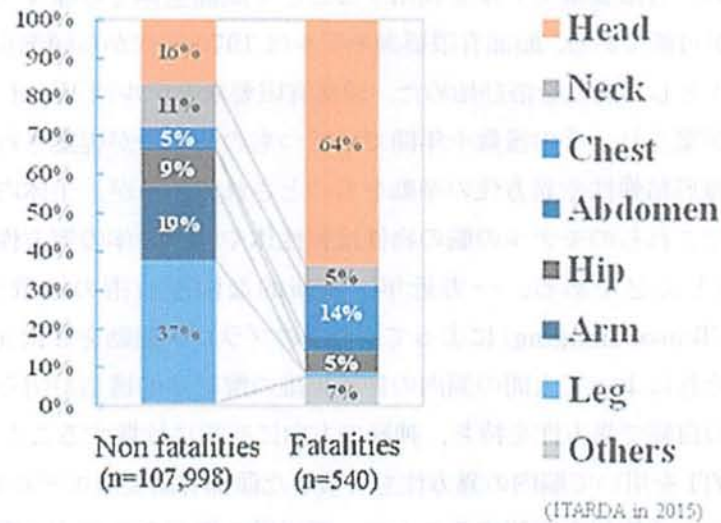


Fig.1.1.2 交通事故における自転車乗員の損傷主部位

1.2 研究目的

本研究では、ヘルメットモデルの構築を第一の目的とした。ここでは、ヘルメットモデルと実物との衝撃特性を比較することで、構築したモデルの検証を行う。更に、ヘルメット装着の効果の明確化を第二の目的とした。ここでは、頭部モデルにヘルメットモデルを装着させた場合、装着させなかった場合の2条件下での路面衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価と自転車用ヘルメットの損傷軽減効果を調査する。最後に衝突部位による発生する頭部傷害の違いの明確化を第三の目的とした。ここでは、前頭部を衝突させた場合、側頭部を衝突させた場合の2条件下での路面衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価を行う。

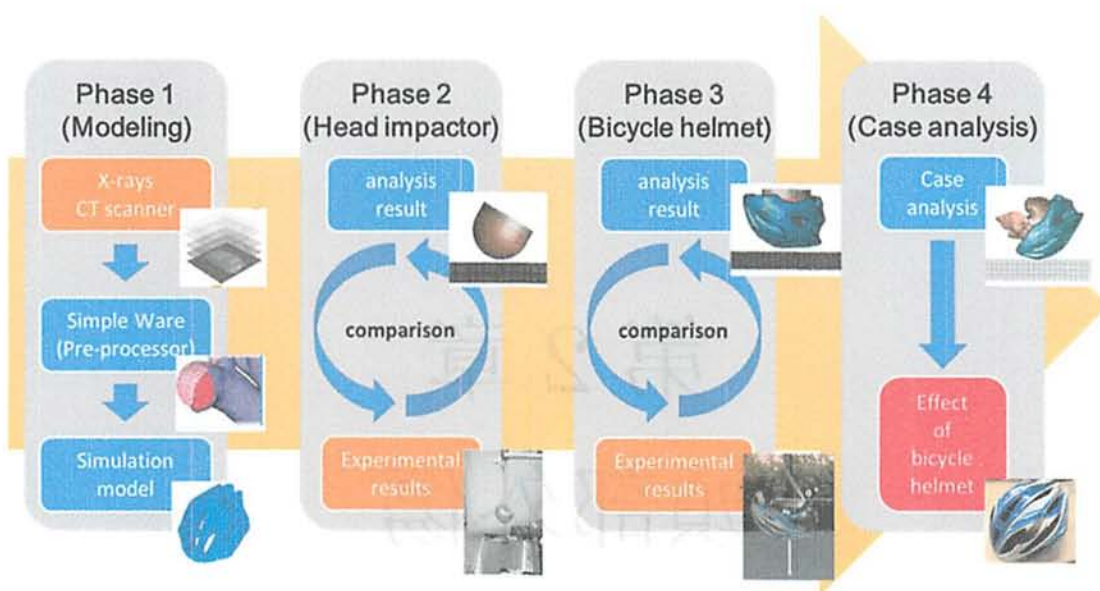


Fig.1.2.1 研究概要

1.3 本論文の構成

第 1 章…本研究の研究背景および研究目的について述べる。

第 2 章…本研究の対象である頭部外傷の概要と発症メカニズムに関する仮説、過去に行われた研究について述べる。

第 3 章…本研究で用いた有限要素モデルの構築方法とその妥当性の検証について述べる。

第 4 章…本研究で行った有限要素解析の手法と結果について述べる。

第 5 章…本研究の結論および今後の展望について述べる。

第2章 頭部外傷

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

頭部外傷の診断と治療

2.1 頭部外傷とは

頭部外傷とは、直接又は間接的に頭部に外力が作用して頭蓋内外の組織に器質的または機能的損傷を生じるものを総称する。また、受傷後の合併症や後遺症など頭部外傷として扱われる。損傷を受ける組織は軟組織、頭蓋骨、髄膜、脳実質、脳神経、血管など頭部全てを含む。疾患名や診断名は損傷した組織の組み合わせや損傷の程度で決定される。一般に最も代表的な損傷名を持って疾患名または診断名とされる。

厚生労働省発表の人口動態統計（平成 21 年）によると、傷病及びその他の外因死の総数は 73,598 人であり、このうち不慮の事故死が 37,756 人と最も多い（51.3%）。不慮の事故は全年代における死因の第 5 位であり、特に 1～19 歳の若年層においては死因の第 1 位である。不慮の事故死の中では転倒・転落事故が 2 番目に多く（19.4%）、続いて交通事故（19.3%）が多い。交通事故による死因の 50%以上が頭部外傷によるものであり、また、脳・脊髄外傷による死亡のうち、外傷の要因が交通事故であるものは約 60%である。このように、頭部外傷は交通事故とそれを原因とした死亡と密接に関係している。また、2008 年の 1 年間の頭部顔面外傷による死亡者数は 21,967 人であり、このうち 8,905 人は頭蓋内損傷による死亡者である。自動車事故による死亡者数は 1970 年にピークに達した。その後減少傾向にあったが、1985 年以降再び増加している。交通事故以外の労災やスポーツ外傷なども合わせると、頭部外傷者は年間約 30 万人に達する。このうち約 1 万人が頭部外傷で死亡していると推定される。しかも青壮年だけでなく高齢者層が著しく増加しており、大きな社会問題となっている。

2.2 頭部外傷の病態

頭部外傷患者の診断や治療を考える場合、その損害の部位や程度を的確に評価することが大前提となる。頭部外傷による傷害は、基本的には生体への力学的現象の結果である。したがって頭部外傷の受傷機転や発生メカニズム、病態をよく理解しておく必要がある。頭部外傷の種類や程度は、

- 1) 頭部への衝撃(強さ、部位、方向など)
- 2) 傷害の解剖学的部位(軟組織、頭蓋骨、脳実質など)
- 3) 臨床症候

の 3 つの組み合わせにより形作られる。その後の病態は生体反応の結果として、受傷後の時間経過によって刻々と変化する。

2.3 頭部外傷の分類

交通事故やスポーツ事故時に、人間の頭部に何らかの衝撃が加わった場合、脳には様々な頭部外傷が起きる。頭部外傷は局所性脳損傷とびまん性脳損傷に大別される。局在性脳損傷の代表的なものに脳挫傷、びまん性脳損傷の代表的なものに脳振盪とびまん性軸索損傷（Diffuse Axonal Injury: DAI）がある。脳挫傷は、外部衝撃によって頭蓋内部の脳実質

が出血を伴う損傷であり、衝撃側に生じる **coup contusion** と対極側に生じる **contrecoup contusion** がある[7]。発症原因として頭蓋内に生じる圧力変動が疑われている[8][9]。びまん性脳損傷は、脳全体に加速度衝撃を受けた際に、神経細胞を構成し情報伝達の役割を担う軸索と呼ばれる神経が脳内の様々な部位でみられる病態である。脳振盪は意識喪失が 6 時間未満であり、一般に後遺症は残らない。DAI は意識喪失が 6 時間以上であり、重度の場合には死に至り、中、軽度の場合でも深刻な高次脳機能障害の後遺症が残る。しかし現状では、これら神経損傷に対して非侵襲の適切な観察法がなく、その有無、及び損傷部位や重症度を客観的に診断できない。

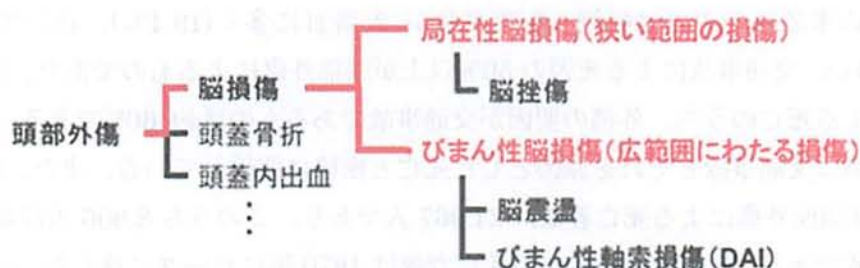


Fig.2.3.1 頭部外傷の分類

2.4 脳挫傷

2.4.1 概念と病態

脳挫傷は脳皮質の毛細血管や小動脈周囲の出血を特徴とする脳損傷であり、重症例においては脳白質におよぶ脳実質内出血を生じることもある。さらに、受傷後の時間経過に伴い壊死巣が形成され、楔状の病巣が形成される。発症部位は一般的に前頭葉下面、前頭極、側頭葉下面および側頭極に好発し、後頭葉ではしにくいと言われている。また、脳挫傷は打撃を受けた側に生じる **coup contusion** と打撃部の反対側に生じる **contrecoup contusion** とに分類される。**coup contusion** および **contrecoup contusion** は、頭部に打撃を受けた際に必ず発症するわけではなく、打撃の種類や打撃を受けた部位などによって発症しやすさに傾向があることが、症例の統計から推測されている。

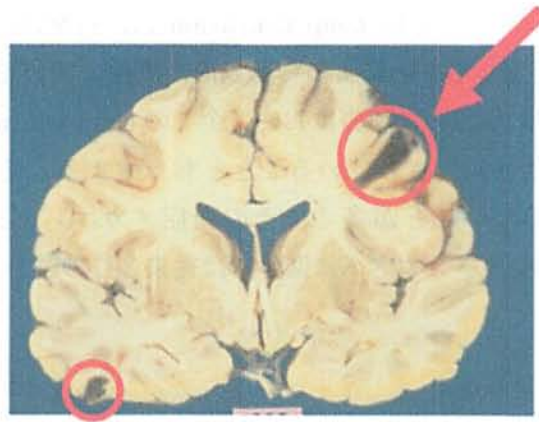


Fig.2.4.1 打撲による脳挫傷例. 写真右上方向からの打撲により、打撃位置に coup contusion 反対側に contrecoup contusion が見られる[横浜市立大学藤原研究室提供]

藤原らは、頭部に打撃を受けて死亡した 105 例について、頭部への打撃の種類（打撲、転倒、転落）および打撃部位（前頭部、後頭部、側頭部）別に、脳挫傷を coup contusion と countercoup contusion とに分けて比較した結果を報告している。

その報告によると、側頭部打撃の場合、打撲例の 88.9%において coup contusion 優位であり、転倒例では 90.0%において contrecoup contusion 優位、転倒例ではほぼ全例において contrecoup contusion のみを認める。

前頭部打撃の場合、打撲の全例において coup contusion のみを認め、転落の 91.0%において coup contusion のみを認め、残りの例においては coup contusion とともに、本来脳挫傷の発症頻度の低い後頭葉に contrecoup contusion を認める。

後頭部打撃の場合、打撲例の全例において発症しにくいとされている coup contusion が優位に認められ、転落例の 98.0%において contrecoup contusion 優位である。また、転倒例ではほぼ全例において contrecoup contusion のみが認められると報告している (Table2.4.1)。

Table2.4.1 脳挫傷の発症傾向⁹⁾

| 打撃部位 | 打撃の種類 | Coup Contusion優位 | Contrecoup Contusion優位 |
|------|-------|---------------------|---------------------------|
| 前頭部 | 打撲 | 100 % | 0 % |
| | 転落 | 91 % | 9 % |
| 後頭部 | 打撲 | 100 % | 0 % |
| | 転落／転倒 | 0 % | 98 % |
| 側頭部 | 打撲 | 88.9 % | 11.1 % |
| | 転落／転倒 | 5 % | 90 % |

脳挫傷の発症メカニズムとしては、coup contusion は、打撃部位の頭蓋が局所的に湾曲し、さらには陥没骨折を生じることによって脳表面が直接に損傷を受けてできると言われている。このことは前述の藤原らの報告において全ての coup contusion が骨折のある部位に一致して存在していたと報告されていることとも一致する。それに対し、contrecoup contusion は骨折を伴わないことが多く、その発症メカニズムは解明されていない。contrecoup contusion の発症メカニズムに関しては従来多くの説が発表されている。主な説は次節の5つである。

2.4.2 先行研究

1) Courville の説[10]

頭部打撃により打撃部位の脳内に生じた応力波が脳実質内を伝わり、この波の伝播方向にあたる反対側の脳実質が頭蓋内面に強く打ち付けられることにより生じるとする説。

2) Gross の説[11]

頭部への加速度衝撃が打撃側の頭蓋内に陽圧、反対側に陰圧を生じさせ、この反対側に生じた陰圧により生じたキャビテーションバブルが崩壊するときに、その部の脳組織や脳血管を破壊することにより生じるとする説。

3) Lindenberg の説[12]

頭蓋変形により生じる圧力変化である deformation pressure と頭蓋と脳の相対変位により生じる圧力変化である acceleration pressure により生じるとする説。

頭部打撃時は、打撃側では deformation pressure の陽圧と acceleration pressure の陽圧が合わさることで coup contusion を生じ、打撃の反対側では deformation pressure の陽圧と acceleration pressure の陰圧が打ち消しあうため contrecoup contusion が生じにくい。

転倒して頭部に打撃を受ける場合は、打撃側では deformation pressure の陽圧と acceleration pressure の陰圧が打ち消しあうため coup contusion を生じにくく、打撃の反対側では deformation pressure の陽圧と acceleration pressure の陽圧が合わさることで contrecoup contusion を生じるとする説。

4) Gurdjian の説[13]

頭蓋そのものの解剖学的特徴によるとする説。眼窩上壁に凹凸が多いこと、蝶形骨の小翼が鋭い辺縁を有していること、そして前頭蓋窩と中頭蓋窩の間が柵状に区切られていることにより、頭蓋内で脳が運動をする際にこれらの骨構造に打ち付けられるために脳挫傷を生じるとする説。

5) Holbourn の説[14]

頭蓋冠などのように脳と頭蓋がラフもしくはスムーズに接している部分では脳挫傷は起こりにくいですが、頭蓋底とくに前頭蓋窩や中頭蓋窩のような脳が頭蓋にびっしり取り囲まれている部分では回転運動により脳組織にせん断力が働くため、脳組織の破壊や脳血管の破綻をきたし、脳挫傷を生じるとする説。

Gurdjian や Holbourn の仮説では、前述の藤原らの報告にある側頭部の打撲の際に contrecoup contusion を生じがたいことの説明は困難である。さらに、前頭部の転落により後頭葉に contrecoup contusion を生じたことを説明することができない。Gross や Courville の仮説では、打撃部位に関わらず contrecoup contusion を生じることの説明はできるが、打撲例では contrecoup contusion を生じがたいことの説明が困難である。Lindenberg の仮説では、打撲と転落、転倒を区別して扱うメカニズムであるため、藤原らの報告にも適合するが、前頭部の転落例において coup contusion が優位に見られることが多いことの説明は困難である。

このように contrecoup contusion の生成メカニズムに関してはいくつか仮説が存在するが、全ての症例を説明できる仮説は出てきていない。

—死体実験—

Nahum らは人間の死体を使った打撃実験を行った。打撃箇所は前頭部で実験を行った結果後頭部に陰圧が発生することを示した[15]。

King らは人間の死体を使った打撃実験を行った。頭蓋と脳実質にそれぞれマーカーを埋め込み衝撃時の相対変位を高速度カメラでとり、頭蓋内の部位によって変位量に変化があることを示した [16]。

—動物実験—

菊池らはニホンザル、アカゲザル、カニクイザル、エチオピアヒヒの4種類合計63尾を使用し、並進衝撃、回転衝撃、無拘束衝撃の3種類の衝撃条件を与える実験を行い、一定の損傷が発生する際の頭部加速度、持続時間を求めた。頭部損傷については並進衝撃でほとんどなく、回転衝撃、無拘束衝撃では頭蓋骨骨折、脳挫傷が多く発生した[17]。

—ダミーモデル実験—

藤原らは人間の頭部を模したダミーモデルを用いて後頭部を打撃した際に前頭部頭蓋内に陰圧が発生することを確認している[18]。

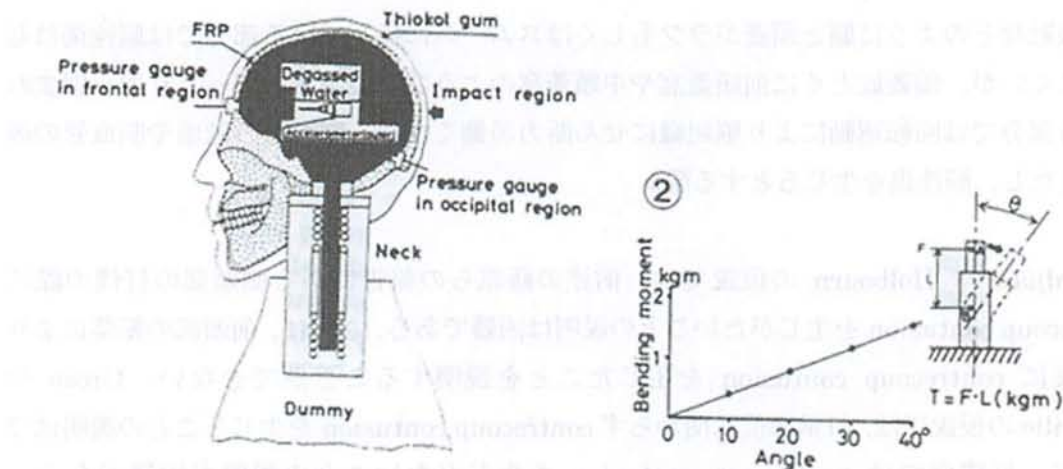


Fig.2.4.2 ダミーを用いた実験（内部は水で満たしてある）[18]

—単純モデル実験—

西本らは頭蓋の衝撃特性について調べるために、前頭部衝撃と後頭部衝撃の双方において前頭葉下面に脳挫傷が発生しやすいことを踏まえ、標本用ヒト頭蓋骨の衝撃実験を実施した。衝撃点と対局側の歪応答から求めた衝撃応答比の部位別の比較により、頭蓋骨の前頭蓋低眼窩上壁の衝撃応答が前頭葉下面の脳挫傷の発生に関係するのではないかという結論を得ている[19]。

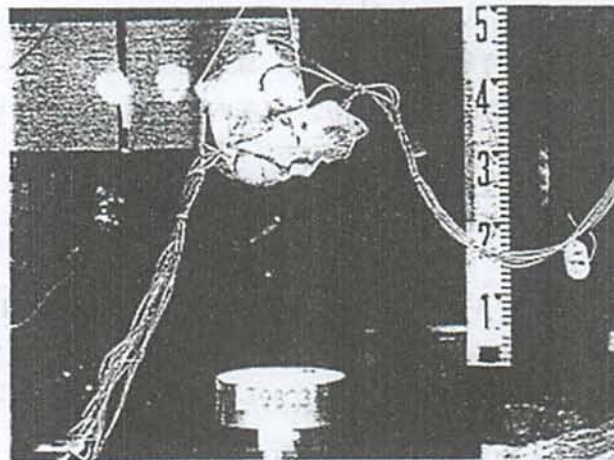


Fig.2.4.3 頭蓋骨の衝撃応答実験[19]

W.Goldsmith らは容器内部の圧力について調べるために、アルミ及びアクリル製の中空容器の中に蒸留水を満たし、鉄球で打撃した際の表面における歪の伝播と球内部で水を伝播する圧力について調べた[20][21]。

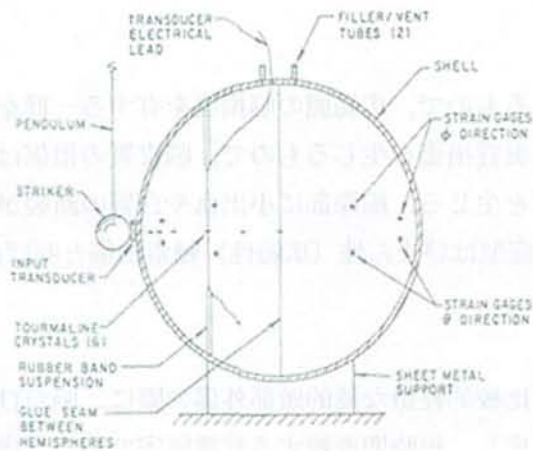


Fig.2.4.4 水で満たしたアクリル球の打撃実験[20][21]

—有限要素モデル用いた研究—

WITTEK らは 3 次元矢状断面モデルへの加速度入力の影響を調べるために、ヒト頭部 3 次元モデルを矢状断面でスライスしたものについて、脳と頭蓋の境界条件の影響を見た。角加速度を与えるものとし、最大角速度 16rad/s 、最大角加速度 5000rad/s^2 を与えた時の内部応力やひずみから頭蓋・脳（CSF を除いたモデル）で要素間の固着は単純化しすぎであり、slide タイプの使用には計算上の反応が多く見られるため注意が必要との結論を得た [22]。

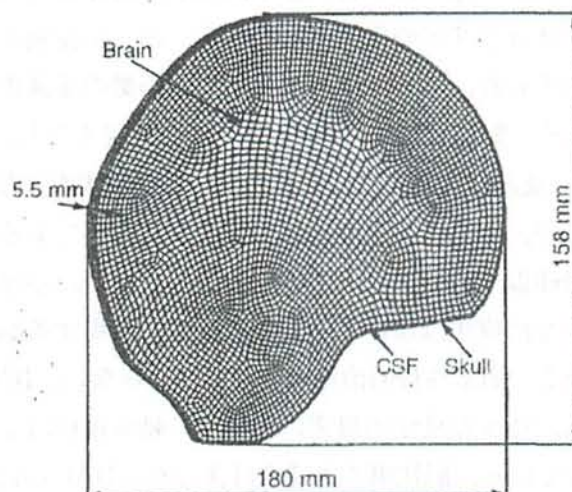


Fig.2.4.5 矢状断面のみの単純化したモデル[22]

2.5 びまん性脳損傷

2.5.1 概念と病態

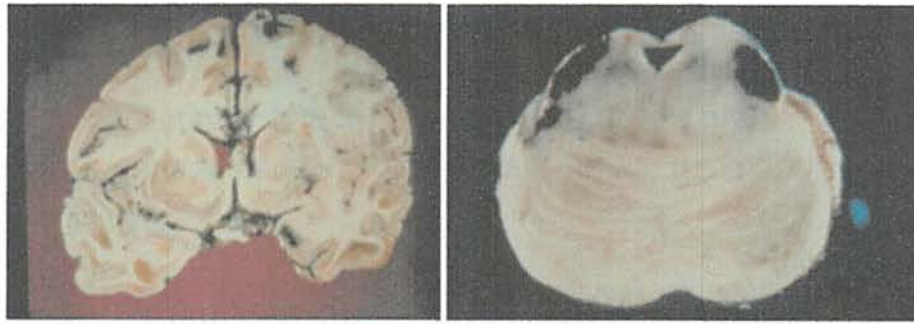
局所性脳損傷に対比されるもので、広範囲の脳損傷を有する一群を指す。脳震盪からさらに意識障害が長く続く脳実質損傷を生じるもので、脳皮質の損傷は軽いにもかかわらず重篤かつ長期間の意識障害を生じる。脳深部に小出血や白質の断裂が多発性かつ広範にみられるものである。最も重症型はびまん性（広範性）軸索損傷と呼ばれる。

—脳震盪(Concussion)—

スポーツ頭部外傷など比較的軽微な鈍的頭部外傷の際に、脳がびまん性に傷害されることによって受傷直後に発症し、短時間継続する意識障害である。病理形態学的変化を残さず、可逆性の損傷である。

—びまん性軸索損傷(Diffuse Axonal Injury : DAI)—

DAI はびまん性脳損傷の代表的なものの一つである。DAI は脳内の主要な軸索損傷の約半分(48.2%)で生じ[23]、これは TBI による死亡原因の第 2 位にあたる[24]。DAI は軸索の急激な伸張により破断することで生じ[25,26]、切断された軸索が細胞核の中へと収縮していき、直径 $30\mu\text{m}$ のリトラクションボールとなり[27]、軸索の変性へと続く。形態学的に脳幹の背外側および脳梁の肉眼的病巣として、受傷の初期には小出血巣が認められる。組織学的には組織の希薄化病巣や Axonal Retraction Ball がみられ、受傷後時間の経過につれて嚢胞性病巣となる。また、大脳、小脳、ならびに脳幹の白質の軸索へのびまん性損傷として受傷後数日以内に組織学的に Axonal Retraction Ball が認められ、受傷後数週間後にはこれらは消失し、ミクログリアの集簇が見られる。さらに長期の生存例においては、白質の軸索束の変性が認められ、数ヵ月後の生存例では脳梁の菲薄化、白質の萎縮及び脳質全体の拡大が認められる。また、意識障害が 6 時間以上継続するものであり、高度の DAI においては 24 時間以上に及ぶ。典型的には受傷直後から昏睡状態となりそのまま死亡するか、植物状態に移行するか、重篤な高次脳機能障害を残すものである。交通事故などの激しい加速損傷で生じ、脳挫傷や脳内血腫、頭蓋骨骨折は少ない。びまん性軸索損傷は一次性脳損傷であり、根本的な治療法はない。そこで二次的に発現する脳虚血や頭蓋内圧亢進に対する治療が主体となる。通常外科的治療の適用にはならない。ICU の管理下に、様々な治療が行われる。また、様々な疫学の研究によると、軸索損傷は主に白質か灰白質の境界部に集中すると言われている。脳挫傷や血腫とは異なり、DAI の診断は難しく、時に通常の医療画像技術では目に見えないことがある。よって、DAI の予測因子として働く適切な脳内の機械的パラメータの決定は、発症部位を決定するのに一般的な手法である。



(a) 脳梁部の損傷

(b) 脳幹背外側の損傷

Fig.2.5.1 びまん性軸索損傷の症例[横浜市立大学藤原研究室提供]

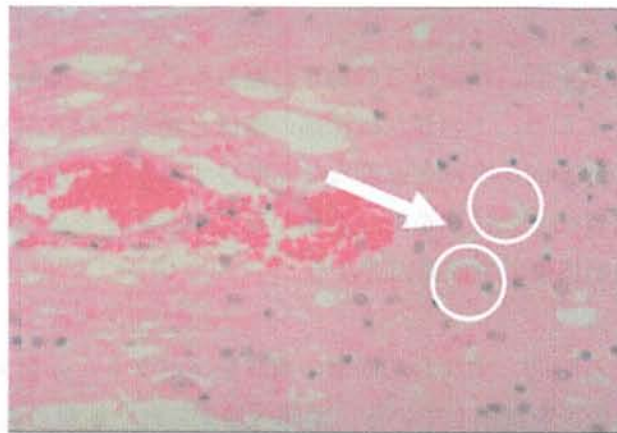


Fig.2.5.2 Retraction Ball の検出[横浜市立大学藤原研究室提供]

2.5.2 先行研究

—DAI を生じやすい外傷—

Adams et al.による 151 の部検例では、外傷の原因として交通事故が 46%、転落・転倒事故が 43%、頭部への打撲の例が 9%であると報告されている[28]。また、DAI を認めた 45 例の部検例のうち交通事故が 33 例、転倒・転落事故が 5 例と述べている。Adams et al.の報告と Imajo and Roessman[29]や Blumbergs et al.[30]の報告により、一般に DAI は交通事故の際の外傷によって発生し易いものと考えられる。

—DAI および脳震盪の生成機序—

DAI および脳震盪の生成機序に関する諸説を紹介する。

・Denny-Brown and Russell[31]

サルを用いた動物実験より、加速度運動が脳震盪生成に関わる重要な要因であるとしている。

・Ommaya and Gennarelli[32]

脳震盪は線形加速度では生じないが、頸椎の低い位置を回転中心とする回転加速度では

容易に生じると報告している。

- Gennarelli et al.[33][34]

サルを用いた動物実験により、DAI と脳震盪はともに頭部への角加速度衝撃によって生じること、DAI は脳震盪と比べ頭部への衝撃が強く、かつ衝撃持続時間が長い場合に発生することを報告している。

- Holbourn[35],[36]

頭部に与えられた回転運動により、脳内に生じるせん断ひずみが DAI および脳震盪の生成原因であるという説を立てている。

—脳挫傷、DAI および脳震盪を一括して脳損傷としたときの生成機序—

- Ommaya[37]

頭部に回転運動が生じる際、頭蓋はこの動きに遅れることなく運動するが、脳は慣性のためこの動きに遅れを生じる。この遅れは深部の脳ほど顕著になるため、脳の表面から中脳や間脳など脳の中心部へ向かうほど高度なせん断ひずみが生じる。特に硬膜や蝶形骨の小翼・大翼のような材質的または構造的な変化の存在する部位ではひずみが大きくなり、このひずみがびまん性脳損傷の生成原因となる。

- Willinger[38]

頭部へ衝撃が作用する時間、すなわち衝撃の周波数スペクトルの最大周波数が重要な因子であるとする新たな仮説を提唱している。頭部へ加えられた衝撃の周波数が 100Hz 以下の持続時間の長い衝撃(soft impact)の場合、せん断応力により DAI などのびまん性脳損傷を生じる。一方、100～800Hz の持続時間の短い衝撃(hard impact)である場合、脳と頭蓋との間に相対的な運動が生じることにより脳皮質や脳の辺縁部に局在性の脳挫傷を生じる。また、100～200Hz の領域は脳の共振周波数と一致し、大脳内の損傷とともに頭蓋と脳表面の相対変位が起きることにより脳表面の損傷も発生する。

2.6 頭部障害の基準

30 年以上にわたり、衝撃条件下で頭部外傷を引き起こすメカニズムの評価、ならびにそれに関連した人体頭部の耐性レベルを確立するための研究がおこなわれてきた。原則として耐性レベルは、例えば神経、血管、骨組織のような頭部の構成組織それぞれに対して作成しなければならない。これらの耐性レベルは応力とひずみから定式化されることが考えられる。しかし実際の場合には、局所的な組織の荷重は分からない。従って局所的な組織の荷重の指標として外部荷重がしばしば用いられ、頭部障害基準と閾値は、例えば頭部加速度のような全体の運動データから定式化されることが多い。全体運動データが単純な集中質量モデルへの入力として用いられることもあるし、モデルの挙動が障害発生の予測として用いられることもある。ここでは、最も一般的に用いられている障害基準について述べる[39]。

【Wayne State 耐性曲線】

頭部耐性の広範囲の定量化を最初に行ったものが Wayne State 耐性曲線[40][41](Wayne State Tolerance Curve, WSTC)である。WSTC は現在最も受け入れられている傷害基準の基礎となっており、頭部接触衝撃時に同様の頭部重傷度を与える並進加速度レベルと衝撃波持続時間の関係を与える。

Fig.2.6.1 に現在認められている WSTC の形を示す。縦軸は「有効 (effective)」または平均加速度（後頭部で測定）を表し、横軸はこの加速度の持続時間を表す。加速度と時間の組み合わせがこの曲線より上にあると重傷の脳損傷となる可能性があり、この曲線より下では人体耐性レベルより下にとどまる。この曲線を求めるために以下のような実験データが用いられた。

- ・短い衝撃波持続時間（1～6ms）について：防腐処理をした屍体頭部の頭蓋骨線状骨折（脳震盪と強い関連性がある）とされている）を引き起こす加速度レベル。
- ・中間の衝撃波持続時間（6～10ms）について：屍体と動物の脳圧応答を比較した実験における加速度レベル。
- ・長い衝撃波持続時間について：ボランティア試験によって得られた加速度レベルで、脳損傷を引き起こさない加速度である。従って WSTC の漸近値として考えられる。この漸近値はもともと 42 であると提案されたが後に 80 への引き上げが提案された。

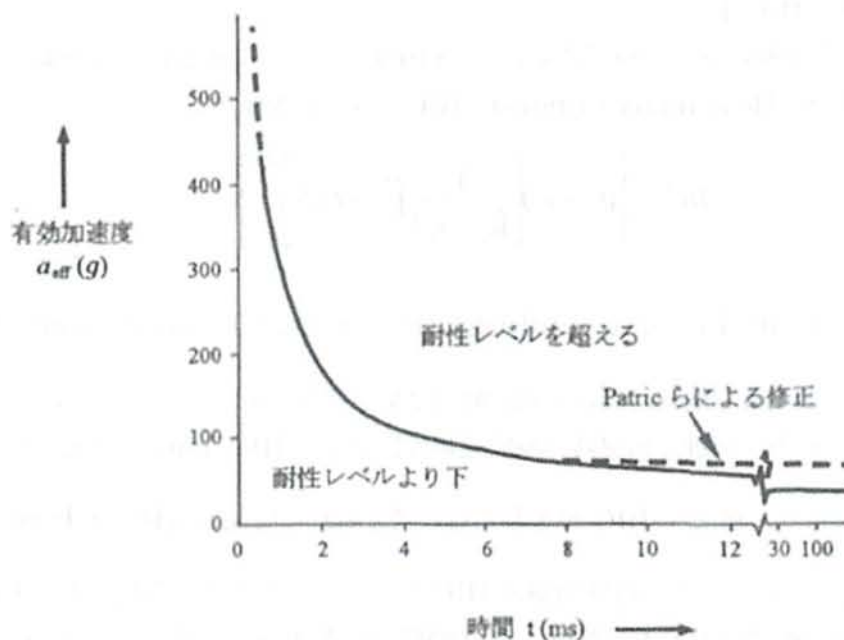


Fig.2.6.1 Wayne State 耐性曲線[39]

WSTC を用いるときに留意しておくべき点は、この曲線を確立する際に、防腐屍体（新鮮屍体と対照的）を用いていること、前頭部を剛体平面または緩衝材を取り付けた平面に

衝突させていること、圧力変換器を頭蓋に挿入し、加速度計を後頭部の中心に固定することによって測定を行っていることである。WSTC は日本でも行われた実験によっても立証されており、そこから Japan Head Tolerance Curve (JHTC) が求められた。WSTC と JHTC はよく似ており、特に衝撃持続時間が 1ms から 10ms の間がよく類似している。

【Severity Index】

加速度波形は複雑であり、これを WSTC によって評価するとき、有効加速度の決定という困難な問題が発生する。この問題を解決するために Gadd は Severity Index (SI) を確立し、衝撃波を重み付けした基準を作成した。頭部に関しては次のようになる。

$$SI = \int_0^T a(t)^{2.5} dt$$

ここで $a(t)$ は g で表した加速度、 T は衝撃波持続時間(s)、 t は時間 (s) である。

重み付け係数 2.5 は頭部のみに適用され、これは 2.5ms から 50ms の間について両対数でプロットした WSTC の直線近似に主として基づいている。前方衝撃時の脳震盪に関して Gadd により提案された SI の閾値 (耐性値) は 1000 である[42][43] (従って SI は 1000 を超えるべきではない)。また Gadd は後頭部で計測した衝撃方向の頭部単軸加速度を用いた。非接触衝撃に関して、Gadd は脳震盪に対する耐性値 1500 を提案した。

【頭部傷害基準 (HIC)】

WSTC と SI の比較に基づく研究に応じて、米国政府によって新しい頭部の傷害基準として、頭部傷害基準 (Head Injury Criterion, HIC) が定義された。

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{\max}$$

ここで $a(t)$ は重力加速度 g で表した (頭部重心位置で測定した) 頭部合成加速度、 t_1 、 t_2 は HIC が最大値をとる時間間隔における初期時刻と最終時刻 (s) である。

SI と同様に、前方 (接触) 衝撃時の脳震盪耐性値として HIC 1000 が規定されている。

実際的な理由により、適切な HIC 値を与えると考えられる時間間隔 $(t_2 - t_1)$ の最大値は、36ms に設定されていた。この時間間隔は HIC の計算に大きな影響を及ぼす。近年、HIC の使用を強い接触衝撃に限定するために、この時間間隔を 15ms に減らすことが提案されている。

Newman によって、ダミー、屍体、数学モデルを用いた事故再現により得られた HIC 値が集められた[44]。この結果を Fig.2.6.2 に示す。Newman はこれらのデータから HIC と AIS (Abbreviated Injury Scale, 簡易式外傷指数) の間には相関関係はないと結論付けた。

HIC の重大な欠点は、WSTC が人間の頭部障害と生体代用物の間で加速時間応答の機能的関係(functional relationship)を欠いていること、及び HIC が頭部運動のうち並進のみを考慮していることにある。

これらの欠点にもかかわらず、HIC は自動車研究において頭部外傷に対して最も一般的に用いられている評価基準である。HIC は接触と非接触を区別する適切な識別子(discriminator)と信じられており、接触衝撃ではより高い値を示す。さらに Fig.2.6.2 に示したデータでは衝撃条件と被験者によるばらつきが限定されていないため、頭部衝撃応答には明らかに大きな差が生じている。前方衝撃の屍体実験データのみを選択すれば、HIC は重症とそうでない衝撃とを区別する合理的な識別子である。

HIC と重症度の解析から得られる重要な結論は：

- ・ HIC は並進加速度のみを考慮しているが、頭部の生体力学応答には頭部外傷を起こすと考えられている角運動も含まれている。
- ・ HIC は強い接触が起きるときにのみ妥当な結果となるため、持続時間の限られた衝撃にしか適用できない。
- ・ HIC は WSTC に基づいており、それは前後方向に負荷された実験対象から得られたものである。
- ・ 頭部外傷と頭部衝撃応答の関係を明らかにするためには、さらに詳細な重症度の分類が必要である。

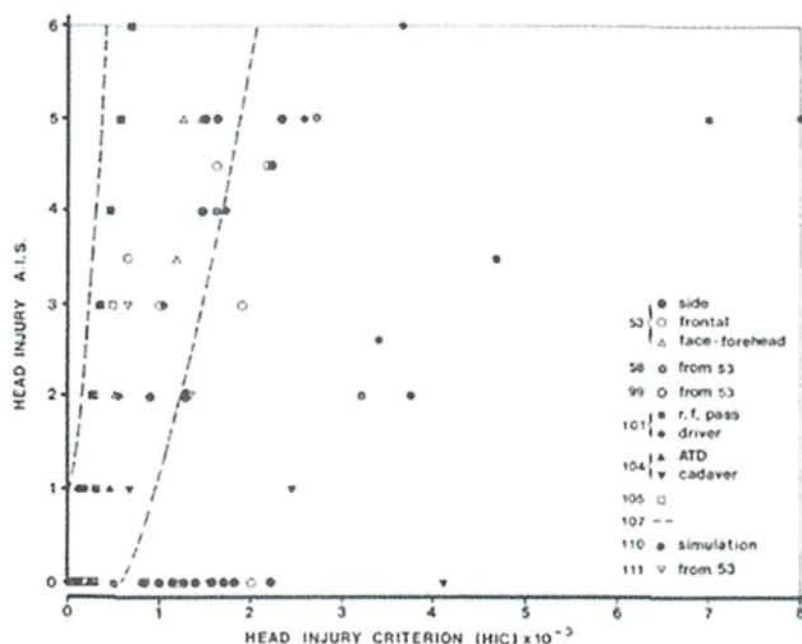


Fig.2.6.2 HIC の関数による頭部重症度(AIS) [39]

第3章 有限要素モデル



図3-1 (a) の有限要素モデル上の誤差のりひきとn

3.1 頭部構造^[42]

人間の頭部は、外側から順に皮膚(Skin)、帽状腱膜(Galea Aponeurotica)、頭蓋骨(Skull)、硬膜(Dura Matter)、クモ膜(Arachnoid Mater)、クモ膜下腔(Subarachnoid Space)、大脳の動・静脈を含む軟膜(Pia Matter with Cerebral Vessels)、脳実質(Brain)で構成されている(Fig. 3.1.1). 脳は頭蓋にある大後頭孔を通り脊髄へとつながっており、脳脊髄液も大後頭孔を通して脊髄に広がっている.

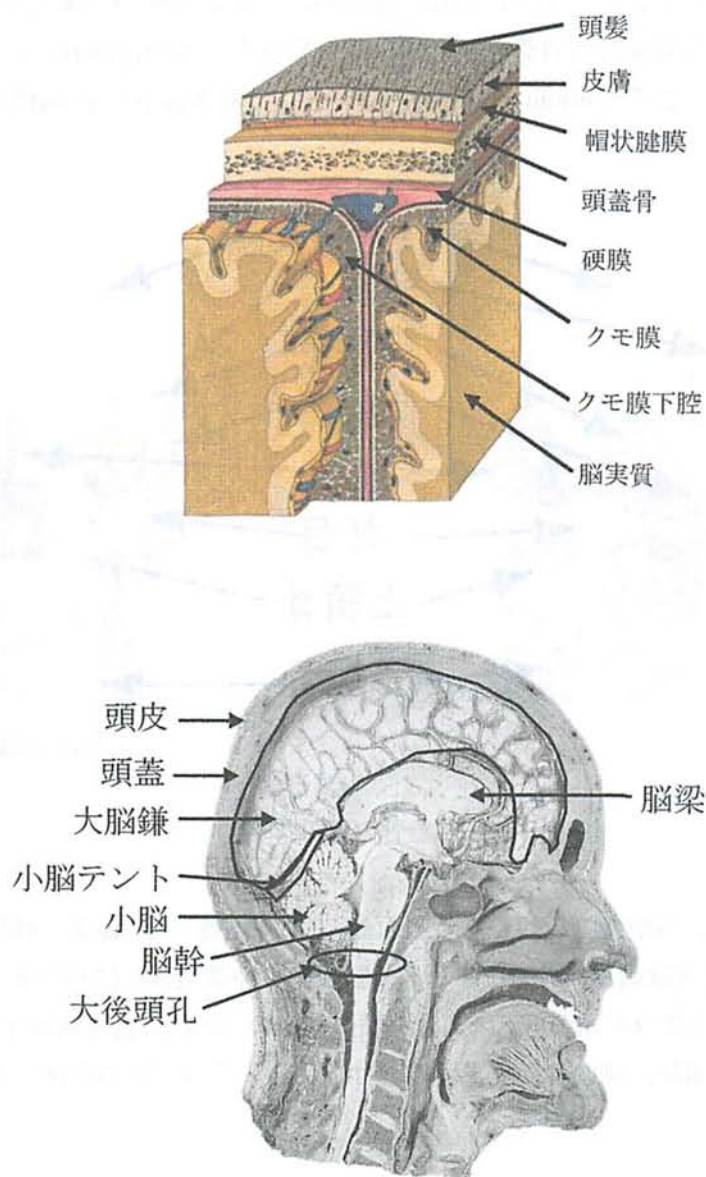


Fig.3.1.1 頭部の構造

<皮膚(Skin)>

皮膚は大きくわけて3つの層からできている。下から皮下組織、真皮、表皮といい、それぞれまったく異なる構造をしている。これら3つの層は互いに協力しながらひとつの器官として機能している。

<頭蓋骨(Skull)>

頭蓋骨は15種23個の骨が複雑に組み合ったものからつくられており、下顎骨と舌骨以外は縫合により結合している。また、内板、板間層、および外板から構成される三層構造となっている。内板と外板は皮質骨、板間層は造血器官としての海面骨からなっている。頭蓋骨の厚さは厚いところで6(mm)~8(mm)、薄いところで3(mm)~5(mm)程度である。

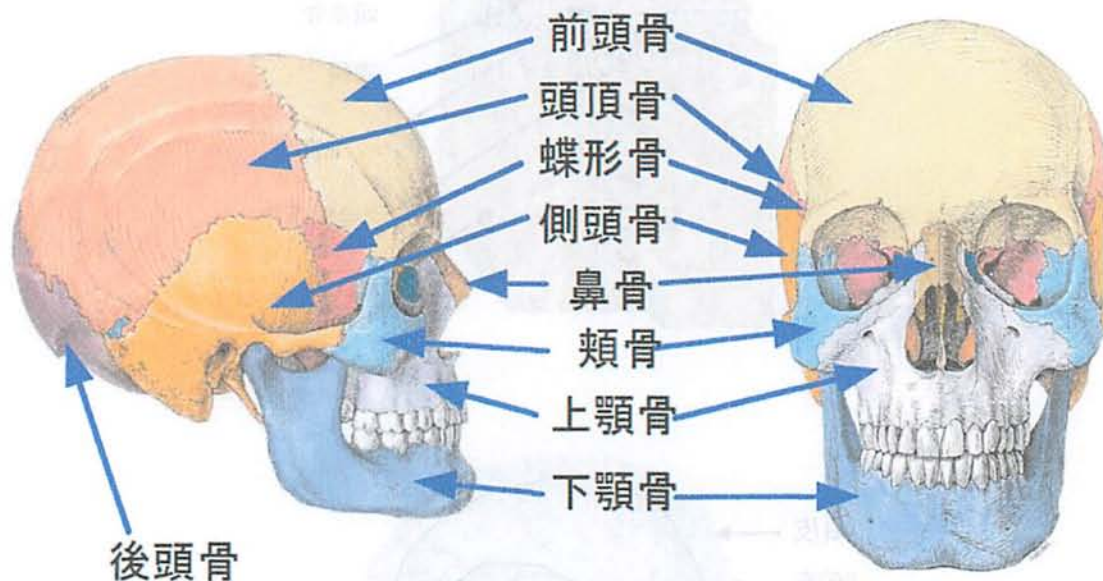


Fig. 3.1.2 頭蓋骨の部位の名称

頭蓋には、脳をいれる頭蓋腔をつくる「脳頭蓋」(神経頭蓋)と眼窩、鼻腔など顔面をつくる「顔面頭蓋」(内臓頭蓋)がある。ヒトの脳頭蓋(神経頭蓋)は脳の発達により大きく発達する。その天井部分を頭蓋冠、床部分を頭蓋底という。脳頭蓋を構成する主な骨は、前頭骨、頭頂骨、後頭骨、側頭骨、蝶形骨に分けられる。それぞれの特徴は以下のとおりである。

前頭骨：額と眼窩上壁を作る骨。眉間の後ろに前頭洞がある(含気骨)。頭頂骨と冠状縫合をなす

頭頂骨：頭蓋腔の屋根をなす扁平骨。左右の頭頂骨が矢状縫合を作る。

後頭骨：後頭部にある木の葉状の扁平骨。下面には延髄が通る大後頭孔がある。

側頭骨：頭蓋の外側壁をなす骨

蝶形骨：頭蓋腔の底面を作る骨の1つ蝶が羽をひろげた形。

次に、頭蓋底に関して述べる。脳頭蓋の底にあたるのが頭蓋底である。神経や血管が通る孔がたくさんあり、複雑なかたちをしている。あついところ、うすいところがあり衝撃でおれやすいのが特徴である。また、頭蓋底の内側（上面）を内頭蓋底、外側を外頭蓋底といい、大脳、小脳の形に応じた3つの凹みがある。

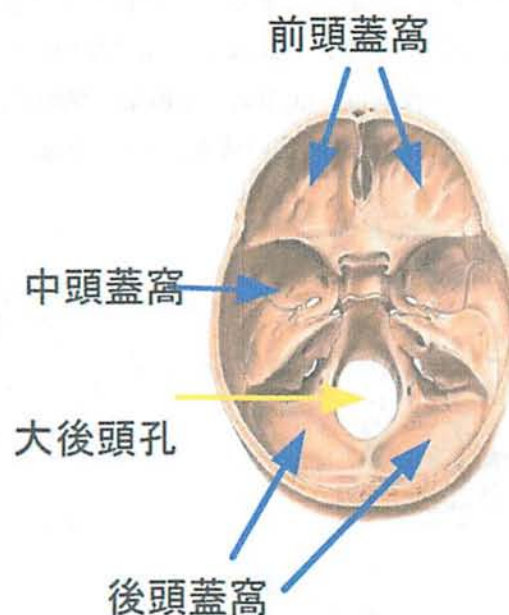


Fig. 3.1.3 頭蓋底の部位の名称

<脳(Brain)>

人間の脳を容積で言うと、脳実質が1200ml、血液が100~150mlとなっている。脳脊髄液はその浮力によって弱々しい組織である脳を保護している。また、脳脊髄圧をもって頭蓋内圧としており、頭蓋内での圧力の変化が脳の病体を考える上で重要となってくる。成人では脳、脊髄、脳脊髄液は脳血管と共に骨の硬い枠の中に納まっている。脳組織と脳脊髄液と血液は、非圧縮性である。頭蓋底とくに前頭蓋窩や中頭蓋窩など凹凸の激しい部分でも脳が頭蓋にびっしり取り囲まれている。脳実質において解剖学的に重要とされる部位に

は、大脳、脳幹、小脳、脳梁、脳室、硬膜（髄膜、大脳鎌、小脳テント）がある。これらの詳細を以下に示す。

・大脳

大脳の重さは男性で約 1350 g、女性で約 1250 g である。大脳はその表面を大脳皮質（灰白質）が覆い、内部に大脳髄質（白質）がある。主な働きとしては、①全身の器官のコントロール、②言語機能のコントロール、③運動機能のコントロール、④本能や感情を司る、⑤記憶するなどがあり、体の隅々から送られる情報を受け取り、判断し、体の各部に命令を与える、人体の総司令室のような役割を果たす。大脳の表面である大脳皮質は、いくつもの隆起に折りたたまれている。これらの隆起を脳回という。大脳皮質には、人類が進化するにつれて発達してきた新皮質と、それ以前からある古皮質・旧皮質がある。古皮質・旧皮質は、新皮質の内側にある大脳基底核（神経細胞の塊）とともに大脳辺縁系という機能単位を形成する。この古皮質・旧皮質は、食欲や性欲などの本能的な活動や、怒り、恐怖といった感情を支配する場所である。古皮質・旧皮質を包み込むようにしている新皮質は、論理的な思考や、判断、言語など、高度な知的活動を営む重要な場所である（知・情・意の座）。大脳皮質は、前頭葉、頭頂葉、側頭葉、後頭葉の 4 つの葉に大きく分けられ、部位によってそれぞれ特定の機能をもつ（Fig. ）。

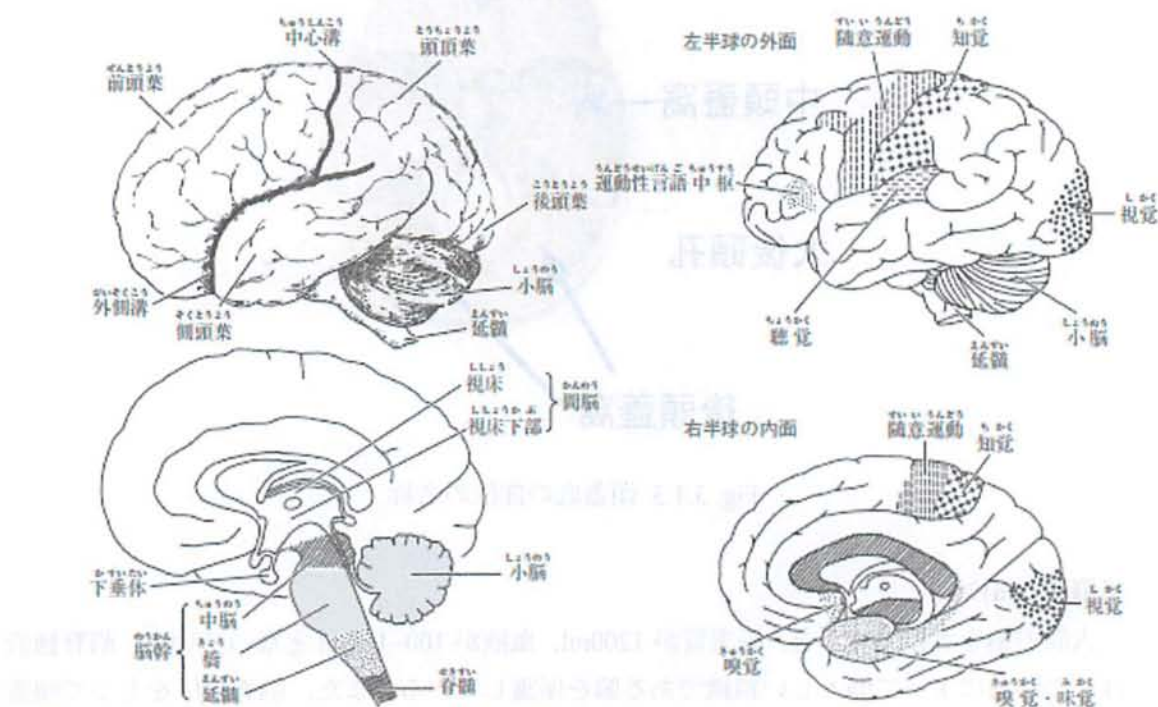


Fig. 脳実質の構造の名称と機能

・脳幹

大脳半球と脊髄を結ぶ部分を脳幹といい、頭側から間脳・中脳・橋・延髄の4つの部分からなる。脳幹の重さは約200gである。脳と全身をつなぐ神経線維が通っている。脳幹には、呼吸、心拍、体温調節など、基本的な生命現象を司る役目がある。また、脳幹には、意識を覚醒させる役割を果たす脳幹網様体がある。脳幹の一部である間脳は視床と視床下部に分けられる。視床は嗅覚以外のすべての感覚を大脳に伝える神経の中継点である。視床下部は、自律神経系やホルモン系の働きを司るとともに、体温、睡眠、食欲、性功能などの中枢でもある。そのほか、中脳は視覚、聴覚の伝導路の中継点があり、橋は顔や目を動かす神経が出るところ、延髄は発語や咀嚼、嚥下、唾液分泌の中枢である。何らかの理由で脳幹の機能が損なわれると、呼吸、心臓の動き、体温の調節などができなくなり、人は生命を維持することが困難になる。この、脳幹の死の状態を「脳死」という。

・小脳

大脳の下方、橋と延髄の背側に位置する小脳は、脳全体の10%程度の重さしかない。大脳とは、小脳テントといわれる硬膜が二重に折り返った固い膜で境されている。小脳は、体を動かすための情報を処理し、なめらかで協調のとれた運動をつくりだしたり、生命維持に欠かせない運動指令をだしたりと、人体の基本的な活動を支配している。小脳は新小脳と古小脳に分けられる。古小脳は体の平衡感覚を保ち、人間の直立、二足歩行を可能にする。新小脳は大脳から送られてきた大まかな運動指令を細かく調整して、体の各部分に伝達している。小脳が障害されると運動がぎこちなく、歩行がふらふらし（酔っぱらい様歩行）、姿勢や体の平衡感覚が保てなくなる。

・脳梁

右の大脳半球をつなぐ交連線維の太い束である。大脳の正中深く、すなわち大脳縦裂の底、側脳室の背側壁に位置し、左右の大脳皮質の間で情報をやり取りする経路となっている。ヒトの場合、約2億～3億5000万の神経線維を含む。

・脳室

脳脊髄液が産生される脳内の腔。ヒトの場合、左右一対の側脳室と、正中に第三脳室、第四脳室が一つずつの、計四つの脳室がある。これらは相互に連絡があり、くも膜下腔へと接続されることで、脳脊髄液は脳室内を循環する。

・硬膜

硬膜（こうまく、dura mater）は、脳と脊髄を覆う3層の髄膜のうち、一番外にある膜。硬膜の内にあるクモ膜とは密に接着している。ただし硬膜下隙と呼ばれる微細な隙間があり、硬膜下出血で血液がたまると肉眼で認められる程度まで広がる。硬膜は非常に厚く強靱な膜であって、脳と脊髄を周りの組織から隔て外傷や感染から守るという役割を担って

いる。脳硬膜は頭蓋を内張りしており、頭蓋骨の骨膜と癒着している。頭蓋内の正中で、脳硬膜は大腦鎌（だいのうかま、falx cerebri）と呼ばれる板のような突出を出す。大腦鎌は左右の大腦半球を隔て、脳梁にまで至る。大腦鎌の吻側端付近は、頭蓋底内面正中、篩骨の鶏冠と呼ばれる突起から、そのすぐ上に始まる前頭稜という突起に沿って頭蓋骨に付いている。尾側で大腦鎌は左右に分かれ、小脳を包む小脳テントという構造を作る。

<脳脊髄液(Cerebro Spinal Fluid : CSF)>

脳脊髄液の物性は水によく似ており、99%水であると言われているので、非圧縮性流体として考えられる。CSF の容積としては 100~150ml である。容積だけから見れば、脳実質に比べて大してウエイトを占めていないが、頭部損傷を語る上でこの液体ははずすことの出来ないものとなっている。

3.2 頭部有限要素モデルの構築手順

3.2.1 構築手順

一般に頭部有限要素モデルの構築には CT と MRI 装置を使用するが、近年被験者の身体への影響を顧慮して研究用では CT 装置を使用することを控える傾向があり、本研究では MRI データのみで頭部を構成する要素の幾何形状を抽出し頭部モデルを構築した。

3次元頭部有限要素モデルを構築するためには、まず頭部をいくつかの主要な解析対象領域に分けて幾何形状を取得し、その幾何形状に沿って要素を生成する必要がある。ここで問題となるのは

- ① どの組織を主要な部分とする
- ② どのようにして幾何形状を取得する
- ③ どのようにして要素を生成する

の3点である。

対処方法としては

- ① 基本的な力学的応答を知るために、皮膚、頭蓋骨、脳脊髄液と脳実質を解析対象領域とした。頭部の幾何形状を取得するために用いる MRI 画像は、髄膜や血管といった薄くて複雑な形状を鮮明に映し出すことができないため、幾何形状を得ることは困難である。よって、髄膜や血管は解析対象領域に含まなかった。
- ② MRI 装置から得られた各解析対象領域の断面画像に対して輪郭線を抽出することで対処した。要素のサイズは MRI データの撮影間隔に左右される。
- ③ 本研究で使ったソフト FEMAP11.1.1 には 6 面体要素の自動生成機能がないため、手で構成する必要がある。6 面体要素は頭部モデルを構成するそれぞれの組織の輪郭線の内側と外側、上下 2 層の輪郭線(4 本の輪郭線)間に生成した。

なお、頭部モデルを構成する組織の輪郭線の抽出は有限会社ストーンブレインの NfDesign を用い、要素の生成及びモデルの構築には SDRC 社の FEMAP11.1.1 を用いた。上記の頭部モデル作成手法に沿った頭部モデル作成手法については Fig. 3.2.1 に示す。

| 脳実質モデル | | |
|----------------------------|-----------------|--------------------|
| 大脳, 小脳, 脳梁, 脳室, 脳幹 | 大脳鎌 | 小脳テント |
| 脳実質の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得 | 大脳の正中面に四角形要素を構築 | 大脳と小脳の境界面に四角形要素を構築 |
| 脳実質の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割 | | |
| 脳実質の分割されたデータ間で六面体要素を構築 | | |

| 頭蓋骨・顔面骨モデル | |
|----------------------------|--|
| 頭蓋骨の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得 | |
| 頭蓋骨の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割 | |
| 頭蓋骨の分割されたデータ間で六面体要素を構築 | |

| 脳脊髄液モデル | |
|-----------------------------|--|
| 脳脊髄液の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得 | |
| 脳脊髄液の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割 | |
| 脳脊髄液の分割されたデータ間で六面体要素を構築 | |

| 架橋静脈モデル | |
|---------------------------------------|--|
| 文献値をもとに角度, 長さを決定し, 大脳モデルに沿うようにひも要素を構築 | |

| 皮膚モデル | |
|----------------------------|---------------|
| 顔面部 | 頭蓋骨表面 |
| 頭蓋骨の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得 | 頭蓋表面に四角形要素を構築 |
| 頭蓋骨の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割 | |
| 頭蓋骨の分割されたデータ間で六面体要素を構築 | |

Fig. 3.2.1 頭部有限要素モデルの構築手順

3.2.2 頭部有限要素モデル

<脳実質モデル>

MRI(Magnetic Resonance Imaging:核磁気共鳴画像法)データは実際に頭蓋内の病変解析に用いられて、CT 画像よりも鮮明に脳実質の形状を知ることができる。しかし、頭蓋骨のような水分が少ない組織の形状を確認することができないためモデル構築上の難点である。

MRI 装置の撮影法としては T1 強調と T2 強調がある。

T1 強調

→水が低信号で黒く映り、軟部組織のコントラストはよくないが、造影剤を用いた撮影が可能で解剖構造の描出に長ける。

T2 強調

→水や脂肪が高信号で白く映り、軟部組織のコントラストがよいので病変の検出感度が高い。

頭部モデルの構築は T1 強調の矢状断面 MRI データを用いて行なった。被撮影者は成人の男性のもので、MRI の撮影条件は 1(mm)厚, 0.0(mm)間隔である。

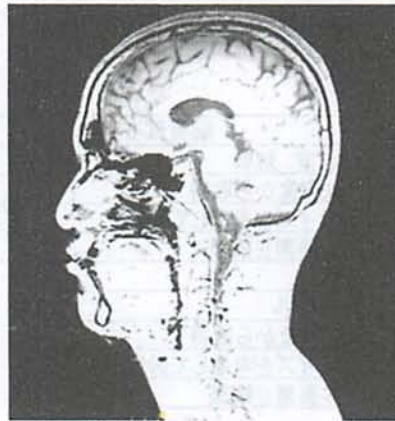


Fig.3.2.2 MRI データ
(首都大学東京 荒川キャンパスにて撮影)

撮影した MRI データ水平断面データ 180 枚であるが、先に述べた要素のサイズは画像の間隔に依存し、加えて頭部モデル完成後の総節点数と総要素数を考慮したため、左側側頭葉先端から右側側頭葉先端の部分は 32 枚の画像を使用し、3.0(mm)厚で構築した。

(1) 脳実質の幾何形状データを MRI データから取得

T1 強調は脂肪分を強調し、脳実質の形状を鮮明にすることができる。幾何形状データを MRI データから取得した。Fig. 3.2.3 に大脳の輪郭線抽出するときの様子を示す。

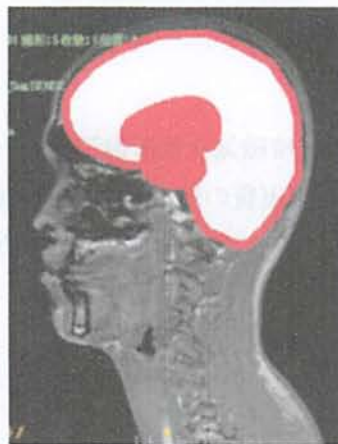


Fig.3.2.3 大脳の輪郭線データを取得(白い領域の縁部分)

(2) 脳実質の幾何形状データに対して輪郭線を抽出

2 次元画像から輪郭線情報を抽出するアプリケーション EdgeExtraction を用いた。MRI デ

ータで構築したビットマップ画像を二値化して頭蓋骨の輪郭線を Fig.3.2.4 のように抽出した。輪郭線の抽出は 8 連結の境界線追跡アルゴリズムを適用し、抽出した輪郭線情報を DXF(Drawing Interchange File)形式の POLYLINE で出力した。

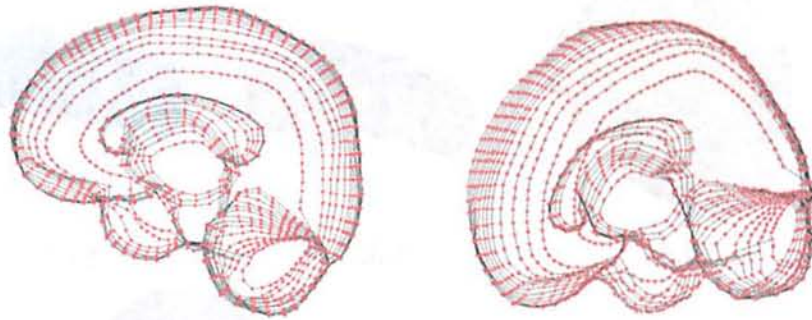


Fig.3.2.4 輪郭線の抽出

(3) 脳実質の幾何形状データから脳実質モデルを構築

DXF 形式の輪郭線を NfDesign に読み込み、線分の分割を行った。MRI データの厚みが 3.0(mm)を採用したため、分割を行う際にも 3.0(mm)に近い長さに分割した。分割された輪郭線情報を FEMA11.1.1 に読み込んで輪郭線間で 6 面体要素を生成した。Fig. 3.2.5 に輪郭線から 6 面体要素を生成している様子を示す。



Fig. 3.2.5 大脳モデルの構築手順

最終的に構築した、脳実質モデルを Fig.3.2.6 に示す。本研究では、脳実質の解剖学的に重要とされる部位を再現するために、大脳、小脳、脳梁、脳室、脳幹の部位に分けて輪郭線を抽出し、それぞれの有限要素モデルを構築した。モデルのサイズは頭頂葉の上端から脊椎の下端まで 101 (mm)、前頭葉先端から後頭葉先端まで 152 (mm)、左側頭葉先端から右側頭葉先端まで 122 (mm)である。大脳の重さは 1370g であり、脳幹の重さは 330 g である。解剖学上では大脳の重さは約 1350 g、脳幹の重さは約 200 g とされている。脳幹部の重さが通常よりも大きい値ではあるが、脳実質の大きさは個人差が大きく、MRI 被撮影者の身長が

平均身長よりも大きいことを考慮すると、脳幹の重さは妥当な範囲に収まるものであると考えられる。また脳実質全体の重さは 1630 g である

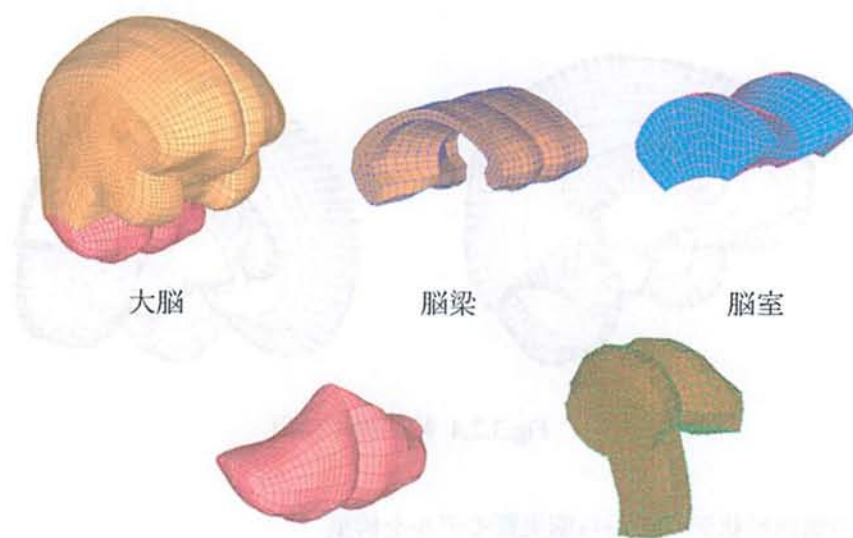


Fig. 3.2.6 構築した脳実質モデル（大脳，小脳，脳梁，脳室，脳幹）

<大脳鎌，小脳テントモデル>

大脳鎌モデルは脳実質の右脳と左脳における脳梁までの矢状面の断面をシェル要素とすることで構築した。小脳テントは、大脳部と小脳部の境界面をシェル要素とすることで作成した。それぞれのシェル要素の厚さは 1 mm に設定してある。構築した大脳鎌・小脳テントモデルを Fig. 3.2.7 に示す。

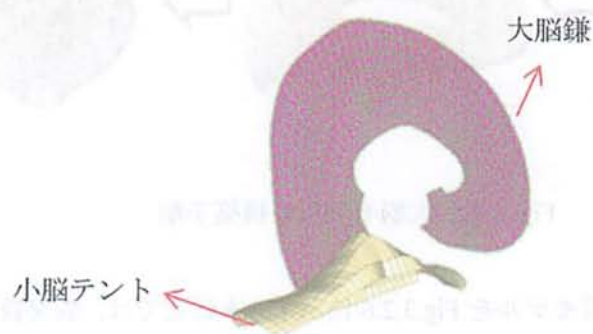


Fig. 3.2.7 大脳鎌と小脳テントモデル

<頭蓋骨・顔面骨モデル>

頭蓋骨顔面骨モデルの構築は脳実質モデルの構築手順と同様に行った。すなわち、第一に矢状断面の MRI データ 32 枚に対して専用のアプリケーションで輪郭線抽出を行い、第二に

NfDesign に読み込んだ輪郭線データを分割して輪郭線を構築し、第三に構築した輪郭線を FEMAP8.1 に読み込み輪郭線の上下二段から 6 面体ソリッド要素を生成した。

構築した頭蓋骨・顔面骨の有限要素モデルを Fig.3.2.8 に示す。頭蓋骨は外板、板間層、内版の三層構造を再現している。また、頭蓋骨底部においては、頭蓋底の内側である前頭蓋窩、中側の中頭蓋窩、後側の後頭蓋窩、大後頭孔を再現してある (Fig. 3.2.9)。モデルサイズは頭頂骨上端から下顎骨下端まで 216(mm)、前頭骨から後頭骨まで 177(mm)、左側頭骨から右側頭骨まで 152(mm)である。また骨の厚さは薄いところで 2(mm)~3(mm)、厚いところで 8(mm)~11(mm)である。また、前頭蓋底眼窩上壁の骨の厚みはメッシュの形状を保つため現実より厚いものとなっているが、他の部分よりも薄くモデル化している。

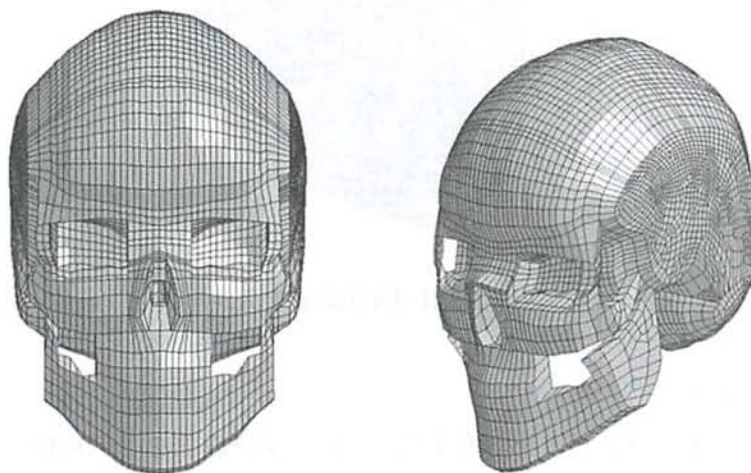


Fig.3.2.8 頭蓋骨・顔面骨モデル

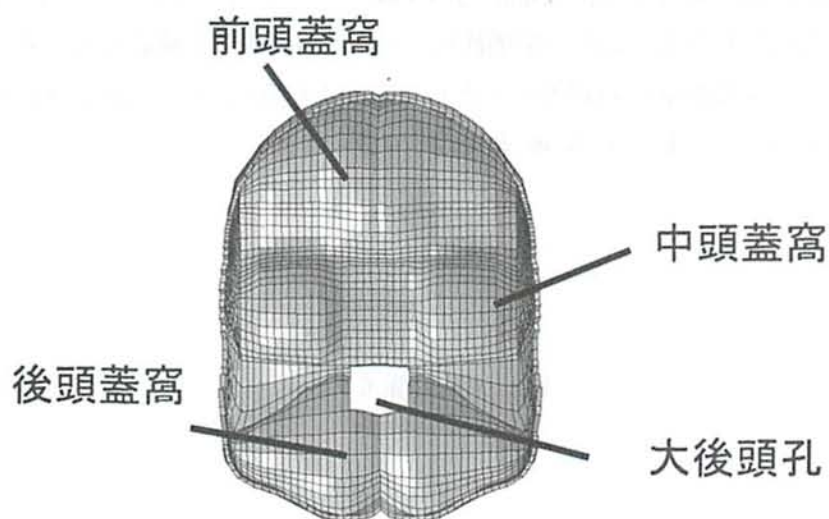


Fig.3.2.9 頭蓋底骨モデルの断面図(矢状面)

<脳脊髄液モデル>

脳脊髄液はとても薄い層で、MRI データでは正確に判断できないため、頭蓋骨モデルの内側は脳脊髄液の外側とし、脳実質モデルの外側は脳脊髄液の内側として、6 面体要素脳脊髄液モデルを構築した。Fig. 3.2.10 に構築した脳脊髄液モデルを示す。脳脊髄液の厚みは 0.6 mm~3 mm である。体積は 124 ml で、質量は 129(g)である。解剖学的に脳脊髄液の大きさは 100 ml~150 ml であることから、実際の脳脊髄液に近いモデルを構築することができた。

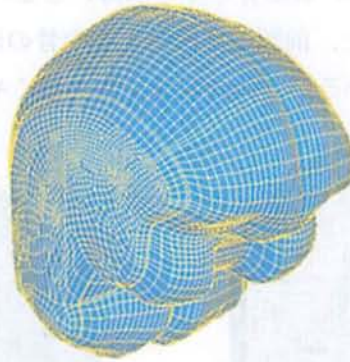


Fig. 3.2.10 脳脊髄液モデル

<架橋静脈モデル>

硬膜下血腫の発生メカニズムを考察するためには架橋静脈をモデル化することが必要である¹⁾。架橋静脈モデルの構築は、脳実質モデルの表面にビーム要素を作成することで行った。Fig. 3.2.11 に示すように矢状面を中心に左右に 10 本ずつ計 20 本の架橋静脈を棒要素により構成した。脳内の静脈系は個人差がかなりあるといわれており、これらの架橋静脈の本数、接続位置、角度及び長さは Zhou らの文献^{[43][44]}を参考に決定した。また材料特性は Lee らによって行われた人の屍体の架橋静脈に対する引っ張り試験結果を参考にした (Fig. 3.2.12)。そして、架橋静脈の材料モデルとして引っ張り方向のみに剛性を持つひも要素とし、その材料定数として $k=347 \text{ N/m}$ と定義した。



Fig. 架橋静脈モデル

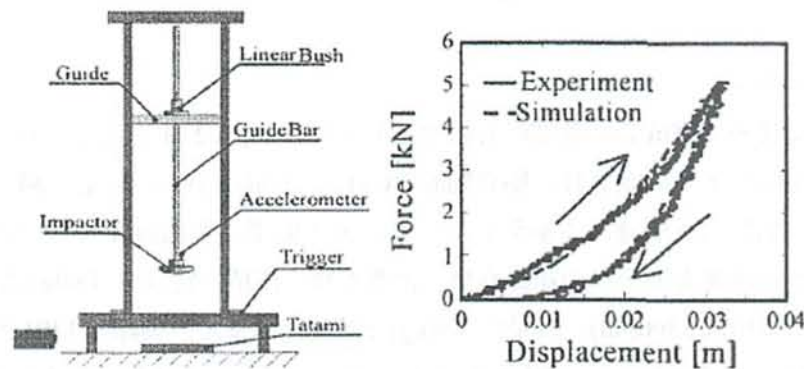


Fig. 3.2.12 リーの実験概要（左）と架橋静脈の材料物性（右）^{[43][44]}

<皮膚モデル>

皮膚モデルの構築は頭蓋骨モデルの構築手順と同様に行った。皮膚の内側の輪郭線は頭蓋骨モデルの外側の輪郭線と一致するため、皮膚の外側の輪郭線のみ MRI データより抽出した。手順は、第一に矢状断面の MRI データ 32 枚に対して専用のアプリケーションで輪郭線抽出を行い、第二に NfDesign に読み込んだ輪郭線データを分割して輪郭線を構築し、第三に構築した輪郭線を頭蓋骨モデルの外側の輪郭線と合わせて FEMAP11.1 に読み込み輪郭線の上下二段から 6 面体ソリッド要素を生成した。頭蓋骨表面上の皮膚モデルはシェル要素で構築されている。シェル要素の厚みは 10 mm とした。Fig.3.2.10 は構築した皮膚モデルである。モデルのサイズはシェル要素の厚みを考慮して計測すると、頭頂から頸部まで 238.7(mm)、前頭部から後頭部まで 206(mm)、左側頭部から右側頭部まで 190.2(mm)である。成人男性の平均よりも 10%程度大きい、これは MRI 被撮影者の身長が成人男性の平均身長よりも大きいことを考慮すると、妥当な値であると考えられる。

本研究では皮膚を機能的に扱うのではなく、頭部が衝撃を受けた際の緩衝材や頭部の慣性を考慮するためのものであるため、皮膚の 3 層の構造を分けずにまとめて皮膚モデルを構築した。また、顔面にある筋肉等も皮膚として扱った。

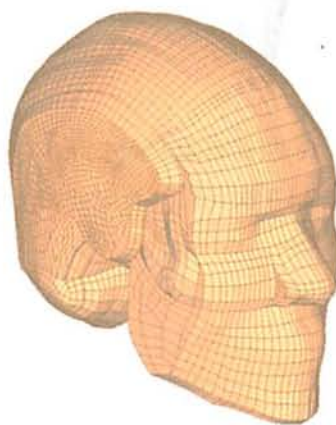
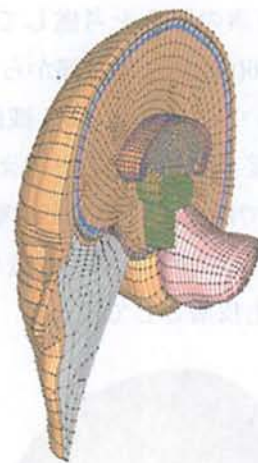
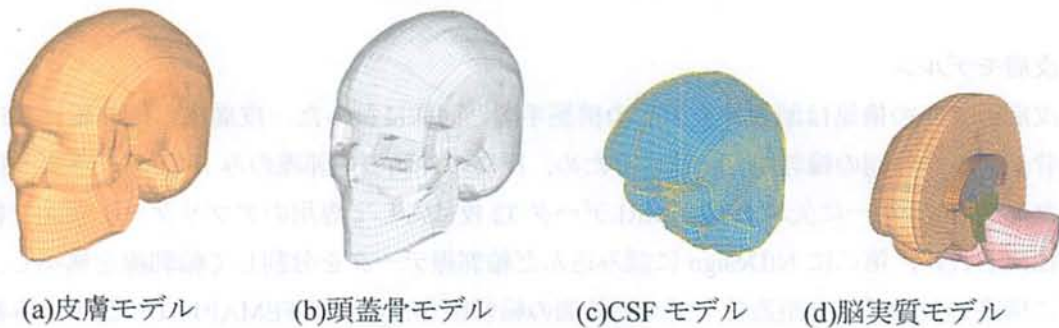


Fig. 3.2.13 皮膚モデル

<頭部全体モデル>

以上の手順に従って完成した各部の有限要素モデルを Fig.3.2.11 のように統合した。本節にて構築した頭部モデルの頭蓋骨，脳脊髄液（CSF），大腦，小脳，脳梁，脳室，脳幹は全て六面体要素，髄膜（大腦鎌，小脳テント）はシェル要素，架橋静脈はビーム要素で構成されている。各有限要素モデルの総節点数，総要素数，体積，質量を Table3.2.1 にて示す。モデルの全体の体積は 3300(ml)，質量は 3.9(kg)であった。また，実際の MRI データの各部位の厚さと構築した頭部モデルの厚さはほぼ一致した値を得られたため(Fig.3.2.12)，MRI データのみである程度まで頭部の特徴を再現することができたと考えられる。



(e)頭部有限要素モデル

Fig.3.2.14 3次元頭部有限要素モデル

Table3.2.1 頭部有限要素モデルの概要

| | Element | Node |
|-------|---------|-------|
| skin | 8456 | 9780 |
| skull | 19386 | 25880 |
| CSF | 5676 | 11345 |
| brain | 40944 | 42221 |
| Total | 74462 | 89226 |

3.3 頭部モデルの解析条件設定

3.3.1 解析環境

本研究では、LSTC 社製の汎用有限要素法コード LS-DYNA940 を使用した。LS-DYNA は有限要素法による空間の離散化し、中央差分に基づく陽的時間積分法を用いた非線形問題解析用の汎用プログラムである。また、プリ・ポストプロセッサには、SDRC 社製の FEMAP を使用した。

3.3.2 接触条件

解析対象物のある部分とある部分が接触して相互作用する場合、接触する部分には接触条件を定義する必要がある。定義しない場合、各物体はそのまま通り抜けることになり、相互作用は無い。本研究で扱う問題は水要素を含んでおり、流体と構造物との接触条件の設定は難しく、様々な研究者が異なる設定方法を提唱している。

接触条件の設定では、接触する面の一方をマスター面、もう一方をスレーブ面と呼ぶ。各々の面はマスターセグメント、スレーブセグメントと呼ばれる 3 節点または 4 節点で構成されるセグメントで定義される。各セグメントを構成する節点はスレーブ節点、マスター節点と呼ばれ、接触の判定は基本的にこの節点毎に行われる。

接触面の処理方法には様々なものがあり、LS-DYNA には 33 種類のタイプが用意されており、マスター面とスレーブ面の関係を解析モデルに応じて様々に扱えるようになっている。基本的な接触面の関係は以下の 4 つとなる。

- ・スライドタイプ(sliding only)
 - 接触面は離れず、摩擦なしでスライドする
- ・タイドタイプ(tied interface)
 - 接触面が剛結され、相対的な位置も変えない
- ・スライド&ボイドタイプ(slide & void)
 - 接触面は接触したり離れたたり自由にする
- ・シングルサーフェイスタイプ(single surface)
 - 単一面の接触も考慮できるタイプ

構造物と流体との練成解析は困難なため、非圧縮性流体である CSF を粘弾性体とおかれる時があり、その際には tied タイプ、slide タイプのどちらかの接触面処理が選択されることになる。

現在の汎用解析ソフトウェアでは、構造物と流体材料を同時に解析し、流体の挙動や圧力変化などを模擬することは困難である。そのため、流体である CSF を粘弾性体としてモデル化し、解析を行うのが一般的となっている。その際、皮膚と頭蓋、頭蓋と CSF、CSF と脳などの物質をどのように接触させるのが最も現実に近い現象を模擬できるのかという問題が残る。考えられる接触条件としては、結合して二物体が離れないようにする tied タイプか、結合しない slide タイプである。本研究においては、皮膚と頭蓋骨、頭蓋骨と CSF、CSF と脳実質間にすべて tied タイプを用いて解析を行った。

3.3.3 解析に用いた材料

頭部モデルにおいて、皮膚は弾性体を用い、頭蓋骨には等方弾塑性体を用い、CSF、脳実質には粘弾性体を用いた。本研究で想定した粘弾性モデルは、体積弾性係数が一定の挙動を示し、せん断係数のみが粘弾性挙動を示すもので、2つのバネ要素と1つのダッシュポットにより構成される MAXWELL の3要素モデルとして記述されるものである。

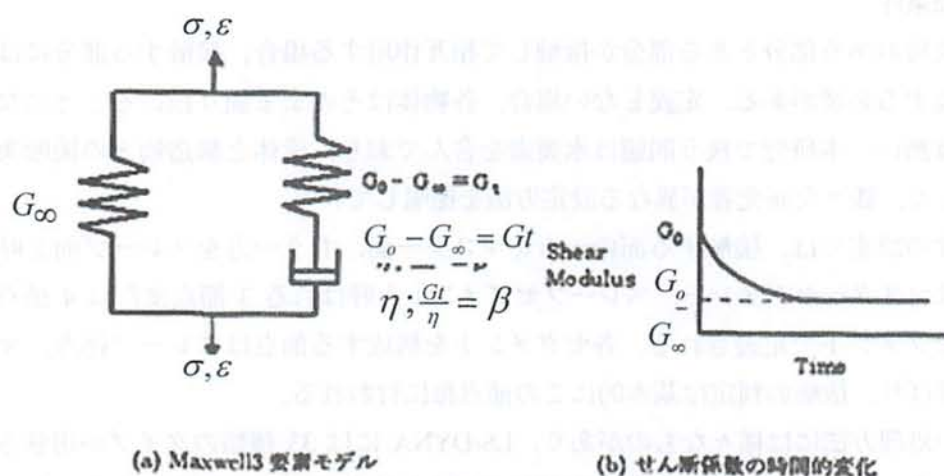


Fig.3.3.1 粘弾性体モデル

MAXWELL の3要素モデルおよびせん断係数の時間的変化を次に示す。

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t}$$

G_0 : 短期せん断係数

G_{∞} : 長期せん断係数

β : 減衰係数

せん断弾性率 G は初期値 G_0 、定常状態において G_{∞} であるとし、時間に関して指数的に

G_0 から G_∞ へと遷移する.

頭部モデルに割りあてた材料物性を Table3.3.1 に示す.

Table3.3.1 頭部モデルの材料物性^{[40][41]}

| 弾性体 | 密度 | ポアソン比 | ヤング率[Mpa] |
|---------------|----------------------|-------|-----------|
| | [kg/m ³] | | |
| 皮膚 | 1200 | 0.42 | 16.7 |
| 顔面骨 | 2500 | 0.23 | 5000 |
| 外板/内板 | 1800 | 0.26 | 7350 |
| 板間層 | 1500 | 0.05 | 4500 |
| 大脳鎌/ 小脳テント | 1130 | 0.45 | 11.5 |

| 粘弾性体 | 密度 [kg/m ³] | せん断係数 | |
|------|----------------------------|--------------|--------------|
| | | 短期せん断係数[Mpa] | 長期せん断係数[Mpa] |
| 脳脊髄液 | 1040 | 5.28 | 0.5 |
| 大脳 | 1040 | 10 | 2 |
| 小脳 | 1040 | 10 | 2 |
| 脳梁 | 1040 | 12.5 | 2.5 |
| 脳室 | 1040 | 5.28 | 0.5 |
| 脳幹 | 1040 | 22.5 | 4.5 |

3.4 頭部モデルの妥当性の検証

3.4.1 Nahum の屍体実験との比較

構築したモデルの妥当性の検証は過去に行われた屍体実験を用いて行った. 屍体実験を行った際に皮膚のついていないものを使用していたため, 検証を行う際にも皮膚のついていないモデルを用いた.

3.4.2 Nahum の屍体実験

これは 1977 年にアメリカ, サンディエゴのカリフォルニア大学で Alan M. Nahum らによって行なわれたもので, モデルの妥当性の検証に度々用いられるものである.

Nahum らは皮膚を除去した数十体(総数は不明)の屍体をシートに座らせた状態で前頭部をインパクターで打撃し, 衝突からおおよそ 15ms までの頭部加速度, 及び前頭部, 頭頂部,

後頭部に発生する頭蓋内圧力を 0.1ms ごとに測定した。実験は全身を用いており、座らせた状態で安定しているとされる。また実験に用いた屍体は 47 歳から 84 歳のもので、いずれも防腐処理を施していない。これらの屍体は、温度 2℃、湿度 68%の冷蔵庫内に保管され、最長でも 5.2 日後には衝撃実験が行われた。頭部モデルの妥当性を検証するのに過去に行われた屍体実験を用いた^[15]。

<インパクト方法>

人間の屍体を椅子に座らせ、上体での運動を制限するために背中を剛体の水平指示器で固定した。頭部は the eye-ear(Frankfort) plane が前方に 45°傾いた状態でインパクト前の初期位置が変化しないようにアルミニウム製のオーバーヘッドフレームで固定されていた。インパクトターはリニアガイドに取り付けられ、一定速度で頭部に衝突させた。骨折防止やインパクト時間の安定のため、インパクトターの前面にはパッド材が被せられていた。

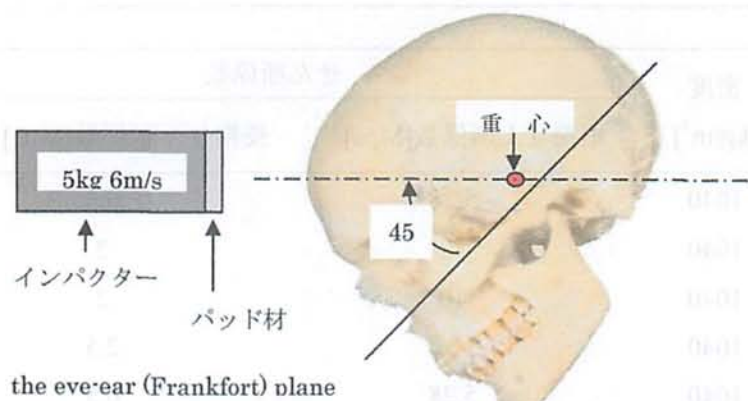


Fig.3.4.1 Nahum による屍体実験概略図

Nahum の実験ではパッド材を用いていたため、インパクトターによる入力の実再現は不可能だが、その際に得られた入力荷重が明記されている。

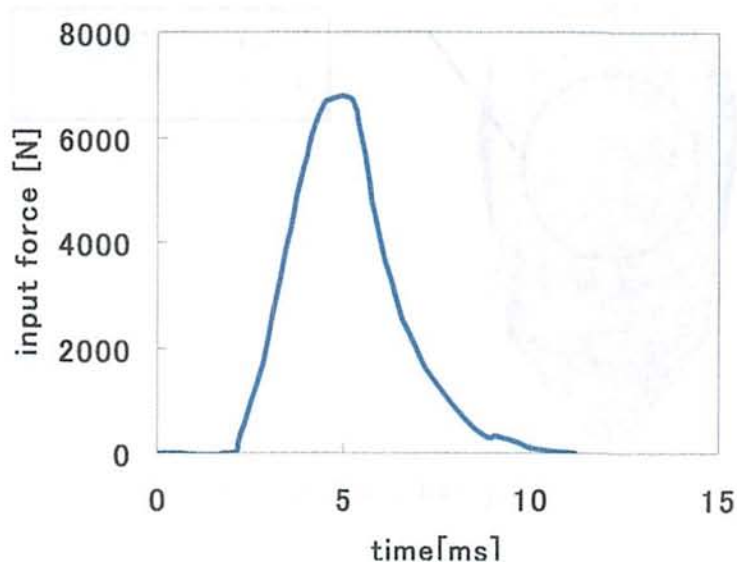


Fig.3.4.2 Nahum の実験時に得られた入力値

<圧力測定方法>

生体の頭蓋内圧に近づけるため、生理食塩水と炭素粒子の混合液を頸動脈から大脳血管系に、脳質に穴を開けて CSF のスペースに注入した。前頭部、頭頂部、後頭部にはピエゾセンサーを配置して、頭蓋内圧を測定している。ピエゾセンサーは頭蓋骨に直径 5(mm) の穴を開け、感受面が頭蓋内表面に沿うように挿入された。後頭部のセンサーはラムダ縫合(lambdoid suture)下側の後頭骨に設置された。

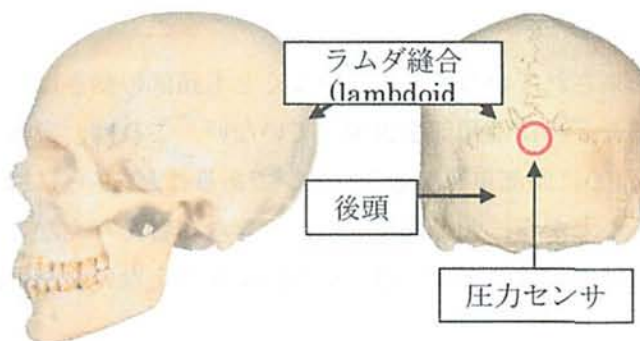


Fig.3.4.3 Nahum の実験時における圧力測定箇所

3.4.3 解析概要

検証解析では、この入力値を前頭部のノードに直接入れることにより実験を再現した。実験では、胴体は拘束されているものの、少なくとも頸部の動きは拘束されていない。そして、我々が用いた頭部モデルでは Nahum の実験では接触面積 $846(\text{mm}^2)$ という記述があるので、その面積に相当する 54 ノードに荷重を割り振り入力した(Fig.3.4.4)。

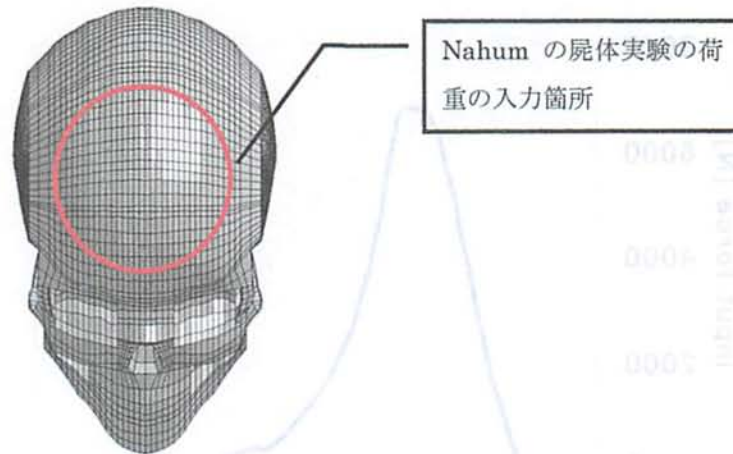


Fig.3.4.4 荷重の入力箇所

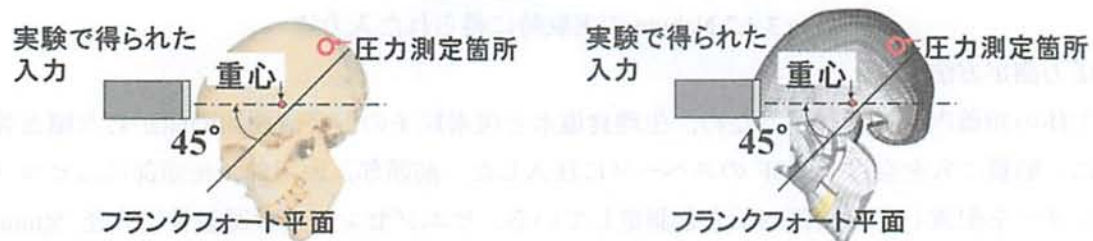


Fig.3.4.5 解析時の入力箇所と圧力測定箇所

<頸部での拘束>

実験では、胴体は拘束されているものの、少なくとも頸部の動きは拘束されていない。対して、今回用いた頭部モデルには頸部を再現していない。これは、実験のインパクト方向が、偏心衝突を避けるために頭部重心を通るラインであること。さらには、実験時間が15msと非常に短時間であることから、頭蓋内圧力には大きな影響を与えないと考えたからである。よって、解析における頭部モデルには一切の拘束を与えない状態で衝突解析を行なった。

3.4.3 解析結果

屍体実験で得られた結果と構築した有限要素モデルの解析結果との比較はFig. 3.4.6, 3.4.7に示す。

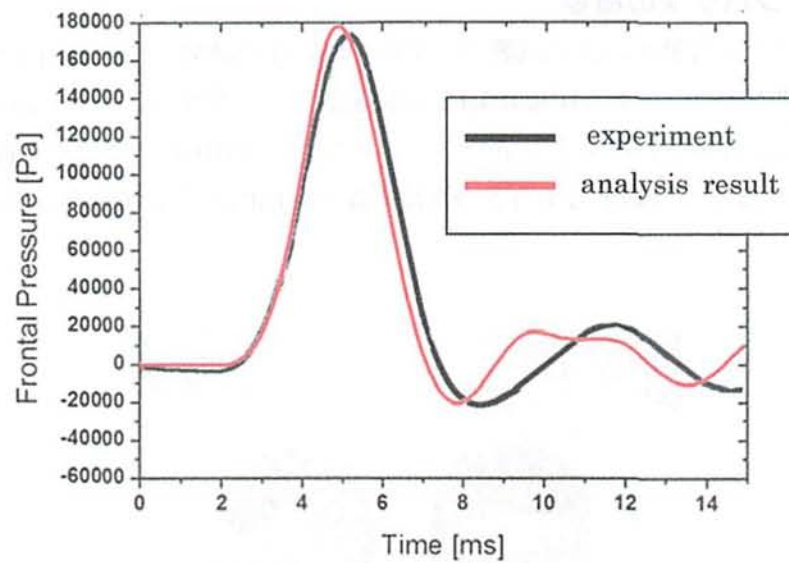


Fig. 3.4.6 前頭葉における圧力波形の Nahum の屍体実験と解析結果の比較

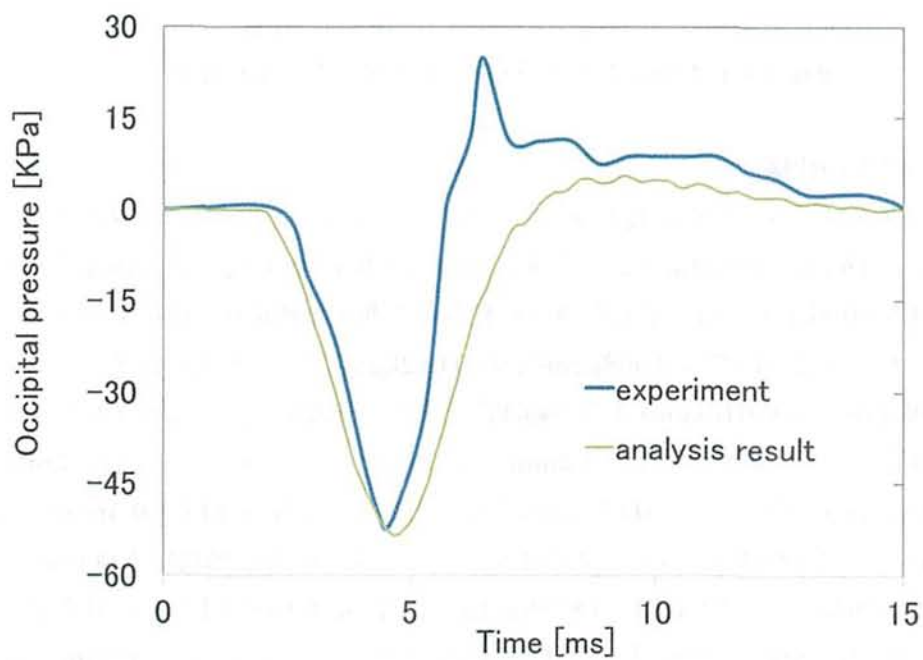


Fig.3.4.7 後頭葉における圧力波形の Nahum の屍体実験と解析結果の比較

構築したモデルと Nahum の屍体実験の結果とすこしのズレがみられたが、モデルの対象者と屍体実験の対象者の性別、体格や年齢を考慮にいと、本モデル及び本モデルを用いた解析結果は信頼できるものとして考えられる。

3.5 頭部インパクト有限要素モデル

3.5.1 頭部インパクトの概要

頭部インパクトは自動車の認証試験の「歩行者保護性能試験」にて使用される人体の頭部を模した頭部のダミーである(Fig.3.5.1). 公園施設等の遊具マットの安全評価にも使用されており, 主には自動車のボンネットやフロントガラスに射出衝突させその際の衝撃値 G や HIC を計測するなど自動車対歩行者の事故の際の頭部傷害値を判断するのに使われている.



Fig.3.5.1 頭部インパクト(左: 大人用, 右: 子供用)

—頭部インパクトの仕様—

頭部インパクトはアルミニウム製の球形であるものとする. 頭部インパクトの直径は $165 \pm 1\text{mm}$ とし, 質量は, 子供頭部インパクトについては $3.5 \pm 0.07\text{kg}$, 大人頭部インパクトについては $4.5 \pm 0.1\text{kg}$ とする. 重心を通る衝突方向に垂直な軸回りの慣性モーメントは, 子供頭部インパクトについては 0.008kgm^2 から 0.012kgm^2 まで, 大人頭部インパクトについては 0.010kgm^2 から 0.013kgm^2 までの範囲内とする. 計器類を含む頭部インパクトの重心は, 子供頭部インパクトについては $\pm 2\text{mm}$, 大人頭部インパクトについては $\pm 5\text{mm}$ の公差で球の中心にあるものとする. 球の表面は少なくとも半分が厚さ $14.0 \pm 0.5\text{mm}$ の合成表皮で被覆されていなければならない. 頭部インパクトの第一固有振動数は $5,000\text{Hz}$ を超えるものとする. 頭部インパクトには, 3 軸加速度計を 1 台又は 1 軸加速度計を 3 台備えていなければならない. 加速度計のいずれか 1 軸は頭部インパクト中心から $\pm 10\text{mm}$ の公差内でベースプレートに対し垂直に設置し, その他の 2 軸は頭部インパクト中心から $\pm 1\text{mm}$ の公差内でベースプレートに平行に設置しなければならない. 加速度に対する計器応答値は, ISO6487:2002 に規定されているところに従い, チャンネル周波数クラス (CFC) 及びチャンネル増幅クラス (CAC) について, それぞれ $1,000\text{Hz}$ 及び $4,910\text{m/s}^2$ ($500G$) であるものとする. 頭部インパクトの後面は衝突方向に垂直な平板であるものとする.

3.5.2 頭部インパクトモデル

頭部インパクトは球体部（アルミニウム）とベースプレート（鉄）と表皮（PVC）により構成される．実際に頭部インパクトの各部位の材料を Table 3.5.1 に示す．頭部インパクトの寸法(Fig.3.5.2)を基に頭部インパクト有限要素モデルの構築を行った．球体部については A2024BE T4 の材料特性を使用した．ベースプレートについては SS400 の材料特性を使用した．表皮に使用されている Polyvinyl chloride (PVC) は合成樹脂の為、正確な材料特性が不明である．構築した頭部インパクトモデルは全て六面体要素で構成されている (Fig.3.5.3).

Table 3.5.1 頭部インパクトの材料

| Part | Material | Specification |
|-------------|--------------------------|---------------|
| Sphere | A2024BE T4 | JIS* H4040 |
| Baseplate | A2024BE T4 | JIS* H4040 |
| Steel plate | SS400 | JIS* G3101 |
| M8 bolt | Structural alloy steel | Strength 12.9 |
| M5 bolt | Structural alloy steel | Strength 12.9 |
| Skin | Polyvinyl chloride (PVC) | — |

JIS*: Japanese industrial standards

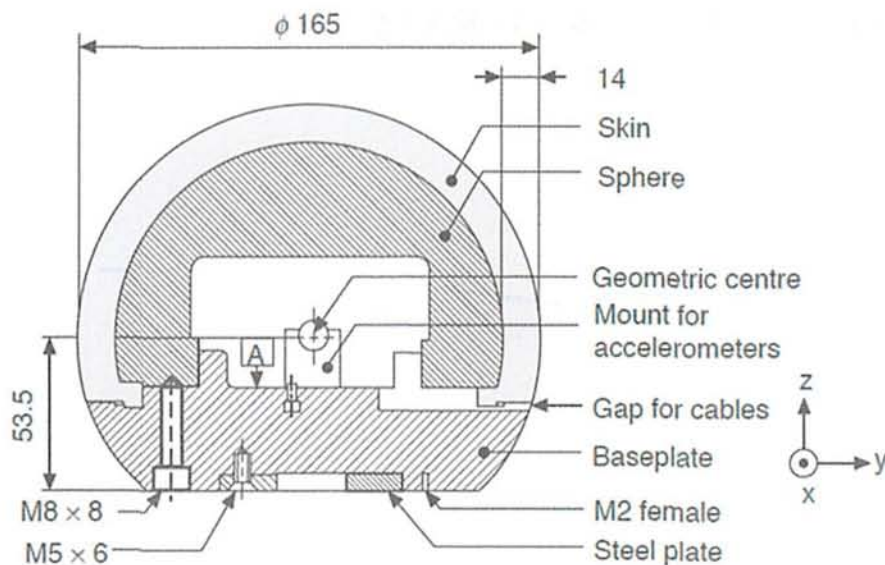


Fig.3.5.2 頭部インパクトの寸法

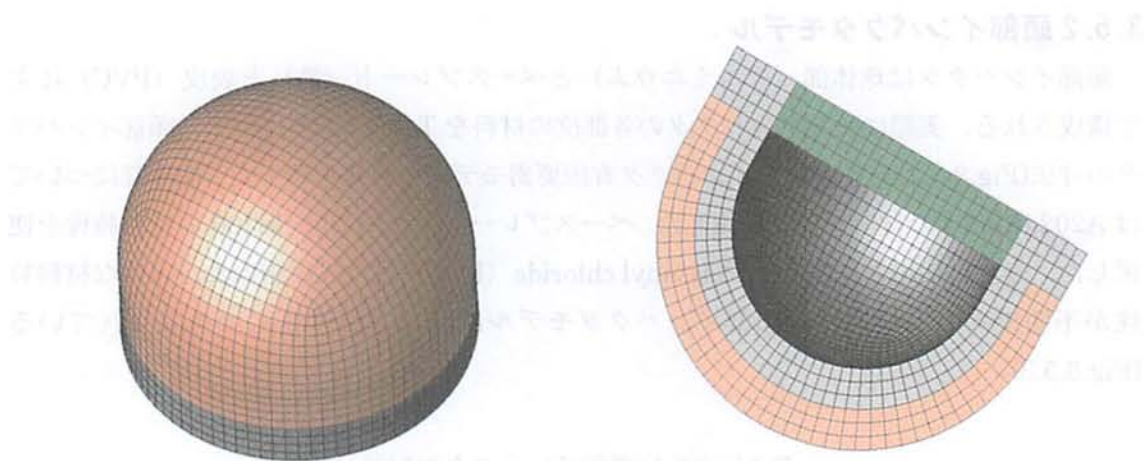


Fig.3.5.3 頭部インパクトモデル(左：全体図，右：断面図)

3.5.3 頭部インパクト落下校正試験との比較

頭部インパクトモデルの表皮に使用されている Polyvinyl chloride (PVC) は合成樹脂の為、正確な材料特性が不明である。今回用いた応力-ひずみ線図を Fig.3.5.4 に示す。そこで、頭部インパクト落下校正試験の再現解析を行い、実験結果と解析結果を比較し、材料特性の調整を行った(Fig.3.5.5)。なお落下校正試験では頭部インパクトを 376 mm の高さより鉄板に自由落下させ、重心位置近傍における 3 軸合成加速度の最大値が 225 G～275 G に入ることが規定されている。ここでは、実験と解析の頭部インパクトの 3 軸合成加速度を比較し、頭部インパクトモデルの妥当性を検証する。

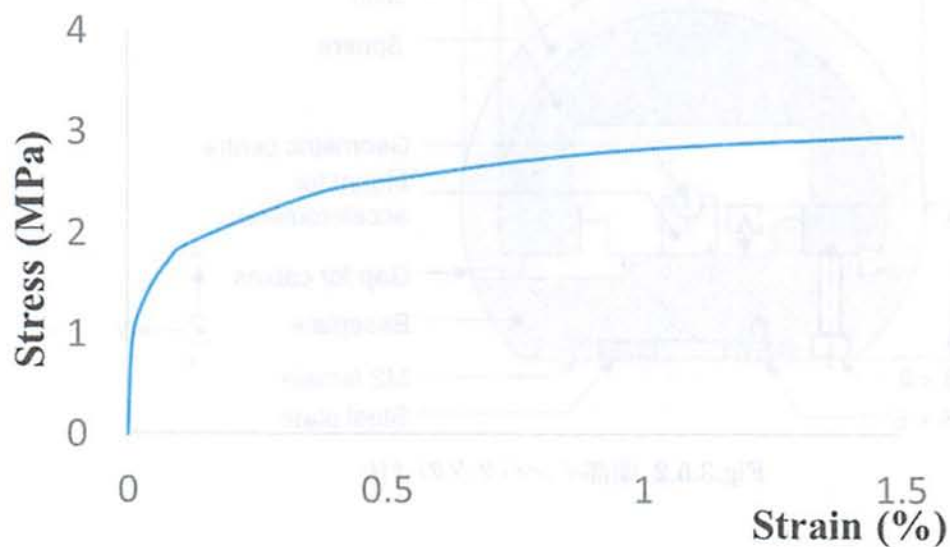


Fig.3.5.4 PVC の応力-ひずみ線図

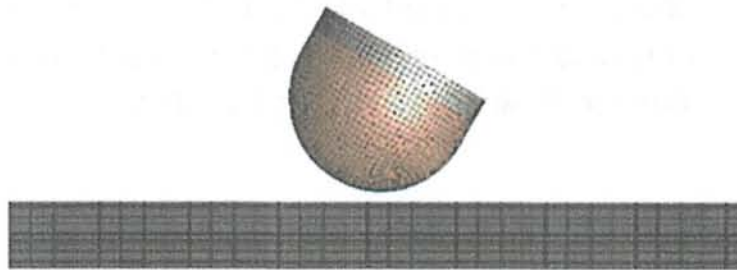
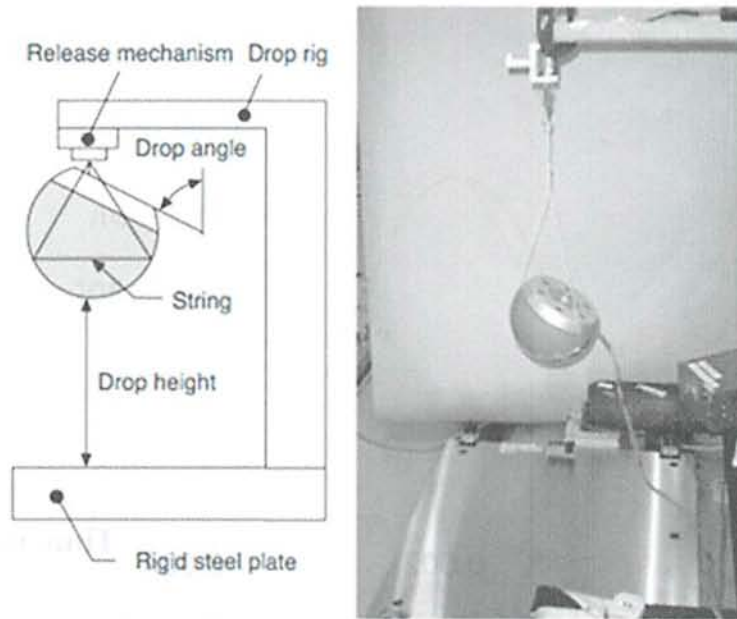


Fig.3.5.5 頭部インパクト落下校正試験（上：実験，下：解析）

頭部インパクト落下校正試験で得られた結果と構築した有限要素モデルの解析結果との比較は Fig.3.5.6 に示す。

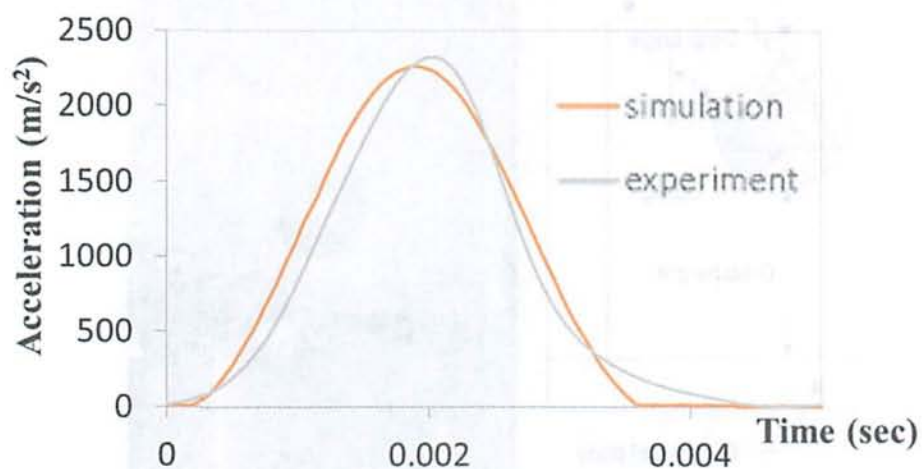


Fig.3.5.6 頭部インパクト落下校正試験と解析結果の比較

構築したモデルと頭部インパクト落下校正試験の結果にすこしのズレがみられたが、おおむね一致した。落下校正試験の結果が平均値であることを考慮にいと、本モデル及び本モデルを用いて解析結果は信頼できるものとして考えられる。

3.6 自転車用ヘルメット有限要素モデル

3.6.1 自転車用ヘルメットの概要

自転車用ヘルメットは、自転車に乗るとき使用し、乗員を頭、脳および顔面上部の衝撃による傷害から保護、又は傷害の程度を軽減するために着用する安全帽である。ヘルメットの色は、昼も夜も車の運転手に目立つものが望ましく、大人用および子供用がある。ロード用およびオフロード用があり、タイムトライアル競技にはタイムトライアルヘルメットが使われる。マウンテンバイクによる丘下りおよびフリーライドなどにはフルフェイスヘルメットが使われる。ヘルメットの大きさは、眉の上における頭の周囲長で表するのが一般的。大きさは、52～64 cm。XS, S, M, LおよびXLなどの記号で表している場合は、その具体的な大きさはメーカーによって異なる。頭の形状とも合うことが必要。頭の大きさにかかわらず1個のヘルメットで適応できるように、頭の大きさに合わせて調整できる内部リングを付けたユニバーサルサイズもある。頭の小さい人が使うと、頭の大きさに合うヘルメットよりも保護効果が良くない。日本では2008年6月の道路交通法改正で13歳未満の児童、幼児のヘルメット着用が保護者の努力義務となった。



Fig.3.6.1 自転車用ヘルメット

(左：一般用，中央：タイムトライアル用，右：フリーライド用)

—自転車用ヘルメットの構造—

一般的な自転車用ヘルメットの構造は、薄いプラスチック製の外殻の中に衝撃吸収材（発泡ポリスチレン）が入っている。外殻は柔らかいものが一般的であるが、硬いものもある。衝突時にも脱げないように、あごひも（ストラップ）が付いている。車などとの衝突の一次衝撃および路面とぶつかる二次衝撃においても、ヘルメットが脱げてはならない。頭から出る熱および湿気を逃がすための通気孔がある。空気抵抗を減らすため、形状は流線型となっている。1%程度空気抵抗が減少する。ヘルメットの後部が尖ったものは、転倒時の頭の打ちようによっては保護効果がなく、空気力学的に特に優れているということもない。汗バンド（汗を吸収するための吸水性の帯）の付いているものが多い。

3.6.2 自転車用ヘルメットモデル

都立産業技術センターで自転車用ヘルメットの CT 撮影を行った。この CT 断層画像に Simpleware を用いて 2 値化し、自転車用ヘルメットモデルの構築を行った(Fig.3.6.2)。ヘルメットは外殻（ポリエチレン）と衝撃吸収材（発泡ポリスチレン）により構成される。外殻についてはポリエチレンの材料特性を使用した。衝撃吸収材については発泡ポリスチレンの材料特性は合成樹脂の為、正確な材料特性が不明である。構築した自転車用ヘルメットモデルは三角形シェル要素（外殻）と四面体ソリッド要素（衝撃吸収材）で構成されている (Fig.3.6.3)。



Fig.3.6.2 自転車用ヘルメットモデル構築手順

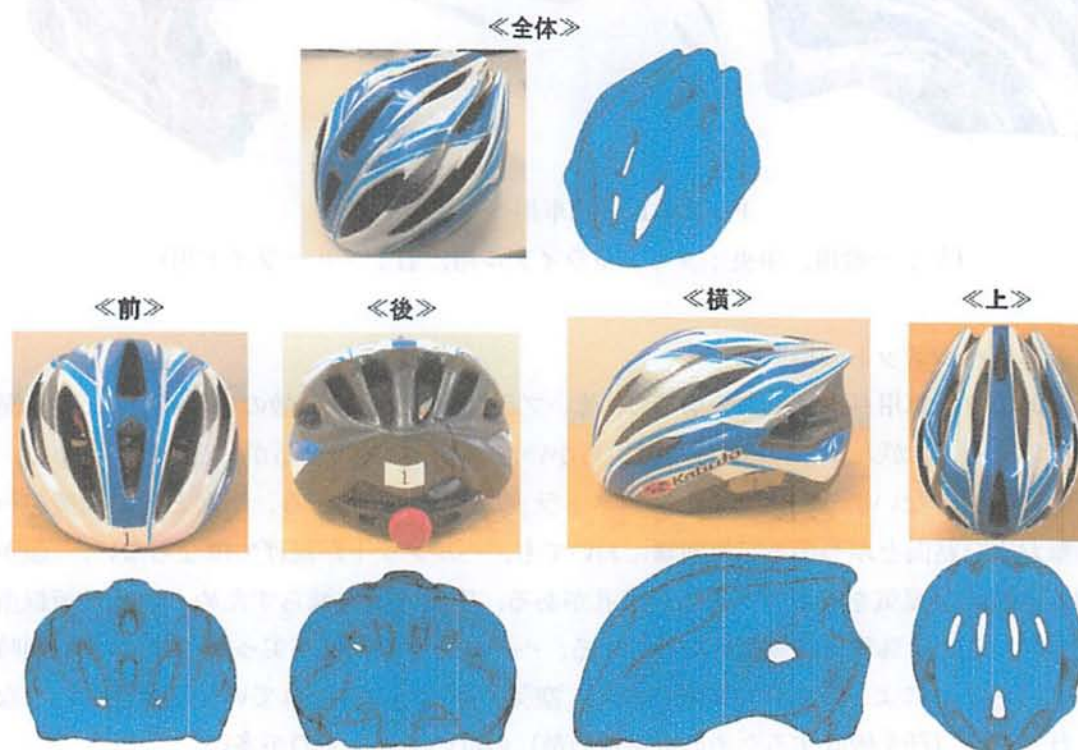


Fig.3.6.3 自転車用ヘルメットモデル

3.6.3 自転車用ヘルメット落下試験との比較

自転車用ヘルメットモデルの衝撃吸収材に使用されている発泡ポリスチレンは合成樹脂の為、正確な材料特性が不明である。今回用いた応力-ひずみ線図を Fig.3.6.4 に示す。そこで、頭部インパクトモデルと自転車用ヘルメットモデルを用いて落下試験と同条件で再現解析を行う (Fig.3.6.5)。なお自転車用ヘルメット落下試験では自転車用ヘルメットを被せた頭部インパクトを地面に平行にして、1.5 m の高さよりコンクリートに自由落下させる。ここでは、実験と解析の頭部インパクトの 3 軸合成加速度を比較し、自転車用ヘルメットモデルの妥当性を検証する。

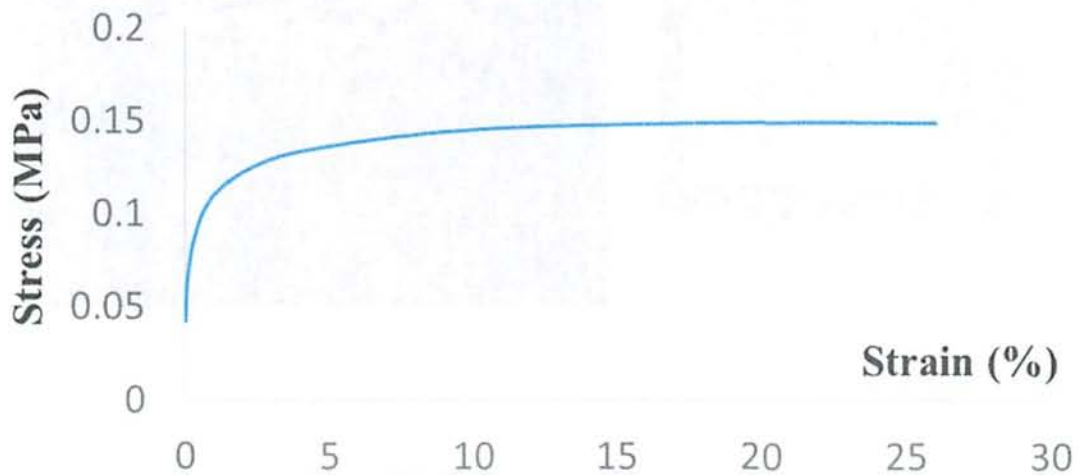


Fig.3.6.4 発泡ポリスチレンの応力-ひずみ線図

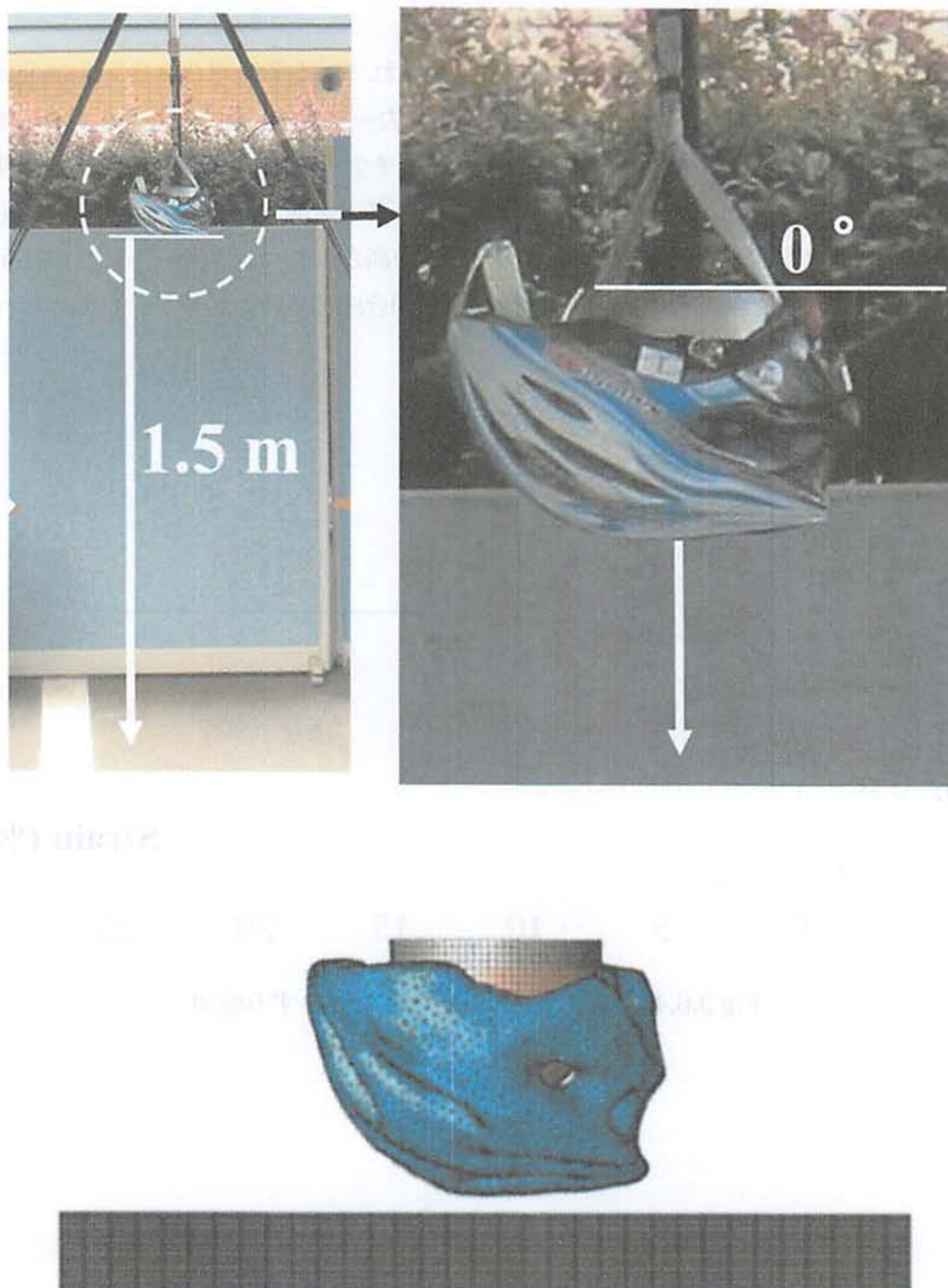


Fig.3.6.5 自転車用ヘルメット落下試験（上：実験，下：解析）

自転車用ヘルメット落下試験で得られた結果と構築した有限要素モデルの解析結果との比較は Fig.3.6.6 に示す.

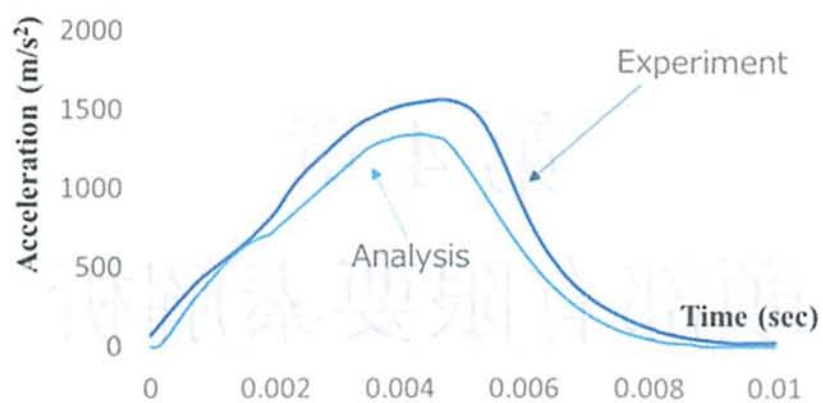


Fig.3.6.6 自転車用ヘルメット落下試験と解析結果の比較

構築したモデルと自転車用ヘルメット落下試験の結果にすこしのズレがみられたが、落下校正試験の結果が平均値であることを考慮にいと、本モデル及び本モデルを用いて解析結果は信頼できるものとして考えられる.

第4章

頭部有限要素解析

4.1 頭部有限要素解析条件

4.1.1 頭部有限要素解析の概要

本研究の目的は、ヘルメット装着の効果の明確化、衝突部位による発生する頭部傷害の違いの明確化である。

ヘルメット装着の効果の明確化は、頭部モデルに自転車用ヘルメットモデルを装着させた場合、装着させなかった場合、ストラップを装着していなかった場合の3条件下での路面、縁石衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価と自転車用ヘルメットの損傷軽減効果を調査する。

衝突部位による発生する頭部傷害の違いの明確化は、前頭部を衝突させた場合、側頭部を衝突させた場合の2条件下での路面衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価を行う。

4.1.2 接触条件

ヘルメット装着と未装着の違いは自転車用ヘルメットモデルの有無である。ヘルメット装着とストラップ未装着の違いは、接触条件である。ヘルメット装着時は頭部モデルとヘルメットモデルとの接触条件にタイドタイプを用いた。ストラップ未装着時は頭部モデルとヘルメットモデルの接触条件にスライド&ボイドタイプを用いた。地面モデルと縁石モデルに対するヘルメットモデルと頭部モデルの接触条件はスライド&ボイドタイプを用いた。

4.1.3 解析の種類

今回行った有限要素解析の種類別にまとめた表をTable.4.1.1に示す。Case A~Lの12条件の解析モデルをFig.4.1.1に示す。Case A,C,Eにおける頭部モデルと地面モデルの角度は 35° ，Case B,D,Fにおける頭部モデルと地面の角度は 40° ，Case G,I,Kにおける頭部モデルと地面との角度は 30° ，Case H,J,Lにおける頭部モデルと地面との角度は 63° である。Case A~Lの衝突速度は5m/sである。

Table.4.1.1 解析条件

| 衝突対象 \ 条件 | ヘルメット装着 | | ヘルメット未装着 | | ストラップ未装着 | |
|-----------|---------|-----|----------|-----|----------|-----|
| | 前頭部 | 側頭部 | 前頭部 | 側頭部 | 前頭部 | 側頭部 |
| 地面 | A | B | C | D | E | F |
| 縁石 | G | H | I | J | K | L |

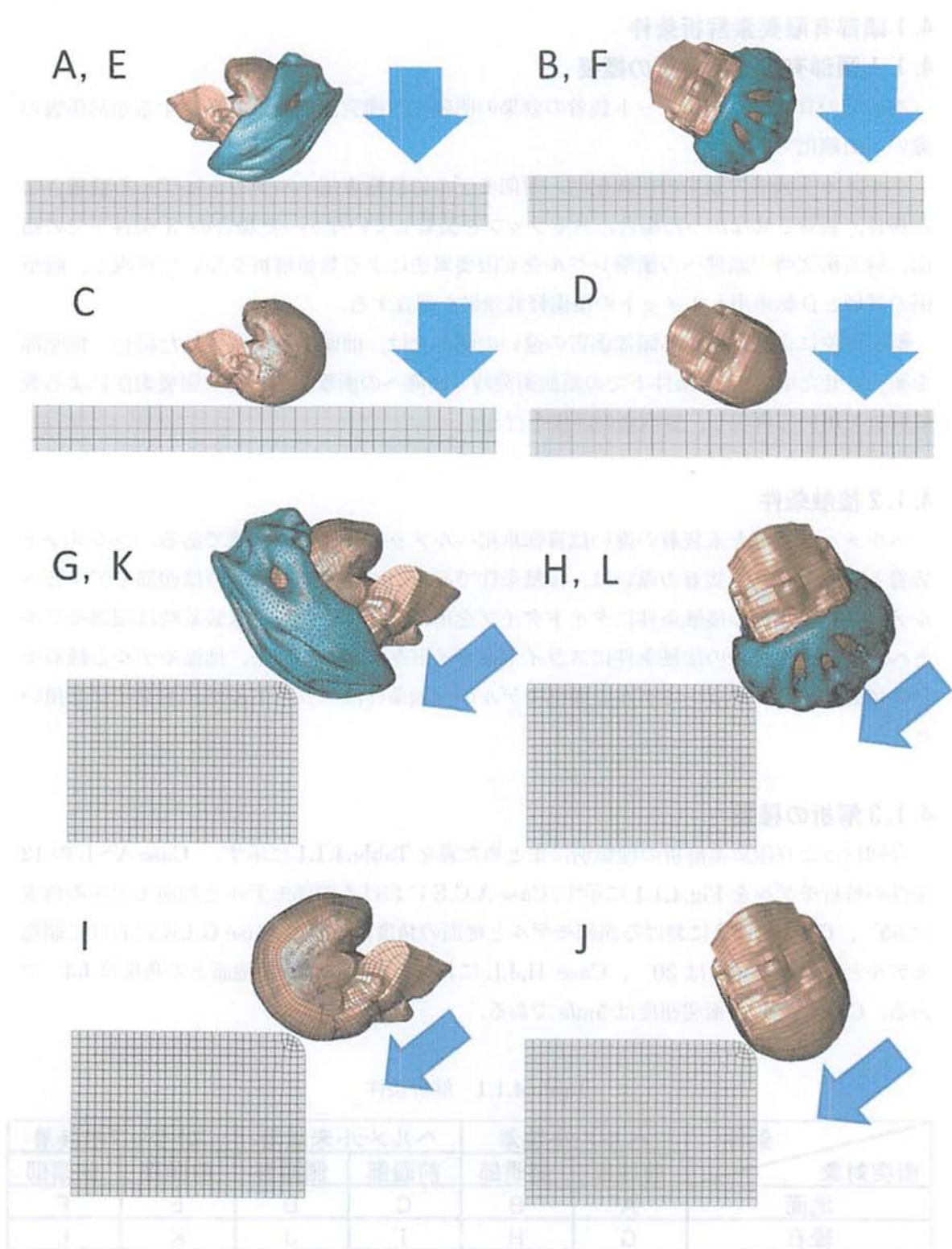


Fig.4.1.1 頭部有限要素解析の種類

4.1.4 評価する脳損傷と閾値

脳損傷の評価は閾値を基準に行う。頭蓋骨のひずみで頭蓋骨骨折、脳実質の圧力で脳挫傷、脳実質のミーゼス応力で脳震盪とDAIをそれぞれ評価する。

—頭蓋骨骨折—

骨の材料物性の情報は少なく、異なる年齢における材料物性は幼児や子ども、成人のデータを参考に算出するのが一般的である[3][42][43]。症例患者の年齢から文献を参考に頭蓋骨骨折の閾値を推定する (Fig.4.1.2)。今回設定した11歳のヤング率は7350MPa、骨折ひずみの閾値は3.87%になる。

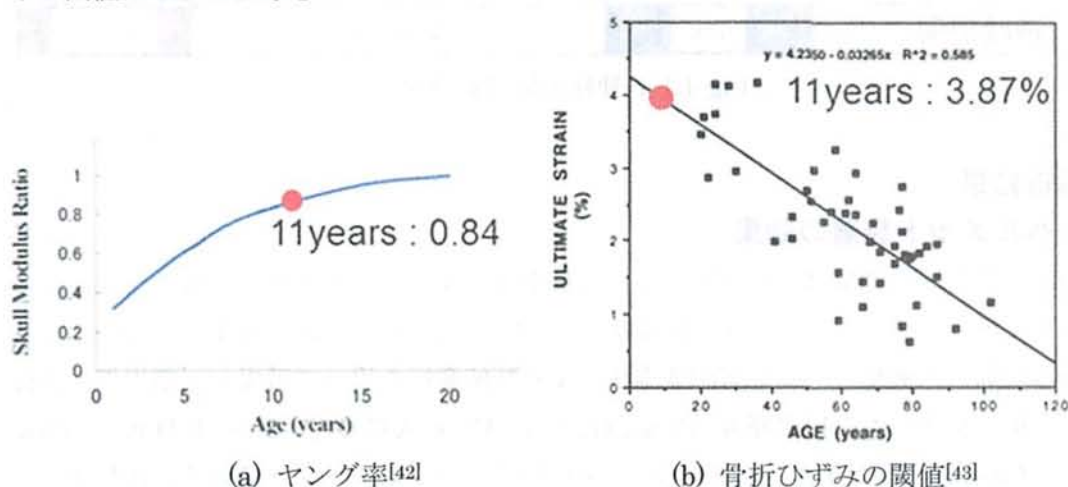


Fig.4.1.2 年齢による骨折の閾値の推定

—脳挫傷—

脳挫傷の重症度を評価する上で、血管損傷の閾値を用いた。出血の閾値は血管を構成している細胞実験を用いた衝撃実験を行っている文献を参考にし、評価パラメータには圧力とミーゼス応力を用いた (Fig.4.1.3)。

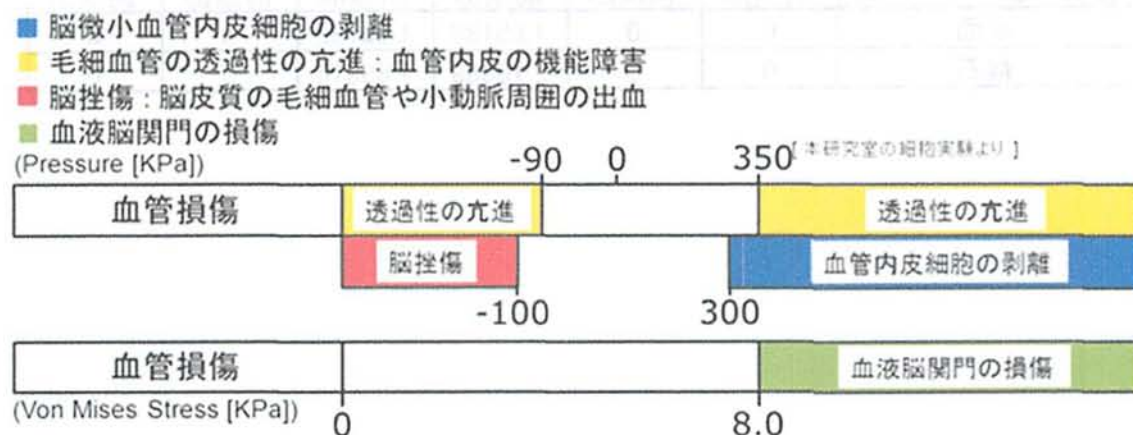


Fig.4.1.3 血管損傷閾値[10][44][45]

一脳震盪とDAI一

神経損傷の重症度を評価する上で、神経損傷を重症度別に分けた閾値を用いた。閾値は文献を参考にし、評価パラメータには神経損傷の評価をする際、多くの文献で用いられているミーゼス応力を用いた (Fig.4.1.4)。ここでの Mild は脳震盪を表す。

| | Anterograde amnesia | Glasgow scale | AIS |
|--------------------------------|----------------------|---------------|-------------|
| Mild neurological injuries | Length < 20-30min | 13 ≤ GCS ≤ 15 | 1 ≤ AIS ≤ 2 |
| Moderate neurological injuries | 30min < length < 24h | 9 ≤ GCS ≤ 12 | 3 ≤ AIS ≤ 4 |
| Severe neurological injuries | Length < 24h | 3 ≤ GCS ≤ 8 | AIS 5 |

| | | | |
|--------------------------|------|----------|--------|
| (Von Mises Stress [KPa]) | 7.8 | 18 | 38 |
| 神経損傷 | Mild | Moderate | Severe |

Fig.4.1.4 神経損傷閾値^{[2][46]}

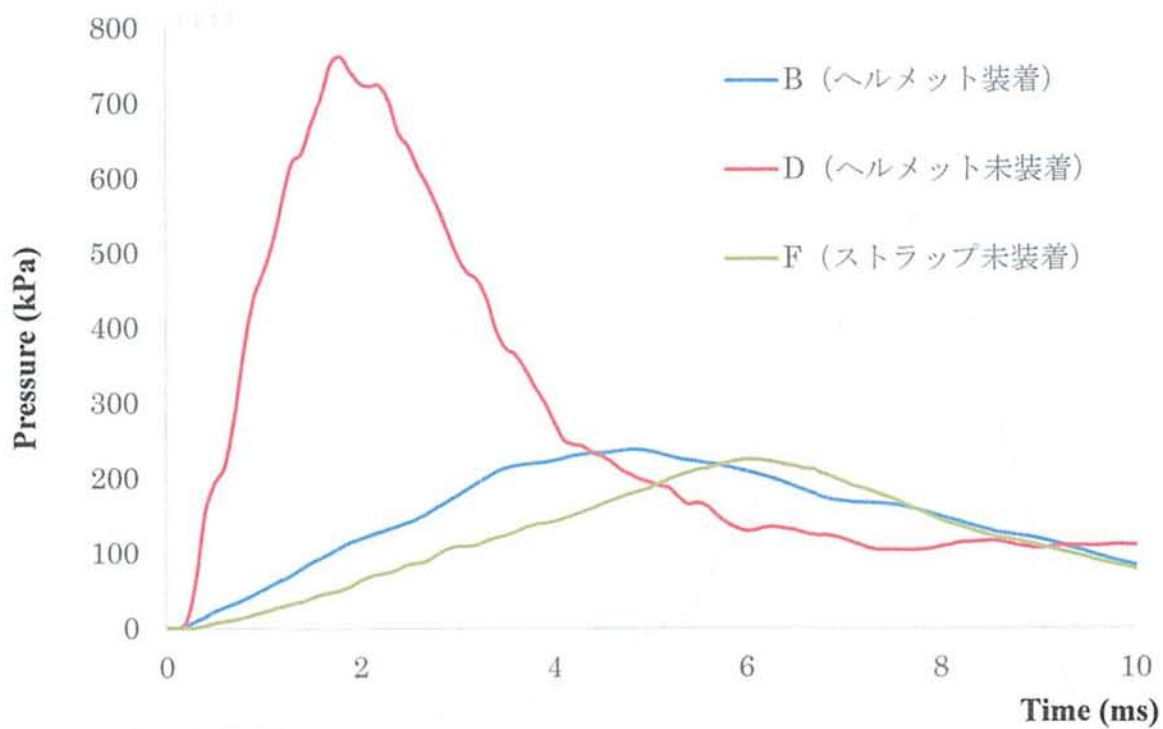
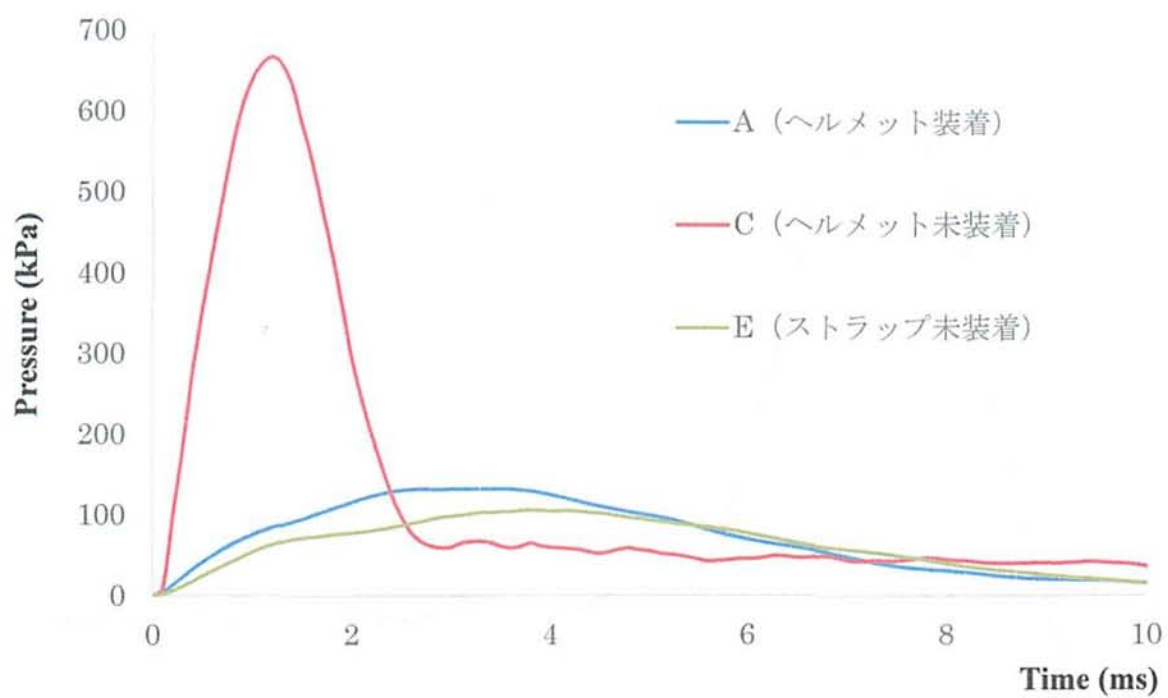
4.2 解析結果

4.2.1 ヘルメット装着の効果

ヘルメット装着の効果は、頭部モデルに自転車用ヘルメットモデルを装着させた場合、装着させなかった場合、ストラップを装着していなかった場合の 3 条件下での路面、縁石衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価と自転車用ヘルメットの損傷軽減効果を調査する。Case A,C,E と Case B,D,F と Case G,I,K と Case H,J,K の 4 グループのひずみ・圧力・ミーゼス応力の値をそれぞれ比較する。ひずみは頭蓋骨の値、圧力とミーゼス応力は脳実質の値である。ひずみの表を Table 4.2.1、正圧のグラフを Fig.4.2.1、負圧のグラフを Fig.4.2.2、ミーゼス応力のグラフを Fig.4.2.3 にそれぞれ示す。

Table 4.2.1 頭蓋骨のひずみ(%)

| 条件 衝突対象 | ヘルメット装着 | | ヘルメット未装着 | | ストラップ未装着 | |
|------------|---------|-----|----------|---------|----------|-----|
| | 前頭部 | 側頭部 | 前頭部 | 側頭部 | 前頭部 | 側頭部 |
| 地面 | 0 | 0 | 1.85188 | 1.63733 | 0 | 0 |
| 縁石 | 0 | 0 | 2.10389 | 1.89316 | 0 | 0 |



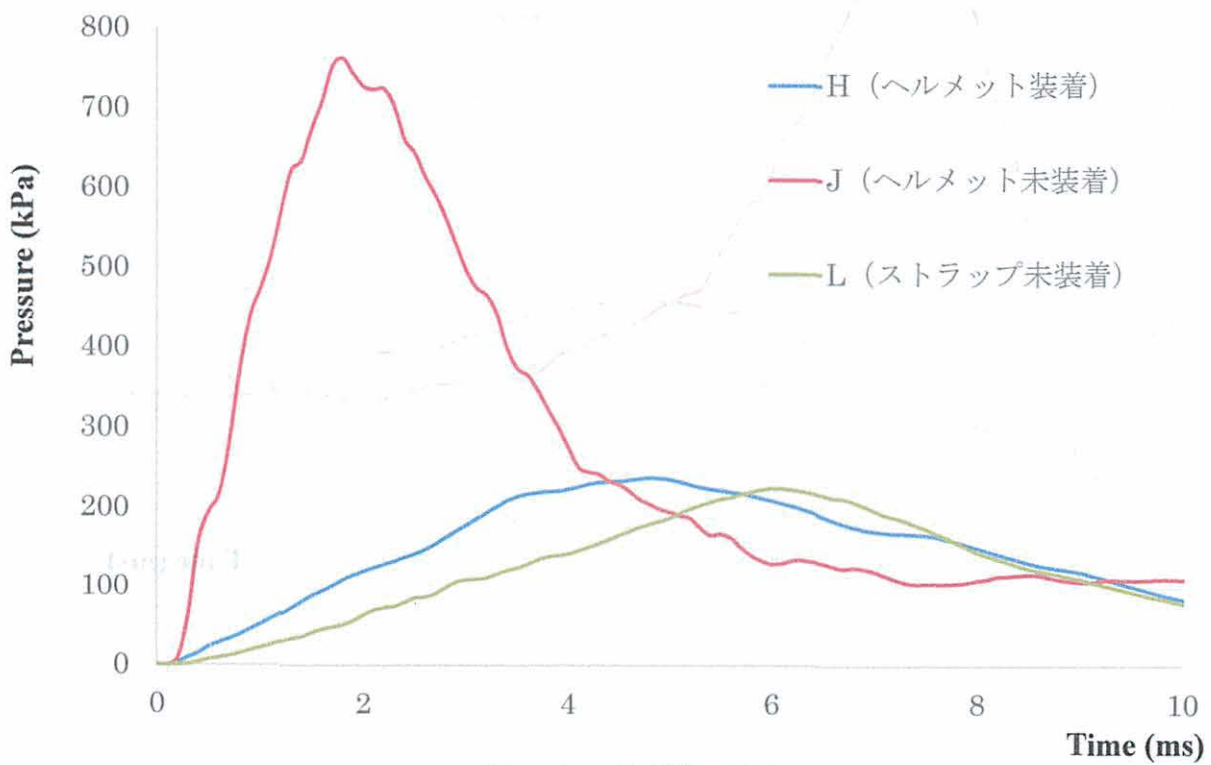
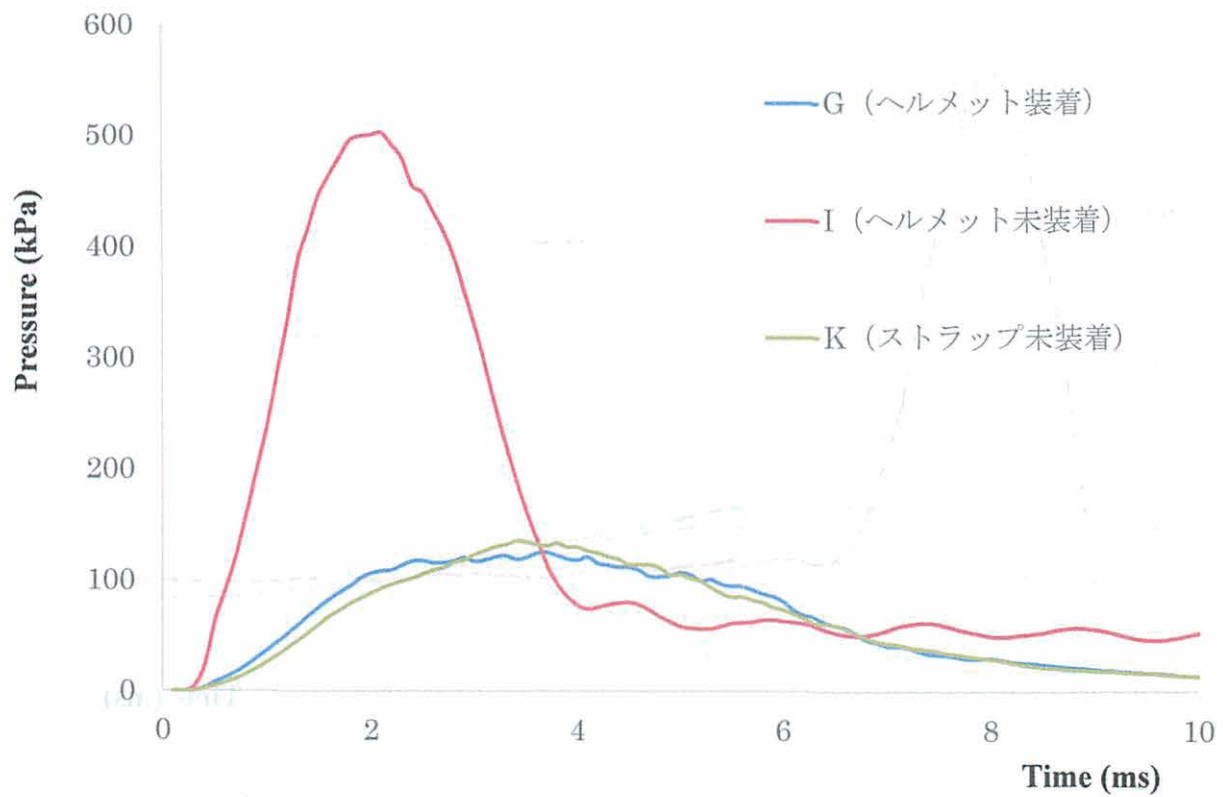
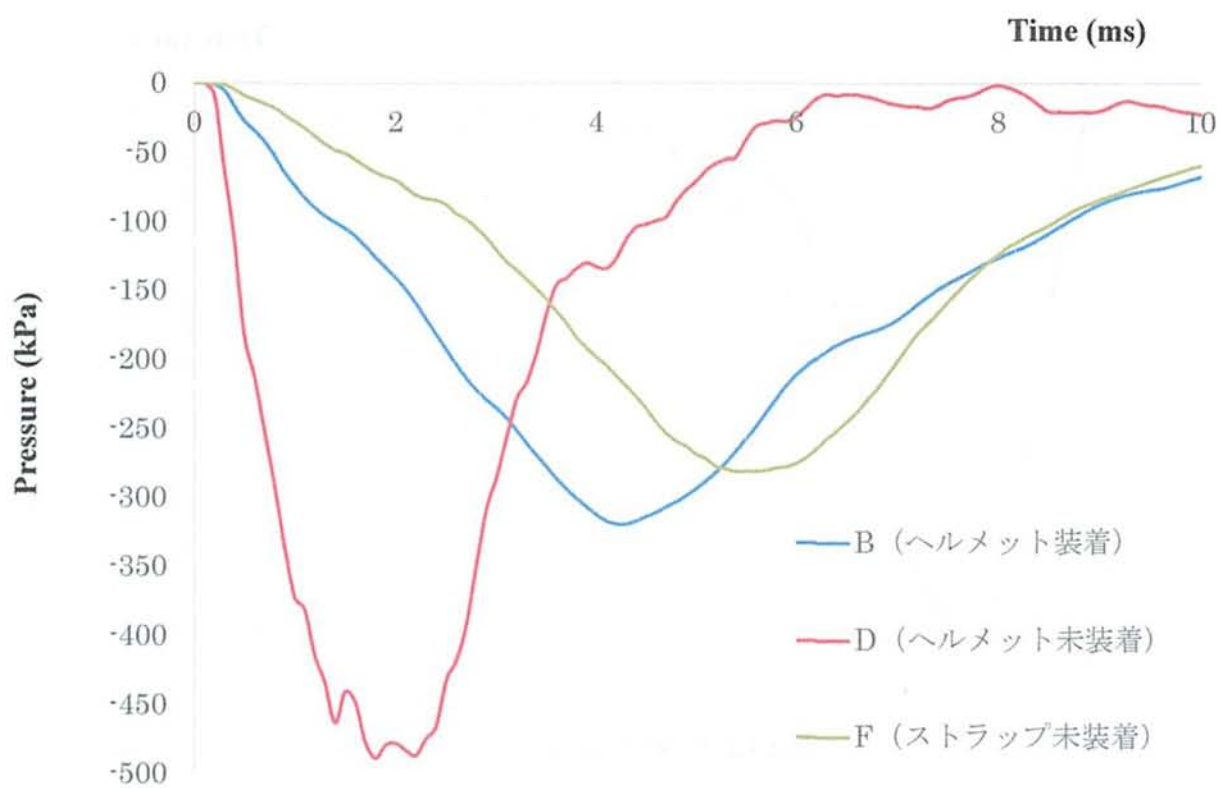
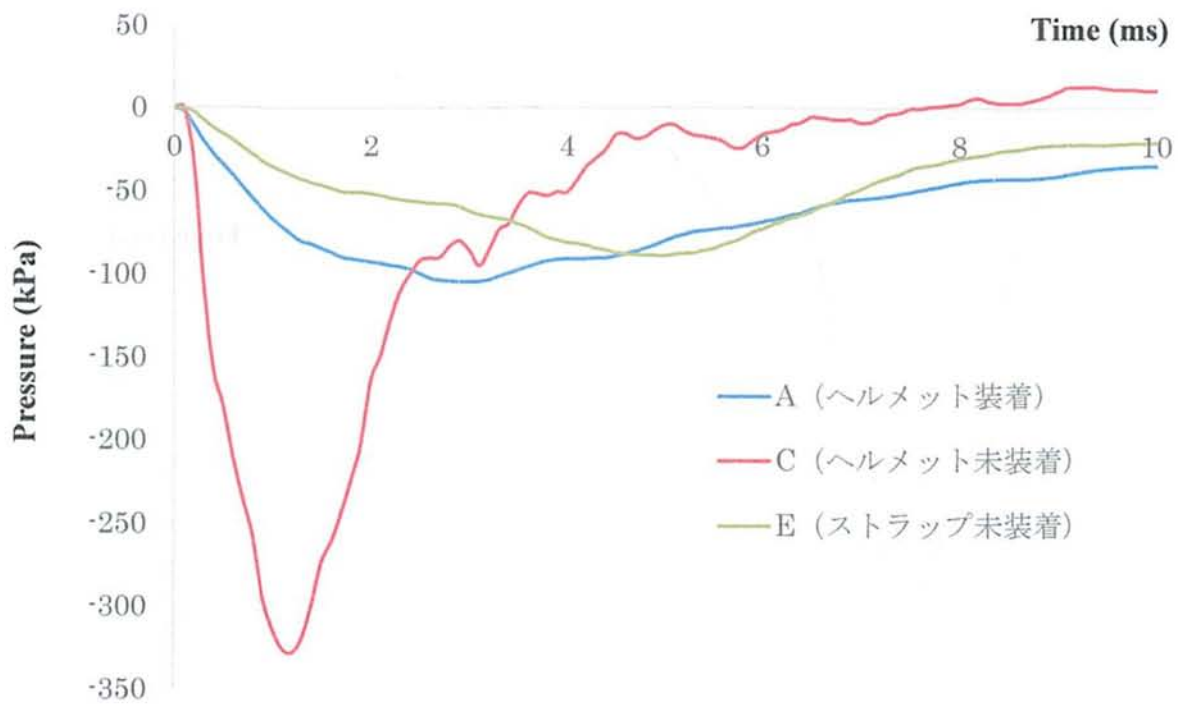


Fig.4.2.1 脳実質の正圧



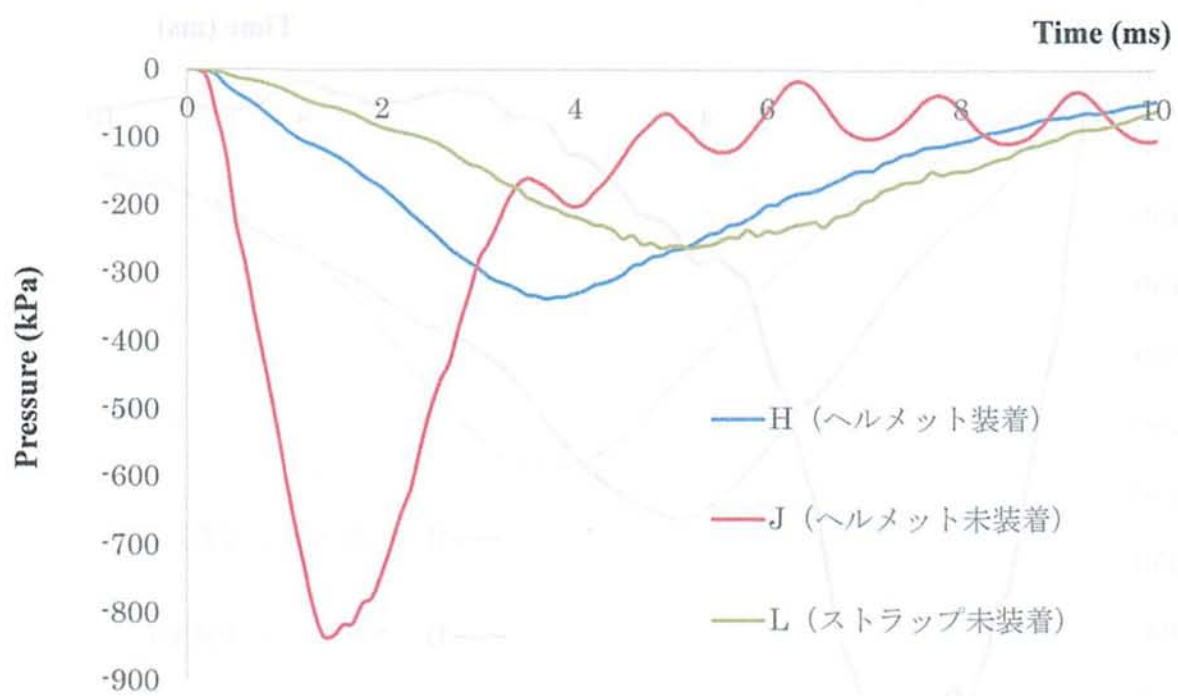
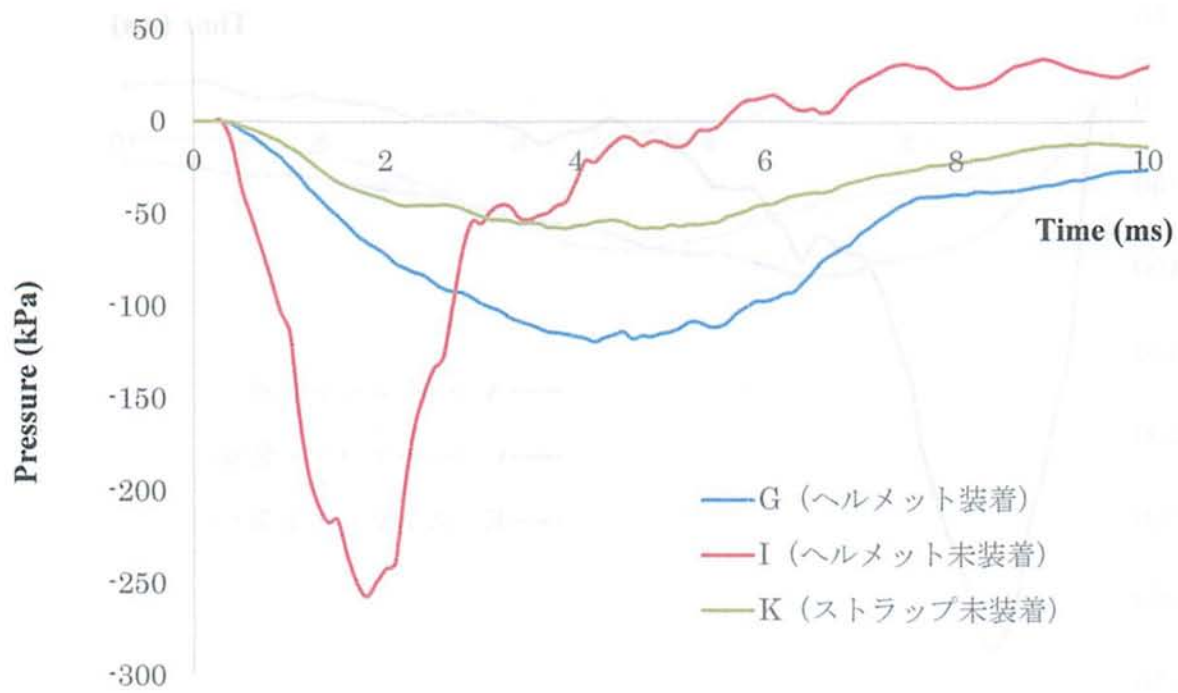
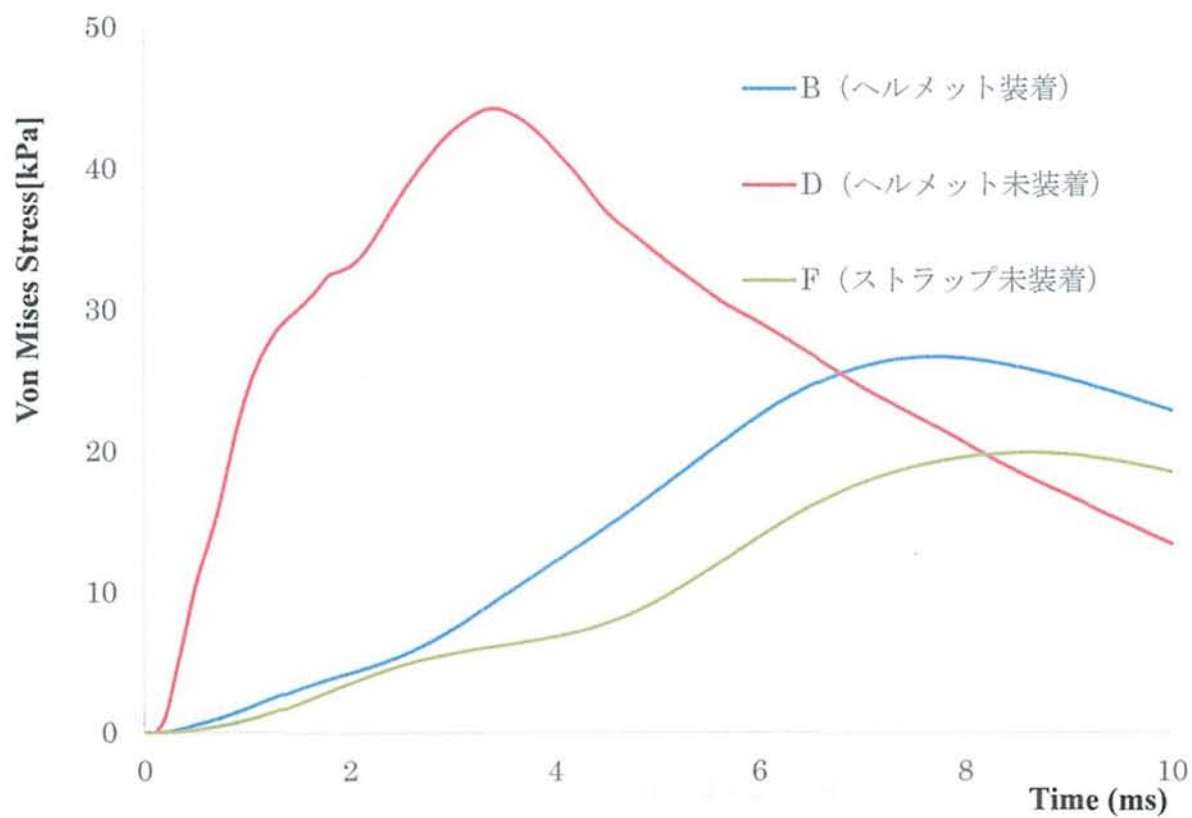
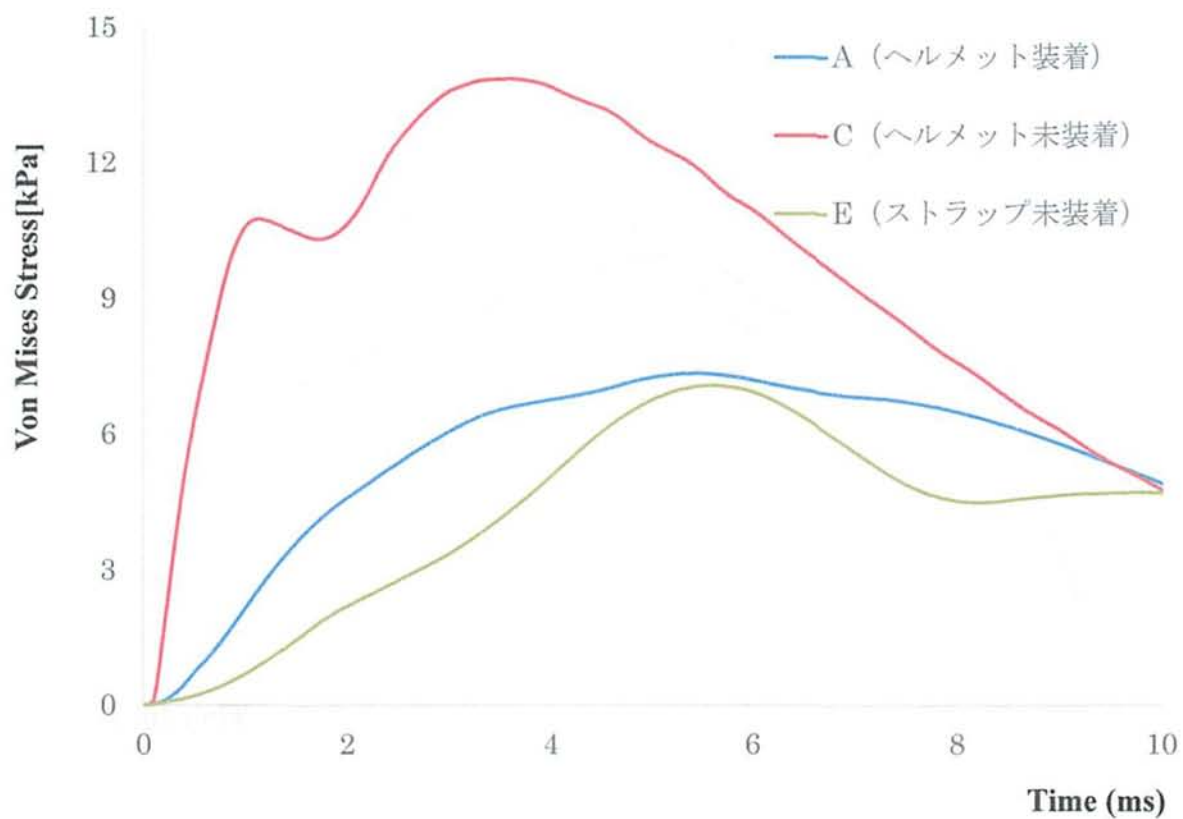


Fig.4.2.2 脳実質の負圧



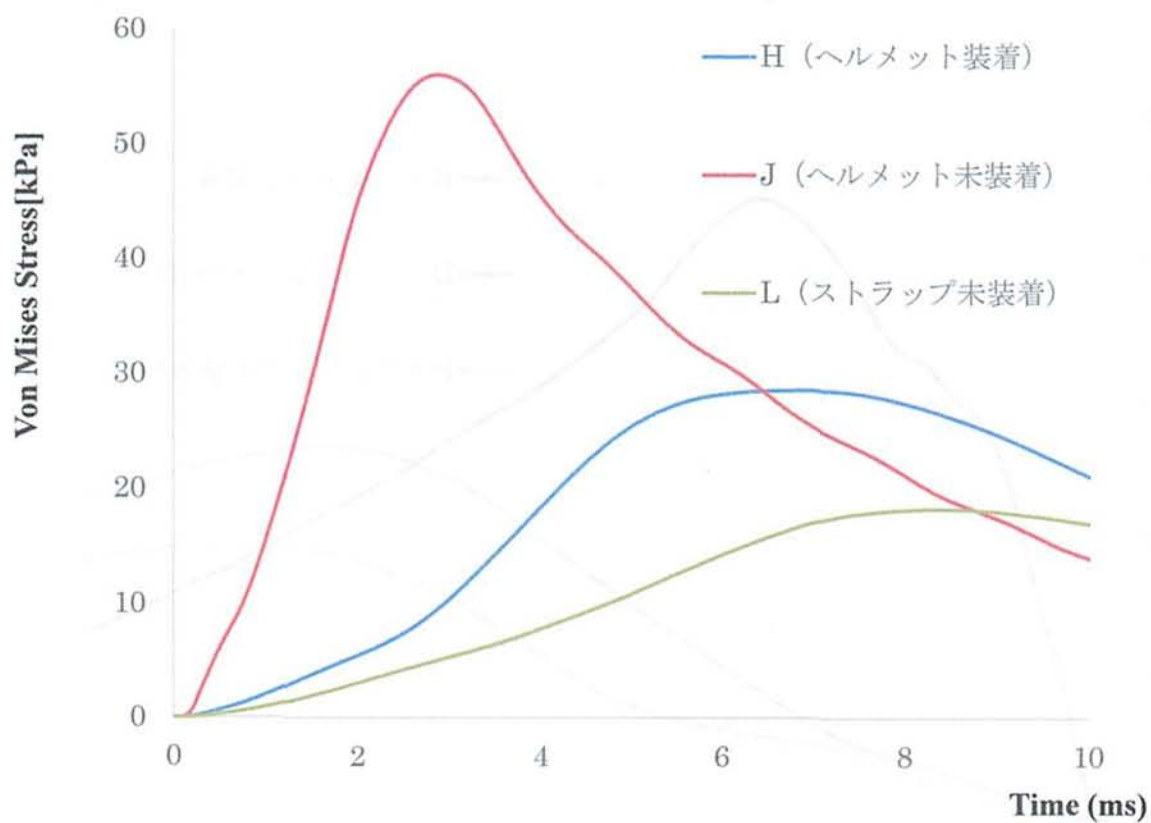
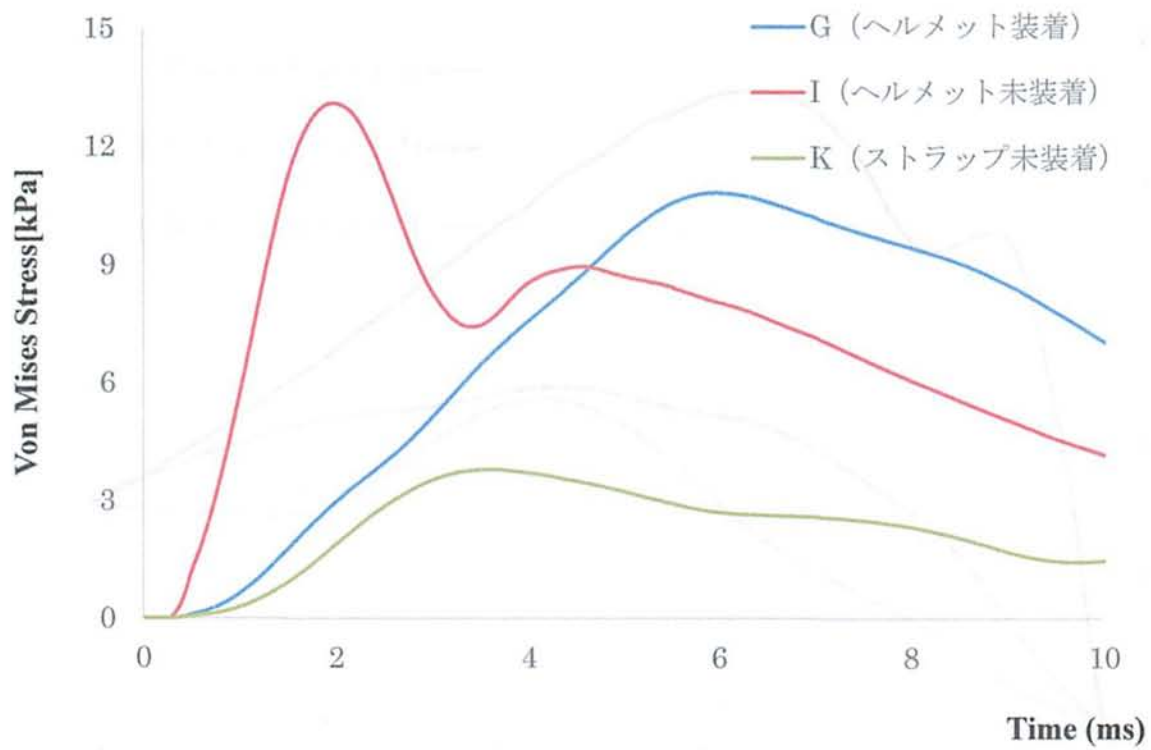
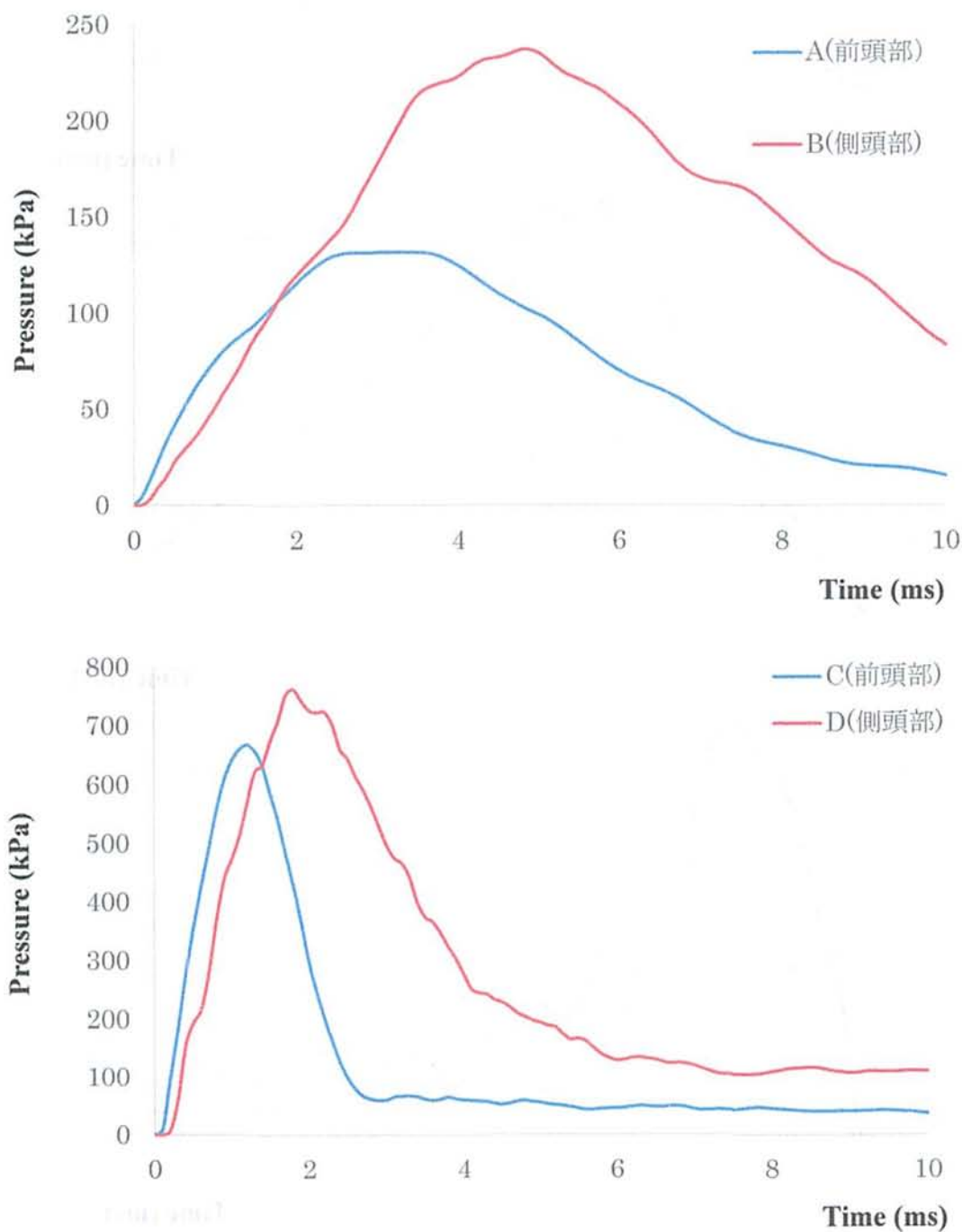
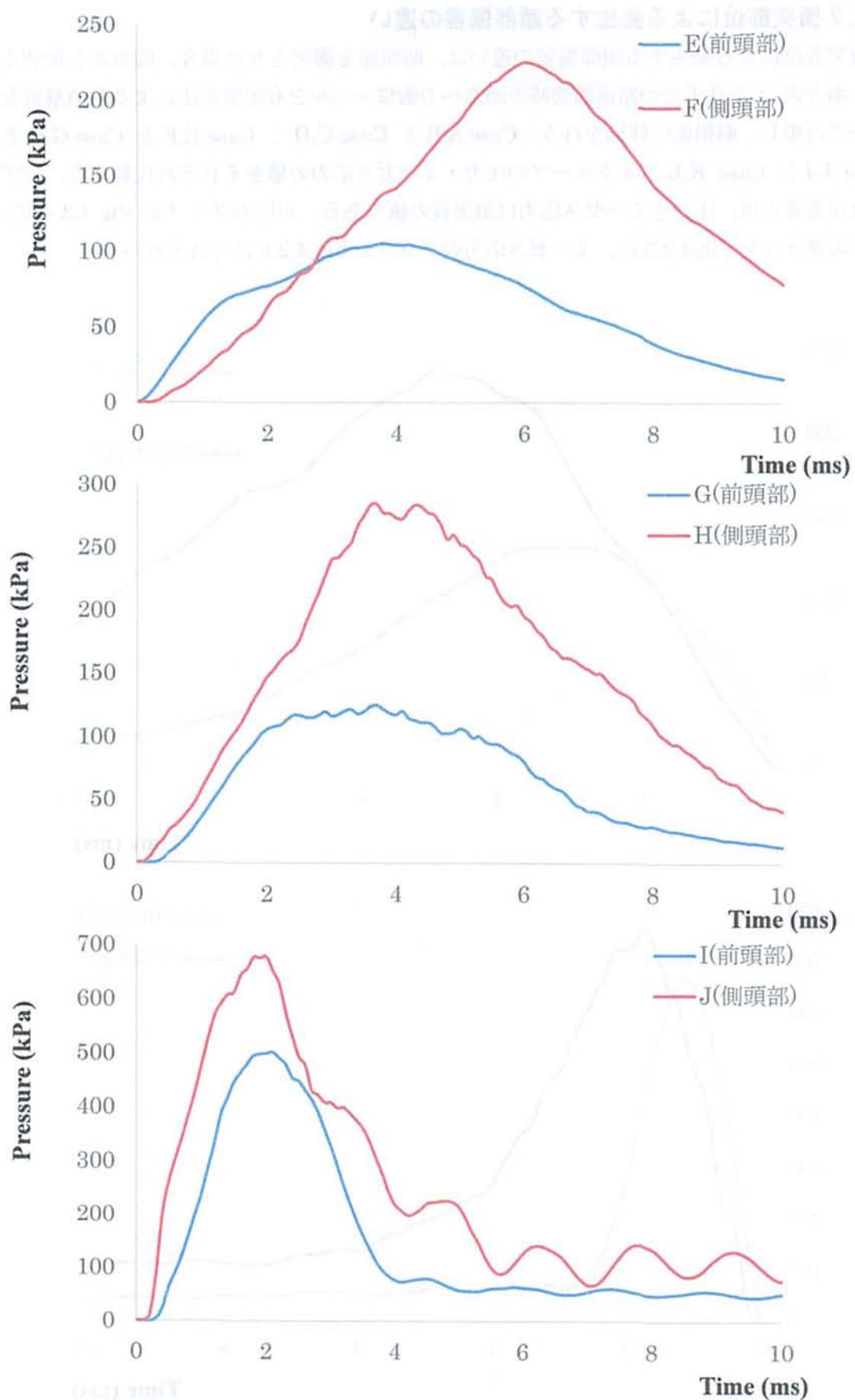


Fig.4.2.3 脳実質のミーゼス応力

4.2.2 衝突部位による発生する頭部傷害の違い

衝突部位による発生する頭部傷害の違いは、前頭部を衝突させた場合、側頭部を衝突させた場合の 2 条件下での路面衝突時の頭部への衝撃レベルを有限要素法による数値解析を用いて再現し、脳損傷の評価を行う。Case A,B と Case C,D と Case E,F と Case G,H と Case I,J と Case K,L の 4 グループの圧力・ミーゼス応力の値をそれぞれ比較する。ひずみは頭蓋骨の値、圧力とミーゼス応力は脳実質の値である。正圧のグラフを Fig.4.2.4 に、負圧のグラフを Fig.4.2.5 に、ミーゼス応力のグラフを Fig.4.2.6 にそれぞれ示す。





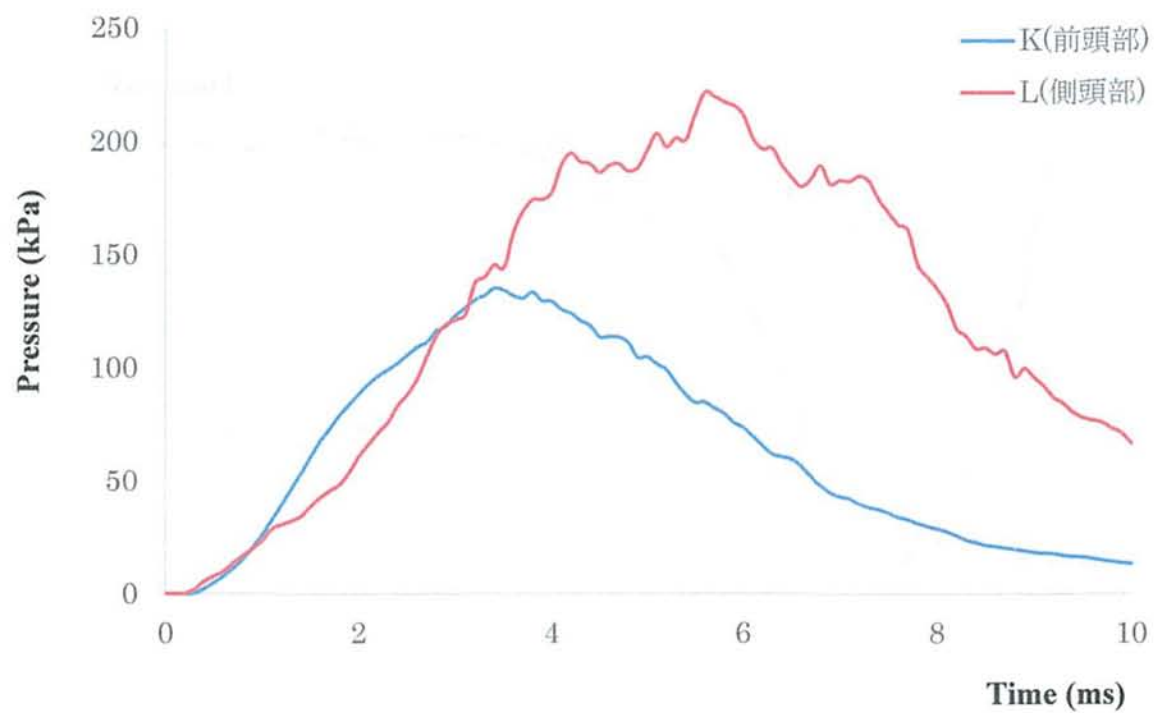
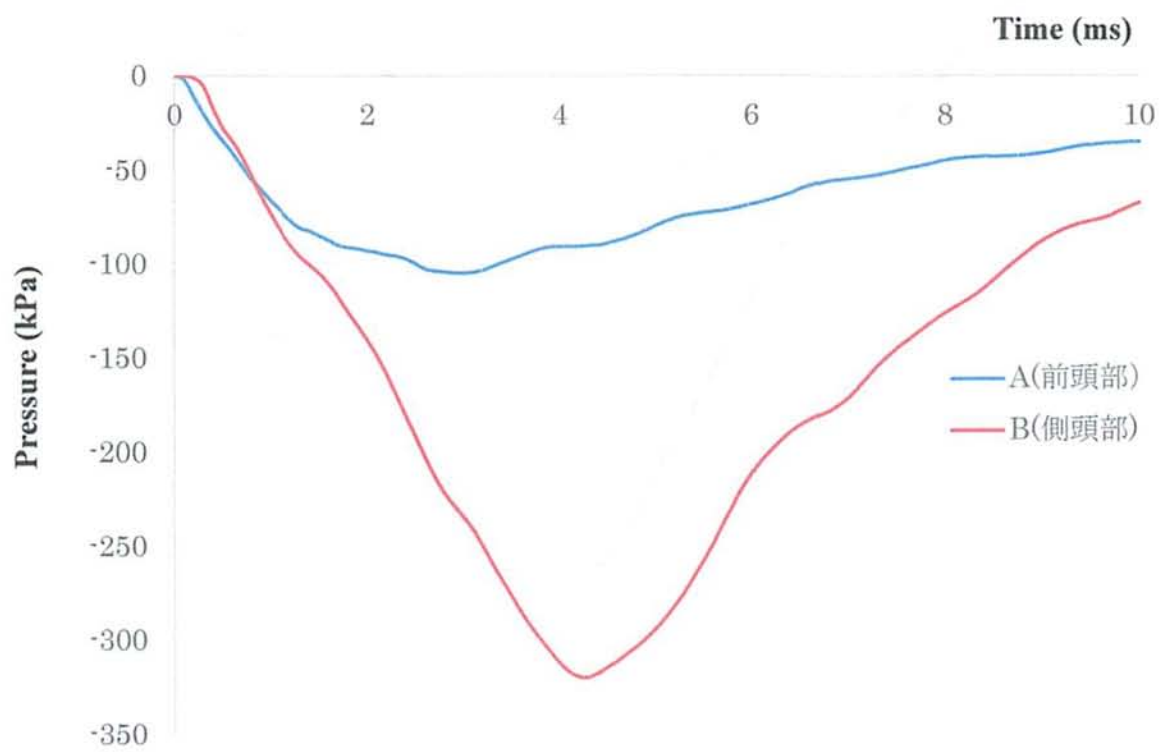
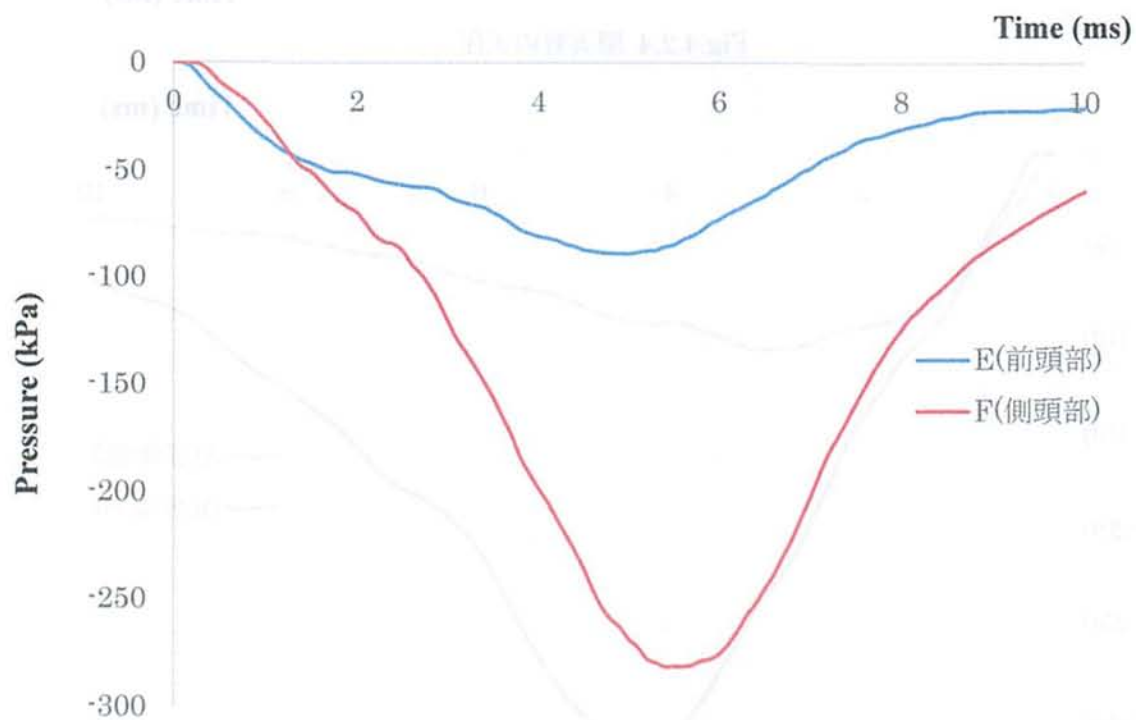
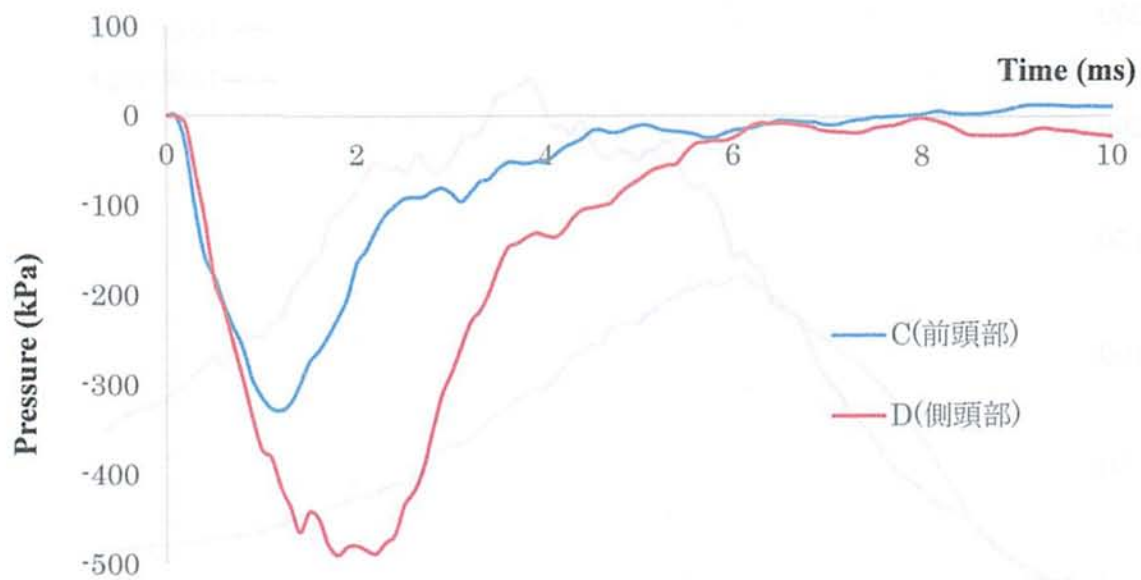
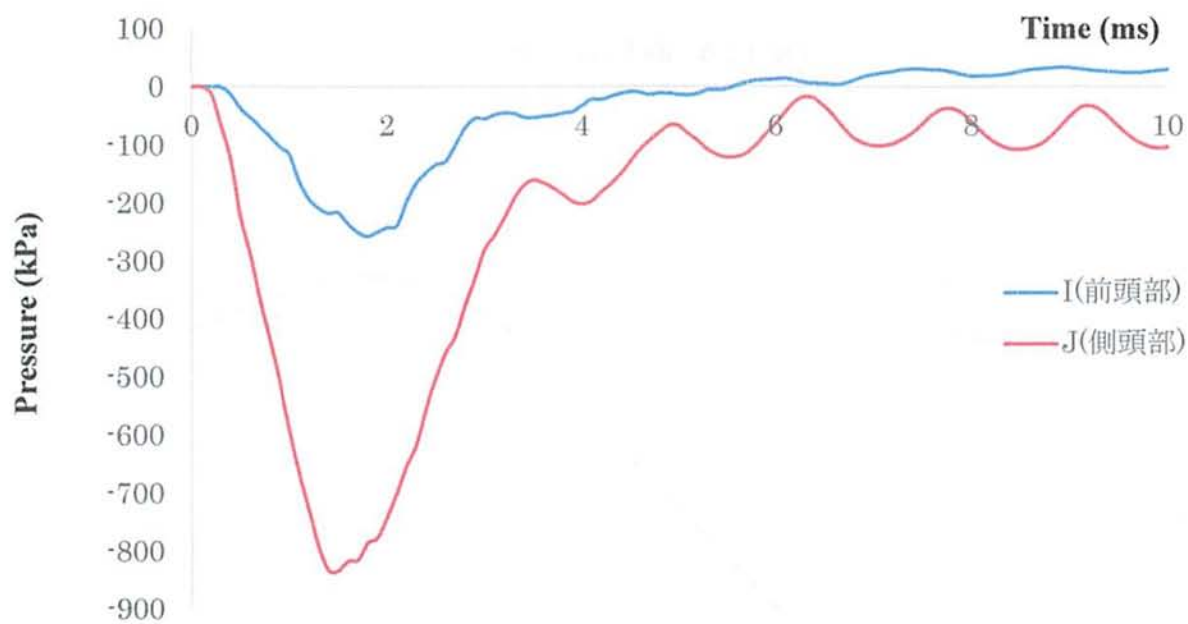
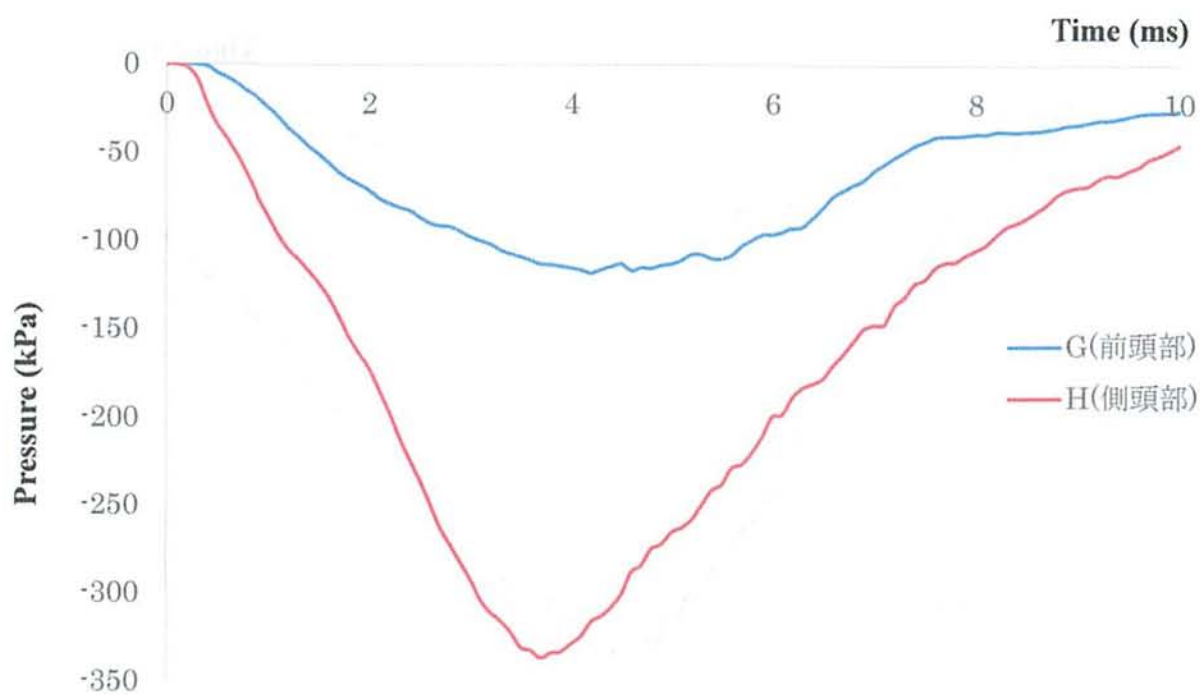


Fig.4.2.4 脳実質の正圧







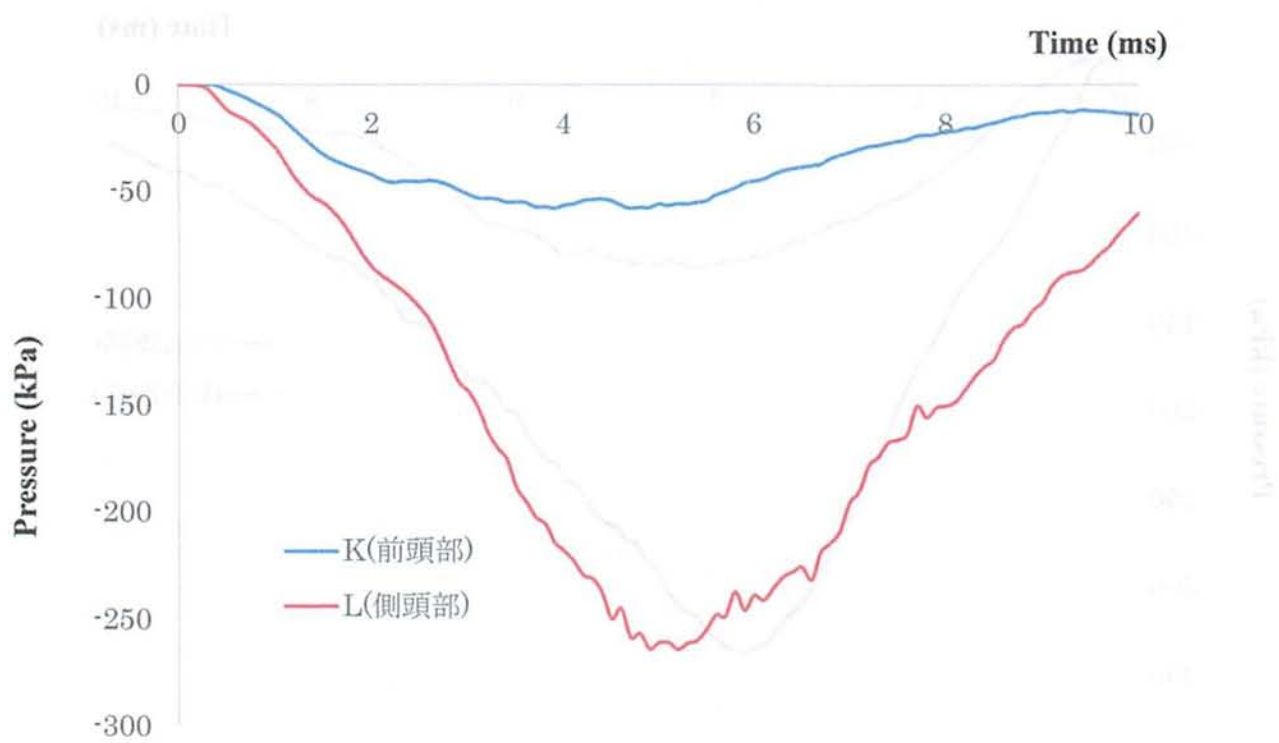
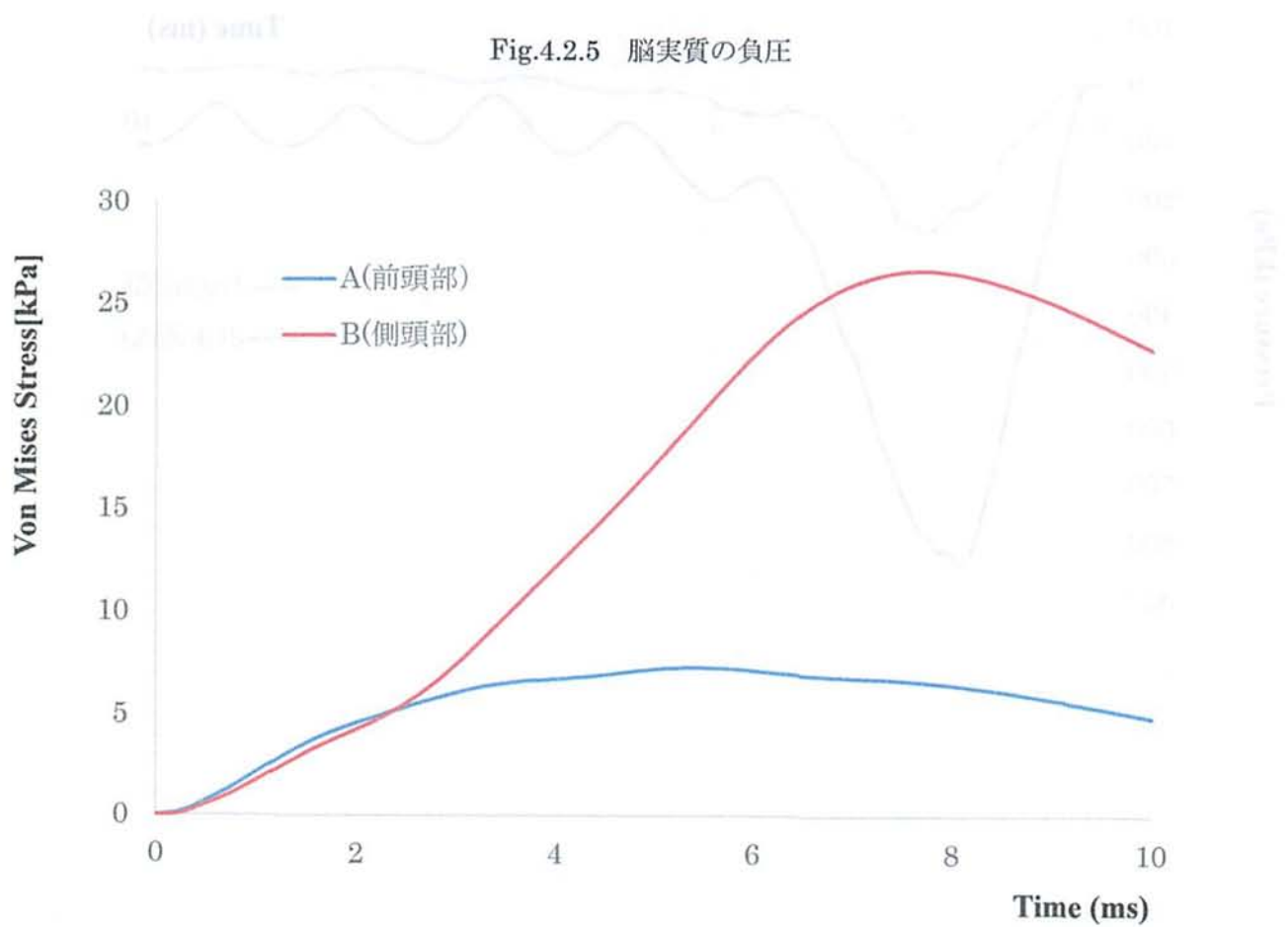
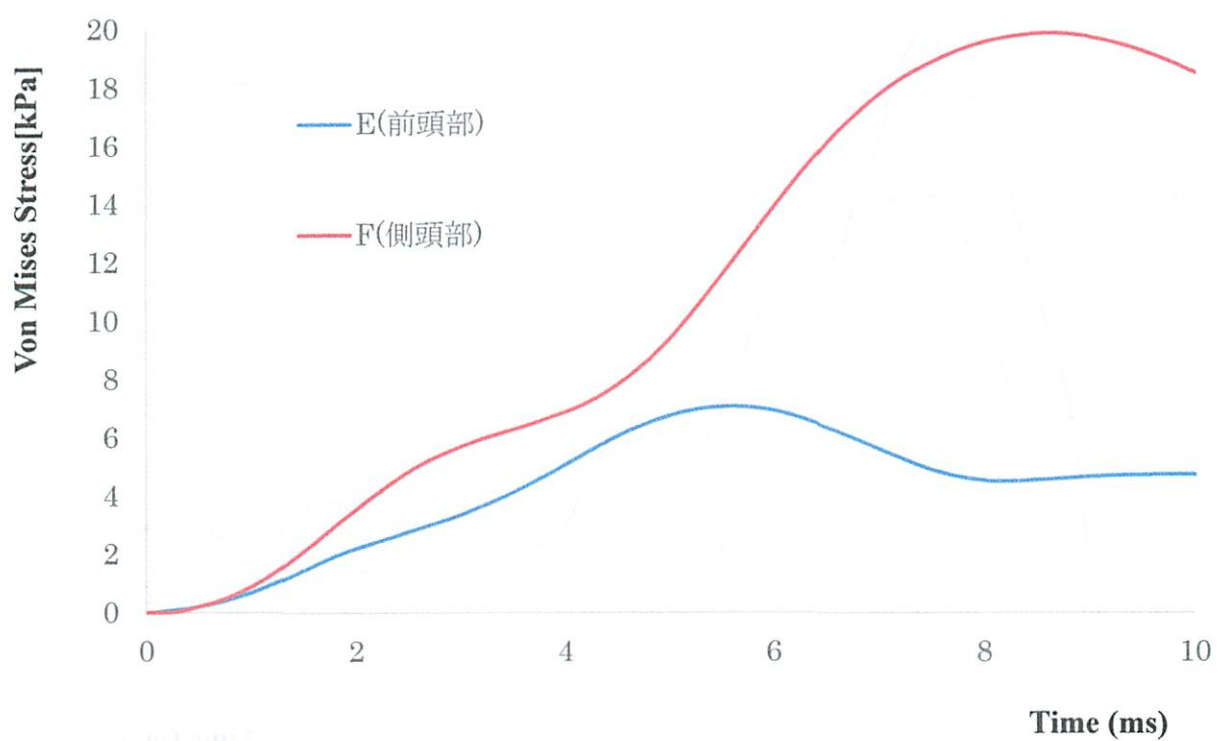
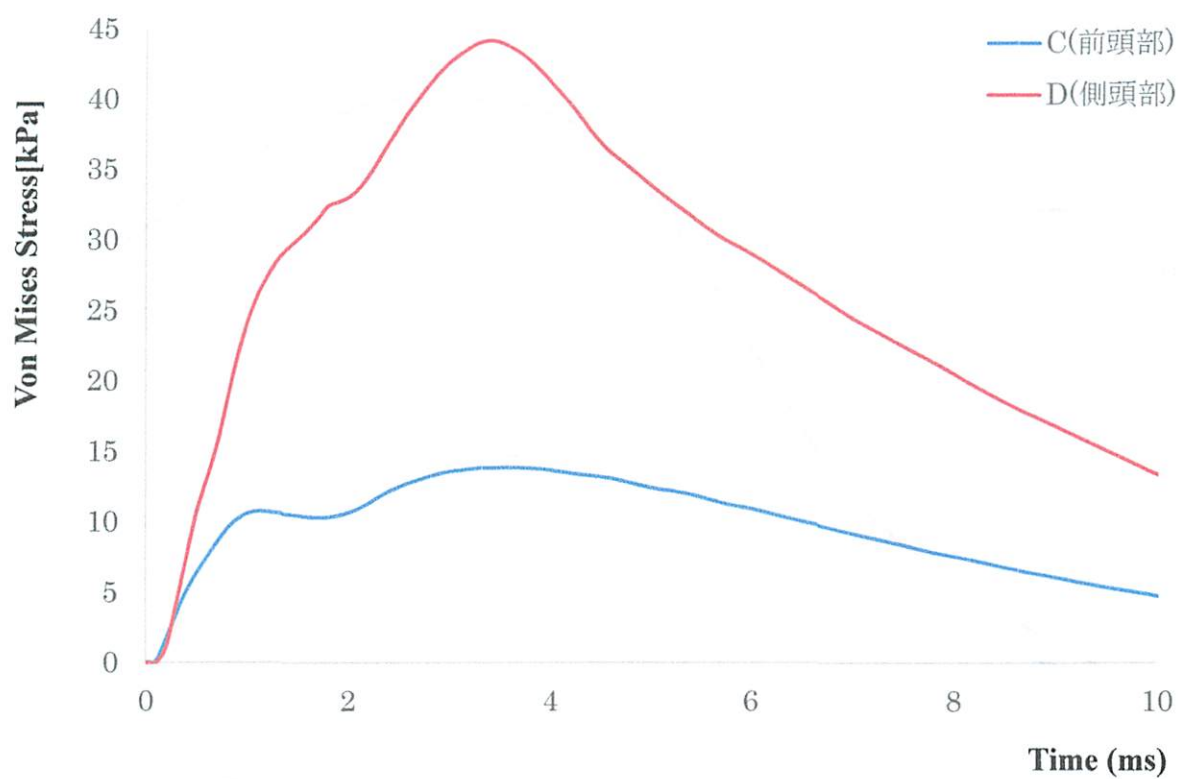
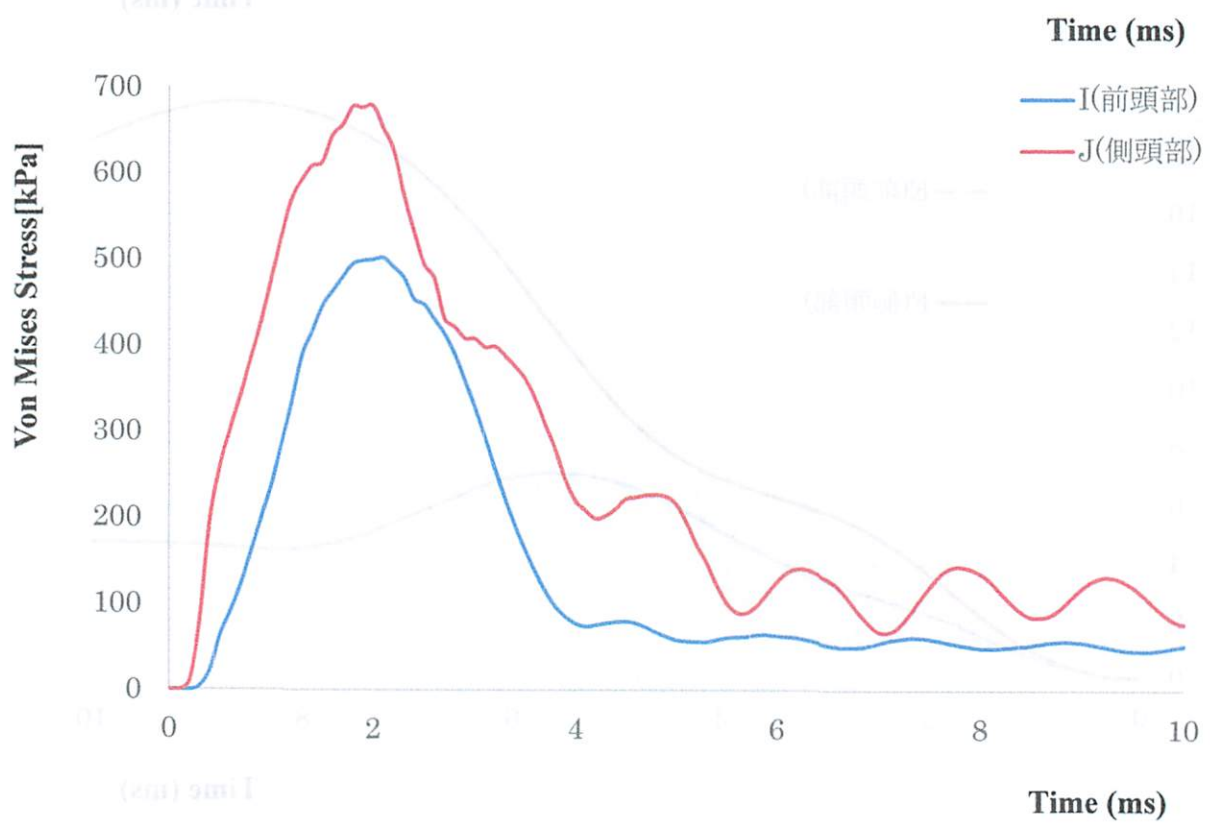
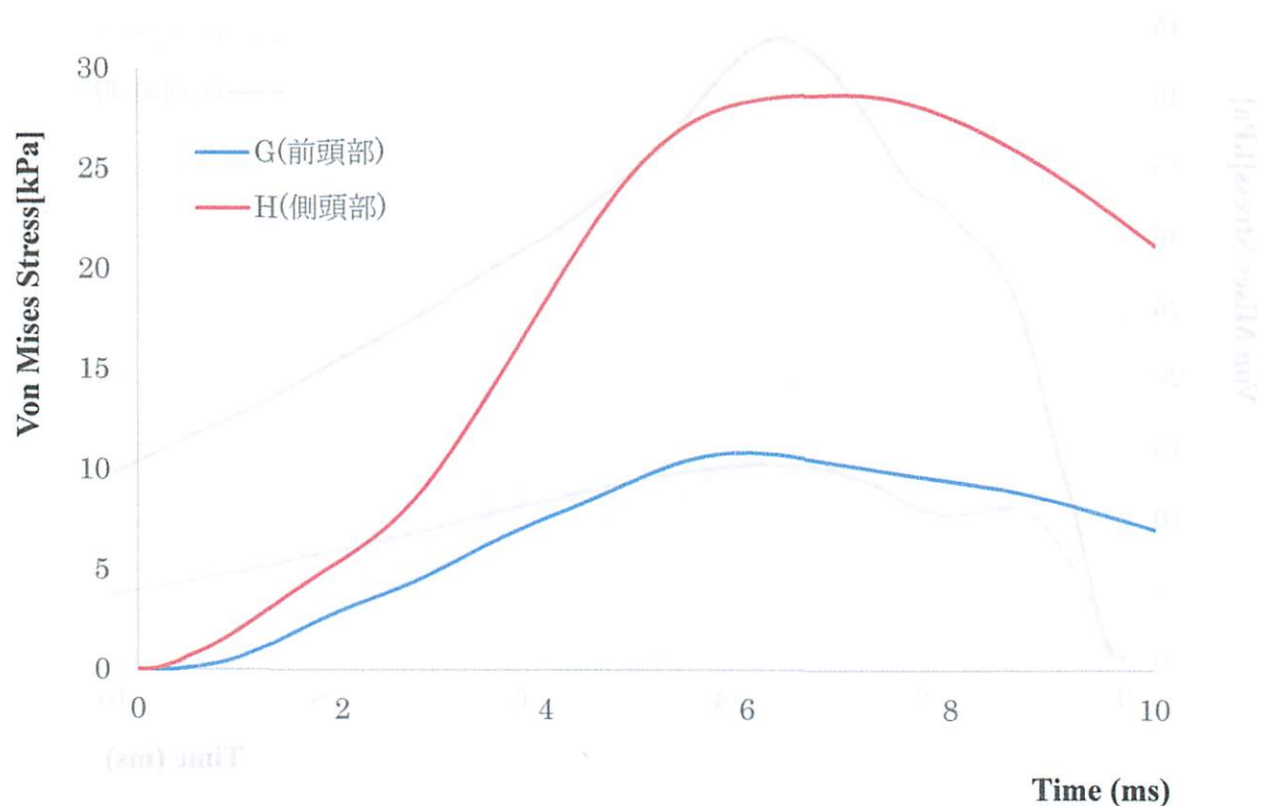


Fig.4.2.5 脳実質の負圧







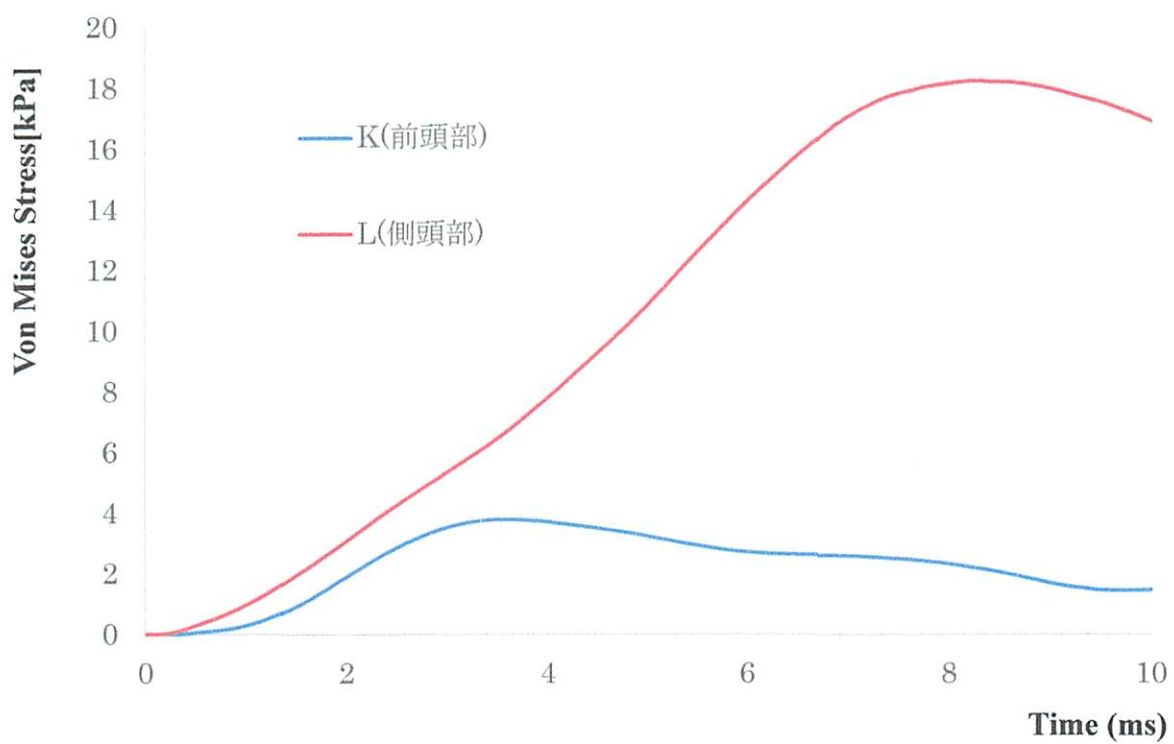
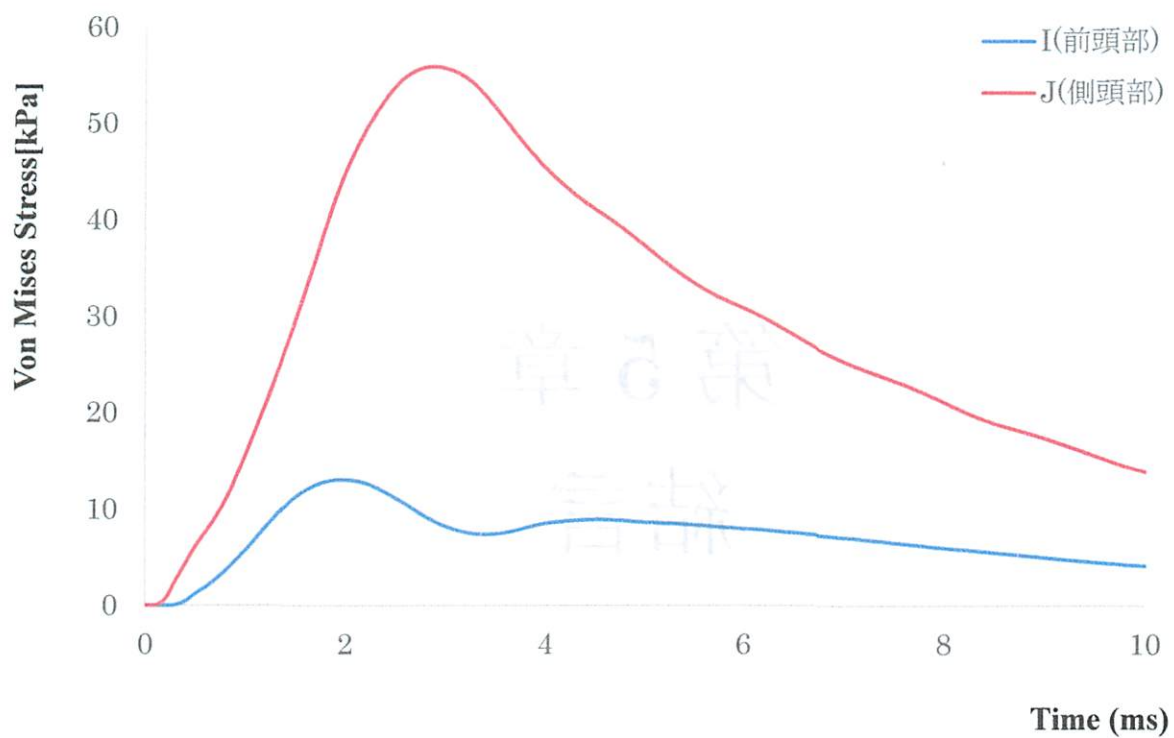


Fig.4.2.6 脳実質のミーゼス応力

第 5 章 結言

5.1 結論・展望

第一の目的であるヘルメットモデルの構築は、構築したモデルと自転車用ヘルメット落下試験の結果にすこしのズレがみられたが、落下校正試験の結果が平均値であることを考慮にいと、本モデル及び本モデルを用いて解析結果は信頼できるものとして考えられる。

第二の目的であるヘルメット着用効果の明確化は、頭部モデルにヘルメットモデルを装着させた場合、頭蓋骨骨折において特に大きな効果が見られた。また、脳震盪・DAI・脳挫傷においても、傷害値が約 $1/4 \sim 1/2$ 減少し、ヘルメットによる損傷軽減効果が確認できた。

第三の目的である衝突部位による発生する頭部傷害の違いの明確化は、前頭部と側頭部の2条件下で、負圧において2~4倍、ミーゼス応力において3倍異なり、側頭部の方が脳挫傷・脳震盪・DAIの発症リスクが高い事が確認できた。

今回の研究で自転車用ヘルメットによる損傷軽減効果は頭蓋骨骨折において特に大きな効果が見られた。また、側頭部衝突時の頭部損傷リスクが高いことに対する自転車乗員保護対策が必要だと考えられる。

参考文献

- [1] 厚生労働省, 人口動態統計
- [2] 藤原敏, 柳田泰義, 西村明儒, 上野易弘, 足立順子, 龍野嘉紹, 溝井泰彦, “脳損傷の生成機序に関する研究の進歩について” 1993, 日法医誌, 47(5), 387-397
- [3] Daniel Marjoux, D. Baumgartner, Caroline Deck, Remy Willinger, “Head Injury Prediction Capability of the HIC, HIP SIMon and ULP criteria” 2008, Accident Analysis and Prevention 40, 1135-1148
- [4] Sébastien Rotha, Jean-Sébastien Raula, Rémy Willinger “Biofidelic child head FE model to simulate real world trauma” 2008, computer methods and programs in biomedicine 90, 262-274
- [5] Sebastien Roth, Jean-Sebastien Raula, Remy Willinger “Finite element modelling of paediatric head impact: Global validation against experimental data” 2010, computer methods and programs in biomedicine, pp20-33
- [6] M.C.DOORLY, M.D.GILCHRIST “The use of accident reconstruction for the analysis of traumatic brain injury due to head impacts arising from falls” 2006, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol.9, No.6, pp371-377
- [7] K. O’Riordaina, P.M. Thomasb, J.P. Phillipsb, M.D. Gilchrista, “Reconstruction of real world head injury accidents resulting from falls using multibody dynamics” 2003, Clinical Biomechanics, Volume 18, Issue 7, pp590-600
- [8] Simon Chatelina, Rémy Willingera, “Computation of axonal elongation in head trauma finite element simulation” 2011, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Volume 4, Issue 8, pp1905-1919
- [9] G. Karami, , N. Grundman, N. Abolfathi, A. Naik, M. Ziejewski, “A micromechanical hyperelastic modeling of brain white matter under large deformation” 2009, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Volume 2, Issue 3, pp243-254
- [10] 藤原 敏, 柳田 泰義, 福永 龍繁 他, “打撲, 転倒および転倒死例に見られる脳挫傷の解析” 日本法医学雑誌, 1986, 40(4), pp.377-383
- [11] Gross, A.G., “A New Theory on the Dynamics of Brain Concussion and Brain Injury” 1958, J.Neurosurg, Vol.15, 548-561
- [12] Lindenberg, R. “Ttrauma of meninges and brain” 1971, In Pathology of the Nervous system, pp.1705-1765
- [13] Courvillie, C.B. “Coup-contrecoup mechanism of craniocerebral injury” 1942, Arch Surg, Vol.45, pp.19-43.
- [14] Gurdjian, E.S., Lissner, H.R. and Hodson, V.R. et al. “Mechanism of head injury” 1966, Clin.neurosurg, Vol.12, pp.112-128
- [15] Holbourn, A.H.S. “Mechanics of head injuries” 1943, Lancet, pp.438-441

- [16] Alan M.Nahum, Randall Smith, "Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact" 21st Stapp Car Crash Conference, 1977, pp339-366
- [17] Warren N.Hardy, King H.Yang, "Brain/Skull Relative Displacement Magnitude Due to Blunt Head Impact: New Experimental Data and Model" 43rd Stapp Car Crash Conference Proceedings Copyright the Stapp Association, 1999
- [18] 菊池厚躬, K.Ono , H.Kobayashi, N.nakamura, M.Nakamura, "人間の頭部衝撃耐性に関する研究"自動車技術会論文集, 1980
- [19] Satoshi Fujiwara " DIFFERENCES IN THE INTRACRANIAL PRESSURE CAUSED BY A 'BLOW ' AND/OR A 'FALL' - AN EXPERIMENTAL STUDY USING PHYSICAL MODELS OF THE HEAD AND NECK " 1989, Forensic Science International, pp.135-145
- [20] 西本哲也/村上成之, "脳挫傷の発生に関する実験的研究"料強度学会誌, 1995
- [21] V.H.Kenner , W.Goldsmith , " Impact on a Simple Physical Model of the Head " J.Biomechanics, 1973, Vol.6, pp.1-11
- [22] V.H.Kenner, W.Goldsmith, "Dynamic Loading of a Fluid-Filled Spherical Shell" J.mech, 1972, Vol.14, pp.557-568
- [23] Adam WITTEK/Kiyoshi OMORI, "Parametric Study of Effects of Brain-Skull Boundary Conditions and Brain Material Properties on Responses of Simplified Finite Element Brain Model under Angular Acceleration Impulse in Sagittal Plane" JSME International Journal Series C, 2003, Vol.46, No.4
- [24] J.H.Adams , D.E.Mitchell , D.I.Graham , D.Doyle , "Diffuse brain damage of immediate impade type. Its relationship to 'primary brain-stem damage' in head injury" Brain, 100, 489-502, 1977
- [25] T.Imajo, U.Roessman, "Diffuse axonal injury, The American Journal of Forensic Medicine and Pathology" 5, 217-217-222, 1984
- [26] P.C .Blumbergs, N.R.Jones , J.B.North, "Diffuse axonal injury in head trauma" Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 52.838-841, 1989
- [27] J.P.Denny-Brown, W.R.Russell, "Experimental cerebral concussion. Brain" 64, 93-164, 1941
- [28] A.K.Ommaya , T.A.Gennarelli , " Cerebral concussion and traumatic unconsciousness : correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries" Brain, 97, 633-654, 1974
- [29] T.A.Gennarelli , L.E.Thibaule , J,H,Adams , D.I.Graham , C.J.Thompson , R.P.Marcincin, "Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate" Annals of Neurology, 12, 564-574, 1982

- [30] T.A.Gennarelli, "Head injury in man and experimental animals-clinical aspects" *Acta Neurochirurgica*, 32(Suppl), 1-13, 1983
- [31] A.H.S.Holbourn, "Mechanics of head injuries, *Lancet*"2, 438-441, 1943
- [32] A.H.S.Holbourn, "The mechanics of brain injuries" *British Medical Bulletin*, 3, 147-149, 1945
- [33] A.K.Ommaya, "Head injury control" Past, present and future, *Proceedings of International Conference on Traffic Safety*, 17-24, 1991
- [34] R.Willinger, C.M.Kopp, D.Cesari, "Crebral motion and head tolerance" *Proceedings of the 35th conference of the Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 387-404, 1991
- [35] 水野幸治・一杉正仁共訳"交通外傷バイオメカニクス" 2000, (社)自動車技術会編集 60-63
- [36] Gurdjian, E.S."Protection of the head and neck in sports"1962, *J.Amer. Med.Assoc*, Vol.182, pp.509-512
- [37] Lissner H.R."Experimental studies on the relation between acceleration and intranial pressure changes in man"1960, *Surg.Gyn.Obst*, Vol.111, pp329-338
- [38] Gadd C.W. "Impact Acceleraiton Stress Symposium"1961, *National Academy of Sciences*, pp.141-144
- [39] Gradd, C.W. "Use of a weighted-impulse criterion for estimation injury hazard"1966, the 10th Stapp Car Crash Conference, SAE paper 660793
- [40] Newman J.A. "Temporal characteristics of translational acceleration in the prediction of helmeted head injury"1982, *AGARD Conference Proceedings*, No.322, pp.4.1-4.7
- [41] Zhang LY, Yang KH, King AI, "A proposed injury threshold for introduction mild traumatic brain injury" 2004, *J Biomech Eng Trans Asme* 126(2):226-236
- [42] 渡邊大, 弓削康平 "ボクセル頭部モデルを用いた横回転衝撃解析とびまん性軸索損傷の発生メカニズムに関する検討" 2009, *日本機械学会論文集*, 75 巻, 752 号
- [43] Annette L. Irwin and Harold J. Mertz, "Biomechanical Bases for the CRABI and Hybrid III Child Dummies" 1997, *Society of Automotive Engineers*
- [44] Richard W. McCalden, "Age-Related Changes in the Tensile Properties of Cortical Bone" 1993, *The journal of Bone and Joint Surger*
- [45] Christine G. Gourin, "Production of Tumor Necrosis Factor- α and Interleukin-1 β by Human Cerebral Microvascular Endothelium after Percussive Trauma" 1997, *The Journal of Trauma*, Vol.42, No.6
- [46] David I. Shreiber, Allison C. Bain, David F. Meaney, "In Vivo Thresholds for Mechanical Injury to the Blood-Brain Barrier" 1997, *Stapp Car Crash Conference SAE Paper*, No.973335, 277-291

- [47] R. Willinger, D. Baumgartner, "Human Head Tolerance Limits to Specific Injury Mechanisms" 2003, IJCrash, Vol.8, No.6