

## 頭蓋内挙動の可視化に基づく乳幼児揺さぶられ症候群のメカニズム

宮崎 祐介

東京工業大学大学院情報理工学研究科

## The Mechanism of Shaken Baby Syndrome based on the Visualization of Intracranial Brain Motion

Yusuke Miyazaki, Ph.D.

Department of Mechanical and Environmental Informatics, Tokyo Institute of Technology

Shaken Baby Syndrome has been widely recognized as a form of abusive head trauma. On the other hand, short falls are the most common causes given by caregivers in the cases of suspected child abuse. In order for clinicians to distinguish between abusive and accidental head trauma, the difference of the brain injury mechanism between these two situations should be clarified.

An anthropometric infant dummy with a novel realistically shaped physical model of an infant head was developed. The three dimensional physical model of an infant head including a transparent skull, deformable brain, cerebrospinal fluid, falx, and tentorium model was reconstructed from the medical images for an infant head, which makes the intracranial brain motion visible. Intracranial brain motions during violent shaking by adult male or low height fall onto a wood floor ( $h=40, 80, 120$  cm) were captured with high speed cameras. From the captured images, relative displacements between skull and cerebrum were measured. Threshold for bridging vein rupture based on the relative displacement of the physical models was defined from a reconstruction of cadaver experiments published by Depreitere et al.

From the experimental results in violent shaking cases, the most important mechanism of the brain injuries was the significant change of rotational direction of the head after hyper-flexion or extension, which causes reverse rotational motion between the skull and cerebrum. In the low height fall scenario, the head impact on the surface does not directly cause a relative rotational motion between the skull and cerebrum, but neck flexion after head rebounding causes this. Therefore, the impact angle of the head strongly results in brain injury risk in these events, rather than the fall height.

The relative displacements in violent shaking cases, which exceeded the threshold value for bridging vein rupture in most cases, were showed larger than the values in low height fall scenario. Finally, our paper clearly shows the higher subdural hematoma risk in violent shaking events.

(Received April 23, 2015 ; accepted May 11, 2015)

**Key words** : shaken baby syndrome, accidental fall, acute subdural hematoma, intracranial brain motion, biomechanics

Jpn J Neurosurg (Tokyo) 24 : 468-476, 2015

## はじめに

虐待による頭部外傷の一形態として乳幼児揺さぶられ

症候群 (shaken baby syndrome : SBS) がよく知られている。Caffey<sup>1)</sup>は暴力的な揺さぶりに起因して硬膜下/くも膜下血腫と網膜出血が発生し、その他、明らかな衝撃に

連絡先: 宮崎祐介, 〒152-8550 目黒区大岡山 2-12-1 東京工業大学大学院情報理工学研究科

Address reprint requests to: Yusuke Miyazaki, Ph. D., Department of Mechanical and Environmental Informatics, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo 152-8550, Japan

よる外傷の徴候がない病態を報告した。以降の数々の研究報告により、SBS は、急性硬膜下血腫、網膜出血、一次性びまん性軸索損傷を 3 主徴とする虐待による頭部外傷の一形態として広く認識されるようになった<sup>7)</sup>。

一方で、生体力学的には暴力的揺さぶりによる重症頭部外傷の発生メカニズムについての議論は収束していない。Duhaime ら<sup>5)</sup>は剛体頭部の乳児ダミーを用いて暴力的揺さぶりや打撃時の頭部の剛体運動計測を行った結果、重症頭部外傷は暴力的揺さぶりのみではなく、他物体との衝突により発生すると結論づけ、本病態を shaken impact syndrome と定義した。しかし、Cory ら<sup>3)</sup>は、Duhaime らの乳児ダミーを再現し、暴力的な揺さぶりのみでも重症頭部外傷が発生し得るとした。

加えて、家庭内転倒・低位転落事故における急性硬膜下血腫の発症も報告されている<sup>9)</sup>が、SBS と本病態の力学的メカニズムの違いは不明である。

つまり、SBS のメカニズムについて、生体力学的には以下の 3 論点が存在する。それらは、1) そもそも、暴力的揺さぶりによる重症頭部外傷発生リスクは存在するのか、2) そのリスクが存在するのならば、そのメカニズムと揺さぶりはどの程度であるか、3) 家庭内転倒・転落事故とのメカニズムとリスクの違いはどの程度か、ということである。

SBS における頭部外傷メカニズムが未解明である大きな理由として、従来の生体力学実験では剛体頭部ダミーによる評価が行われてきたことが挙げられる。従来ダミーの頭部は一体構造の剛体モデルであり、急性硬膜下血腫の発生に直接関わる頭蓋内脳挙動を評価することができなかった<sup>2)10)</sup>。

そこで、本報告では頭蓋内脳挙動を可視化できる乳児ダミーを構築し、それにより、暴力的揺さぶりおよび家庭内転倒・転落事故時の頭蓋内脳挙動の計測を実施した。さらに、SBS の力学的発症メカニズムに関する上記 3 論点について考察した。

## 方 法

### ① 頭蓋内脳挙動を可視化できるダミーの構築

暴力的揺さぶりおよび転倒・低位転落事故実験用の乳児ダミーと架橋静脈破断閾値決定のための屍体実験再現用成人ダミーの 2 種類のダミーを構築した。頭部実体モデルは頭蓋骨、脳、膜構造、脳脊髄液、頭皮の 5 組織の実体モデルから構成されている。頭蓋骨は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骨内部の脳表の挙動を可視化できる。さらに、頭蓋骨と脳の間

隙を水で満たすことにより頭蓋骨と脳間の相対運動が生じ、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模擬している。脳モデルは実脳と等価な動的粘弾性特性のシリコーンゲル<sup>6)</sup>(Sylgard 527: Dow Corning)を用いて製作されており、左右大脳、小脳および脳幹から構成される。大脳鎌と小脳テントは実人体と等価なヤング率のポリウレタンシートによりモデル化されている<sup>6)</sup>。なお、家庭内転倒・低位転落事故条件の場合には、後頭部に厚さ 5 mm の超軟質ウレタンゲル(人肌のゲル: エクシールコーポレーション)を貼付し、皮膚を模擬した。乳児の材料特性は不明であるため、乳児と成人の頭部実体モデルには同一の材料を使用している。

#### 1. 乳児体型ダミー

乳児ダミーの頭部は 4 カ月乳児の CT 画像をベースにその三次元形状を再現した。なお、本頭部モデルの頭蓋骨と脳間の間隙幅は 1~2 mm 程度であり、くも膜下腔拡大のない頭蓋内構造を再現している。

この頭部を、6 カ月児体型を再現した市販の Child Restraint Air Bag Interaction (CRABI) 6-month-old に取り付けることで、頭蓋内脳挙動を可視化できる乳児ダミーを構築した (Fig. 1)。

#### 2. 成人体型ダミー

成人ダミーの頭蓋骨および脳モデルの形状を特定個体成人の CT および MRI データより三次元再構成した。これを一般的な成人男性ダミーである Hybrid III 50th Male Dummy に取り付けることで、頭蓋内脳挙動を可視化できる屍体実験再現用成人ダミーを構築した。

## ② 計測方法

### 1. 架橋静脈伸長比

頭蓋骨の脳間の相対運動を計測するために頭蓋骨内面と脳表に白色マーカを塗布した。頭部挙動を複数台のハイスピードカメラ (HAS D3: ディテクト)を用いて撮影した。マーカの変位時刻歴をデジタル画像相関法により計測し、DLT 法 (direct linear transformation method)を用いて三次元変位に変換することで、BV1~BV3 のマーカセット (Fig. 1)の相対変位を計測した。

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 2 点間伸長比を算出した。以降本値を架橋静脈伸長比と定義する。

### 2. 頭部の剛体運動計測

頭部実体モデルに 4 個の一軸加速度計 (Model 7264 B: Endevco)および 1 個の角速度計 (ARS-12k: Meggitt)

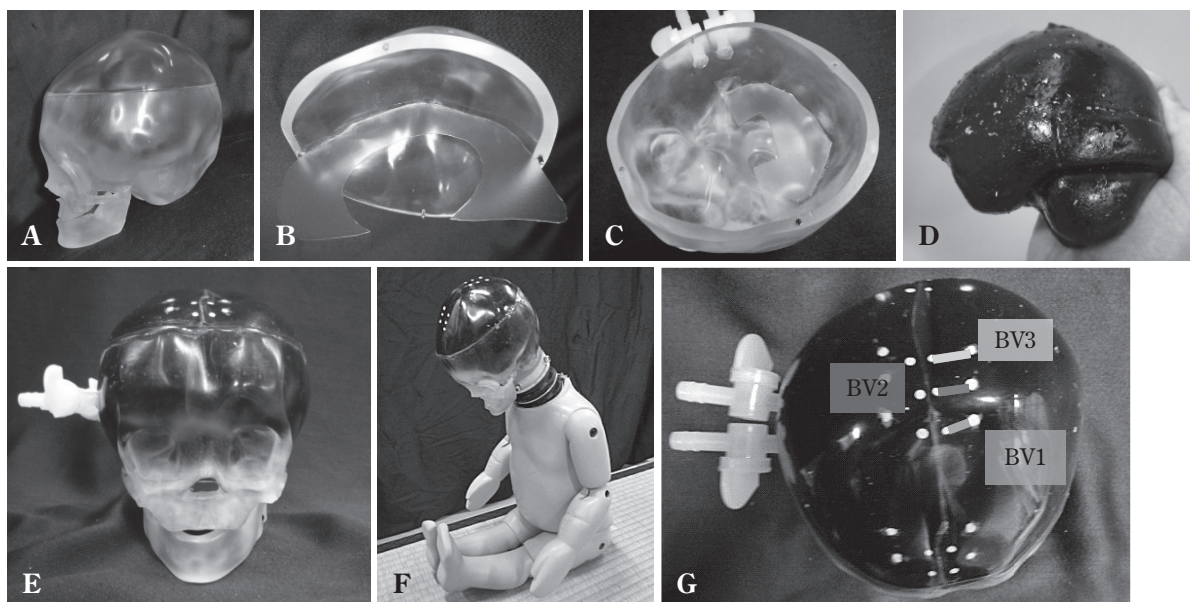


Fig. 1 An anthropometric infant dummy with a realistically shaped physical model of an infant head

- A : Transparent skull.  
 B : Falx cerebri.  
 C : Tentorium.  
 D : Brain section.  
 E : Physical model of the head.  
 F : Infant dummy.  
 G : Marker positions (superior view).

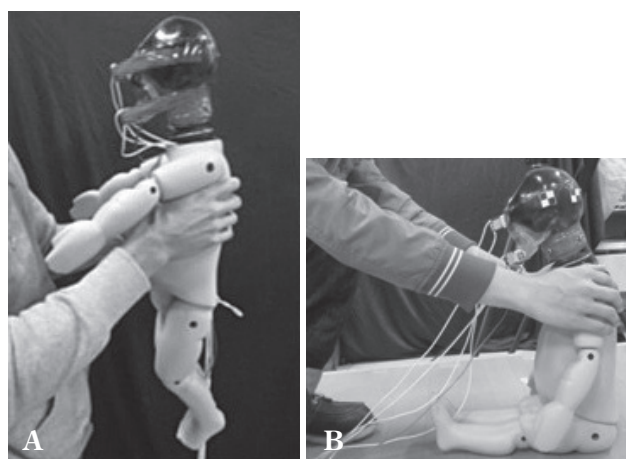


Fig. 2 Experimental condition in the violent shaking scenario

- A : Standing position.  
 B : Sitting position.

を設置し、頭部に生じる矢状面内の二次元加速度・角速度応答を計測した。

### ③ 実験方法

#### 1. 暴力的揺さぶり

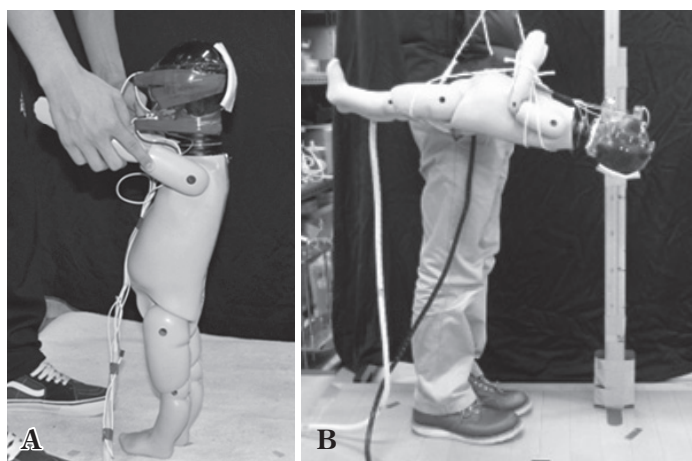
乳児ダミーに揺さぶり外力を与える被験者は成人男性 5 名である。揺さぶり時の姿勢は家庭内での揺さぶりを想定し、立位と座位の 2 種類とした (Fig. 2)。立位では、脇腹部を両手で把持して揺さぶらせた。座位では、肩部を両手で把持して揺さぶりを行わせた。暴力的揺さぶりを再現するために、被験者には最大努力で揺さぶるよう指示し、各姿勢で 3 試技実施した。

#### 2. 家庭内転倒・低位転落事故

家庭内転倒事故を想定した実験においては、ダミーの姿勢を Fig. 3A のように、直立させた状態で両腕を把持し、やや後方に向けて転倒させた。一般的な家庭内床面としてフローリング、カーペット、畳の 3 種類を用意した。フローリングの床下構造は根太貼りであり、カーペットと畳はフローリングの上に敷いた。

低位転落事故を想定した実験においては、ダミーを仰向けの状態でロープを用いて吊り下げ、3 種類の落下高さ (40, 80, 120 cm) から転落させた (Fig. 3B)。落下





**Fig. 3 Experimental condition in the accidental fall scenario**

A : Falling backward onto the surfaces.  
B : Low height fall.

高さは、床面からダミー後頭部の最下点までの距離と定義した。床面にはフローリングを使用した。衝突時の姿勢の影響を検討するために、衝突直前の頭部角度についても計測した。各条件に対して5試技実施し、そのうちばらつきの小さい3試技の結果を採用した。

### 3. 架橋静脈破断閾値決定のための屍体実験再現

構築した頭部実体モデルにおける架橋静脈破断リスクの定量評価を行うため、Depreitere らが行った高齢者屍体実験を再現し、架橋静脈破断閾値を決定した。Depreitere らの屍体実験と同一の後頭部衝撃付加装置を製作し、乳児ダミーと同一構造材料の頭部実体モデルを備えた屍体実験再現用成人ダミーを用いて、屍体実験条件の再現を行った。Depreitere らが計測した加速度パルスや衝撃持続時間と同程度の衝撃力を成人ダミー後頭部に加えるために、インパクト面に取り付ける緩衝材の種類や厚さを変更した。また、インパクトが最下点にある状態を0度とし、振り子を手放す角度は約20~90度に変化させた。

## 結 果

### 1 暴力的揺さぶりにおける頭蓋内脳挙動

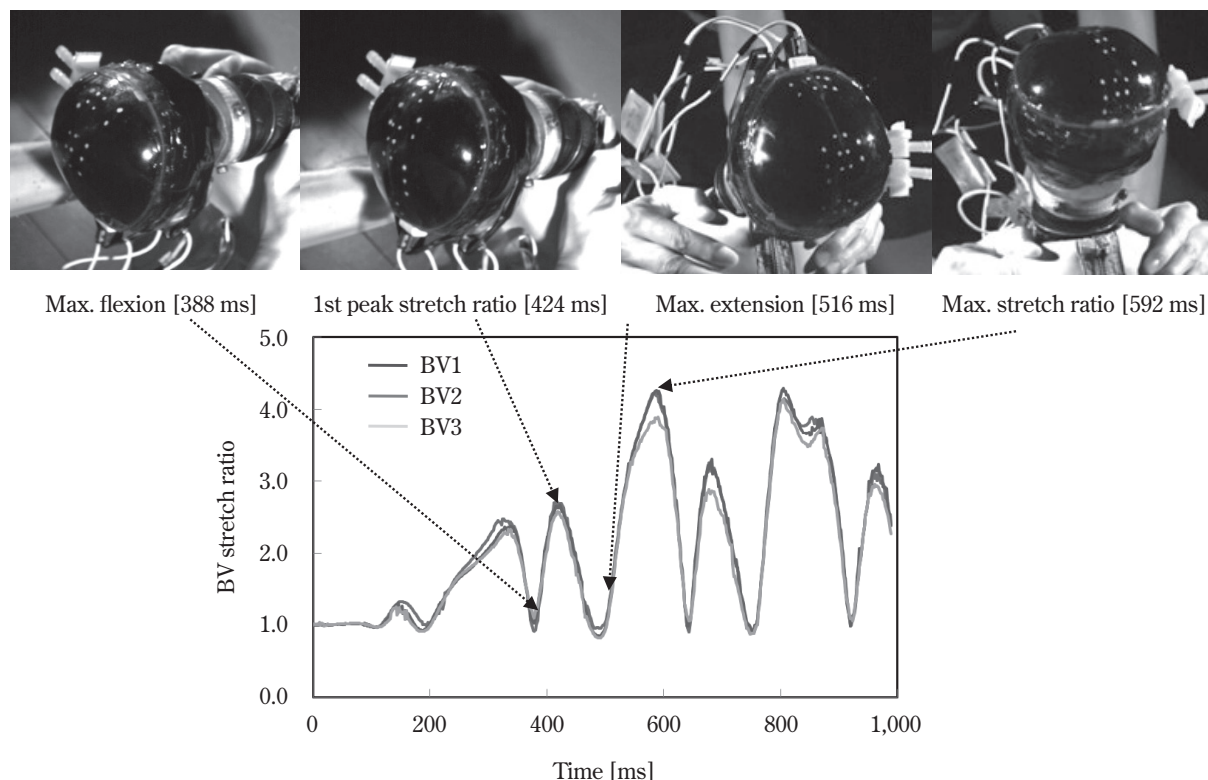
ハイスピードカメラ4台で揺さぶり行為全体を連続的に撮影できた座位1試技を典型例として、頭蓋内脳挙動と架橋静脈伸長比を示した (Fig. 4)。揺さぶりの1周期内において、架橋静脈身長比の応答は二峰性の応答を示した。また、揺さぶりの回数は1秒間におよそ3~4往復であった。

揺さぶり1往復内の時間において、まず、頸部が最大屈曲し、その際に架橋静脈身長比は極小値を示した (388 ms)。これは最大屈曲時には頭蓋骨の屈曲が停止し、それに脳の前方への回転挙動が追いつくことでマーク間の距離は初期距離と等しくなるからである。

その後、架橋静脈伸張比は増大し、最初のピークを示した (424 ms)。これは、頭蓋骨が先に伸展方向へ回転運動を開始するが、脳は慣性により前方回転を持続するため、頭蓋骨と脳間に相対的なずれが生じるからである。さらに、頭蓋底との接触反力により脳の前方回転が停止した際に架橋静脈伸張比は最初のピークを示すこととなる。

次に、再び架橋静脈伸張比は減少し、2度目の極小値を示す。これは、脳が回転の向きを転じ頭蓋骨とともに後方回転したのちに、頸部の伸展可動限界により頭蓋骨が回転運動を停止し、それに脳の後方回転が追いつくためである (516 ms)。

最後に、架橋静脈伸張比は増大し、2度目のピークを示す (592 ms)。この2度目のピークは1度目のピークよりも大きい。これは、頭蓋骨は反転し前方回転を開始するが、脳はその慣性により後方回転を持続するため、頭蓋骨と脳間に相対的なずれが生じるからである。加えて、小脳テントは頭蓋底よりも剛性が低く、それ自体変形するため、小脳テントに沿って後頭葉が脳深部方向へ潜行しやすい。したがって、2度目のピーク発生時における脳の回転の停止時刻は1度目のピーク時よりも遅れると考えられ、これにより、顕著に架橋静脈伸張比が増大したと考えられる。



**Fig. 4** Time course changes in representative bridging vein stretch ratios captured with high-speed camera images for the scenario of being shaken while being held by a person sitting down. The high speed camera images show the marker positions at the time of maximum flexion (388 ms), 1st peak stretch ratio (424 ms), maximum extension (516 ms) and maximum stretch ratio (592 ms).

揺さぶりの回数について着目すると、架橋静脈伸長比ピーク値は2往復目において顕著に増大した。なお、3往復以降の架橋静脈伸長比ピークに有意な差は認められず、架橋静脈の破断リスクはほぼ同等であった。

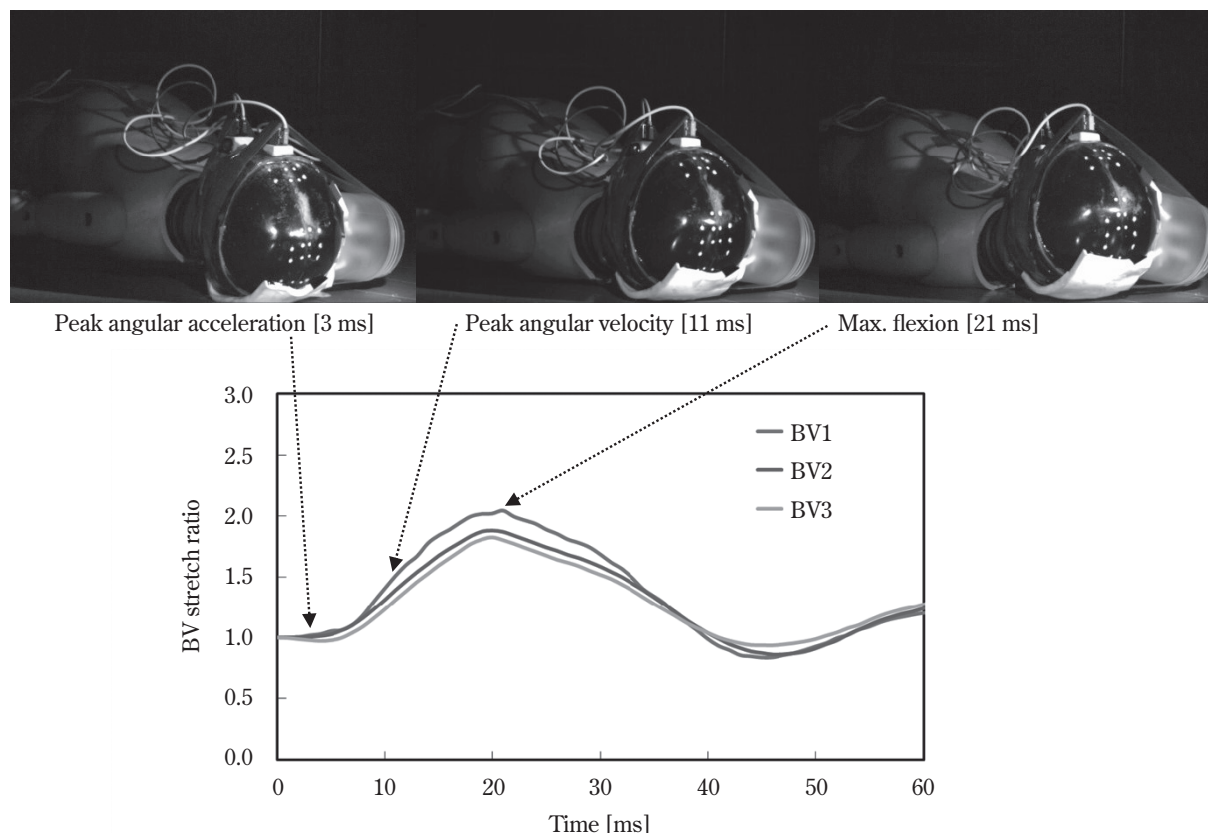
## ② 家庭内転倒・転落事故における頭蓋内脳挙動

床面がフローリングの場合の後方転倒における頭蓋内脳挙動と架橋静脈伸長比を例として Fig. 5 に示した。衝突後 3 ms において、架橋静脈伸長比は初期長さをほぼ保っていることがわかる。この時、後頭部は床面と衝突し接地している。その後、頭蓋骨は反発し、離地した。頭蓋骨は離地後、先行して屈曲回転するが、脳はほぼ停留していることがわかる (11 ms)。この相対的な回転挙動により架橋静脈伸長比は増大した。次に、体幹が床面と衝突した際に頭蓋骨の屈曲回転は停止するため、架橋静脈伸長比はピークを示した (21 ms)。最後に、脳は小脳テントからの入力により頭蓋内で前方回転を開始し、停止した頭蓋骨に追いつくことにより架橋静脈伸長比は減少した。

## ③ 屍体実験再現による架橋静脈破断閾値の決定

Depreitere らの屍体実験の再現に基づき、本乳児ダミーの架橋静脈破断閾値を決定した。先述したとおり乳児の材料特性の不足により、乳児架橋静脈は高齢者と同じみで破断すると仮定し、本乳児ダミーにおける架橋静脈破断閾値を決定する。なお、実乳児の架橋静脈の材料強度は高齢者屍体より弾性に富み、強度が高いと考えられ、本実験で決定する乳児の架橋静脈破断閾値は安全側に設定され则认为。

Depreitere らの屍体実験の結果では、架橋静脈の破断が発生する角速度変化幅の最低値は 40 rad/s であった<sup>4)</sup>。そこで、再現実験では Depreitere らと同様に角速度変化幅を算出し、角速度変化幅と架橋静脈伸長比との回帰式を算出した (Fig. 6)。再現実験における角速度変化幅と架橋静脈伸長比の相関は強く ( $R^2=0.68$ )、角速度変化幅が 40 rad/s のときの値である架橋静脈伸長比 3.0 を本乳児ダミーの架橋静脈破断閾値として決定した。なお、本実験で使用した頭部モデルには、くも膜や神経系、血管等の拘束構造が含まれておらず、定量的には頭蓋内脳挙動は過大評価されていると考えられる。したがって、

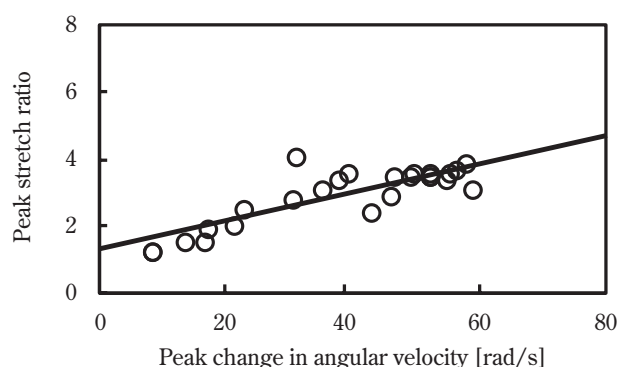


**Fig. 5** Time course changes in representative bridging vein stretch ratios captured with high-speed camera images for the scenario of falling backward onto a wooden surface. The high speed camera images show the marker positions at the time of peak angular acceleration (3 ms), peak angular velocity (11 ms), skull rotation stop (21 ms).

本閾値を、実人体における閾値として直接的には使用できないことを注記する。しかし、本頭部モデルと同構造のモデルを用いた実験において計測される架橋静脈伸長比であるならば、本閾値により架橋静脈破断リスクの定量評価が可能であると考えた。

#### ④ 暴力的虐待と家庭内転倒・低位転落事故における架橋静脈伸長比の比較

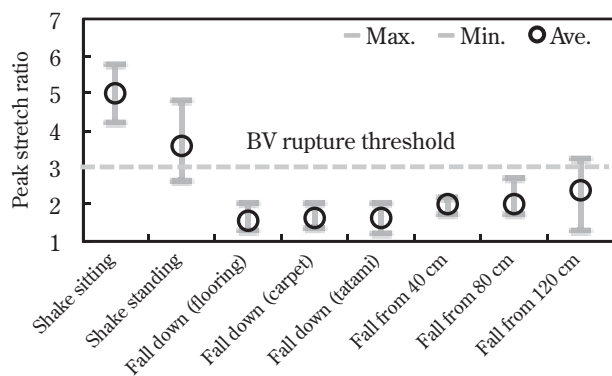
暴力的揺さぶりおよび、家庭内転倒・低位転落事故実験で計測した架橋静脈伸長比ピーク値の平均および最大、最小値を Fig. 7 にまとめた。図中の点線は、屍体実験再現により決定した架橋静脈破断閾値を示している。これより、暴力的揺さぶりにおいて、後方転倒・低位転落事故よりも大きな架橋静脈伸長比ピーク値が、計測されたことがわかる。架橋静脈伸長比ピーク値は、特に座位での暴力的揺さぶりの場合で大きな値が計測され、架橋静脈破断閾値を全例において上回った。一方、立位で脇を把持する条件下では、およそ架橋静脈破断閾値を上回るが、その閾値を下回るケースがあることもわかる。



**Fig. 6** Relationship of peak change in angular velocity and peak BV stretch ratio in the cases of reconstruction of Depreitere's cadaver experiments

後方転倒・低位転落事故における架橋静脈伸長比ピーク値は多くの場合において、架橋静脈破断閾値を超えなかった。しかし、低位転落事故においては落下高さを増すごとにばらつきが大きく、120 cm を超える低位転落事故においては架橋静脈破断閾値を上回るケースもあっ





**Fig. 7 Comparison of peak stretch ratio in violent shaking and accidental fall cases**  
Dotted line denotes the threshold of bridging vein rupture.

た。

後方転倒事故におけるフローリング、カーペット、畳の3種の家庭内床面の範囲内では、架橋静脈伸張比ピークに有意な違いはなかった。

## ⑤ 低位転落事故における衝突角度と架橋静脈伸張比との関係

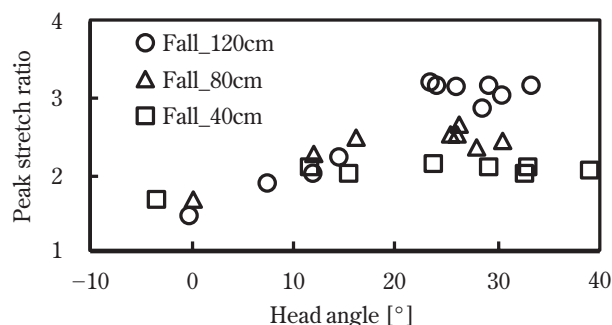
低位転落事故における頭部衝突角度と架橋静脈伸張比ピークとの関係を Fig. 8 に示した。衝突角度が0度すなわち床面と体幹が平行に落下する場合においては落下高さによる架橋静脈伸張比ピークに違いはなかった。一方で、いずれの落下高さにおいても頭部衝突角度が増大すると架橋静脈伸張比ピークは増加するが、頭部衝突角度が25度以上では、その値はほぼ一定値を示した。

## 考 察

### ① 暴力的揺さぶりににおける頭蓋内脳挙動メカニズム

暴力的揺さぶりの場合には、頸部の伸展可動域限界到達後に頭部は反転し、前方回転する頭蓋骨と慣性により後方回転を持続する脳間に逆回転運動が発生し、それにより頭蓋骨と脳間を走行する架橋静脈が最も伸張することがわかった。このときに生じる後頭葉下面の小脳テントに沿った脳深部への潜行挙動が、SBS に特異的な小脳テント近傍の深部静脈破断による急性硬膜下血腫の発生メカニズムである可能性が考えられる。

20代男性の被験者5名による最大努力の揺さぶりでは、頭部は1秒以内に3~4回の往復運動を示した。この場合、架橋静脈破断閾値を揺さぶり開始後2~3往復



**Fig. 8 Relationship between peak BV stretch ratios and head impact angle in low height fall cases**

以内に超越した。つまり、揺さぶり開始後から1秒以内に架橋静脈破断リスクが生ずると考えられる。立位で脇を把持する典型的な暴力的揺さぶり時には、架橋静脈破断閾値に到達しない場合もあり、架橋静脈の破断に至るまでには、相当の外力と頭部の回転運動を要すると考えられる。

なお、脳実質変形の定量的計測は実施できていないため、高速度カメラ映像に基づく定性的な考察に留まるが、SBSの3主徴の1つである一次性びまん性軸索損傷のメカニズムについて以下に考察する。頭部の回転運動の向きの転換時において、脳実質は、速い初期回転速度を有した状態で前頭蓋底へ衝突もしくは小脳テントに沿って潜行した後、その回転運動を停止し、逆向き回転に転じると考えられる。この際に、脳実質が有する初期回転運動エネルギーは脳実質のせん断ひずみエネルギーに変換される。さらに、脳は、それと接触する頭蓋内構造からの逆向き仕事の印加により、変形回復から逆向き回転へ転じると考えられる。この一連の脳のせん断変形は暴力的揺さぶりにより繰り返されるとされる。したがって、暴力的揺さぶりににおける頭部の速い回転運動の向きの転換により、脳実質のせん断変形が生じ、それにより一次性びまん性軸索損傷が発症し得ると思われる。

### ② 家庭内転倒・低位転落事故における頭蓋内脳挙動メカニズム

家庭内転倒・低位転落事故における頭蓋骨と脳の相対回転によるずれは、頭部衝突中ではなく、反発・離地後の頸部屈曲挙動に伴い発生する。これは、頭蓋骨の回転中心は頸椎のC4近傍であるため、頭蓋骨は後頭点付近に作用する反力により屈曲回転するが、脳にとっては後頭点からの反力ベクトルはその質量中心に向かうため、回

転運動がほぼ生じないからである。なお、本メカニズムにより、脳実質のせん断変形は小さいと考えられ、びまん性軸索損傷のリスクは低いと考えられる。

また、頭部反発後の頸部屈曲は、体幹衝突による反転モーメント作用時もしくは頸部可動限界到達時に停止し、この時刻において、架橋静脈破断リスクは最も高まることがわかった。以上のメカニズムにより、床面と頭部の衝突角度が鋭角になると架橋静脈破断リスクは高まることとなる。つまり、衝突角度が鋭角になると、体幹衝突の時刻が遅れるため頭蓋骨の屈曲回転の持続時間が長くなり、頭蓋骨と停留する脳との間の相対的なずれが大きくなる。一方で、衝突角度が0度、すなわち平行に近い場合には、落下高さが増加し、位置エネルギーが高くても、架橋静脈破断リスクはほぼ変化しない。これは、頭部と体幹が床面と平行に落下した場合には、後頭部と体幹がほぼ同時に床面に衝突するため、頸部の屈曲が小さく、頭部の回転運動も小さいためである。なお、上記メカニズムは、頭部の回転運動に起因する架橋静脈破断リスクに関する考察であり、直接的な衝撃力もしくは頭部の並進運動に起因する頭蓋骨骨折や脳挫傷に関しては落下高さの増加によりリスクが増大すると考えられるということを注記しておく。

本メカニズムにより、後方転倒事故条件において、家庭内の床面特性の違いによる架橋静脈破断リスクに有意な違いはなかったことについて説明できる。すなわち、本実験で設定したフローリングから畳の床面の範囲内では、衝突中の衝撃力パルス形状は変化するものの、その積分である力積はほぼ変化せず、反発後の頸部の屈曲挙動に大きな変化はみられなかったからであると考えられる。

### ③ 暴力的揺さぶりと家庭内転倒・転落事故における頭蓋内脳挙動メカニズムの相違点

暴力的揺さぶりにおいて、架橋静脈破断リスクはより高いことが定量的に示された。すなわち、頭部の直接的な衝突がなくとも、架橋静脈破断は起こり得ると考えられる。

架橋静脈破断リスク増大の本質的なメカニズムは頭部回転速度の向きの急激な転換にある。したがって、暴力的揺さぶりの場合は、転倒・低位転落事故よりも回転運動転換前に大きな初期回転速度を有しているため、よりリスクが増大すると考えることができる。

本実験では脳実質せん断ひずみの定量的計測は未実施だが、一次性びまん性軸索損傷についても回転運動転換による頭蓋内脳挙動メカニズムでおよそ説明が可能であ

ると思われる。つまり、暴力的揺さぶりにおいては、初期回転運動による脳の回転運動エネルギーが脳のせん断変形エネルギーに転換される。一方で、転倒・低位転落事故時においては、初期回転速度が小さく、かつ反力ベクトルが脳重心近傍を通るため、脳のせん断変形は本質的に小さいと思われる。

落下高さ 120 cm までの家庭内転倒・低位転落事故においては総じて架橋静脈破断リスクは低く、くも膜下腔拡大のない乳児における急性硬膜下血腫の発症はまれであると思われる。落下の高さが高く、転落時の衝突角度が鋭角な場合は架橋静脈破断リスクが高まるが、この場合も前述したメカニズムに基づき脳実質のせん断変形は小さく、脳実質損傷のリスクは高くはないと考えられる。

なお、衝突前の頭部の初期回転速度が速くかつ反発後の頭部回転速度も速いような状況では暴力的揺さぶりと同様に脳実質せん断変形が起こり得るため、受傷時の状況の吟味が必要であると思われる。

家庭内転倒・低位転落事故におけるくも膜下の間隙の増大（良性くも膜下腔拡大や大頭症等）の影響は本実験では不明である。しかし、本研究グループの数値シミュレーションによる予備的検討において、くも膜下腔が拡大している場合には、架橋静脈破断リスクが生じるという結果も示されている<sup>8)</sup>。したがって、虐待と事故の鑑別という観点から、本因子については注意が必要であり、今後のさらなる検討が必要である。

### COI 開示

本稿に関連し、著者に開示すべき COI はない。

### 文 献

- 1) Caffey J: On the theory and practice of shaking infants. Its potential residual effects of permanent brain damage and mental retardation. *Am J Dis Child* 124: 161-169, 1972.
- 2) Coats B, Margulies SS: Potential for head injuries in infants from low-height falls. *J Neurosurg Pediatr* 2: 321-330, 2008.
- 3) Cory CZ, Jones MD: Can shaking alone cause fatal brain injury? A biomechanical assessment of the Duhaime shaken baby syndrome model. *Med Sci Law* 43: 317-333, 2003
- 4) Depreitere B, Van Lierde C, Sloten JV, Van Audekercke R, Van der Perre G, Plets C, Goffin J: Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture. *J Neurosurg* 104: 950-956, 2006.
- 5) Duhaime AC, Gennarelli TA, Thibault LE, Bruce DA, Margulies SS, Wiser R: The shaken baby syndrome. A clinical, pathological, and biomechanical study. *J Neurosurg* 66: 409-415, 1987.
- 6) Margulies SS, Thibault LE, Gennarelli TA: Physical model simulations of brain injury in the primate. *J Bio-*



*mech* 23: 823-836, 1990.

- 7) Minns RA, Busuttil A: Patterns of presentation of the shaken baby syndrome: four types of inflicted brain injury predominate. *BMJ* 328: 766, 2004.
- 8) 宮崎祐介, 山崎麻美, 埜中正博, 岩瀬博太郎, 西田佳史, 山中龍宏: 家庭内事故による小児急性硬膜下血腫発生メカニズムの検討. 日本機械学会 2013 年度年次大会講演論文集 J022012, 2013.
- 9) 西本 博, 栗原 淳: 家庭内での軽微な外傷による乳児急性硬膜下血腫の再評価. 小児の脳神経 31: 215-223, 2006.
- 10) Prange MT, Coats B, Duhaime AC, Margulies SS: Anthropomorphic simulations of falls, shakes, and inflicted impacts in infants. *J Neurosurg* 99: 143-150, 2003.

## 要 旨

### 頭蓋内挙動の可視化に基づく乳幼児揺さぶられ症候群のメカニズム

宮崎 祐介

乳幼児揺さぶられ症候群と家庭内転倒・低位転落事故における頭部外傷発生メカニズムとその相違を解明することが虐待鑑別において重要である。そこで、力学的手法により、これらの状況における頭部外傷発生メカニズムについて検討した。生後4カ月の乳児のCT画像に基づき、頭蓋内脳挙動を可視化できる頭部実体モデルを有する乳児ダミーを構築した。本ダミーを用いて暴力的揺さぶりと家庭内転倒・低位転落事故を模した実験を実施した。その結果、暴力的揺さぶりにおいて転倒・転落事故よりも大きな頭蓋内の脳の相対回転運動が観測された。これは伸展から屈曲方向に回転運動が転換する際に生じる頭蓋骨と大脳の顕著な逆回転挙動によると考えられた。

脳外誌 24: 468-476, 2015