

人体傷害予測のための頭部シミュレーションモデルの開発

Development of Human Head Simulation Model for Predicting Probability of Head Injuries

渡邊 竜司
Ryoji Watanabe

伊藤 雅人
Masato Ito

難波 嘉彦
Yoshihiko Namba

岸本 隆
Takashi Kishimoto

要 旨

商品の落下あるいは人の転倒といった日常生じうる事故においても、人に重大な危害を与えない安心・安全な商品開発を実現するために、商品の安全性を定量的に評価することが求められている。これまでの評価は人体ダミー人形を用いて行ってきたが、実商品がないと計測ができないことや、測定項目が限定されるなどの問題が存在する。そこで、安全性を評価する新しいツールとして人体シミュレーションモデルをコンピュータ上で構築することとした。

本稿では、特に商品が落下して頭部に当たってしまったときに頭蓋骨骨折を引き起こすか否かを評価するために行った、頭蓋骨骨折を表現できる頭部シミュレーションモデルの構築、および頭蓋骨発生クライテリアの決定方法について述べる。

Abstract

Developing procedures for quantitative evaluation of product safety is necessary to manufacture safe and secure products which could protect people even in the case of an accidents, such as falling products hitting them or people falling over. Recently, the evaluation of product safety is conducted mainly using human dummies, but there are some problems, for example, the fact that only products which have actually been constructed can be evaluated or that the varieties of evaluated physical quantities are limited. To resolve these problems, we constructed a human simulation model on the computer as a new tool for evaluating product safety.

In this paper, the case of falling products hitting a human head was focused on. How to construct the human head model on the computer to know whether or not a skull fracture may occur was noted. Also, how to decide the criterion for skull fractures was noted.

1. はじめに

近年、商品の安全性がますます重要視されるようになってきており、安全な商品開発のためにリスクアセスメントの実施がISO12100によって規格化されている。リスクアセスメントとは、リスクの見積もりからリスクを許容可能なレベルに低減するまでの一連の安全設計プロセスのことを指し、製造者はできる限り安全な商品を作ることが求められている。当社商品においても、高所取り付け商品やエッジなどが、地震による落下や人の転倒による衝突などにより、人に危害を加える可能性を完全になくすることは困難であることから、万が一の事態にも人に大きな危害を与えない設計を行うことが重要となっている。

ここで、リスクとは「傷害の程度」と「その事象の発生頻度」の積として定義されており、リスクを把握するためには傷害の程度を定量化することが重要となる。このことから、これまで人体を模擬したダミー人形（以下、ダミーと記す）による実験を行ってきた。しかし、本稿で取り上げるような人身傷害評価は、家電業界ではほとんど取り組まれておらず、自動車業界で開発されてきたダミーを転用しているのが実情であることから、課題も生じていた。例えば、頭部傷害は内蔵された加速度セン

サによって計測されるため、頭部が低速度で押しつぶされた場合には加速度が発生せず、傷害が正しく評価されないことが課題となる。また、ダミー評価では実商品が必要なため、商品開発の下流工程にならないと評価できないという設計効率上の問題も生じていた。そこで筆者らは、加速度や荷重、応力など、さまざまな物理量を使用して人身傷害を評価できること、またCAD（Computer Aided Design）データを用いることによって商品の設計段階でも評価ができることを目的として、人をコンピュータ上で再現する技術開発を行ってきた。

本稿では、これらの中から最も傷害の程度が大きいと考えられる人体頭部への傷害を対象とし、頭蓋骨骨折を評価可能とする人体頭部シミュレーションモデル（人体頭部有限要素モデル）の構築、および骨折発生クライテリアの設定手法について述べる。

2. 人体頭部有限要素モデルの構築

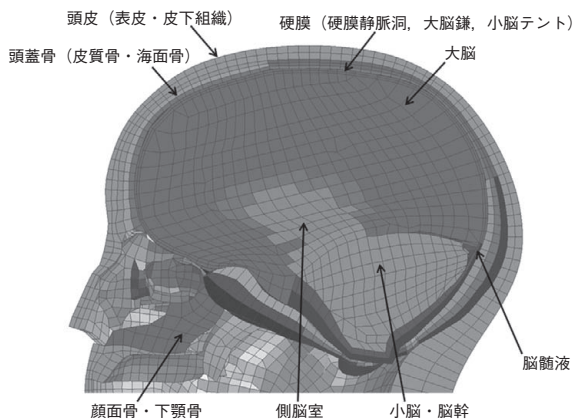
2.1 人体頭部有限要素モデル

構築するモデルは詳細な頭部傷害を評価可能とするために、頭皮、脳、頭蓋骨など頭部組織を詳細に再現することとし、解析は材料の非線形性や粘弾性特性などを再現可能な陽解法による有限要素解析により実施した。

上記の手法でモデルを構築するためには、大別すると以下の4つのステップが必要となる。

- (1) 形状データの取得
- (2) 人体組織の材料特性の取得
- (3) 人体実験データの取得
- (4) 人体実験と同条件の解析による妥当性検証

本稿で述べるシミュレーションモデル開発においては、(1)(2)に関しては、日本イーエスアイ(株)が販売している汎用人体頭部モデル(H_Headモデル, 第1図)を応用することとし、頭蓋骨骨折を表現するのに重要と考えられる頭蓋骨および頭皮の材料特性を変更することにより改良を加えた。一方、(3)(4)に関しては、論文調査により過去に行われた頭蓋骨への荷重付加実験の実験データを取得し、モデルの改良および妥当性検証に使用した。詳細は次章以降に述べる。

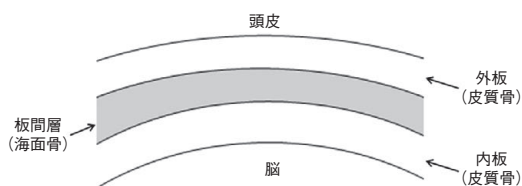


第1図 人体頭部有限要素モデル

Fig. 1 Human head finite element model

2.2 人体組織の材料特性の取得 (文献値)

頭蓋骨は外側から外板、板間層、内板と呼ばれる3層構造をなしており、皮質骨と呼ばれる硬い層が海面骨と呼ばれるスポンジ状の柔らかい層を包む(第2図)。海面骨と皮質骨の材料特性は大きく異なるため、これらを区別してモデル構築を行った。人の頭蓋骨の材料特性を計測した西本らの文献[1]を参考に、第1表に示す材料特



第2図 頭蓋骨の構造

Fig. 2 Bone architecture

性を本モデルの材料特性として使用した。骨は弾塑性体として定義した。

第1表 骨の材料特性

Table 1 Material properties of bones

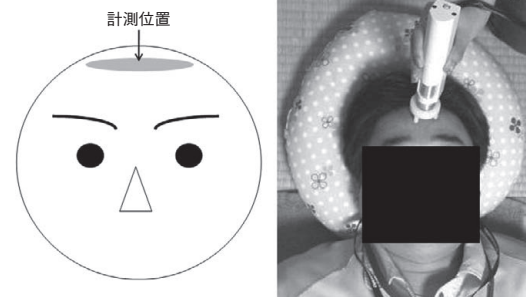
材料特性	皮質骨	海面骨
密度 [kg/m ³]	1850	600
ヤング率 [MPa]	8750	4660
ポアソン比	0.25	0.06
降伏応力 [MPa]	5.3	60
接線係数 [MPa]	1160	60

2.3 人体組織の材料特性の取得 (実験)

皮膚は、外側から表皮、真皮に分けられ、真皮と骨の間には皮下組織が存在する。今回のモデルでは、これら部位は骨と比較して柔らかく、解析に大きな影響を及ぼさないと考えられることから、表皮、真皮、皮下組織の3層を区別せずに1層の軟組織としてモデル化することとした。また、材料特性は文献値から取得することが困難であったため、モニタ実験により直接取得することとした。

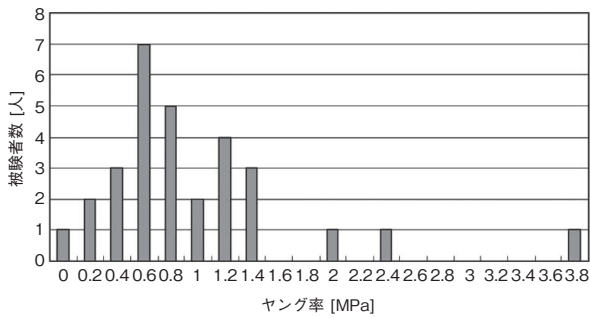
実験では接触インピーダンス法を用いて皮膚のヤング率を計測することとした[2]。計測部位は髪の毛の影響を排除するために額生え際(第3図)とし、計測姿勢は仰臥位で頭部が動かないように枕で固定した。接触子の押し込み速度は2 mm/s、押し出し変位は1 mmとし、変位が0.9 mm部分のヤング率を算出した。モニタは男性30名(30歳代・40歳代・50歳代それぞれ10名)であった。一人の被験者あたり6回計測し、試行によるばらつきが小さくなかったため、そのうちの最大値を採用した。

全モニタの頻度分布を、第4図に示す。実験結果より、ヤング率は正規分布をしていることがわかったが、年代間のヤング率に有意な差はなかった。ヤング率の平均値は1.09 MPa、標準偏差は0.77 MPa、最大値は3.94 MPa、最小値は0.11 MPaであった。



第3図 皮膚特性取得位置と実験の様子

Fig. 3 Measurement region of skin and experimental set up



第4図 ヤング率の分布
Fig. 4 Distribution of Young's modulus

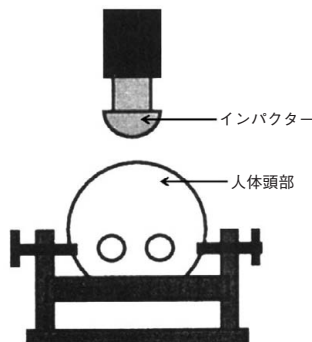
得られた結果を元に、シミュレーションにおいて皮膚のヤング率をフィッティングし、本モデルのヤング率は1.85 MPaとして弾性体として定義した(第2表)。取得した材料特性は、準静的荷重下のものであり、皮膚は粘弾性特性をもつことが考えられる。これらを考慮するために、モデルには粘性を定義した。

第2表 皮膚の材料特性
Table 2 Material properties of skin

材料特性	
密度 [kg/m ³]	900
ヤング率 [MPa]	1.85
ポアソン比	0.3

2.4 妥当性検証のための人体実験データの取得

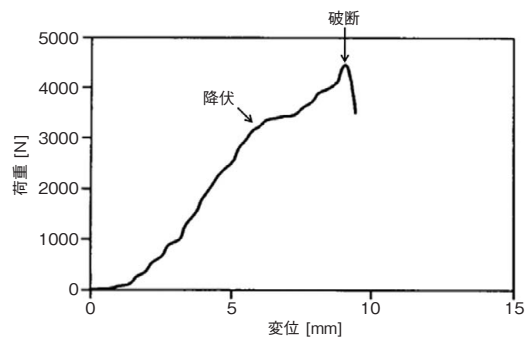
頭部モデルの妥当性検証を行うためには、実際に人体頭部を使用した実験値との比較が必要である。そこで、モデルの妥当性検証のための人体実験データをYoganandanらの論文より取得した[3]。Yoganandanらは、人体屍体頭部から顎部位を切除した頭蓋を被験体として、第5図に示すように頭蓋骨下端を支持台に完全に固定して実験を行った。インパクトは準静的(2.54 mm/s)



第5図 実験の様子
Fig. 5 Experimental set up

および動的(7200 mm/s)条件で頭部に垂直に押し込まれ、インパクトの変位-荷重曲線が計測されている(第6図)。

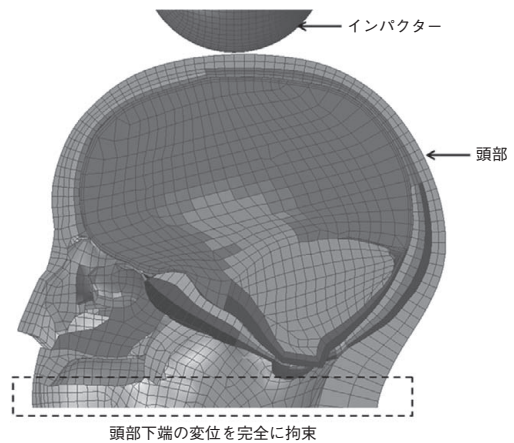
第6図に実験結果を示す。取得されたデータには、骨の降伏、あるいは破断(破壊)が荷重応答の急激な変化によって現れている。また、人体は材料非線形性をもつことから、実験結果も非線形となっていることがわかる。外板に降伏が生じた段階で、頭部には重大な傷害が生じていると考えられることから、シミュレーションでは外板の降伏点までに限定してモデルの妥当性検証を行うこととした。



第6図 実験結果
Fig. 6 Experimental result

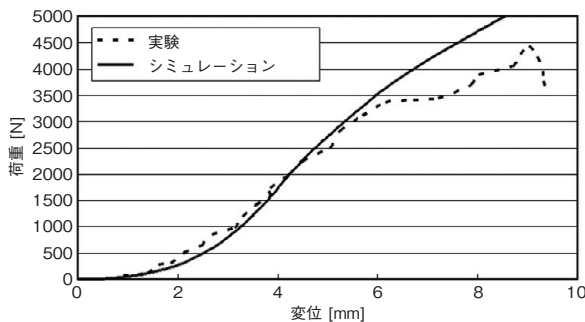
2.5 頭部FEMモデルの妥当性検証

2.4節で示した実験結果を元に頭部モデルの妥当性検証を行った。実験と同条件とするためにモデルの顎部を削除し、下端を完全固定することによって、実験条件を再現した。同様にインパクトも実験と同形状のモデルを構築した。解析に用いたモデルを第7図に示す。



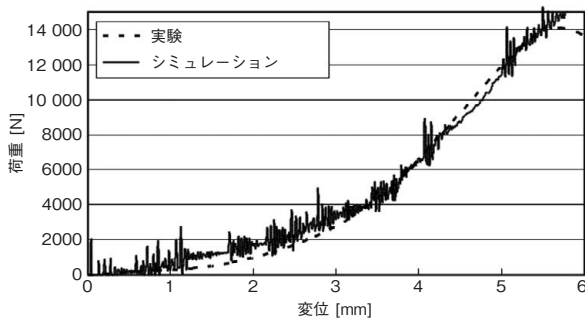
第7図 シミュレーション条件
Fig. 7 Simulation condition

インパクトを準静的荷重 (2.54 mm/s)、動荷重 (7200 mm/s) の一定速度で頭部モデルに押しつけ、その際のインパクトの変位-荷重曲線を、実験結果と比較した。結果を第8図、第9図に示す。準静的荷重、動荷重どちらも骨の降伏、破断後の応答は実験値と差異が生じているが、弾性域に関しては実験値とシミュレーション結果はよく一致していることがわかり、モデルの妥当性が示された。



第8図 シミュレーション結果 (速度2.54 mm/s)

Fig. 8 Simulation result (Velocity 2.54 mm/s)



第9図 シミュレーション結果 (速度7200 mm/s)

Fig. 9 Simulation result (Velocity 7200 mm/s)

3. モデルを使用したクライテリアの考察

3.1 物理量の選定

2章で構築したモデルを実商品の設計に生かすためには、骨折の発生クライテリアを設定し、傷害の有無を判定する必要がある。実験結果からは荷重(もしくは変位)によるクライテリアの設定は可能であるが、これらによる評価では、衝突物の形状による差異を考慮することができない。そのため、応力など衝突物形状を考慮可能な物理量による評価が有効である。したがって、2章で示した解析を使用して、実験で破壊が生じたときに頭部に働く応力を算出することとした。なかでも、実験結果では頭蓋骨折は頭蓋骨内板より発生したと報告されてい

るため、頭蓋骨内板に発生する応力に着目することとした。

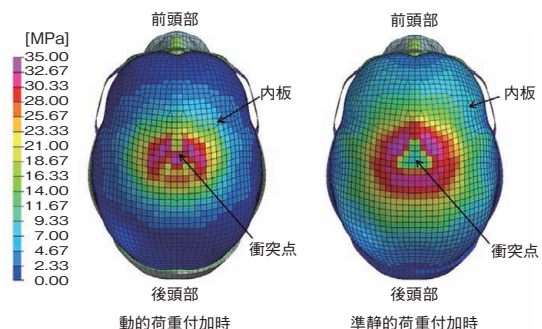
頭部への荷重付加実験では準静的荷重付加時には骨の降伏の後に骨の破断が生じている(第8図)。一方、動荷重負荷実験では、降伏が生じずに破断する(第9図)。また、Delilleらが報告している骨の単体実験においても、降伏現象は確認されていない[4]ように、実験条件によって降伏現象の有無が変化する。しかし、第8図に示される骨の降伏現象は、破断には至っていないまでも、頭部に重大な傷害が生じていると考えられ、実験結果として降伏の有無が確認されたか否かという論点と、頭部への傷害の有無の論点は必ずしも同一ではない。したがって、本研究では降伏現象が見られる場合は降伏、見られない場合は破断が生じた荷重が頭部に働いた際の応力値を骨折クライテリアとして考えることとした。先行研究[5]によれば、骨折クライテリアはミーゼス応力もしくは第一主応力を使用して考察が行われている。したがって本稿では、両物理量ともに着目することとした。

3.2 動的荷重と準静的荷重による応力の違い

ミーゼス応力、および第一主応力のコンター図を示す(第10図、第11図)。準静的荷重付加時は、降伏が生じるときのコンター図、動荷重付加時には破断時のコンター図を示している。また、内板に着目するため、インパクト、皮膚、外板、板間層は非表示とした。

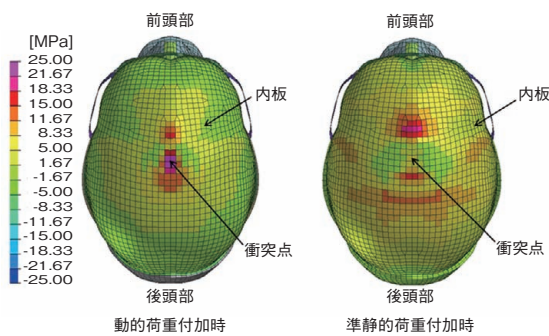
第10図、第11図に示すように、頭部に動的な荷重が働くよりも準静的な荷重が働いたときの方が、広範囲に応力分布が生じた。また、ミーゼス応力では、インパクトの衝突直下を中心に応力集中が見られるが、第一主応力では準静的な荷重が働いた際にインパクト接触直下よりも前方に応力集中が生じることがわかった。

このとき、頭部に生じた最大応力を、第3表に示す。準静的、動的荷重によらず、同程度の応力値を示してい



第10図 頭部に生じるミーゼス応力 (上から見たとき)

Fig. 10 Von Mises stress at bone (Top view)



第11図 頭部に生じる第一主応力 (上から見たとき)
Fig. 11 1st principal stress at bone (Top view)

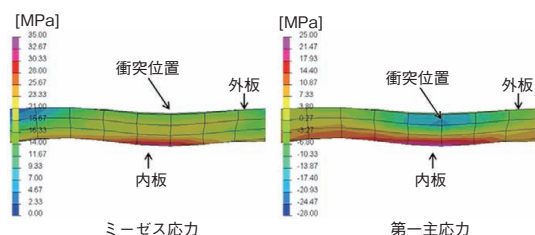
ることがわかり、どちらの物理量を使用しても速度によらず頭蓋骨骨折発生クライテリアを一定値に決めることができる可能性が示唆された。

第3表 骨折時に頭部に生じた最大応力
Table 3 Maximum stress at bone fracture

荷重条件	ミーゼス応力 [MPa]	第一主応力 [MPa]
動的荷重 (速度7200 mm/s)	33.7	24.1
準静的荷重 (速度2.54 mm/s)	33.8	20.2

3.3 ミーゼス応力と第一主応力の違いの検討

ミーゼス応力と第一主応力を比較する。比較を容易にするために、頭蓋骨のみに着目して内板、外板に働く応力値を、第12図に示す。第12図は動荷重付加シミュレーションにおいて骨折が生じた時間での頭部矢状断面のコンター図であり、頭蓋骨以外の部位は非表示とした。第12図を見ると、ミーゼス応力では、外板よりも内板に高い応力が発生していることがわかる。また、同様に第一主応力に着目すると、内板に引張応力、外板に圧縮応力が働いており、最大値は内板で24.1 MPa、外板で



第12図 ミーゼス応力と第一主応力の比較
Fig. 12 Comparison of von Mises stress and 1st principle stress

-27.6 MPaであった。一般に、材料は圧縮では破壊されないことを考えると、どちらも内板から破壊が生じたという実験結果に合致することがわかった。

3.4 骨折発生クライテリアの考察

頭部モデルを使用して、骨折発生時に頭蓋骨に生じる応力値を算出した。その結果、骨折発生時には荷重速度によらず同程度の応力値が働くことが示された。このことは頭蓋骨発生クライテリアとして応力値に着目することが有効であることを示唆している。また、ミーゼス応力と第一主応力の結果の比較では、応力の分布に差異があったものの、現状の分析ではどちらも実験結果との矛盾点はなく、優劣をつけることができなかった。そのため、亀裂の伸展具合など、より詳細な比較を行うことが今後必要と考えられる。

また、現状では、ある一人の被験者をモデルに置き換えているため、個体差(年齢・性別・人種)を考慮することができていない。個体差は、結果に大きく影響を与えることが知られているが、人体実験データには限りがあり、詳細な検討は困難である。したがって、形状や材料特性をスケリングすることによって個体差を考慮することや、クライテリアに幅をもたせるなど、個体差を考慮した手法を考えていくことも今後必要になると考えられる。

4. まとめ

安心・安全な商品を実現するために、傷害を予測する手法が求められている。そのため筆者らは、コンピュータシミュレーションに着目して技術開発を行っている。その中から本稿では、頭蓋骨骨折の推定を可能とする頭部有限要素モデルの開発および骨折発生クライテリアの考察を行った。その結果、頭部有限要素モデルは荷重速度によらず頭部への衝撃を推定することが可能となった。また、頭蓋骨の破壊クライテリアとして、頭部を使用した解析を行うことでミーゼス応力、第一主応力による閾値(しきいち)を算出した。しかし、頭部に生じる応力分布を観察すると、ミーゼス応力、第一主応力で異なることが明らかとなったため、より高精度な予測を可能とするためには、骨折の進展具合などのより詳細な比較が必要となることが明らかとなった。また、個体差の考慮も行い、商品の安全性を精度よく評価できる手法を今後検討していくことも重要な課題として残された。

参考文献

- [1] 西本哲也 他, “ヒト頭蓋骨の機械的性質と急性硬膜外血腫の発生に及ぼす骨破壊の影響,” 日本機械学会論文集(A編), vol.61, no.591, pp.58-64, 1995.
- [2] 山本洋志郎 他, “生体軟組織の弾性率分布イメージング,” 生体医工学, 201-207, 2007.
- [3] Yoganandan N. et al., “Biomechanics of skull fracture,” Journal of Neurotrauma, vol.12, no.4, 1995.
- [4] Delille R. et al., “Experimental study of the bone behavior of the human skull bone for the development of a physical head model,” Taylor & Francis, vol.12, no.2, pp.101-108, 2007.
- [5] 片桐麻衣佳 他, “直接衝撃を受ける頭部の有限要素解析と骨折発生クライテリア,” スポーツアンドヒューマンダイナミクス2010講演論文集, 88-93, 2010.

執筆者紹介



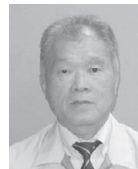
渡邊 竜司 Ryoji Watanabe
解析センター EMC・安全サポートグループ
EMC Safety Certification Group, Analysis Center



伊藤 雅人 Masato Ito
解析センター EMC・安全サポートグループ
EMC Safety Certification Group, Analysis Center



難波 嘉彦 Yoshihiko Namba
解析センター EMC・安全サポートグループ
EMC Safety Certification Group, Analysis Center
工学博士



岸本 隆 Takashi Kishimoto
エコソリューションズ社 品質・環境革新統括室
Quality and Environmental Innovation Office, Eco Solutions Company