

Construction of a Head Physical Model with Actual Human Shape for Clarification of Brain Injury Mechanism and the Deformation Measurement

| | |
|-------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| メタデータ | 言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属: |
| URL | https://doi.org/10.24517/00008991 |

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



脳外傷発生メカニズム解明のための 実形状頭部物理モデルの構築と脳部変形計測*

穴田 賢二*¹, 宮崎 祐介*², 西 貴士*³
立矢 宏*², 放生 明廣*², 阪本 雄一郎*⁴

Construction of a Head Physical Model with Actual Human Shape for Clarification of Brain Injury Mechanism and the Deformation Measurement

Kenji ANATA, Yusuke MIYAZAKI*⁵, Takashi NISHI,
Hiroshi TACHIYA, Akihiro HOJO and Yuichiro SAKAMOTO

*⁵ Faculty of Mechanical Engineering, Kanazawa University,
Kakuma-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa, 920-1192 Japan

The purpose of this study is to construct a head physical model with actual human shape by using CAD/CAM technologies, in order to clarify head injury mechanism such as diffused axonal injury (DAI) under rotational impact. The head physical model was constructed from CT images of a subject, which consists of the parts reconstructed the skull, falx, cerebrospinal fluid (CSF) and brain. The skull model was processed from the 3D CAD model by using five axis machining. The falx cerebri part was attached to the skull model. Moreover, the brain model, including complex structure and shape of the actual human head such as cerebral sulci, gyrus, and ventricles, was constructed by curing silicone gel in the mold processed by stereo-lithography. Finally, the gap between the skull and brain model was filled with water to simulate relative rotational motion of the skull and brain. Severe rotational acceleration corresponding to the occurrence of AIS5 head injury was applied around sagittal axis of the model. As the results of the experiments, shear strain concentrated near the corpus callosum in depth of brain, where focal lesion is observed in grade II DAI. The result has not showed in other physical models with simplified the shape and construction. Therefore, a head physical model reconstructed a real human shape is needed to clarify the mechanism of brain injury due to rotational impact.

Key Words: Biomechanics, Impact Strength, Experimental Mechanics, Brain Injury

1. 緒 論

スポーツ事故、転倒事故、交通事故などにおいて頭部外傷により多くの死傷者が発生している。例えば、交通事故における2008年の死者の状況では、頭部外傷による死者は全死者の約半数を占める⁽¹⁾。現在、頭部外傷の評価指標としてHIC (Head Injury Criterion) が広く用いられ、本基準に基づき自動車の拘束装置等の頭部防護装置・用品の安全性向上が図られてきた⁽²⁾。HICは頭部重心の合成並進加速度応答を積分することで算出される評価指標であり、脳外傷のうち回転衝撃が主要因の外傷を評価することは難しい。そこで、頭部防護用品・装備のさらなる安全性の向上を目指すために、回転衝撃時の脳外傷発生メカニズムを解明し、そのメカニズムに基づく頭部外傷の評価指標を策定すること

が求められている。

回転衝撃時の脳外傷メカニズムを解明するために、脳深部の変形挙動を明らかにすることが必要である。そこで、脳深部の変形挙動を解明するために、被験者・動物といった生体、有限要素モデルのようなコンピュータ・モデル、物理モデルが用いられてきた。被験者・動物を用いた研究として、近年MR Tagging法により実人体の脳に発生するひずみ分布を可視化する方法が研究されている⁽³⁾⁽⁴⁾。しかし、MR Tagging法では、弾性域を超えない可逆的な繰り返し低衝撃実験に制限され、実傷害が発生するほどの衝撃力を作用させることができていない。また、生体実験は高コストかつ低再現性であり、何よりも倫理的問題をはらむ。

コンピュータ・シミュレーションはコスト、倫理面から他の方法に比べて有利であり、中でも有限要素(FE)モデルが有効な手段として用いられている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。しかし、非常に複雑な形状を有する脳をモデル化するためには大規模なメッシュが必要となり、さらに衝撃、幾何学的非線形、材料非線形、接触、流体-構造連成のような現象が複雑に絡み合う本問題を、安定的に精度良く解析することは、容易ではない。また、シミュレーション・モデルの妥当性検証に関

* 原稿受付 2009年7月2日

¹ 正員、金沢大学自然科学研究科(☎920-1192 金沢市角間町)。

² 正員、金沢大学理工研究域機械工学系。

³ 金沢大学自然科学研究科。

⁴ 日本医科大学付属千葉北総病院(☎270-1694 千葉県印旛郡印旛村鎌苅1715)。

E-mail: y-miyazaki@t.kanazawa-u.ac.jp

しても、それに用いる屍体実験のデータの質、量の観点から課題がある。

一方で、物理モデルは倫理的問題が小さく、また一度構築できれば、繰り返し実験が行えるためにコスト面からも生体実験と比較して有利である。なによりも、脳変形を可視化可能といった利点があり、回転衝撃中の頭蓋内の現象を解明できる有効な手法である。既存の頭部物理モデルは、その頭蓋骨形状に関して単純形状モデルおよび実人体形状モデルに分類される。単純形状モデルでは、形状を単純化し金属や樹脂で成型した頭蓋骨モデル内に、ゲルを充填・硬化させることにより脳のモデル化が行われてきた⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。頭蓋骨形状を実人体形状やサルなどの代用物でモデル化した研究でも同様に、脳は頭蓋内に充填・硬化させたゲルによりモデル化されてきた⁽¹¹⁾⁽¹²⁾。実人体の脳、脳脊髄液や脳室の存在により複雑な形状を有し、その形状的因子が脳内のせん断ひずみ場に影響を及ぼすことが考えられるが、実人体の脳形状の再現を試みたモデルは存在しない。

そこで本研究では、実人体頭部の医用画像から、頭蓋骨部、脳部、脳脊髄液および大脳鎌の4構造から成る形状忠実な頭部物理モデルをCAD/CAM技術を利用することにより構築することを第一の目的とする。さらに、脳外傷発生レベルの回転衝撃を付与可能でかつ脳梁部の変形計測が可能な衝撃実験系を構築することにより、脳のせん断変形挙動を観測することを目的とする。

2. 形状忠実な頭部物理モデルの構築方法

2.1 頭部物理モデルの構築方針 回転衝撃時の頭蓋と脳の相対運動を模擬するためには、頭部物理モデルの構

造として頭蓋骨、脳、脳脊髄液、大脳鎌が含まれかつ脳と接触する頭蓋内面形状が実人体形状を精確に再現していることが求められる。さらに、脳内のせん断ひずみ場に影響を及ぼす脳溝、脳室などの実人体の複雑な形状が反映されていることが必要となる。

以上より、本研究では、頭部医用画像から構築される頭蓋骨や脳の三次元形状データより、(1)形状忠実な頭蓋骨内面と(2)左右大脳と脳室、脳表面の脳溝などの複雑形状を表現した脳部、(3)脳変形の拘束効果を有する大脳鎌、(4)密閉した頭蓋骨内を満たす脳脊髄液を模擬した頭部物理モデルを構築することとした。なお、回転衝撃の脳外傷の一種であるびまん性軸索損傷(DAI)が発生しやすい衝撃方向⁽¹³⁾を考慮し、頭部を前額面上で切断し、側方衝撃における脳梁部の変形計測を可能とする。以上の方針に基づき、図1のような流れで、頭部のCT画像から画像処理技術とCAD/CAM技術を利用することにより、形状忠実な頭部物理モデルを構築した。なお、CT画像の提供に関して日本医科大学倫理委員会の承認を受けており、提供に際して本人同意と個人情報の秘匿がなされている。

2.2 頭部CADモデルの構築 CT画像より、頭蓋骨部と脳部の抽出を行った。スライス厚2mmかつ512×512ピクセルの頭頂部から頸部までの計128枚のAxial画像に関して、頭蓋骨および脳の領域を抽出・積層し、三次元ポリゴンモデルを構築した。なお、脳梁部に関しては、抽出ソフトである3D slicerの画像再構成機能を利用して、Axial, Coronal, Horizontalの3方向の画像から抽出を行った。さらに、CT画像のWindows level およびwidthを脳抽出条件に設定し、境界が不鮮明な箇所に関しては、解剖書⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾を参考に

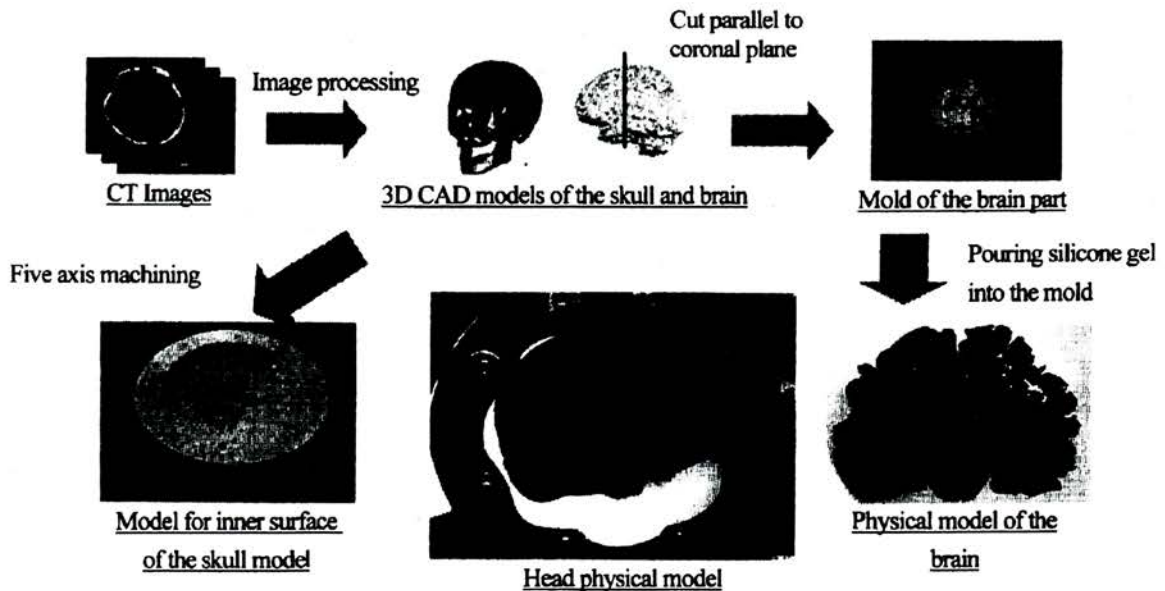


Fig.1 Method to construct a head physical model with actual human shape

領域抽出を行った。また、断層画像間の不連続によって、ポリゴンモデルの表面には凸凹や穴が存在したため、修正を行い、一般的なCAMフォーマットであるSTL形式にて保存を行った。

さらに、Grade IIのDAIにおいて病巣が発生する脳梁⁽¹³⁾が確認できるように、頭蓋骨および脳部のCADモデルを、頭蓋骨三次元モデルの眉間点から97.6mmの同一前縁面で切断した。頭蓋骨部CADモデルに関してはその内形状のみを円柱体に転写し、頭蓋骨部内形状を有するCADモデルを構築した。

2.3 頭部物理モデルの構築とその材料特性 前節で構築した頭蓋骨部CADデータを基に、5軸加工機大阪機工株式会社:VP600-5AX)による切削加工によって、頭蓋骨部物理モデルの製作を行った。頭蓋骨部物理モデルは衝撃性を考慮し、ポリカーボネイトによって構成される(図2)。表1に人体の頭蓋骨⁽¹⁴⁾とポリカーボネイトの材料特性を比較したが、密度および縦弾性率ともに実頭蓋骨と同一オーダーである。また、人体の頭蓋内腔には左右大脳を隔てる膜構造である大脳鎌が存在し、これは脳変形を拘束すると考えられている⁽¹¹⁾。そこで、頭蓋骨部などと同様に大脳鎌形状を抽出することによりCADモデルを構築し、ポリウレタンシート(シーダム株式会社DUS605-CDR)により大脳鎌をモデル化した。表2に人体の大脳鎌⁽¹⁷⁾と本研究で使用したポリウレタンの厚さおよびヤング率の比較を示した。本研究で用いたポリウレタンは人体の大脳鎌のこれらの特性とほぼ等しいことがわかる。大脳鎌モデルの拘束条件に関しては、実人体の拘束条件を再現するように頭蓋側はシリコン系接着剤により接着することで、容易に剥離しないように拘束されており、脳梁側の境界は自由端とした(図2)。

さらに、脳部ポリゴンデータを光造形装置(シーメット(株)SOUP II 600GS)に入力し、脳形状の型を製作した。次に、型に黒色に着色したシリコンゲル(Dow Corning: Sylgard 527)を注入し、真空脱泡させた後に常温硬化させた。本研究で用いたシリコンゲルは脳の実体物として、多くの研究に用いられてきた⁽⁸⁾(12)。表3に実人体の脳の材料特性⁽¹⁸⁾との比較のために、その密度および複素弾性率を示したが、これらの特性は実人体の脳と比較してそれほど差はないことがわかる。また、図3(a)に脳モデルの脳前面視点からの形状を、図3(b)に切断面形状を示した。なお、本モデルの左右最大幅は148mm、最大高さは110mm、質量は430gであった。なお、図3(b)中のP1~P4は最大せん断ひずみの計測箇所であり、その詳細は図中の座標系の定義とともに3.2節において説明される。これらの図より、このような過程を経て構築された脳部物理モデルは右脳、左脳、脳室、大脳鎌や大脳回など実人体の脳形状を十分に再現していることがわかる。

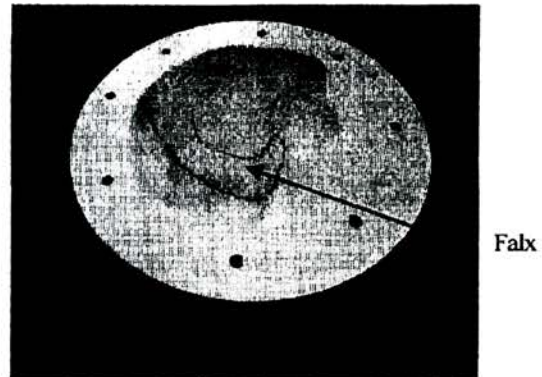


Fig.2 Physical model of the skull with falx

Table 1 Comparison of material properties for human skull with those of the physical model

| Material property | Human body | | Physical model |
|------------------------------|------------|-----------------------|----------------|
| | Diploe | Inner and outer table | |
| Density [kg/m ³] | 1500 | 1900 | 1200 |
| Young's modulus [GPa] | 1.00 | 12.2 | 2.45 |
| Poisson's ratio | 0.05 | 0.21 | 0.33 |

Table 2 Comparison of material properties for human falx with those of the physical model

| Material property | Human body | Physical model |
|-----------------------|------------|----------------|
| Thickness [mm] | 0.58±0.03 | 0.50 |
| Young's modulus [MPa] | 21.3-71.1 | 39.8 |

Table 3 Comparison of material properties between human brain and those of the physical model

| Material property | Human Body | Physical Model |
|---------------------------------------------------|------------|----------------|
| Density [kg/m ³] | 1040 | 970 |
| Complex elastic modulus [kPa] (Frequency at 10Hz) | 0.7-1.3 | 1.4 |

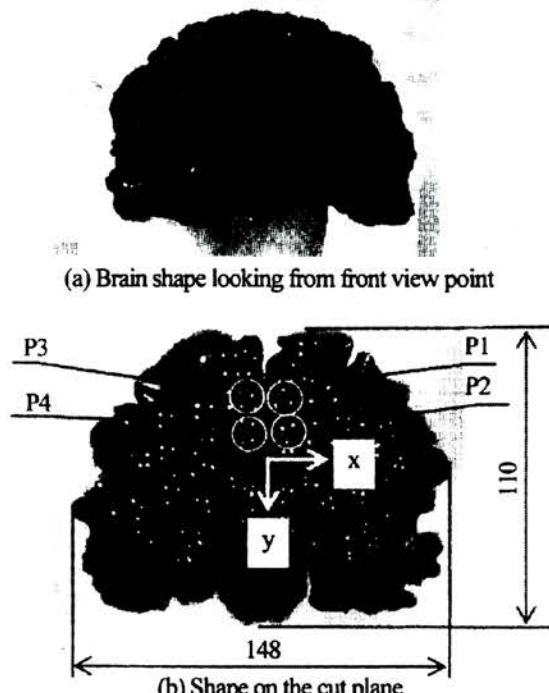


Fig.3 Physical model of the brain

なお、人体のくも膜下腔は脳脊髄液で満たされており、脳はほぼ浮遊しているため、頭蓋骨と脳の間で相対運動が発生する。そこで、本モデルでもそのような状態を模擬するために頭蓋骨物理モデル内に脳物理モデルを配置し、その間隙を水で満たした。最後に前額断面をアクリル板により密閉することにより脳部の前額断面内の変形を可視化できるようにした。

3. 実験装置および計測方法

3-1 実験装置 回転衝撃実験装置が発生可能な角加速度最大値の目標値として、Ommaya⁽¹⁹⁾や Lowenhielm⁽²⁰⁾らが提案している解剖学的重症度 AIS5 以上の脳外傷発生基準である 4500 rad/s^2 を目標とした。そこで、本条件を満たすように外径 46.3mm、自由高さ 280mm、バネ定数 13.5N/mm のバネを2本使用し、約 50mm 圧縮することによりインパクトを発生し、頭部物理モデルがボルト締結された回転板のアームにそれを衝突させることにより、矢状軸周りの回転運動を与えた(図4)。回転中心を本物理モデルの重心上に設定し、一軸周りの回転運動のみが生じるようにした。なお、インパクトの衝突面には衝撃の持続時間を調整するためにウレタン発泡ゴムが取り付けられている。また、頸部の OC 関節周りの可動域限界であるおよそ 60° においてウレタン発泡ゴムを取り付けたポールに衝突し、反発するようにした。

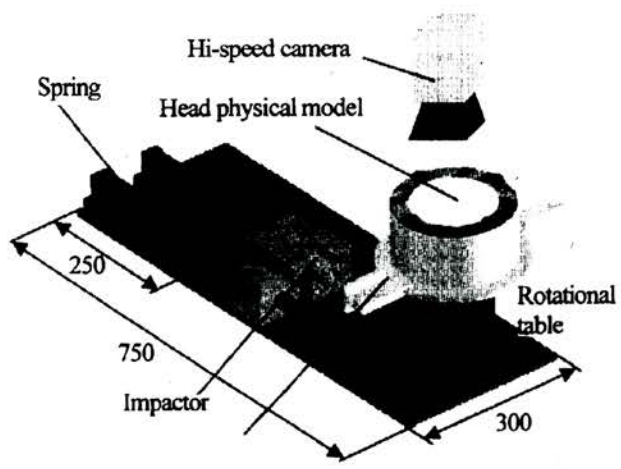


Fig.4 Experimental apparatus

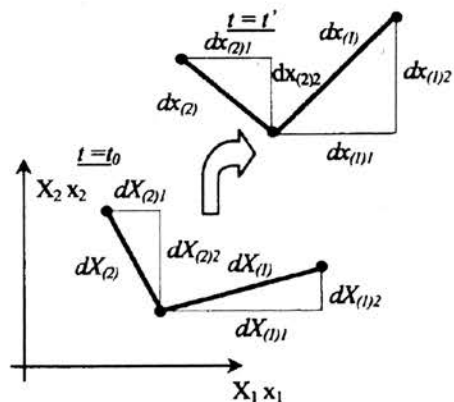


Fig.5 Marker positions at t_0 and at t'

Table4 Marker positions of origin of measured area

| Measured area | x[mm] | y[mm] |
|---------------|-------|-------|
| P1 | 2.92 | -18.8 |
| P2 | 7.01 | -5.11 |
| P3 | -4.38 | -17.2 |
| P4 | -5.54 | -5.91 |

3-2 計測方法 頭部物理モデルに作用する角加速度の時刻歴は、頭部物理モデルの回転中心から半径方向 50mm の位置に取り付けた一軸加速度計(東京測器研究所 ARE-1000A)により計測された接線方向の加速度時刻歴を、以下に示す式(1)に代入することにより算出された。

$$\ddot{\theta} = \frac{\alpha}{l} \quad (1)$$

ここで、 $\ddot{\theta}$ は角加速度、 α は接線加速度、 l はモデル重心と加速度計取り付け位置との距離である。

また、図4に示したように頭部物理モデルの前額断面を撮影するように高速度カメラ(ナックイメージテック

ノロジー:fx-k3)を設置し、回転衝撃中の脳部挙動を1000fpsにて撮影した。脳部物理モデルには、白色の計測点を塗布し、計測点を運動解析ソフト(DIRECT: Dipp-motion)によって追跡することにより、各点の変位を計測した。

ここで計測点近傍のひずみを算出するために、3点のマーカセットから構成される領域を設定した3点のマーカセットの関係は図5に示すようになり、変形こう配テンソル F は、変形前の状態 aX と変形後の状態 ax の関係より求めることができる⁽¹⁾。さらに、変形こう配テンソル F を以下に示す式(1)に代入することでGreen-Lagrange ひずみテンソル G を算出した。

$$G = (F^T F - I) / 2 \quad (2)$$

ここで、 I は単位テンソルである。なお、本稿におけるひずみの計測箇所は図3(b)におけるP1~P4のマーカセットである。脳座標系の原点を大脳縦裂先端に設定した場合の各マーカセット原点の初期座標を表4に示した。なお、実験は5試行を行い、ばらつきの大い上下2試行を除いた3試行の平均を求めた。

4. 回転衝撃実験結果と考察

4.1 実験結果 図6に高速度カメラにより得られた頭蓋骨の回転挙動および脳のせん断変形挙動の画像列を

示した。なお図中の白矢印は頭蓋骨の回転の向きを示している。まず、インパクトの回転板アームへの衝突後、頭蓋骨が先に回転を開始し、その後、衝突端側の頭蓋底および大脳鎌と脳が接触することにより、脳が変形を開始した(図6(b): $t=15ms$)。さらに、頭蓋底と接触する脳外周部から変形を開始するが、脳深部に近い部位は慣性により留まり、脳にねじれによるせん断変形が生じた(図6(c): $t=50ms$)。次に、脳のせん断変形は回復するとともに、その全体の回転挙動として頭蓋骨の回転速度に近づき、ほぼ定常状態になった(図6(d): $t=100ms$)。頭蓋部が可動域限界に到達し、ウレタン発泡ゴムを取り付けたボールに衝突すると、頭蓋部は減速し、停止もしくは逆回転を開始するが、脳は慣性により回転運動を続け、脳は左脳側の頭蓋底に衝突した。脳は頭蓋底接触部位から変形を開始したが、脳深部に近い部位は慣性によりねじれによるせん断変形が生じた(図6(e): $t=130ms$)。

次に、図7に頭部物理モデルにかける角加速度と図3の点P1における最大せん断ひずみの時刻歴を示した。図7より、頭部物理モデルは衝撃時に最大 $4327rad/s^2$ 、持続時間7.1msの角加速度が生じ、約80ms後に可動域限界に達し、最大 $1039rad/s^2$ 、持続時間34.1msの減速度

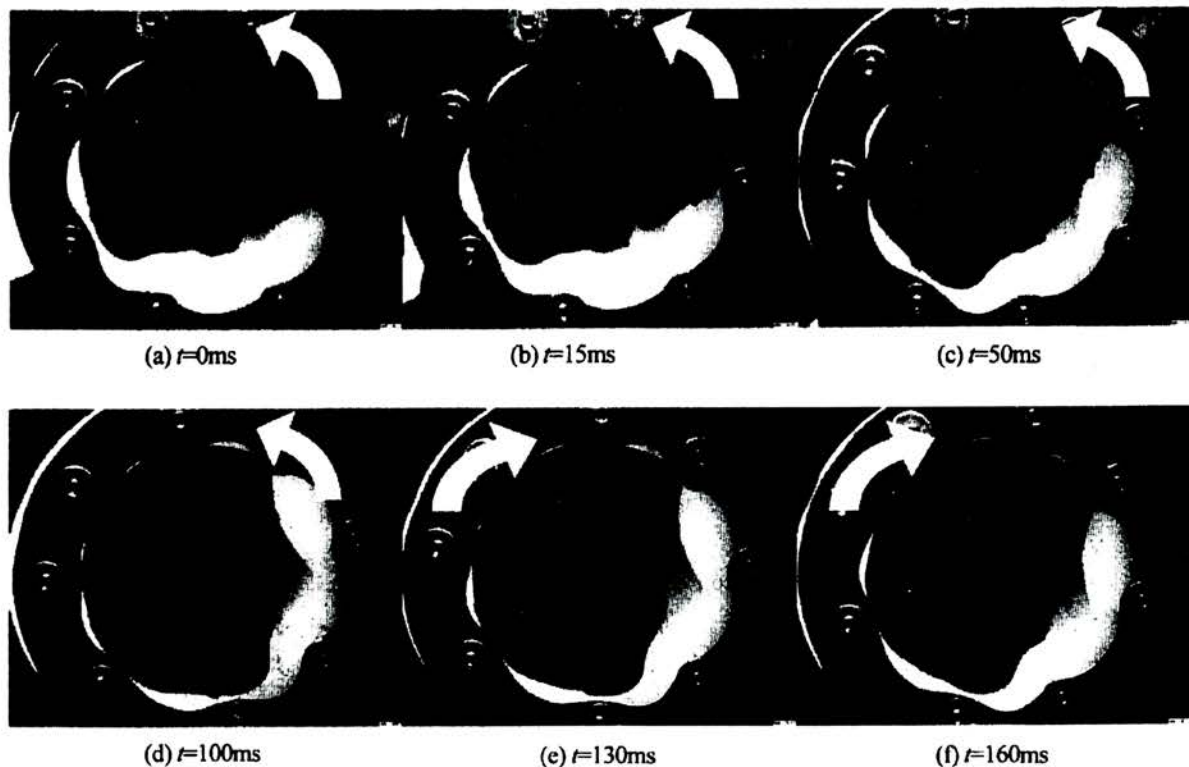


Fig.6 Skull rotational motion and brain deformation behavior imaged with the hi-speed camera

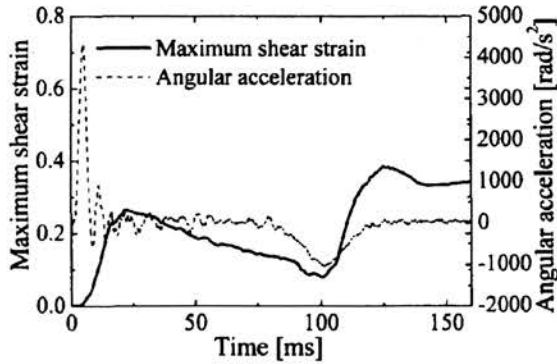


Fig.7 Angular acceleration of skull part and maximum shear strain at P1

Table 5 Relationship between angular acceleration responses of the skull and maximum shear strain at P1

| | Maximum shear strain | Max. angular acceleration [rad/s ²] | Duration [ms] |
|-------------|----------------------|-------------------------------------------------|---------------|
| First peak | 0.265 | 4320 | 7.07 |
| Second peak | 0.381 | -1039 | 34.1 |

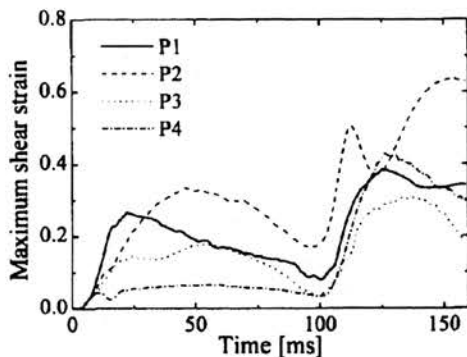


Fig.8 Maximum shear strain at P1, P2, P3 and P4

により減速することがわかる。また、脳の最大せん断ひずみの時刻歴も、角加速度の時刻歴と同様に二峰性の波形を示した。脳の最大せん断ひずみは角加速度が付与されてから7ms後に立ち上がり、その最大値は、角加速度が最大値を示した時間より、インパクト衝突時の最初のピークにおいて20ms程度、可動域限界到達時の2つ目のピークにおいて25ms程度遅れた。また、表5に最大せん断ひずみの最初のピークと2つ目のピークに対する角加速度最大値とその持続時間の関係を整理した。これより、角加速度最大値の大きい最初のピークにおける最大せん断ひずみ値よりも、角加速度最大値が小さ

い2つ目のピークにおける最大せん断ひずみのほうが大きいことがわかる。なお、これらの傾向は他の計測点においても同様であった。

次に、脳のせん断ひずみの計測位置の違いに着目するために、図8に図3中の点P1~P4における最大せん断ひずみの時刻歴を示した。図8に示すようにインパクト衝突端である右脳側の点P1, P2と比較して、左脳側にある点P3, P4の最大せん断ひずみは小さかった。また、脳外周に近い点P1, P3における最大せん断ひずみよりも、脳梁近傍の点P2, P4における最大せん断ひずみの方が大きかった。なお、いずれの計測点においても、最大せん断ひずみはインパクト衝突時に生じる初期のピークよりも、可動域限界に到達後に生じる2つ目のピークのほうが大きかった。

4.2 考察 本研究で構築した回転衝撃実験装置により、頭部物理モデルの矢状軸周りに最大約4500 rad/s²の角加速度を付与することが可能であった。これはOmmaya⁽⁹⁾やLowenhiem⁽²⁰⁾らが提案しているAISS以上の致命的な脳外傷発生基準に相当し、本研究で構築した回転衝撃実験装置は重篤な脳外傷が発生する状況を模擬可能であることがわかる。

頭蓋内挙動に着目すると、図7に示したように頭蓋骨部物理モデルと脳部物理モデルの回転運動には時間差が生じた。これは頭蓋骨部物理モデルと脳部物理モデルの間隙を、CT画像に基づき精確にモデル化し、さらに脳脊髄液を模擬した水で満たしたことにより、頭蓋と脳の相対運動が生じたからである。従来の物理モデルを用いた研究のうち頭蓋骨と脳の境界をすべり境界としてモデル化した研究でも、その間隙は充填されたゲルとパラフィンでモデル化されており、このような相対運動は顕著に示されていない⁽¹⁰⁾。本研究のモデルでは、くも膜小柱や架橋静脈のような頭蓋-脳間の拘束構造をモデル化できていないため、その相対運動が過大である可能性はあるが、頭蓋と脳の相対運動の結果として生じる頭蓋底や大脳縁と脳の接触は、脳のせん断変形を誘発するために脳外傷の発生メカニズムに大きく関わることがわかった。そのため、回転衝撃を受ける脳外傷発生メカニズムを解明するためには、本手法のように頭蓋内形状および構造を医用画像に基づき精確にモデル化することが重要であることがわかる。

次に、頭蓋骨の角加速度波形と脳の変形挙動との関係に着目する。表5より、最初のピーク発生時の角加速度最大値よりも2回目のピーク発生時の角加速度最大値のほうが小さいことがわかる。つまり、最大せん断ひずみは、頭蓋骨の角加速度が高いインパクト衝突時の最初のピークと比較して、角加速度が低い可動域到達時の2つ目のピークのほうが大きかった。インパクト衝突時において、脳は、頭蓋骨との相対速度がほぼゼロの状態から、頭蓋骨の加速に

より、頭蓋底もしくは大脳鎌と接触することにより、徐々に変形、加速する。一方で、可動域限界到達時には、慣性によりそのまま運動する脳が、停止もしくは逆回転した状態の頭蓋骨に衝突する。前者よりも後者において頭蓋と脳の角速度差は大きいと考えられるため、可動域限界到達時に脳のせん断変形は大きかったと考えられる。Yoganandanら⁽²⁾は単純形状の有限要素モデルにより脳のせん断変形は頭蓋骨における角加速度の最大値にそれほど影響されないことを示したが、これは、本研究の結果と一致している。よって、角加速度最大値に基づく傷害基準に対して、角加速度最大値のみに依らない新たな基準の必要性が示唆される。また、以上で観察された脳の変形メカニズムを考慮すると、回転衝撃時に発生する脳外傷の予防には、頸部の拘束が重要であることも示唆される。本考察の正当性を証明するためには、頸部拘束の厳密なモデル化が必要となるが、現状ではそこまでのモデル化に至っていない。本稿は脳外傷発生メカニズム解明のための形状忠実な頭部の物理モデルの構築法とその必要性について論じることに主眼を置いているため、これ以上本問題について論じないが、この結論を導くことは今後の課題となる。

次に、計測位置と最大せん断ひずみの関係について述べる。大脳鎌近傍において、脳表面に近い箇所と脳梁に近い箇所を比較すると、脳梁に近い箇所の方が最大せん断ひずみは大きかった。このような傾向は西本らにより、脳形状を二次元有限要素モデルにより忠実に再現したシミュレーションにおいても同様を示されている⁽⁹⁾。一方で、このような傾向は単純形状の物理モデルを用いた研究では実験的には観測されていない現象である⁽¹⁰⁾。これは、脳梁は中空構造の脳室や、大脳鎌とそれを隔てる膜構造物の大脳鎌の近傍に位置しており、その形状・構造的要因からひずみ集中が生じやすいためであることが考えられる。また、脳梁には病理学的基準としての Grade II 以上の DAI において病巣が存在する⁽¹¹⁾ことが知られており、これは本研究で得られた結果と一致する。すなわち、回転衝撃時の脳外傷の発生には脳特有の構造および形状的な要因が影響するため、本手法のように、実頭部形状および構造を忠実に再現したモデルを用いることが脳外傷発生メカニズムを解明する上で必要であることが示された。今後の課題として、頭蓋と脳間の相対運動のさらなる精度向上を図るために、くも膜小柱などのくも膜下構造および梁橋静脈のような血管系などの回転運動の拘束効果を検討する必要がある。

5. 結 論

本研究では回転衝撃を受ける脳外傷発生メカニズムを解明するために、実人体頭部形状に忠実な頭部物理モデルを構築し、回転衝撃時の脳梁部のひずみ計測を行った。その

結果、頭蓋と脳間の大きな相対運動による頭蓋内構造物と脳との衝突過程が観測され、それに起因する脳のせん断変形挙動が明らかとなった。また、実事故における DAI 好発部位である脳梁部の脳梁近傍におけるせん断ひずみ集中が観測された。

これらの現象は単純形状・構造の物理モデルを用いた場合にはこれまで実験的に観測されなかったメカニズムである。そのため、実頭部形状および構造を忠実に再現したモデルを構築することが、脳外傷発生メカニズムを解明する上で必要であることが示された。

文 献

- (1) National Police Agency, Traffic accidents situation in 2008, (2009)
- (2) Eppinger R, Sun E., Bandak F., Haffner M., Khaewpong N., Maltese M., Kuppa S., Nguyen T., Takhounts E., Tannous R., Zhang A and Saul R., Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems II, *NHTSA*, (1999)
- (3) Bayly, P.V., Cohen, T.S., Leister, E.P., Ajo, D., Leuthardt, E. and Genin, G. M., Deformation of the human brain induced by mild acceleration, *Journal of Neurotrauma*, vol.22, (2005), pp.845-856
- (4) Bayly, P.V., Black, E.E., Pedersen, R.C., Leister, E.P. and Genin, G.M., In vivo imaging of rapid deformation and strain in an animal model of traumatic brain injury, *Journal of Biomechanics*, Vol.39, (2006), pp.1086-1095
- (5) Nishimoto, T., Murakami, S. and Kanno, M., Stress Distribution of Brain under Rotational Impact (Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.62, No.601(1996), pp.2109-2115
- (6) Watanabe, D., Yuge, T., Nishimoto, T. and Murakami, H., Injury Analysis of a Head Subjected to the Lateral Rotational Impact Related to the Mechanism of Diffuse Axonal Injury Using the VOXEL Head Model, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.75, No.752(2009), pp.529-537
- (7) Holbourn, A.H.S., MECHANICS OF HEAD INJURIES, *The Lancet*, 242 (6267), (1943), pp. 438-441.
- (8) Ivarsson, J., Viano, D.C., Lövsund, P., Aldman, B. Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: Experimental studies on natural protection of the brain, *Journal of Biomechanics*, 33 (2), (2000) pp. 181-189.
- (9) Viano, D., Aldman, B., Pape, K., Van Hoof, J., Von Holst, H., Brain kinematics in physical model tests with translational and rotational acceleration, *International Journal of Crashworthiness*, 2 (2), (1997), pp. 191-205
- (10) Bradshaw, D.R.S., Ivarsson, J., Morfey, C.L. and Viano, D.C., Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact, *Journal of Biomechanics*, Vol.34, (2001), pp.85-94
- (11) Margulies, S.S., Thibault, L.E., and Gennarelli, T.A., Physical model simulations of brain injury in the primate, *Journal of Biomechanics*, Vol.23, (1990), pp.823-836

- (12) Meaney, D.F., Thibault, L. E., Physical model studies of cortical brain deformation in response to high strain rate inertial loading. *Proceedings of IRCOBI Conference*, (1990)
- (13) Gennarelli, T.A., Thibault, L.E., Adams, J.H. Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate, *Annals of Neurology*, 12 (6), (1982) pp. 564-574.
- (14) Rohen W.J., Yokochi C., Lutjen-Drecoll E., *Color Atlas of Anatomy*, (2007), P.556, Igaku-Shoin LTd.(in Japanese)
- (15) Moller T., Reif E., *Pocket Atlas of Sectional Anatomy CT and MRI*, (2000), P.272, Medical Science International Ltd.(in Japanese)
- (16) Deck,C., Nicolle,S. and Willinger,R., Human Head FE Modelling: Improvement of Skull Geometry and Brain Constitutive Laws, *Proceedings of IRCOBI Conf*, (2004), pp.79-92
- (17) Zerris,V.A., James,K.S., Roberts,J.B., Bell,E. and Heilman,C.B., Repair of the Dura Mater with Processed Collagen Devices, *Journal of Biomedical Materials Part B*, Vol.83, No.2(2007), pp.580-588
- (18) Fallenstein,G.T., Hulce,V.D. and Melvin,J.W., Dynamic mechanical properties of human brain tissue, *Journal of Biomechanics*, Vol.2, (1969), pp.217-226
- (19) Ommaya,A.K., Biomechanics of Head Injuries:Experimental aspects, *Biomechanics of Trauma*, (1984),P.479, Appleton&lange
- (20) Lowenhielm,P., Mathematical Simulation of Gliding Contusions, *Journal of Biomechanics*, Vol.8, (1975), pp.131-144
- (21) Yoganandan,N., Li,J., Zhang,J., Pintar,F.A. and Gennarelli,T., Influence of angular acceleration-deceleration pulse shapes on regional brain strains, *Journal of Biomechanics*, Vol.41, (2008), pp.2253-2262