

頭部外傷におけるコンピューターシミュレーションと実験動物モデルによる実験的検討

西本哲也¹⁾

1) 日大工・機械

1. 緒言

高齢化社会の進行に伴い交通事故における高齢者の死亡率は増加傾向にある。高齢者は加齢によって脳実質が萎縮することで、頭部外傷時に傷害が重傷化しやすい傾向があるとされているが、その発生メカニズムは明らかになっていない。そこで高齢者の脳を模擬した頭部モデルを構築し、モデルの検証として Nahum ら⁽¹⁾の PMHS による頭部の衝撃実験を再現した。

一方で頭部傷害が発生する際に生じる血液の凝固傷害は頭部傷害患者の死亡リスクを高めることが報告されている⁽²⁾。血液の凝固傷害を作成する動物実験モデルの構築には、人体と血小板数が同等の動物を用いること、頭蓋骨骨折が未発生な状態で脳傷害を発生させることの 2 点が必要不可欠である。そこで本報では本年度実施した動物実験モデルの構築とその検討を報告する。

2. コンピューターシミュレーションモデルにおける頭部傷害の解析

2.1 高齢者頭部モデル

高齢者頭部モデルは 20 歳代若年健常者の頭部 CT 画像データ 433 枚を基にモデル構築をおこなった⁽³⁾。構築は CT 画像に着色処理を施し、ボクセル法によって積層した画像を 3 次元化させることで若年者の頭部組織の形状を再現した。恒屋ら⁽³⁾の研究報告を基に、断層面において脳実質の面積率 BAI (Brain Atrophy Index) を 4.9% 縮小させ、脳室の面積率 VAI (Ventricular Area Index) を 6.7% 拡大させることで 79.5 歳の脳萎縮率を再現した。このとき脳実質は外縁部から一様に縮小

させ、脳脊髄液で満たされた頭蓋内腔を相対的に拡大させた。頭部モデルは頭頂部から 55.2mm の高さで断面をとっており、頭部の組織を皮膚、脂肪、筋肉、眼球、頭蓋骨、硬膜、大脳鎌、小脳テント、硬膜下腔、脳室、脳実質、延髄の 12 種類に分類をおこなっている。図 1 に若年者と高齢者の頭部モデルの断面図を示す。筋骨格の形状を維持したまま脳実質が一様に縮小し、髄液層が拡大していることが確認できる。

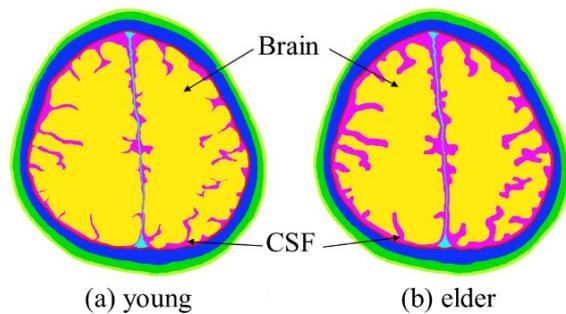


図 1 頭部モデルの断面図

2.2 頭部衝撃シミュレーション

構築した高齢者頭部モデルの検証として、Nahum ら⁽¹⁾が行なった頭部の衝撃実験の再現シミュレーションを行なった。図 2 に頭部の衝撃解析の概略図を示す。実験は 42 歳男性の屍体を用いたもので、頭部の眼窩下縁と外耳上縁を結んだフラン克福ルト水平面に対し 45 度の角度で前額部に衝撃を与えるという条件で実施された。インパクトの質量は 5.59kg、速度は 9.94m/s で正面方向から衝突させている。実験では頭蓋骨の 4 箇所穴を開け、頭蓋内壁に沿う形で圧力計を埋め込むことで頭蓋内の圧力を測定している。再現シミュレーションでは剛体設定したインパクトに強制速度を与えることで頭部衝撃を再現した。以上の条件を構築した高齢者と若年者の頭部モデル

を用いてシミュレーションを行い, 加齢による構造の変化が及ぼす影響を比較した. 圧力計の埋め込み位置は前頭骨, 側頭骨, 後頭骨, 後頭蓋窩の4箇所とした.

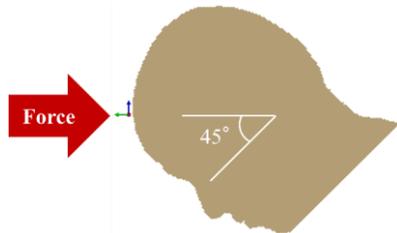
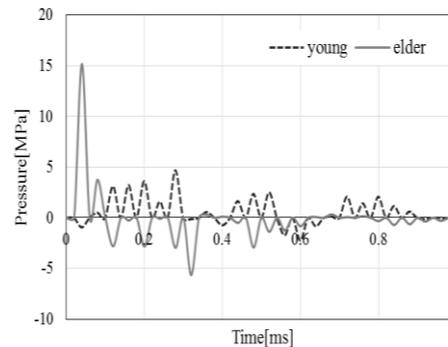


図2 Nahum らの実験を再現した衝撃解析

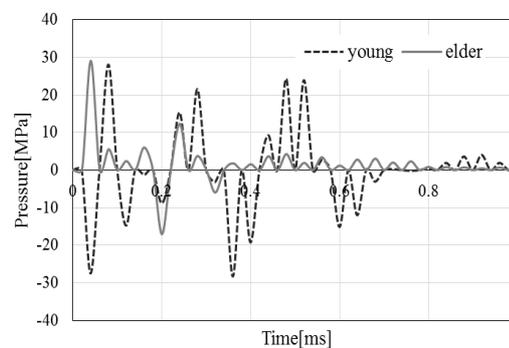
2.3 高齢者モデルと若年者モデルによる衝撃シミュレーションの比較

図3に高齢者と若年者の頭部モデルにおける頭蓋内の各位置での圧力の時刻歴を示す. グラフは横軸に時間[ms], 縦軸に圧力[MPa]をとり, (a)より前頭骨では高齢者モデルでは衝撃負荷直後に最大 15.2MPa の圧力が生じており, 若年者モデルの最大値 4.7MPa の約 3.2 倍の圧力を示した. (b)より側頭骨では高齢者頭部モデル, 若年者頭部モデルともに約 29MPa の圧力が生じており, その後, 正圧と負圧を交互に示した. (c)より後頭骨では高齢者頭部モデル, 若年者頭部モデルともに衝撃負荷直後に前頭骨と反対の負圧が生じており, 高齢者頭部モデルで-7.4MPa, 若年者頭部モデルで-11.0MPa と若年者頭部モデルが約 1.5 倍高い値を示した. (d)より後頭蓋窩では高齢者頭部モデルが負圧で-12.7MPa に対し, 若年者頭部モデルでは反対に正圧で 25.0[MPa]の圧力が生じた. Nahum ら⁽¹⁾の実験では, 前頭骨と側頭骨で正圧, 後頭骨と後頭蓋窩で負圧が測定されたことから本モデルにおいては後頭蓋窩を除いて同じ結果を示したが, 衝撃の現象時間が実験である約 10[ms]の約十分の一となった. 高齢者は頭部傷害が重傷化しやすいとされていることから衝撃時の頭蓋内圧も若年者に比べ高くなること

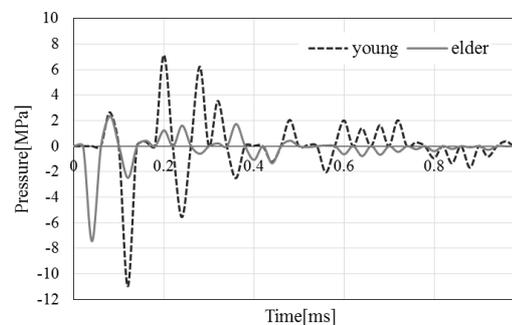
予想され, 本解析では衝撃負荷した前頭骨において高齢者頭部モデルが若年者頭部モデルに比べ高い圧力を示す結果となった.



(a) 前頭骨における頭蓋内圧



(b) 側頭骨における頭蓋内圧



(c) 後頭骨における頭蓋内圧

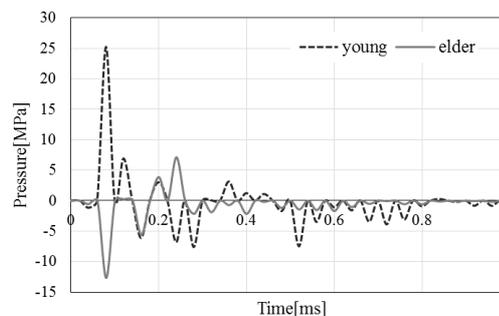


図3 Nahum らの実験を再現した衝撃解析による頭蓋内圧

3. 動物実験モデルにおける実験的検討

3.1 実験動物

外傷性凝固障害は、血小板数の低下によって判断する。そのためヒトと同様の血小板を保有する供試体を用いなければならない。図4に正常時におけるヒトを含めた各種動物の血小板数を示す⁽⁴⁾。図よりヒトに類似した血小板を保有する動物は家兎であることから、本研究では家兎を供試体とすることが適切であると判断した。

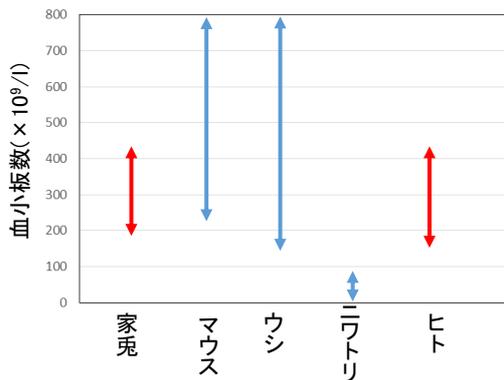


図4 各種動物における正常時の血小板数

3.2 動物実験モデル

本研究では重錘の自由落下型動物実験モデルの marmarou model を参考に落錘型衝撃試験装置を試作した⁽⁵⁾。marmarou model では力学データを取得できないため、本装置は計測機器を装着させた衝撃試験装置とした。計測項目は衝撃荷重、衝撃加速度、供試体変位である。図5に落錘型衝撃試験装置の概略図を示す。

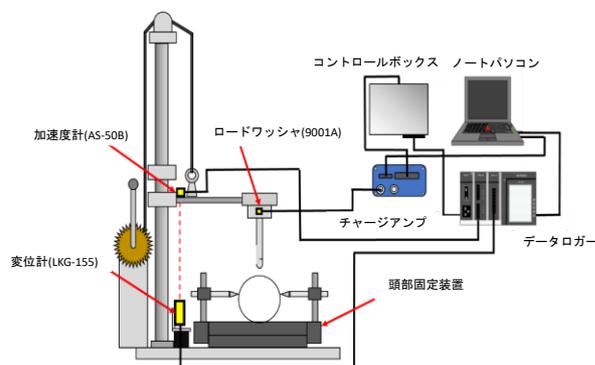


図5 動物実験モデル概略図

3.3 実験動物モデルの検証

本年度は in vivo による実験に先行して食用動物を用いた in vitro 実験により実験モデルの検討として骨折閾値の解析を実施した。供試体はジャンボウサギ(系統:日本白色種秋田改良種)を合計6頭使用した。あらかじめ供試体頭部の頭蓋骨を露出させた。家兎頭部固定装置に供試体頭部を固定し、落錘型衝撃試験装置を用いて衝撃実験を実施した。衝撃負荷後、頭蓋骨の骨折の有無を確認し、骨折が発生しなかった場合は同供試体で実験条件を変更し、連続実験を実施した。

3.4 実験結果

3.4.1 in vitro 家兎頭部衝撃実験

本実験で得られた荷重、加速度、変位の力学波形データを示す。図6は理論エネルギー5J、理論速度1.48[m/s]、インパクトΦ20[mm]、頭蓋骨骨折が発生した実験結果である。①と②は実験時のインパクトと供試体の状態に示す。図6より①はインパクトが供試体頭蓋骨と衝突した瞬間、②はインパクトが衝突後、圧入して最大荷重に達したときの瞬間である。

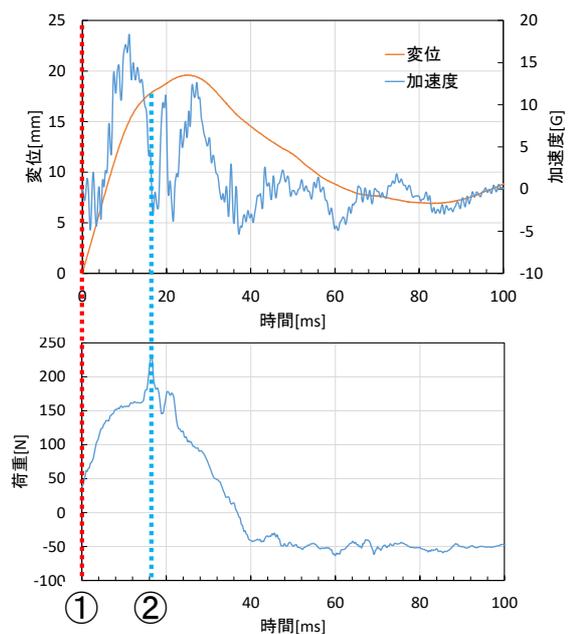


図6 実験結果

3.4.2 骨折耐性評価

落錘型衝撃試験装置で質量 m [kg] のインパクトを位置エネルギー mgh [J] に相当する高さ h [mm] から自由落下させ、頭蓋骨に衝突する直前に速度 v [m/s²] が発生するとき、位置エネルギーと運動エネルギー保存則が成立すると仮定した。頭蓋骨の変形時の荷重から骨折エネルギーを評価するために、落錘型衝撃試験装置から得られた荷重、加速度、変位の結果から内部ひずみエネルギー U を算出した。内部ひずみエネルギー U は頭蓋骨の変形量と変形時に発生した荷重よりエネルギーを算出することで得られ、(3-1)式のように示すことができる。(3-1)式より F はインパクトの衝撃荷重、 δ_0 は荷重が立ち上がる時の変位[mm]、 δ_m は最大荷重に達した時の変位[mm]である。

$$U = \int_{\delta_0}^{\delta_m} F d\delta \quad (3-1)$$

図 7 に各実験における内部ひずみエネルギーと理論速度の関係を示す。インパクト $\Phi 20$ [mm] では 3.5[J] と 5.45[J]、インパクト $\Phi 15$ [mm] では 2.89J、インパクト $\Phi 10$ [mm] では 2.60[J] で骨折が発生した。頭蓋骨が骨折した内部ひずみエネルギー 2.6J 以下のエネルギーでは頭蓋骨骨折が発生しなかった。このことから内部ひずみエネルギーが 2.6J 以下であると骨折が発生しない条件であると考えられる。

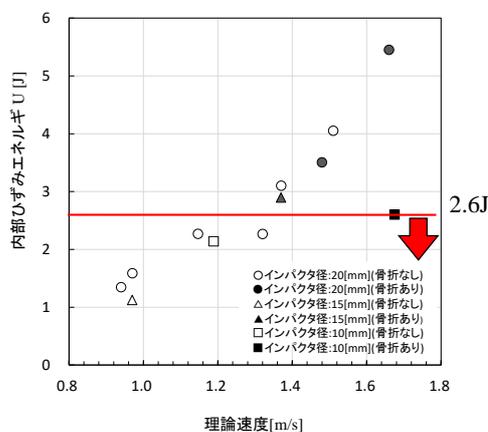


図 7 骨折条件

4. 結 言

頭部傷害における頭部 CT 画像に基づく衝撃解析のための高齢者頭部有限要素モデルの構築と実験動物による実験的検討を実施した。衝撃シミュレーションによる検証の結果、前頭骨の最大圧力のみ高齢者頭部モデルが若年者頭部モデルに比べ高い結果となった。動物実験では内部ひずみエネルギー 2.6J が骨折の閾値と考えられる。

文 献

- (1) Alan M. Nahum, Randall Smith, and Carley C. Ward, "Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact", SAE Technical Paper 770922, (1977), pp. 339-366.
- (2) Herbert JP, Guillotte AR, Hammer RD, Litofsky NS, Coagulopathy in the Setting of Mild Traumatic Brain Injury: Truths and Consequences. Brain Sciences, (2017), pp1-8
- (3) 恒屋昌一, 市村真由美, 金沢稔, 高橋進, 臼井永男, "高齢者の頭部 CT の二次元計測による脳の加齢変化と直立時重心動揺", 埼玉理学療法会誌, Vol. 4, (1996), pp. 14-19.
- (4) 水上利洋, 松本美喜子, 浜口行雄, 平井孝次, 動物の血液検査, 臨床化学, 30 巻, (2001), pp111-119
- (5) Marmarou A, Foda MA, van den Brink W, Campbell J, Kita H, Demetriadou K, A new model of diffuse brain injury in rats. Part I: Pathophysiology and biomechanics. Journal of Neurosurgery, (1994), pp291-300