

三次元頭部実体モデルによる脳深部ひずみ分布の計測と脳形状因子の影響*

穴田 賢二^{*1}, 宮崎 祐介^{*2}, 丹治 和也^{*3}
立矢 宏^{*4}, 放生 明廣^{*4}, 阪本 雄一郎^{*5}Influence of Brain Shape Factors on the Strain Distribution within Deep Brain
by Using Three Dimensional Physical Head ModelKenji ANATA^{*1}, Yusuke MIYAZAKI, Kazuya TANJI
Hiroshi TACHIYA, Akihiro HOJO and Yuichiro SAKAMOTO^{*1} Kanazawa University, Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, Japan

The purpose of this study is to clarify the strain distribution within deep brain and influence of brain shape factors on the strain distribution by using three dimensional physical head models during rotational impact. Three different shaped brain models were constructed; actual human brain shape model, no-ventricle model and simplified shape model. Angular acceleration pulse, whose peak of 4500 rad/s^2 with 8 ms pulse duration, was induced to the models. After rotating 60 degree, all models were decelerated with 1500 rad/s^2 peak with 30 ms duration. As for the strain distribution within deep brain inducing actual human brain, strain concentrations were measured at corpus callosum and brain stem. This was due to constraint of cerebrum brain rotational motion by falx and tentorium and hollow shape of ventricle. The maximum principal strain at brainstem in no-ventricle brain model was larger than the actual brain shape model. However the strain distributed near the corpus callosum in no-ventricle brain model was smaller than the actual brain shape model. The strain in the simplified brain shape model was smaller compared with other brain models. Therefore the cerebral ventricle relieved strain at brainstem and increased the strain near the corpus callosum. On the other hands, the sulci has a influences of increasing strain within deep brain.

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

1. 結 論

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 2010 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る⁽¹⁾. 重篤な頭部外傷の一つとして, びまん性軸索損傷 (Diffuse Axonal Injury : DAI) が挙げられる. DAI は, 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⁽²⁾. このような損傷発生部位には, 脳外表の複雑な形状を構成する脳溝や脳深部の中空構造の脳室といった脳の形態的特徴が影響すると考えられているが, その影響はまだ明らかになっていない. 加えて, 傷害予測に寄与する頭部のコンピュータ・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, モデルの空間分解能の決定においても重要な情報であるため,

* 原稿受付 2011 年 12 月 4 日

^{*1} 正員, 金沢大学自然科学研究科 (〒920-1192 石川県金沢市角間町)^{*2} 正員, 東京工業大学大学院情報工学研究科情報環境学専攻 (機械系) (〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)^{*3} 金沢大学自然科学研究科^{*4} 正員, 金沢大学理工研究域機械工学系^{*5} 佐賀大学医学部 (〒840-8502 佐賀県佐賀市本庄町 1 番地)

E-mail: anada@kyod.ms.t.kanazawa-u.ac.jp



その影響について明らかにする必要がある。

脳室および脳溝といった脳形状因子が回転衝撃中の変形挙動におよぼす影響を解明するために、コンピュータ・モデル、実体モデルが用いられてきた。しかし、これらの研究において、その影響に関して相反する結論が導かれている。Cloots ら⁽³⁾は脳溝周辺の詳細化コンピュータ・モデルにより、脳溝のひずみ増大効果について示した。一方で、Ho ら⁽⁴⁾はMR画像から構築した詳細三次元モデルにより、脳溝のひずみ緩和効果を示した。また、西本ら⁽⁵⁾は冠状面切断有限要素モデルにより、脳室の存在は脳室周囲の応力集中に影響はないことを示した。

頭部実体モデルによる研究では、Ivarsson ら⁽⁶⁾は形状を単純化した矢状面切断モデルにより脳室のひずみ緩和効果を示した。Bradshaw ら⁽⁷⁾は、形状を単純化した冠状面切断モデルにより脳溝によるひずみ緩和効果を示した。以上のように、従来研究では脳溝もしくは脳室のひずみ増大・緩和の相反する結論が示されているのが現状である。このような見解の相違は、コンピュータ・モデルでは、計算力学的に困難な頭蓋骨と脳の相対運動を再現可能な材料非線形、流体-構造連成系といった計算手法の精度の問題が存在することに起因すると思われる。例えば、脳脊髄液は脳室内を満たし、脳溝周囲を覆っている。ここで、実際には異なる脳と脳脊髄液の材料特性をほぼ同様と仮定して計算した場合、脳室や脳溝といった脳形状因子が脳変形挙動におよぼす影響を正確に再現することは困難となることが予想される。また、実体モデルを用いた研究では、脳室や脳溝などを有する複雑な脳形状を円筒などで単純化したモデルを用いていることによると思われる。

これまでに著者らは、頭部の医用画像からCAD/CAM技術を利用し、実人体の脳、頭蓋骨形状を忠実に再現した頭蓋骨、脳脊髄液、脳および大脳鎌を有する頭部実体モデルを構築した⁽⁸⁾。しかし、前報のモデルは、従来研究同様、計測面で切断したモデルであるため、頭蓋骨および脳の三次元形状は保たれていない。さらに、脳幹の拘束や小脳テントが再現されておらず、拘束条件が実人体とは異なるといった課題が存在した。

そこで本稿では、実人体頭蓋内の三次元形状と構造を再現し、かつ脳深部のひずみ計測が可能な頭部実体モデルの構築を行い、回転衝撃時の脳深部の変形挙動を計測することを第一の目的とする。さらに、脳室および脳溝といった脳形状因子が回転衝撃時の脳深部ひずみにおよぼす影響について検討することを目的とした。

2. 三次元形状・構造を再現した頭部実体モデルの構築

2・1 頭部実体モデルの構築方針

従来の実体モデルでは、頭蓋骨および脳形状を円筒などの単純形状としてモデル化されてきた⁽⁶⁾⁽⁷⁾。一方で著者らは、実人体の頭蓋骨および脳形状を忠実に再現した頭部実体モデルを構築した⁽⁸⁾。しかし、そのモデルは冠状面で切断されたモデルであるため、実人体の三次元構造による拘束条件とは異なっていた。

回転衝撃時の脳変形挙動を正確に再現するためには、頭部実体モデルの構造として、脳溝や中空構造の脳室のような脳の複雑形状、大脳鎌や小脳テントのような脳変形に影響をおよぼすと考えられる拘束構造が含まれかつ脳と接触する非対称な頭蓋内面形状を有していることが求められる。加えて、頭蓋と脳の相対運動を模擬するため、脳脊髄液を再現する必要がある。

以上のことを考慮し、本研究では、頭部医用画像から構築される頭蓋骨や脳の三次元形状データより、(1)実人体に忠実な頭蓋内面形状と(2)脳溝や脳室のような複雑な脳形状を三次元的に再現した脳部、(3)脳変形の拘束効果を有する大脳鎌や小脳テント、(4)密閉した頭蓋骨内を満たす脳脊髄液を模擬した頭部実体モデルを構築することとした。また、回転衝撃の脳外傷の一つであるDAIの好発部位および衝撃方向を考慮し、冠状面上の脳深部までは透過な脳モデルとし、側方衝撃における脳深部の変形計測を可能とする。なお、本研究で用いる頭蓋骨および脳の三次元形状データは、著者らが先行研究で作成したモデルを用いた⁽⁸⁾。

2・2 頭部実体モデルの構築

頭蓋骨部は、まず頭蓋骨の内面形状CADデータを基に、機械加工により頭蓋骨内面形状を有する型の製作を行った。次に、その型にエポキシ樹脂を注入、硬化させることにより頭蓋骨部モデルの製作を行った(図1)。図1(a)、(b)に示すように、頭蓋骨部モデルは前頭側と後頭側の2つのパーツから構成され、ゴムパッキンを介して両者は締結される。脳変形を拘束し、左右大脳を隔てる膜構造である大脳鎌と、大脳と小脳を隔てる小脳テントを、ポリウレタンシートによりモデル化した。表1に人体の硬膜⁽⁹⁾と本研究で使用したポリウレタンの厚さおよ

びヤング率の比較を示す. 本研究で用いたポリウレタンは人体の硬膜のこれらの特性とほぼ等しいことがわかる. なお, その形状は CT もしくは MR 画像から決定することは困難であるため, 解剖書⁽¹⁰⁾を参考にした. 大脳鎌および小脳テントモデルは, 実人体の拘束条件を再現するように, シリコン系接着剤により頭蓋骨部に接着することで容易に剥離しないようにした.

脳部は, 脳溝を含む複雑な脳形状の CAD データを基に, 脳モデルの型を光造形法(シーメット:SOUP II 600GS)により製作した. なお, 複雑な形状を有する脳モデルの脱型を容易にするために, 型を 24 個のブロックより構成した. この型に, シリコンゲル(Dow Corning: Sylgard527)を注入し, 真空脱泡させた後に常温硬化させた. その際, 中空構造である脳室を再現するために, 図 2 に示す脳室型を, ゼラチン(アイビス:クリスタルコラージュ)を用いて製作した. その型を脳モデルの型に埋め込み, シリコンゲルの硬化・脱型後, 水中で加熱することでゼラチンを溶出させ脳室を再現した. なお, 表 2 に本研究で用いたシリコンゲルと実人体脳⁽¹¹⁾の材料特性の比較のために, その密度および複素弾性率を示したが, これらの特性は実人体の脳と比較してそれほど差がないことがわかる. 脳深部のひずみ計測を可能にするため, 計測面より前頭側は透明, 計測面より後頭側は黒く着色した二色モデルとした(図 3). 計測面は, Grade II の DAI において病巣が発生する脳梁が確認できるように, 頭蓋骨モデルの眉間点から約 90mm の位置とした. 計測面全域には, 点間 8mm, 直径 2mm 程度の白色マーカを塗布した. なお, 本モデルは左右の最大幅 142mm, 最大高さ 141mm, 質量 970g であった. このような過程を経て構築された脳部モデルは脳溝・脳回を有する左右大脳, 小脳, 脳幹, 脳室の形状を忠実に再現したモデルである(図 3).

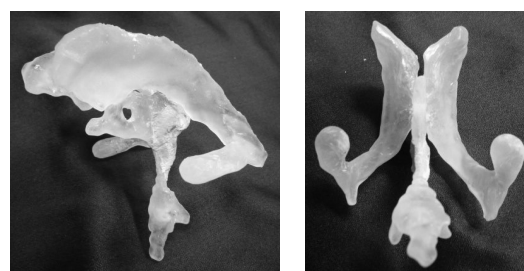
最後に, 頭蓋骨モデルに脳モデルを挿入し, 頭蓋内腔を 40vol%グリセリン水溶液で満たすことにより脳脊髄液を模擬した. これにより頭蓋骨と脳間の相対運動が生じる.

以上の過程により, 脳室および脳溝を含む脳の三次元形状を有し, かつ脳深部のひずみを計測可能な二色脳モデルと, 大脳鎌, 小脳テントが付着し, 頭蓋骨の三次元内面形状を再現した頭蓋骨モデルとその間隙を満たす脳脊髄液からなる頭部実体モデルを構築した.



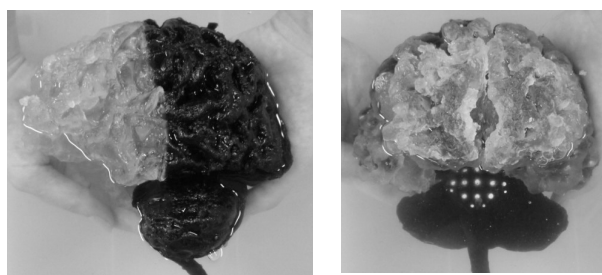
(a) Frontal part (b) Occipital part

Fig.1 Skull inner surface model



(a) Side view (b) Bottom view

Fig.2 Ventricle model



(a) Side view (b) Front view

Fig.3 Actual shape brain model

Table 1 Comparison of material properties for human falx and tentorium cerebelli with those of the physical model

Material property	Human body ⁽⁹⁾	Physical model
Thickness [mm]	0.58±0.03	0.50
Young's modulus [MPa]	21.3-71.1	39.8

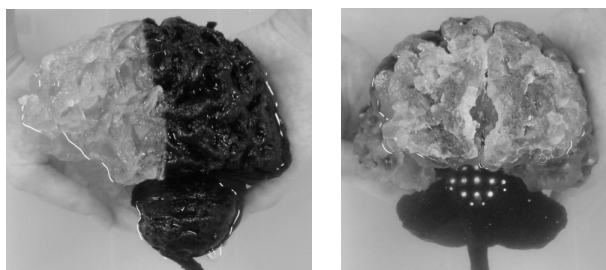
Table 2 Comparison of material properties for human brain with those of the physical model

Material property	Human body ⁽¹¹⁾	Physical model
Density [kg/m ³]	1040	970
Complex elastic modulus [kPa] (Frequency at 10 Hz)	0.7-1.3	1.4

2・3 形状簡素化脳モデルの製作

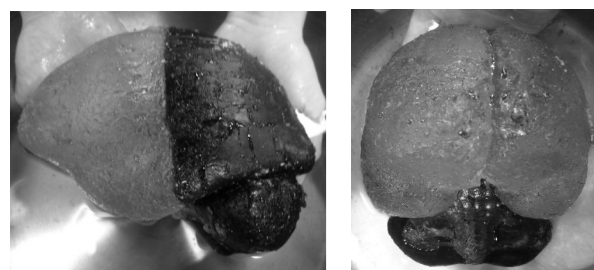
回転衝撃時の脳変形挙動に影響をおよぼすと考えられる脳形状因子として、脳深部中央に存在し脳の中空構造を構成する脳室、脳表の複雑形状を構成する脳溝が考えられる。そこで、それらの影響を明らかにするため、実形状脳モデルから脳室のみを除去したモデル（以下、脳室省略化脳モデル）、脳室に加え脳溝も除去したモデル（以下、脳室・脳溝省略化脳モデル）の二種のモデルも構築した。

脳室省略化脳モデルは、実形状脳モデルと同一の型を用いて製作した。この際、脳室型を挿入せずにシリコンゲルを注入、硬化させることで、中実な脳室省略化モデルを構築した(図4)。脳室・脳溝省略化脳モデルは、医用画像から三次元再構成したCADモデルを構築する過程において、脳室および脳溝を省略して構築した(図5)。いずれのモデルも同一のシリコンゲルを用いて製作を行い、計測面より前頭側は透明、後頭側は黒く着色した二色モデルとした。計測面全域には、点間8mm、直径2mm程度の白色マーカを塗布した。



(a) Side view (b) Front view

Fig.4 Without ventricle brain model



(a) Side view (b) Front view

Fig.5 Without ventricle and sulci brain model

3. 回転衝撃実験装置および計測方法

3・1 回転衝撃実験装置

回転衝撃実験装置は前報⁽⁸⁾とほぼ同一構造である(図6)。2本の弾性バネにより発射されるインパクトが、頭部実体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により、頭部実体モデルに矢状軸周りの回転運動が与えられる。回転中心を本実体モデルの重心上に設定し、一軸周りの回転運動のみが生じるようにした。回転板は60°回転した後に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。

3・2 計測方法

3・2・1 頭部の角加速度

頭部実体モデルに作用する角加速度の時刻歴は、頭部実体モデルの回転中心から半径 50mm の位置に取り付けた一軸加速度計(東京測器研究所: ARE-1000A)により計測された接線方向の加速度時刻歴を、以下に示す式 (1) に代入することにより算出した。

$$\ddot{\theta} = \frac{\alpha}{l} \quad (1)$$

ここで、 $\ddot{\theta}$ は角加速度、 α は接線加速度、 l は回転中心から加速度計取り付け位置までの距離である。また、角速度は得られた角加速度を数値積分することで算出した。なお、本研究では Ommaya⁽¹²⁾ や Lowenhielm⁽¹³⁾ が提案している解剖学的重症度 AIS5+ の脳外傷発生基準である最大角加速度 4500rad/s^2 を目標とした。

3・2・2 脳深部ひずみ

三次元形状を有する頭部実体モデルにおいて、脳深部の変形挙動を可視化するためには、二つの課題が存在する。一つ目として、脳外表からの脳深部に存在する計測面の視認を可能にすること。二つ目として、頭蓋骨モデル外部から脳深部の変形挙動の観測を可能にすることが挙げられ、これらの課題を解決する必要がある。

まず、脳外表から脳深部に存在する計測面の視認を可能にするため、前章で示したように、脳深部の計測面までの脳モデルを透明のシリコンゲルにより製作した。しかし、脳は脳溝や脳室により複雑形状をしており、脳外表から脳深部の計測面を鮮明に視認することは困難である。そこで、脳モデルを覆う脳脊髄液にシリコンゲルと同一の屈折率を有するグリセリン水溶液を用いることで、脳外表から脳深部の視認を可能にした。なお、脳脊髄液は血漿に似た液体であり、成分の大半は水が占める⁽²⁾ことから、本稿では脳脊髄液と水は特性が等しいと仮定した。ここで、水よりも粘度の高いグリセリン水溶液を用いたことによる脳変形挙動への影響が考えられる。そのため、著者らが過去に構築した頭部実体モデルを計測面で切断したモデル⁽⁸⁾において、脳脊髄液モデルに両者を用いて実験を行った。その結果、グリセリン水溶液を用いた場合、局所的には複数の計測点において平均で約 25%ひずみが小さくなる一方で、巨視的には脳変形挙動に大きな影響はみられないことを確認している。

次に、頭蓋骨モデルおよび脳モデルは複雑な三次元形状を有しているため、頭蓋骨モデル外部から脳深部の変形挙動を観測することは困難である。そのため、頭蓋骨モデル中心に穴加工を施し、脳モデルと接触しないように頭蓋骨内にボアスコープ(ミルス・システムズ:リジットスコープ $\phi 5.8\text{mm}$ 直視 100°)を挿入することで、脳深部の変形挙動計測を行うこととした。ボアスコープと高速度カメラ(カトウ光研株式会社:k-III)を、C マウントアダプタを介して結合することで、高速撮影を行えるようにした。なお、ボアスコープの画角制限から、計測可能範囲は頭蓋骨モデルの中心から直径 79mm である。また、ボアスコープのレンズ収差および屈折の影響を補償するために、点間 6mm、点数 676 個のキャリブレーションシートを用いて画像補正を行い、この時のレンズ収差係数を算出した。この係数を用いて、実験で得られた画像を補正することによりボアスコープによるレンズ収差の影響を補償した。

回転衝撃中の脳変形挙動は 500fps、解像度 $1280 \times 1024\text{pixel}$ の条件で撮影した。デジタル画像相関法により、脳モデルの計測面上に白色で塗布した点の変位計測を行った。例えば、実形状脳モデルでは、計測断面上に図 7 に示すように 144 個の三角形要素を定義し、得られた各点の変位の関係より各要素内の変形こう配テンソル \mathbf{F} を求め、以下の式より、Green-Lagrange ひずみテンソル \mathbf{G} を算出した。

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

ここで、 \mathbf{I} は単位テンソルである。

神経細胞間を結する軸索は、ひも状であるため、引張の最大主ひずみにより損傷するとの仮説が存在する⁽⁴⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。そこで本稿では、式(2)より算出した Green-Lagrange ひずみテンソルより、最大主ひずみの算出を行い、評価することとした。求めた主ひずみ値を図 7 に示した各三角形要素の重心に配置し、重心間は線形補間を行うことによりひずみ分布図の作成を行った。なお、三角形要素の外周の点は、その点を含む要素のひずみ値の平均値とした。

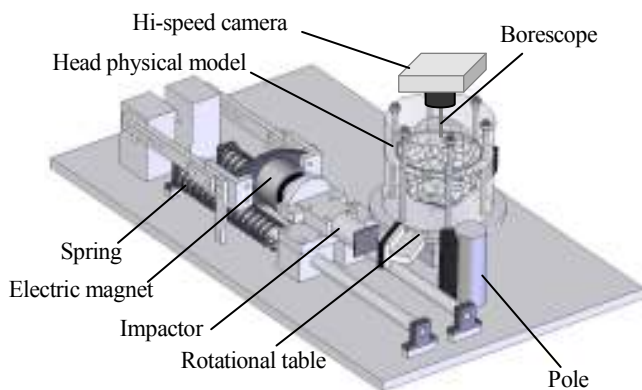


Fig.6 Experimental apparatus

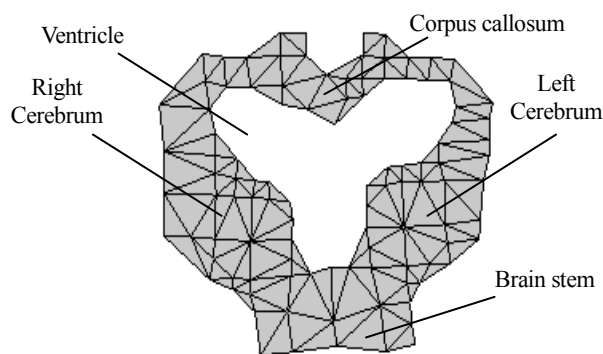


Fig.7 Measure points in actual shape brain model

4. 実験結果

4・1 実形状脳モデルにおける脳深部ひずみ分布

図8に実形状脳モデルに加わる角加速度および角速度の時刻歴を示した。実形状脳モデルには、インパクト衝突時の加速フェーズにおいて最大約 4500rad/s^2 、持続時間約 10ms の角加速度パルスが生じ、約 15rad/s の等角速度運動に到達した。その後、約 70ms 後に可動限界による減速時に最大約 2000rad/s^2 、持続時間約 30ms の減速度パルスにより反転し、約 -9rad/s の等角速度運動に到達した。

図9に脳部計測領域内における最大主ひずみの分布図を示した。なお、図中に示す矢印は頭蓋骨の回転の向きを表している。インパクト衝突後の $20\sim 40\text{ms}$ において、脳室上部の右脳側でひずみ集中が観測された。その後、 60ms 付近で脳変形は回復し、頭蓋骨が可動域限界到達後の 80ms 以降になると、脳が大きく変形し、右脳側全体にひずみが分布し、特に脳梁と上位脳幹の左脳側に大きなひずみが観測された。また、インパクト衝突後と可動域限界到達後に生ずるひずみを比較すると可動域限界到達後に発生するひずみの方が大きかった。

4・2 形状簡素化モデルにおける脳深部ひずみ分布

4・2・1 脳室省略化脳モデル

図10に示した脳室省略化脳モデルに加わる角加速度および角速度の時刻歴より、実形状脳モデルと同程度の回転衝撃が加わっていることがわかる。インパクト衝突時の加速フェーズにおいて最大約 4500rad/s^2 、持続時間約 10ms の角加速度パルスが生じ、約 15rad/s の等角速度運動に到達した。その後、約 70ms 後に可動限界による減速時に最大約 2000rad/s^2 、持続時間約 30ms の減速度パルスにより反転し、約 -5rad/s の等角速度運動に到達した。

図11に示した脳部計測領域内における最大主ひずみの分布図より、インパクト衝突後 30ms において、脳中心および上位脳幹にひずみ集中が観測された。その後、脳変形は回復し、頭蓋骨が可動域限界到達後の 80ms 以降になると、脳が大きく変形し、大脳縦裂先端の脳梁位置、脳中心および上位脳幹で大きなひずみが観測された。この上位脳幹で観測されたひずみは、実形状脳モデルのひずみと比較すると大きかった。また、可動域限界到達時に大脳縦列先端の脳梁位置で観測されるひずみは、実形状脳モデルと比較すると小さかった。

4・2・2 脳室・脳溝省略化脳モデル

図12に示した脳室・脳溝省略化脳モデルに加わる角加速度および角速度の時刻歴より、実形状脳モデルと同程度の回転衝撃が加わっていることがわかる。インパクト衝突時の加速フェーズにおいて最大約 4500rad/s^2 、持続時間約 10ms の角加速度パルスが生じ、約 15rad/s の等角速度運動に到達した。その後、約 70ms 後に可動限界による減速時に最大約 2000rad/s^2 、持続時間約 30ms の減速度パルスにより反転し、約 -4rad/s の等角速度運動に到達した。

図13に脳部計測領域内における最大主ひずみの分布図を示した。インパクト衝突後 30ms では、大脳縦裂先端および脳幹の左脳側にひずみ集中が観測された。その後、脳変形は回復し、頭蓋骨が可動域限界到達後の 80ms

以降になると、脳が再度大きく変形し、大脳縦列先端および脳中心部にひずみ集中が観測された。一方で、観測されたひずみは実形状脳モデルおよび脳室省略化脳モデルと比較して小さく、特に大脳縦列先端の脳梁位置において顕著に小さかった。

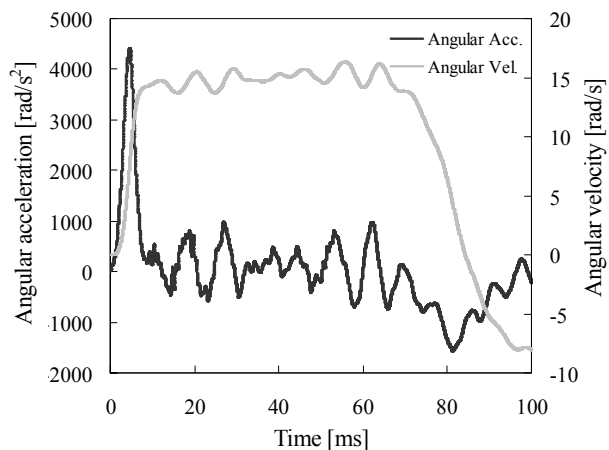


Fig.8 Angular acceleration and angular velocity of skull part in actual shape brain model

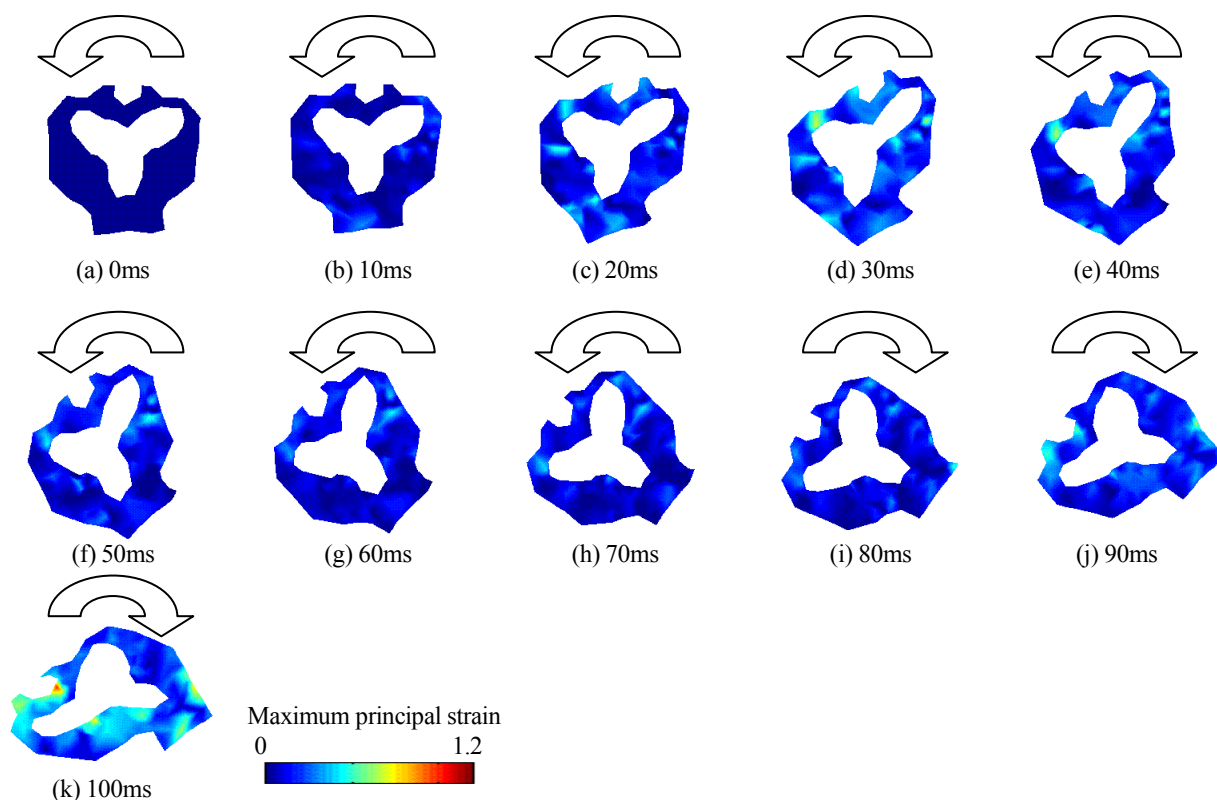


Fig.9 Distribution map of maximum principal strain in actual shape brain model

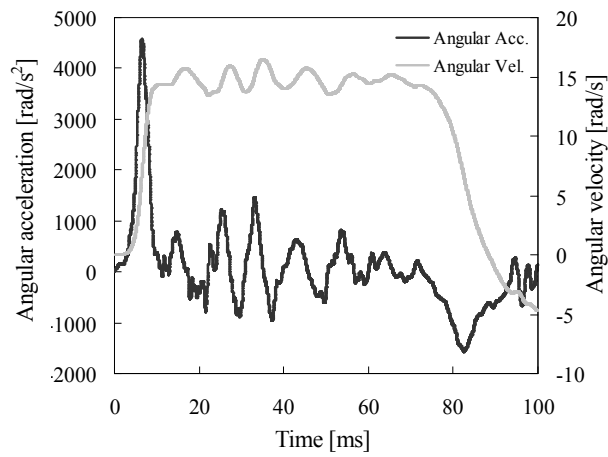


Fig.10 Angular acceleration and angular velocity of skull part in without ventricle brain model

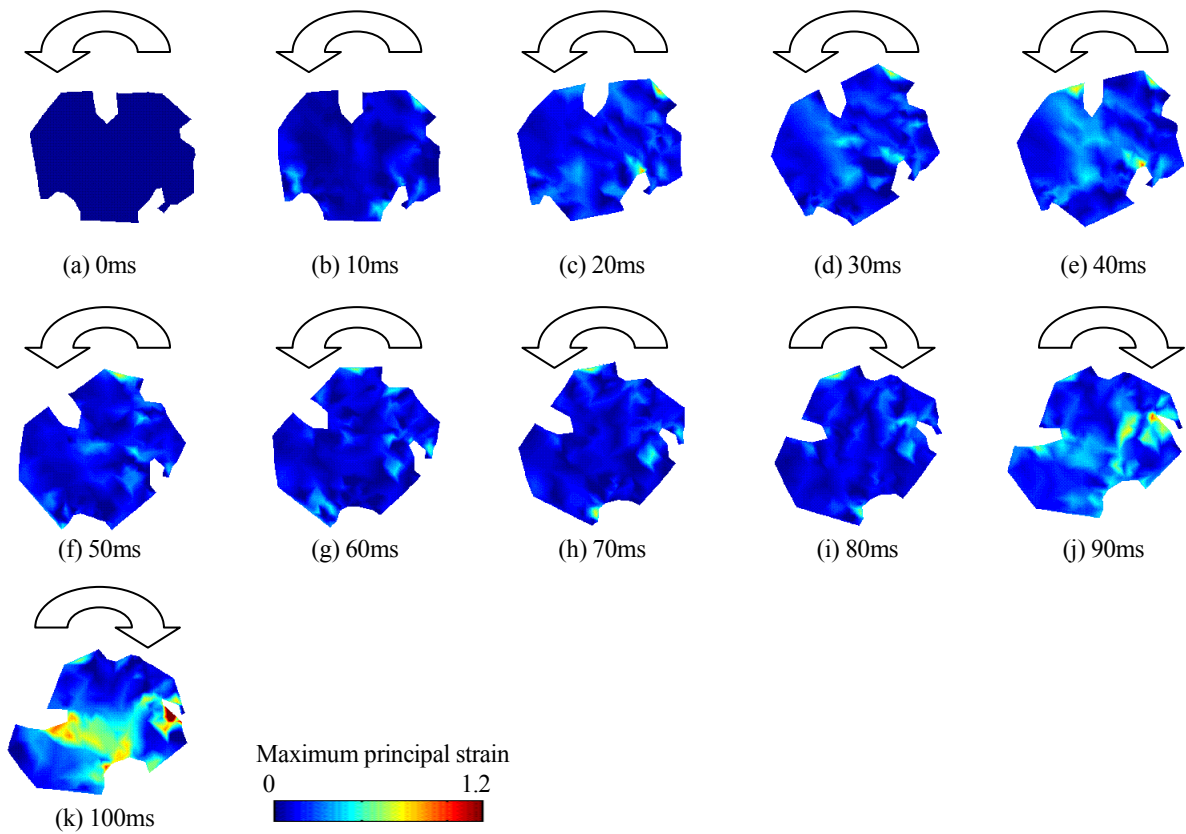


Fig.11 Distribution map of maximum principal strain in without ventricle brain model

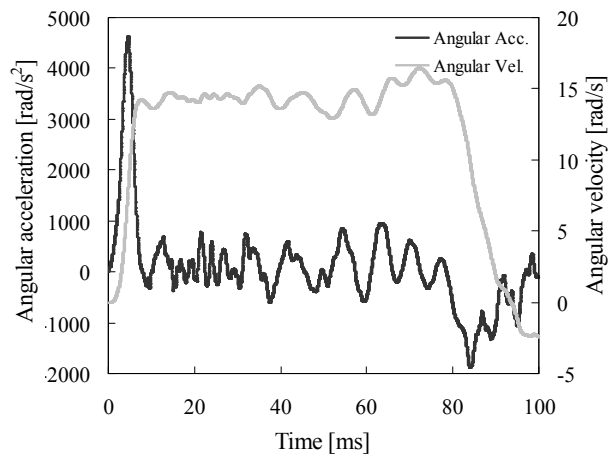


Fig.12 Angular acceleration and angular velocity of skull part in without ventricle and sulci brain model

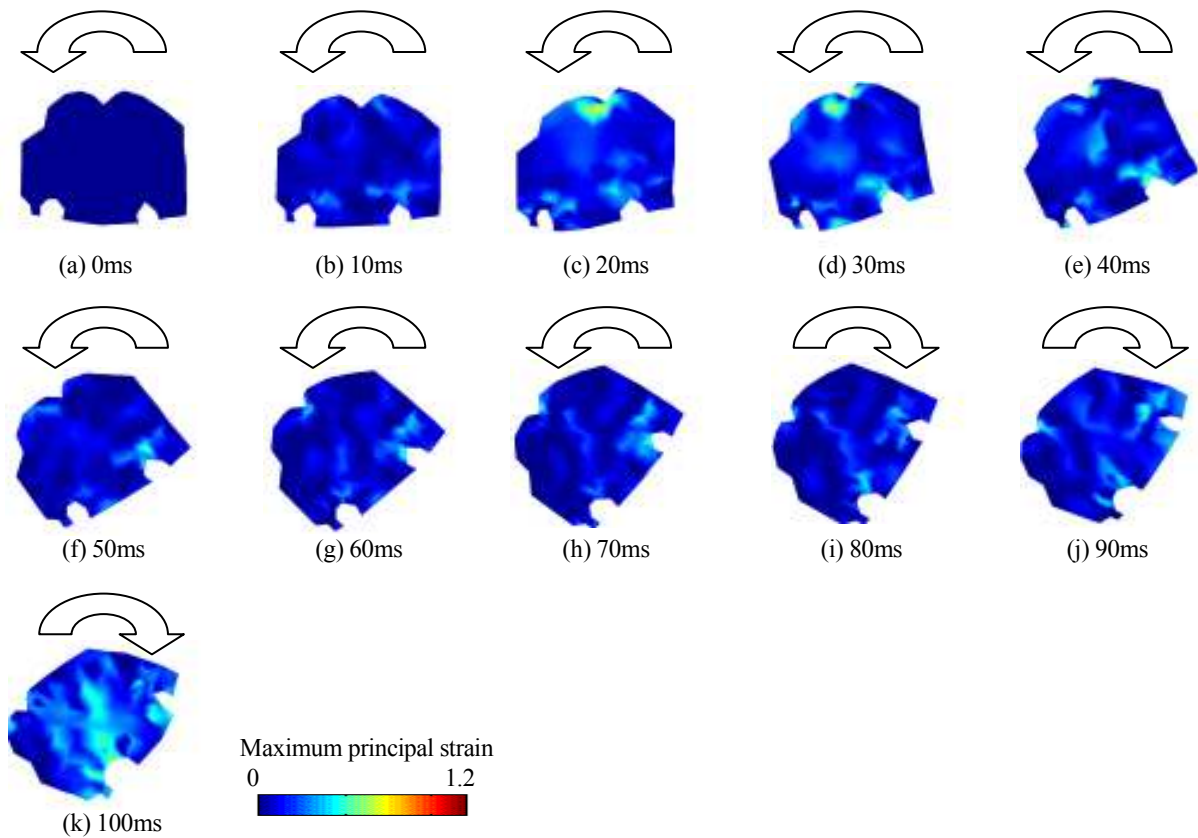


Fig.13 Distribution map of maximum principal strain in without ventricle and sulci brain model

5. 考 察

5・1 実形状脳モデルにおけるひずみ分布

図9より減速時において、脳梁で大きなひずみが観測された。脳梁は、脳室の存在により橋構造になっていることに加え、その領域が大脳縦裂先端に位置するため、ひずみ集中が発生しやすい構造であると考えられる。加えて、上位脳幹の左脳側にひずみ集中が観測された。これは、小脳テントにより拘束されていることで、可動域限界到達後、小脳は頭蓋骨と共に反転するが、大脳は慣性運動を持続するため、両者を結合する細柱構造の脳幹にねじり変形が生じたからであると考えられる。なお、脳梁および上位脳幹は、病理学的基準としてのGrade II以上のDAIにおいて病巣が発生することが知られており⁽²⁾、これは本研究でひずみ集中が発生した領域と一致した。この傾向のうち、上位脳幹でのひずみ集中は、小脳テントを再現していない既報の冠状面での切断モデル⁽¹⁶⁾では観測されなかった。したがって、大脳の回転運動に対する小脳テントによる小脳の運動拘束に起因する脳幹部における変形が、DAIの発生メカニズムとして重要なメカニズムであることを観測したと考えることができる。

インパクト衝突～加速フェーズと減速～反発フェーズのひずみを比較すると、減速時の方が脳に大きなひずみが発生した。これは前報⁽⁸⁾において、観測されたメカニズムと同様であると考えられる。すなわち、インパクト衝突時において、脳は、頭蓋骨との相対速度がほぼゼロの状態から、頭蓋骨の加速により、頭蓋底もしくは大脳鎌と接触することにより、徐々に変形、加速する。一方で、減速～反発フェーズでは、慣性によりそのまま運動する脳が、停止もしくは逆回転した状態の頭蓋骨に衝突する。前者よりも後者において頭蓋と脳の角速度差は大きいと考えられるため、減速～反発フェーズにおいて脳の変形は大きかったと考えることができる。

5・2 脳形状因子の影響

表3に、各脳モデルの大脳縦列先端および左右上位脳幹部における代表要素(図14)でのインパクト衝突後(加速時)と可動域限界到達後(減速時)の最大主ひずみのピーク値の比較を示す。表より、減速時において、脳室による脳梁のひずみ増大効果および脳幹のひずみ緩和効果が示された。また、脳溝による脳全域にわたるひずみ増大効果が示された。

本稿において脳室の存在による脳梁のひずみ増大効果が示された理由は、脳室の存在により脳梁が橋構造を形成し、周囲構造と比べ、より変形しやすいからであると考えられる。また、西本らは⁽⁵⁾、冠状面切断有限要素モデルにより、脳室の存在は脳梁近傍を含む脳室周囲の応力集中分布に影響はないことを示しており、これは本稿の結果と一致した。脳梁は大脳縦列先端に位置し、いわゆる切り欠き形状の先端のためひずみ集中が生じやすい。そのため、脳室の存在が脳梁近傍のひずみ集中に影響をおよぼさなかったと考えられる。一方で、定量的には脳室の存在により脳梁近傍でのひずみ増大が確認された。

脳幹でひずみ緩和効果が観測された理由として、大脳と前頭蓋底もしくは大脳鎌・小脳テントとの接触により周方向勾配を有して惹起される主ひずみの脳深部への伝播が、中空構造の脳室により阻止されたからであると考えられる。Ivarsson⁽⁶⁾らは、矢状面切断の単純化形状実体モデルにより、脳室のひずみ緩和効果を示しており、これは本稿の結果と一致した。

本稿において脳溝の存在による脳全域にわたるひずみ増大効果は、脳溝の存在による局所的な複雑形状の形成、脳全体の剛性低下によると考えられる。Clootsら⁽³⁾は脳溝近傍を局所的に再現した有限要素モデルにより、脳溝の影響によりひずみ増大が生じる部位が存在することを示したが、これは、本研究の結果と同様の傾向である。一方で、Ho⁽⁴⁾は、脳溝の存在によるひずみ緩和効果を示しており、本稿とは異なる。計算力学的に困難な課題が存在するコンピュータ・モデルの結果と相違する結果が得られたが、本実体モデルでも脳溝間の拘束構造であるクモ膜小柱のモデル化が行われていない。したがって、脳溝のひずみ増大効果を結論づけるためにはさらなるモデルの向上が必要となる。

なお、表3に示したように、実形状脳モデルでは脳室と脳溝のモデル化により、これら構造を単純化したモデルと比較して、最大主ひずみのピーク値が最大約300%変化した。計算コストの観点からコンピュータ・モデリングにおいてこれらの形状因子の単純化がなされることが多いが、今後はこれらの形状効果の影響を考慮した計算結果の解釈が必要であると思われる。また、非線形挙動が支配的な脳の変形問題において形状因子の影響を定

量評価するためには、実事故における入力条件を再現する必要がある。したがって、各種入力条件におけるこれらの形状因子の影響の定量的検討が今後の課題である。

Table 3 Comparison of maximum value of maximum principal strain between brain models at the representative elements in corpus callosum and brain stem

(a) Acceleration phase

Location	Corpus callosum	Brain stem (Right)	Brain stem (Left)
Actual	0.36	0.55	0.19
Without ventricle	0.33	0.24	0.58
Without ventricle and sulci	0.49	0.19	0.29

(b) Deceleration phase

Location	Corpus callosum	Brain stem (Right)	Brain stem (Left)
Actual	1.11	0.37	0.77
Without ventricle	0.83	0.82	0.97
Without ventricle and sulci	0.65	0.31	0.34

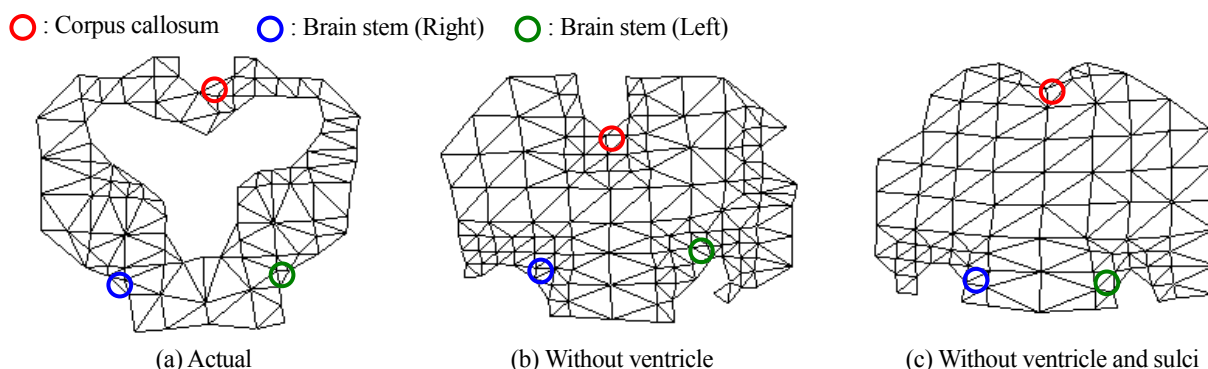


Fig.14 Representative elements in corpus callosum and brain stem of each brain model

6. 結 論

本研究では、実人体頭蓋内の三次元形状と構造を有し、かつ脳深部のひずみ計測が可能な頭部実体モデルの構築を行い、回転衝撃時の脳深部の変形挙動計測を行った。さらに、脳深部のひずみ分布に対する脳形状因子の影響について明らかにするため、人体の脳形状に忠実なモデルから、回転衝撃時の脳変形挙動に影響をおよぼすと考えられる脳形状因子を除去した二つの脳モデルを構築し、回転衝撃時における脳変形挙動計測を行った。その結果、実形状を有する脳モデルにおいて脳梁や脳幹におけるひずみ集中が観測され、病理学的基準におけるDAIの病態と一致していた。さらに、実形状を有する脳モデルと比較して脳室を除去した脳モデルでは、脳幹におけるひずみ増大が観測される一方で、脳梁近傍でのひずみ減少が観測された。また、脳室および脳溝を除去した脳モデルは、全ての脳モデルにおいて最もひずみが小さくなることがわかった。以上より、脳室は、脳梁における主ひずみを増大させる一方で、脳深部の主ひずみを緩和させることが明らかになった。また、脳溝は、脳深部の主ひずみを増大させることが明らかになった。

文 献

- (1) 警察庁, 平成 22 年中の交通事故の発生状況, (2009)
- (2) 窪田惺, 脳神経外科バイブルⅢ 頭部外傷を究める, 永井書店
- (3) R.J.H. Cloots, H.M.T. Gervaise, J.A.W. Van Dommelen and M.G.D. Grees, “Biomechanics of traumatic brain injury: Influence of the morphologic heterogeneities of the cerebral cortex”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.36 (2008), pp.1203-1215
- (4) Johnson Ho, Svein Kleiven, “Can sulci protect the brain from traumatic injury?”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 42 (2009), pp. 2074-2080
- (5) 西本哲也, 村上成之, 菅野宗和, “回転衝撃下における脳の応力分布 (びまん性軸索損傷の有限要素解析)”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol. 62, No. 601(1996), pp. 147-153.
- (6) Ivarsson J., Viano D.C., Lovsund P., Aldman B., “Strain relief from the cerebral ventricles during head impact : experimental studies on natural protection on the brain“, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33 (2000), pp. 181-189
- (7) Bradshaw D.R.S., Ivarsson J., Morfey C.L., Viano D.C., “Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact”, *Journal of Biomechanics*, Vol.34 (2001), pp. 85-94
- (8) 穴田賢二, 宮崎祐介, 西貴士, 立矢宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, “脳外傷発生メカニズム解明のための実形状頭部物理モデルの構築と脳部変形計測”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol. 76, No. 762 (2010), pp. 233-240
- (9) Zwrris, V.A., James, K.S., Roberts, J.B., Bell, E. and Heilman, C.B., “Repair of the dura mater with processed collagen devices”, *Journal of Biomedical Materials Part B*, Vol.83 No.2 (2007), pp.580-588
- (10) Rohen W.J., 横地千仞, Lutjen-Drecoll E., “解剖学カラーアトラス”, 医学書院, (2007), pp. 556
- (11) Fallenstein, G.T., Hulce, V.D. and Melvin, J.W., Dynamic mechanical properties of human brain tissue, *Journal of Biomechanics*, Vol.2 (1969), pp.217-226
- (12) Ommaya A.K., “Biomechanics of head Injuries : Experimental aspects”, *Biomechanics of Trauma*, (1984), pp. 479
- (13) Lowenhielm P., “Mathematical simulation of gliding contusions”, *Journal of Biomechanics*, Vol.8 (1975), pp. 131-144
- (14) Narayan Yoganandan, Jianrong Li, Jiangyue Zhang, Frank A. Pintar, Thomas A. Gennarelli, “Influence of angular acceleration-deceleration pulse shapes on regional brain strains”, *Journal of Biomechanics*, Vol.41 (2008), pp.2253-2262
- (15) 金原秀行, 中平祐子, 岩本正実, ”頭蓋骨折を伴わない脳傷害予測手法の提案”, 自動車技術会学術講演会前刷集, No.79-11 (2011), pp.19-24
- (16) 西貴士, 宮崎祐介, 穴田賢二, 立矢宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, “回転衝撃時における脳部物理モデルの全視野変形計測”, 日本機械学会シンポジウム:スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス 2009 講演論文集, No. 9-45 (2009), pp. 311-314