

Relation between Head Rotational Motion and Brain Shear Strain

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/10.24517/00008586

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



頭部回転挙動と脳せん断ひずみの関係*

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}

Relation between Head Rotational Motion and Brain Shear Strain

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

^{*5} Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University,
Kakuma-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa, 920-1192 Japan

The purpose of this study is to examine the effect of head rotational motion on brain shear strain. A head physical model constructed from individual medical images of a head was used for the experiments. The model consists of the parts reconstructing the skull, falx, cerebrospinal fluid (CSF) and brain, which represents actual human head shape. Rotational impacts were applied around frontal axis of the model under the conditions in the case that maximum angular acceleration and angular velocity were controlled. As the results of experiments, shear strain in brain part correlates strongly with peak change of angular velocity but correlates poorly with maximum angular acceleration which has been often proposed as a head injury criterion. The reason is that brain shear strain is relatively small at the time when angular acceleration reaches the peak value because relative motion of skull and brain occurs due to the structure of the head consisting brain, falx, skull and CSF. Thus, peak change of angular velocity of a head should be included in the injury criterion in the case that rotational motion of a head occurs.

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

1. 緒 言

交通事故, 転倒・転落事故, スポーツ事故, 乳幼児虐待等様々な外力条件において頭部外傷が発生しており, 発生メカニズム解明と予防策の検討をさらに行っていく必要がある。現在各種製品の安全設計に広く用いられる頭部傷害基準は HIC(Head Injury Criterion)であるが, これは頭部重心並進加速度から算出されるものであり, 頭部の回転挙動は考慮されていない。一方で, 頭部の回転挙動はびまん性軸索損傷(DAI)のような重篤な脳損傷を惹起させることが知られている。そこで, 頭部外傷のさらなる低減のために, 頭部回転挙動時の脳外傷メカニズムを解明し, 回転挙動を考慮した傷害基準を制定する必要がある。

現在までに, 動物実験に基づき, 頭部回転挙動時の

脳の傷害耐性値が決定され⁽¹⁾⁽²⁾, さらには, 人体ダミーで計測可能な角加速度や角速度といった頭部回転挙動パラメータを用いた傷害基準が提案されてきた。傷害基準として, 頭部の角加速度最大値 $\dot{\theta}_{\max}$ を利用する基準⁽³⁾, もしくは角加速度最大値および角速度変化幅を併用する基準⁽⁴⁾が存在するが, 広く利用されていない。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 $\dot{\theta}_{\max}$ と最小角速度値 $\dot{\theta}_{\min}$ の差により次式のように定義される⁽⁴⁾。

$$\Delta\dot{\theta} = |\dot{\theta}_{\max} - \dot{\theta}_{\min}| \quad (1)$$

これらの基準が利用されていない一つの理由として, 角加速度最大値 $\dot{\theta}_{\max}$ もしくは角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ といった外部観測可能な剛体運動に関する物理量と脳外傷発生メカニズムとの関係が明確でないことが挙げられる。したがって, これらの物理量と脳深部の変形挙動との関係を解明する必要がある。

現在までに, 頭部を円柱形状かつ頭蓋と脳の二体モデルとして単純化し, 解析的に角加速度最大値と角速度変化の影響が検討された⁽⁵⁾。また, 構造・形状を単純化した物理モデルを用いて, 脳のせん断変形計測と耐性値の提案が試みられてきた⁽⁴⁾⁽⁶⁾⁽⁸⁾。さらに, 脳形状

* 原稿受付 2010年6月16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} 佐賀大学医学部(〒840-8502 佐賀市本庄町1)。

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

を単純化した二次元有限要素モデルを用いて、角加速度パルス形状と脳のせん断ひずみの関係が検討された⁽⁹⁾。しかし、形状・構造を単純化したこれらの研究における、脳内のせん断ひずみ場や頭蓋-脳間の境界条件は、複雑な脳形状や脳脊髄液を有する実人体と異なるため、これらを再現したモデルによる検討が必要である。また、脳のせん断ひずみと $\ddot{\theta}_{max}$ 、 $\Delta\dot{\theta}$ の関係は体系的に検討されていないようである。

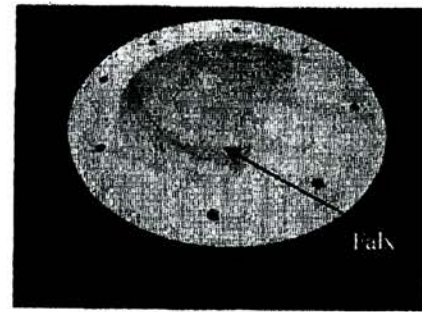
著者らは、先に、頭部の医用画像より、CAD/CAM技術を利用することにより、実人体の複雑形状の脳や頭蓋形状を忠実に再現し、頭蓋-脳脊髄液-脳の三構造を有する物理モデルを構築した⁽¹⁰⁾。本モデルに回転衝撃を与えることで、脳梁近傍におけるせん断ひずみの増大を実験的に観測した⁽¹⁰⁾。これは Gennarelli ら⁽¹¹⁾の病理学的 Gradell の DAI における脳梁近傍における病巣発生と一致し、本モデルの実外傷の再現性は高い。

そこで本論文では、実人体形状、構造を再現した頭部物理モデル⁽¹⁰⁾に対し、角加速度最大値および角速度変化幅を制御した回転衝撃を与え、脳のせん断ひずみを計測する。それらの結果より、頭部の回転挙動パラメータが脳のせん断ひずみに及ぼす影響を明らかにする。

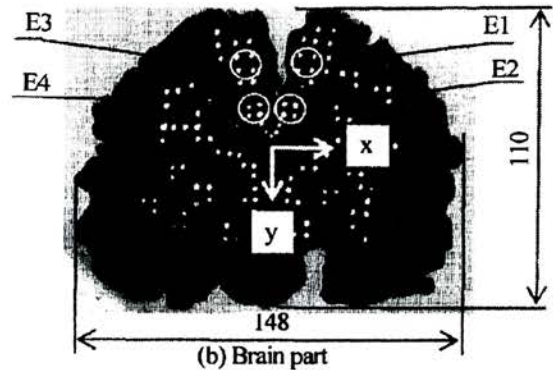
2. 実験方法

2.1 頭部物理モデル 本論文で用いた頭部物理モデルは、頭部医用画像より構築した実人体の頭蓋内構造を忠実に再現したモデルである⁽¹⁰⁾。なお、本モデルは、回転衝撃の脳外傷の一種であるびまん性軸索損傷が発生しやすい衝撃方向⁽¹¹⁾を考慮し、頭部を冠状面上で切断し、側方衝撃における脳深部の変形計測を可能としたものである。

頭部物理モデルは頭蓋部、脳部、大脳鎌、脳脊髄液の4組織を模擬しており、脳梁等の脳深部のひずみ計測を可能にするため、頭部を眉間点から97.6mmの冠状面で切断している。頭蓋骨モデルの製作は、成人男性の頭部CT画像より構築された頭蓋骨内面の三次元CADデータを利用し、五軸加工機によりポリカーボネイトを切削加工した(図1(a))。また、実人体の硬膜と厚さおよび材料特性がほぼ等しい厚さ0.5mmのポリウレタンシート(シーダム: DUS 605 - CDR)を用いて頭蓋骨モデルに右脳と左脳を隔てる大脳鎌を取り付けた(図1(a))。脳モデルは、同一被験者の頭部MR画像より抽出・積層した脳の三次元CADデータを利用し、光造形装置(シーメット: SOUP II 600GS)で脳の型を製作し、それに黒色に着色したシリコンゲル(Dow Corning: Sylgard527)を注入し、硬化させることで製作



(a) Skull part



(b) Brain part

Fig.1 Head physical model

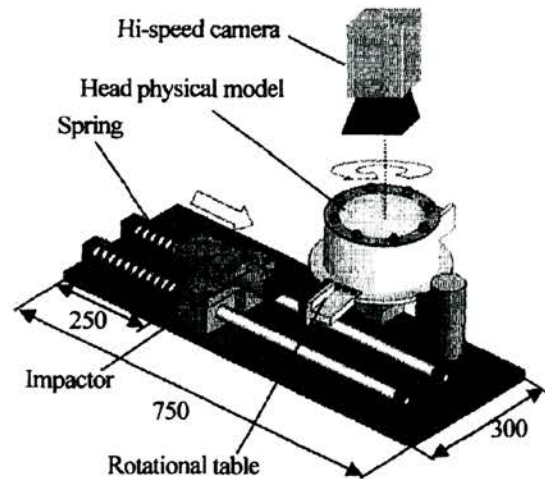


Fig.2 Experimental apparatus

した(図1(b))。以上の過程を経て構築された脳モデルは、右脳、左脳、脳室、脳溝など実人体の脳形状を十分に再現している。さらに、頭蓋骨モデルに脳モデルを挿入し、頭蓋内に水を充填・密閉することにより脳脊髄液を模擬した。脳モデルは頭蓋内に浮遊するため、回転衝撃時に頭蓋骨と脳の相対運動が生じる⁽¹⁰⁾。一方で、脳深部の変形計測を可能にするため、頭部を冠状面で切断したことにより、脳幹および小脳テント、さらに、くも膜小柱や架橋静脈などが存在しないモデ

ルであり、脳のせん断ひずみは定量的に大きいと考えられる。

なお、構築した頭部物理モデルの頭蓋骨についてはヤング率および密度、大脳鎌についてはヤング率と厚さ、脳部については動的粘弾性特性および密度が実人体の材料特性と大きく変わらないことを確認している⁽¹⁰⁾。

2・2 実験装置 図2に示すように、2本の弾性バネにより発射されるインパクトが、頭部物理モデルをボルト締結した回転板のアームに衝突することで、頭部物理モデルに回転運動が与えられる。なお、回転中心は本物理モデルの重心上に存在し、一軸周りの回転運動のみが生じる。回転板は、ウレタン発泡ゴムを取り付けたポールに衝突し、低速で反発するようにした。

2・3 計測方法 頭部物理モデルに生ずる角加速度の時刻歴は、頭部物理モデル回転中心から半径方向50mmの位置の回転板に取り付けた一軸加速度計(東京測器研究所:ARE-1000A)により計測した接線方向の加速度時刻歴より算出した。また、図2に示すように高速度カメラ(ナックイメージテクノロジー:fx-k3)を設置し、回転衝撃を受ける頭部物理モデルの脳挙動を1000fps、解像度1280×1024pixel(7.17pixel/mm)の条件で撮影した。脳モデルには白色の計測点を塗布し、画像解析ソフト(ディテクト:Dipp-motion XD)の画像相関によるマーカ自動追尾機能を利用し、計測点の変位を計測した。なお、マーカの大きさは直径8pixel程度、各マーカの中心間距離は30pixel程度である。

ここで図1(b)のE1~E4で示される計測領域の3点のマーカセットの配置から変形勾配テンソル F を算出し、式(2)に代入することでGreen-Lagrange ひずみテンソル G を算出した⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾。なお、計測領域の各計測点を、例えばE1においては、N11, N12, N13と呼ぶことにする。

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

I は単位テンソルである。Green-Lagrange ひずみテンソルより各々のマーカセット領域内の最大せん断ひずみを算出した。せん断ひずみによる脳損傷の評価は、過去の研究⁽⁶⁾においても用いられており、これはびまん性軸索損傷は脳内に発生するせん断力によって惹起されるとの仮説が存在するためである。なお、本解析では、図1(b)に示した座標系を基に、2次元Green-Lagrange ひずみの計算を行った。また、本解析手法では、例えば計測領域E4のある計測点の変位に1ピクセルの誤差が生じた場合、最大せん断ひずみのピークの誤差はx方向に3.68%、y方向で2.68%となる。

2・4 実験条件 本論文では、頭部物理モデルに生ずる $\ddot{\theta}_{max}$ と $\Delta\dot{\theta}$ を制御し、これらと脳のせん断変形との関係について検討した。表1に示すように、3通りの角加速度最大値と3パターンの角速度変化幅を総当り的に組み合わせ、合計9通りの実験条件を目標に、インパクト衝突面の緩衝材の材料・厚さおよびバネのたわみを調整した。なお、本論文での目標角加速度最大値のひとつである4500rad/s²はOmmaya⁽³⁾が提案しているAIS5+の脳外傷発生基準である。また、実現象では、衝撃方向は異なるもののオリンピック出場のボクサーによるパンチにより、ダミー頭部の矢状軸周りに作用する角加速度最大値は1182~8953 rad/s²、角速度最大値は11~27rad/s⁽¹⁴⁾と報告されており、本実験で目標とする実験条件と近い。

3. 実験結果

3・1 入力波形 表2に各実験条件における入力波形の角加速度最大値 $\ddot{\theta}_{max}$ と角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ の結果を示した。なお、実験は各条件5試行を行い、ばらつきの大い上下2試行を除いた3試行の平均を示している。

例として図3に頭部物理モデルに生ずる角速度変化幅15rad/s、角加速度最大値7000rad/s²を目標とした場合の角加速度波形を示す。頭部物理モデルにはインパクト衝突時に最大約7000 rad/s²、持続時間約6msの角加速度パルスが生じ、約70ms後に可動域限界に達すると最大約1000rad/s²、持続時間約30msの減速度パル

Table 1 Experimental condition

$\Delta\dot{\theta}$ [rad/s]	10	15	20
$\ddot{\theta}_{max}$ [rad/s ²]	2000	2000	2000
	4500	4500	4500
	7000	7000	7000

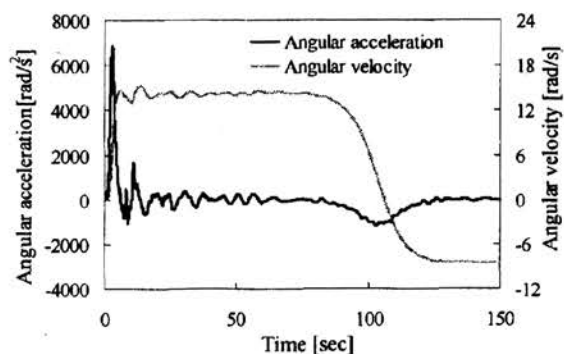


Fig.3 Angular acceleration and angular velocity of skull part

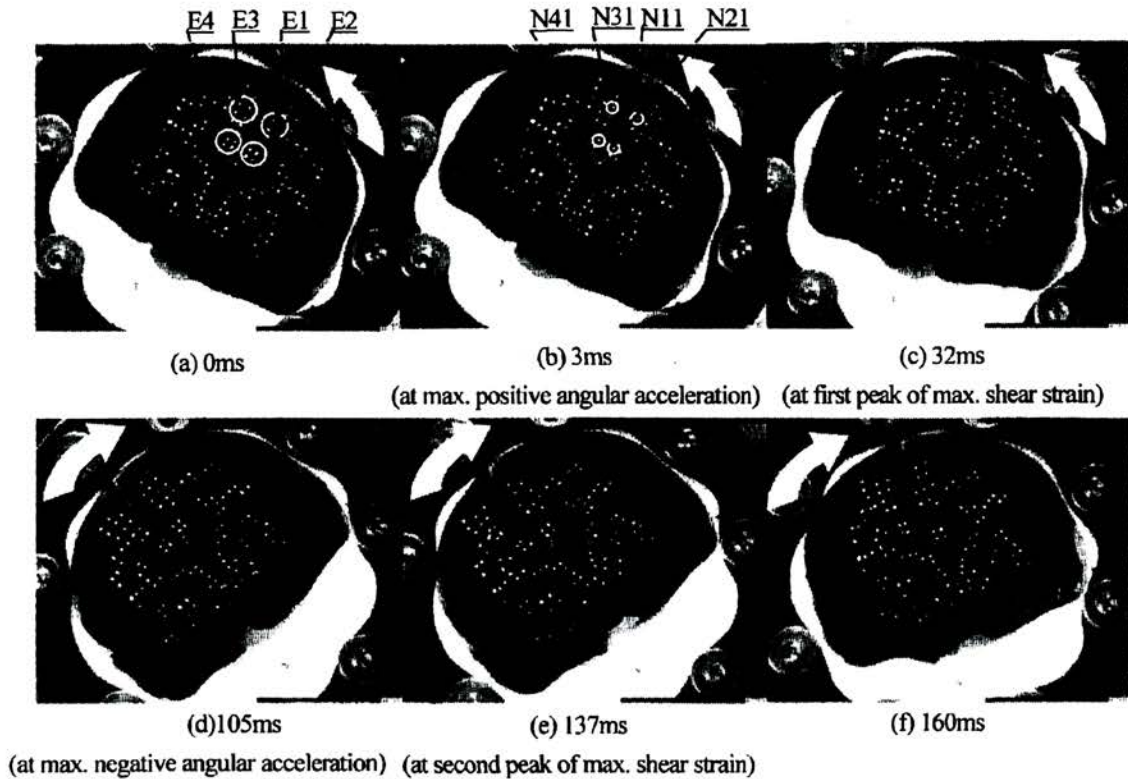


Fig.4 Brain deformation behavior in the case of 7000rad/s^2 and 15rad/s

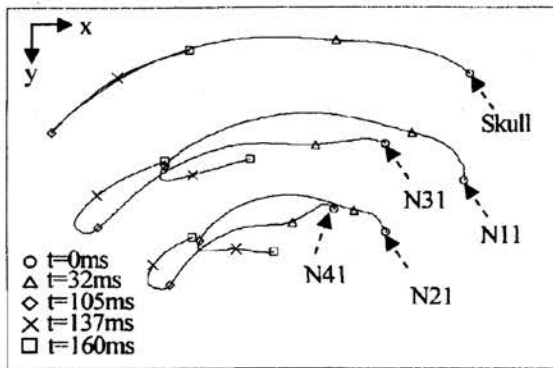


Fig.5 Trajectories of skull and brain markers

スが生じる。また、角速度波形より、インパクト衝突後約 15rad/s の等角速度運動で可動域限界に達し、その後約 -8rad/s の等角速度運動により反転する。

なお、全ての実験条件において、目標とする角加速度最大値、角速度変化幅に対し 5%程度の差の範囲で条件を満たすことができた (表 2)。

3・2 角加速度最大値、角速度変化幅と脳の最大せん断ひずみの関係 角速度変化幅 15rad/s 、角加速度最大値 7000rad/s^2 において高速度カメラで撮影した一連の結果を画像列として図 4 に示した。図 4 の図題はインパ

クタ衝突からの時刻を示し、同図中の矢印は回転の向きを示している。図 4 (b) は角加速度波形が最初のピークを迎えた時刻の挙動を示しているが、脳のせん断変形は発生していない。図 4 (c) は E4 において最大せん断ひずみがピークを示した時刻の変形挙動を示しており、点 E4 および E2 付近においてせん断変形が生じている。その後、脳のせん断変形が回復し (図 4 (d))、可動域到達時に再度大きなせん断変形が生じていることがわかる (図 4 (e))。また、図 5 に頭蓋骨と脳の計測領域 E1~E4 の各代表計測点である N11~N41 の運動軌跡を示す。頭蓋骨の軌跡については、大脳鎌と頭蓋骨の接合部の軌跡を示している。図 5 より、頭蓋骨と脳間に顕著な相対運動が発生していることがわかる。例えば脳の最大せん断ひずみの第一ピークが発生した 32ms の時点 (図中△印) において頭蓋骨の初期位置からの変位に対して各計測点の変位は小さく、頭蓋骨と脳間に相対変位が生じたことがわかる。

すべての実験条件において同じく解析を行った結果、脳梁近傍の E4 においてせん断ひずみは大きかった。そこで、各計測点における最大せん断ひずみの時刻歴の代表例として、角加速度最大値 $\ddot{\theta}_{\text{max}}$ および角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ を制御した場合の、図 1 (b) の点 E4 における最大せん断ひずみの時刻歴を図 6 に示した。なお、こ

Table 2 Results of $\Delta\dot{\theta}$ and $\ddot{\theta}_{\max}$ applied to the head physical model

Targeted condition		Results		
$\Delta\dot{\theta}$ [rad/s]	$\ddot{\theta}_{\max}$ [rad/s ²]	$\Delta\dot{\theta}$ [rad/s]	$\ddot{\theta}_{\max}$ [rad/s ²]	Duration [ms]
10	2000	10.3±0.2	2107±10	10.6±0.6
10	4500	10.7±0.2	4599±74	5.7±0.4
10	7000	10.7±0.2	6993±61	4.2±0.2
15	2000	14.5±0.3	1983±29	12.5±0.3
15	4500	14.9±0.2	4529±55	7.4±0.5
15	7000	14.6±0.3	6979±85	5.7±0.1
20	2000	19.3±0.4	1979±52	19.3±0.1
20	4500	20.1±0.6	4525±126	9.6±0.3
20	7000	19.7±0.1	6948±66	7.0±0.1

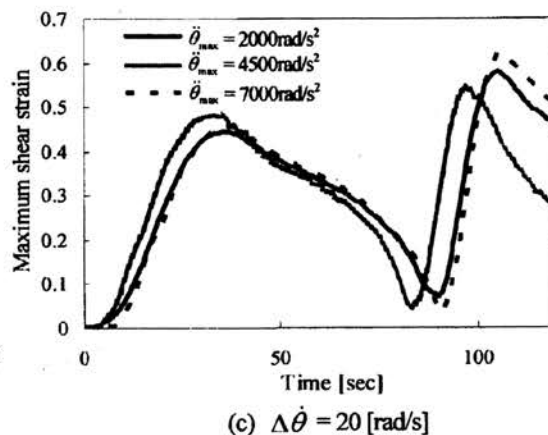
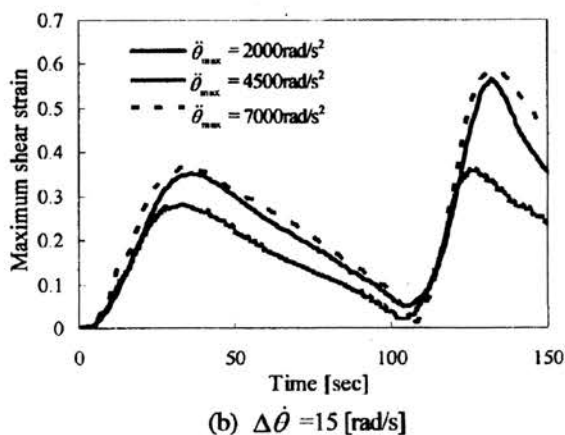
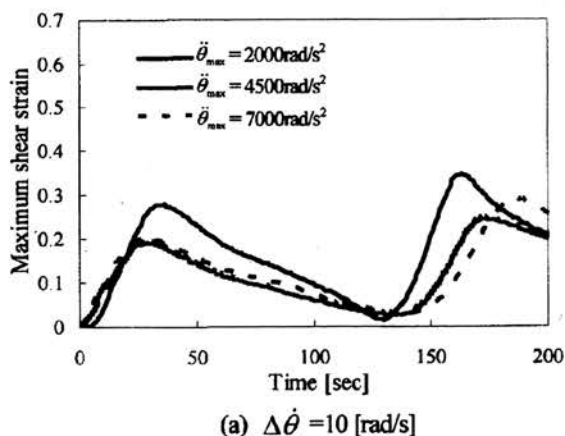


Fig.6 Maximum shear strain at E4 in each experimental condition

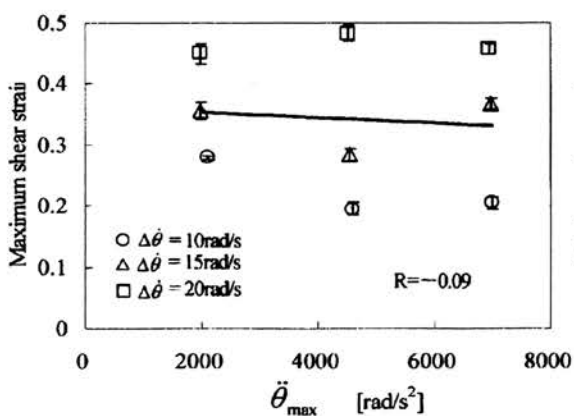


Fig.7 Relationship between $\ddot{\theta}_{\max}$ and peak of maximum shear strain at E4

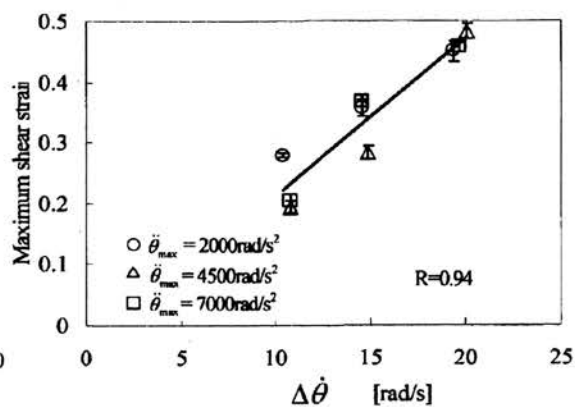


Fig.8 Relationship between $\Delta\dot{\theta}$ and peak of maximum shear strain at E4

れ以降に記述する結果は脳梁近傍の図 1(b)点 E4 に関する結果であるが、その他の計測点においても共通の傾向を示した。

まず、すべての実験条件に共通する結果について示す。図 6 より、最大せん断ひずみの時刻歴は 2 峰性の

波形を示す。また、これらの図より、最大せん断ひずみがピーク値を示す時刻は、角加速度が最大となる時刻より、十分に遅れることがわかる。さらに、可動域限界到達により生じる減速角加速度最大値はインパクト衝突時に生じる角加速度最大値よりも小さいにも関

ならず、その時に生じる最大せん断ひずみは、インパクト衝突時よりも大きい。以上の現象は前報において一条件で実施した実験結果の傾向⁽¹⁰⁾と同様であり、本報の結果より複数の衝撃条件においても、これらの現象が発生することを確認した。

次に、 $\ddot{\theta}_{\max}$ および $\Delta\dot{\theta}$ が制御されているインパクト衝突時の脳のせん断ひずみとこれら頭部回転挙動パラメータとの関係について述べる。図 6(a)の角速度変化幅 10rad/s の条件においては最大せん断ひずみの最初のピーク値は、角加速度最大値 2000rad/s² の場合において大きかった。一方で、図 6 (b)の角速度変化幅 15rad/s² の条件では、そのピークは角加速度最大値 7000rad/s² において大きく、図 6 (c)の角速度変化幅 20rad/s の場合は角加速度最大値 4500rad/s² において大きかった。以上のように、 $\ddot{\theta}_{\max}$ と脳のせん断ひずみの関係性は見られない。そこで、図 7 に最大せん断ひずみの最初のピーク値と $\ddot{\theta}_{\max}$ の関係を一次の回帰モデルにより整理した。これより、頭部に作用する $\ddot{\theta}_{\max}$ と脳に生じる最大せん断ひずみの相関係数は -0.09 であり、その相関は低かった。

一方、図 6(a), (b), (c)より $\Delta\dot{\theta}$ が大きいと、最大せん断ひずみの最初のピーク値は大きいことがわかる。そこで、 $\Delta\dot{\theta}$ についても、最大せん断ひずみの最初のピーク値との関係を図 8 のように整理した。図 8 より、と最大せん断ひずみの最初のピーク値は正の高い相関を示し、その相関係数は 0.94 であった。以上より $\Delta\dot{\theta}$ が大きいと、脳の前最大せん断ひずみは大きいことがわかった。

4. 考察

前章で示した結果より、脳の前最大せん断ひずみに対して、頭部の角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ は寄与するが、角加速度最大値 $\ddot{\theta}_{\max}$ は寄与しないことが分かった。しかし、これまでは、頭部回転挙動時の脳外傷の発生因子として、 $\ddot{\theta}_{\max}$ や $\Delta\dot{\theta}$ が提案されてきた^(9,4)。特に $\ddot{\theta}_{\max}$ は解剖学的重症度の分類⁽¹¹⁾もしくは、傷害基準に用いられる⁽¹²⁾など、より重要な指標として用いられてきた。本論文で示された結果はこれらとは異なり、脳外傷に関わる脳の前せん断ひずみに対して頭部に作用する $\ddot{\theta}_{\max}$ はほぼ寄与しないと結論付けられる。Hardy ら⁽¹³⁾は屍体頭部の脳内にターゲットクラスターを埋め込み局所領域内のひずみ計測を行ったが、頭部の $\ddot{\theta}_{\max}$ と脳の前せん断ひずみの相関は低いことを示した。Yoganandan ら⁽⁹⁾は頭蓋-脳間のすべりを定義した頭部形状を単純化した二次元有限要素モデルを用いて、頭部の角速度パルス形状が脳の前せん断ひずみに与える影響について検

討し、脳の前せん断ひずみに $\ddot{\theta}_{\max}$ はそれほど影響しないことを示した。これらの屍体実験およびコンピュータ・シミュレーションと本論文の結果は一致した。本論文のモデルと実屍体⁽¹³⁾および Yoganandan らのシミュレーションモデル⁽⁹⁾との共通点は、頭蓋骨と脳に相対運動が顕著に生じるという点にある。3 章より、脳の前最大せん断ひずみのピークが生じる時刻は角加速度最大値を示す時刻から大きく遅れており、これは頭蓋と脳の前相対運動が顕著に生じているからである。図 4 に示したように、頭蓋骨が先に回転運動を開始し、その後、頭蓋底もしくは大脳鎌と脳が接触することにより脳に接触力が作用し、接触点近傍から脳はせん断変形を開始する。頭蓋-脳-脳脊髄液の 3 体モデルにより再現される頭蓋底と脳との接触により、頭部の角速度変化は脳組織に作用する角運動量に変換されるため、角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ は脳の前せん断変形に影響を及ぼす。ここで、頭蓋骨と脳間に脳脊髄液が存在するため、頭蓋骨と脳が接触に至るまでに時間遅れが生じる。表 2 に示すように頭蓋骨に生じる角加速度パルスの持続時間は 4.2~19.3ms であるが、その間の頭蓋骨の回転変位は微小であるため、頭蓋骨との接触に起因する脳の前せん断変形は、角加速度パルスが作用する時間にそれほど生じない。したがって、脳の前せん断変形はインパクト衝突時に生じる角加速度パルスの形状にはほぼ依存しないと考えられる。以上のことより、頭部傷害基準は角加速度パルスの持続時間を考慮しない基準である角加速度最大値 $\ddot{\theta}_{\max}$ よりも、むしろ角速度変化幅 $\Delta\dot{\theta}$ に基づき決定することが必要であると考えられる。また、回転衝撃時に発生する脳外傷の予防には $\Delta\dot{\theta}$ を抑制することが重要であると考えられる。例えば、これは頭部に衝撃が加わった際に頸部緊張により回転拘束を強めることで、頭蓋骨との接触で脳に作用する力積を抑制させたり、衝突前後の脳接触部位の運動量変化を減少させる観点から、衝突後の頭部の反転を減少させるようにエネルギー吸収機構を利用したりすることに相当すると考えられる。

なお、可動域限界到達後に頭部が反転したため、その時の角速度変化はインパクト衝突時に頭部に生じる角速度変化よりも大きい。そのため、可動域限界到達後に脳の前せん断変形はインパクト衝突時より大きかったことが示唆されるが、本論文では頸部拘束の厳密なモデル化に至っていない。今後は頸部のモデル化を実現する必要がある。さらに、本モデルでは脳深部を計測可能にするため、頭部を冠状面で切断しており、小脳テントや脳幹による拘束が存在しない。また、くも膜小柱や架橋静脈などの頭蓋骨と脳の前相対運動を拘束

する構造もモデル化されていないことから、本モデルで生ずる相対運動は実人体よりも定量的に大きいと思われる。今後は、モデルの完全3次元化などより人体頭部構造に忠実なモデルを実現するとともに、他の回転軸に関しても本論と同様の結論が得られるのか検証を進める必要がある。また、乳幼児の揺さぶり等、より角加速度パルスの持続時間が長い現象では、角加速度最大値 $\dot{\theta}_{\max}$ が脳のせん断変形に及ぼす影響についてさらなる検討が必要であると思われる。

5. 結論

本論文では脳のせん断ひずみに対する頭部の回転挙動の影響を検討するために、実人体頭部構造・形状に忠実な頭部物理モデルを用いて、脳深部のひずみ計測を行った。その結果、頭部の角加速度最大値と脳の最大せん断ひずみとの相関は見られなかった。一方で、頭部の角速度変化幅は脳の最大せん断ひずみと高い相関関係が見られ、角速度変化幅が大きいと、脳の最大せん断ひずみも大きかった。これは、実人体頭部の頭蓋-脳脊髄液-脳の3層構造および形状を忠実に再現したことにより観測されたと考えられる。以上より、回転衝撃における頭部傷害基準を決定するに当たり、頭部の角速度変化幅をより重要なパラメータとして検討する必要があることが示された。なお、頸部拘束効果の未解明が本研究の課題であり、今後はそのモデル化と脳変形に与える影響を解明する必要がある。

参考文献

- (1) Ommaya, A. k., Hirsch, A. E. and Martinez, J. L. : The Role of Whiplash in Cerebral Concussion in the Monkey, 10th Stapp Car Crash Conference, (1966)
- (2) Gennarelli T.A. : Head injury in Man and Experimental Animals: Clinical Aspects, Acta Neurochirurgica Suppl, vol.32, p.1-13(1983)
- (3) Ommaya, A.K. : Biomechanics of Head Injuries : Experimental Aspects, Biomechanics of Trauma, Edited by A.Nahum and J.W.Melvin, Appleton-Century-Crofts, East Norwalk, Conn., (1984)
- (4) 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)
- (5) Margulies, S.S., Thibault, L.E.: An Analytical Model of Traumatic Diffuse Brain Injury, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.111, p.241-249(1989)
- (6) Margulies, S.S., Thibault, L.E., and Gennarelli, T.A. : Physical Model Simulations of Brain Injury in the Primate, Journal of Biomechanics, Vol.23, p.823-836(1990)
- (7) Ivarsson, J., Viano, D.C., Lovsund, 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, p.181-189 (2000)
- (8) 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, p.85-94 (2001)
- (9) 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, p.2253-2262(2008)
- (10) Anata, K., Miyazaki, Y., Nishi, T., Tachiya, H., Hojo, A. and Sakamoto, Y., Construction of a Head Physical Model with Actual Human Shape for Clarification of Brain Injury Mechanism and the Deformation Measurement, Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A, Vol.76, No.762(2010), pp.233-240
- (11) Gennarelli T.A., Thibault L.E., Adams J.H., Graham D.I., Thompson C.J. and Marcincin R.P : Diffuse Axonal Injury and Traumatic Coma in the Primate, Ann Neurol, p.564-574(1982)
- (12) Newman J.A. : A Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT), Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impact, p.121-131(1986)
- (13) Hardy W.N., Mason M.J., Foster C.D. Shah C.S., Kopacz J.M., Yang K.H., King A.I., A Study of the Response of the Human Cadaver Head to Impact, Stapp Car Crash Journal, Vol.51, pp.17-80(2007)
- (14) Walilko T.J., Viano D.C., Bir C.A., Biomechanics of the Head for Olympic Boxer Punches to the Face, Br J Sports Med, Vol.39, p.710-719(2005)