

## 632 実形状頭部物理モデルの脳部変形計測

## Deformation measurement of a brain part in head physical model based on an actual shape

○学 穴田賢二 (金沢大院) 正 宮崎祐介 (金沢大) 正 立矢 宏 (金沢大)  
正 放生明廣 (金沢大) 阪本雄一郎 (日医大)

Kenji ANATA, Yusuke MIYAZAKI, Hiroshi TACHIYA, Akihiro HOJO  
Kanazawa University, Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa  
Yuichiro SAKAMOTO

Nippon Medical School Chiba Hokusou Hospital, 1715Kamakari, Inba-mura, Inba, Chiba

Key Words : Impact Biomechanics, Brain Injury, Head Physical Model, Actual Shape

## 1. 結 言

自動車事故において頻発するとされている頭部外傷として、びまん性軸索損傷(Diffuse Axonal Injury : DAI)が挙げられる。DAIは頭部に角加速度が加わることで発生すると考えられており<sup>(1)</sup>, 死亡に至らなくても後遺症の残る可能性が高い重篤な頭部傷害である。そこで、その発生メカニズムを解明することが重要となる。

回転衝撃を受ける脳の傷害発生メカニズムを解明するために、頭部物理モデルを用いた実験も行われてきた<sup>(2)</sup>。しかしそれらは、球体や円筒といった単純形状モデル<sup>(3)</sup>を用いているため、大脳鎌などの頭蓋内構造物や裂などの複雑な脳形状に起因する変形状態を再現可能であるとは言いつれない。また、これまでに行われた実験は脳脊髄液が再現されておらず、頭蓋と脳の滑りを模擬できていないといった問題もある。

そこで本研究では、特定個体の医用画像を利用し、頭蓋部、脳部、脳脊髄液の3層から成る形状忠実な頭部物理モデルを構築し、回転衝撃実験を行い、脳部の変形計測を行うことを目的とする。

## 2. 頭部物理モデルの構築方法

本研究では、脳部内部の変形を計測するため、頭部を前額面状に切断した頭部物理モデルの構築を行った。本研究で構築した頭部物理モデルは頭蓋部物理モデルと脳部物理モデルの2つに分けられる。頭蓋部物理モデルの製作には成人男性の頭部CT画像より構築された頭蓋の三次元CADデータを利用した。このCADデータを基に、機械加工によって頭蓋部物理モデルの製作を行った。頭蓋部物理モデルはポリカーボネイトによって構成される。製作した頭蓋部物理モデルを図1(a)に示す。また、ポリウレタン(シーダム:DUS605-CDR)を用いて頭蓋部物理モデルに右脳と左脳を隔てる大脳鎌を取り付けた。

脳部物理モデルは、同一個体のCT画像より構築された脳の三次元CADデータを利用した。このCADデータからラピッドプロトタイピング装置(シーメット:SOUP II 600GS)により脳の型を製作し、それに黒色に着色したシリコンゲル(Dow Corning:Sylgard527)を注入し、硬化させることで脳部物理モデルを製作した。製作した脳部物理モデル図1(b)に示す。脳部物理モデルは右脳、左脳、脳室、大脳溝や大脳回などの変形に重要と考えられる部位を包含する。

次に頭蓋部物理モデルに脳部物理モデルを挿入し、頭部物理モデル内を水で満たし脳部物理モデルを浮いた状態にし、頭部物理モデルの構築を行った。

## 3. 実験装置および方法

回転衝撃実験装置を図2に示す。回転板に頭部物理モデルを乗せ、バネの弾性エネルギーを利用することによりインパクトを発射させ、回転板に衝突させる。それにより、回転板が回転し、頭部物理モデルに角加速度を付与する。頭部の影響を考慮し、回転板は頭部の可動域限界であるおよそ60°<sup>(4)</sup>の地点で跳ね返り、逆回転するようにした。インパクトの衝突面には衝突時間を調整するためにゴムを取り付けてある。

頭部物理モデルに取り付けた加速度計(東京測器研究所:ARE-1000A)により頭部物理モデルに作用する角加速度の算出を行った。また、回転衝撃中の脳部物理モデルの動きは、高速度カメラを用いて1000frame/secのサンプリングレートで計測を行った。図1(b)に示すように、黒色の脳部物理モデルの表面に白色の点を塗布しておき、各点の追跡を行い、その変位を抽出する。各点の関係より、変形こう配テンソル  $F$  が求められ、以下の式より、Green-Lagrange ひずみテンソル  $G$  を算出する。

$$G = (F^T \cdot F - I) / 2 \quad (1)$$

ここで、 $I$  は単位テンソルである。

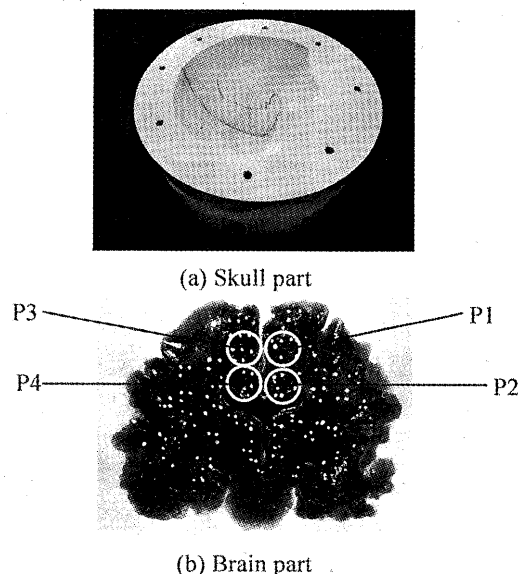


Fig.1 Head physical model

#### 4. 実験結果

図3に頭部物理モデルに加わる角加速度と図1(b)の点P1での主ひずみの結果を示す。図4には、点P1から点P4での最大せん断ひずみの結果を示す。なおこれらの結果は5試行の平均値を示している。

図3より、頭部物理モデルは衝撃時に最大  $4500\text{rad/s}^2$ 、持続時間  $5\text{ms}$  の角加速度が生じることにより加速され、約  $80\text{ms}$  後に可動域限界に達し、減速することが分かる。また、主ひずみの時刻歴より、頭部物理モデルの加速、減速が最大値に達した後に、脳部物理モデルの主ひずみの最大値は遅れて生じることが分かる。さらに、図4より衝撃時に発生する最大せん断ひずみと比較して、 $80\text{ms}$  以降において可動域限界到達後に発生する最大せん断ひずみは同程度もしくは大きいことが分かる。

なお、図4から、衝撃端である右脳側の点P1、P2と比較して、左脳側にある点P3、P4の最大せん断ひずみは小さくなることが分かる。また、点P1、P3における最大せん断ひずみよりも、脳室に近い点P2、P4における最大せん断ひずみの方が大きくなるという結果を得た。

#### 5. 考察

実験結果より、頭蓋部物理モデルと脳部物理モデルの運動には時間差が生じることが分かる。これは、頭蓋部物理モデルと脳部物理モデルの間隙を、脳脊髄液を模擬した水で満たしたことによって、滑りによる相対運動が顕著に現れているためである。つまり、衝撃を受け頭蓋部は先に回転し始め、そこに、頭蓋部の頭蓋底部分が衝撃側の右脳下部に衝突することによって、脳部が遅れて回転し、変形するからである。この時、衝撃側の右脳の回転運動が剛な頭蓋部により与えられるのに対し、左脳の回転運動は大脳鎌および右脳そのものとの接触により与えられるため初期における最大せん断ひずみは小さくなる。

さらに、最大せん断ひずみは初期の衝撃時と比較して、回転可動域に達した際に同程度もしくは最大値を示しており、頸部の拘束が脳内の最大せん断ひずみに大きく影響を及ぼすことが分かる。

また、大脳鎌付近において、脳表面に近い部位と脳室に近い部位を比較すると、脳室に近い部位の方が最大せん断ひずみは大きくなることが分かった。実事故においてDAIは脳梁で好発することが知られており<sup>(5)</sup>、これは、本研究で得られた実験結果と一致し、脳室近傍のせん断ひずみ集中が、回転衝撃時における脳外傷発生に重要な現象であると言える。

#### 6. 結 言

本研究では、特定個体の頭部医用画像を基に頭蓋部、脳部、脳脊髄液の3層から成る人体の頭部形状に忠実な頭部物理モデルの構築を行い、回転衝撃実験により、脳部変形の計測を行った。その結果、頭蓋部物理モデルと脳部物理モデルの運動に滑りを再現することができ、人体頭部で起こり得るであろう現象を観測することができた。また、実事故におけるDAI好発部位と一致する部位でせん断ひずみが大きくなるという結果が得られ、大脳鎌および脳室近傍のせん断ひずみ集中が、回転衝撃時における脳外傷発生に重要な現象であると考えられる。

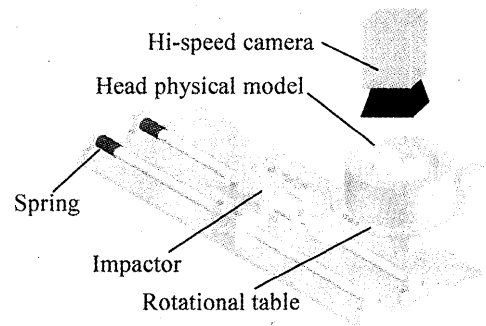


Fig.2 Experimental apparatus

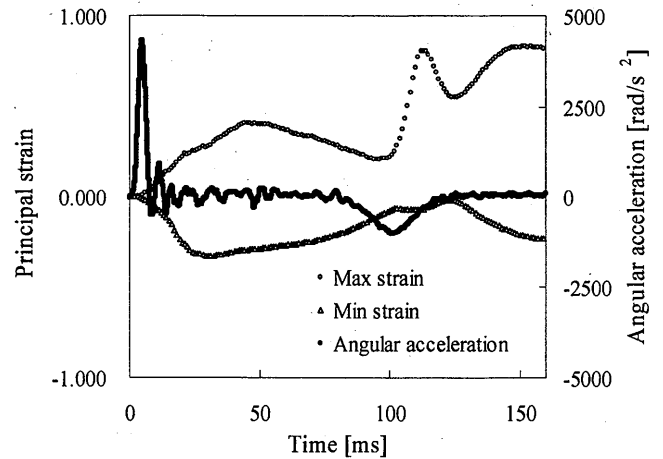


Fig.3 Angular acceleration of skull part and principal strain at P1

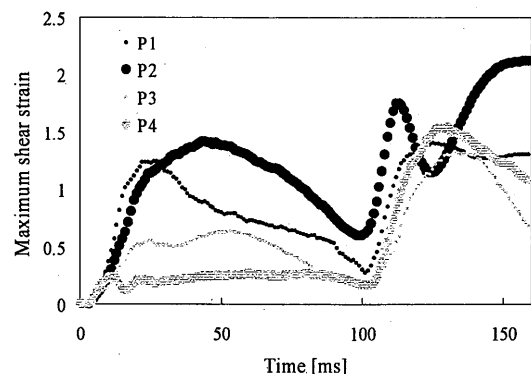


Fig.4 Maximum shear strain at P1, P2, P3, P4

#### 参考文献

- (1) Margulies S.S et al, A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man, *Journal of Biomechanics*, Vol.25, pp.917-923(1992)
- (2) Margulies S.S et al, Physical model simulations of brain injury in the primate, *Journal of Biomechanics*, Vol.23, pp.823-836(1990)
- (3) D.R.S. Bradshaw et al, Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact, *Journal of Biomechanics*, Vol.34, pp.85-94(2001)
- (4) J.K. Yang et al, Development and validation of human-body mathematical model for simulation of car-pedestrian collisions, *Proceedings of IRCOB conference*, pp.133-149(1997)
- (5) Blumberg, P. et al, Diffuse axonal injury in head trauma, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, pp.838-841(1989)