

同一形状の実験モデルによる頭部有限要素モデルの精度評価と 脳挫傷メカニズムの検討

Validation of a finite element model of a human head by using a physical model with the same shape and brain contusion mechanism by using the models

○ 山中 嘉仁 (金沢大院) 正 宮崎 祐介 (金沢大) 学 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 (日医大)

Yoshihito YAMANAKA, Yusuke MIYAZAKI, Kenji ANADA, Hiroshi TACHIYA, Akihiro HOJO,
Kanazawa University, Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa
Yuichiro SAKAMOTO, Nippon Medical School Chiba Hokusou Hospital, 1715kamakari, Inba-mura, Inba, Chiba

Key Words : Physical model, Finite Element Model, Validation, Arbitrary Lagrangian-Eulerian, Brain contusion

1. 結 言

現在、衝撃を受ける頭部外傷の発生メカニズムを解明するために、主に頭部有限要素(FE)モデルを用いたシミュレーションが行われている。その FE モデルは、別個体を用いた屍体実験の結果を用いて検証されている⁽¹⁾が、その検証結果には形状および材料の個体差、流体-構造連成問題に起因する誤差が含まれる。そのため、モデルの妥当性は定性的な検証にとどまり、脳外傷発生メカニズムの解明には至っていない。

そこで、本研究では、同一形状、材料特性を有する人体頭部形状に忠実な物理モデルと FE モデルを用いて、シミュレーション誤差に関わる流体-構造連成問題について検討を行う。さらに、人体組織の材料特性を与えた人体頭部 FE モデルに対し、実現象として起こりうる大きさの衝撃を与えることにより、脳挫傷のメカニズムを解明することを目的とする。

2. 頭部物理モデルを用いた実験結果による FE モデルの検証

2.1. 頭部物理モデルおよび FE モデル

頭部物理モデルおよび FE モデルは、特定被験者の頭部 CT データをもとに、脳部、頭蓋骨部、脳脊髄液部の 3 層構造で構築され、人体頭部に忠実かつ同一形状を有している。また、物理モデルの脳部に相当するシリコンゲルに対し動的粘弾性試験を行い、その材料特性を取得することにより、物理モデルと同一形状、材料特性を有する FE モデルを構築した。構築された物理モデルおよび FE モデルを図 1 に示す。また、物理モデルは、頭蓋と脳の間には水が封入されており、脳と頭蓋の相対運動を再現可能である。

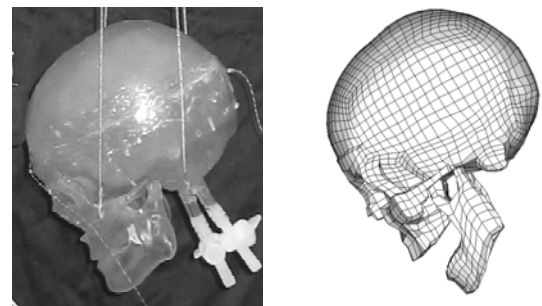
2.2. 検証方法

本研究では、同一形状、材料特性を持つ頭部物理モデルと FE モデルを用いることで、シミュレーションの誤差要因とされる流体-構造連成問題について検討可能である。流体-構造連成問題での流れ場の解法として、Lagrange 法と Arbitrary Lagrangian-Eulerian 法(ALE 法)があげられる。Lagrange 法は、流体の運動とともに移動するメッシュを採用し、移動境界の表現が容易であるが、大規模な運動を伴う流れ解析ではメッシュの歪により計算が破綻する場合がある。一方、ALE 法は、流体運動と独立にメッシュを配置し、境界が大きく移動・変形する場合にも望ましいメッシュの配置が可能であり、計算精度の低下を抑制できる。そこで、これらの解法のうちどちらがより脳と頭蓋の相対運動を再現することができるか、図 2 に示す頭部物理モデルを用いた衝撃実験⁽²⁾と同条件のもとでシミュレーションを行うことで検証を行った。つまり、衝撃実験にて計測した衝撃荷重を FE モデルに与え、物理モデルの圧力測定点と同じ場所の圧力応答により結果を評価した。

なお、本研究では、有限要素解析ソルバーに RADIOSS ver.5.1(アルテアエンジニアリング(株))を用いた。

2.3. 検証結果と考察

図 3 に一例として、衝撃実験およびシミュレーションにおいて得られた、後頭部衝撃における前頭および後頭部の圧力応答を示した。図 3 より、圧力の最大値については、シミュレーション結果はどちらの解法でも実験結果と良好に合致することがわかる。しかし、圧力の収束性については、Lagrange 法では収束性が悪く、圧力が負圧側に偏る傾向が得られたのに対し、ALE 法では実験結果と同様に単調に収束した。以上により、流れ場の解法に ALE 法を用いることで構築した頭部 FE モデルは、実現象を忠実に再現できるモデルであると考えられる。



(a) Physical model (b) FE model

Fig.1 Physical model and FE model

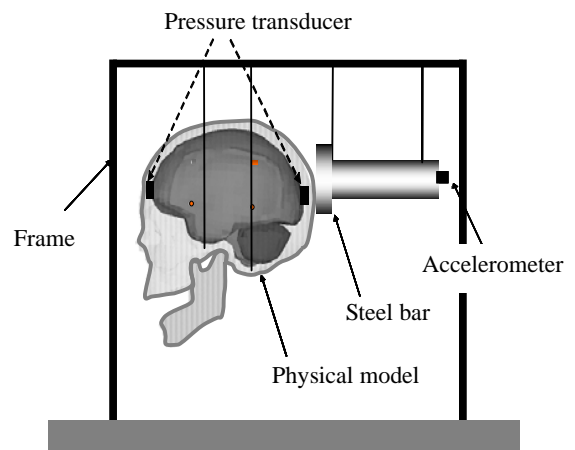


Fig.2 Experimental apparatus

3. 頭部形状と脳挫傷メカニズム

3.1. シミュレーション条件

脳挫傷は、臨床的研究⁽³⁾によると前頭部衝撃の場合は衝撃側の前頭部に、後頭部衝撃の場合は衝撃側と反対の前頭部に頻発し、側頭部衝撃では、衝撃側と対側にほぼ同確率で発生する傾向があることが知られている。そこで、脳挫傷が発生するメカニズムについて考察するために、図 4(a)に示す頭部形状の FE モデルの前頭部、後頭部、右側頭部、左側頭部へそれぞれ衝撃荷重を与えるシミュレーションを行い、頭蓋内に生じる圧力で結果を評価した。衝撃荷重は、Nahum らが行った屍体実験⁽⁴⁾を参考にし、持続時間 5ms、最大荷重 7000N の半正弦波波形の荷重とした。なお本解析で用いた頭部 FE モデルは図 1 のモデルに、大脳鎌、小脳テント、硬膜、軟膜、外板、内板、板間層をモデル化し、人体組織の材料特性を与えたモデルである。また、頭部の形状の対称性の影響について考察するために、図 4(b)に示す硬膜、軟膜、外板、内板、板間層、脳から構成される球形状モデルを用いたシミュレーションも行った。

3.2. 結果と考察

図 5 に頭部形状モデルと球形状モデルに衝撃力を与えた際の衝撃部位ごとの衝撃直下側と対側における圧力最大値の比較を示す。図 5 より前頭部衝撃では、衝撃直下側の正圧の方が対側の負圧よりも高かった。一方、後頭部衝撃では、衝撃直下側の正圧と対側の負圧はほぼ等しい値を示した。また、側頭部衝撃では、前頭部衝撃で生じた衝撃直下側の正圧よりも相対的に下がり、正圧と負圧の割合は球形状モデルの割合と近い傾向を示した。

本研究で得られた傾向は、脳神経細胞は正圧よりも負圧に対する強度が低い⁽⁵⁾ことを考慮すると臨床的知見と一致する。つまり、前頭部および後頭部衝撃では、曲率が大きく断面積が狭い前頭部側で圧力が集中すると考えられる。一方、側頭部衝撃では、形状の対称性が高いため、対称形状の球形状モデルと似た傾向を示したと考えられる。したがって、頭部形状モデルに生じた脳の圧力分布の偏りは頭蓋内部の非対称かつ複雑な解剖学的な形状が原因であると考えられる。

4. 結 言

頭部 FE モデルと同一形状、材料特性を有する頭部物理モデルの実験結果を利用することにより、頭部 FE モデルの妥当性を定量的に検証することが出来た。さらに、検証した頭部 FE モデルに対して、衝撃部位を変化させたシミュレーションを行うとともに、球形状モデルを用いたシミュレーションを行った。その結果、前頭部に脳挫傷が発生しやすいのは、前頭部および後頭部の形状非対称性の影響であると考えられる。

参考文献

- (1)Hideyuki Kimpara. et al, Investigation of Anteroposterior Head-Neck Responses during Severe Frontal Impacts Using a Brain-Spinal Cord Complex FE Model, Stapp Car Crash Journal, Vol.50, pp.509-544(2006)
- (2)宮崎祐介ほか, 形状忠実な頭部物理・FE モデルによる脳挫傷発生メカニズムに関する研究, 日本機械学会ジョイントシンポジウム 2007 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講演論文集, No.07-24, pp.55-59 (2007)
- (3)藤原敏ほか, 脳損傷の生成機序に関する研究の進捗について, 日本法医学会誌, Vol.47, No.5, pp.387-397(1993)
- (4)Nahum A.M. et al., Intracranial Pressure Dynamics During Head

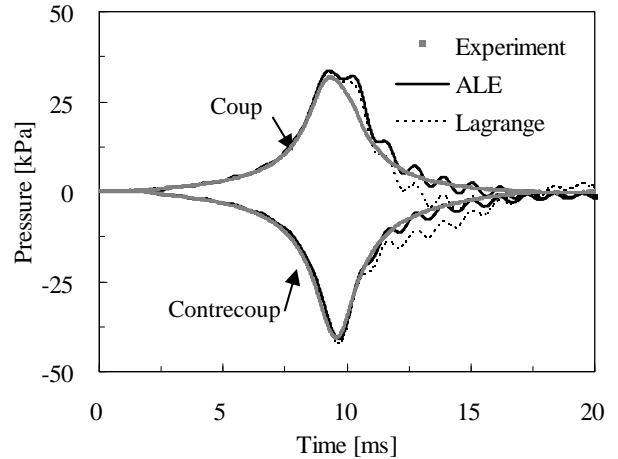


Fig.3 Comparison of the pressure response in the simulations with the occipital impact experiment in case of 5kg mass steel bar and 1.5m/s velocity

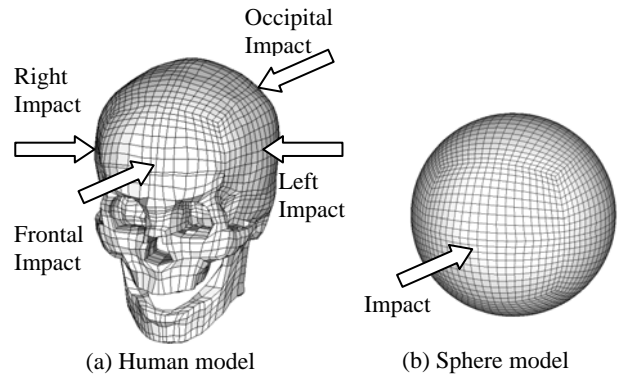


Fig.4 Location of impact

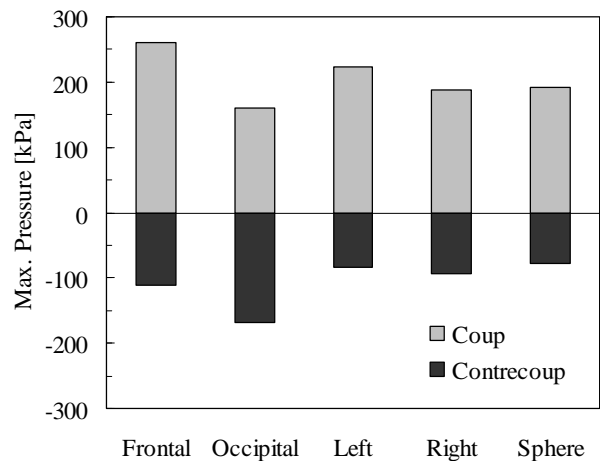


Fig.5 Variation of the maximum pressure in case of the impact load which maximum load is 7000N and duration time is 5ms with respect to the location of impact

Impact, Proc. The 21st Stapp Car Crash Conference, SAE Paper 77092, pp.339-366(1977)

(5)仲町英治ほか, 静水圧応力負荷による応力基準神経細胞損傷評価手法の開発, 日本機械学会論文集(A編), Vol.73, No.734, pp.1183-1188(2007)