

三次元透過頭部実体モデルによる後頭衝撃時の頭蓋骨・脳間相対運動の可視化*

宮崎 祐介^{*1}, 立矢 宏^{*1}, 放生 明廣^{*1}, 阪本 雄一郎^{*2}Visualization of Relative Displacement between Skull and Brain under Occipital Impact
Using a 3D Transparent Physical Head ModelYusuke MIYAZAKI^{*1}, Hiroshi TACHIYA, Akihiro HOJO and Yuichiro SAKAMOTO^{*1} Kanazawa University, School of Mechanical Engineering
Kakuma, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

A Three dimensional transparent physical model of a human head with real shape was constructed to visualize and measure relative motion between skull and brain in order to clarify the mechanism of acute subdural hematoma. The model consists of a transparent skull, brain made of silicone gel, cerebrospinal fluid to reconstruct relative motion between brain and skull, and meninges which constraints the motion. The shape was based on real-shaped three dimensional CAD data constructed from CT/MRI images of a specific individual. The results of experiments in the cases of impactor collision to the occipital skull showed that shape of impact force pulse applied to the head was not affected on peak bridging vein stretch ratios because significant relative motion between skull and brain occurred by existence of cerebro spinal fluid.

Key Words : Biomechanics, Experimental Mechanics, Brain Injury, Real-Shaped Physical Modeling

1. 結 論

スポーツ外傷, 転倒・転落, 乳幼児虐待など種々の外力環境下において発生する重篤な頭部外傷として, 急性硬膜下血腫(Acute SubDural Hematoma: ASDH)がある. 特に, 頭蓋骨側の静脈洞と脳表間を走行する架橋静脈の破断による ASDH は, 乳幼児の頭部の揺さぶり⁽¹⁾のように頭部に衝撃的な外力が直接作用しない場合や, 雪面へのスノーボード転倒⁽²⁾のような比較的レベルの衝撃力が作用する場合でも発生することが知られており, この特殊な外力条件と発生メカニズムとの関係を明らかにすることが求められている.

架橋静脈の破断による ASDH は頭部の並進運動よりも回転運動に伴い生ずることが動物実験により明らかにされており⁽³⁾, 架橋静脈は頭部の回転運動により生ずる頭蓋骨と脳の相対運動により破断されるとの仮説が広く提起されている. そこで, そのメカニズムを解明するためには, 頭蓋骨内の脳の相対運動を可視化し, 架橋静脈に生ずるひずみを評価する必要がある.

架橋静脈破断による ASDH のメカニズムを解明するために, 動物および屍体実験が実施されている⁽³⁾⁽⁵⁾. しかし, 生体頭蓋骨内の脳表の動的変形挙動の可視化は実現されていないため, 頭部を単一剛体と仮定した剛体運動パラメータによる評価にとどまっている. 各種のダミーを用いた転倒実験も実施されている⁽⁶⁾⁽⁷⁾が, 頭部は一体構造の剛体仮定モデルであり, 頭蓋骨内の脳挙動は未知である. また, 頭蓋骨内の脳の変形挙動を解明するために有限要素モデル等の計算力学的研究も実施されている⁽⁸⁾. しかし, その解析結果は, 計算力学的に困難な頭蓋骨と脳の相対運動のモデル化に依存することが報告されている⁽⁹⁾. したがって, 従来の動物, 屍体, ダミー, 計算モデルによる手法では, ASDH の発生に関与するとされる頭蓋骨内での脳挙動を十分に可視化できていない.

* 原稿受付 2011 年 4 月 26 日

^{*1} 正員, 金沢大学理工研究域機械工学系 (〒920-1192 石川県金沢市角間町)^{*2} 佐賀大学医学部

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



そこで、この発生メカニズムを解明するために、頭蓋骨内の脳挙動を可視化できる実験モデルが有効であると考えられる。従来は、二次元円筒や球等の単純形状モデルが用いられており⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾、その結果が実人体と乖離している可能性があった。著者らはCAD/CAM技術を利用することにより特定個体の医用画像から実人体の頭部形状を忠実に再現した頭部実体モデルを構築し、冠状断面内における側方衝撃時の脳深部ひずみの評価を行った⁽¹²⁾⁽¹³⁾。しかし、本モデルは人体頭部の冠状面での切断モデルであるため、その三次元形状を再現したモデルによる頭蓋骨・脳間の相対運動計測がASDHのメカニズム解明に必要であった。

そこで、本稿では頭蓋骨内の脳表面を可視化できる三次元透過頭部実体モデルを構築した。さらに、低衝突エネルギーレベルのインパクト衝突実験を行い、頭蓋骨と脳表面間の三次元的な相対運動を計測することで架橋静脈の破断によるASDHの発生メカニズムに関する基礎的検討を行った。

2. 透過三次元頭部実体モデルの構築

2・1 三次元透過頭部実体モデルの構築方針

ASDHの発生メカニズムを鑑みると、頭部実体モデルには以下の三つの条件を考慮することが重要となる。一つめとして、頭蓋骨内における脳の運動を外部から観察することが可能なモデルを用いること。二つめとして、頭蓋骨内での脳の相対運動を適切に表現するために、頭蓋骨と脳との間におけるクモ膜下腔内を満たす脳脊髄液をモデル化すること。三つめとして、これらの運動を実現象に近づけるために、クモ膜下腔のサイズを高い精度で再現するとともに、大脳鎌および小脳テントによる運動拘束を表現できるモデルとすることである。

したがって、本稿の頭部実体モデルでは、頭蓋骨を透過率の高いポリカーボネイトにより構成することで頭蓋骨内部の脳表面の運動を可視化した。また、頭蓋骨をComputed Tomography(CT)画像、脳をMagnetic Resonance Imaging(MRI)画像から構築したCADモデルを用いることにより、頭蓋骨と脳間の間隙を再現し、その間隙を水で満たすことにより脳脊髄液を表現した。さらに大脳鎌および小脳テントモデルを頭蓋骨内面に貼付することで脳の運動拘束を表現した。

2・2 頭部実体モデルの構築

頭部実体モデルは頭蓋骨、脳、脳脊髄液、膜類(大脳鎌、小脳テント)より構成される。実人体頭部形状を再現するために、CTおよびMRI画像から構築された頭蓋骨および脳のCADモデル⁽¹²⁾⁽¹³⁾を利用することで、頭蓋骨と脳モデルを構築した。

頭蓋骨モデルは、前報においてCT画像より構築した頭蓋骨三次元ポリゴンモデル⁽¹²⁾に基づき、機械加工によって製作した。三次元頭蓋骨ポリゴンモデルをSTL形式で保存し、五軸マシニングセンタ(大阪機工株式会社:VP600-5AX)によって、直径200mmのポリカーボネイトの丸棒を切削加工した。図1に示すように、頭蓋骨の三次元モデルはポリカーボネイトを用いているため、頭蓋骨内まで可視化できる。また、頭蓋骨と脳の相対運動に影響をおよぼす頭蓋骨内面形状も忠実に再現されている。

脳部も同様にMR画像より構築した三次元ポリゴンデータを用いて製作した。脳の三次元ポリゴンデータをSTL形式で保存し、光造形装置(SOUPII 600GS:シーメット)に入力し、脳の型を製作した(図2)。この型に黒色に着色したシリコンゲル(Sylgard527:東レDow Corning)を注入し、硬化させることで左右大脳、小脳、脳幹を含む脳モデルを製作した(図3)。なお、本稿で用いたシリコンゲルは実人体の脳と動的粘弾性特性および密度がほぼ等しく過去に多くの研究において脳の代替物として用いられている⁽¹⁰⁾⁽¹³⁾。

さらに、脳の変形挙動を拘束する大脳鎌と小脳テントモデルをシリコン系接着剤により頭蓋骨内面に貼付した(図4)。大脳鎌、小脳テントは実人体の硬膜とヤング率および膜厚が等価なポリウレタンシート⁽¹³⁾によりモデル化した。大脳鎌と小脳テントモデルの形状はMR画像および解剖書を参考に決定した。

図5に示すように、頭蓋骨モデル内に脳モデルを挿入し、シリコン系接着剤により頭蓋骨モデルの接合を行った。大後頭孔にコックを設け、頭蓋腔内に水を充填することで、脳脊髄液のモデル化を行った。なお、本モデルの主要寸法と質量を表1に示したが、下顎骨および軟組織が含まれていないため、Hybrid-III 50percentile maleダミー頭部(質量4.50kg)と比較して1.3kg軽い。

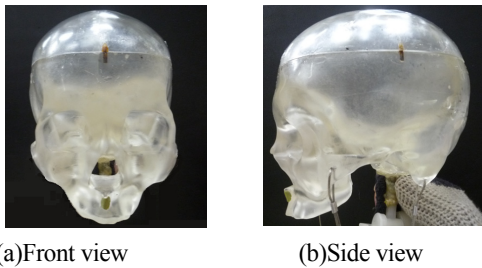


Fig.1 Skull model

Skull Width [mm]	Skull Length [mm]	Distance between the vertex and O.C. [mm]	Mass[kg]
152	181	147	3.20



Fig.2 Mold of the brain part



Fig.3 Brain model

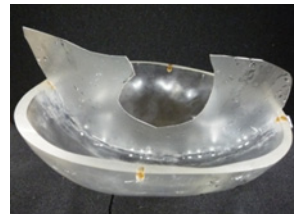


Fig.4 Falx model

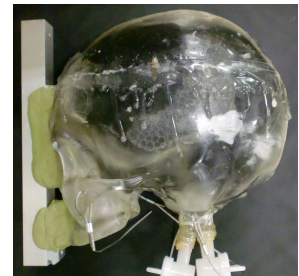


Fig.5 Head model

3. 実験系の構築

3・1 インパクト衝突実験装置

頭部実体モデルおよびインパクトをワイヤでフレームに懸架し、インパクトを衝突させることにより、頭部実体モデルに衝撃荷重を与えた(図 6)。フレームは 510mm×800mm×2500mm であり、上部フレーム位置を調整することで、インパクトと頭部実体モデルの衝突位置を任意に設定することができる。

頭部実体モデルを頬骨と乳様突起に通した四本のワイヤにより頭頂を下に懸架することで、インパクト衝突時に頭部実体モデルに回転運動が発生するようにした。頭部実体モデルの回転中心は実人体の回転中心位置を考慮して第五頸椎中心と同等⁽¹⁴⁾になるようにワイヤ長さを調整した。第五頸椎の中心位置は CT 画像より OC 関節から z 方向下向き 80.9mm の距離に設定した。

鋼製インパクトをフレームから 4 本のワイヤで懸架し、振り子運動により、頭部実体モデルに衝突させた。インパクトの直径は 50mm、質量は 2kg であり、その衝突面には発泡ゴムを貼付し、衝撃力パルスの形状を調整できるようにした。

3・2 計測系

頭部実体モデルにインパクトを衝突させた場合の頭蓋骨と脳間の相対運動を計測し、架橋静脈の付着位置の架橋静脈伸長比を算出した。さらに、頭部の矢状面内における二次元剛体運動、インパクトの衝撃荷重応答も計測した。

3・2・1 頭蓋骨-脳間の相対運動とひずみの計測

上矢状静脈洞と脳表間に走行する架橋静脈を想定し、その付着位置にマーカを塗布し、その三次元挙動を計測した。文献(15)に基づき、BV1~BV3 までの前頭静脈、BV4~BV6 までの頭頂静脈、BV7 の後頭静脈の七本の架橋静脈の付着位置と走行方向を決定し、それぞれの付着位置にマーカを塗布した(表 2)。図 7 に頭蓋骨側の架橋静脈付着位置を黄点で、脳側の架橋静脈付着位置を赤点で示し、頭蓋骨側と脳側のマーカ間をつなぐ架橋静脈を橙線で示した。これより架橋静脈は脳表から頭蓋骨側へ前向きに流入していることがわかる。

二台のハイスピードカメラ(k-III : カトウ光研)を、計測時間全域において全マーカが撮影可能なように配置し、1000FPS で頭部の挙動を撮影した(図 6)。さらに、Direct Liner Transformation(DLT)法により二台のカメラにより撮影された各マーカのカメラ座標系内の位置を三次元位置に変換し、三次元変位履歴を算出した。なお、各点の

三次元変位を三点移動平均法⁽¹⁶⁾により平滑化した。図7の架橋静脈付着位置のマーカセットの三次元変位から、架橋静脈付着位置のひずみの評価パラメータとして二点間伸長比 λ を算出した。以降本値を架橋静脈伸長比と定義する。

3・2・2 頭部の剛体運動計測

頭部実体モデルに四個の一軸加速度計(Model 7264D : Endevco inc.)を設置し、頭部に生ずる矢状面内の加速度応答を計測した。なお、各加速度応答をCFC1000 フィルタにて平滑化した。

図8のように頭部重心を原点とする局所座標系を設定し、四個の加速度計の計測値から、頭部重心の並進加速度および頭部の角加速度応答を算出した。 i 個目($i=1\sim 4$)の加速度計の計測値を a_i , 加速度計の位置ベクトルを r_i , 加速度計の感度方向の単位ベクトルを e_i , 頭部重心の並進加速度ベクトルを a_{cog} , 頭部の角加速度ベクトルを $\ddot{\theta}$, 角速度ベクトルを $\dot{\theta}$ とすると i 個目の加速度計の計測値は次式で表される。

$$a_i = (\ddot{\theta} \times r_i) \cdot e_i + (\dot{\theta} \times (\dot{\theta} \times r_i)) \cdot e_i + a_{cog} \cdot e_i \tag{1}$$

上式に加速度計の位置ベクトルを与えることにより、頭部の加速度応答が算出できる。なお、頭部重心位置は頭部の三次元 CAD モデルより算出し、加速度計の位置は写真撮影により決定した。

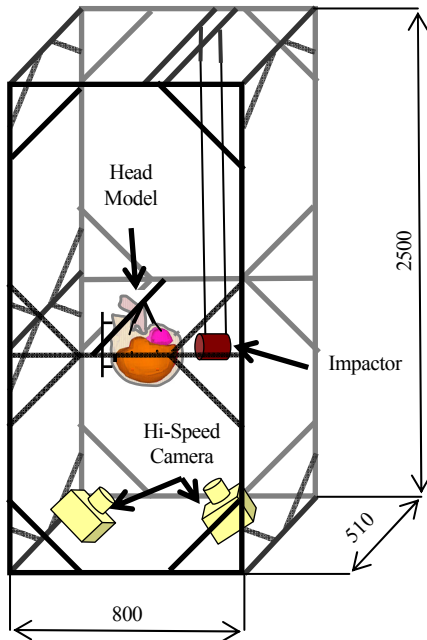


Fig.6 Experimental apparatus

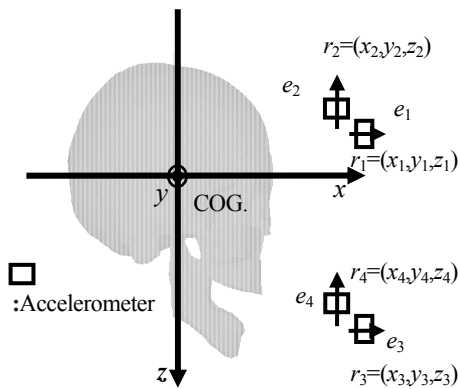


Fig.8 Location of accelerometers

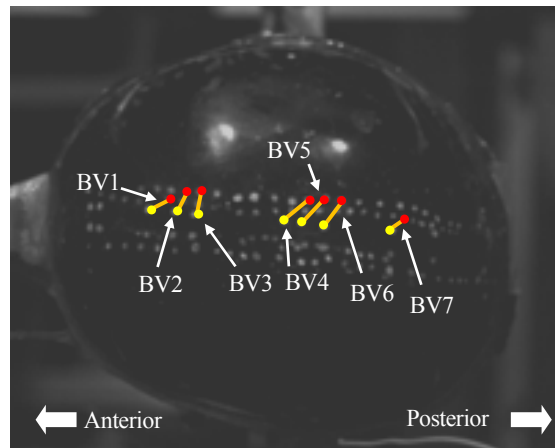


Fig.7 Bridging vein markers location

Table 2 Initial position of bridging vein markers

Bridging vein ID	Part	Initial position [mm]			Initial length [mm]
		x	y	z	
BV1	skull	49.1	2.9	-63.5	8.3
	brain	46.3	9.9	-60.0	
BV2	skull	40.5	4.0	-68.5	11.7
	brain	34.6	13.6	-65.5	
BV3	skull	24.8	2.2	-73.9	11.9
	brain	23.5	13.2	-69.6	
BV4	skull	-4.6	3.1	-77.4	11.1
	brain	-13.3	9.5	-74.9	
BV5	skull	-8.7	2.8	-77.7	11.5
	brain	-17.8	9.1	-74.6	
BV6	skull	-17.8	3.0	-78.2	11.6
	brain	-26.0	8.7	-72.3	
BV7	skull	-37.3	2.0	-74.1	11.0
	brain	-41.0	4.5	-64.0	

また、従来ダミーで計測可能な頭部の剛体運動パラメータと架橋静脈伸長比との関係性を評価するために、頭部重心合成加速度のピーク値、HIC15 値、頭部の角加速度ピーク値、角速度変化幅を定義した。これらの剛体運動パラメータは従来の動物・屍体・ダミー・実体モデルを用いた研究において頭部外傷の評価パラメータとして利用されている^{(3)・(14)}。

3・2・3 インパクトの衝撃荷重計測

インパクト端面に設置された一軸加速度計(Model 7264D: Endevco inc)で計測された加速度応答に、インパクト質量を乗ずることにより、頭部実体モデルに作用する衝撃荷重応答を算出した。なお、頭蓋骨-インパクト衝突面間にスイッチを設置し、電気計測系と高速度カメラのトリガ同期を行った。

3・3 衝撃条件

架橋静脈の破断による ASDH は、乳幼児の揺さぶりのような頭部に直接的な衝撃が作用しない状況や雪面や柔道畳といった比較的やわらかい面に対する頭部の衝突、すなわちピークが低く持続時間が長い衝撃力が頭部に作用するといった状況下でも発生しやすい。そこで、衝突面特性の影響を検討するために、インパクトの衝突面に貼付した発泡ゴムの厚さを 5mm(Thin)、10mm(Base)、21mm(Thick)の三段階に設定し、衝撃力パルス形状を変化させた。また、衝突物が有するエネルギーの影響を検討するために、インパクト質量を 2kg に固定し、インパクトの振り下ろし高さを変えることでインパクトの衝突前の運動エネルギーを 1.23J(E0.5)、2.45J(Base)、3.68J(E1.5)と三段階に変化させた。以上の五種の条件において各実験を五回繰り返し、ばらつきの少ない三回を抽出した。また、架橋静脈の破断による ASDH は後頭部衝撃において発生しやすいことが、動物実験より明らかにされている⁽⁹⁾ことから、衝突箇所を後頭部に限定した。

なお、頭蓋骨モデルの接合にシリコン系接着剤を使用していることから、高レベル衝撃を与えると頭蓋骨の接着面が破壊される。本稿は実人体形状を有する三次元透過モデルにより、後頭部衝撃時の頭蓋内の脳挙動を実験的に可視化することを最大の目的としているため、頭蓋骨モデルが破壊されない低衝撃レベルの実験を実施した。

4. 実験結果

4・1 頭部加速度と架橋静脈伸長比の時刻歴

一例として Base 条件における、衝撃荷重の平均波形 (図 9)、頭部重心の x 、 z 方向の並進加速度の平均波形(図 10)、 y 軸周りの角加速度の平均波形(図 11)と架橋静脈伸長比の平均波形 (図 12) を示した。インパクト衝突により頭部にピーク時刻約 7ms、持続時間約 15ms の単峰性の衝撃力が作用した (図 9)。この衝撃力は、前額軸にほぼ平行に頭蓋骨に印加されるため、頭蓋骨は x 軸方向の並進運動を開始した (図 10)。頭蓋骨は、若干伸展した後に頸部の回転拘束を模擬したワイヤの影響で 8ms 付近より屈曲回転を開始し (図 11)、それに伴い z 軸方向の向心加速度が生じた (図 10)。頭部の屈曲回転運動は約 20ms まで加速され、その後角加速度はほぼ 0 を示し、ほぼ等速に回転した(図 11)。

一方、図 12 に示すように、架橋静脈伸長比は 0~7ms 程度まででほぼ 0 を示した後上昇し、およそ 20ms でピークを示した。なお、他の実験条件でも頭部に生ずる剛体運動に対して、架橋静脈伸長比には時間遅れが生じていた。図 13 に初期状態と架橋静脈伸長比のピークが生じた 20ms における 1ch カメラの画像を示した。架橋静脈伸長比がピークを示す 20ms では頭蓋骨側マーカである黄点群が前方に変位するが、赤色の脳側マーカはそれほど変位していない。この頭蓋骨が先行する挙動により、頭蓋骨側と脳側のマーカを結ぶ橙線が伸長していることがわかる。なお、架橋静脈伸長比のピーク値は架橋静脈付着位置によって異なり、BV4 においてもっとも大きかった。

4・2 衝突面特性を変化させた場合

表 3 に衝突面の発泡ゴム厚さを変化させた場合の、衝撃荷重ピーク値と持続時間および頭部の剛体運動パラメータの平均値と標準偏差を示した。衝突面に貼付した発泡ゴムが薄いと、衝撃荷重のピークが高く、持続時間が短い。一元配置分散分析および t 検定により解析すると、頭部重心の合成加速度のピーク値、HIC15 値、角加速

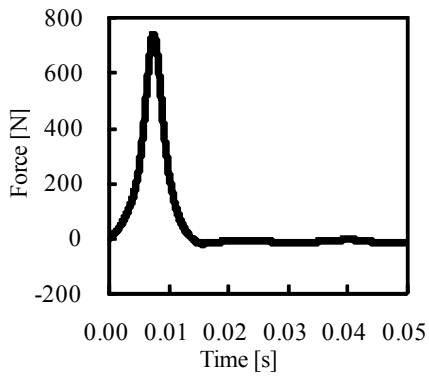


Fig.9 Impact force response in 'Base' condition

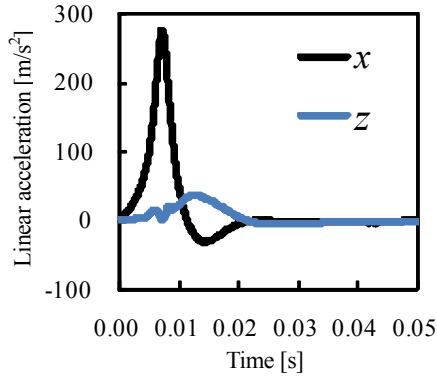


Fig.10 Linear acceleration responses in 'Base' condition

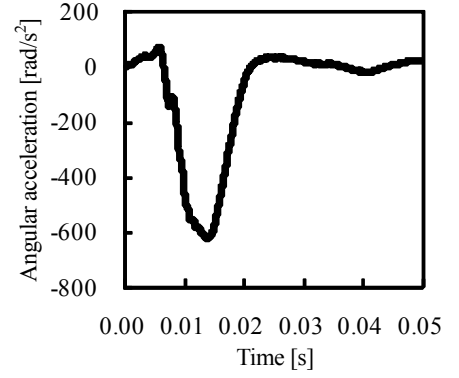


Fig.11 Angular acceleration response around y axis in 'Base' condition

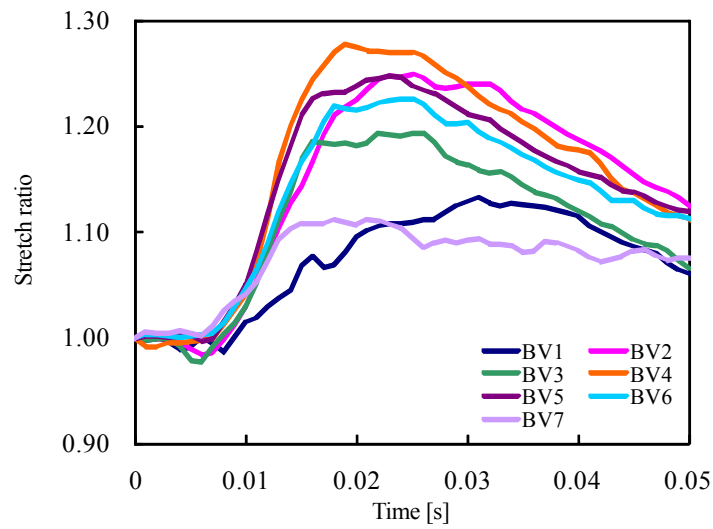
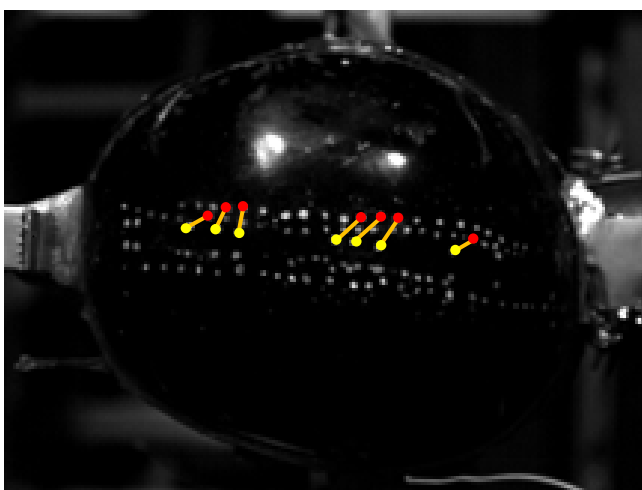


Fig.12 Bridging vein stretch ratio in each position in case of "Base" condition



(a) at 0ms



(b) at 20ms

Fig.13 Images captured by 1ch camera

度ピーク値は衝突面の発泡ゴムが薄いと有意に高くなるが($p < 0.01$), 角速度変化幅に有意な違いはなかった($p > 0.05$). 図 14 に衝突面特性と架橋静脈伸長比のピーク値との関係を示した. いずれの衝突面においても, 架橋静脈伸長比は, 頭頂付近の BV4 において最も大きかった. また, 一元配置分散分析により解析すると, 架橋静脈伸長比のピーク値に衝突面特性は影響しなかった($p > 0.05$).

4・3 インパクトの運動エネルギーの影響

表 4 にインパクトの運動エネルギーを変化させた場合の, 衝撃荷重のピーク値と持続時間および頭部剛体運動パラメータ値を示した. インパクトの運動エネルギーを増加させるに従い, 衝撃荷重のピーク値も上昇した. また, インパクトの運動エネルギーは頭部重心の合成加速度ピーク, HIC15 値, 角加速度ピーク値, 角速度変化幅のすべてに有意に影響した($p < 0.05$).

図 15 にインパクトの運動エネルギーと架橋静脈伸長比のピーク値との関係を示した. BV1,7 以外の架橋静脈

Table 3 Rigid body motion parameters of the head in case of changing the impact surface thickness

Impact Condition	Peak Load [N]	Duration [ms]	Peak Ang. Acc. [rad/s ²]	Peak Change in Ang. Vel. [rad/s]	Peak Res. Acc. [m/s ²]	HIC15
Thick	270±14	23.7±0.7	439±31	5.31±0.15	91±3	2.0±0.0
Base	756±89	15.3±0.2	642±48	4.97±0.19	277±30	7.3±1.2
Thin	1179±41	7.6±0.7	1081±34	4.85±0.23	493±27	18.0±1.7

Table 4 Rigid body motion parameters of the head in case of changing the impactor energy

Impact Condition	Peak Load [N]	Duration [ms]	Peak Ang. Acc. [rad/s ²]	Peak Change in Ang. Vel. [rad/s]	Peak Res. Acc. [m/s ²]	HIC15
E0.5	235±14	21.5±0.7	328±9	3.72±0.07	78±0.0	1.0±0.0
Base	756±89	15.3±0.2	642±48	4.97±0.19	277±30	7.3±1.2
E1.5	950±63	12.0±0.3	791±61	6.25±0.16	345±21	11.7±0.6

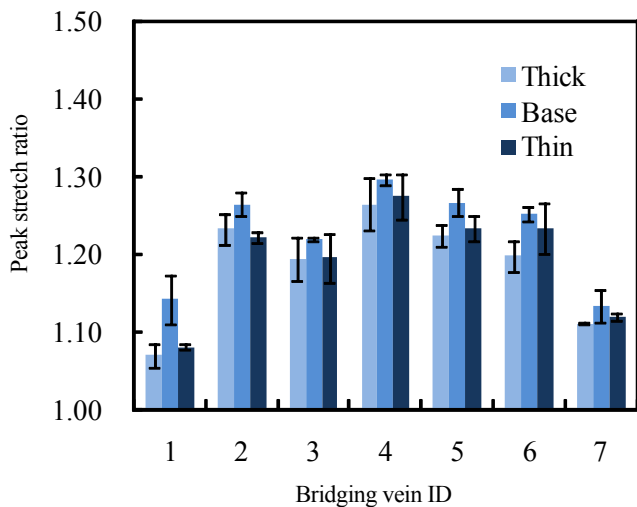


Fig.14 Peak bridging vein stretch ratios at each position in case of changing the impact surface thickness

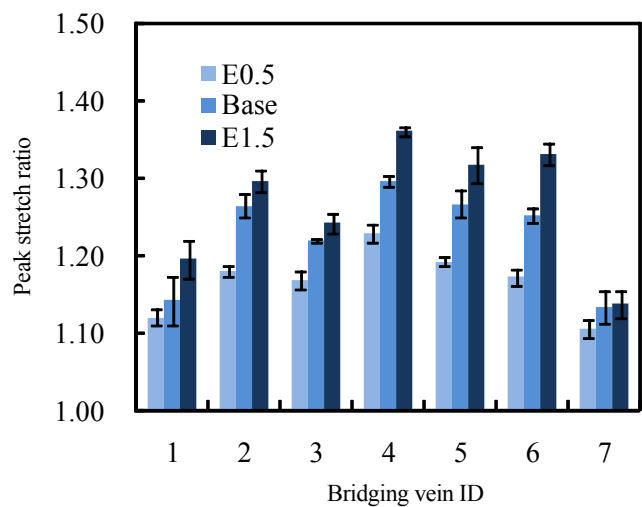


Fig.15 Peak bridging vein stretch ratios at each position in case of changing the impactor energy

においてインパクトの運動エネルギーが高いと、架橋静脈伸長比のピーク値は有意に高かった($p<0.05$).

4・4 頭部の剛体運動パラメータと架橋静脈伸長比の関係

インパクトの運動エネルギーの影響が確認された BV2,3,4,5,6 の架橋静脈伸長比のピーク値と剛体運動パラメータの関係を回帰分析により整理した (表 5). 架橋静脈伸長比のピークと有意な相関があったのは角速度変化幅のみであり, その決定係数は 0.73-0.84 であった. 一方, 合成加速度のピーク値, HIC15 値, 角加速度ピーク値と架橋静脈伸長比のピーク値とは有意な相関はなかった. 図 16 に 1 例として BV4 の伸長比と剛体運動パラメータとの関係を示したが, 角速度変化幅と正の強い相関を示すことがわかる.

Table 5 Coefficient of determination between peak bridging vein stretch ratio at each vein and parameters of rigid body motion of the head

	BV2	BV3	BV4	BV5	BV6
Peak.Res.acc.	0.18	0.25	0.23	0.25	0.37
HIC	0.15	0.21	0.21	0.22	0.34
Peak .Ang.Acc.	0.16	0.21	0.19	0.21	0.32
Peak .Change in Ang. Vel.	0.84	0.79	0.74	0.78	0.73

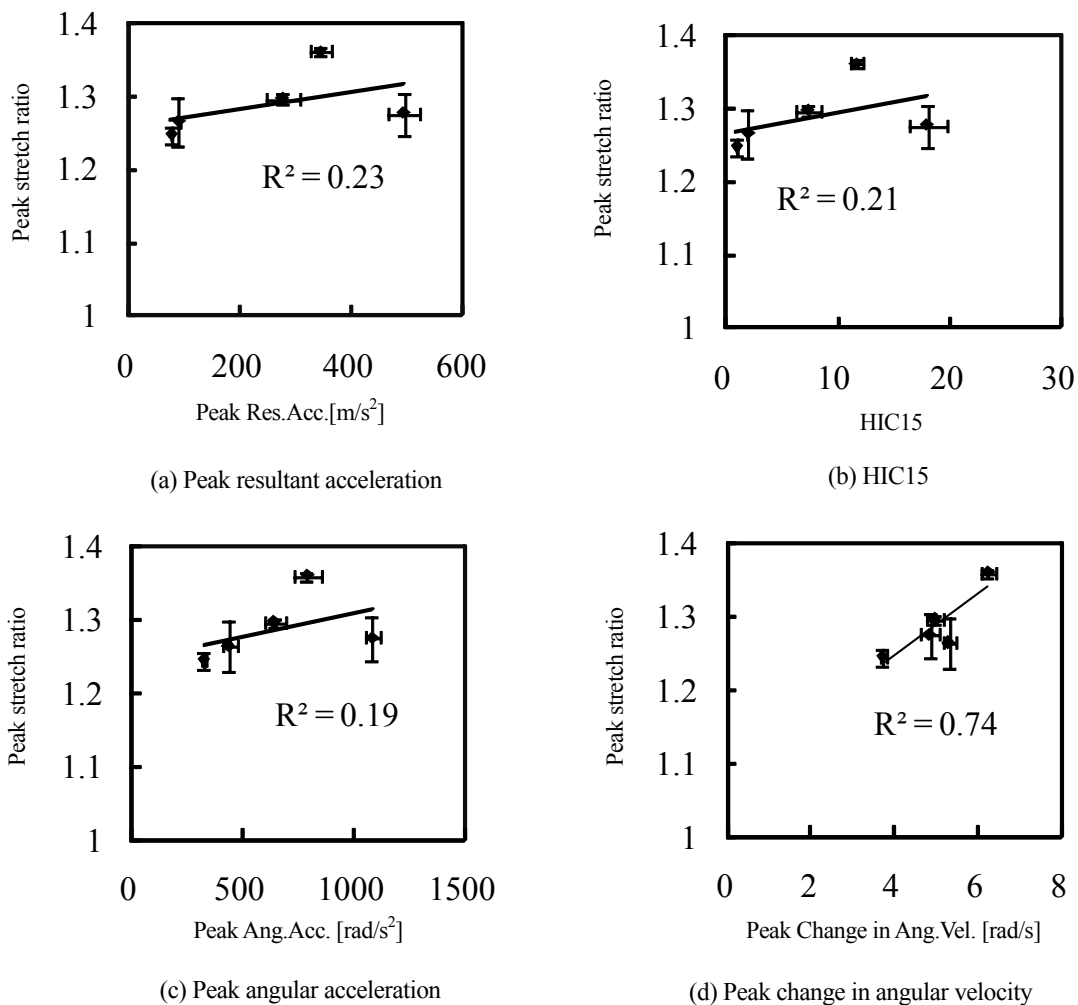


Fig.16 Relationship between peak bridging vein stretch ratio at BV4 and parameters of rigid body motion of the head

5. 考 察

本稿では、架橋静脈破断による ASDH の発生メカニズムにとって重要とされる頭蓋骨と脳間の相対運動を可視化することに着目し、頭部の実体モデルの構築を行った。本モデルは実人体頭部形状を再現し、透過な頭蓋骨と、実脳と等価な動的粘弾性特性の脳と、頭蓋骨内の脳の運動に関わる脳脊髄液および大脳鎌・小脳テントモデルを有している。

本モデルに低衝突エネルギーレベルの後頭部衝撃を与えることにより、頭蓋骨内の脳の三次元挙動を可視化することができた。これより、頭蓋骨は衝撃力パルスと頸部拘束を模擬したワイヤの影響により回転運動を開始し、この時、頭蓋内に浮遊する脳は慣性により停留するため、頭蓋骨と脳に相対的な回転運動が生ずることがわかった。この相対的な回転運動の増加に伴い、頭蓋骨-脳間の架橋静脈伸長比は増大し、その後、小脳テント等の頭蓋内構造物との接触により、脳は頭蓋骨の回転運動へ追従することで架橋静脈伸長比が減少した。ここで、頭蓋骨の加速終了時刻までの頭蓋骨の回転角は小さいこと、頭蓋骨と脳間に間隙が存在することで脳の頭蓋骨内構造物への接触が遅れること、脳の強い粘性により接触力入力に対して脳の変形が遅れることの三要因により、架橋静脈伸長比のピークは頭蓋骨の加速終了時刻近傍まで遅れて生じたと考えられる。

上記メカニズムによれば、衝撃力作用中の架橋静脈伸長比は小さい。したがって、低エネルギーレベルの衝撃条件下では、衝突面特性の違いにより衝撃力のピークが変化しても、架橋静脈伸長比のピーク値への影響は小さかったと考えられる。これに関連して、衝撃力のピークに影響される剛体運動パラメータの合成加速度ピーク値、HIC15 値、角加速度ピーク値と架橋静脈伸長比のピーク値との相関は低かったと思われる。

一方で角速度変化幅は架橋静脈伸長比と強い相関を示した。脳停留中の頭蓋骨の回転運動により架橋静脈は伸長されるが、その脳の停留は、衝撃力パルスの終了時刻近傍まで遅れた。したがって衝撃力パルスの瞬間的な値であるピーク値には架橋静脈伸長比は影響されないが、その時間積分である角速度に関わる角速度変化幅とは相関が高かったと考えられる。Depreitere らの屍体実験⁽⁹⁾での ASDH の発生有無および Bradshaw らの単純形状の実体モデル実験⁽¹¹⁾において、架橋静脈のひずみに対して角速度変化幅の影響が大きいことが報告されており、本稿の傾向と一致している。以上より、同一の衝突エネルギーが頭部に作用する場合であれば、架橋静脈の破断による ASDH の発生に対する衝撃力ピークの影響は小さいと考えられ、これが雪面や柔道畳などの比較的軟らかいサーフェスへの衝突において ASDH が特徴的に発生する要因の一つであると考えられる。

なお、すべての実験条件において、他の部位よりも頭頂静脈、特に最も頭頂点に近い BV4 の伸長比が大きかった。これは、頭頂部に位置する BV4 の走行方向と、頭蓋骨の運動方向が一致し、さらに、曲率の小さい頭頂付近では脳に対する頭蓋骨内面の運動拘束が弱く頭蓋骨と脳の接線方向相対運動が大きいことによると考えられる。なお、頭頂部付近の架橋静脈が破断しやすい傾向は屍体実験⁽⁹⁾および症例⁽²⁾により知られており、本稿の結果より、後頭部衝撃の際にこの部位の架橋静脈が伸長しやすいことが実験的に明らかにされた。

低衝突エネルギーの本稿の条件下では、角速度変化幅のみが架橋静脈ピークと相関が高かった。しかし、角速度変化幅のみが架橋静脈ピークと相関があるとすると、定常回転や加速度ピークが低く持続時間の長い緩やかな頭部の加速でも急性硬膜下血腫が発生することになり不自然である。したがって、並進加速度における耐性曲線である Wayne State Tolerance Curve⁽¹⁷⁾のように、角加速度ピーク値と持続時間の関係においても下限となる角加速度ピークが存在すると考えられる。この下限値を決定するにあたっては、脳の超粘弾性、大変形および脳脊髄液といった非線形的挙動が支配的な脳の変形挙動の場合は、衝突条件を分類して各々の場合における角加速度ピーク値と持続時間の関係を丹念に検討する必要があると思われる。したがって、本稿で構築した頭部実体モデルを衝突エネルギーの高い転倒事故条件へ利用可能なように、頭蓋骨モデルの強度を向上させるとともに頸部特性を再現した全身ダミーモデルを構築し、実傷害発生レベルの条件において角加速度波形と架橋静脈伸長比の関係性を検討することが今後の課題である。また、頭蓋内腔で脳の運動を拘束する架橋静脈等の血管構造とクモ膜小柱と神経系および頭部全体の回転拘束を担う頸部構造のモデル化が不十分であり、実人体頭部で生ずる架橋静脈の伸びは本稿で得られた結果よりも定量的に小さいことが予想される。これらの影響を解明するうえで、まずは流体-構造連成系である頭蓋骨-脳脊髄液-脳間モデリングがよく検証されたコンピュータ・モデルが必要となると思われる。頭蓋骨と脳表の相対運動を可視化した屍体実験は報告されておらず、本稿は、コンピュータ・モデルの妥当性検証のための基礎データとしても今後有用であると思われる。

6. 結 論

本稿では、種々の外力環境下で発生する重症頭部外傷である急性硬膜下血腫の発生メカニズムを解明するための有力な手段として、実体モデリングに着目し、実人体の頭部形状を再現し頭蓋骨-脳間の相対運動計測が可能な実形状三次元透過頭部実体モデルを構築した。さらに、本モデルに対して低衝突エネルギーレベルの後頭部衝撃を与え、頭蓋骨と脳間の三次元相対運動を可視化するとともに衝突面特性の影響について基礎的な検討を行った。その結果、頭蓋骨と脳間の顕著な相対回転運動の発生を実験的に観測し、この相対回転運動による衝撃力パルスに対する架橋静脈の伸長の顕著な遅れが、架橋静脈破断による ASDH の発生メカニズムの一要因であることが示唆された。今後は実傷害発生レベルにおける検討が必要である。

謝 辞

本研究は科研費（若手 B：21760071）の助成を受けたものである。ここに謝意を表する。

参 考 文 献

- (1) 西本博, 栗原惇, “児童虐待による頭部外傷の現状と問題点”, 脳神経外科, Vol.13, No.12(2004), pp.822-829
- (2) 福田修, 遠藤俊郎, “スキーヤー・スノーボーダーの頭部外傷”, 脳神経外科, Vol.13, No.2(2004), pp.89-95
- (3) Gennarelli TA, Thibault LE, “Biomechanics of acute subdural hematoma”, *Journal of Trauma*, Vol.22(1982), pp.680-686
- (4) Lowenhielm P, “Strain tolerance of the Vv. cerebri sup. (Bridging Veins) calculated from head-on collision tests with cadavers”, *Z. Rechtsmedizin* Vol.75 (1974), pp.131-144
- (5) Depreitere B., Lierde C., Sloten J., Audekercke R., Van Der Perre G., Plets C., and Goffin J., “Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture”, *Journal of Neurosurgery*, Vol. 104 (2006), pp. 950-956
- (6) Ibrahim G and Margulies S, “Biomechanics of the toddler head during low-height falls: an anthropomorphic dummy analysis”, *Journal of Neurosurgery Pediatrics*, Vol.6(2010), pp.57-68
- (7) Thompson K, Bertocci G and Pierce C, “Assessment of Head Injury Risk Associated With Feet-First Free Falls in 12-Month-Old Children Using an Anthropomorphic Test Device”, *The Journal of Trauma*, Vol.66, No.4(2009), pp.1019-1029
- (8) Huang HM, Lee MC, Chiu WT, Chen CT and Lee SY, “Three-dimensional finite element analysis for subdural hematoma”, *Journal of Trauma*, Vol.47(1999), pp.538-544
- (9) Cheng J, Howard C and Rennison M. “Study of an infant brain subjected to periodic motion via a custom experimental apparatus design and finite element modeling”, *Journal of Biomechanics*, Vol.43, NO.15(2010), pp.2887-2896
- (10) Ivarsson J, Viano C, Lövsund P and Aldman B. “Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection on the brain”, *Journal of Biomechanics*, Vol.33, (2000), pp.181-189
- (11) Bradshaw S, Ivarsson J, Morfey L and Viano C, “Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact”, *Journal of Biomechanics*, Vol.34, (2001), pp.85-94
- (12) 穴田賢二, 宮崎祐介, 西貴士, 立矢 宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, “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”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol.76, No.761, (2010), pp. 233-240
- (13) 穴田賢二, 宮崎祐介, 西貴士, 立矢 宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, “頭部回転挙動と脳せん断ひずみの関係”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol.76, No.772, (2010), pp.1816-1822
- (14) Gennarelli A., “Head injury in man and experimental animals: clinical aspects”, *Acta Neurochirurgica Suppl*, vol.32, (1983), pp.1-13
- (15) Oka K, Rhoton AL, Barry M. and Rodriguez R., “Microsurgical anatomy of the superficial veins of the cerebrum”, *Neurosurgery*, Vol.17, (1985), pp.711-748
- (16) ISO TC 22/SC 22/WG 22. “Motorcycles—Test and analysis procedures for research evaluation of rider crash protective devices fitted to motorcycles—Part 5: Injury indices and risk/benefit analysis”. *ISO/DIS 13232-4*, (2004)
- (17) Patrick, LM, Lissner, HR and Gurdjian, ES, “Survival by design - Head protection”, *Proceedings of the 7th Stapp Car Crash Conference*, (1963), pp.483-499