

8D-09 三次元実形状頭部物理モデルの変形計測

Deformation measurement in a real-shaped 3D head physical model

○西貴士 (金沢大院) 正 宮崎祐介 (金沢大学) 正 穴田賢二 (金沢大学)
 正 立矢宏 (金沢大学) 正 放生明廣 (金沢大学) 正 阪本雄一郎 (佐賀大学)

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

Key words : Impact Biomechanics, Brain Injury, 3D Head Physical Model, Actual Shape

1. 緒 言

頭部に外力が作用した際の脳表層から深部に至るひずみ分布を計測することが脳外傷メカニズム解明の鍵である。外力作用時の脳深部のひずみ分布に影響をおよぼす構造・形態的因子として、脳溝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の拘束構造、非対称な頭蓋骨と脳の接触状態、脳脊髄液により浮遊する頭蓋骨と脳間の相対運動が関係すると考えられる。したがって、脳外傷メカニズムを解明するうえで、複雑な三次元形状・構造を有する脳の変形状態を再現したモデルを構築し、その深部のひずみ分布を計測するといった二つの課題を解決する必要がある。

脳外傷メカニズムを解明するためのモデルとして、まず屍体、動物のような生体由来のモデルを利用することが考えられるが、高レベル外力が作用する際の脳深部のひずみを外部から可視化することは现阶段では不可能である。一つの手段として屍体や動物頭部を任意断面で切断した切断モデルを用いる方法があるが、頭部の三次元構造は崩れる。これは物理モデルのような実験モデルでも同様であり、物理モデルでも二次元断面での切断モデルが用いられている。また、頭部の三次元構造を再現し脳深部ひずみを可視化する手段として、有限要素モデルの利用が考えられるが、流体-構造連成問題のような計算力学的課題が存在する。したがって、頭部の複雑な三次元形状・構造を再現し、かつ脳深部のひずみ分布を計測できる新たなモデリング手法の開発が求められる。

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物理モデルの構築を行い、傷害発生レベルの回転衝撃を与えた場合の脳深部の変形挙動を計測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物理モデルの構築

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⁽¹⁾。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(Dow Corning:Sylgard527)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いように、計測断面より前頭側は透明で、計測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⁽¹⁾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 つの部分から構成され、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⁽²⁾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す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。

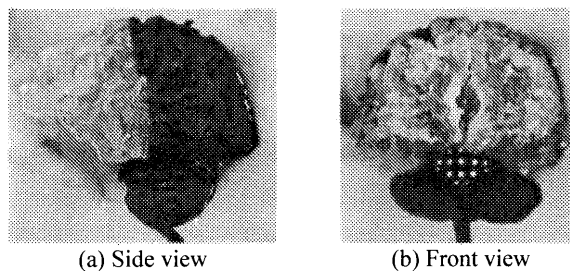
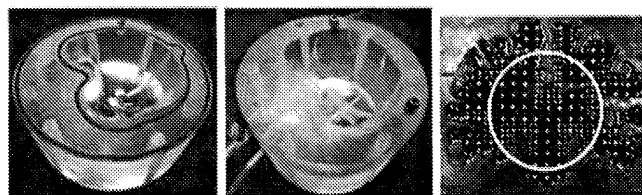


Fig.1 Brain model



(a) Frontal part (b) Occipital part Fig.3 Measure point
 Fig.2 Skull inner surface model

3. 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のように透明・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、頭蓋骨内にポアスコープ(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。ポアスコープは高速カメラ(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、ポ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)。なおポ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。

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

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。

4. 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。回転衝撃装置は前報において報告したインパクト発射式衝撃試験装置を三次元モデルを固定可能なように回転盤に改良したものである(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。

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⁽⁹⁾、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

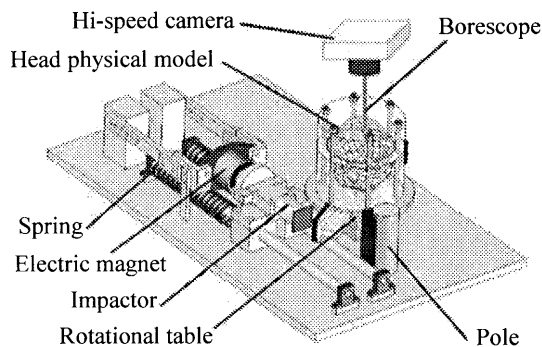


Fig.4 Experimental apparatus

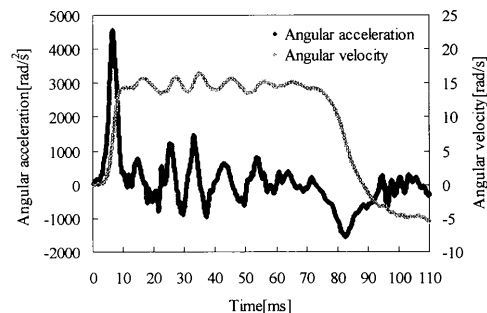


Fig.5 Time-histories of angular acceleration and angular velocity of skull part

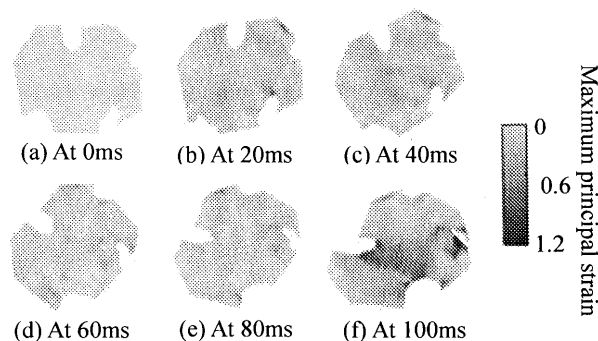


Fig.6 Distribution map of maximum

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。

5. 結 言

本稿では、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。

謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費補助金(若手 B)の助成を受けた。ここに謝意を表す。

参 考 文 献

- (1) 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)
- (2) J.W.Rohen et al, 解剖学カラーアトラス 第 6 版
- (3) 窪田惺, 脳神経外科バイブルⅢ 頭部外傷を究める