

A18 三次元透過頭部物理モデルによる頭蓋骨—脳間相対運動計測

Measurement of Relative Displacement between Skull and Brain using a 3D Transparent Physical Head Model

正 宮崎 祐介 (金沢大) 藤井 勇輔 (金沢大院)
正 立矢 宏 (金沢大) 正 放生 明廣 (金沢大)

Yusuke MIYAZAKI, Kanazawa Univeristy, Kakuma, Kanazawa, Ishikawa
Yusuke FUJII, Kanazawa University
Hiroshi TACHIYA, Kanazawa University
Akihiro HOJO, Kanazawa University

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 maximum bridging vein strains because of relative motion between skull and brain due to existence of cerebro spinal fluid.

Keywords: Injury Biomechanics, Sports injury, Acute Subdural Hematoma, Real-Shaped Physical Modeling

1. 結論

スポーツ外傷, 転落, 乳幼児虐待, 交通事故など様々な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 (ASDH)がある. 特に, 架橋静脈の破断による ASDH は乳幼児の頭部の揺さぶりのように頭部に直接的な衝撃力が作用しない状況⁽¹⁾や, やわらかいサーフェスである雪面へのスノーボード転倒⁽²⁾のような, 一見危険とは思えない状況においても発生することが知られている. したがって, 従来の Head Injury Criterion(HIC)のような直接的衝撃により発生する頭蓋骨骨折発生に着目した傷害基準では, ASDH の発生を評価することは困難であると考えられる. そこで, 急性硬膜下血腫の発生メカニズムを解明し, ASDH の評価が可能な傷害基準を策定することが傷害予防の観点から重要である.

架橋静脈の破断による ASDH は頭部に回転運動が生じた際に生ずる頭蓋と脳の相対運動により, 上矢状静脈洞と脳表面を走行する架橋静脈が破断することにより惹起されるとの仮説が広く知られている. したがって, そのメカニズムを解明するためには, 頭蓋内における脳の相対運動を可視化し, 架橋静脈に生じうるひずみを計測する必要がある. これまでに, 屍体実験により外部から計測可能な頭部の剛体運動パラメータと架橋静脈の破断との関係について検討されてきた⁽³⁾⁽⁴⁾. しかし, 実人体頭蓋内の架橋静脈ひずみを外部から計測することは現段階で実現不可能なため, その発生過程のメカニズムについて検討することはできなかつた. したがって, 頭部に衝撃が作用する過程における架橋静脈ひずみを算出可能な頭

部有限要素モデルが用いられてきたが, 材料特性や流体-構造連成問題など計算力学的に困難な課題が存在し, 頭蓋骨と脳の相対運動のモデル化手法に関する議論にとどまっている⁽⁵⁾. そこで, 頭蓋内の脳の挙動を可視化可能な物理モデルが有効であると考えられるが, 二次元円筒や球等の単純形状モデルが用いられており⁽⁶⁾⁽⁷⁾, 頭蓋骨と脳の相対運動のモデル化に関して実人体と乖離している可能性があった. そこで, これまでに著者らは 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形状頭部物理モデルを構築し, 冠状断面内における頭蓋と脳の相対運動の計測とひずみの評価を行った⁽⁸⁾⁽⁹⁾. しかし, 冠状断面切断モデルにとどまり, 実人体頭部の三次元形状を再現した状況における架橋静脈ひずみの計測は行えていない.

そこで, 本稿では脳表面を可視化可能な実形状三次元透過頭部物理モデルを構築した. さらに, 本モデルに対して低速度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し, ASDH の発生メカニズムについて検討を行った.

2. 透過三次元頭部物理モデルの構築

2.1 三次元透過頭部物理モデルの構築方針

ASDH の発生メカニズムを考慮すると, 頭部のモデル化には次の三点の要素をモデル化する必要がある. 一つは, 頭蓋内での脳の運動を可視化し, 架橋静脈ひずみを計測できるモデルである. 二つは頭蓋内での脳の相対運動を表現するために, 頭蓋と脳間のかくも膜下

腔内を満たす脳脊髄液をモデル化することである。三つは、頭蓋骨と脳の相対運動をより実現象に近づけるために、くも膜下腔のサイズを再現するとともに、大脳鎌および小脳テントによる運動拘束を表現することである。したがって本稿で構築するモデルでは、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により頭蓋内部の脳表の運動を可視化した。また、頭蓋骨をCT画像、脳をMR画像から構築することにより頭蓋との脳間に適切なサイズのくも膜下腔を再現し、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を頭蓋骨内面にモデル化することで脳の運動拘束を表現した。

2.2 頭部物理モデルの構築

頭部物理モデルは頭蓋骨、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MR画像から頭蓋骨および脳形状を抽出し、CAM技術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CADモデル⁶⁾を用いて機械加工によって製作を行った。三次元頭蓋骨CADモデルをSTL形式により保存し、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、頭蓋内まで可視化可能である。また、頭蓋骨と脳の相対運動に影響をおよぼす頭蓋内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ラピッドプロトタイピング装置により、脳部の型を製作し、シリコンゲルを注型することにより製作した。なお、本稿では頭蓋骨と脳のマクロ的な相対運動を計測することを目的としているため、脳溝のような脳表の複雑形状は含んでいないが、マクロな運動に影響をおよぼす左右大脳および小脳、脳幹はモデル化されている。脳の三次元CADデータをSTL形式で保存し、光造形装置(SOUPH 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⁶⁾⁷⁾。

さらに、脳の変形挙動を拘束する頭蓋内構造物である大脳鎌と小脳テントをシリコン系接着剤により頭蓋骨内面に貼付した。大脳鎌、小脳テントは実人体の硬膜とヤング率および厚さがほぼ等価なポリウレタンシート⁸⁾によりモデル化した。大脳鎌と小脳テントの形状は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、気泡の存在がなくなるまで水を注入し、頭蓋腔内を水で満たした。これにより頭蓋骨と脳の相対運動をもたらす脳脊髄液のモデル化を行った。

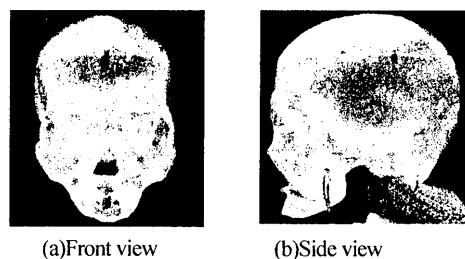


Fig.1 Skull model

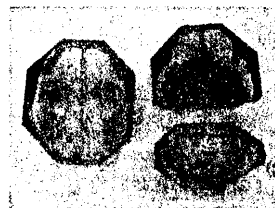


Fig.2 Mold of the brain part



Fig.3 Brain model



Fig.4 Falx model



Fig.5 Head model

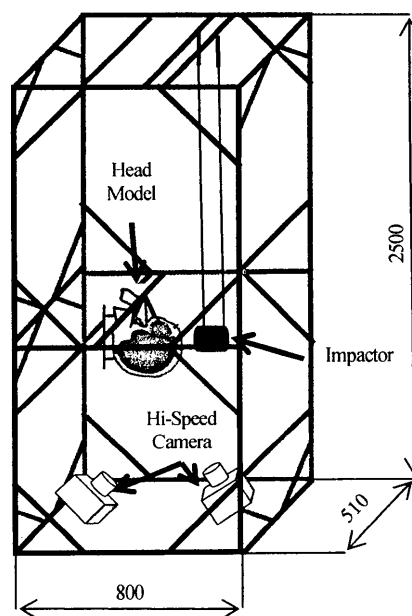


Fig.6 Experimental apparatus

3. 実験系の構築

3.1 インパクト衝撃実験装置

実験装置の構成としてインパクト、頭部物理モデルをフレームからワイヤで懸架し、インパクトを振り子運動させて、頭部物理モデル

ルに衝撃荷重をあたえた(図6)。フレームは510(mm)×800(mm)×2500(mm)であり、上部フレーム位置を調整することで、インパクトと頭部物理モデルの衝突位置を任意に設定することができる。

頭部物理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物理モデルに回転運動が発生するようにした。頭部物理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⁽¹⁰⁾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本モデルの対象となった特定個体の CT 画像より三次元再構成されたポリゴンモデルから OC 関節から z 方向下向き 80.9mm の距離に設定した。

鋼製インパクトはフレームから4本のワイヤで吊り下げられ、振り子運動により、頭部物理モデルに衝突させた。インパクトの直径は50mm、質量は2kgとし、インパクトの衝突面には発泡ゴムを貼付し、衝撃荷重パルスの形状を調整できるようにした。

3.2 計測系

本稿では、頭部にインパクト衝撃を与えた際の脳-頭蓋骨間の相対運動を計測し架橋静脈に相当する位置におけるひずみ(架橋静脈ひずみ)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を計測した。

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存在する架橋静脈を想定し、架橋静脈の付着位置に白色点を塗布し、その挙動を計測した。屍体計測した文献に基づき⁽¹¹⁾、図7に示すように、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白色点を塗布した。なお、頭蓋骨外・内面の三次元自由曲面による屈折の影響を低減するために、頭蓋骨側に関しては頭蓋骨内面に計測点を塗布した。

白色マーカの三次元変位を計測するために、二台のハイスピードカメラ(k-III : カトウ光研)を図6のように計測時間全域において全白色マーカが撮影可能なように配置し、1000fpsでインパクト衝突時の衝突挙動を撮影した。さらに、DLT法(Direct Linear Transformation Method)により二台のカメラにより撮影されたカメラ座標内変位を三次元変位に変換し、ISO/DIS13432-4⁽¹²⁾に基づき三点移動平均法により三次元変位データを平滑化した。架橋静脈付着位置の白色マーカセットの三次元変位から、次式により架橋静脈のひずみを想定した二点間ひずみを算出した。

$$\varepsilon_{bv} = l(t) - l_0 / l_0 \quad (1)$$

ここで ε_{bv} は架橋静脈ひずみ、 $l(t)$ は時刻 t における2点間距離、 l_0 は時刻 $t=0$ における2点間距離である。

3.2.2 頭部の剛体運動計測

頭部物理モデルに四個の一軸加速度計(Model 7264D : Endevo inc.)を設置し、頭部に生ずる矢状面内の二次元加速度応答を計測した。頭部の運動を2次元剛体運動と仮定し、図8のように基準座標系をとると、四個の加速度計の計測値から、頭部重心の並進加速

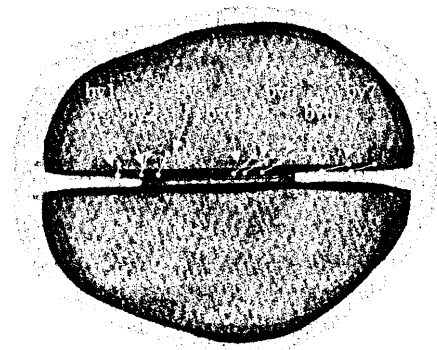


Fig.7 Bridging vein locations

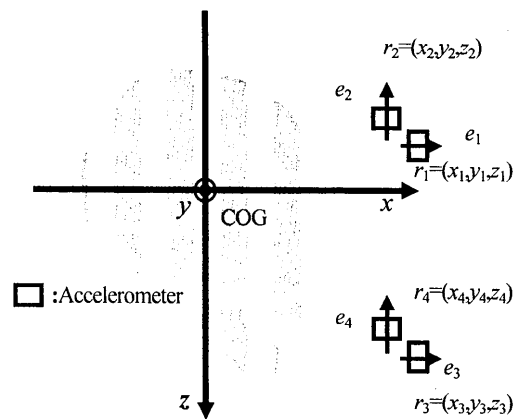


Fig.8 Location of accelerometers

度および角加速度応答を算出できる。まず、 i 個目($i=1\sim4$)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} 、頭部重心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。

$$a_i = \ddot{\theta} \times r_i \cdot e_i + \dot{\theta} \times (\dot{\theta} \times r_i) \cdot e_i + a_{\text{cog}} \cdot e_i \quad (2)$$

上式を加速度計の位置ベクトルを与えて展開することにより、頭部の加速度応答が算出される。なお、頭部重心位置は三次元CADモデルより算出し、矢状面上の加速度計の位置は写真撮影により決定した。

ASDHの傷害基準化を鑑みると、ダミー計測可能な頭部の剛体運動パラメータと架橋静脈ひずみとの関係を明らかにする必要がある。そこで、架橋静脈ひずみと頭部の剛体運動パラメータとの相関を検討するために、頭部重心の加速度応答から頭部重心における最大合成加速度、HIC値、角加速度最大値、角速度変化幅を導出した。なお角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ は衝撃作用時の頭部に生ずる最大角速度値と最小角速度値の差により次式のように定義される⁽¹³⁾。

$$\Delta\dot{\theta} = |\dot{\theta}_{\text{max}} - \dot{\theta}_{\text{min}}| \quad (3)$$

ここで $\dot{\theta}_{\text{max}}$ は最大角速度値、 $\dot{\theta}_{\text{min}}$ は最小角速度値である。

3.2.3 インパクトの衝撃荷重計測

頭部に生ずる衝撃荷重応答をインパクト端面に設置された一軸加速度計(Model 7264D: Endevco inc)により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算出した。なお、インパクト端面と頭部物理モデルとの衝突点に接点スイッチを設置し、インパクト衝突瞬間にLEDを点灯させることにより、電気計測データとハイスピードカメラ画像とのトリガ同期を行った。

3.3 衝撃条件

ASDHは乳幼児揺さぶりや雪面・柔道畳への衝突など、頭部に直接的な衝撃が作用しないもしくはやわらかいサーフェスへの衝突のような衝撃力最大値が低く持続時間が長い条件においても発生する。これらより、ASDHの発生条件として衝突面特性にはそれほど依存せず、むしろ衝突物が有するエネルギーに依存するとの仮説をたてた。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)の三段階に変化させることで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位置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(E1.0), 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三回繰り返した。また、本稿で対象とする架橋静脈の破断によるASDHの好発打撃部位は後頭部であることが知られているため、後頭部衝撃に限定した。

なお、頭蓋骨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透過物理モデルにより架橋静脈ひずみを初めて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 頭部の加速度応答と架橋静脈ひずみの時刻歴

一例として衝突面特性 Base, インパクトの運動エネルギー E1.0 の場合における、衝撃荷重応答(図9), 頭部重心のx, z方向の並進加速度応答(図10,11), y軸周りの角加速度応答(図12)を示した。これより、インパクト衝突により頭部に持続時間15ms程度の単峰性の加速度応答が生じていることがわかる。一方、図13に示すように、すべての架橋静脈ひずみの時刻歴は0~10ms程度までほぼ0を取り、その後20ms程度でピークを示した。このように頭部に生ずる剛体運動に対して、架橋静脈ひずみの時刻歴には時間遅れが生じており、これは他の実験条件でも同様であった。また、架橋静脈ひずみの最大値は部位によって異なり、もっとも頭頂点に近い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1に衝突面の発泡ゴム厚さを変化させた場合の、衝撃荷重最大値と持続時間および頭部の剛体運動パラメータの最大値を示した。これより、衝突面に貼付した発泡ゴムの厚さを変化させることにより、衝撃荷重の最大値および持続時間が変化することがわかる。衝撃荷重の最大値が高く持続時間が短くなるにつれて、頭部重心の合

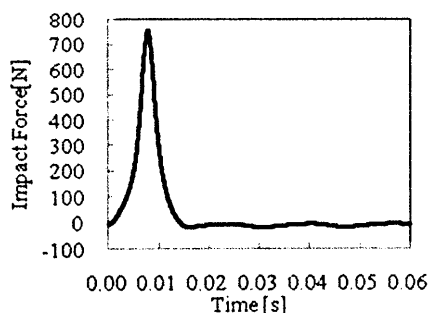


Fig.9 Impact force vs time in 'Base' condition

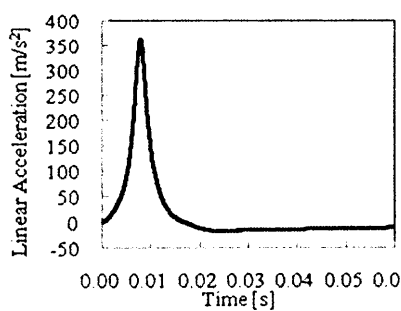


Fig.10 Linear acceleration responses on x axis in 'Base' condition

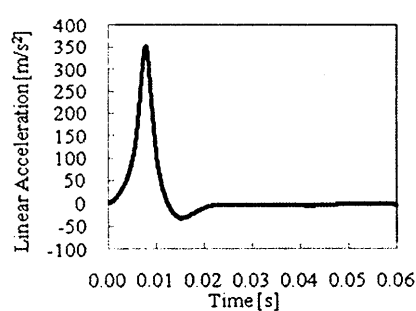


Fig.11 Linear acceleration responses on z axis in 'Base' condition

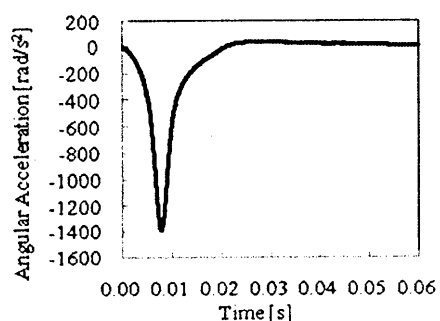


Fig.12 Angular acceleration responses around y axis in 'Base' condition

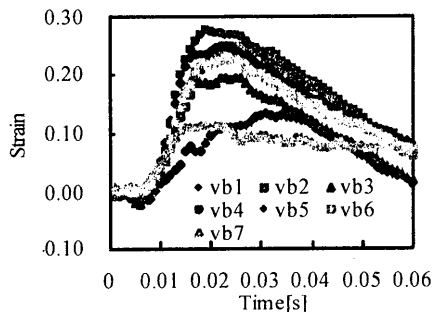


Fig.13 Bridging vein strain in each position

Table1 Rigid body motion parameters of the head in case of changing the impact surface thickness

Impact Condition	Max. Load [N]	Duration [ms]	Max Ang. Acc. [rad/s ²]	Max Ang. Vel. [rad/s]	Max Res. Acc. [m/s ²]	HIC
Thick	270	23.7	543	7.42	177	9
Normal	756	15.3	1397	7.17	507	35
Thin	1179	7.6	2274	6.79	954	93

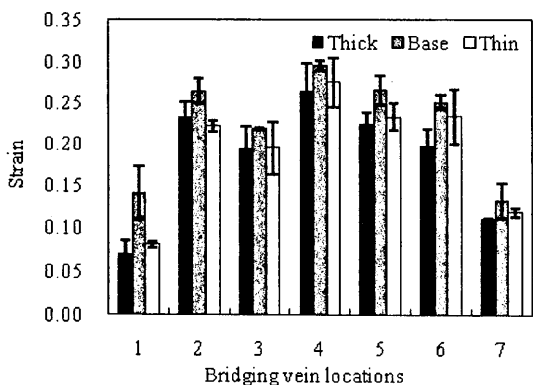


Fig.14 Max. bridging vein strains in each position in case of changing the impact surface thickness

成加速度の最大値, HIC 値, 角加速度最大値は大きくなるが(p<0.01), 角速度変化幅の有意な変化はなかった (p>0.05).

図 14 に衝突面特性を変化させた場合の架橋静脈ひずみの最大値を示した。まず、架橋静脈の配置とひずみの関係として、いずれの衝突面においても頭頂付近の bv4 においてひずみが最も大きかった。また、一元配置分散分析により衝突面特性と架橋静脈との関係について検討したところ、いずれの静脈においても衝突面特性は有意に影響しなかった(p>0.05).

4.3 インパクトの運動エネルギーの影響

表 2 にインパクトの運動エネルギーを三段階に変化させたときの衝撃荷重最大値と持続時間および頭部剛体運動パラメータの最大値を示した。これより、インパクトの運動エネルギーが高いと衝撃荷重の最大値が大きいことがわかる。また、インパクトの運動エネルギーと剛体運動パラメータの関係を一元配置分散分析により解析すると、インパクトの運動エネルギーは頭部重心の合成加速度の最大値, HIC 値, 角加速度最大値, HIC のすべてに有意に影響することがわかった(p<0.01).

図 15 にインパクトの運動エネルギーを三段階に変化させたときの架橋静脈ひずみの最大値を示した。これより、インパクトの運動エネルギーが高いと、いずれの架橋静脈においてもひずみは大きいことがわかる。なお、一元配置分散分析により検討した結果, bv1,3,7 以外の架橋静脈においてインパクトの運動エネルギーは架橋静脈ひずみに有意に影響することがわかった。

4.4 頭部の剛体運動パラメータと架橋静脈ひずみの関係

インパクトの運動エネルギーに対して有意に影響を示した

Table2 Rigid body motion parameters of the head in case of changing the impactor energy

Impact Condition	Max. Load [N]	Duration [ms]	Max Ang. Acc. [rad/s ²]	Max Ang. Vel. [rad/s]	Max Res. Acc. [m/s ²]	HIC
E0.5	235	21.5	422	4.23	150	4
E1.0	756	15.3	1397	7.17	507	35
E1.5	950	12.0	1707	7.67	663	60

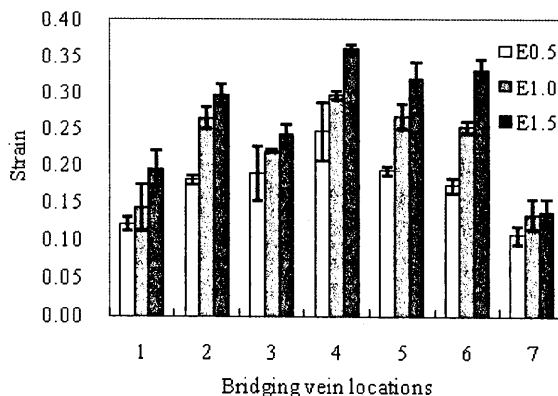


Fig.15 Max. bridging vein strains in each position in case of changing the impactor energy

Table3 Correlation coefficients between Rigid body motion parameters and max bridging vein strain

Parameters	bv2	bv4	bv5	bv6	Average
Max Res.Acc.	0.18	0.20	0.26	0.36	0.25
HIC	0.17	0.20	0.25	0.34	0.24
Max.Ang.Acc.	0.21	0.21	0.28	0.38	0.27
Max.Ang.Vel.	0.68	0.35	0.52	0.44	0.50

bv2,4,5,6 のひずみに関して、剛体運動パラメータとの相関を表 3 に示した。いずれの架橋静脈においても、ひずみと最も高い相関を示したのは角速度変化幅であり、その相関係数の平均は 0.50 であった。一方、HIC 値, 合成加速度の最大値, 角加速度最大値のようなその他の剛体運動パラメータとの相関は低く、その相関係数の平均は 0.24~0.27 であった。

5.考察

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のひずみが大きかった。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最も一致することと、頭部の回転運動により生ずる脳表面の接線方向相対運動の拘束が曲率の小さい頭頂において最も弱いことによると考えられる。特にスキーやスノーボード外傷では頭頂部の架橋静脈が破断するとされ⁽²⁾、本研究の結果と一致しており、ASDHの発生メカニズムに架橋静脈の位置と走行方向が関係することがわかる。

また、同一エネルギーの条件下において、衝突面特性を変化させて衝撃荷重履歴を変化させても、架橋静脈ひずみの変化に影響がない

ことが示唆された。一方で、同一衝突面特性において、インパクトの有する運動エネルギーを変化させた場合、七本の架橋静脈のうち四本の架橋静脈に対して有意に影響をおよぼし、被衝突物の運動エネルギーが高いと架橋静脈ひずみは大きいことがわかった。なお、残り三本の架橋静脈も有意な影響はなかったものの同様の傾向を示した。図9および13に示すように、衝突面特性の影響が小さかった理由として、脳脊髄液の存在による頭蓋骨と脳の相対運動により、架橋静脈は衝撃荷重パルスに対して十分遅れてひずみは始めるためであると考えられる。これより、架橋静脈ひずみはインパクト衝突中の荷重とそれにより生ずる頭部剛体運動の履歴の影響を受けず、むしろ衝突前後の頭部運動状態に依存するため、被衝突物の運動エネルギーに影響されたと思われる。同様の理由で、頭部剛体運動パラメータのうち、頭部の加速度パルスの形状に依存する頭部重心の合成加速度最大値、角加速度最大値や HIC 値の影響は小さく、衝突前後の頭部の運動状態を代表する角加速度変化幅との相関が高かったと思われる。角速度変化幅と架橋静脈ひずみの相関が高いことは、著者らが二次元頭部物理モデルを用いて行った冠状断面内衝撃実験においても示されている⁽⁹⁾。また、これは Depreitere らの屍体実験の傾向とも一致するものである⁽⁴⁾。以上より、雪面のようにやわらかいサーフェスにおいても特徴的に発生する架橋静脈の破断による ASDH の発生メカニズムとして、頭蓋骨と脳間の相対運動により、衝撃荷重パルスに対して架橋静脈ひずみ応答に時間遅れが生ずることが示され、その結果、架橋静脈のひずみには衝撃荷重パルスの形状にはそれほど依存せず、むしろ衝突前後の状態を代表する角速度変化幅のような物理量がより影響をおよぼすことが示唆された。しかしながら、今回の実験条件は比較的低衝撃レベルの衝撃荷重が作用する条件で実施したため、実傷害が発生しうる高レベル衝撃条件における検討が今後の課題となる。

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発生メカニズムを解明するための有力な手段として、頭部物理モデルに着目し、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物理モデルを構築した。さらに、本物理モデルにインパクトによる後頭部衝撃を作用させた場合の架橋静脈ひずみと衝突面特性および被衝突物の運動エネルギーの関係について検討した。その結果、衝撃荷重パルス形状の架橋静脈ひずみに対する影響は小さいことがわかり、むしろ衝突前後の頭部剛体運動状態を代表する角速度変化幅のような物理量がより影響をおよぼすことが示唆された。

参考文献

- (1) 西本, 栗原, 児童虐待による頭部外傷の現状と問題点, 脳外誌, Vol.13, No.2(2004),822-829
- (2) 福田, 遠藤, スキーヤー・スノーボーダーの頭部外傷, 脳外誌vol.13, No.2(2004), 89-95
- (3) Lowenhielm P., Strain tolerance of the Vv. cerebri sup. (Bridging Veins) calculated from head-on collision tests with cadavers, Z.

- Rechtsmedizin 75, (1974) 131-144
- (4) Depreitere B. et al., Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture, J Neurosurg 104, (2006), 950-956
- (5) Cheng, J., et al., Study of an infant brain subjected to periodic motion via a custom experimental apparatus design and finite element modelling. Journal of Biomechanics (2010), doi:10.1016/j.jbiomech.2010.07.023
- (6) Ivarsson, J. et al., Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection on the brain, J.Biomech., Vol.33, (2000), pp.181-189
- (7) 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, J.Biomech., Vol.34, (2001), pp.85-94
- (8) 穴田・宮崎ら, 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), 233-240
- (9) 宮崎ら, 頭蓋回転運動と脳変形挙動の関係 -実形状物理モデルによる実験的研究-, 2010年度年次大会講演論文集, Vol.6, (2010), 205-206
- (10) Gennarelli, T.A., Head injury in man and experimental animals: clinical aspects, *Acta Neurochirurgica Suppl*, vol.32, (1983), pp.1-13
- (11) Oka et al., Microsurgical anatomy of the superficial veins of the cerebrum, Neurosurg., Vol.17, (1985), pp.711-748
- (12) 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, September 7, 2004, Copyright ISO, 2004
- (13) Margulies, S. S. and Thibault, L. E. : A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man, Journal of Biomechanics, Vol.25, p.917-923(1992)