

A17 脳ひずみ分布に対する形状因子の影響

Influence of the brain shape and structure on the strain distribution

○ 丹治 和也 (金沢大院) 正 宮崎 祐介 (金沢大)
 正 穴田 賢二 (金沢大院) 正 立矢 宏 (金沢大)
 正 放生 明廣 (金沢大) 阪本 雄一郎 (佐賀大)

Kazuya TANJI, Kanazawa University, Kakuma, Kanazawa, Ishikawa
 Yusuke MIYAZAKI, Kanazawa University
 Kenji Anata, Kanazawa University
 Hiroshi TATIYA, Kanazawa University
 Akihiro HOJO, Kanazawa University
 Yuichi SAKAMOTO, Saga University

The purpose of this study is to examine the influence of the brain shape and structure on the strain distribution by comparing the distribution of the two differently-shaped head physical models in rotational impact. One of the brain model used in this study was shaped actual human brain including the cerebral sulci, gyri and ventricles. The other was simple-shaped model removed those structures. Each model was exposed to angular acceleration by impactor collision causing 4500rad/s^2 peak rotational acceleration with 8ms pulse duration. After rotating 60 degree, two models were decelerated with 1500rad/s^2 peak, 30ms duration. As the results of experiments, the maximum principal strain at the corpus callosum in real-shaped model was larger than the simple-shaped model. And the concentrations in base of the sulci were also observed in the real-shaped model. Therefore it was clarified that the brain shape such as the cerebral sulci and corpus callosum affect the strain distribution.

Keyword: Impact Biomechanics, Brain Injury, Head Physical Model, Actual Shape

1. 緒言

スポーツ事故, 転倒事故, 交通事故などにおいて頭部外傷により多くの死傷者が発生している。例えば, 交通事故における 2009 年の死者の状況では, 頭部外傷による死者は全死者の約半数を占め⁽¹⁾, そのメカニズムを解明することが安全な社会を構築する上で重要となる。

重篤な頭部外傷のひとつとして, びまん性軸索損傷 (Diffuse Axonal Injury: DAI) が挙げられる。DAI は, 頭部に回転衝撃を受けることにより発生する傷害と考えられている。また, 病理学的には, 主に傍矢状部の大脳半球白質に軸索損傷がみられ, さらに重症化すると大脳半球白質の広範囲にわたる軸索損傷と, 特に脳梁において肉眼識別可能な病巣がみられるということが知られている。

このような損傷発生部位には, 複雑な脳溝や中空構造の脳室のような脳の特徴的な形状が影響すると考えられるが, その影響はまだ明らかにはなっていない。これまでに, MRTagging による動物被験者実験, 有限要素モデルのようなコンピュータモデル, 物理モデルが用いられ研究が行われてきた。例えば, コンピュータモデルによる研究では, 西本ら⁽²⁾は前額断面の二次元頭部有限要素モデルを用いて, 脳室および脳表層部の脳回や脳溝を有するモデルとそれらが存在しないモデルを作成し, 脳固有の形状が脳の応力分布におよぼす影響について検討し, その影響が大きいことを示した。一方, Ho ら⁽³⁾は三次元頭部有限要素モデルを用いて, 脳表層部の脳回や脳溝が脳のひずみにおよぼす影響について検討し, 脳溝の存在によるひずみの緩和効果が存在すると結論づけた。このようにコンピュータモデルによる研究では, そのモデル化の方法により脳形状が脳に作用するひずみにおよぼす力学的影響が異なっている。その原因として頭蓋と脳の相対運動を再現可能な材料非線形, 流体-固体連成系といった計算手法の精度の問題が存在し, その手法の是非について議論が行われている段階である。コンピュータモデリングの観点からは, 複雑な脳形状のモデル化の必要性の有無は, 脳外傷発生メカニズムの点だけではなく, モデルの粒度決定に

においても重要な情報であるため, その影響について明らかにする必要がある。

人体の頭部形状を模擬した実験モデルである物理モデルを用いてびまん性軸索損傷の発生メカニズム, 傷害基準の提案もおこなわれてきた。Margulies らは⁽⁴⁾, 前額面上に切断した実際の人体頭蓋骨に対し, シリコンゲルを注入・硬化させることで脳を模擬した頭部物理モデルの製作を行い, びまん性軸索損傷の傷害基準を提案した。脳の形状因子と脳のひずみとの関係に関する先行研究としては, Ivarsson らは⁽⁵⁾, 矢状面上に切断した頭蓋骨の頭蓋底や脳の小脳, 脳室などを単純な形状で再現した頭部物理モデルを製作し, 脳室はひずみの緩和効果を発揮するとの結論を得た。さらに, Bradshaw ら⁽⁶⁾は, 単純な大脳鎌および脳溝を模擬した円筒形状の頭部物理モデルを製作し, 脳溝の存在によるひずみの緩和効果を観測した。しかし, これらの研究ではモデルの脳形状を単純化したことにより, 実人体の脳とひずみ分布が異なる可能性があると考えられる。

著者らは頭部の医用画像から CAD/CAM 技術を利用し, 実人体の脳, 頭蓋骨形状を再現した頭蓋骨-脳脊髄液-脳-大脳鎌を有する物理モデルを構築した⁽⁷⁾。さらに, 本モデルに回転衝撃を与えることにより, 実事故における DAI 頻発部位である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, 本モデルの実外傷再現性が高いことを示した。しかしながら, 脳溝や脳室のような脳が有する特徴的な形状が脳のひずみ分布におよぼす影響については検討していない。

そこで, 本稿では, 人体の脳形状に忠実なモデルと脳室, 脳回や脳溝などを除いた単純形状モデルを用いて回転衝撃実験を行うことにより, 脳の形状因子が脳のひずみ分布におよぼす影響について明らかにすることを目的とした。

2. 頭部物理モデルの構築および回転衝撃実験装置の製作

2.1 頭部物理モデルの構築方法

本稿で用いた頭部物理モデルは, 実人体の頭蓋内構造を忠実に再現したモデルであり⁽⁷⁾, 頭蓋骨, 脳, 大脳鎌, 脳脊髄

液の四組織を模擬したものである。また、頭部物理モデルは側方からの衝撃における DAI 好発部位の変形計測を可能にするため、頭部を脳室や脳梁を含む前額面で切断し、これら構造周辺のひずみ計測を可能とした切断モデルである。

頭部物理モデルは頭蓋骨部と脳部モデルに分けて製作を行ったもので、頭蓋骨部モデルは成人男性の CT 画像より構築された頭蓋骨の三次元 CAD データを基に、五軸加工機によりポリカーボネートを切削加工することで製作されている。また、図 1.(a)に示すように頭蓋骨部に右脳と左脳間に存在し脳の変形を拘束する大脳鎌をモデル化するため、実人体の特性とヤング率と膜厚が等価なポリウレタンシートが用いられている⁽⁷⁾。

脳部モデルは、脳室や脳回、脳溝といった実人体の脳の特徴的な形状を忠実に再現したモデル（以下、実形状脳モデル）とそれらを除去したモデル（以下、単純形状脳モデル）の二種類の製作を行った。まず、頭蓋骨部モデルと同一被験者の頭部 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(株):SOUPH600GS)により脳の型を製作した。なお、三次元 CAD データ作成時に、実形状脳モデルでは複雑な脳形状を忠実に抽出したが、単純形状脳モデルでは脳室や脳溝を除去して抽出を行った。その型に実人体と動的粘弾性特性および密度がほぼ等価なシリコンゲル(Dow Corning:Sylgard527)を注入し、硬化させた⁽⁷⁾。図 1.(b)に示すように、実形状脳モデルは右脳、左脳、脳室、大脳縦裂や脳溝などの脳のひずみ分布に影響をおよぼしうる特徴的な形状を再現できていることがわかる。また、図 1.(c)に示すように、単純形状脳モデルは、右脳と左脳が存在し大脳縦裂は存在するが、それ以外の脳室や脳溝をモデル化していないことがわかる。なお、脳の変形挙動を計測するために、両モデルをシリコンターナーにより黒色に着色し、白色の計測点を塗布した。

さらに、頭蓋骨モデルに脳モデルを挿入する際に、両モデルの間隙を水で満たすことにより脳脊髄液を模擬している。これにより脳部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。

2.2 回転衝撃実験装置

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固定し、バネの弾性エネルギーを利用することにより打ち出

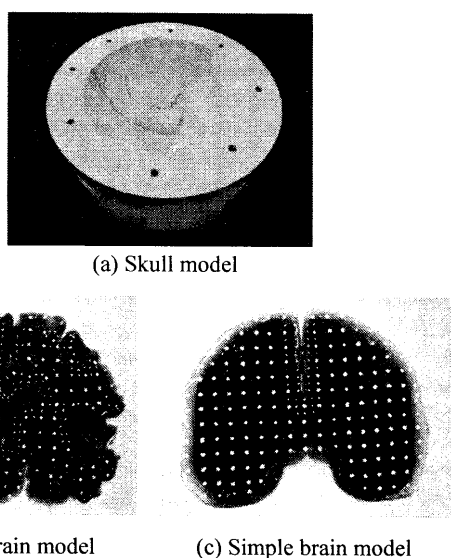


Fig.1 Head physical model

したインパクトを回転板のアームに衝突させる。それにより回転板が回転し、頭部物理モデルに直衝撃ではなく、非衝突による回転衝撃が加わる。頭部物理モデルは側頭方向の衝撃を負荷できるように、回転板にボルト締結されている。なお、回転中心は頭部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。回転板の回転角度は、頸部の OC 関節周りの可動域を考慮し⁽⁹⁾、60°の地点でウレタン発泡ゴムを取り付けたポールに衝突し、反発するようにした。

3. 計測方法

3.1 頭部物理モデルに加わる角加速度計測

頭部物理モデルに生ずる角加速度の時刻歴は、頭部物理モデルの回転中心から半径方向 50mm の位置に取り付けた一軸加速度計(東京測器研究所: ARE-A1000)により計測した接線方向の加速度時刻歴より算出した。接線方向加速度を回転中心からの距離で除することで、頭部物理モデルに加わる角加速度の算出を行なった。また、角速度は得られた角加速度を数値積分することにより算出した。

3.2 脳モデルの変形計測

図 2 に示したように頭部物理モデルの上方から高速度カメラ(カトウ光研株式会社:k-III)により回転衝撃を受ける頭部物理モデルの脳の変形挙動を 1000fps、解像度 1280×1024pixel の条件で撮影した。

脳断面上のひずみ解析を行うために、図 3 に示すように、白色計測点の変位を計測した。実形状脳モデルでは 307 点、単純形状脳モデルでは 218 点の計測点を設定した。次に、図 4 に示すように各計測点を頂点とする三角形要素に分割し、各要素のひずみを算出した。まず、各要素の三頂点のマーカセットから構成される領域を設定した。ここで、三頂点のマーカセットの関係は図 5 に示すようになり、変形勾配テンソル F を変形前の状態 dX と変形後の状態 dx の関係より求めることができる。さらに、変形勾配テンソル F を以下の式(1)に代入することで Green-Lagrange ひずみ G を算出した。

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

ここで I は単位テンソルである。Green-Lagrange ひずみテンソルより、最大主ひずみの算出を行った。なお、実形状脳モデルの要素数は 455 要素、単純形状脳モデルは 364 要素である。

以上の方法により求めた各要素のひずみを可視化するために、各要素のひずみ値を要素の重心に配置し、線形補間を行い、ひずみ分布の再計算を行った。また、モデルの境界のひずみ値は、その点を構成頂点とする複数の要素のひずみを平均化することにより定義した。

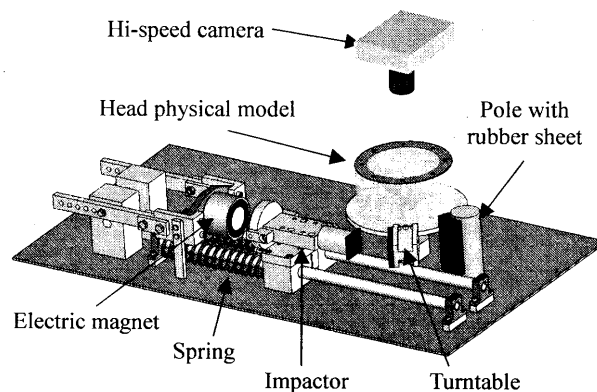
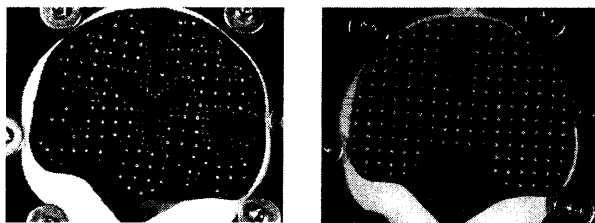
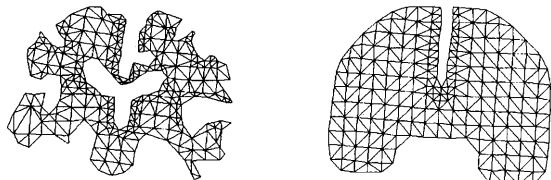


Fig.2 Experimental apparatus



(a) Actual brain model (b) Simple brain model
Fig.3 Measurement points for each model



(a) Actual brain model (b) Simple brain model
Fig.4 Plane triangulation

4. 回転衝撃実験結果

4.1 入力波形

図6に頭部物理モデルに加わる角加速度および角速度時刻歴を示す。頭部物理モデルにはインパクト衝突時に最大約 4500rad/s^2 、持続時間約 8ms の角速度パルスが生じ、約 60ms 後に可動域限界に到達すると最大約 1500rad/s^2 、持続時間約 30ms の減速度パルスが生じた。また、角速度時刻歴より、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 -5rad/s の等角速度運動により反転した。

4.2 実形状・単純形状脳モデルのひずみ分布

図7に各時刻における実形状脳モデルの最大主ひずみ分布、図8に単純形状脳モデルの回転衝撃中の最大主ひずみ分布を示した。図7より、持続時間 8ms の角加速度パルスの負荷の終了後である 10ms ごろより頭蓋骨部と一緒に回転を始めた大脳鎌の頭蓋骨との結節点が、左側頭葉に衝突しひずみが生じているものの、脳全域では顕著なひずみは生じていない。角加速度パルスの作用時間に対して遅れて脳のひずみが発生することは頭蓋骨と脳の相対運動が生ずるためであることが前報と同様改めて確認された。その後、頭蓋骨の角速度が定常状態になる $20\text{ms}\sim 50\text{ms}$ においても、右側頭葉にひずみが生じていることがわかる。特に右側頭葉下部の脳溝の谷の先端におけるひずみ集中が観測された。またこのとき、脳梁および、右側頭葉上部に脳溝を起点にひずみ集中が観測された。その後、脳全域にわたりひずみ値は小さいが、これは前報同様脳と頭蓋骨の相対回転速度が小さくなるからである。その後頭蓋骨が可動域限界に到達した後の 80ms 以降に再び大きな変形が生じ、左側頭葉、脳梁および左上部の脳溝の谷を起点に脳深部に至る大きいひずみが生じた。

図8より、単純形状脳モデルのひずみ分布は各時間において頭蓋骨内面と接触する脳表において大きく、脳深部では比較的小さかった。また、脳梁に相当する位置においてはひずみ集中は生じるものの実形状脳モデルよりも小さく、同様にその他の領域において生じるひずみも実形状脳モデルに比べて小さいことがわかる。

4.3 特徴領域のひずみ時刻歴

脳形状因子がひずみ分布に及ぼす影響を定量的に比較するため、図9において丸で囲まれた特徴領域における最大主ひずみの時刻歴の比較を図10に示した。なお、図10のひずみの時刻歴は、図9の特徴領域内で黒く塗りつぶされた代表要素のものを示している。実形状脳モデルにおいては脳梁と脳室の影響が現れると考えられる脳梁、および脳溝の影

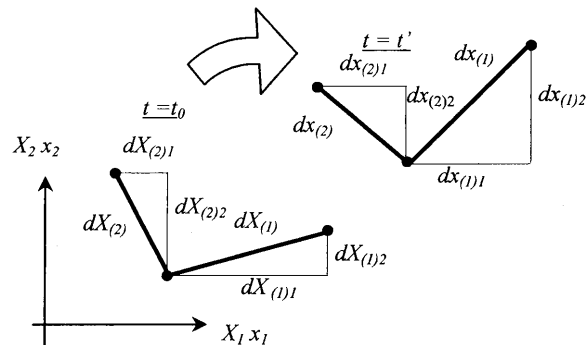


Fig.5 Marker positions at t_0 and at t'

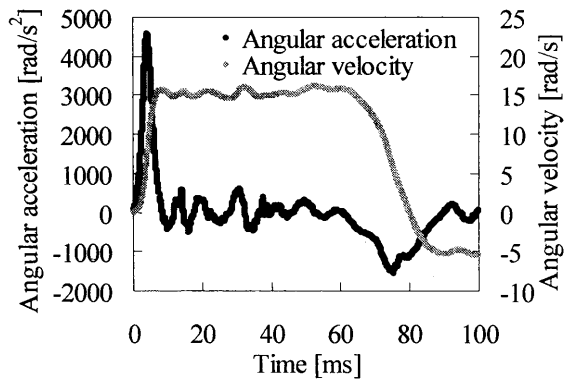
響が現れると考えられる脳溝の谷の要素を代表要素とした。また、単純形状脳モデルに関しては、実形状脳モデルにおいて選択した要素とほぼ同位置の要素を代表要素として選択した。

図10.(a)より、脳梁において実形状脳モデルに生じた最大主ひずみは脳室を再現していない単純形状脳モデルにおけるひずみよりも大きいことがわかる。また図10.(b)~(e)より、脳溝の谷においては、右脳側はインパクト衝突時、左脳側では可動域限界到達以降に、単純形状脳モデルよりも実形状脳モデルのほうがより大きな最大主ひずみが生じていることがわかる。なお、図示していない各特徴領域内の他の要素の時刻歴に関しても、同様な傾向を示した。

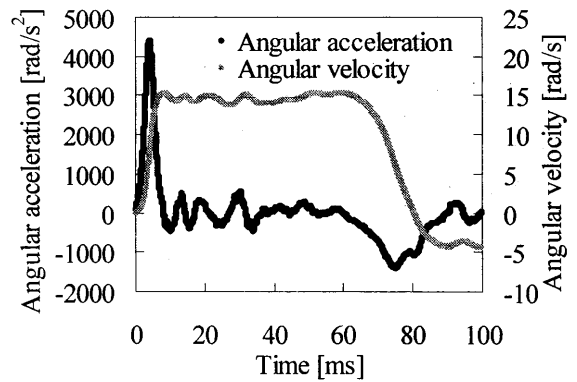
5. 考察

実験結果より、大脳縦裂に加えて脳室を再現している実形状脳モデルでは、脳室を再現していない単純形状脳モデルと比較してひずみ集中が生じ、かつその値は顕著に大きかった。これより、側方衝突時において、脳にある大きな切欠き先端である大脳縦裂に接する脳梁は、中空構造である脳室の存在によりひずみ集中がより顕著になると考えられる。脳室が脳のひずみ分布におよぼす影響に関する先行研究では、西本らは脳室の影響による脳梁におけるひずみ集中を示しており、本研究の結果と一致した。また、病理学的基準としての GradeII 以上の DAI において、脳梁に病巣が生ずることが知られており⁽¹⁰⁾、これは実形状脳モデルから得られた結果と一致する。また、複雑な脳形状の影響でさまざまな位置の脳溝の谷付近から脳深部に至る領域において高ひずみ領域が観測されるが、単純形状モデルでは脳深部よりも脳表付近においてひずみが大きかった。脳溝を起点として脳深部に至る大ひずみ領域が大脳白質内に広範囲に発生する軸策損傷の発生に影響する可能性がある。以上のことから、コンピュータモデルや物理モデルを用いた脳外傷発生メカニズムに関する研究において、脳の変形挙動を再現するためには、脳溝や脳室といった脳特有の形状因子が重要となり、その影響の考慮が必要である。

なお、実形状脳モデルと単純形状脳モデルに共通する傾向として、頭蓋骨部が可動域限界に到達し頭部に減速度が作用する場合に、左側頭葉において頭蓋底との接触点を起点に脳深部に至る広領域で大きなひずみが生じた。これは頭蓋底との接触により反転を開始する脳表と慣性により運動を続ける脳深部との間にねじり変形が生じたためである。したがって減速時における脳のねじり変形が重症脳外傷の発生メカニズムとして重要であると考えられる。しかし、本稿で用いたモデルでは減速時に重要と考えられる頸部特性を十分にモデル化できてはいないため、本現象の解明は今後の課題となる。また、本稿で用いた頭部物理モデルは冠状断面の切断モデルであるため、脳幹が拘束されておらず、実人体における相対運動よりも過大になっている可能性があり、今後は脳幹による拘束を再現する必要がある。



(a) Actual brain model



(b) Simple brain model

Fig.6 Time-histories of angular acceleration and angular velocity of skull part provided each model

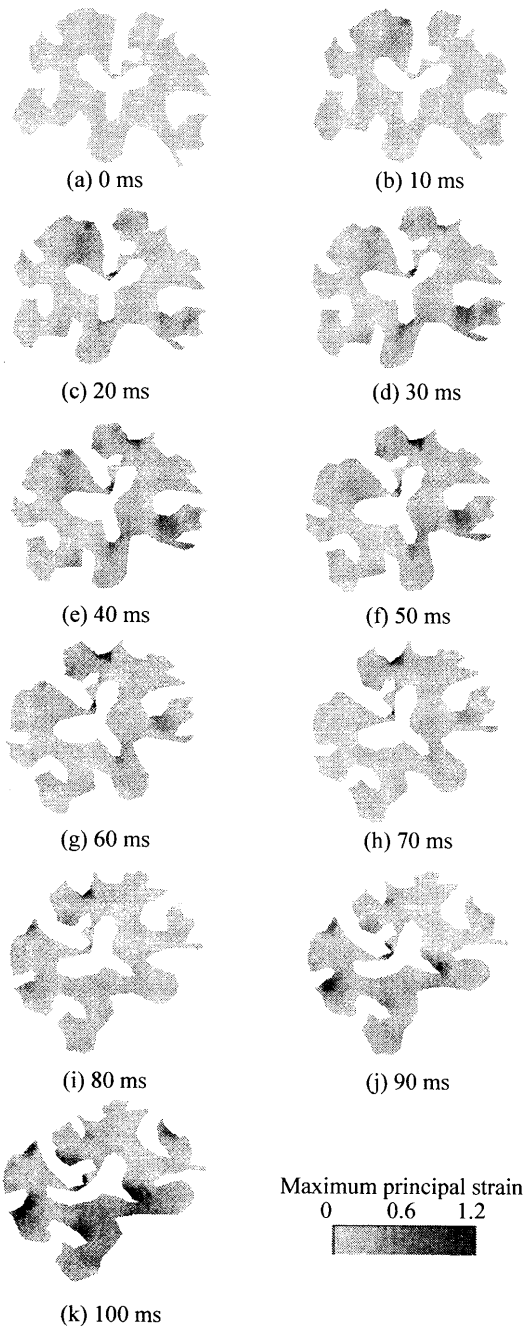


Fig.7 Distribution map of maximum principal strain of actual brain model

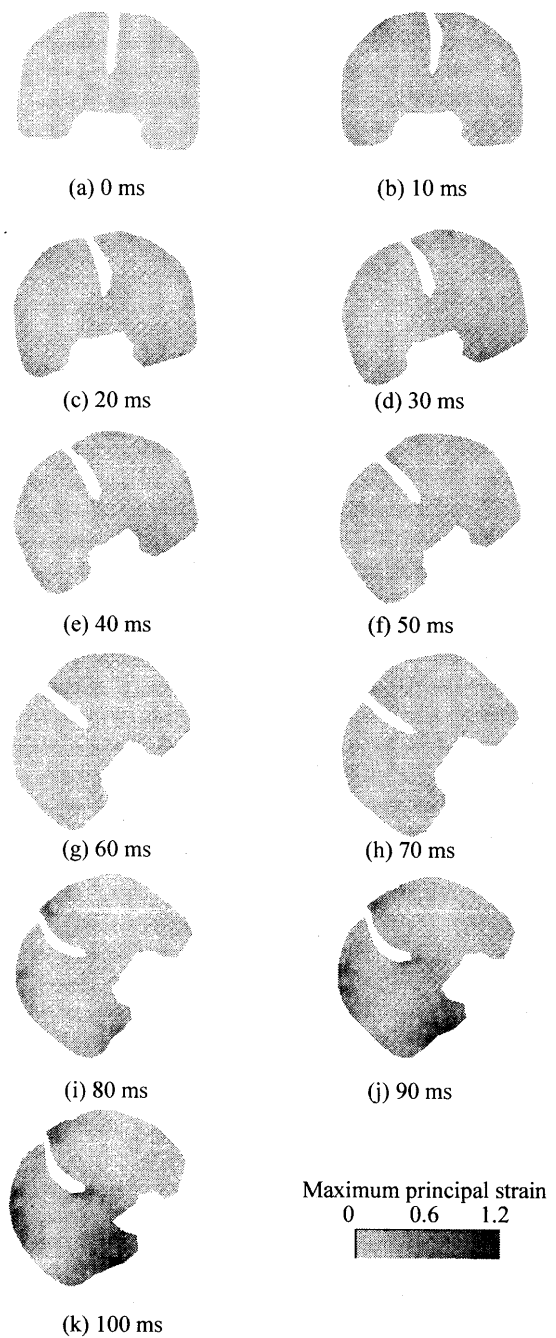


Fig.8 Distribution map of maximum principal strain of simple brain model

6. 結論

本研究では、脳ひずみ分布に対する脳形状因子の影響を検討するために、人体の脳形状に忠実なモデルと脳室や脳溝などを除いた単純形状モデルを用いて回転衝撃実験を行った。その結果、実形状脳モデルにおいて脳梁におけるより大きなひずみ集中と脳溝を起点に脳深部に至る大ひずみ領域が観測され、病理学的基準における DAI の病態と一致した。したがって脳外傷メカニズムを解明する上で、脳室や脳溝といった脳特有の形状因子が重要であり、コンピュータモデリングや物理モデルの構築においてもその影響を考慮する必要があると考えられる。

7. 文献

- (1) National Police Agency, Traffic accidents situation in 2008, (2009)
- (2) Nishimoto, T et al, Stress Distribution of Brain under Rotational Impact (Finite Element Analysis of Diffuse Axonal Injury), Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A, Vol.62, No.601(1996), pp.2109-2115
- (3) Ho, J. et al, Can sulci protect the brain from traumatic injury?, Journal of Biomechanics, Vol.42, pp.2074-2080(2009)
- (4) Margulies, S.S et al, Physical model simulations of brain injury in the primate, Journal of Biomechanics, Vol.23, pp.823-836(1990)
- (5) Ivarsson, J. et al, Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection on the brain, journal of Biomechanics, Vol.33, pp.181-189(2000)
- (6) 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)
- (7) 穴田賢二, 宮崎祐介, 立矢宏, 放生明廣, 坂本雄一郎: 実形状頭部物理モデルの脳部変形計測, 日本機械学会第21回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, No.08-53, pp.477-478(2009)
- (8) インパクトバイオメカニクス部門委員会, 工学技術者と医療従事者のためのインパクトバイオメカニクス～交通事故で人はどのようにして怪我をするのか?～, 社団法人自動車技術会, (2006)
- (9) 林毅, 頭部衝撃に対する人体許容限界の理論 (頭部衝撃とその緩衝の力学的研究-第3報), 自動車技術会春季学術講演会前刷集, (1970)
- (10) 窪田惺, 脳神経外科バイブルⅢ 頭部外傷を究める

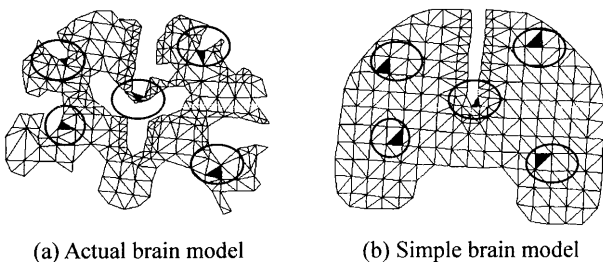


Fig.9 Representative triangular elements in the feature region of each brain model

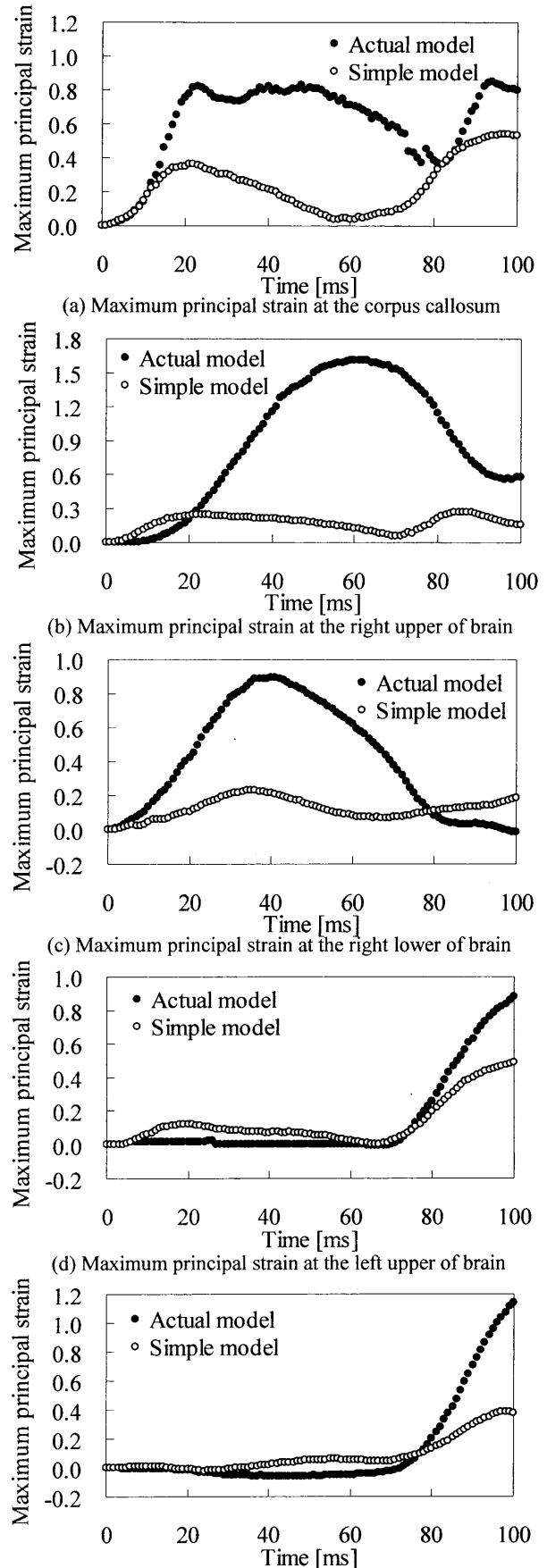


Fig.10 Comparison of maximum principal strain between actual brain model and simple brain model at the representative triangular element