

A11 形状忠実な頭部物理・有限要素モデルによる

脳挫傷発生メカニズムに関する研究

Experimental and simulation studies for the brain contusion mechanism

by using a physical and FE model with high shape fidelity

○正 宮崎 祐介 (金沢大) 学 穴田 賢二 (金沢大)
正 立矢 宏 (金沢大) 正 放生 明廣 (金沢大)

Yusuke MIYAZAKI, Kanazawa University

Kenji ANATA, Kanazawa University

Hiroshi TACHIYA, Kanazawa University

Akihiro HOJO, Kanazawa University

It has not been clarified the reason why brain contusion tends to occur mostly at frontal part of a brain in each case that the impact is subjected at frontal or occipital part of the head. Therefore, the purpose of this study is to discuss a mechanism of cerebral contusion occurring at the impact site, called 'coup', and the site opposite the impact called 'contrecoup', from results of both experiments and simulations. Both a high-shape fidelity physical model of a human head and the Finite Element (FE) model were constructed from same medical images of a subject's head. Both high impact simulations in case of possible brain injury and low impact experiments were carried out to investigate intracranial pressure responses. The results showed that pressure concentrates at the frontal region more than the occipital region, which corresponds with clinical data.

Key Words: Brain contusion, FE model, Physical model, CT, MRI

1. 緒 言

頭部傷害は、スポーツ事故、転倒事故、交通事故等さまざまな衝撃形態において発生し、重篤である。例として、交通事故を挙げると、頭部傷害を原因とした死者は全死者の約半数を占めている⁽¹⁾。現在、頭部傷害による死傷者を減らすためにヘルメットやエアバッグなどの防護用品が設計されている。しかし、現状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、実際の頭部傷害にはそれほど関係がないと言われている。そこで、頭部傷害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。

しかし、脳外傷メカニズムは完全に解明されているわけではないようである。例えば、脳挫傷の傷害メカニズムに着目すると、脳挫傷は衝撃部位が前頭部であるにしろ後頭部であるにしろ前頭部に頻発することが臨床的研究結果より知られている⁽²⁾。このような現象のメカニズムは未だに解明されていない。

このような未解明の頭部傷害発生メカニズムを解明するために次の4種の方法が試みられている。一つは屍体を用いた実験である⁽³⁾。屍体実験は実人体に対し、実際に傷害が発生するような衝撃レベルを与えることができるという利点がある。しかし、倫理的にもコスト的にも問題が多く、簡単に実験を行えないという問題がある。事実、人体屍体頭部を用いた実験で現在利用可能なものは数例のみである。同様に動物を用いた実験も生理学的反応を計測できる点で非常に有用であるが、解剖学的構造が人体とは異なることによるスケールアップの問題および倫理的問題からも困難な面がある。

3種類の方法として物理モデルを用いた方法がある。これまでいくつかの頭部物理モデルを構築し実験が行われて

きたが、多くが頭部形状を球体や円筒により単純化している⁽⁴⁾。しかし、単純形状の頭部物理モデルは、頭蓋骨の複雑かつ非対称形状による脳への力学的影響を考慮できない。また、頭部は頭蓋、脳脊髄液、脳部を主要な構造として含み、それらの相対運動が脳の力学状態を左右することが予想されるが、それら3種の構造を含んだ物理モデルは構築されていない。そのため、実際の人体頭部内の力学的状態を十分に模擬できているとは言い切れない。

4種類の方法は、人体デジタル・モデルを用いたシミュレーションである。特に有限要素(FE)モデルが有効な手段とされ様々なモデルが構築されている⁽⁵⁾。これらのFEモデルは欧米で行われてきた数少ない屍体実験データにより精度検証されている。しかし、頭部FEモデルとこれらの屍体実験で用いられている個体は異なるため、得られる結果は当然異なり、モデルの妥当性を定性的にしか検証できないため、シミュレーションのみで脳外傷メカニズムを議論することは難しい。

そこで、本研究では人体頭部形状に忠実で同一形状を有する頭部物理モデルとFEモデルを特定被験者のCTおよびMR画像から構築し、物理モデルによる頭部の低速度衝撃実験とFEモデルによる高速度衝撃シミュレーションを行い、特に脳挫傷発生メカニズムについて考察を行うことを目的としている。

2. 形状忠実かつ同一形状を有する頭部FEモデルおよび物理モデルの構築

特定被験者の頭部CT/MRIデータより、同一形状を有しかつ形状忠実な頭部有限要素モデルと物理モデルを構築する過程は図1に示される。CT及びMRデータより頭蓋骨部及び脳部の三次元CADデータが構築され、そのCADデ

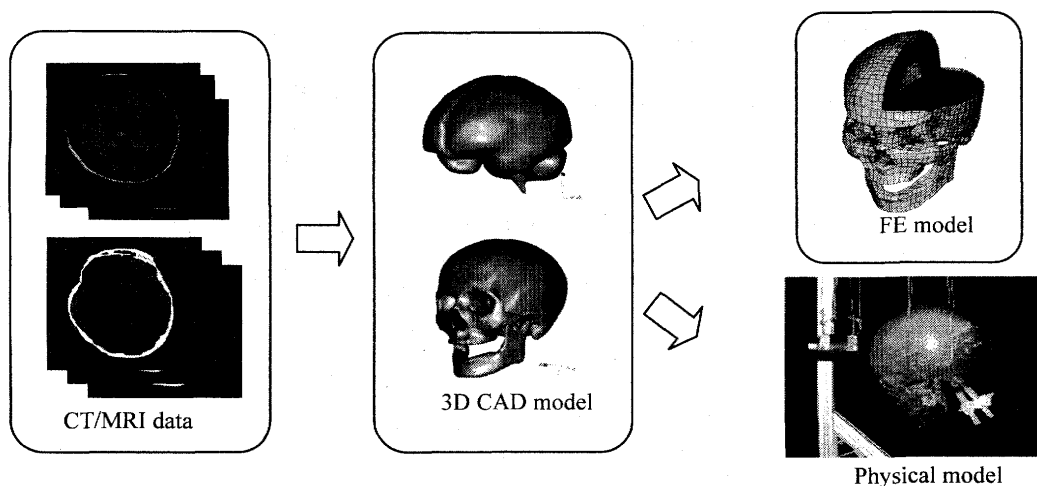


Figure 1 Schematic procedure for construction of a head FE and physical model.

ータより FE モデルおよび物理モデルが構築される。

脳挫傷は頭蓋内の圧力変動により発生するという仮説が存在する。まず、高い圧力変動の発生には、密閉された頭蓋内に満たされた非圧縮性流体である脳脊髄液及び高い非圧縮性を有する脳部の体積変化が大きく影響を受けると考えられる。そこで、頭部モデルには、頭蓋骨、脳、脊髄液を少なくとも包含することが求められる。

また、これまででは、多くが頭蓋骨形状を単純化したモデルにより実験が行われてきた。しかし、著者らは頭蓋骨形状が特に頭蓋内の圧力分布に影響を及ぼすことをシミュレーションにより明らかにした⁽¹⁾。そこで、実際の人体頭部の CT/MR 画像より形状忠実な頭蓋骨物理モデルを構築する必要があると考えられる。

2.1. 頭部構造の抽出と三次元モデルの構築

筑波大学より提供された日本人成人男性 1 名の頭部 CT と MRI 画像より頭蓋骨および脳部の抽出を行った。なおこれらの画像の撮影に当たっては筑波大学医学部の倫理委員会の承認を経ている。頭部断層画像のスライス厚は 2mm であり、その数は頭頂部から頸部まで計 128 枚である。また、断層画像一枚あたりの大きさは 512×512 ピクセルである。骨部を明確に識別可能な CT 画像より、頭蓋骨の形状を、MRI 画像から脳の形状を ZedView(株)レキシシーを用いて抽出し、それぞれのポリゴンモデルを構築した。

次に、それぞれのポリゴンモデルに対し Geomagic Studio(Raindrop Geomagic Inc.)を用いて形状の修正とスムージングを行うとともに、頭蓋骨と脳のサーフェスモデルを組み合わせ頭部の三次元ポリゴンモデルを構築した。

三次元ポリゴンモデルは頭部 FE モデルを構築するために非一様有理 B スプライン(NURBS: Non-Uniform Rational B-Splines)サーフェスが貼り付けられ、三次元サーフェスモデルとして出力される。また頭部物理モデルを構築するために、三次元頭部ポリゴンモデルは STL 形式でも出力された。

2.2 頭部 FE モデルの構築

2.2.1 頭部 FE モデルの要素分割

2.1 節で構築された三次元サーフェスモデルに対し、Hypermesh(株)アルテアエンジニアリングを用いて要素分割を行い、基本頭部 FE モデルを構築した。

図 1 に示すように、基本頭部 FE モデルは 3 層構造の頭蓋骨(外板、板間層、内板)、顎(海綿骨、緻密骨)、脳脊髄液

(CSF)、髄膜(硬膜、大脳鎌、小脳テント、軟膜)、脳(大脳左右半球、小脳、脳幹)から構成されている。

板間層と顎の海綿骨及び脳と CSF は六面体一次要素、外板、内板と顎の緻密骨硬膜大脳鎌と小脳テントと軟膜は四角形膜要素から構成される。解析ソルバーには LS-DYNA ver.971 を用いた。モデルの要素および節点数を表 1 に示したが、本モデルは 17096 の節点と 22602 要素から成り立つ。

2.2.2 頭部 FE モデルの材料特性

材料特性は表 1 に示すようにこれまでに報告されている屍体実験および FE モデルの値を参考に定義した。例えば脳を非圧縮性の線形粘弾性でモデル化し、水と同じ体積弾性率を与えた⁽⁵⁾。CSF は状態方程式に基づく流体モデルとした。頭蓋骨と顎骨は線形弾性体でモデル化した⁽⁷⁾。同様に髄膜も線形弾性体とした⁽⁷⁾。また、頭蓋骨と脳の間での相対運動を表現するために、硬膜と CSF の間をすべり接触を定義した。

2.2.3 頭部 FE モデルの検証

構築した基本頭部 FE モデルの妥当性を確認するために、並進衝撃をうける脳の圧力応答を調べた Nahum ら⁽³⁾の屍体実験と比較した。実験では、屍体の頭部をフランクフルト面から 45° 傾けた状態で前頭部に 5.56 kg のインパクトを衝突速度 9.94 m/s で衝突させ、頭部内に取り付けられた圧力計により頭部内の圧力を測定している。シミュレーションでは、頭部モデルの前頭部に実験で測定されたインパクトによる荷重を分布荷重として与えた。図 2 は衝撃側と対

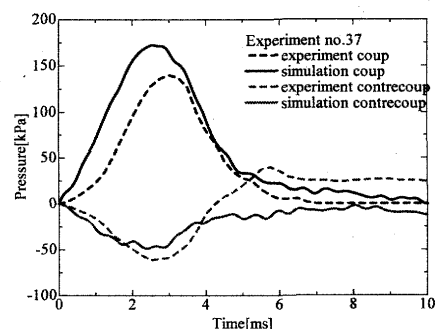


Fig.2 Comparison of pressure responses between Nahum's experiment (No.37) and simulation

Table 1 Number of nodes/elements and material properties used in the FE model

Part	Element type	Number of Nodes	Number of Elements	Material Property	Density ρ [kg/m ³]	Young Modulus E [GPa]	Bulk Modulus K [GPa]	Poisson Ratio ν	Shear Modulus [GPa]		Decay Constant β	
									G_0	G_∞		
Right Cerebrum	Solid	3807	3259	Linear Visco elastic	1040		2.19		1.0E-5	2.0E-6	80	
Left Cerebrum	Solid	3807	3259									
Cerebellum	Solid	855	654									
Brain Stem	Solid	104	70									
Pia Mater	Membrane	2261	2256	Elastic	1133		0.45					
Falx	Membrane	316	303									
Tentorium	Membrane	180	152									
Dura mater	Membrane	1564	1556									
CSF	Solid	4371	2632	EOS	1040							
Inner Table	Shell	1564	1556	Elastic	2000	15.0		0.22				
Outer Table	Shell	2332	2334									
Cortical Mandible	Shell	374	372									
Diploe	Solid	5878	3910	Elastic	1300	1.0		0.24				
Spongy Mandible	Solid	453	228									
Total		17096	22602									

側における圧力応答の実験結果とシミュレーション結果の比較をしたものである。シミュレーション結果においても衝撃側で正圧、対側で負圧が発生し、実験結果と定性的に傾向が一致することがわかった。シミュレーション結果と実験結果の間には定量的には差が生じたが、これは頭部形状や材料特性などが屍体実験で用いられた個体と異なるからである。

2.3 頭部物理モデル及び実験装置の構築

2.3.1 頭部物理モデルの構築

本研究で構築した頭部物理モデルは頭蓋骨部物理モデルと脳部物理モデルとその間隙を満たす水により成り立っている。

頭蓋骨部物理モデルの製作には成人男性の頭部 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、ラピッドプロトタイプ装置(SOUP II 600GS:シーメット)に読み込ませ、光造形法により頭蓋骨部物理モデルを製作した。頭蓋骨部物理モデルはエポキシ系樹脂(HS-680:シーメット)で構成される。製作した頭蓋骨部物理モデルを図 3(a)(b)に示す。図 3(b)に記されるように本頭蓋骨モデルは複雑な形状を有する頭蓋底や左右非対称な形状を有しており、十分に人体の頭蓋骨が有する特徴を表現できている。

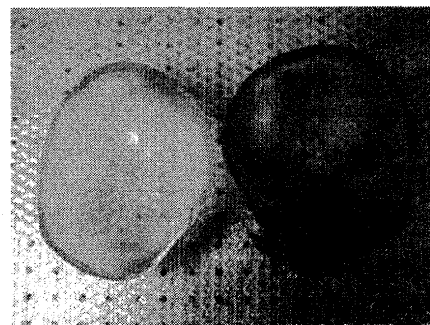
脳部物理モデルは、同一個体の MRI 画像より構築された脳の三次元 CAD データを利用した。この CAD データからラピッドプロトタイプ装置により脳の型を製作し、それにシリコンゲル(KE-1052:信越シリコン)を注入し、硬化させることで脳部物理モデルを製作した。製作した脳部物理モデルを図 3 に示す。脳部物理モデルは右脳、左脳、小脳から成り立っており、脳の主要な構造がモデル化されている。

次に頭蓋骨部物理モデルを水平面で切断し、脳部物理モデルを挿入し、シリコン系の接着剤を用いて頭蓋骨の接合し密閉した。頭蓋と脳間の間隙を水で満たし脳脊髄液を模擬した。これにより脳は頭蓋内に浮いた状態になっており、頭蓋骨に衝撃力が作用すると頭蓋と脳は相対運動する。

頭蓋骨部の前頭部及び後頭部に圧力計



(a) front view



(b) skull base

Fig.3 Skull physical model

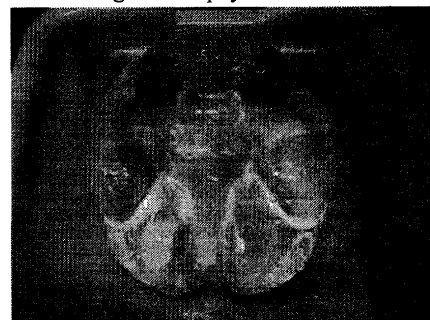


Fig.1 Skull physical model

(PDB-PA200KPAS:東京測器)を埋め込み、衝撃直下側および衝撃対側の圧力応答を計測できるようにした。前頭部の圧力計は眉間から30mm上に取り付け、後頭部の圧力計は前頭部の圧力計と対称な位置に取り付けた。

2.3.2 実験装置の構築

頭部衝撃実験装置は図4に示すように振り子式の衝撃実験装置である。頭部物理モデル及びインパクトはワイヤによってフレームに吊り下げられており、インパクトを所望の高さから自由落下させることにより、頭部物理モデルに衝突させることが出来る。

頭部物理モデルの左右の乳様突起および頬骨弓部に穴があけられており、そこに計4本のワイヤを通すことにより頭部物理モデルの衝撃角度を調整することが可能である。

インパクトも同様にフレームから4本のワイヤで吊り下げられ、最大1mの高さから振り下ろすことができる。インパクトは直径50mmの軟鋼丸棒の表面に発泡ゴムを貼り付けた構造をしており、接触時間を調整できるようにした。また、加速度計(ARE-A1000:東京測器)がインパクトに取り付けられており、衝突時に得られる応答にインパクトの質量を乗じて衝突時の荷重応答の算出を行った。

3.頭部物理及びFEモデルによる衝撃実験及びシミュレーション

3.1 解析及び実験条件

3.1.1 有限要素シミュレーションの条件

頭部傷害が発生しうる衝撃条件を頭部FEモデルに課すために頭部FEモデルの頭蓋骨にHIC(Head Injury Criterion)=1000に相当する最大 1394 m/s^2 で持続時間が10msの半正弦波状の並進加速度を与えた。衝撃方向は、前方及び後方とした。頭部は後述する物理モデル実験と同様の衝突角度となるように 30.4° 前方に傾けた。このときに衝撃側と対側で発生する圧力応答を計測し、衝撃方向と頭蓋内各部位に発生する圧力応答の関係を調べた。

3.1.2 物理モデルを用いた衝撃実験の条件

インパクトの質量は3, 4, 5kgの三段階に変化させ、衝突速度は1, 1.5, 2m/sの三段階に変化するように5cmから20.4cmまで落下高さを変化させた。衝突方向は前方及び後方とした。頭部モデルは衝撃点から前頭部圧力計および後頭部圧力計までの垂直距離が等しくなるように 30.4° 前方に傾けた。すべての実験条件において5回の実験が行われ、衝撃力及び圧力応答の平均値及び標準偏差が求められた。

3.2 シミュレーション及び実験結果と考察

3.2.1 衝撃シミュレーションの結果

図5(a)に前頭部衝撃において前頭部及び後頭部において発生した最大圧力応答を示し、図5(b)に後頭部衝撃におけるこれらの応答を示した。

これらの図よりわかるようにいずれの衝撃方向においても衝撃側において正圧が生じ、衝撃と反対側には負圧が生じている。つまり前頭部衝撃では前頭部に正圧、後頭部に負圧が生じ、後頭部衝撃では後頭部に正圧が、前頭部に負圧が生じている。

また、いずれの衝撃方向においても前頭部において発生する最大正圧、負圧の絶対値は後頭部において発生するそれらよりも大きい。前頭部衝撃の場合に前頭部において発生した最大正圧は 118 kPa であり、後頭部で発生する最大負圧は -50 kPa であった。一方で後頭部衝撃においては後頭部

で発生した最大正圧は 36 kPa であるのに対し、前頭部で発生した最大正圧は -129 kPa であった。

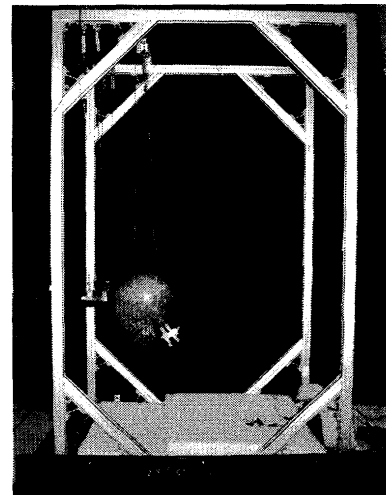
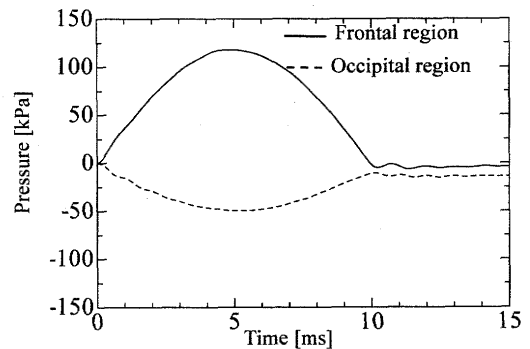
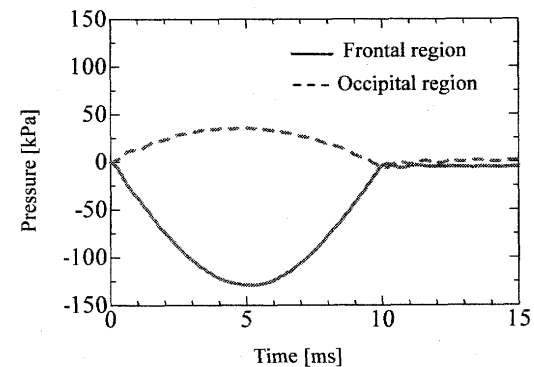


Fig.4 Experimental apparatus



(a) Case of frontal impact



(b) Case of occipital impact

Fig.5 Maximum pressure responses at frontal or occipital region obtained in simulations

3.2.2 衝撃実験の結果

図6(a)に実験結果の例としてインパクトを質量3kg、衝突速度2m/sの条件の下に、頭部物理モデルの前頭部に衝突させた際の前頭部及び後頭部において観測した圧力応答を示した。同様に図6(b)にインパクトの条件が同条件の下で、物理モデルの後頭部に衝突させた際の圧力応答を示した。さらに表2及び3に質量3kgにおいて衝突速度を変化させた際の頭部物理モデルに作用する衝撃荷重および前頭部と後頭部に発生した最大圧力の平均値と標準偏差の値を示し

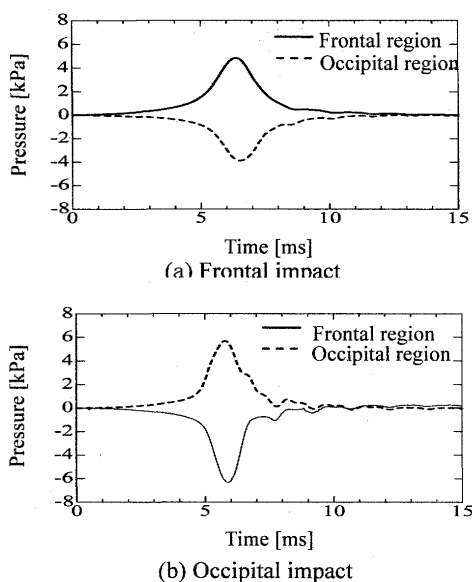


Fig.6 Mean pressure responses measured in the frontal and occipital region

た。

これらの図よりわかるように圧力応答の波形は単峰性で持続時間はおよそ 10ms 程度であり、衝撃側で正圧が対側で負圧が生じており Nahum の死体実験の傾向と比較して比較的近い傾向を生じている。

また表 2 及び 3 よりわかるように、前頭部衝撃においては衝撃直下側に発生する正圧の方が衝撃対側の後頭部に発生する負圧よりも高いことが分かる。一方で、後頭部衝撃においては衝撃直下側の後頭部に発生する正圧よりも衝撃対側の前頭部に発生する負圧の方が高くなるという結果を得た。この傾向は他の衝撃速度においても共通する傾向であるととも高速度シミュレーションの傾向と一致する。

3.3 考察

衝撃側で正圧が、対側で負圧が発生し、さらに衝撃方向に関わらず後頭部よりも前頭部において高い圧力が発生するという現象が高速度シミュレーションおよび低速度実験のいずれの場合においても観測された。これは、これまで行われてきた円筒や球といった単純形状の実験モデルでは観測されなかった現象である。

前頭部において圧力が高い理由として、頭部の非対称かつ複雑な形状が影響していると思われる。つまり、前頭部は後頭部と比較して断面積が小さく、曲率も大きい。これにより前頭部に圧力が集中する傾向が現れると考えられる。

また、実際の事故時には前頭部に衝撃を受けると衝撃側で脳挫傷が発生するが、後頭部に衝撃を受けても衝撃側と反対の前頭部に脳挫傷が発生することが知られている⁽²⁾がこれは本研究で得られた圧力応答の傾向と一致している。

4. 結論

本研究では頭部物理モデルおよび FE モデルを CT/MR 画像より構築することにより、頭部の非対称かつ複雑な形状を忠実に再現した。このように実際の人体形状に忠実にモデル化することにより、頭蓋内の圧力分布に頭部形状が大きく影響を及ぼすことが明らかにされ、これまで解明され

Table 1 Mean and S.D. values of the impact force, the initial peak of the intracranial pressure in the frontal and occipital region in the case of frontal impact

Calculated impact velocity [m/s]	Impact force [N]	Peak intracranial pressure [kPa]	
		Frontal	Occipital
1.0	18.2 ± 1.0	0.59 ± 0.03	-0.33 ± 0.02
1.5	66.7 ± 4.9	2.02 ± 0.13	-1.37 ± 0.11
2.0	172 ± 4.6	4.99 ± 0.13	-3.92 ± 0.11

Table 2 Mean and S.D. values of the impact force, the initial peak of the intracranial pressure in the frontal and occipital region in the case of occipital impact

Calculated impact velocity [m/s]	Impact force [N]	Peak intracranial pressure [kPa]	
		Frontal	Occipital
1.0	23.4 ± 0.6	-0.62 ± 0.05	0.56 ± 0.02
1.5	123 ± 5.0	-3.10 ± 0.12	3.00 ± 0.11
2.0	252 ± 8.6	-6.57 ± 0.10	5.91 ± 0.26

てこなかった脳挫傷発生メカニズムに対して新たな知見を与えることができた。

謝 辞

本研究の一部は科研費補助金（課題番号：18800015）及び（財）三井住友海上福祉財団の助成を受けたものである。記して謝意を表する。

参考文献

- (1) 警察庁交通局, 平成 17 年中の交通事故発生状況, (2006), <http://www.npa.go.jp/toukei/index.htm#koutsuu>
- (2) 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)
- (3) Nahum A.M., et al., Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact, Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference, 770922 (1977)
- (4) 例えば青村茂ほか, 外部衝撃の入力時間に着目した脳挫傷のメカニズムについて, 日本機械学会 2006 年度年次大会講演論文集, Vol.5, pp.73-74(2006)
- (5) 例えば Zhang L., et al., Recent Advances In Brain Injury Research : A New Human Head Model Development And Validation, Stapp Car Crash Journal, Vol.45, pp. 369-393 (2001)
- (6) Jonas A. Pramudita, 宮崎祐介ほか, 並進及び回転衝撃を受ける脳の応答と頭部形状個体差の影響, 日本機械学会 2006 年度年次大会講演論文集, Vol.5, pp.71-72(2006)
- (7) Kleiven S., et al., Consequences of head size following trauma to the human head, Journal of Biomechanics, Vol.35, p.153-160 (2002)