

## 振動入力に対する幼児頭部の動的応答と損傷評価

小泉 孝之<sup>\*1</sup>, 辻内 伸好<sup>\*1</sup>, 原 圭佑<sup>\*2</sup>

### Dynamic Response and Damage Estimation of Infant Head for Vibration

Takayuki KOIZUMI<sup>\*1</sup>, Nobutaka TSUJIUCHI<sup>\*1</sup> and Keisuke HARA<sup>\*2</sup>

<sup>\*1,2</sup>Department of Mechanical Engineering, Doshisha University,  
1-3, Tataramiyakodani, Kyotanabe-city, Kyoto, 610-0321, Japan

The most serious symptoms in head injuries by Shaken Baby Syndrome (violent shaking as child abuse) is acute subdural hematoma (ASDH). ASDH of infants is high mortality rate and leaves serious aftereffect. It is difficult to get accurate evidence from third parties since the abuse occurs in the home mainly. So, they, who work in medical institutions and polices, would rely on experience and intuition to determine the cause of head injuries. Therefore, in this study, we performed simulation analysis that reproduced the shaking action using a finite element model of infant head to give a scientific basis to the determination. We used 6-month-olds head model which constructed from adult head models and CT scan images of infant head. Input value was defined as the angular velocity and displacement of the head obtained from the vibration experiments with 6-month-olds dummy. ASDH is occurred by the relative rotational motion between the skull and the brain with a rupture of bridging veins, which connect skull and brain. Therefore, we evaluated the relative movement between skull and brain and measured the stretch ratio of bridging veins. Then, we compared the ratio with the threshold which is rupture value.

**Key Words** : Finite Element Analysis, Shaken Baby Syndrome, Bridging Veins Rupture

### 1. 緒 言

幼児頭部外傷の発生に関して、転倒およびその他の事故からだけでなく激しい揺さぶり（幼児揺さぶられ症候群と呼ばれる：SBS）といった虐待行為でも頭部外傷が生じると報告されている<sup>(1)</sup>。SBSによる頭部外傷において最も重篤なものとして急性硬膜下血腫が挙げられる。幼児の急性硬膜下血腫は高い死亡率を示し、死に至らずとも深厚な後遺症が残る。幼児への虐待行為は主に家庭内で発生するため、第三者からの正確な証言が得られない。そのため、医療機関等における幼児頭部外傷の発生原因判別では経験や勘に依存し、明確な根拠がない。したがって、幼児の急性硬膜下血腫の発生メカニズムを力学的に解明し、その状況判別に科学的根拠を与えることが求められている。

本稿では大型加振機を用いて透過頭蓋骨頭部を有する6か月児ダミーを揺さぶり、ダミー頭部や頭蓋内部の挙動を検証することで幼児頭部外傷の危険度が高い振動の特定を行った。また、幼児頭部の有限要素モデルを用いて揺さぶり動作を再現したシミュレーション解析を行った。有限要素モデルは幼児頭部のCT画像や既存の成人頭部モデルから構築した6ヶ月児の頭部モデルを用いる。入力値は6か月児ダミーによる加振振動実験から取得した頭部の変位および角度とした。

急性硬膜下血腫の直接的な発生原因は脳と頭蓋骨の相対回転運動によりそれらを繋ぐ架橋静脈が破断することである。そのため、シミュレーション解析では架橋静脈モデルの伸長や脳と頭蓋骨の相対運動を評価する。架橋静脈が破断する伸長比は1.4<sup>(2)</sup>とされており、この閾値と比較検証を行うことで揺さぶり振動が幼児頭部に与える影響およびその危険性を検証した。

<sup>\*1</sup> 正員, 同志社大学 (〒610-0321 京都府京田辺市多々羅都谷 1-3)

<sup>\*2</sup> 学生員, 同志社大学大学院 理工学研究科  
E-mail: dum0517@mail4.doshisha.ac.jp

## 2. 架橋静脈破断伸長比の閾値

Maw-Chang Lee ら<sup>(2)</sup>はホルマリン漬けた 62 歳から 85 歳までの 8 屍体から摘出した架橋静脈を用いて引張試験を行った。架橋静脈の破断評価としては静脈の伸長比 $\lambda$ を用いており、式 (1) により定義される。

$$\lambda = \frac{l}{l_0} \quad (1)$$

ここで、 $l_0$ は架橋静脈の初期長さであり、 $l$ は引張中の架橋静脈の長さである。

彼らは引張試験の結果より、ひずみ速度  $200\text{s}^{-1}$  での最大伸長比は約 1.5 と報告している。また、架橋静脈の最大引張比はひずみ速度に依存せず、ひずみ速度約  $0.17\text{s}^{-1}$  で平均伸長比  $1.51 \pm 0.24$  かつ荷重  $1.02 \pm 0.92\text{N}$  であり、ひずみ速度約  $170\text{s}^{-1}$  で平均伸長比  $1.55 \pm 0.15$  かつ荷重  $0.99 \pm 0.5\text{N}$  であったと報告している(図 1)。本研究では、3Hz の周波数で頭部を揺さぶるためひずみ速度は高くなると考えられる。そのため、ひずみ速度  $170\text{s}^{-1}$  の最も小さな伸長比 1.4 を架橋静脈の破断閾値とした。

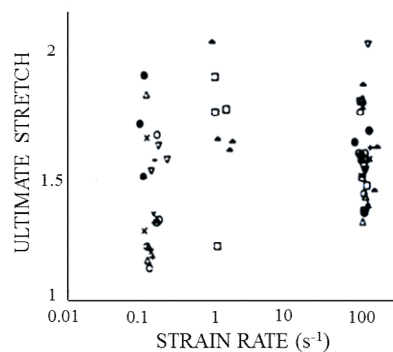


Fig. 1 Relationship between ultimate stretch and strain rate

## 3. 透過頭蓋骨モデルの6ヶ月児ダミーを用いた揺さぶり実験

従来、人がダミー人形を揺さぶる実験が行われてきたが、人の揺さぶり振動は一定ではない。そこで、本研究では大型加振機を用いて周波数や振幅などの入力パラメータを設定し、揺さぶり行為を再現した実験を行った。

### 3・1 6ヶ月幼児ダミー

本実験では頭蓋内脳挙動を可視化できる透過頭蓋骨実体モデルを有する幼児ダミーを用いた（以下6ヶ月幼児ダミーと表記）。幼児ダミーは、身長67cm、体重7.8kgの6ヶ月児を模擬したCRABI-6Moダミーである。座標軸は前後方向をX、左右方向をY、上下方向をZとした。本モデルは幼児の頭部形状を再現し、頭蓋骨を透過率の高いポリカーボネイトで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。図2に、本実験で用いた6ヶ月幼児ダミーを示す。

脳モデルは実脳と等価な動的粘弾性特性のシリコンゲルを用いて制作され、左右大脳、小脳および脳幹から構成される。この脳モデルを頭蓋骨モデルに挿入して、間隙を水で満たすことで脳脊髄液を模擬した。大脳鎌および小脳テントを実人体と等価なヤング率のポリウレタンシートでモデル化し頭蓋骨内面に貼付することで脳の運動拘束を模擬している。



Fig. 2(a) Head physical model



Fig. 2(b) Infant dummy

### 3・2 実験方法

実験状況を図3に示す。6ヶ月幼児ダミーの両脇を保持して加振機上に固定し、加振機の揺さぶり振動とダミーの胸部の振動が連動するように設置した。ダミーの胸部に加速度センサ、頭部に加速度センサと角速度センサを設置し、加速度と角速度の計測を行った。頭蓋骨の脳間の相対運動を測定するために頭蓋骨内面と脳表に白色マーカを塗布した。頭頂の左右3か所の頭蓋骨と脳のマーカの組み合わせを架橋静脈と想定して、図4のようにbv1-bv3を決定した。頭部挙動は2台のハイスピードカメラ(D-III:ディテクト)を用いて、サンプリングレート500, 200fpsで撮影した。マーカの変位時刻歴を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のマーカセットの相対変位を計測した。架橋静脈を想定したマーカセットの三次元変位から二点間伸長比を式(1)より算出し、頭蓋骨と脳の相対変位を評価する。

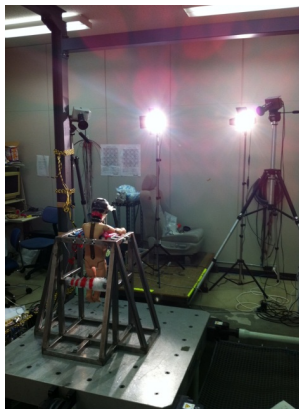


Fig. 3 Appearance the experiment

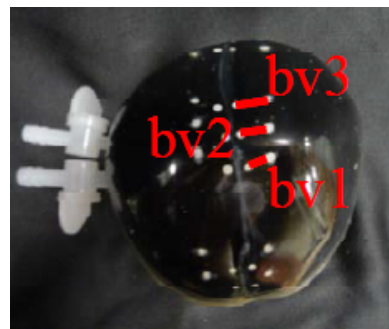


Fig. 4 Makers positions

### 3・3 入力振動

揺さぶり振動の主成分である前後方向(X軸)の1軸振動で実験を行った。なお、上下方向(Z軸)と前後方向の2軸連成振動実験では、前後方向の結果と比較して誤差5%未満であるため、ここでは上下方向の振動を無視している。入力値は振幅を30.0, 40.0, 50.0mm, 周波数を1.5, 2.0, 2.5, 3.0Hzとし揺さぶり実験を行った。入力振幅の3パターンと周波数の4パターンの各々を組み合わせることで、計12パターンを入力振動とした。

人が幼児を揺さぶることを再現するために、入力振幅は人が幼児ダミーを揺さぶった時と同程度の値に設定した。また、剛体頭部を有する幼児ダミーの揺さぶり振動実験より、頭部が最も大きな挙動を示した3Hzを危険度の高い周波数とし、その周波数以下の周波数に設定した。

### 3・4 実験結果

図5に各条件における架橋静脈伸長比の最大値を示す。縦軸が架橋静脈伸長比を示し、横軸は入力振動の振幅を示す。図5より、いずれの周波数においても、入力振動の振幅が増加するにつれて架橋静脈伸長比の最大値は増加する傾向がみられる。このことから、振幅が大きいくほど架橋静脈が破断する可能性が高いといえる。入力振

動の周波数が 3.0Hz の場合，入力振幅が 40mm 以上の時，2 点間伸長比は顕著に大きな値を示した．特に入力振幅が 50mm の時は大きな値を示す結果となり，この条件における振動は頭部外傷を発生させる可能性がある．また，入力振動の周波数が 2.5Hz 以下の場合，どの振幅においても大きな伸長比変化を示していない．つまり，あやす程度の揺さぶり振動は頭部外傷の危険性はないといえる．

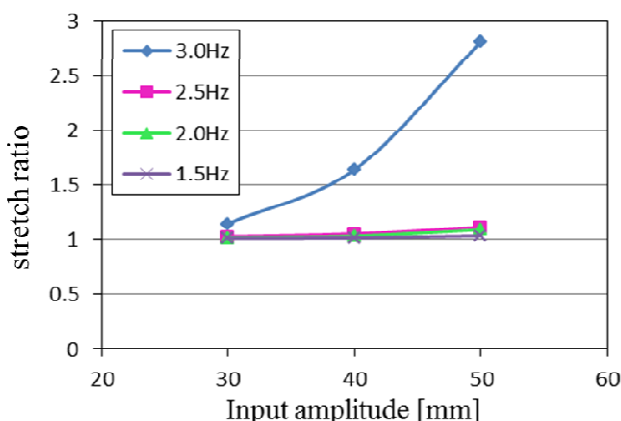


Fig. 5 Max Stretch Ratio responses with high speed camera images

#### 4. 6ヶ月児有限要素モデルを用いたシミュレーション解析

実験と同様に 6ヶ月児有限要素モデルを用いて，揺さぶり振動シミュレーションを行った．解析ソルバーは動的陽解法ツールである PAM-CRASH を用いた．

##### 4・1 6ヶ月児のオリジナル頭部有限要素モデル

幼児の頭部有限要素モデルを構築するにあたって成人の頭部モデルを単純縮小スケールリングする方法は適切ではない．なぜなら，成人と幼児の頭蓋骨形状の特徴の違いによって，形状精度の高い子どもの頭部モデルが構築できないからである．ここでは，新たに構築された 6ヶ月児の頭部有限要素モデルを使用した．特定個体の生後 4ヶ月児の CT 画像からその頭部三次元形状データを構築し，そのデータを基にして形状変換の手法である Free form deformation (FFD) 法を用いて，成人の頭部有限要素モデルを生後 4ヶ月児の頭部に形状変換した．形状変換された 4ヶ月児の頭部モデルを CRABI 6-Mo ダミーの頭部寸法にスケールリングすることで 6ヶ月幼児頭部有限要素モデルを構築した．モデルは縫合や泉門を含む頭蓋骨，顎，脳脊髄液，脳（左右大脳，小脳，脳幹），膜類（硬膜，大脳鎌，小脳テント，軟膜），架橋静脈から構成され，縫合総節点数 121,561，総要素数 151,720 である．図 6 に 6ヶ月児のオリジナル頭部有限要素モデルを示す．また，本モデルの主要寸法を表 1 に示す．

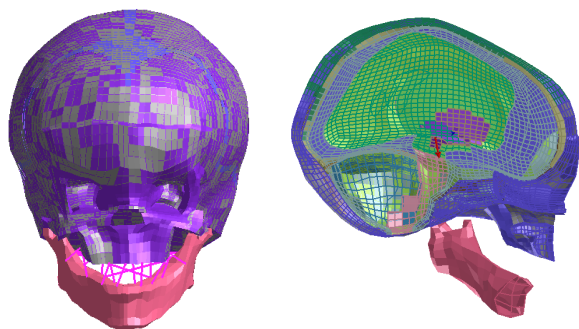


Table 1 Dimension of 6-Mo head [mm]

Length	Breath	Height
154. 9	119. 4	147. 3

Fig. 6 Finite element original model of 6-Mo infant head

#### 4・2 6ヶ月児のオリジナル頭部有限要素モデルの簡略化

オリジナルモデルでは、各節点が6自由度を持つことで膨大な計算時間を要するため、本研究で重要となる頭蓋骨、脳、架橋静脈の要素形状や要素間距離は変更せずにモデルの簡略化を行った。成人の頭蓋骨は骨化が完了しているため泉門や縫合は閉じており、内板と外板に挟まれた3層の構造になっている。しかし、幼児の頭蓋骨部分は縫合や頭蓋骨は骨化が完了しておらず、泉門や縫合が存在する上に内板と外板の無い1層の構造となっている。また、頭蓋骨内部と比較して頭蓋骨は高密度で高強度であるため、剛体とみなすことができる。これらを元に、頭蓋骨と縫合を SHELL 要素で単純化し、頭蓋骨部分を剛体と定義した。また、このモデルは CT 画像から形状データを取得しているため、左右非対称で複雑な形状ある。そのため、部分的に微小要素が構築されており、節点間距離によってタイムステップが決定する本解析ツールでは計算時間が膨大になる。そこで、各モデルを X-Z 平面を中心とした左右対称のモデルとして構築し直した。また、脳（左右大脳、小脳、脳幹）の各要素は同じ材料特性のため、一体の脳群として再モデル化した。脳脊髄液は圧縮性流体モデルの連続体解析手法として用いられ、大変形の計算が可能である SPH モデルで構築した。架橋静脈は硬膜下出血が比較的発生しやすい頭頂部分に着目し、矢状面に硬膜と軟膜を結ぶように20本をモデル化した。これら静脈の接続位置、角度は Zhou らの文献<sup>(3)</sup>と Oka らの文献<sup>(4)</sup>を参考にした。図7に本研究で用いる6ヶ月児頭部有限要素モデルを示す。また、各橋静脈は図8のように bvs1-bes20 と定めた。本モデルは縫合、剛体頭蓋骨、脳脊髄液、脳群、膜類（硬膜、大脳鎌、小脳テント、軟膜）、架橋静脈から構成され、縫合総節点数 10,516、総要素数 27,872 である。なお、脳群は SOLID 要素、縫合、剛体頭蓋骨、膜類は SHELL 要素、脳脊髄液は SPH 要素、架橋静脈は BEAM 要素でそれぞれモデル化されている。

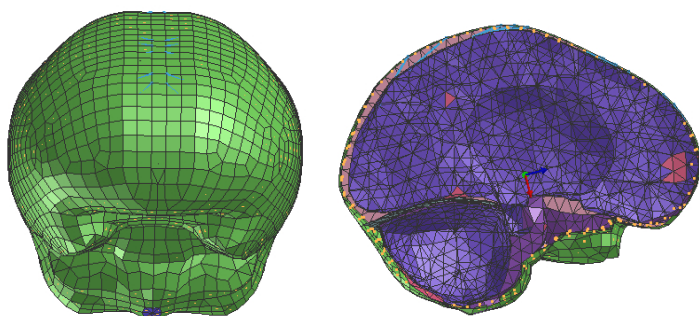


Fig. 7 Finite element model of 6-Mo infant head

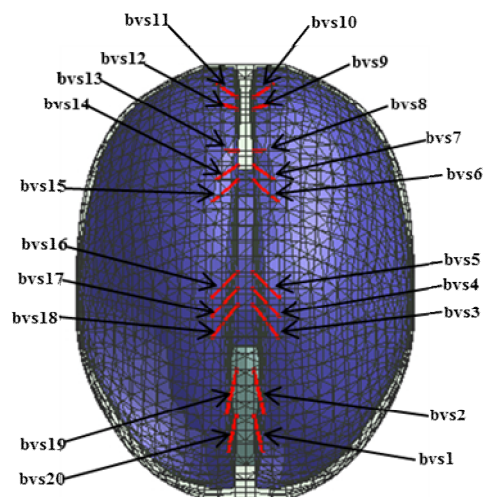


Fig. 8 Bridging veins of finite element model

#### 4・3 材料特性

6ヶ月児の材料試験は行われていないため、縫合は11ヶ月乳児の材料特性を用いる。脳は粘弾性モデルで構築されており、偏差応答は Maxwell モデルと Spring モデルの並列モデル（Zener モデル）によって支配される。このせん断緩和挙動（ステップ関数に対する応答）は以下の式（2）で表される。

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (2)$$

ここで、 $G$ : 緩和弾性率、 $G_0$ : 瞬間弾性率、 $G_{\infty}$ : 平衡弾性率、 $\beta$ : 崩壊定数、 $t$ : 持続時間である。各値は G. T. Fallenstein らの文献<sup>(5)</sup>から参考にした。脳脊髄液は Monaghan<sup>(6)</sup>-Gingold 法によって粘性が再現され、その材料特性は水に限りなく近いことから水の値を用いた。架橋静脈は弾性体と定義し、その材料特性は Lee らによって行われた屍体の架橋静脈に対する引張試験の結果<sup>(2)</sup>を参考にした。この文献より、架橋静脈は平均でひずみ 0.5、荷重 1.0N で破綻したと述べている。また、架橋静脈の平均長は 6.2mm、平均周囲長は 4.4mm、平均厚さは 0.05mm と報告さ

れている。そこで、これらの値からヤング率  $E=9.43\text{MPa}$  を算出した。他の材料特性は成人と同じ特性<sup>(7)(9)</sup>を与えた。

6ヶ月児の頭部質量は  $2.3\text{kg}$  とされている。そのため、本モデルの質量はオリジナルモデルと比較し各要素に質量を付加した後に、頭蓋骨要素に残りの質量を加えた。各要素の材料特性を表 2 に示す。

Table 2 Material properties (1)

Part	Material Property	Density $\rho$ [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]	Young's Modulus $E$ [GPa]	Poisson's Ratio $\nu$
Brain Group	Linear Visco Elastic	1040	$K=2.19$	
Pia Mater	Elastic	1133	$1.15 \times 10^{-2}$	0.45
Dura Mater		1133	$3.15 \times 10^{-2}$	0.45
Falx		1133	$3.15 \times 10^{-2}$	0.45
Tentorium		1133	$3.15 \times 10^{-2}$	0.45
Sagittal Sinus		1133	$3.15 \times 10^{-2}$	0.45
CSF	SPH	1060	$K=2.19$	
Structure	Elastic	2150	$4.2 \times 10^{-3}$	0.22
Inner Table	Elastic	2723	15	0.21
Bridging vein	Elastic	1133	$9.43 \times 10^{-3}$	0.45

Table 2 Material properties (2)

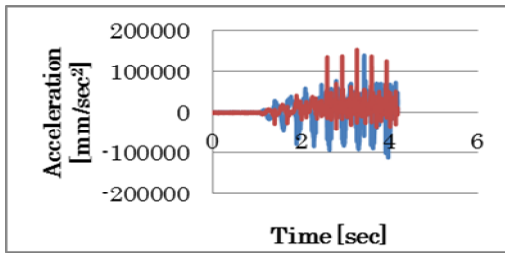
Part	Density [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]	Bulk Modulus [Gpa]	Short time Shear Modulus [GPa]	Long time Shear Modulus [GPa]	Decay Constant [ $\text{s}^{-1}$ ]
Brain	1040	2.19	$2710 \times 10^{-9}$	$891 \times 10^{-9}$	166

#### 4・4 揺さぶり振動シミュレーション

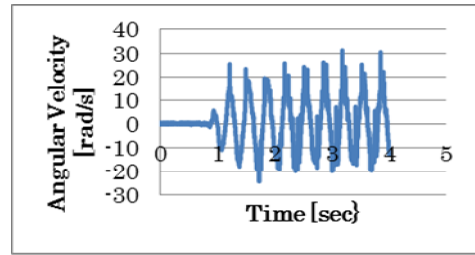
人の揺さぶり行為を再現した揺さぶり振動シミュレーションを行うにあたって、架橋静脈の有無による影響および回転・並進運動のみの影響を検証する。入力データは加振機を用いた揺さぶり振動実験より、ダミー頭部に設置した加速度計および角速度計から算出し、比較のため架橋静脈の伸長比が最大であった胸部振幅  $\pm 50\text{mm}$ 、周波数  $3\text{Hz}$  のデータを用いた。入力データに関して、実験で得た加速度データおよび角速度データには明らかにノイズが混入しており、変位に換算すると発散する傾向が見られた。そのため、ローパスフィルタを用いて波形を滑らかにし、角速度データを角度データに積分変換した。さらに、強制変位による正確な挙動を再現するため加速度データを変位データに積分変換した。実験で測定した加速度データおよび角速度データを図 9 に示す。また、算出した入力変位データおよび入力角度データを図 10 に示す。実験での幼児ダミー頭部は  $3\text{Hz}$  の周期で前後方向に約  $\pm 130\text{mm}$  の挙動を示しており、算出した入力データは妥当である。

揺さぶり振動シミュレーションを行い頭蓋骨と脳の相対変位を検証するにあたって、第一に実験とシミュレーションでの頭部挙動の比較検証を行った。実験動画より挙動が安定する 3 秒後からの一周期の軌跡を 1/30 秒毎に抽出した。図 11 に後方から前方に移行する軌跡 (1/30 秒から 5/30 秒) を、図 12 に前方から後方に移行する軌跡 (6/30 秒から 10/30 秒) を示す。頭蓋骨モデルを剛体と定義し、その重心位置に算出した変位および角度データ入力し、揺さぶり振動シミュレーションを行った。入力位置を図 13 に示す。シミュレーション解析を行った結果、実験と同様に 3 秒後からの一周期を抽出した。図 14 に後方から前方に移行する軌跡 (1/30 秒から 5/30 秒) を、図 15 に前方から後方に移行する軌跡 (6/30 秒から 10/30 秒) を示す。比較検証を行った結果、実験とシミュレーションの挙動はほぼ一致しているため、入力条件として妥当といえる。

実験により得た入力データを用いて揺さぶり振動シミュレーションを行い、架橋静脈モデルの伸長比を算出する。伸長比は実験と同様に式 (1) を用いる。

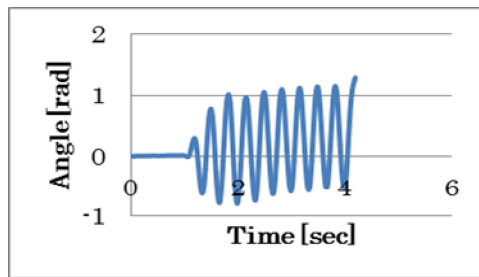


Acceleration data(Red: Z axis, Blue: X axis)

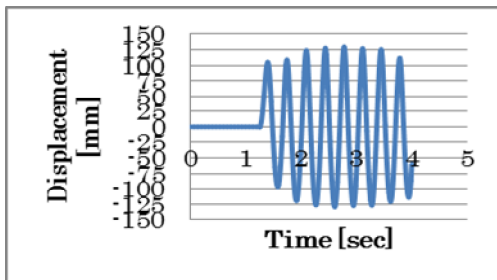


Angular velocity

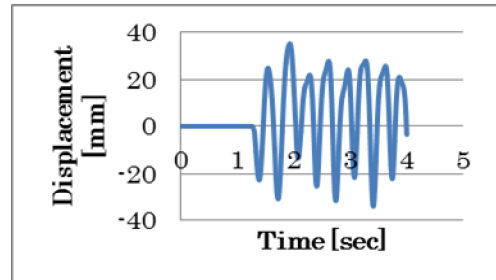
Fig. 9 Experimental data



Angular data



Displacement data(X axis)



Displacement data(Z axis)

Fig. 10 Input condition of analysis

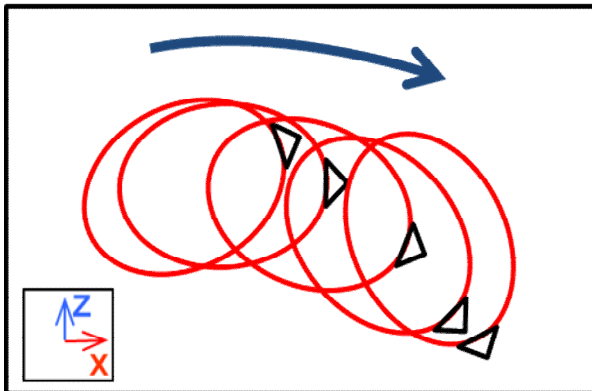


Fig. 11 Trajectory toward the front from the rear of experiment  
(1/30 to 5/30sec)

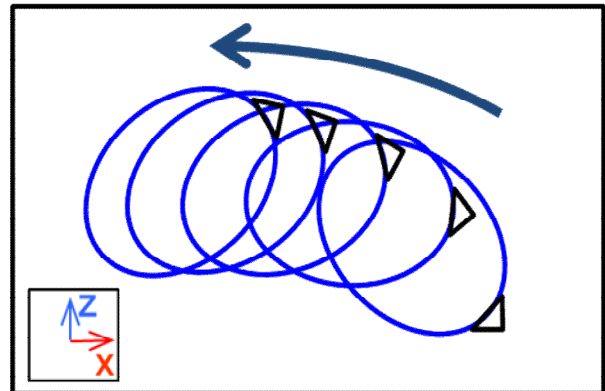


Fig. 12 Trajectory front to back of experiment  
(6/30 to 10/30sec)

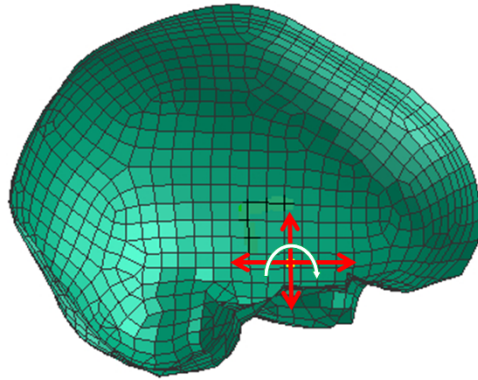


Fig. 13 Shaking simulation condition

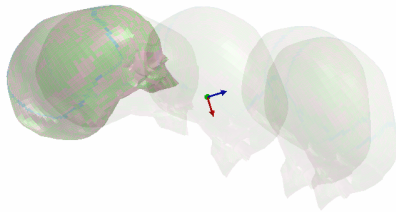


Fig. 14 Trajectory toward the front from the rear of simulation (1/30 to 5/30sec)

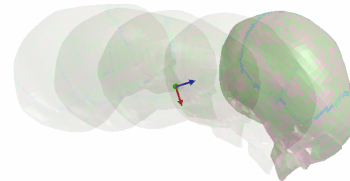


Fig. 15 Trajectory front to back of simulation (6/30 to 10/30sec)

#### 4・5 シミュレーション解析結果

図 16 に架橋静脈を有するモデルの bvs1-bvs20 の最大伸長比を示す。また、架橋静脈が無いモデルでは解析中の bvs1-bvs20 までの節点間距離を測定し、図 17 にそれらの最大伸長比を示す。縦軸が架橋静脈伸長比、横軸は各架橋静脈を示す。図 17 より、節点間距離の最大伸長比は bvs8 で 2.77 であった。ダミー実験において本シミュレーションと同様の胸部への入力振幅  $\pm 50\text{mm}$ 、周波数 3Hz の場合、二点間伸長比は最大 2.8 だった。これより、本モデルは妥当といえる。

揺さぶり振動解析において、図 16 より架橋静脈の最大伸長比は bvs13 で 1.61 であり、破断伸長比<sup>(2)</sup>である 1.4 を上回った。これより、虐待とみなせる暴力的な揺さぶり行為は架橋静脈を破断させ、急性硬膜下血腫を発生させることがわかった。

また、揺さぶり時に回転の影響と並進振動の影響を評価するため、解析条件として重心位置に角度のみを入力した場合と前後方向の振動のみを入力した場合を検証した。図 18 に回転のみの場合、図 19 に前後方向の振動のみの場合の架橋静脈の最大伸長比をそれぞれ示す。図 18 より回転運動のみの最大伸長比は bvs14 で 1.26 であった。また、図 19 より並進振動のみの最大伸長比は bvs8 で 1.54 であった。架橋静脈の破断による急性硬膜下血腫は脳と頭蓋骨の相対回転運動により生じるとされているが、本シミュレーションでは前後方向の並進振動の方が脳挙動を大きくし架橋静脈の伸長に大きな影響を及ぼした。この要因として、本来脳は頭蓋骨内部を隙間なく満たしている状態であるが、CT 画像より構築した本モデル形状では後頭部に空間が存在し、脳挙動を大きくしたためと考えられる。揺さぶり振動シミュレーションで最大伸長比を示した bvs13 と回転運動および並進振動の bvs13 の時刻歴伸長比を比較検証すると、揺さぶり振動における最大伸長比 1.61 を示した時は並進運動の伸長比は 1.16 でピーク値ではなく、回転運動の伸長比は 1.19 で最大値でなくともピーク値を示した。他の静脈においても、揺さぶり振動において架橋静脈最大伸長比を示した時は、並進振動ではなく回転運動がピーク値を示していた。これより、頭蓋骨に対する脳の回転運動が架橋静脈を引き伸ばす主要因である。



また、揺さぶり振動シミュレーション時の最大引張は頭部挙動が前方から後方へ移行するときの前頭部で発生し、急性硬膜下血腫が生じやすい場所と比較的一致している。脳は頭蓋骨に位相遅れで追従する挙動を示し、頭部挙動が前方から後方に移行する際に後方への頭部強制運動と脳の慣性力によって架橋静脈の軸両方向に力が負荷する。よって、脳と頭蓋骨の挙動の位相遅れにより架橋静脈は破断し、2つの振動周波数の違いによる相対回転運動によって破断する可能性は小さいことがわかった。

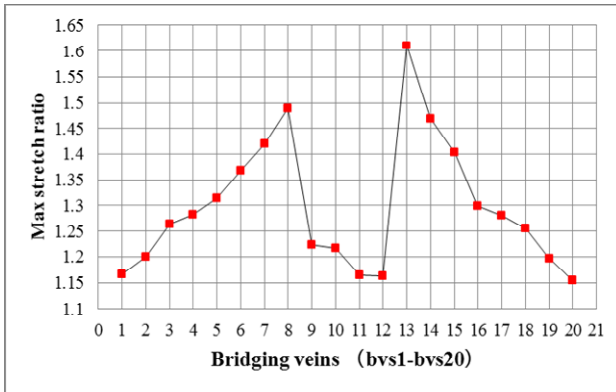


Fig. 16 Max bridging vein stretch ratio

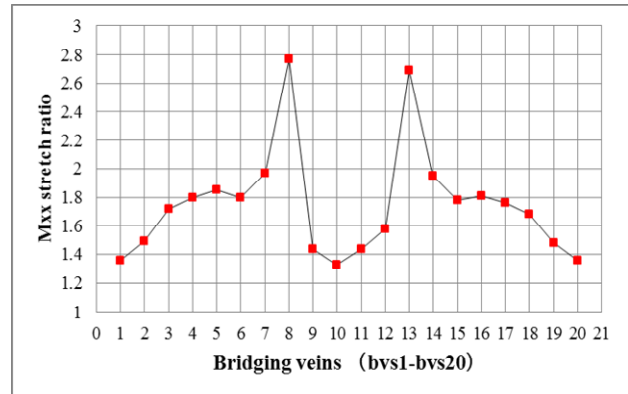


Fig. 17 Max assumed bridging vein stretch ratio

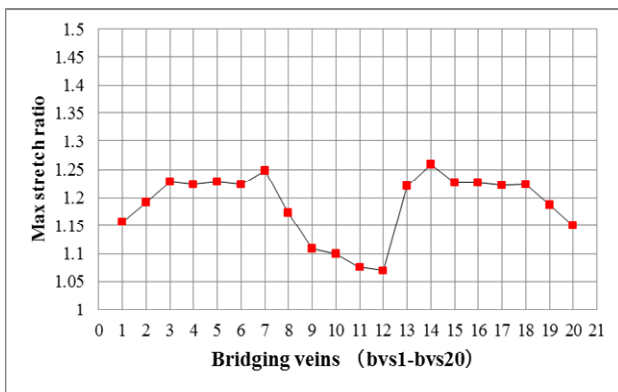


Fig. 18 Max bridging vein stretch ratio (rad only)

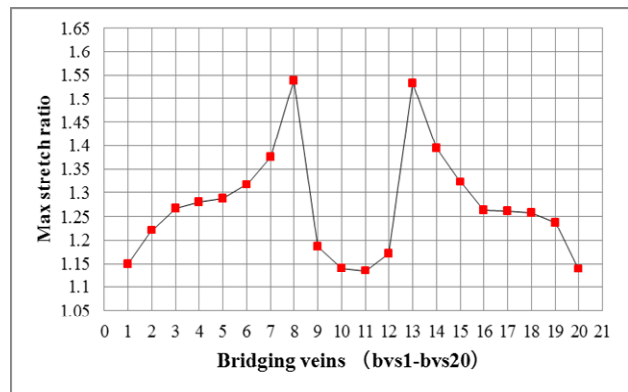


Fig. 19 Max bridging vein stretch ratio (X-axis only)

## 5. 結 言

本研究では、幼児への揺さぶり行為に起因して急性硬膜下血腫が発生する現象に対して、頭蓋骨と脳の相対回転運動による架橋静脈の破断を解明することを目的とした。そこで、6ヶ月児ダミーと大型加振機を用いた揺さぶり振動実験や、6ヶ月児の頭部有限要素モデルを用いて揺さぶりシミュレーション解析を行った。これより得た結論を以下に示す。

1. ダミー実験において、幼児頭部に危険度の高い揺さぶりの周波数は3.0Hzであり、その周波数で振幅50mmの揺さぶり行為を行った場合、急性硬膜下血腫を発生させる可能性がある。
2. 有限要素解析において、本モデルは実験と同様の結果を示したので妥当といえる。
3. 架橋静脈の伸長に関して、虐待とみなせる激しい揺さぶり振動では架橋静脈が破断し、急性硬膜下血腫が発生する。
4. 脳は頭蓋骨に位相遅れで挙動するため、頭蓋骨の後方への頭部強制運動と脳の慣性力により架橋静脈の軸両方向に力が負荷され、架橋静脈が大きく引き伸ばされる。

## 6. 謝 辞

なお本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金 基礎研究(c) (課題番号: 23560272) の援助を受けた。また、東京工科大学宮崎祐介准教授に6ヶ月児ダミーおよびシミュレーションモデルの提供を受けた。記して謝意を表す。

## 文 献

- (1) 長嶋 達也, “虐待による乳幼児頭部外傷”, 子どもの虹情報研修センター紀要 -(9), (2011), pp. 1-12.
- (2) MAW-CHANG Lee, ROGER C. Haut, “Insensitivity of Tensile Failure Properties of Human Bridging Veins to Strain Rate: Implications in Biomechanics of Subdural Hematoma”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 22, No.6/7 (1989), pp. 537-542.
- (3) Chun Zhou, Tawfik B. Khalil, Albert I. King, “A New Model Comparing Impact Responses of the Homogeneous and Inhomogeneous Human Brain”, *SAE paper 952714*, (1995), pp. 121-137.
- (4) Oka K, Rhoton AL Jr, Barry M, Rodriguez R., “Microsurgical anatomy of the superficial veins of the cerebrum”, *Neurosurgery*, Vol. 17, No. 5 (1985), pp. 711-748.
- (5) G.T. Fallenstein, V.D. Hulce, “Dynamic mechanical properties of human brain tissue”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 2, No. 3 (1969), pp. 217-226.
- (6) J.J. Monaghan, “SPH without a Tensile Instability”, *Journal of Computational Physics*, Vol. 159, No. 2 (2000), pp. 290-311.
- (7) Zhang L, Bae J, Hardy WN, Monson KL, Manley GT, Goldsmith W, Yang KH, King AI, “Computational study of the contribution of the vasculature on the dynamic response of the brain”, *Stapp car Crash Journal*, Vol. 46 (2002), pp. 145-164.
- (8) Jean-Sébastien Raul, Daniel Baumgartner, Rémy Willinger, Bertrand Ludes, “Finite element modeling of human head injuries caused by a fall”, *International Journal of Legal Medicine*, Vol. 120, No.4 (2006), pp. 212-218.
- (9) Svein Kleivena, Hans von Holsta, “Consequences of head size following trauma to the human head”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No.2 (2002), pp. 135-160.