

機関番号：13301

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2009～2010

課題番号：21760071

研究課題名（和文）

実形状頭部透過モデルを用いた回転衝撃を受ける脳外傷発生メカニズムの解明

研究課題名（英文）

Study on Brain Injury Mechanism during rotational impact by using a Real-Shaped Physical Model of a Human Head

研究代表者

宮崎 祐介 (MIYAZAKI YUSUKE)

金沢大学・機械工学系・助教

研究者番号：70432135

研究成果の概要（和文）：本研究では脳深部まで視認可能で、かつ、実脳形状を忠実に再現した透明な脳部と、その変形挙動を外部から計測可能とする透明な頭蓋骨部で構成される頭部の物理モデルを、CT・MR 画像より画像処理および精密加工技術を利用して構築した。さらに、ハイスピードカメラを用いて脳深部のひずみ分布を可視化した。その結果、脳深部の脳梁もしくは脳幹のような解剖学的に狭小な領域にひずみ集中が発生し、形状構造因子によるひずみ集中が脳深部損傷の重要なファクターであることを明らかにした。

研究成果の概要（英文）：

The purposes of this study were to construct a head physical model having a real human shape by using CAD/CAM technologies, and measure shear strain distribution and propagation in the brain model under rotational impact. A 3D head physical model was constructed from CT and MR images of a subject. The model consists of a skull, falx, cerebrospinal fluid (CSF) and brain. Full-field deformation behavior on the coronal plane of the brain was measured by using digital image correlation (DIC). As the results, shear strain at corpus callosum, surrounded ventricles and longitudinal fissure of cerebrum, showed biggest value. The results correspond to the characteristics of occurrence of diffused axonal injury. Therefore, complex shape of brain and the relative motion between the skull and brain affect on the mechanism of traumatic brain injury.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	3,300,000	990,000	4,290,000
2010 年度	400,000	120,000	520,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,700,000	1,110,000	4,810,000

研究分野：バイオメカニクス

科研費の分科・細目：機械工学・機械材料・材料力学

キーワード：生体力学 傷害予防

1. 研究開始当初の背景

現状のヘルメットやエアバッグなどの防護用品の設計基準は、脳の変形を考慮せずに、単に頭部を剛体とみなしたときの並進加速度のみから算出されており、実際の脳外傷の

発生にそれほど関係がないと言われている。そこで、脳外傷の発生メカニズムを解明し、それに基づく設計基準を制定することが、事故の犠牲者を減らす上で重要となる。例えば、交通事故だけでも、年間 5000 人弱の死者の

うち約 50 パーセントが脳外傷を原因としており、脳外傷メカニズムを解明することが究極的には年間数千人の命を救うことにもつながりうる。

脳外傷メカニズムを解明するには、通常では外部から確認できない頭蓋内脳深部の変形状態を可視化することが鍵である。そこで (a)コンピュータ・シミュレーション、(b)被験者もしくは動物、および(c)物理モデルを用いた研究が行われてきたが、未だ目標は達成されていない。具体的には以下の通りである。

(a) コンピュータ・シミュレーション

最も盛んに試みられているが、材料モデルおよび構造-流体連成計算の精度、複雑な脳形状のモデル化と計算コストの関係、検証に用いるべき実験データ不足などの問題により、結果の妥当性検証に課題があり、メカニズム解明に用いる段階に至っていない。

(b) 死体、被験者もしくは動物モデル

脳の変形状態を可視化できる方法が限られている。近年 Magnetic resonance(MR) Tagging による計測が注目されているものの、本技術の適用は組織の弾性変形範囲内での低衝撃レベルに限定され、高速かつ動的に変化する脳の複雑な変形を精度よく可視化することは難しい。

(c) 物理モデル

円筒や球などの形状により頭部形状を単純化しており脳の変形状態を忠実に再現できているとは言い難い。

以上より、脳外傷メカニズム研究の共通課題は、複雑な人体頭部形状を再現し、その複雑形状に起因する脳内の変形状態を如何にして可視化するかという点に集約される。

申請者は、既に、頭部医用画像より人体頭蓋骨に忠実かつ同一形状を有する物理・有限要素モデルを構築し、複雑な頭蓋内の形状が脳外傷発生メカニズムに大きく関係することを明らかにした。しかし、以上の検討では構築コストの観点から、頭蓋骨は不透明でかつ脳の表面を滑らかな曲面とした物理モデルを用いており、複雑な形状の脳の変形状態を可視化できていない。脳表面から深部における変形状態を可視化するには、さらに、以上の研究で得られた成果を基に、実脳形状に忠実で内部視可能な透明物理モデルの構築が必要である。

2. 研究の目的

交通事故、転倒など各種事故において脳外傷の発生メカニズムを解明し、それに基づく設計基準を制定することが、安全・安心な社会を構築する上で重要である。致命的な脳損傷は頭部が打撃を受け回転運動した際に、複雑な形状を有する脳が、大脳鎌のような頭蓋内構造物に拘束され生じるひずみ集中により生じると考えられる。

そこで本研究では脳深部まで視認可能で、かつ、実脳形状を忠実に再現した透明な脳部と、その変形挙動を外部から計測可能とする透明な頭蓋骨部で構成される頭部の物理モデルを、CT 画像より画像処理および精密加工技術を利用して構築する。さらに、ハイスピードカメラにより計測される脳断面のランダムパターンをデジタル画像相関法により処理し、脳深部のひずみ分布を可視化する。

3. 研究の方法

(1) モデルの構築

脳外傷発生に関わる実人体の三次元頭部形状と構造をできるだけ再現し、かつ脳深部のひずみ計測を行える実験的モデルを構築するために、次の四点の再現に留意した。一つは脳溝のような複雑な脳形状を三次元的に再現することである。二つは脳深部のひずみ計測が可視化できるように脳深部まで透過な脳モデルとすることである。三つは脳との接触状態を再現するために、実人体の頭蓋骨内面形状を忠実に再現することである。四つは頭蓋骨と脳の相対運動を再現するために脳脊髄液を考慮するとともに脳変形を拘束する大脳鎌、小脳テントをモデル化することである。

脳溝を含む複雑な脳形状を再現したモデルを構築するために、特定個体の MR 画像から構築した脳 CAD データを用いた。これを利用し、脳全域の三次元の型を光造形法(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、型は 24 のブロックより構成される。この型に、人脳と動的粘弾性特性が等価なシリコンゲルを注入し、硬化させることで脳モデルを製作した。その際図 1(a)、(b)に示すように、脳深部のひずみ計測が可能なように、計測断面より前頭側は透明で、計測

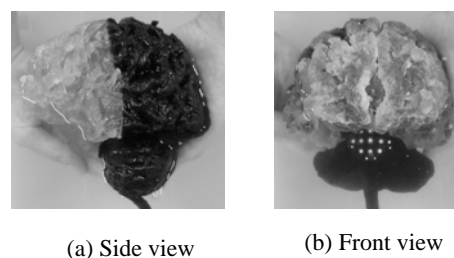
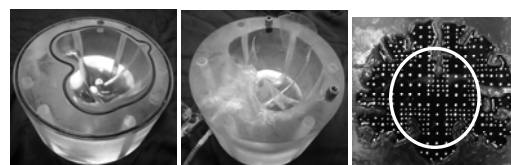


Fig.1 Brain model



(a) Frontal (b) Occipital Fig.3 Measure point

Fig.2 Skull inner surface model

断面より後頭側は黒く着色した二色モデルとした。本モデルは脳溝・脳回を再現した左右大脳、小脳、脳幹の形状を忠実に再現したモデルである。

次に、脳との接触状態に関わる頭蓋骨内面形状を再現するために、成人男性の頭部 CT 画像より構築された頭蓋骨の三次元 CAD データを利用した。この CAD データを基に製作した頭蓋骨内面形状の型にエポキシ樹脂を流し込み、硬化させることによって頭蓋骨モデルの製作を行った。図 2(a), (b) に示すように、頭蓋骨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。また、頭蓋骨と脳の相対運動を拘束する左右大脳を隔てる大脳鎌と大脳と小脳を隔てる小脳テントを模擬するために、実人体の硬膜とヤング率と膜厚が等価なポリウレタンシートを用いた。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、解剖書を参考にした。さらに頭蓋骨モデルに脳モデルを挿入し、頭蓋内腔を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みたく脳脊髄液からなる頭部物理モデルの構築を行うことができた。

(2) 脳深部のひずみ計測法

前章において脳深部のひずみ計測が可能なように透明・黒色の二色脳モデルを構築した。しかし、構築した頭部モデルの頭蓋骨および脳は複雑な三次元曲面を有し、かつ頭蓋骨はエポキシ樹脂、脳脊髄液はグリセリン水溶液、脳はシリコンゲルから構成されており、屈折の影響から脳深部を外部から視認することはできない。そこで、グリセリン水溶液とシリコンゲルの屈折率マッチングを行うことにより、脳脊髄液と脳間の屈折の影響を排除した。なお、グリセリン水溶液を用いることで、脳脊髄液モデルの粘度は水と比較し異なるが、切断面モデルにより脳深部のひずみの比較を行い、その影響が小さいことを確認した。

また、頭蓋骨モデル中心に穴加工を施し、頭蓋骨内にボアスコープ(リジットスコープ 5.8mm 135mm 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。ボアスコープは高速度カメラ(k-III:カトウ光研株式会社)とCマウントアダプタと結合することで脳の変形挙動の高速撮影を行える。なお、ボアスコープの画角制限から、計測可能範囲は脳の図心から半径 79mm である(図 3)。

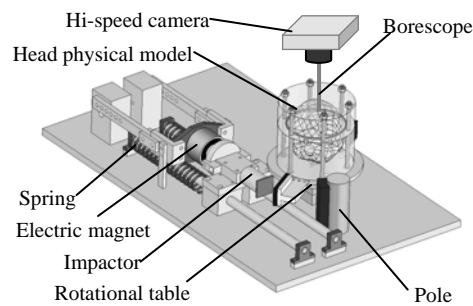


Fig.4 Experimental apparatus

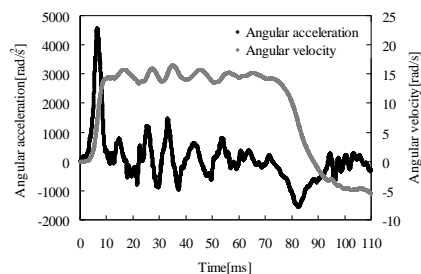


Fig.5 Time-histories of angular acceleration and angular velocity of skull part

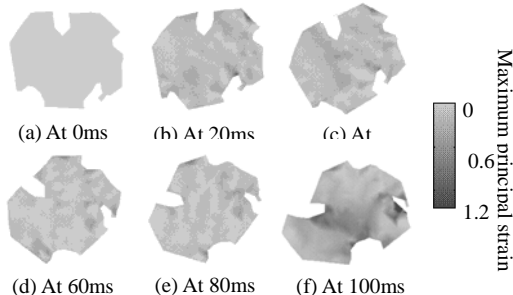


Fig.6 Distribution map of maximum

なお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った。

この画像を用いてデジタル画像相関法により、脳モデルの計測断面に塗布した 142 点の計測点の変位計測を行い、計測断面上に 234 個の三角形要素を定義しひずみ分布を算出した。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 F を求め、以下の式より、Green-Lagrange ひずみテンソル G を算出した。Green-Lagrange ひずみテンソルより、最大主ひずみの算出を行った。

4. 研究成果

(1) 回転衝撃実験結果と考察

構築した頭部物理モデルに回転衝撃をあたえ脳深部のひずみ計測を行った(図 4)。図 5 に頭部物理モデルに加わる角加速度および角速度の時刻歴を示す。頭部物理モデルにはインパクト衝突時に最大約 4500rad/s², 持続時間約 10ms の加速度パルスが生じ、約 60ms 後に可動域限界に到達すると最大約 1500rad/s², 持続時間約 30ms の減速度パルスが生じる。また、角速度の時刻歴より、イン

パクタ衝突後約 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。

図 6 に示すように計測領域内の最大主ひずみはインパクト衝突後の 20ms では小さく、特徴的なひずみはみられなかった。しかし、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、大脳縦裂先端領域と脳幹の左右側に大きなひずみが観測された。大脳縦裂の先端領域にひずみ集中が観測された理由は、切欠き構造である大脳縦裂の影響によると思われる。また、脳幹に大きなひずみが発生した理由は、断面より後方の小脳が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、小脳は頭蓋骨部と共に反転するが、大脳は慣性運動し続けるため、両者を結合する細柱形状の脳幹にねじり変形が生じたからであると考えられる。

ここで、本研究においてひずみが観測された領域は、病理学的基準としての Grade II 以上の DAI において、病巣が確認される領域と一致しており (3)、脳の複雑な三次元形状により現れる脳幹や小脳テントによる拘束が、回転衝撃時における脳外傷発生の重要な因子であるということを実験的にとらえることができた。

(2) 結論

脳外傷発生メカニズムを解明するための頭蓋内モデリングの課題を解決するために、脳の三次元複雑形状・構造内の脳深部ひずみを可視化できる頭部物理モデルの構築を行った。本モデルに回転衝撃を与え、脳深部のひずみ分布の計測を行った結果、大脳縦裂先端や脳幹でのひずみ集中が観測された。これは病理学的基準における DAI の病態と一致し、頭蓋内の三次元形状・構造に起因する脳外傷メカニズムを実験的に可視化することができた。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 2 件)

1. 穴田賢二, 宮崎祐介, 西貴士, 立矢 宏, 放生明廣, 阪本雄一郎 頭部回転挙動と脳せん断ひずみの関係, 日本機械学会論文集, 76(2010), 1816-1822, 査読あり
2. 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, 76(2010), 107-114, 査読あり

[学会発表] 計 (7) 件

1. 西貴士, 宮崎祐介, 穴田賢二, 立矢宏, 放生明廣, 阪本雄一郎 三次元実形状頭

部物理モデルの変形計測, 日本機械学会第 23 回バイオエンジニアリング講演会, 2011 年 1 月 8 日, 熊本大学 (熊本県)

2. 丹治和也, 宮崎祐介, 穴田賢二, 立矢宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, 脳ひずみ分布に対する形状因子の影響, 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 2010, 2010 年 11 月 4 日, 東京工業大学 (東京都)
3. 宮崎 祐介, 穴田 賢二, 丹治 和也, 立矢 宏, 放生 明廣, 阪本 雄一郎, 頭蓋回転運動と脳変形挙動の関係 -実形状物理モデルによる実験的研究-, 日本機械学会 2010 年度年次大会, 2010 年 9 月 6 日 名古屋工業大学 (愛知県)
4. Miyazaki Y., Anata K., Tachiya H., Hojo A., Sakamoto Y. Measurement of Shear Strain Distribution and Propagation in Real Shaped Brain Physical Model under Rotational Impact, 6th World Congress of Biomechanics, 2010 年 8 月 4 日, Suntec Convention Centre (シンガポール)
5. 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実形状頭部物理モデルの脳部せん断ひずみ, 日本機械学会 ジョイント・シンポジウム 2009: スポーツ工学シンポジウム/シンポジウム: ヒューマンダイナミクス, 2009 年 11 月 5 日, 福岡工業大学 (福岡県)
6. 宮崎祐介, 穴田賢二, 西貴士, 立矢宏, 放生明廣, 阪本雄一郎, 回転衝撃時における実形状頭部物理モデルの脳部せん断ひずみ, 自動車技術会 2009 年秋季大会, 2009 年 10 月 8 日, 仙台国際センター (宮城県)
7. Anata K., Miyazaki Y., Tachiya H., Hojo A., Sakamoto Y., Deformation Measurement of brain part in head physical model during rotational impact, 4th Asian Pacific conference on Biomechanics, 2009 年 4 月 16 日, クライストチャーチ, ニュージーランド

6. 研究組織

(1) 研究代表者

宮崎 祐介 (MIYAZAKI YUSUKE)
金沢大学・機械工学系・助教
研究者番号: 70432135

(2) 研究分担者

該当なし

(3) 連携研究者

該当なし