

平成 30 年度 博士論文

マルチボディモデルと
頭部有限要素モデルによる
頭部外傷事故の再現解析と
脳損傷のリスク評価

首都大学東京
システムデザイン研究科
知能機械システム学域

学修番号 15989501

韓 露

指導教授 青村 茂 教授

平成 30 年 2 月

目 次

第1章 緒言	
1.1 研究背景	1
1.2 研究目的	6
1.3 本論文の構成	7
第2章 頭部外傷について	
2.1 頭蓋骨骨折	10
2.2 脳挫傷	11
2.3 硬膜下血腫	12
2.4 びまん性軸索損傷	13
2.5 脳震盪	14
2.6 高次脳機能障害	14
2.7 局在性脳損傷とびまん性軸索損傷 (DAI) の併発について	15
第3章 計算力学による頭部損傷予測	
3.1 ヒト全身数値モデル	18
3.1.1 MADYMOの説明	18
3.1.2 人体モデルについて	18
3.1.3 床面と環境モデル	19
3.2 頭部有限要素モデル	24
3.2.1 頭部モデルの構成及び構築	24
3.2.2 頭部モデルの検証	25
第4章 頭部外傷事故再現解析	
4.1 頭部外傷事故再現及び損傷評価システム	30
4.1.1 システム構成	30
4.1.1.1 事故再現手法	30
4.1.1.2 各種の頭部外傷の評価方法	31
4.1.1.2.1 発症閾値	31
4.1.1.2.2 発症リスク	33
4.2 事故情報について	35
4.3 実事故の解析	43
4.3.1 特定した場面を想定した仮想の事故再現解析	43
4.3.2 医療情報による事故の再現	50
4.3.3 ビデオによるスポーツ事故の再現	54

第5章 頭部外傷事故の評価結果について	
5.1 頭部外傷予防手段の評価.....	60
5.1.1 絨毯の防護効果.....	60
5.1.2 ヘッドバンドの頭部保護効果.....	64
5.2 診断支援について	72
5.2.1 脳震盪発症リスクの評価	72
5.2.1.1 柔道事故の脳震盪発症リスクの評価結果	72
5.2.1.2 神経損傷発症リスクの評価	75
5.2.2.1 自転車の転倒事故の脳震盪発症リスクの評価結果.....	75
5.2.2.2 風呂場の転倒事故の脳震盪発症リスクの評価結果.....	77
5.3 高次脳機能障害の評価手法	79
5.3.1 高次脳機能障害の評価	79
5.3.1.1 自動車衝突事故の再現結果	79
 第6章 考察	
6.1 各種頭部外傷予防手段の評価	82
6.2 脳震盪発症の評価手法 医療現場などでの診断支援.....	86
6.2 高次脳機能障害の評価手法としての期待.....	87
 第7章 結論	
 参考文献	

第 1 章

緒言

1. 1 研究背景

人間の頭部に何らかの衝撃が加わった場合、頭部には様々な損傷が起きる。頭蓋内部に生じる脳損傷には脳挫傷や硬膜下血腫、びまん性軸索損傷（DAI）などの病態が存在する。頭部外傷を引き起こす原因として、交通事故、転倒・転落事故、スポーツ事故などの外傷事故が挙げられている。

交通事故については、平成 24 年の人口動態統計結果の中、不慮の事故における死亡者数の内、交通事故による死亡者は多数を示す¹⁾。2011-2015 年の間に日本外傷データベースに登録されたデータによると、頭部外傷の重症例の中、交通事故による受傷例は約 40%を占める²⁾。近年では、重症頭部外傷のあとに、認知障害が起こし、日常生活に支障をきたす“高次脳機能障害”は社会的に注目される。

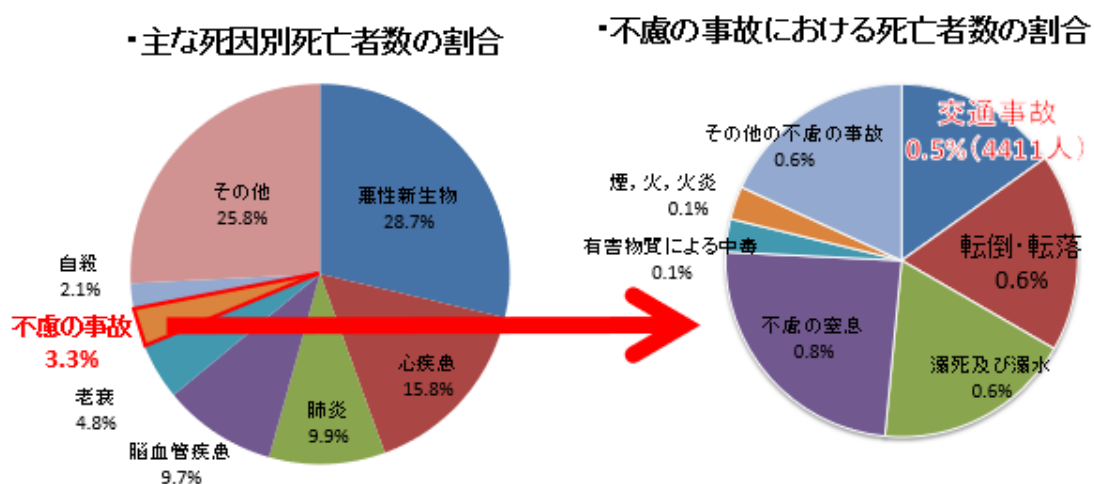


Fig.1.1.1 交通事故による死亡者数の内

そして、転倒事故については、Miu ら³⁾の調査によると、転倒事故の内、人体の他の部位に比べて頭部への衝突が多いことが報告されている。また、転倒事故による負傷者の症状に関して、転倒により頭部や顔面が強打され、硬膜下血腫や脳挫傷が引き起こされる事例が多いことも報告されている⁴⁾。転倒事故が発生した場所に関して、東京消防庁の統計データによると、平成 27 年では約 12 万 9 千人の都民生活事故の内、転倒事故は 79, 289 件であり、住宅等居住場所で発生した転倒事故は全件数の 47.9%である⁵⁾。

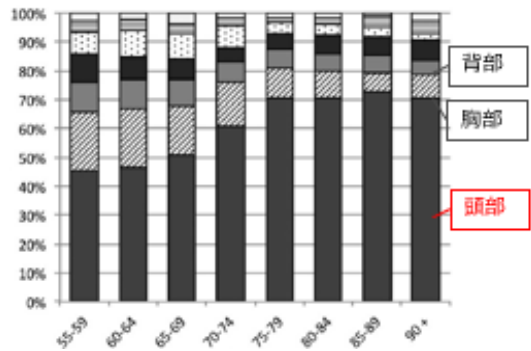


Fig.1.1.2 転倒時の衝突部位(年齢別)

また、スポーツ事故については、柔道やアメリカンフットボールなどのコンタクトスポーツの試合や練習時、頭部外傷を引き起こす頻度は高いことが報告された^{6, 7)}。

2003-2010年の間に学校の体育の授業及び部活動において、学年別の柔道関連の重症頭部外傷件数を Fig.1.1.3 に示す⁸⁾。また、日本の中学では武道（柔道・剣道・相撲）の必修化に伴って、柔道を実施することにより頭部外傷事故の増加が懸念されている。アメリカンフットボールは米国では最も人気のあるスポーツであり、重症頭部外傷の報告が多くあり、患者数は年々増加している。患者の中では、高校生以下の若年者である(Fig.1.1.4)^{9, 10)}。柔道やアメリカンフットボールでは、試合や練習時に脳震盪を発症する事故が時折発生する。脳震盪はこれまで軽視されがちであったが、その後再び受傷すると重症化するセカンドインパクトが大きな社会問題になっている⁸⁾。

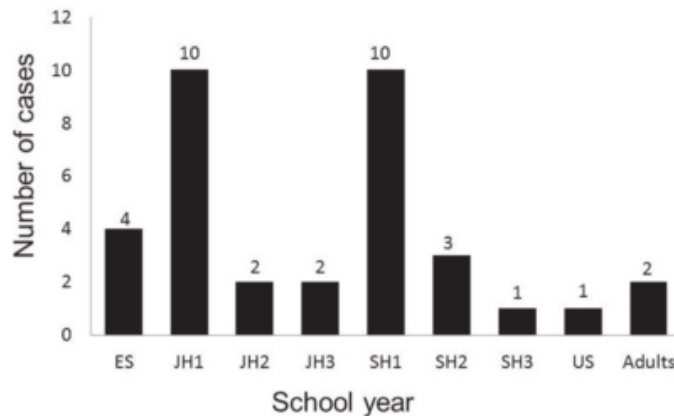


Fig.1.1.3 学年別の柔道関連の重症頭部外傷件数⁸⁾

ES : 小学校、1年生～6年生、JH : 中学校、JH1 (初年度)、JH3 (3年生)、SH : 高校、SH1 (初年度) から SH3 (3年生)、US : 大学生

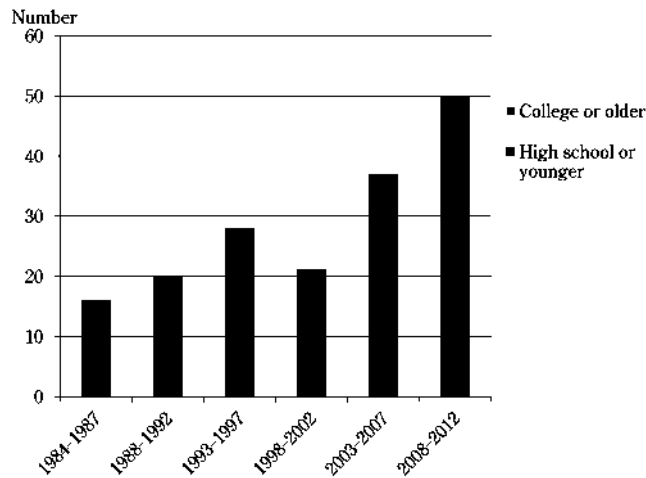


Fig. 1.1.4 Catastrophic head injuries in American football^{9, 10)}

これらの頭部外傷事故に向けて、頭部外傷の予防と診断のための様々課題が挙げられている。

まず、頭部外傷の予防について、頭部への衝撃を軽減するための予防具を着用することが提案された。また、住宅内の転倒に対して、予防対策や床面の衝撃緩衝効果に関する研究が実施されてきた。それらの防護手段の保護効果を定量的に評価されていない。

次に、頭部外傷の診断について、神経損傷などの顕在化しない病態が見過ごされる可能性が高い。よって頭部外傷、特に画像診断で診断しにくい脳神経の損傷を予測することが強く求められている。

さらに、高次脳機能障害については、画像診断（CT、MRI）や記憶障害などの症状などの項目が今の診断基準であるが、急性期ではそういった手段では異常を認められない場合もあるため、診断は困難である。そのため、力学的手法を用いて、高次脳機能障害の発症を評価する方法も期待されている。

一方、力学的背景に基づき、各種の頭部外傷の発症リスクの評価手法に関する研究は少なくない。Deckら¹¹⁾は、交通事故やスポーツ事故が発生した時の頭部内の力学的応答を計算し、統計的な手法で、力学的パラメータと骨折や神経損傷の発症状況の相関性を検討した。さらに、動物実験や力学的解析などの手法を用いて、各種の頭部外傷の発症閾値を明確にする研究は盛んに行われている。そのため、各種の頭部外傷の発症を定量的に評価することができるようになった。さらに、発症評価基準を明確にされていない高次脳機能障害に対して、この手法を用いて、力学的パラメータを基準とした評価基準を提案することも期待できる。

Table. 1.1.1 神経損傷の評価手法についての関連研究

研究者、年代	ダミーモデル	マルチボディモデル	有限要素モデル
Newman,2000 ¹²⁾	○		
Willinger,2003 ¹³⁾	○		○
Kleiven ,2007 ¹⁴⁾	○		○

Table. 1.1.2 頭部外傷予防の評価についての関連研究

研究者、年代	ボランティア 実験	ダミー モデル	マルチボディ モデル	有限要素モデ ル
Wright,2011 ¹⁵⁾		○		
小山ら,2006 ¹⁶⁾		○		
山中ら,2014 ¹⁷⁾	○	○		

Table. 1.1.3 外傷事故の再現についての関連研究

研究者、年代	ダミーモデル	マルチボディモデル	有限要素モデル
Yang,2000 ¹⁸⁾		○	
Willinger,2003 ¹³⁾	○		○
Post,2015 ¹⁹⁾	○	○	
Jun Xu,2016 ²⁰⁾		○	○

Table. 1.1.1 には、関連研究の中で、力学的手法を用いた神経損傷の評価手法について、過去の研究者たちが使用した研究手法をまとめた。神経細胞を用いた実験で、ひずみ及びひずみ速度を負荷するによって、神経軸索の損傷を観察した。ダミーモデルを用いて脳震盪発症した症例を再現し、評価基準を提案した研究はあった。特に近年では計算機の発展と有限要素法ソフトの進歩により、有限要素法は経済的、精度の高

いシミュレーションツールになり、頭部有限要素モデルを使用した研究は多くなって、ダミーモデルと比べると、加速度ベースの力学的パラメータだけではなく頭蓋内力学的応答も検討できる。

Table. 1.1.2 には、頭部外傷予防の評価についての研究である。ダミーモデルを用いて頭部衝突を再現して、予防具の使用による衝撃力の減少を比較した研究は多い。有限要素モデルを使用し、頭蓋内力学的応答を検討した研究は少ない。外傷事故の再現に関しては人の全身モデルと頭部モデルを併せて使用した研究は多い (Table. 1.1.3)、特に人の全身モデルとしてマルチボディモデルを使用した研究は多い。マルチボディモデルはダミーモデルより複雑な運動を効率的にシミュレートできる利点がある。有限要素モデルと比べると、構造変形や応力分布の計算はできないが、マルチボディモデルは計算時間が短いという利点がある。

1. 2 目的

本研究は、力学的手法を用いて様々な頭部事故を再現し、頭部外傷を定量的に評価することで、以下の3つのことを目的とする。

- ①各種頭部外傷予防手段の定量的な評価を行うこと。
- ②医療現場やスポーツ事故を対象とした脳震盪、DAI 等の神経損傷の危険を提示すること。
- ③ 高次脳機能障害の発症評価基準を検討すること。

1.3 本論文の構成

第1章では、交通事故、スポーツ中の事故や転倒・転落事故などで発症する外傷性脳損傷（Traumatic Brain Injury ; TBI）について、事故の発生の背景やさらには死者や負傷者に関する統計データを示して、その発症メカニズムの解明と発症予測の重要性を指摘する。さらに、現在の世界における TBI の研究の状況を概観して、本研究の目的と本論文の構成を述べる。

第1章では、交通事故、スポーツ中の事故や転倒・転落事故などで発症する外傷性脳損傷について、事故の発生の背景やさらには死者や負傷者に関する統計データを示して、その発症メカニズムの解明と発症予測の重要性を指摘する。さらに、現在の世界における外傷性脳損傷の研究の状況を概観して、本研究の目的と本論文の構成を述べる。

第2章では様々な頭部外傷について、病理学的な定義と分類を示し、特に局在性脳損傷およびびまん性脳損傷に関して、それぞれの症状が発症に至る経緯を力学的背景を基に詳しく説明する。さらに局在性脳損傷とびまん性軸索損傷（DAI）の併発する可能性について詳しく論ずる。

第3章では、本論文全体を通して最も重要な基礎となる計算力学に基づく事故の再現手法と、様々な脳損傷の発症シミュレーションの手法について説明する。事故の再現では、ヒト全身数値モデルと様々な環境情報の作成方法や接触条件の設定方法を説明する。これらの全身モデルを用いて事故を再現し、そこで得られた衝突直前の頭部の姿勢や加速度の情報を初期条件として、さらにヒト頭部有限要素モデルに入力して事故時の衝撃による頭蓋内の力学パラメータを詳細に求める方法について述べる。さらにヒト頭部有限要素モデルの構造や作成方法、検証方法について述べる。

第4章では、第3章で説明した手法を実際の頭部損傷を発症した事故に適用して、事故発生時の状況見聞記録、CT や MRI 等の画像データおよび医師の診断所見を含む医療データ、スポーツ時の脳振盪事故においては画像情報に基づいて解析を行う。事故に関する医療データは独協医科大学救急救命センター、兵庫県災害医療センター・神戸赤十字病院をはじめとする複数の医療機関、また事故発生時の動画像の記録は全日本柔道連盟や日本大学アメリカンフットボールチーム等のスポーツ団体から提供を受けた。提供を受けた合計で 1,000 件以上の事故情報のうち、頭部外傷に直接関係する約 300 件のデータを解析の対象とした。医療データによる事故の再現においては、常に必要な情報が揃う場合は少なく、寧ろ不足する情報を如何に補うかが重要であり、本章では試行錯誤を繰り返して、精度の高い事故の再現に至る手法を示すと共に、必

須の情報と力学的な予測により補うことのできる情報を詳細に具体的に示した。その結果、初期診療における医療データにより、事故の再現と脳損傷予測の可否の判断ができるようになり、早期の診断支援が可能となった。またスポーツ事故の検証では画像情報の解析を詳細に行って、脳振盪の発症リスクの検証を行った。

第5章では、第4章で行った多くの事故の解析により得られた頭部損傷に関する様々な力学パラメータを基に、頭部損傷におけるそれぞれの症状の発症リスクの評価を行って予防における本手法の有効性を示した。またこれらの評価手法を用いて、屋内での転倒事故における絨毯と頭部保護用のヘッドバンドの頭部損傷の防護効果について定量的な評価を行った。脳神経損傷の発症リスクの評価では頭部の並進加速度を中心とする評価、近年その重要性が指摘されている回転加速度を中心とする評価、さらに応力、歪み、歪み速度を用い評価の有効性の検証を行なった。

さらに本章の最後では、現在、および将来にわたって最も深刻な脳障害の後遺症の一つである高次脳機能傷害について、特に外傷性脳損傷に起因にする高次脳機能障害の発症予測について、交通事故を中心とした症例を基にその有効性について論じた。

第6章では、本論文全体を通しての考察と将来の診断支援の必要性とその実現性について述べる。

第7章では、結論と展望を述べる。

第 2 章

頭部外傷について

2.1 頭蓋骨骨折

頭蓋骨骨折は頭蓋骨の骨折を意味する。発症の部位による分類で頭蓋円蓋部骨折と頭蓋底骨折の2つの種類に分けられる。また、頭蓋円蓋部骨折の中、線状、陥没または複雑（開放）骨折の場合がある。線状骨折と陥没骨折は Fig.2.1.1 に示すように、線状骨折は線のようなひびが入る骨折であり、陥没骨折は頭蓋内腔へ陥没した骨折である。

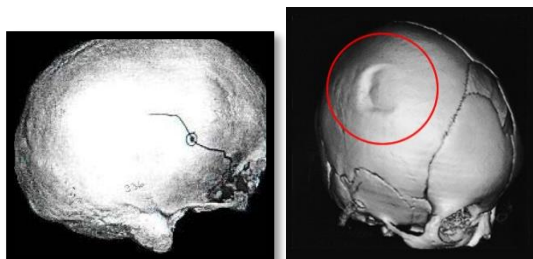


Fig.2.1.1 線状骨折（左）と陥没骨折（右）

多くの場合では、手術の対象にはならず、治療の必要はないが、動脈や静脈を傷つけ、脳組織周囲の空間に出血することがある。また、陥没骨折の場合、折れた骨が硬膜を傷つけ、硬膜下血腫や硬膜外血腫を引き起こす場合もある。他に、頭蓋骨の断片が脳を圧迫して傷つけ、脳挫傷が発症することもある。さらに、開放性骨折の場合、骨折した部位から細菌が侵入し、感染の危険があり、脳に重大な損傷を起こすこともある。頭蓋底骨折の場合、硬膜、くも膜に傷つけ、外と交通する場合、空気が頭蓋内に進入することで気脳症を引き起こされる。髄液は鼻などから出る髄液漏が発症する場合もある。

頭蓋内力学的応答の診断方法はCT検査である。骨折が発症して脳に損傷がない場合、経過観察を行う。陥没骨折の場合では、骨破片の挙上や硬膜の修復、損傷した脳の壊死組織切除などの処置が必要になる時もある。けいれん発作が起こる場合、抗けいれん薬の投与が必要になる。

Willinger は Verschueren らの研究に基づいて、新たな屍体実験を提案した²¹⁾。二つの振り子から構成された実験装置を用いて、屍体の頭部を 9.6 kg、長さは 128 cm であるのアルミニウム製の振り子に衝突される。力学センサーが振り子に取り付けられる。そして、頭部有限要素モデルを用いて再現解析を行い、実験に使用した屍体頭部の骨折形状を再現できた。この手法を用いて、数値計算の手法で骨折の発症の予測の可能性を検討した。

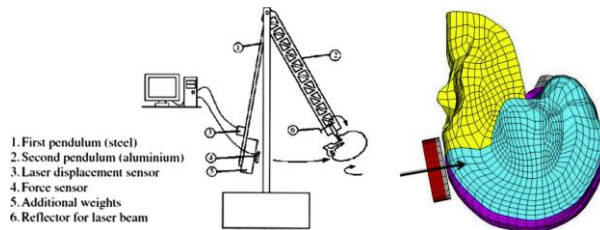


Fig.2.1.2 屍体実験の再現解析

2.2 脳挫傷

脳挫傷は局在性脳損傷の一つで、脳に損傷を受けて、脳皮質の毛細血管や小動脈周囲の出血、腫れを引き起こす。脳挫傷の診査手段として、CT 検査を行い、経過観察を行う。出血が少ない場合、CT 検査では映れなく検査できない時もあり、その場合には、MRI を用いた画像診断は有用だと思われる。脳挫傷の発症部位は打撃側に生じる **coup contusion**（直撃損傷）と反対側に生じる損傷 **countercoup contusion**（反衝損傷）がある。

Table2.2.1 に示したように、藤原らは、頭部に打撃され死亡した 105 件の症例の中、受傷原因と打撃部位によって分類した。また脳挫傷の発症部位による分類を行った。この結果から見ると、前頭部打撃の症例では、打撲によって受傷する症例は全部直撃損傷になり、転落によって受傷する場合は 91%の症例が直撃損傷になり、9%の症例が反衝損傷である。

後頭部打撃の症例では、打撲によって受傷する症例は全部直撃損傷になり、転落・転倒によって受傷する場合は 98%の症例が反衝損傷である。側頭部打撃の症例では、打撲によって受傷する症例は 88.9%の症例が直撃損傷になり、11.1%の症例が反衝損傷である。転落・転倒によって受傷する症例は 5%の症例が直撃損傷になり、90%の症例が反衝損傷である。

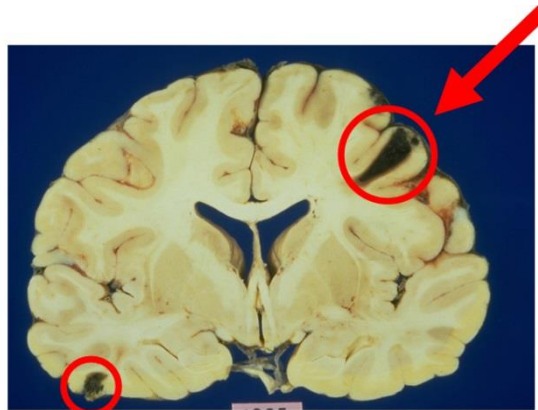


Fig.2.2.1 打撲による脳挫傷例.

打撃位置に直撃損傷反対側に反衝損傷が見られる

[横浜市立大学藤原研究室提供]

Table2.2.1 脳挫傷の発症傾向

打撃部位	打撃の種類	Coup Contusion優位	Contrecoup Contusion優位
前頭部	打撲 転落	100 % 91 %	0 % 9 %
後頭部	打撲 転落／転倒	100 % 0 %	0 % 98 %
側頭部	打撲 転落／転倒	88.9 % 5 %	11.1 % 90 %

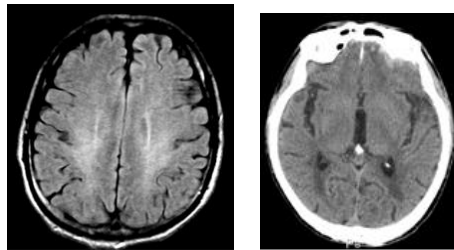


Fig.2.2.2 MRI と CT から見た脳挫傷部位

脳挫傷の発症メカニズムとしては、反衝損傷の発症機転について多くの先行研究で検討された。Courville ら²²⁾によると頭部が打撃される際、頭蓋内では応力波が発生し、応力波が反対側に伝わる原因で脳実質が頭蓋骨に衝突して、反衝損傷が発生すると言われる。

Gross ら²³⁾によると、頭蓋と脳の運動性の差によって脳内にキャビテーションを生じて、キャビテーションバブルが崩壊するときに、脳挫傷を発症すると判断すると言われる。

Lindenberg ら²⁴⁾によると、頭蓋骨の変形および頭蓋骨と脳の相対変位に生じる圧力の変化は脳挫傷の発症原因と言った。

Gurdjian ら²⁵⁾は、頭蓋の解剖学的特徴から検討した。眼窩上壁にある凹凸や蝶形骨の小翼の鋭い辺縁などの構造によって、頭蓋骨と脳の相対運動が発生するとき、脳がそれらの構造に衝突することが原因と言った。

2.3 硬膜下血腫

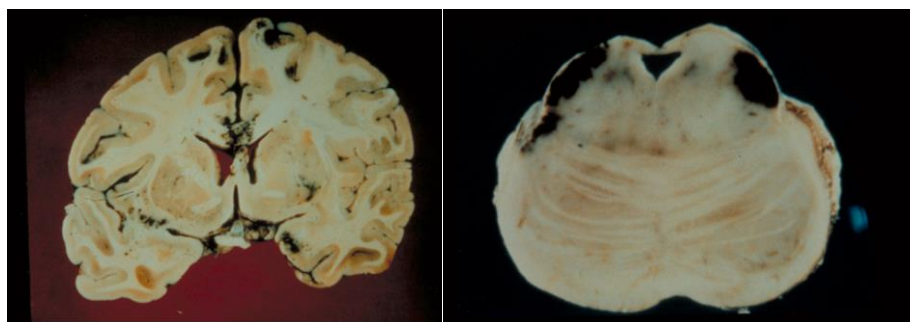
硬膜下血腫は頭蓋骨の内側にある硬膜内で血液が貯留して、脳を圧迫することである。転倒事故やスポーツ事故でよく発生しする。また、虐待などの原因で、揺さぶれる乳幼児が多く発症する。

硬膜下血腫の治療方法として、血腫や挫滅された脳実質を除去する。脳挫傷が内場合では、穿頭術による血腫洗浄が行われる。

Kleiven ら²⁶⁾は影響を受けた異なる荷重方向の影響を分析し、既存の頭部外傷基準を評価した。成人の頭部有限要素モデルを使用し、同じ衝撃力に対応する荷重が異なる方向に課せられた。さらに、頭部損傷基準 (HIC) および最近提案された頭部衝撃力 (HIP) 基準を、頭蓋骨と脳との間の相対運動ならびに架橋静脈のひずみに関して評価した。衝撃方向の影響が頭蓋内反応に大きな影響を及ぼしていることが判明した。

2.4 びまん性軸索損傷(Diffuse Axonal Injury : DAI)

びまん性軸索損傷は脳梁や上小脳脚などに好発し、軸索障害によるものと思われる。形態学的特徴としては軸索の断裂、残存した軸索は、Axonal Retraction Ball がみられ、軸索腫大が認められる。その後、それらの現象が消えて、ミクログリアの集簇が見られる。また、意識障害が6時間以上継続する場合であり、高度のDAI発症の症例では24時間以上に及ぶ場合もある。受傷後植物状態になったり、死亡したケースもある。また、後遺症である高次脳機能障害を残す場合もある²⁷⁾。



(a) 脳梁部の損傷

(b) 脳幹背外側の損傷

Fig.2.4.1 びまん性軸索損傷の症例[横浜市立大学藤原研究室提供]

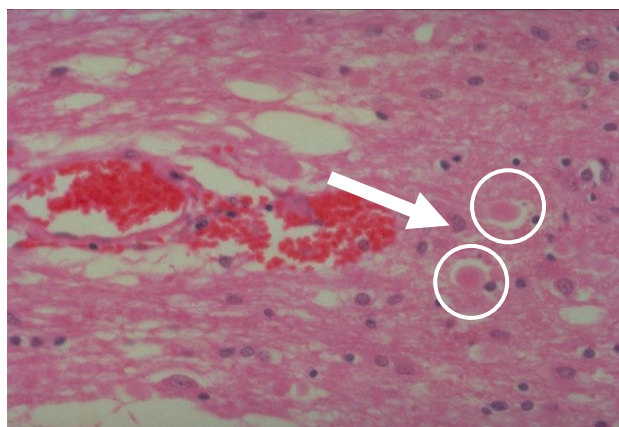


Fig.2.4.2 Retraction Ball の検出[横浜市立大学藤原研究室提供]

びまん性軸索損傷に関する先行研究として、Ommaya らは²⁸⁾頭部が衝突を受けたあと、頭部の回転運動によって、脳と頭蓋骨の間に相対運動が生じる。脳の回転運動が慣性の原因で、深部の脳は遅れるため、脳内にせん断ひずみが発生することがびまん性軸索損傷を引き起こす原因と言った。

2.5 脳震盪

脳震盪は頭部が衝撃を受けた後、一過性の意識障害であり、その症状としては、健忘や見当識の障害、頭痛または嘔吐などがある。CT 上では異常を発見できない。

脳震盪の生成機序に関しては、Denny-Brown and Russell ら²⁹⁾はサルを用いて動物実験を行い、加速度運動が脳震盪生成に関わる重要である結論を得た。Ommaya and Gennarelli³⁰⁻³²⁾らは、回転中心が頸椎の低い位置になる回転運動が発症する原因と報告した。Holbourn^{33,34)}らは、脳内に生じるせん断ひずみが DAI および脳震盪の生成原因という結論を得た。

2.6 高次脳機能障害

高次脳機能障害は脳血管障害、頭部外傷、感染症、中毒疾患などのさまざまな疾患から、引き起こす認知障害である。主な症状としては、記憶障害、遂行機能障害、注意障害、社会的行動障害がある。その語源としては、神経心理学者 Luria の著書 *Higher Cortical functions in Man* である^{35,36)}。脳が部分的に損傷されたために、失語、失行および失認などの症状が現れ、言語、思考、記憶などの知的な機能を含む知的障害が起こった状態を意味する³⁷⁾。

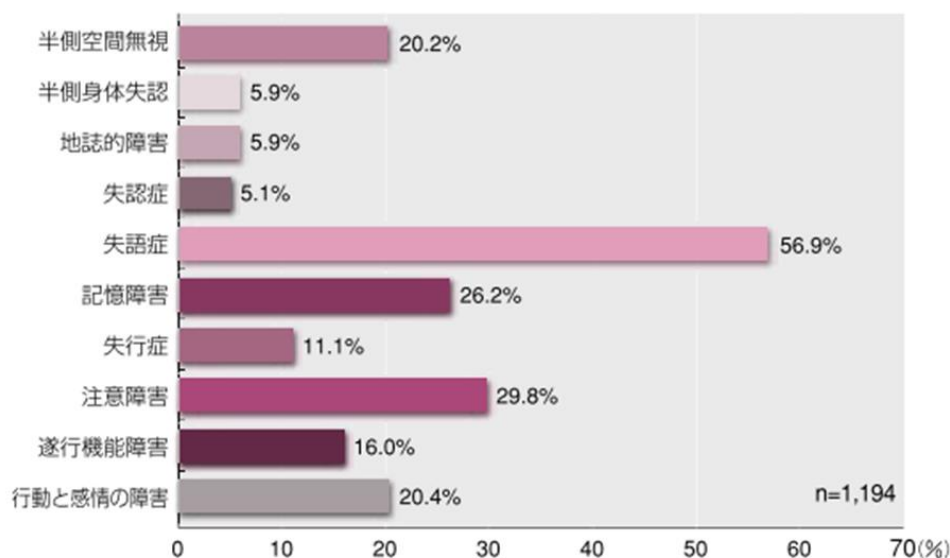


Fig.2.6.1 高次脳機能障害であられる症状

2.7 局在性脳損傷とびまん性軸索損傷（DAI）の併発について

頭蓋内の力学的挙動のシミュレーションを行うことができる頭部有限要素モデルを構築し様々な衝撃を与え、局在性脳損傷と DAI の発症条件を統一した力学的指標である頭部重心に発生した平均加速度とその持続時間を用いて評価し、両損傷の併発の可能性を検証した。司法解剖例をコンピュータシミュレーションにより再現した結果、局在性脳損傷が死因と判断された場合でも DAI が併発している可能性が高いことを示した³⁸⁾。

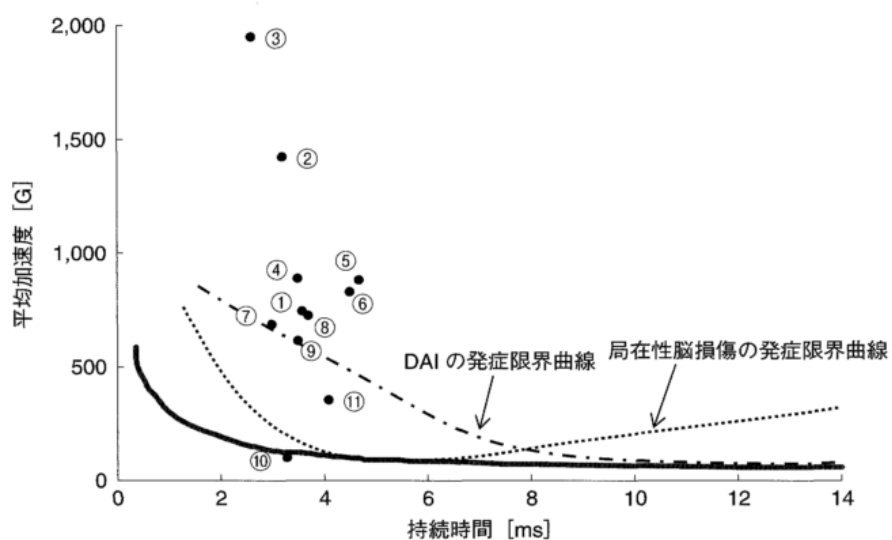


Fig.2.7 脳挫傷と DAI の発症条件における局在性脳損傷症例の再現結果

第 3 章

計算力学による頭部損傷予測

3.1 ヒト全身数値モデル

3.1.1 MADYMO の説明

事故再現(Fig.1a)に使用したのは運動学ソフトウェア MADYMO ver.7.5³⁹⁾ である。MADYMO は TASS 社より開発され、乗員安全、ダミー障害予測のための世界の標準のソフトウェアである。その中に人体モデルが用意され、交通や転倒・転落事故時の人体挙動の再現に使用したことが多い。この人体モデルは屍体実験により得られた人体が衝突された後の反発力を示す物理定数を使用している³⁹⁾。

3.1.2 人体モデルについて

本研究で使用されているヒト全身数値モデルは、ダミーライブラリーよりマルチボディモデルの一つのであり。関節の調整及び速度の入力は可能である。

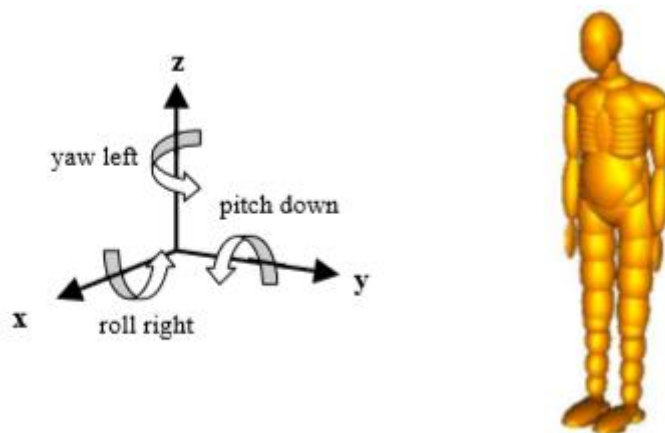


Fig.3.1.2.1 ヒト全身数値モデル

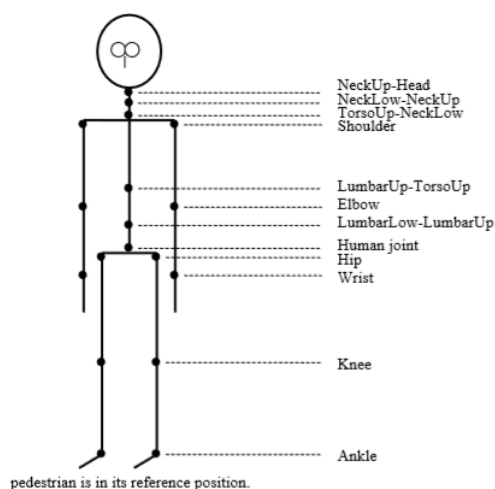


Fig.3.1.2.2 ヒト全身数値モデルの関節

3.1.3 床面や環境モデル

<接触設定>

MADYMO では、モデルの幾何形状を表現する MB サーフェス（平面、楕円体、円柱）はコンタクトし相互作用することができる。コンタクトにより反力を生じさせるには、どの幾何形状がコンタクトしたかを判定する設定が必要になる。コンタクト判定の設定がない幾何形状は、コンタクトしていても反力は生じずすり抜ける。

MB サーフェス同士のコンタクトは変形せず、ユーザが設定したコンタクト特性（反力-貫入量の関数）に基づいてコンタクト力が生じる³⁹⁾。

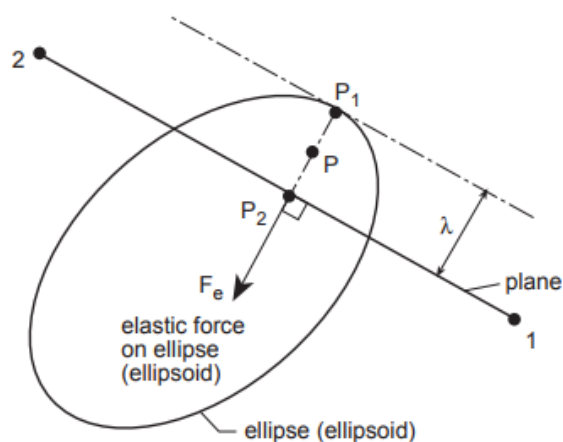


Fig. 3.1.3.1 コンタクト設定

<絨毯モデル>

本研究では頭部と床面の衝撃をそれぞれ再現するため、ヘッドフォームインパクトタ落下実験を行い、頭部 - 床面の接触特性を取得した。落下の対象となる床面はウール素材の絨毯試料（村上敷物株式会社）である(Fig. 3.1.3.1 (a))。一般的住宅に施工される床面構造を模擬して、Fig. 3.1.3.1(b)に示したように下地材の上に基礎材と床材を敷いた構造とした。最上部にある床面を変更して、対象の床面の接触特性を取得した。落下試験で対象とした床面はフローリングのみ、フローリングと絨毯、アンダーフェルトと絨毯である。フローリングのみの場合は住宅の土台として敷かれる基礎材をベースとして、その上にフローリングのみを敷いた。フローリングと絨毯の場合は基礎材とフローリングの上に絨毯を敷いたもの、アンダーフェルトと絨毯の場合は基礎材とアンダーフェルトと呼ばれるクッション材の上に絨毯を敷いた。これらの床面を Fig. 3.1.3.1 (c)-(e)に示す。

落下試験ではヘッドフォームインパクトタを 0.5m の高さ（衝撃速度は約 3.13m/s）より自由落下させた。Fig. 3.1.3.1 (f)に示したように、ヘッドフォームインパクトタの重心位置に 3 軸加速度計（ASE-A-500、共和電業）は装着された。加速度計を用いて衝撃時ヘッドフォームインパクトタの重心の加速度を計測した。実験の様子を Fig. 3.1.3.1 (g)

に示す。

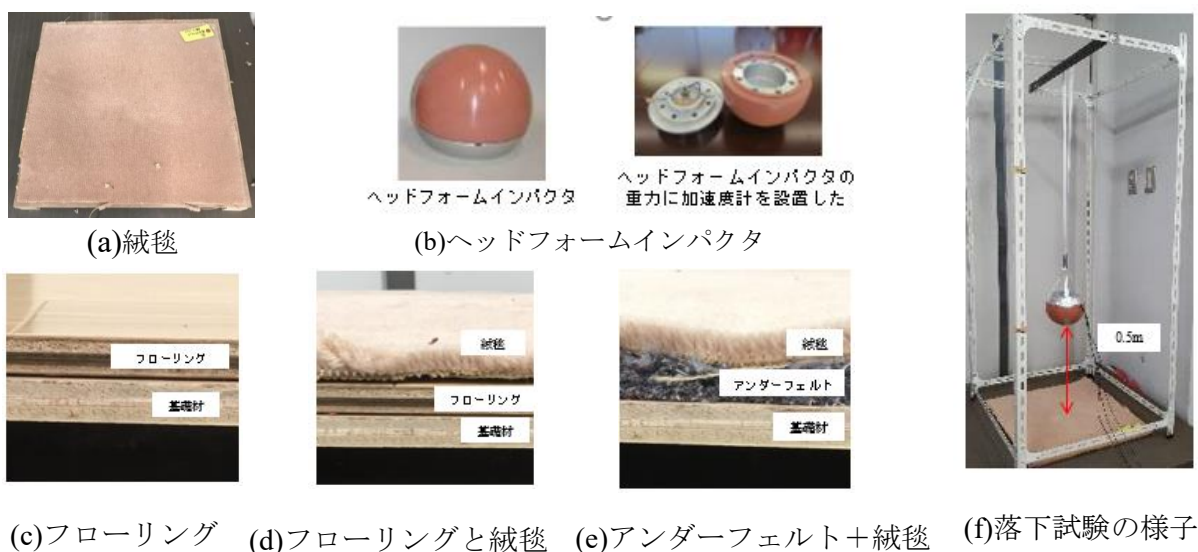
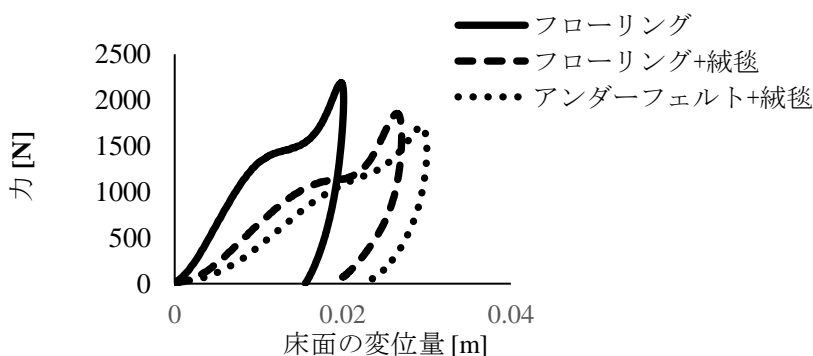
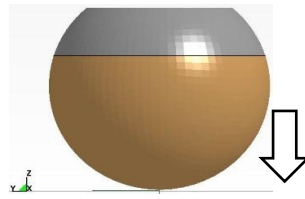


Fig. 3.1.3.2 落下試験の実施

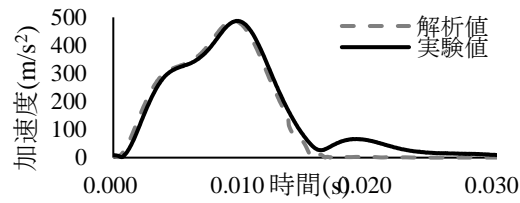
計測された加速度から衝撃力と床面の変位を計算した。算出された3種類の床面の力と変位の関係を Fig. 3.1.3.2 (a)に示す。ここで得た3種類の床面の力と変位の関係を頭部 - 床面の接触特性として定義した。定義した接触特性の妥当性を検証するために、運動学ソフトウェア MADYMO(TASS International)を用いて落下試験の再現シミュレーション(Fig. 3.1.3.2 (b))を行った。床面数値モデルを板要素で作成し、ヘッドフォームインパクトモデル(JARI adult headform、MADYMO)を 3.13m/s の速度で床面数値モデルに落下させた。Fig. 3.1.3.2 (c)-(e)に示したように、落下試験の結果と再現解析結果のヘッドフォームインパクトモデルの加速度波形を比較した結果、すべての床面数値モデルにおいて一致していた。よって、本研究で作成した3種類の床面モデルの妥当性は検証できた。



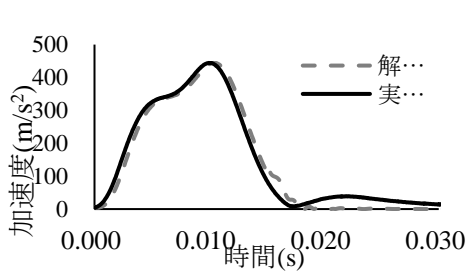
a) 頭部 - 床面の接触特性



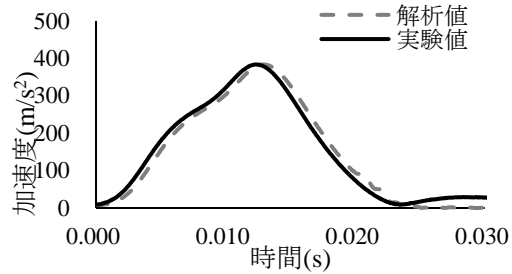
(b) 落下試験再現解析



(d) 実験結果と実験再現解析結果の比較 (床面：フローリング+絨毯)



(d) 実験結果と実験再現解析結果の比較
(床面：フローリング+絨毯)



(e) (床面：アンダーフェルト+絨毯)

Fig. 3.1.3.3 絨毯—頭部の接触特性

〈畳モデル〉

ヒト全身数値モデルを用いて柔道時選手の動作を再現ため、柔道用畳-頭部の接触特性を取得することが必要である。そのため、柔道用畳を対象となった落下試験を行った。落下試験では、ヘッドフォームインパクト (Fig. 3.1.3.3 (a)) を使用して、ヘッドフォームインパクトの重心位置には3軸加速度計(ASE-A-500、共和電業)を設置した。1.5mの高さから柔道用畳に落下させて (Fig. 3.1.3.3 (b))、衝突時の加速度を計測した。計測された加速度から衝撃力と畳の変位を計算した Fig. 3.1.3.3 (c)。計算された衝突力と変位の関係を柔道用畳-頭部の接触特性として定義した。

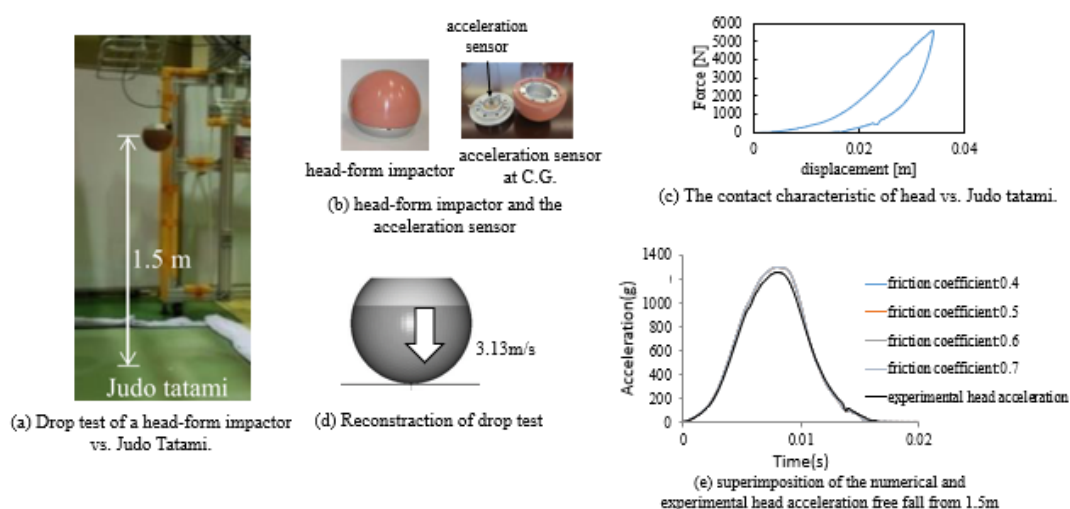


Fig.3.1.3.4 Drop test of a head-form impactor vs. Judo Tatami

定義した柔道用畳-頭部の接触特性の妥当性を検証するために、落下試験の再現解析を行った Fig. 3.1.3.3 (d)。また、本研究では異なる摩擦係数を想定したため、畳モデルの摩擦係数は 0.4、0.5、0.6、0.7 となる場合の落下試験の再現解析を行った。落下試験の結果と再現解析結果のヘッドフォームインパクトモデルの加速度波形を比較した結果、摩擦係数が異なる 4 つの場合において一致していた (Fig. 3.1.3.3 (e))。よって、本研究で作成した摩擦係数がそれぞれ 0.4、0.5、0.6、0.7 となる柔道用畳モデルの妥当性は検証できた。

〈自動車モデル〉

自動車モデルは(a)セダン型、(b)SUV型、(c)1BOX型の3タイプを板要素、楕円体要素、円柱要素で構成した (Fig. 3.1.3.4)。自動車の前面形状は IHRA WG 調査⁴⁰⁾による平均的な形状を参考にした。IHRA WG 調査⁴⁰⁾ではセダン型、SUV型と1BOX型の車両の平均形状を求めた。その平均形状に基づいて自動車モデルの形状を作成した。そして、面田ら⁴¹⁾の文献を参考にし、ボンネットやバンパーなどの剛性や摩擦係数の設定を行った。これらの自動車モデルの妥当性を検証するため、福山ら⁴²⁻⁴⁴⁾の研究成果を参考して、歩行者と自動車が発生すると、自動車の衝突速度 V と歩行者の飛翔距離 X の間には $V = \sqrt{10X}$ (セダン、SUV の場合)、 $V = \sqrt{8X}$ (1BOX の場合) の関係が成り立つとしている。衝突条件は、自動車モデルの衝突速度が 20~60 km/h (10 km/h 毎)、制動レベルが 0.7G、制動のタイミングが 0 s である。作成した各自動車モデルを使用して、各衝突速度に対する飛翔距離を計算した。この結果を Fig. 3.1.3.5 に示した。

自動車モデルは TASS International 社から提供していただいたモデルを使用している。

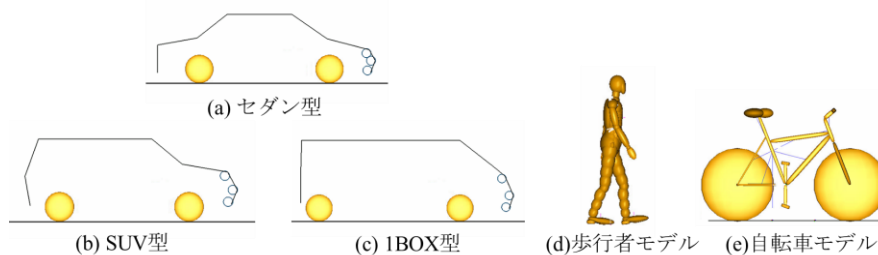


Fig. 3.1.3.5 3タイプの自動車モデルの形状

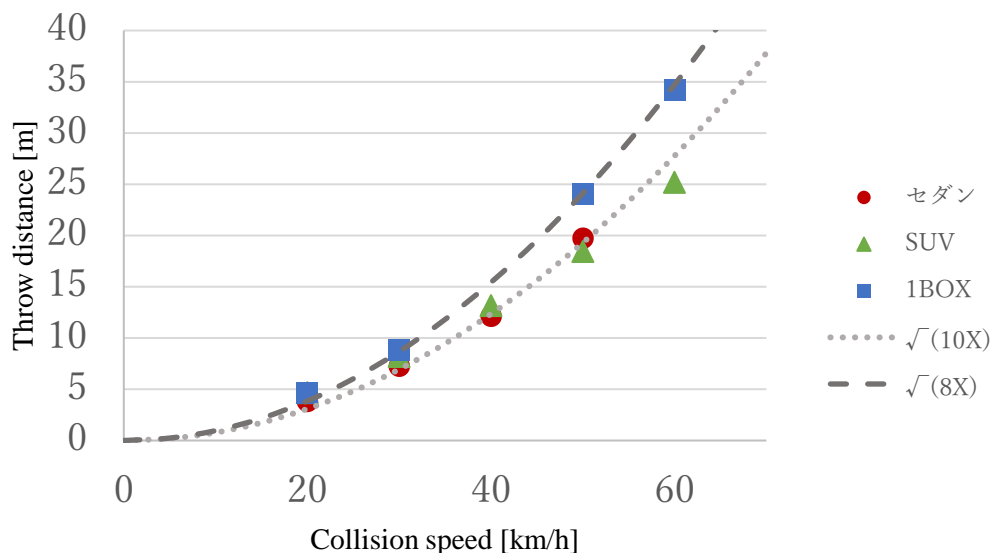


Fig. 3.1.3.5 衝突速度と飛翔距離の関係

3.2 頭部有限要素モデル

3.2.1 頭部有限要素モデルの構成及び構築

頭部有限要素モデル Tokyo metropolitan university finite element Head Model(THM) ⁴⁵⁾を使用した。この頭部有限要素モデルは成人男性の MRI 画像を用いて、頭部を構成する組織（皮膚、頭蓋骨、脳脊髄液、大脳、小脳、脳梁、脳室、脳幹、大脳鎌、小脳テント）の幾何学形状を抽出することによって構築され、質量は 4.2kg である。屍体実験の再現解析を行うことにより頭部モデルの妥当性を検証している ⁴⁵⁾。

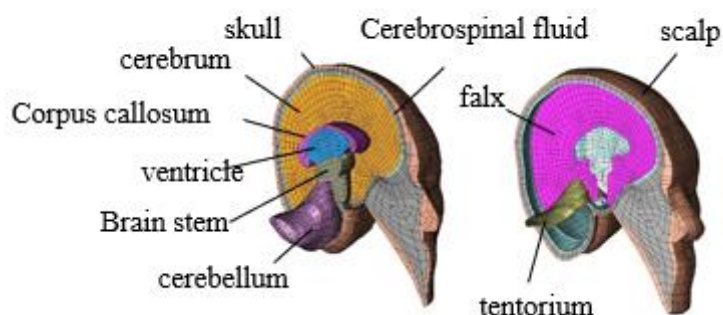


Fig. 3.2.1.1 finite element human head model

脳実質モデル		
大脳, 小脳, 脳梁, 脳室, 脳幹	大脳鎌	小脳テント
脳実質の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得	大脳の正中面に四角形要素を構築	大脳と小脳の境界面に四角形要素を構築
脳実質の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割		
脳実質の分割されたデータ間で六面体要素を構築		
頭蓋骨・顔面骨モデル		
頭蓋骨の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得		
頭蓋骨の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割		
頭蓋骨の分割されたデータ間で六面体要素を構築		
脳脊髄液モデル		
脳脊髄液の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得		
脳脊髄液の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割		
脳脊髄液の分割されたデータ間で六面体要素を構築		
架橋静脈モデル		
文献値をもとに角度, 長さを決定し, 大脳モデルに沿うようにひも要素を構築		
皮膚モデル		
顔面部	頭蓋骨表面	
頭蓋骨の幾何学形状データを頭部MRI画像から取得	頭蓋骨表面に四角形要素を構築	
頭蓋骨の幾何学形状データを要素のサイズを考慮して分割		
頭蓋骨の分割されたデータ間で六面体要素を構築		

Table. 3.2.1.1 頭部有限要素モデルの構築手順

3.2.1 頭部有限要素モデルの検証

頭部有限要素モデルの妥当性を検証するため、アメリカ、サンディエゴのカリフォルニア大学で Alan M. Nahum らが 1977 年に行われた屍体実験の結果を使用した。Nahum の屍体実験では 47 歳から 84 歳の防腐処理を施していない屍体を使用した。それらの屍体の皮膚を除去し、シートに座らせて、屍体頭部にインパクトを衝突させた。衝突からおよそ 15ms まで頭蓋内圧力を 0.1ms ごとに測定した。測定箇所は頭部加速度、及び前頭部、頭頂部、後頭部にある⁴⁶⁾。

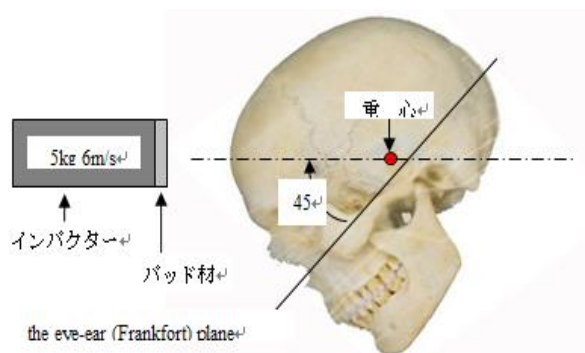


Fig.3.2.1.1 Nahum の屍体実験の概要値

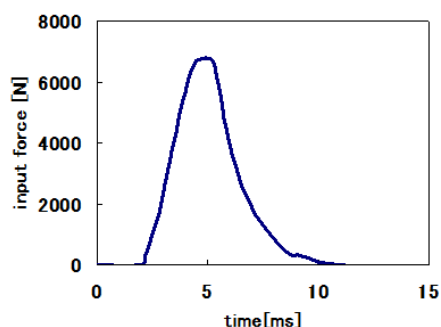


Fig. 3.2.1.2 Nahum の実験時に得られた入力値

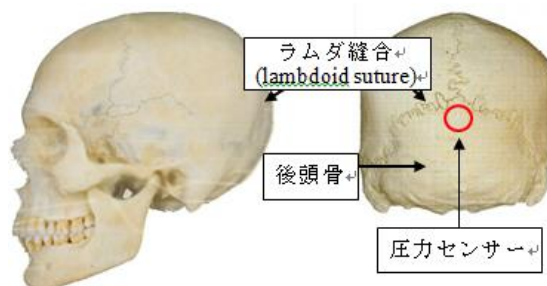


Fig. 3.2.1.3 Nahum の実験時における圧力測定箇所

モデルの検証を行うため、Nahum の屍体実験の条件を参考し、頭部有限要素モデルを用いて再現した。Fig.3.2.1.3 に示すように、Nahum の屍体実験では屍体頭部とインパクトターとの接触面積が 846mm^2 であるため、その面積に相当する 54 ノードに荷重を割り振ることで入力した。また、Nahum の屍体実験では胴体は拘束されていたため、頸部を拘束されていないように再現解析を行った。

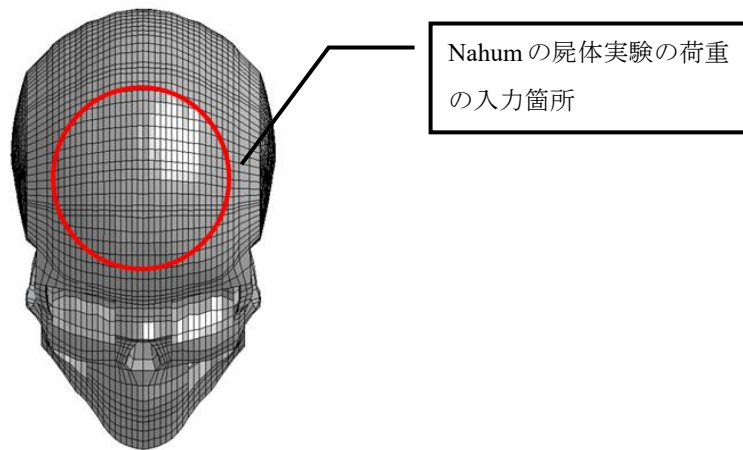


Fig.3.2.1.3 荷重の入力箇所

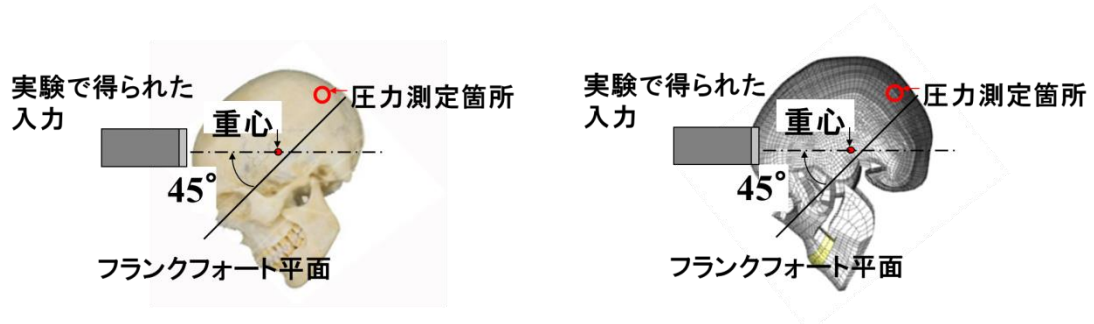


Fig.3.2.1.4 解析時の入力箇所と圧力測定箇所

Nahum の屍体実験で得られた結果と構築した頭部有限要素モデルの解析結果との比較は Fig. 3.2.1.4 及び Fig. 3.2.1.5 に示す.

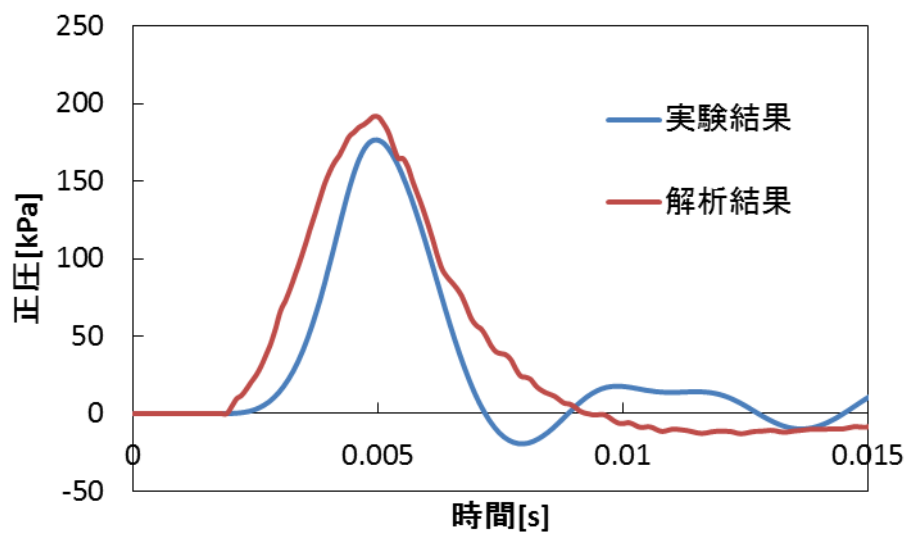


Fig.3.2.1.4 前頭葉における圧力波形の Nahum の屍体実験と解析結果の比較

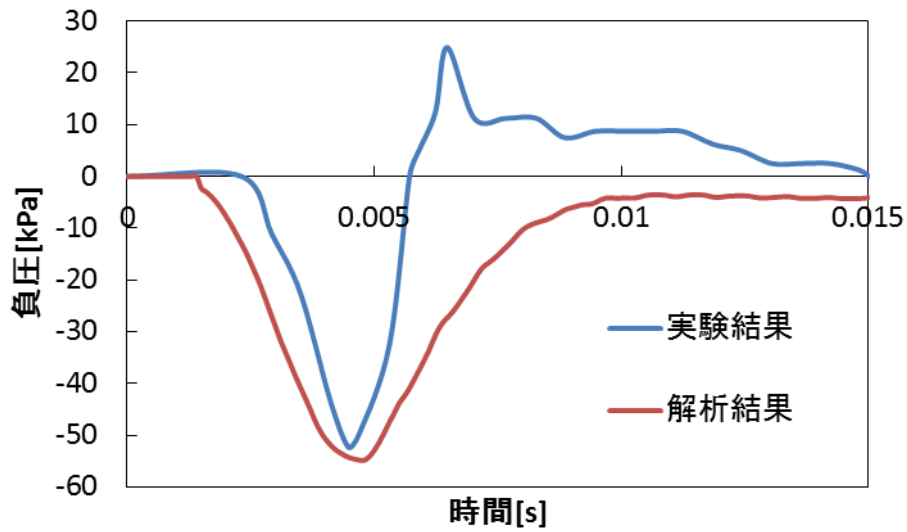
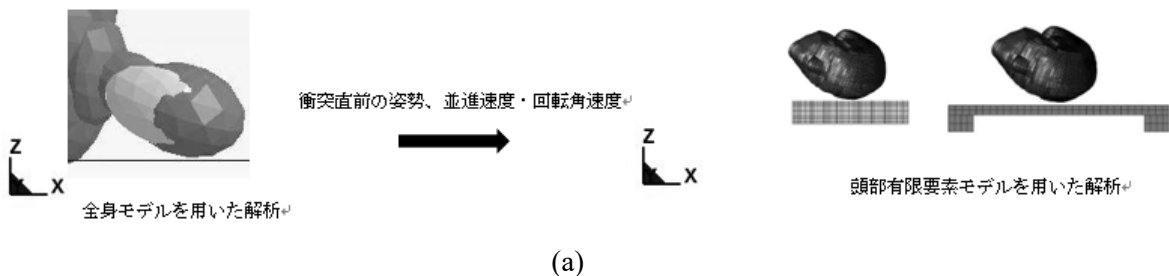


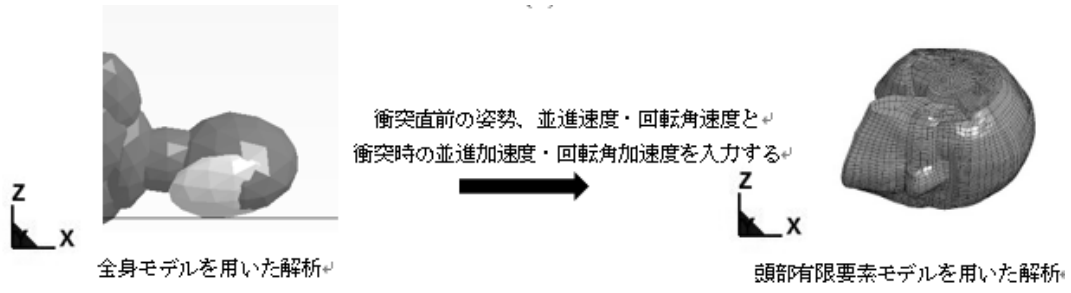
Fig. 3.2.1.5 後頭葉における圧力波形の Nahum の屍体実験と解析結果の比較

Nahum の屍体実験の結果と構築した頭部有限要素モデルの解析結果を比較すると、すこしのズレが見られたが、本モデルの対象者と屍体実験の対象者の性別、体格や年齢を考慮にいと、本頭部有限要素モデルは信頼できるものとして考えられる。

3.3 頭部衝突の再現

本研究での頭部外傷事故再現手法として、ヒト全身数値モデルを用いて事故中、負傷者全身の動作を再現し、頭部有限要素モデルを用いて負傷者の頭部衝突を再現する。頭部衝突の再現には2つの方法はある (Fig. 3.3.1)。1つ目は、衝突直前頭部の姿勢と並進・回転速度を頭部有限要素モデルに入力して、モデル化された衝突先に頭部有限要素モデルを衝突させる。2つ目は、衝突直前頭部の姿勢と並進・回転速度、並進・回転速度を頭部有限要素モデルに入力する方法である。





(b)
Fig. 3.3.1

第 4 章

頭部外傷事故再現解析

4. 1 頭部外傷事故再現及び損傷評価システム

4. 1. 1 事故再現手法

事故を再現解析し、頭部に生じる力学的応答などを計算し、頭部外傷の発症部位またはリスクを予測する頭部外傷事故再現システムを紹介する。事故の再現解析の流れを Fig.4.1.1.1 に示す。それぞれの項目は以下ようになる。

・入力：事故再現を行うための事故の情報である。ドライブレコーダー、防犯カメラ、スポーツの試合を撮影したビデオなどがあることが望ましい。また、想定した特定の場面も再現できるため、設計のための解析もできる。例えば特定の転倒動作をシミュレートすることで、頭部外傷予防具の軽減効果を評価できる。

・事故再現解析：入力情報を基にマルチボディモデルを用いて事故の再現解析を行う。全身モデルの再現解析の動きが実際の状況に一致するまで繰り返す。マルチボディモデルの計算結果から衝突直前の頭部の角度や速度、または衝突時の加速度ベースを計算できる。その解析結果を基に、頭部有限要素モデルによる頭部衝突の再現を行う。

・出力：事故再現解析結果から算出した頭部に生じる力学的応答を用いて頭部外傷発症リスクを算出し、危険部位を提示できる画像も出力する。

入力情報として、実際の事故情報としてカルテやビデオなどの情報を入手である。カルテなどの言葉で記録された事故情報は曖昧で、不十分な場合は多くある。ビデオがある場合は事故経緯が分かりやすいため、事故再現の難易度が低くなる。設計のための解析では、設計者が入力条件を想定するため、再現の難易度が低い。

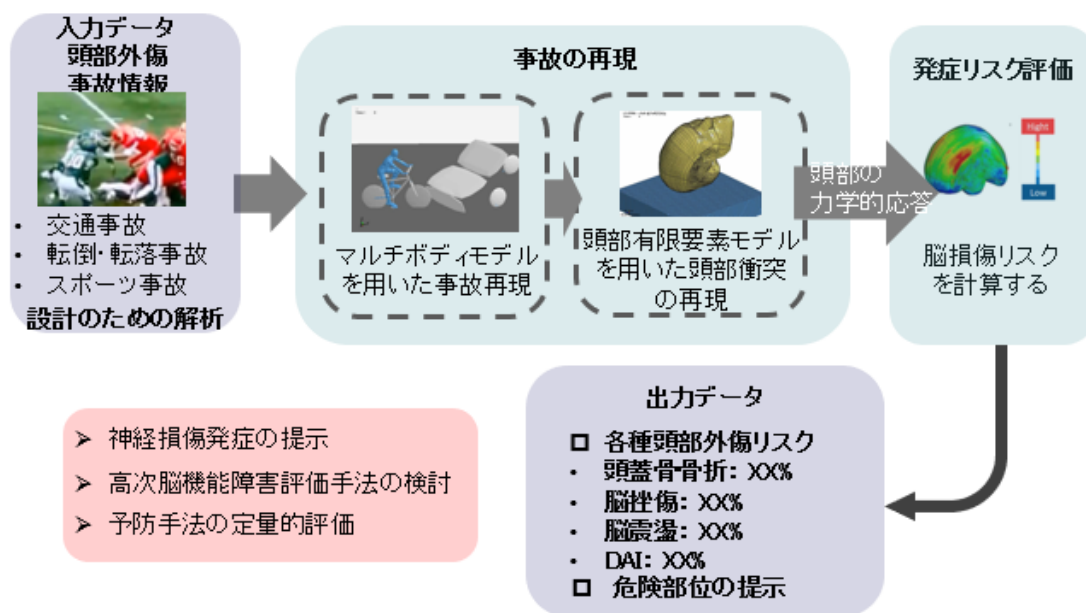


Fig.4.1.1.1 頭部外傷事故再現システム

4. 1. 1. 2 各種の頭部外傷の評価手法

4. 1. 1. 2. 1 発症閾値

頭蓋骨骨折の閾値は、McCalden らが行った屍体の骨の引張実験で得られた年齢と極限ひずみの線形回帰分析結果である⁴⁷⁾。脳挫傷は脳実質モデルに-100 kPa を下回る圧力が発生していた場合、脳挫傷を発症すると判断する²³⁾。

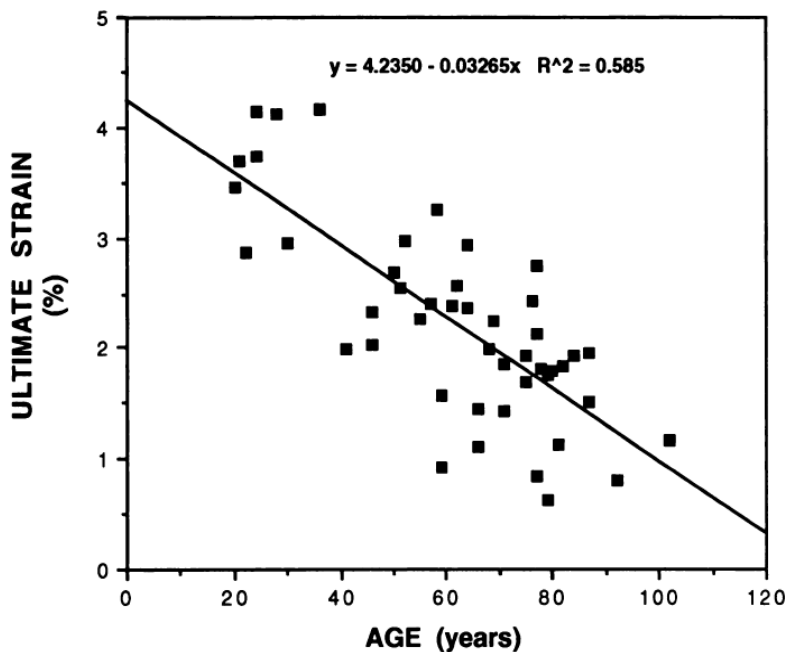


Fig.4.1.1.2.1 骨折ひずみの閾値⁴⁷⁾

脳実質のひずみ、ミーゼス応力、せん断応力がびまん性軸索損傷の力学的評価の指標として提唱されている。

Table.4.1.1.2.1 びまん性脳損傷の閾値

びまん性脳損傷			
脳震盪		びまん性軸索損傷	
		ひずみ速度	脳実質 10~50[rad/s] ^[49]
ミーゼス 応力	脳実質	ミーゼス 応力	7.8[kPa](Mild) ^[48]
			18[kPa](medium)
			38[kPa](severe)
		せん断応力	脳実質 8[kPa] ^[50]

力学的パラメータを用いて、高次脳機能障害の評価基準を提案した研究はまだ少ない。びまん性軸索損傷が高次脳機能障害の一つの原因となるため、本研究では、びまん性軸索損傷を評価することで高次脳機能障害の評価を行った。

4. 1. 1. 2. 1 発症リスク

<加速度をベースにした力学的パラメータ>

加速度を基に、並進加速度を用いて G_{add} らは $SI^{51)}$ を代表とする損傷評価指標が提案された。SI は式(1)で定義された。HIC は 1971 年に NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) により導入されて、並進加速度の時間的変化を用いて式(2)で定義され、一般的に頭部への衝突の程度を表現するのに使われている⁵²⁾。、HIC の線形加速度の代わりに回転加速度を用いて評価する RIC⁵²⁾ も使用した。RIC は式(3)で定義された。GAMBIT は式(4)で定義され、並進運動と回転運動を合わせて評価した損傷評価指標である⁵³⁾。

$$SI = \int_0^T a(t)^{2.5} dt \quad (1)$$

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}_{\max} \quad (2)$$

$$RIC = \left\{ \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}_{\max} \quad (3)$$

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{250} \right)^2 + \left(\frac{\alpha(t)}{25000} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

ここで、 $a(t)$ 、 $\alpha(t)$ は頭部の並進加速度と回転加速度である。 t_1 と t_2 は HIC 値が最大になるようになる選択された積分の開始時刻と終端時刻である。

<力学的パラメータを評価基準とした骨折の評価手法>

頭蓋骨骨折の発症リスク評価は、Marjoux ら⁵⁴⁾ が数多くの頭蓋骨骨折発症と未発症の事故を再現し、HIC 値と頭蓋骨骨折の発症状況よりロジスティック回帰分析を行い、発症リスクの曲線方程式(5)を得た。

他に、Vorst ら⁵⁵⁾ が提案した HIC 値により算出する方法を使用した。

$$P = \frac{1}{1 + e^{(8.8 - 0.0131HIC)}} \quad (5)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(13.586 - 2.025 \ln(HIC))}} \quad (6)$$

<力学的パラメータを評価基準とした脳挫傷の評価手法>

脳挫傷に関しては、Miller ら⁵⁶⁾ が提案した発症リスク曲線方程式(7)を使用し、ミーゼス応力を用いて評価した。

$$P = \frac{1}{1 + e^{(3.08 - 0.36vMs)}} \quad (7)$$

<力学的パラメータを評価基準とした脳挫傷の評価手法>

脳震盪に関して、Kleiven らの研究を参考にし、ひずみを用いて発症リスクを計算した。脳震盪発症リスクの曲線方程式は(5)である⁵⁷⁾。式(5)、(6)、(7)中の vMS はミーゼス応力であり、 $strainrate$ はひずみを示し、 $strain$ はひずみ速度を示す。以上の頭部外傷発症リスクの算出方法を用いて、頭蓋骨骨折、脳挫傷、脳震盪の発症リスクを計算した。

脳震盪の力学的な評価手法に関する研究は近年で盛んに行われ、頭蓋内の力学的応答を用いて評価する手法以外に、加速度をベースにした評価基準も提案された。本研究では加速度をベースにした頭部の力学的パラメータである SI 、 HIC 、 RIC と $GAMBIT$ を用いて脳震盪の発症リスクを計算した⁵³⁾。それぞれの発症リスク曲線方程式は式(8)、(9)、(10)、(11)である。

$$P = \frac{1}{1 + e^{(3.387 - 9.155 \text{strain})}} \quad (5)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(3.854 - 0.06432 \text{strainrate})}} \quad (6)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(2.228 - 0.2652vMS)}} \quad (7)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(3.184 - 0.01093SI)}} \quad (8)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(2.882 - 0.01202HIC)}} \quad (9)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(7.036 - 0.00679RIC)}} \quad (10)$$

$$P = \frac{1}{1 + e^{(6.892 - 17.51GAMBIT)}} \quad (11)$$

4. 2 事故の情報について

様々頭部外傷事故の再現手法をまとめるため、事故の情報は不可欠である。各種の事故に対してどのような情報を収集できる、また事故の再現にはどのような情報が必要か、これらの問題に対して調査した。

本研究の目的の一つである医療現場での診断支援を実現するためには、医療現場の情報に基づいて事故の再現を行い、脳神経の損傷を予測することが必要である。頭部外傷の発症状況を予測するためには、まず実際の事故をできるだけ正確に再現することが必要である。事故再現では事故の情報が重要であるが、再現に必要な情報の所在は病院、警察、消防等多岐に渡り、日本ではそれぞれの行政間の壁が高く、必要な情報が容易に入手できない。そのため、正確な事故再現を行うためにはどのような情報が必要かを定量的に示すことで、今後の情報開示の改善へ向けての一助とする。本報は埼玉県東部地区にある獨協医科大学越谷病院救命センターの頭部外傷事故を対象に、救急医療情報を基にした事故再現の可否を判断し、事故再現に欠落した情報を明らかにする。

獨協医科大学越谷病院救命センターから3年分の診療データ1083件の内にある頭部外傷に関連した213件の事故データを収集した。それらの事故を分類した。その内、交通事故134件、転倒・転落事故61件、その他の事故10件と不明が8件である。

● 交通事故とは道路における自動車や歩行者、道路上にある物体との衝突事故である。本報では負傷者の状況により、負傷者が歩行者である事故を「歩行者」として分類し、負傷者が自動車やバイク、自転車などの乗員である事故を「乗員」で分類した。車輪に巻き込まれる事故を「その他」、衝突相手の種類が不明の場合は「不明」として分類した。

● 転倒・転落事故は重力によって同一面で転ぶこと、または高低差のある場所から静止面に落ちることとして定義した。事故が発生した場所によって、「階段での転倒」と「階段以外」の2種類で分類した。

● 「その他」に分類された10件の事故は交通や転倒・転落以外の原因により発生した事故である。その内、第三者の暴力による事故が3件あり、他に竜巻、踏切内侵入などの原因で頭部を怪我した症例もある。これらの事故は、受傷者が他の外力、または人の自発的な動きによって受傷した事故である。

それらの事故情報を対象として、どのような情報が必要かを具体的に示した。外傷事故は力学的なことであり、負傷者と他の物体と衝突することであるため、外傷事故を再現するには、負傷者を含む接触するすべての物体の“形状”と“接触特性と摩擦係数”、衝突する“速度”は必要な入力情報である。その内の“接触特性”は物の衝突に対する反発力である。一般的に物の材質は実験や先行研究によって接触特性と摩擦係数を特定することができる。実際の事故再現では、これらの入力情報を事故情報や力学的な原則に基づいて推定し、再現解析ソフトに入力できるような数字データにする。“形状”に

関する情報よりモデルを作成し、接触面の摩擦係数とモデルの反発力を設定し、“速度”に関する情報より具体的な方向と速さを設定する。

衝突する物体の“形状”、“接触特性と摩擦係数”“速度”を推定するために必要な事故情報を事故種類別で Table 4.2.1 にまとめた。

Table 4.2.1 Information available for accident reconstruction

Input data	Object	Traffic accident	Fall/fall-down accident
Shape	injured person	injured person`s posture and position、 type of vehicle	injured person`s posture and position
	others	type of accident partner vehicle / shape of impact object shape of road surface*	shape of impact object shape of foothold
Contact stiffness And friction coefficient	injured person	contact stiffness and friction coefficient of injured person's body* type of vehicle**	contact stiffness and friction coefficient of injured person's body*
	others	type of accident partner vehicle / material of impact object material of road surface	material of impact object material of foothold
Velocity	injured person	injured person`s traveling velocity	injured person`s fall / fall-down velocity
	impact object	accident partner`s vehicle / impact object`s traveling velocity	-

*This information was not included in the medical records.

**This information already existed.

交通事故では、負傷者と負傷者以外の物体を対象にし、それぞれの事故再現に必要な“形状”、“接触特性と摩擦係数”と“速度”を事故情報から推定する。Table1 より、

負傷者の形状を推定するには“負傷者の姿勢と位置、負傷者の車両の種類”が必要な情報である。負傷者以外の物体の形状には“事故相手の車両の種類／衝突物の種類”と“路面の形状”が必要である。その内の“衝突物”は電柱などの路上の衝突物を意味し、“路面の形状”は一般的に平面である。また、“負傷者の接触特性と摩擦係数”には“負傷者の人体の接触特性と摩擦係数、負傷者乗り物の種類”が必要である。負傷者以外は“事故相手の乗り物／衝突物の材質”と“路面の材質”が必要な情報である。車両の接触特性と摩擦係数は車両の種類によって決まる⁵⁸⁾。路面の材質はアスファルトや土である。そして、交通事故の“速度”には“負傷者の走行速度”と“事故相手／衝突物の移動速度”が含まれる。以上の情報の内、“路面の形状”は一般的に平面であり、“人体の接触特性と摩擦係数”は先行研究により明らかになっているので、医療情報として情報を収集する必要はない。

転倒・転落事故は、交通事故と同様に負傷者側と負傷者以外の物体を対象にし、事故再現に必要な情報をまとめた。“負傷者の形状”を推定するには“負傷者の初期姿勢と位置”が必要な情報である。負傷者以外に“衝突先の形状”と“足場の形状”が必要である。“負傷者以外の接触特性と摩擦係数”には“衝突先の材質”と“足場の材質”が必要である。速度に関しては“負傷者の転倒／転落速度”は必要な情報である。

Table 4.2.1 にまとめた再現に必要な情報を用いて、事故情報があるかどうか、または、事故情報から推定できるかどうかを評価した。各項目の情報を「あり」と「なし」で分ける。Table 4.2.1 の“*”を付された項目は通常、医療情報として収集する必要はない項目であり、“**”を付された項目はすでにあった項目と重複した項目であり、再現には必要ない。必要な情報が不十分な事故に対して、例えば負傷者の車両は普通乗用車であるという情報がある事故で、Sedan、SUV、1BOX などの数パターンを推定できる場合は情報が「あり」と判断する。事故情報が欠落しており、入力データを完全に推定できない場合は「なし」として判断する。このようにして 213 件の頭部外傷事故を再現できるかどうかを判断した。「なし」と判断された項目が一つでもある事故は再現できないと判断する。

213 件の頭部外傷事故に対して、その基礎となる医療情報に上記の判断基準を適用して、事故の再現の可否を判断した。判断結果は Table 4.2.2 に示したように、再現可能と判断された症例は 33 件である。交通事故全体の 134 件の内、事故情報のない「不明」の 7 件と「その他」の 4 件は再現できない。残りの交通事故の内、10 件は“再現可能”と判断され、負傷者が「歩行者」の事故は 3 件であり、負傷者が「乗員」の事故は 7 件である。転倒・転落事故全体の 61 件の内、23 件は“再現可能（複数の結果が想定される場合も含む）”と判断され、その中には「階段での転倒」が 3 件あり、「階段以外」の場合

は20件であった。「不明」の8件と「その他」の10件の事故は再現できないと判断した。「その他」の事故を再現できない原因は自発的な外力や自然界の外力を再現できないことである。

獨協医科大学越谷病院救命センターの頭部外傷事故について調査し、再現の可能性を分析した。213件の事故の内、33件の事故は再現可能である。再現のために不足している情報を種類と数を明確にした。

Table 4.2.2 Total number of head injury accidents and number of accidents that were reconstructed

Accident type	Detailed classification of accident	Total number of cases	Number of accidents reconstructed
Traffic accident	Pedestrian	28	3
	Occupant	95	7
	Other	4	0
	Unclear	7	0
Fall / fall-down accident	Fall from the stairs	13	3
	Other	48	20
Other	-	10	0
Unclear	-	8	0
Total	-	213	33

事故の再現のために不十分な欠落している情報を明確にするため、転倒・転落事故と交通事故（「不明」と「その他」を除き）を情報の無い項目数によってグループに分けて分析し、Table 4.2.1 でまとめた各項目に対して情報が不足欠落している事故件数を Table 4.2.3 (a)、(b)にまとめた。

Table 4.2.3 (a) Number of traffic accidents and the number of information which are short for reconstruction

Number of information which are short for reconstruction	Number of traffic accidents	Shape			Contact stiffness and friction coefficient			Velocity	
		injured person's posture and position, type of vehicle	type of accident partner vehicle / shape of impact object	shape of road surface	contact stiffness and friction coefficient of injured person's body, type of vehicle	type of accident partner vehicle/ material of impact object	material of road surface	injured person's traveling velocity	accident partner's vehicle / impact object's traveling velocity
1	27	5	0			0	0	20	2
2	42	25	0			0	0	25	34
3	34	34	0			0	0	34	34
4	1	0	1			1	0	1	1
5	4	4	4			4	0	4	4
6	5	5	5			5	5	5	5
Total	113 (123-10)	73	10			10	5	89	80

(a): Of the 123 pedestrian and occupant traffic accidents, 113 could not be reconstructed. These accidents are arranged according to the number of missing details. For each item, the number of accidents lacking information is shown in Table 3(a).

Table 4.2.3 (b) Number of falls/fall-down accidents and the number of information which are short for reconstruction

Number of information which are short for reconstruction	Number of fall / fall-down accidents	Shape			Contact stiffness and friction coefficient			Velocity	
		injured person's posture and position、 type of vehicle	shape of impact object	shape of foothold	contact stiffness and friction coefficient of injured person's body	material of impact object	material of foothold	injured person's fall/ fall-down velocity	-
1	10	6	3	0		0	0	1	
2	16	15	1	1		0	0	15	
3	5	5	4	0		1	0	5	
4	1	1	1	0		1	0	1	
5	0	0	0	0		0	0	0	
6	6	6	6	6		6	6	6	
Total	38 (61-23)	33	15	7		8	6	27	

(b): Of the 61 fall / fall-down accidents that were evaluated、 38 could not be reconstructed. The accidents are arranged according to the number of missing details. For each item、 the number of accidents lacking information is shown in Table 3(b).

213 件の頭部外傷事故の情報を分析し、33 件の事故が再現可能と判断された。各種類の事故に対して再現のために不足欠落している情報を分析して、頭部外傷事故再現と脳損傷予測のための事故情報管理表を設計した。

交通事故の中で、再現可能な件数は 10 件であった。Table 4.2.3 (a)に示したように、“負傷者の姿勢、位置と乗り物の種類”、“負傷者の速度”と“事故衝突相手の速度”の 3 項目では、情報の無い事故の件数はそれぞれ 73、89 件、80 件である。もしこの 3 つ

の項目に関する情報があれば、再現可能と判断されした 10 件の事故以外に、更に 103 件の事故が再現可能になる。と考えられる。

再現可能な転倒・転落事故の件数は 23 件であった。Table 4.2.3 (b)に示されるしたように、“負傷者の姿勢と位置”、“負傷者の速度”、“衝突先の形状” では、情報の無い事故の件数はそれぞれ 33 件、24 件、15 件であった。もしこの 3 つの項目に関する情報があれば、再現可能と判断した 23 件の事故以外に、さらに 31 件の事故が再現可能になると考えられる。

分析結果より、交通事故に関する医療情報には“負傷者の姿勢、位置と乗り物の種類”、“負傷者の速度”、“事故衝突相手の速度”に関する情報が少ない。負傷者の位置とは衝突時の負傷者と事故相手の相対位置であり、一般的には車両の破損部位から推測する⁵⁸⁾。“負傷者の速度”と“事故衝突相手の速度”に関しては、一般的に、負傷者が歩行者または自転車で、事故衝突相手は自動車である場合、両方の速度を負傷者が飛ばされた距離などで容易に推定できる⁵⁸⁾。交通事故の場合、医療情報に運転速度や負傷者の飛ばされた距離が記載されているケースは少ない。他のバイクや自動車に関連する事故は状況が複雑で、速度を推定するためには車両のタイヤ痕、車両の破損状況などの詳細な調査結果が必要になるが、医療機関からこれらの情報を入手するのは困難である。転倒・転落事故では、“負傷者の姿勢と位置”、“負傷者の速度”、“衝突先の形状”に関する情報が少なく、これらの項目を推測しなければならないできない事故が多い。一般的に、たとえ目撃者情報がない場合でも“負傷者の姿勢と位置”は転倒または転落の原因から推測できる場合が多い。また、“負傷者の速度”は重力による影響が支配的であり、負傷者が低い所から落下し、受傷箇所が少ない場合、受傷状況から速度を大まかに推定できるので再現が可能である。再現できない事故は、高所から転落した事故の場合が多く、受傷箇所が多いため、負傷者が転倒または転落した様子を想定できず、“負傷者の速度”を推定できない。よって、高所からの転落事故はさらに詳細な調査が必要である。“衝突先形状”を推定できない原因は、事故現場のレイアウトがないため衝突先を想定できないことである。

このような転倒・転落事故の再現に関する研究では、目撃者情報や現場のレイアウトを記録して、転倒または転落の姿勢と方向、衝突先を推測している。

4. 3 実事故の解析

本章では、頭部外傷事故再現及び損傷評価システムを用いて再現した様々頭部外傷事故の結果を示す。まずは、特定した事故に引き起こす頭部外傷の予防手法を評価するため、想定した仮想の事故を再現した。次に、実際の頭部外傷の再現として、柔道事故、アメリカンフットボールの頭部外傷事故、交通事故、実際の転倒事故を再現した。柔道事故、アメリカンフットボールの頭部外傷事故では、事故時記録された動画により再現した。交通事故と実際の転倒事故は、病院の医療情報に基づいて再現した。

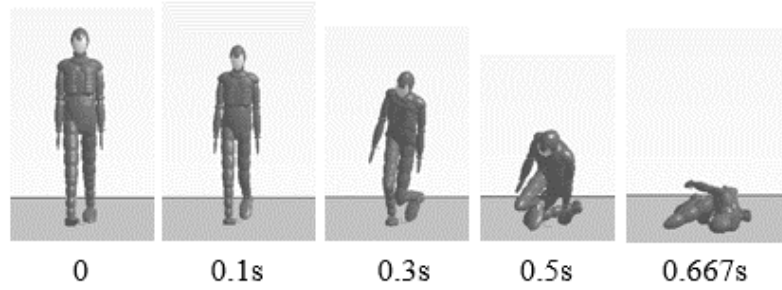
4. 3 . 1 特定した場面を想定した仮想の事故の再現解析

<絨毯の頭部保護効果を評価するための転倒動作シミュレーション>

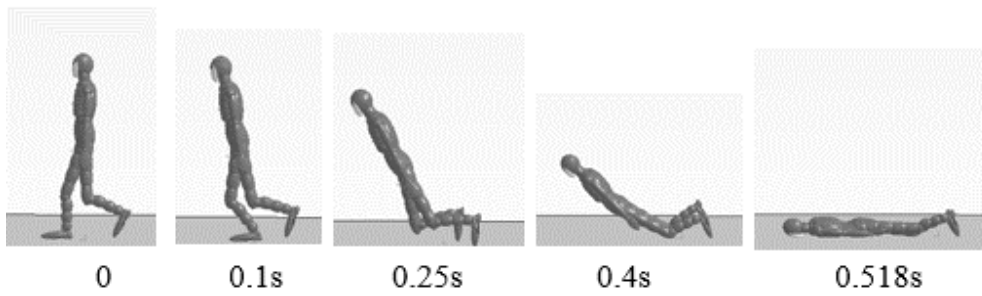
屋内での転倒により頭部外傷が引き起こされる事故が数多く報告されている。本研究は数値シミュレーションを用いて、転倒により引き起こされた頭部外傷に対して絨毯の保護効果を定量的に明確にすることを目的とした。

転倒挙動に関する研究として、Smeesters ら⁵⁹⁾がボランティア実験を行い、意識喪失、滑り、つまずき、踏み外しの四つの歩行者の転倒原因、歩行速度と転倒挙動に関して検討した。それに基づいて、山本ら⁶⁰⁾の研究では、転倒直前の姿勢を考慮し、この4つの原因で転倒する姿勢を再現した。

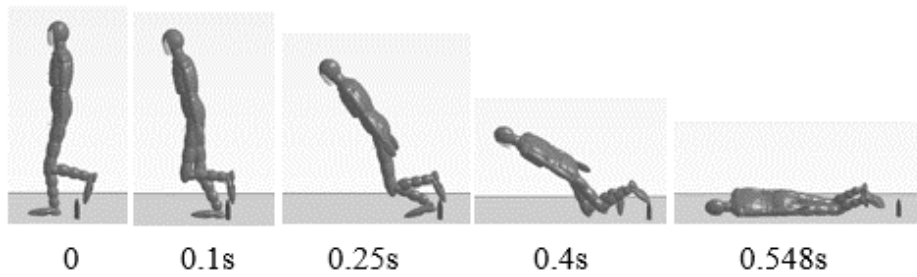
本研究は山本ら⁶⁰⁾の再現方法を参考にし、ヒト全身数値モデル(MADYMO7.5)を用いて、意識喪失、滑り、つまずき、踏み外しの原因で転倒した挙動を模擬した。意識喪失による転倒は、歩行周期中のどの時期でも起こりうるため、本研究はヒトの両足が接地する姿勢を初期姿勢として、重力により地面に接地させるように再現した。滑りによる転倒は、立脚側の足に体重をかけて、遊脚側の足を踏み出す時の姿勢から転倒する。足と地面の摩擦係数を 0.05 と設定し、立脚側の足を滑らせるように再現した。つまずきは足を踏み出す時の姿勢から、足の前に障害物を設置して再現した。踏み外しは遊脚側の足を接地しようとする姿勢から、16cm の段差がある地面に着地するように再現した。意識喪失による転倒を Fig.4.3.1.1 (a)に示す。膝、腰部、肩、頭部の順で接地する転倒が見られ、側頭部が打撃された。滑りによる転倒を Fig.4.3.1.1 (b)に示す、意識喪失による転倒と同じように、膝、腰部、肩、頭部の順で接地する転倒が見られ、側頭部が打撃された。つまずきによる転倒を Fig.4.3.1.1 (c)に示す。膝、腰部、胸部、頭部の順番で接地する転倒が見られ、右前頭部が打撃された。踏み外しによる転倒を Fig.4.3.1.1 (d)に示す。膝、腹部、頭部の順番で接地する転倒が見られ、顔面が打撃された。再現した4つの転倒姿勢に対して、3種類の床面の接触特性に設定して、合計12ケースで再現した。転倒姿勢のシミュレーションに使用したヒト全身数値モデルと床面数値モデルは剛体モデルであり、力と変位の関係から衝突に対する反発力を計算し、それぞれの挙動を算出する。



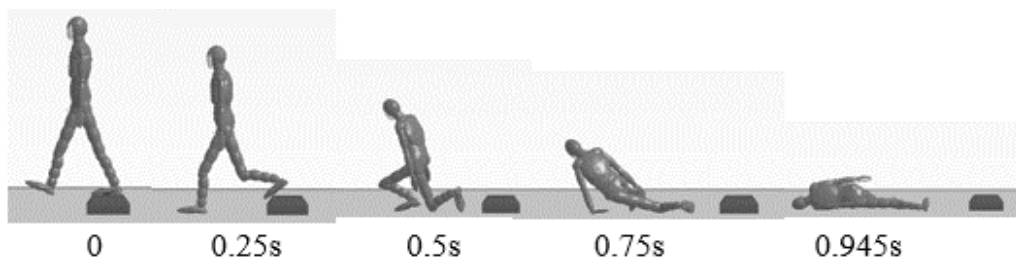
(a)意識喪失



(b) 滑り



(c) つまずき



(d) 踏み外し

Fig.4.3.1.1 転倒姿勢の全身モデルシミュレーション

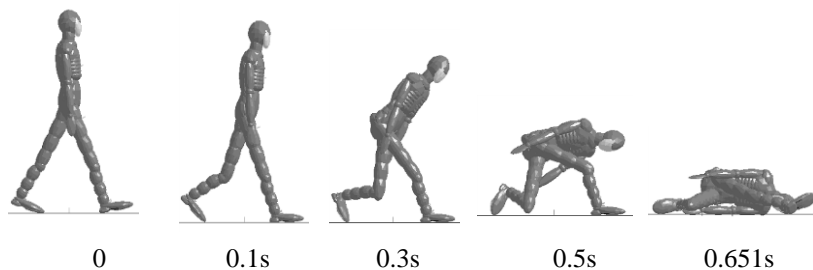
<ヘッドバンドの頭部保護効果を評価するための転倒動作シミュレーション>

屋内の転倒事故に着目し、頭部外傷予防具であるヘッドバンドの防護効果を明らかにすることを目的とした再現解析である。

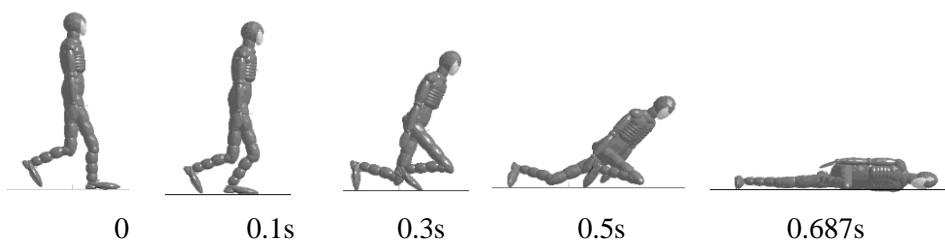
。再現方法は山本ら⁶⁰⁾の研究を参考にした。意識喪失による転倒は、重力により倒れるように再現した。滑りによる転倒は、足と地面の摩擦係数を0.05と設定し、立脚側の足を滑らせるように再現した。つまずきによる転倒は足を踏み出す時の姿勢から、足の前に障害物を設置して再現した。踏み外しによる転倒は地面から16cmの段差から倒れるように再現した。歩行速度は、屋内での転倒を想定するため、Smeestersら⁵⁹⁾のボランティア実験結果を参考にし、4つの転倒姿勢に対してそれぞれ0.66 m/sとした。

また、転倒直前の姿勢も考慮し、転倒動作を再現した。転倒する前の姿勢については山本ら⁵⁾の研究で定義された5つの歩行周期中の姿勢を使用した。その5つの姿勢はFig. 4.3.1.2に示すように、両足が接地する姿勢(姿勢a)、後足が離陸し振り出される姿勢(姿勢bと姿勢c)、遊脚が前方に振り出され始める姿勢(姿勢d)、振り出した足が接地しようとする姿勢(姿勢e)である⁶⁰⁾。これら転倒直前の姿勢を考慮し、意識喪失、滑り、つまずき、踏み外しによる転倒の動作を再現した。意識喪失による転倒は、歩行周期中のどの時期でも発生する可能性があるため、Fig. 4.3.1.2(a)に示すように姿勢a～eをそれぞれ初期姿勢として転倒動作を再現した。滑りによる転倒動作はFig. 4.3.1.2(b)に示すように、足に体重をかけて踏み出す姿勢である姿勢bとcを初期姿勢として転倒動作を再現した。つまずきによる転倒動作はFig. 4.3.1.2(c)に示すように、足を踏み出す姿勢cとdを初期姿勢として再現した。踏み外しによる転倒動作はFig. 4.3.1.2(d)に示すように、足を着地する時の姿勢eを初期姿勢として転倒動作を再現した。転倒原因と転倒直前の姿勢を考慮して、合計10ケースの転倒動作を再現した。

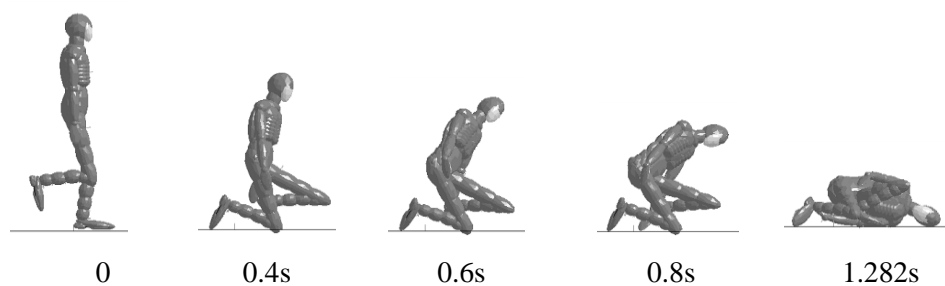
意識喪失(姿勢a) :



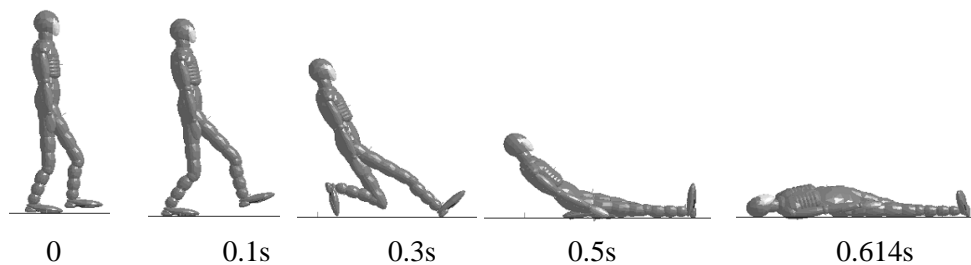
意識喪失 (姿勢 b) :



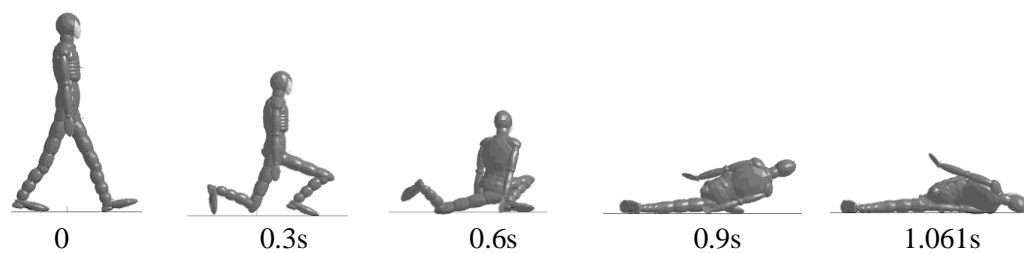
意識喪失 (姿勢 c) :



意識喪失 (姿勢 d) :

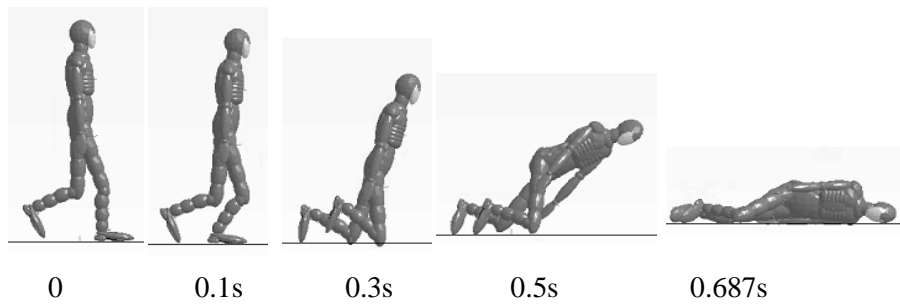


意識喪失 (姿勢 e)

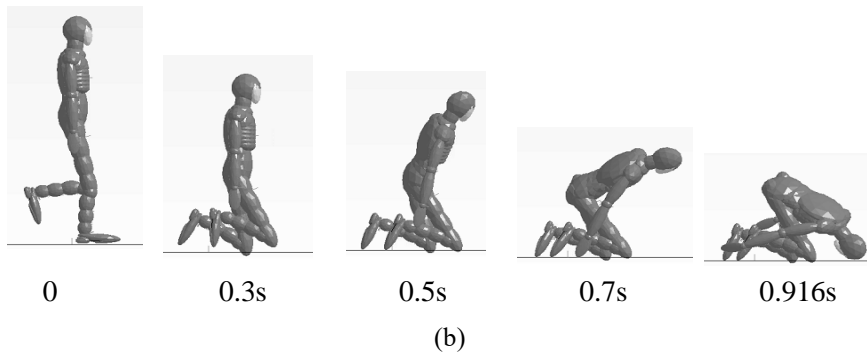


(a)

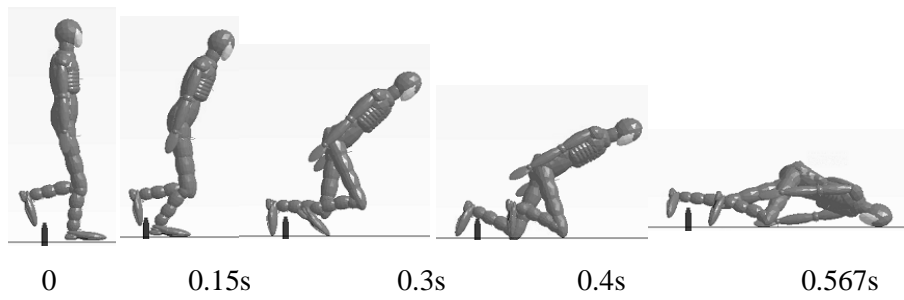
滑り (姿勢 b) :



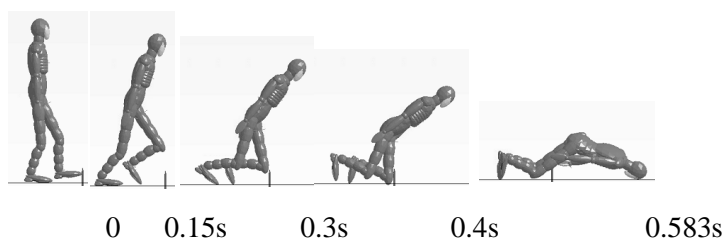
滑り (姿勢 c) :



つまずき (姿勢 c) :



つまずき (姿勢 d) :



(c)

踏み外し（姿勢 e）：

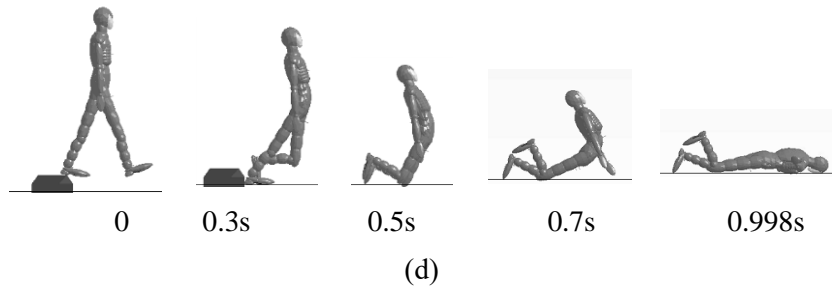


Fig.4.3.1.2 転倒姿勢の全身モデルシミュレーション

意識喪失による転倒動作の中、姿勢 a、b、c と e を初期姿勢として再現した転倒動作では、膝、肩、頭部の順番で接地して転倒した。また、姿勢 a、c と e を初期姿勢とする場合には、頭部の衝突部位は頭頂部であり、姿勢 b を初期姿勢とする場合には、頭部の衝突部位は前頭部である。姿勢 d を初期姿勢とした転倒動作では、後方に転倒し、膝、腰部、背部の順番で接地し、後頭部が衝突した。

滑りによる転倒では、姿勢 b と c を初期姿勢として再現した。姿勢 b を初期姿勢とした場合、両膝、腰部、肩、頭部の順番で接地し、側頭部が衝突した。姿勢 c を初期姿勢とした場合、両膝、頭部の順番で接地し、前頭部が衝突した。

つまずきによる転倒動作は、姿勢 c と d を初期姿勢として再現した。両姿勢とも、両膝が接地して前方に転倒する挙動となり、前頭部が衝突した。

踏み外しによる転倒では、姿勢 e を初期姿勢として再現し、両膝、上半身の順番で接地し、顔面が衝突した。

全 10 ケースの転倒動作を再現した結果、頭部の衝突部位は、前頭部 4 ケース、側頭部 1 ケース、頭頂部 3 ケース、後頭部 1 ケース、顔面 1 ケースであった (Fig. 4.3.1.13(a))。本研究では、前方に歩行する際の転倒動作を想定したため、前方に転倒し、前頭部が衝突したケースが多かった。また、転倒しながら上半身が傾くことで側頭部や頭頂部が衝突した。また、頭頂部への衝突は、側頭部近傍に分布し、頭頂部の高い部分は衝突しなかった。

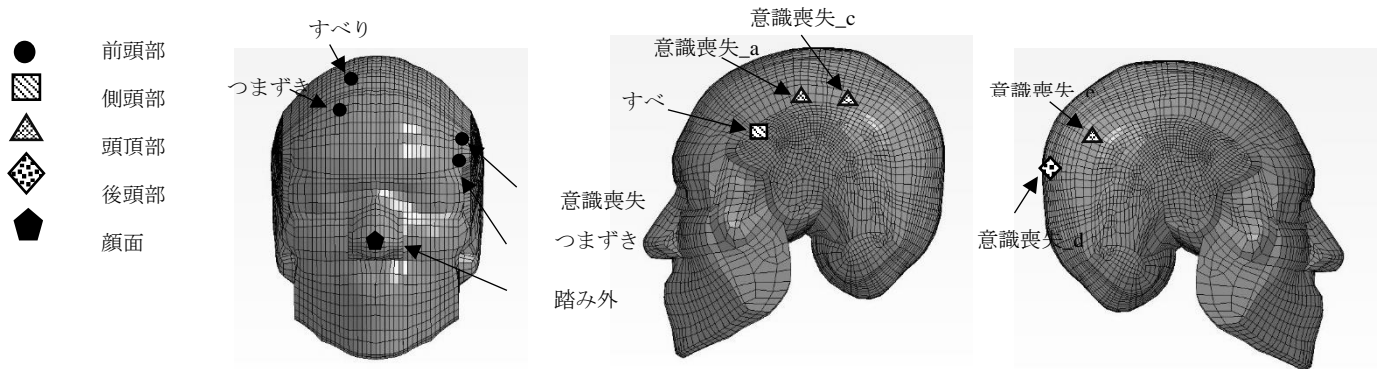


Fig.4.3.1.3 頭部衝突部位の分布

4. 3 . 2 医療情報による事故再現

本報で使用した事故再現方法は、人の全身モデルを負傷者の身長と体重にスケールリングし、負傷者以外の物体を事故情報によりモデル化して、速度と姿勢を設定して事故を再現する(Fig. 4.3.3.1 (a))。再現結果から衝突直前の負傷者の頭部の姿勢と速度を得て、頭部詳細の初期条件としてモデルに入力する。頭部詳細モデルを用いた再現によって、衝突時頭部内の力学的応答を得る(Fig. 4.3.3.1 (b))。計算された頭部内力学応答と頭蓋骨骨折、脳挫傷の発症閾値とを比較することにより、頭部モデル上で骨折と脳挫傷の有無を検証できる。実際に診断画像で見られた骨折や脳挫傷の有無と再現結果とを比較し、不一致の場合は事故再現のステップに戻り、比較結果を参考にして負傷者頭部の衝突速度を調整する。骨折や脳挫傷が診断画像上にない場合は、骨折や脳挫傷を発症しない上限の衝突速度に調整する。骨折と脳挫傷の有無や実際の事故状況が一致し、且つ不自然な動作の無い再現結果を得られるまで Fig. 4.3.3.1 (a)、 (b) and (c) に示される手順を繰り返す。事故再現結果により得られた頭部内に発生した力学応答を脳震盪、DAIの発症閾値と比較を行い、発症リスクを提示する(Fig. 4.3.3.1 (d))。また、再現に必要な情報が不十分な事故は、状況を明確にできず、複数の結果が想定される。本報はこのような複数の結果が得られる事故に対して、実際の医療データと再現結果が一致するまで結果を絞り込む。

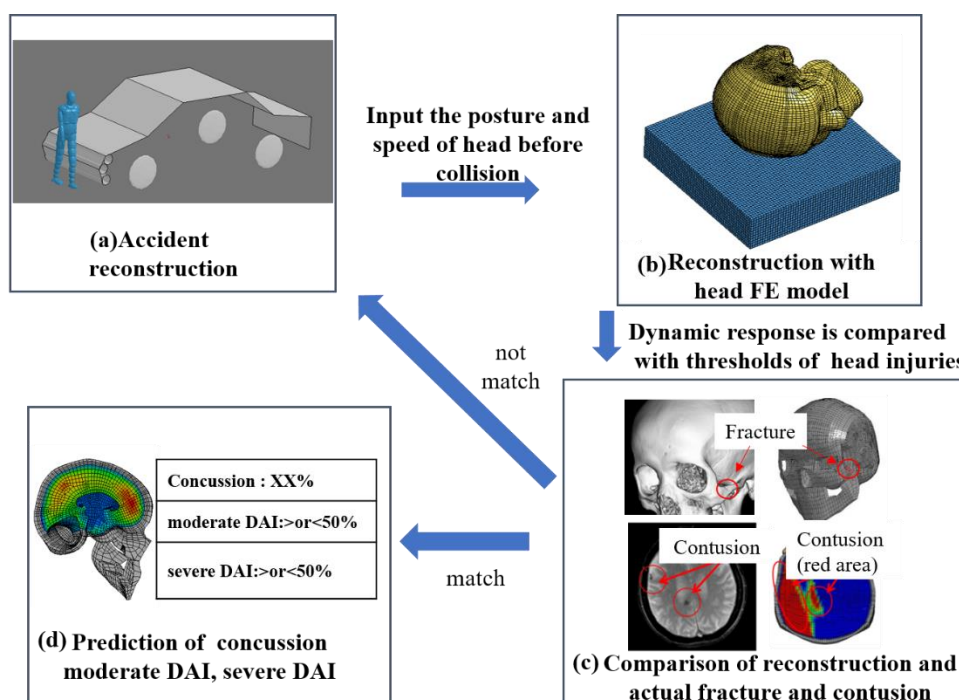


Fig.4.3.3.1 診断支援のための事故再現方法

Case 1: 交通事故の例

45 才男性が自転車で走行中、路上で転倒した事故を再現した。負傷者は右肩と右肋骨を骨折しており、頭部 CT から右頭蓋底骨折、左前頭部脳挫傷が見られた。来院時、Glasgow coma scale(GCS)は 14 点(E4V4M6)であった。

転倒の原因は不明であるため、負傷者がバランスを崩したと想定して再現した (Fig.2a)。

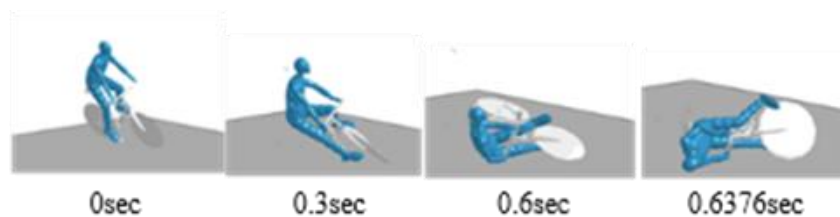


Fig.4.3.3.2 Traffic accident reconstruction results

Case 2: 交通事故の例>

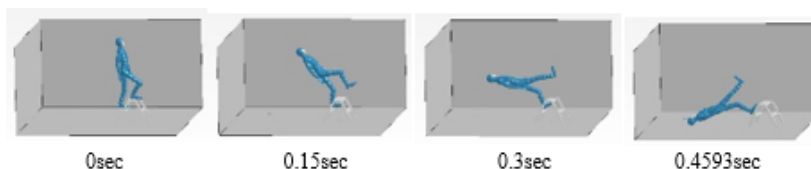


Fig.4.3.3.3 Fall/fall down accident reconstruction results

< 高次脳機能障害に至った交通事故 >

兵庫県災害医療センターに搬入された頭部外傷症例 916 件から、神戸赤十字病院で高次脳機能評価を行った 31 例を抽出した。

以下の 3 つの条件を満たす症例を除く 8 症例を選んで再現解析した。

- 1、トラック、バス、バイクが絡む事故
- 2、自動車の側方衝突
- 3、受傷者が自動車乗員、バイク乗員

選んだ 8 件のうち、受傷者が歩行者である事故が 6 件、受傷者が自転車乗員の事故は 2 件である。全 8 件の概要を Table 4.3.3.1 に示す。Table 4.3.3.1 に示した情報の他に、受傷者の身長、体重、頭部の寸法などの情報があり、臨床所見(頭蓋骨骨折、脳挫傷、硬膜下血腫、くも膜下出血の発症状況や部位など)が含まれる。CT と MRI データの他、全身の怪我の状態も可能な限り詳しく記載されている。Table 4.3.3.2 に示したように事故再現から頭部の衝突直前の角度、回転速度、並進速度を算出した。

Table 4.3.3.1 入手した 8 症例の概要

No.	事故種類	年齢	性別	事故状況	自覚症状
1	歩行者 vs 車 (SUV 型)	24	M	歩行中、40 km/h のミニバンと接触、 5 m 程飛ばされた	物忘れ、記憶障害
2	歩行者 vs 車 (SUV 型軽)	36	M	歩行中、20 km/h の車と接触、 5 m 飛ばされる	記憶障害、注意力の障害、易怒性、 外傷性てんかん
3	歩行者 vs 車 (タクシー)	41	F	10~20 km/h のタクシーと接触、 5 m 程転がるように転倒	物忘れ
4	歩行者 vs 車 (不明)	32	F	歩行中に 30 m 飛ばされた	高次脳機能障害の疑い
5	歩行者 vs 車 (不明)	42	M	40 km/h の車と衝突	人の名前を忘れる、易怒性
6	歩行者 vs 車 (不明)	51	M	飲酒後に歩行中、 60~70 km/h の車と衝突	けいれん発作、イラつきやすい
7	自転車 vs 車 (1BOX 型)	64	M	自転車走行中、ワンボックスと衝突	嗅覚低下、難聴
8	自転車 vs 車 (不明)	57	F	自転車走行中、車と衝突	忘れっぽい、言葉が間違っ てしまう イラつきやすくなった

Table 4.3.3.2 MADYMO を用いて算出した頭部重心の各パラメータ

No.	Angular position [degree]			Angular acceleration [rad/s]				Linear acceleration [m/s]		
	x	y	z	res	x	y	z	x	y	z
1	-114.41	-19.44	1.61	7.88	-6.89	2.58	-2.81	1.51	7.44	-3.18
2	-117.13	29.98	-135.58	8.42	-5.81	5.86	1.70	-0.51	3.95	-4.02
3	144.19	-63.77	204.87	7.97	-3.43	-6.28	-3.50	0.03	0.91	-0.66
4	461.04	5.25	-161.92	17.74	3.63	-14.20	-10.00	0.63	14.29	-6.69
5	280.82	36.09	157.07	30.91	-14.17	25.40	-10.45	4.27	4.02	-5.04
6	612.31	-12.56	-36.04	25.17	-23.22	-9.34	2.58	0.98	5.44	-2.93
7	120.65	14.48	-225.62	3.84	3.73	0.21	0.91	0.69	8.70	-5.73
8	123.40	37.20	-182.69	3.99	-0.61	2.25	2.09	2.90	1.38	-4.74

4.3.3 ビデオによるスポーツ事故の再現

日本スポーツ振興センターマルチサポート事業の柔道担当者である鈴木利一氏より、2つの柔道試合時発生した事故症例のビデオ情報を入手した。この2つの症例では、技をかけられた選手は頭部が強打され、脳震盪と診断された。

本研究では公益財団法人全日本柔道連盟に規定された柔道用畳のすべり抵抗係数の範囲である0.4-0.7を参考し、畳の摩擦係数を0.4-0.7の範囲の中0.1刻みで変更して、柔道時の頭部外傷事故の解析を行った。

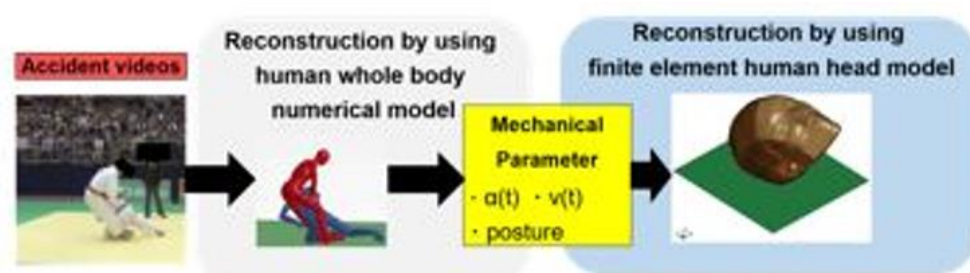


Fig.4.3.2.1 スポーツ事故の再現手法

事故時に録画されたビデオに基づいてヒト全身数値モデルを使用して事故時2人の選手の動作を再現した。事故時のビデオのコマ送り画像と動作解析と比較した結果を Fig.4.3.2.1 に示す。Case 1 の比較結果は Fig. 4.3.2.2(a)に示し、Case 2 の比較結果は Fig. 4.3.2.2(b)に示す。動作再現より計算された受傷者（赤）が畳と衝突する直前の頭部姿勢、頭部重心の並進・回転速度および衝突時の並進・回転加速度を入力データとして、頭部有限要素モデルを用いて頭部衝突の再現解析を行った。症例再現解析結果から算出された衝突時の頭部の並進・回転加速度を Fig.4.3.2.3 に示す。

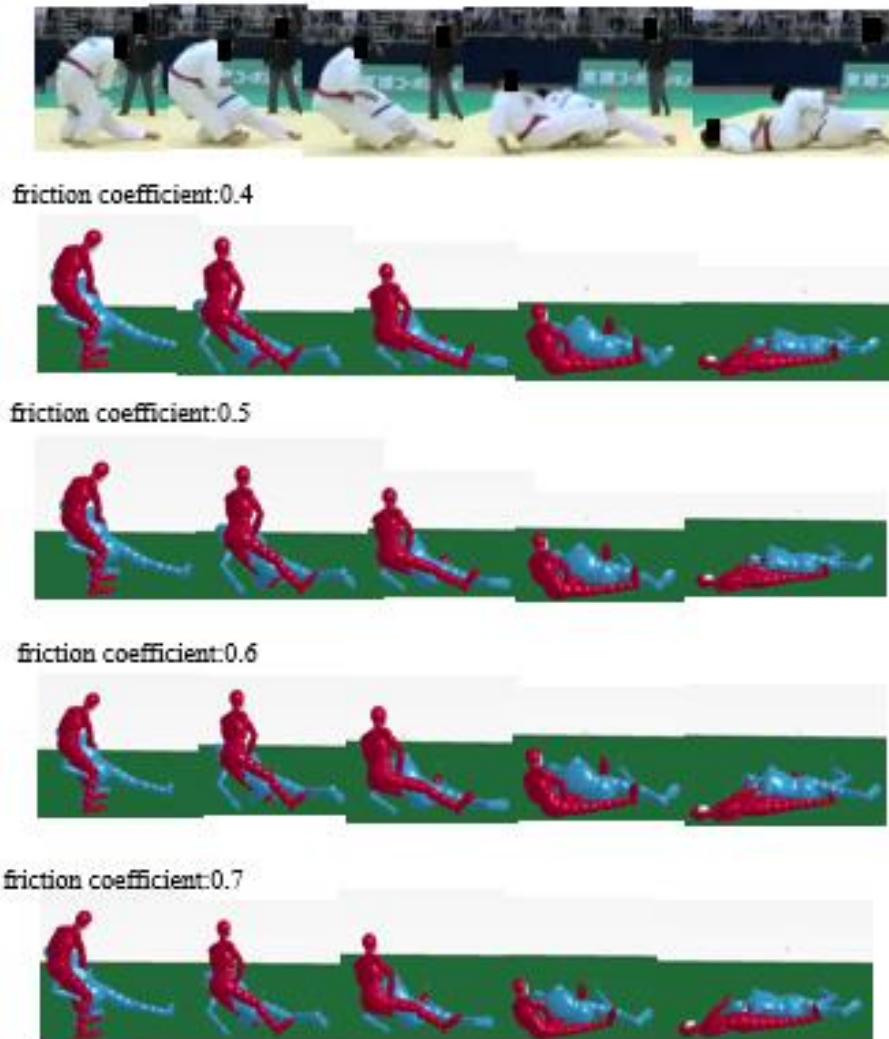


Fig.4.3.2.2 (a) The throwing motion of two Judo players reconstructed based on video of case 1. The upper still photographs are from the game video and the lower still photographs are from MADYMO simulation.



friction coefficient:0.4



friction coefficient:0.5



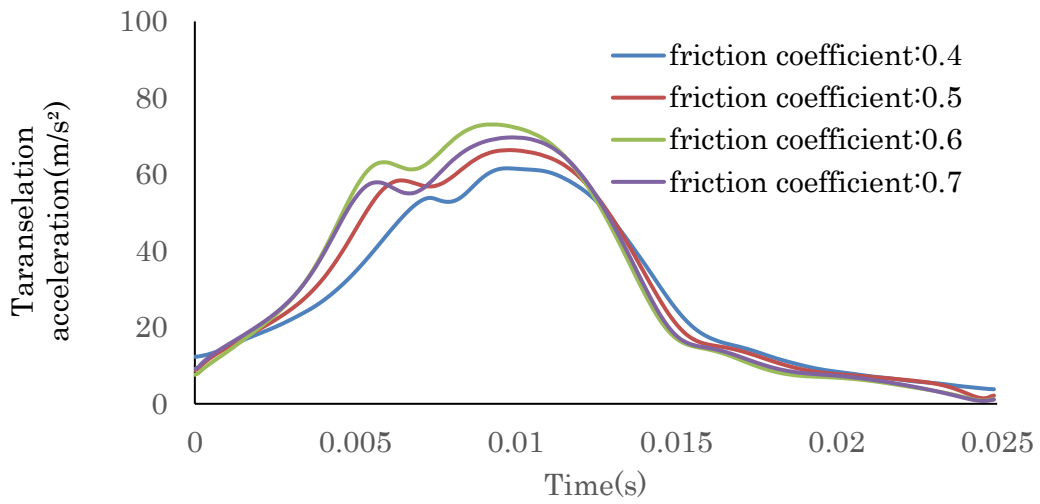
friction coefficient:0.6



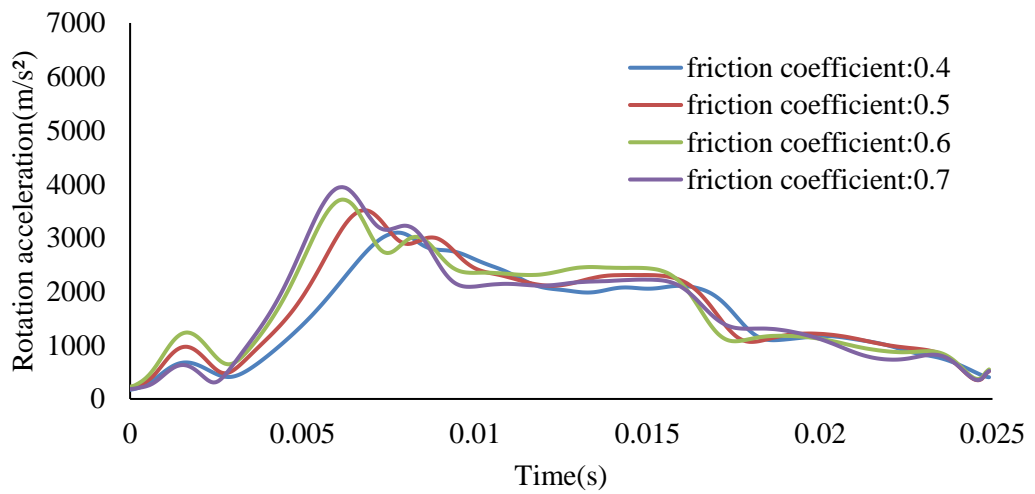
friction coefficient:0.7



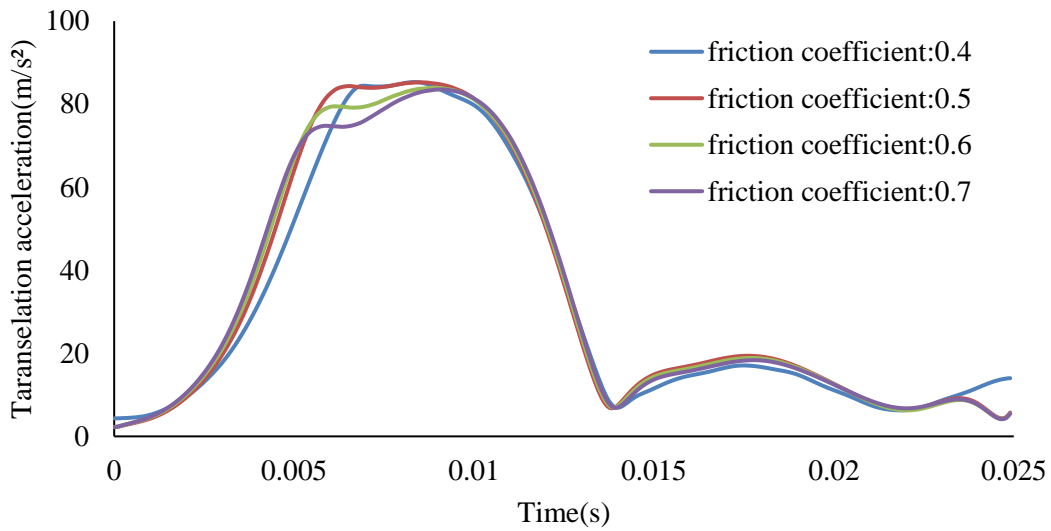
Fig.4.3.2.2 (b)The throwing motion of two Judo players reconstructed based on video of case 2. The upper still photographs are from the game video and the lower still photographs are from MADYMO simulation.



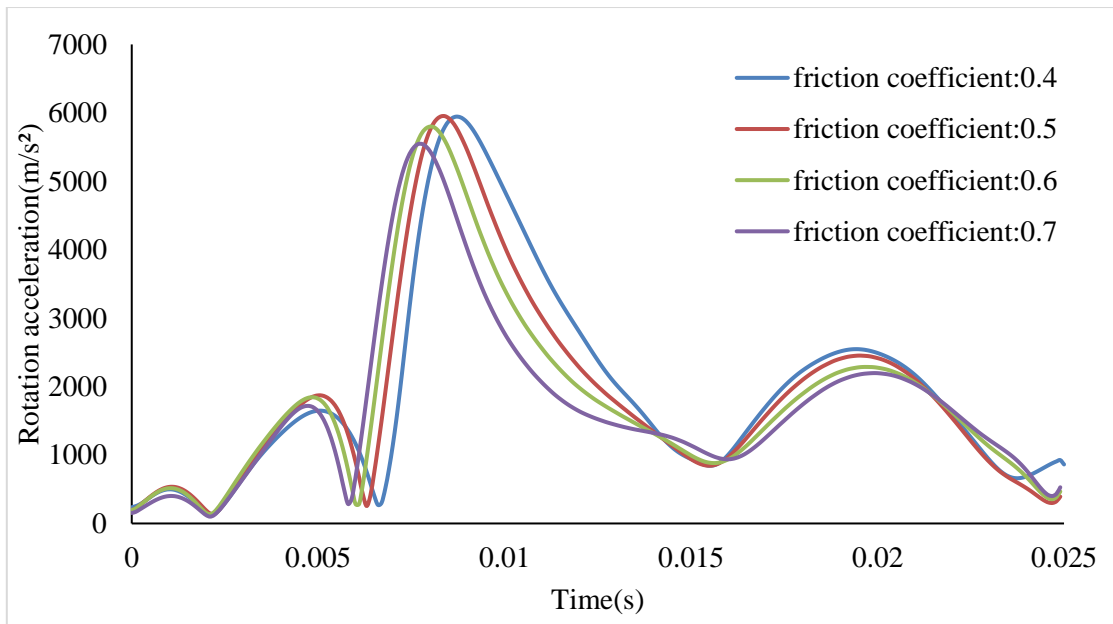
(a) Translational accelerations s obtained from MADYMO simulation of accident case 1



(b) Rotational accelerations s obtained from MADYMO simulation of accident case 1



(c) Translational accelerations s obtained from MADYMO simulation of accident case 2



(d) Rotational accelerations s obtained from MADYMO simulation of accident case 1

Fig. 4.3.2.3 accelerations s obtained from MADYMO simulation.

第 5 章

頭部外傷の評価結果について

5. 1 頭部外傷予防手段の評価

5. 1. 1 絨毯の頭部保護効果

頭部外傷軽減効果を評価するため、本研究は頭部衝突の再現解析結果から、頭部と頭蓋内の力学的応答を計算し、それらの計算結果を用いて頭蓋骨骨折、脳挫傷、脳震盪の頭部外傷発症リスクを算出した。

12 ケースの頭部衝突の再現解析にて算出した頭部力学的応答 HIC と GAMBIT、および頭蓋内力学的応答であるミーゼス応力とひずみの結果を Table 5.1.1.1 に示す。4 つの転倒姿勢に対して、フローリングに転倒する場合の各種の力学的応答が最も高く、フローリングと絨毯に転倒する場合は各種の力学的応答が低下し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合はさらに低下する傾向が見られた。

Table 5.1.1.1 頭部および頭蓋内の力学的応答

転倒原因	床面	力学的応答			
		HIC	GAMBIT	ミーゼス応力 (kPa)	ひずみ (%)
意識喪失	フローリング	140	0.249	8.68	26.8
	フローリング+絨毯	128	0.209	6.84	22.1
	アンダーフェルト+絨毯	103	0.166	5.83	20.6
滑り	フローリング	272	0.342	7.04	21.9
	フローリング+絨毯	258	0.308	6.98	21.3
	アンダーフェルト+絨毯	175	0.235	6.09	19.1
つまずき	フローリング	392	0.355	8.75	31.1
	フローリング+絨毯	293	0.275	7.02	26.5
	アンダーフェルト+絨毯	191	0.194	4.59	17.1
踏み外し	フローリング	480	0.370	7.74	25.2
	フローリング+絨毯	345	0.283	6.46	22.5
	アンダーフェルト+絨毯	220	0.212	4.89	17.2

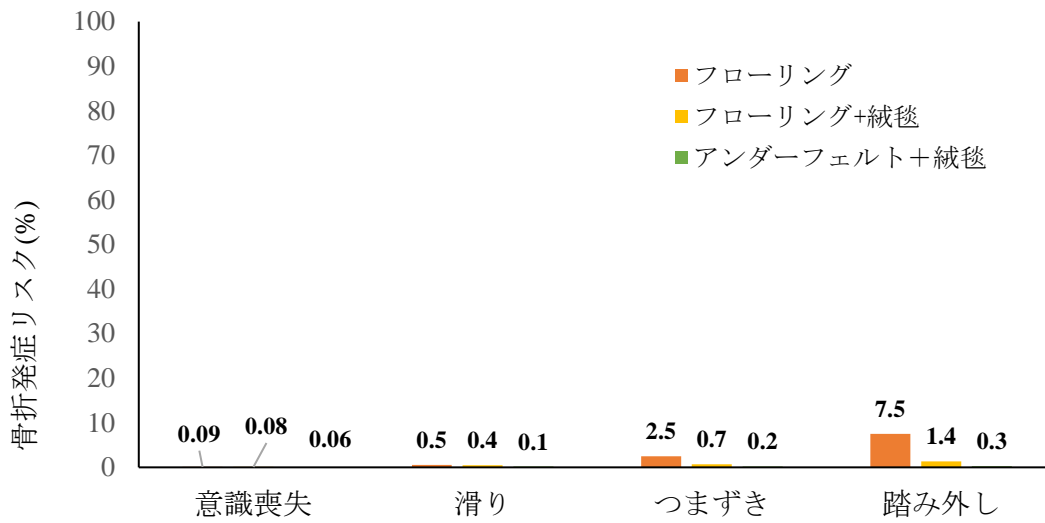
算出した頭部の力学的応答を用いて、頭蓋骨骨折、脳挫傷、脳震盪の発症リスクを計算して比較した。

HICによる頭蓋骨骨折発症リスクの評価結果を Fig.5.1.1.1 (a)に示す。フローリングに転倒する場合の評価結果を基準として比較すると、フローリングと絨毯に転倒する場合、意識消失、滑り、つまずきと踏み外しによる転倒ではそれぞれ 10.5%、6.7%、24.1%、17.7%減少し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 29.8%、47.1%、58.5%、53.4%減少した。

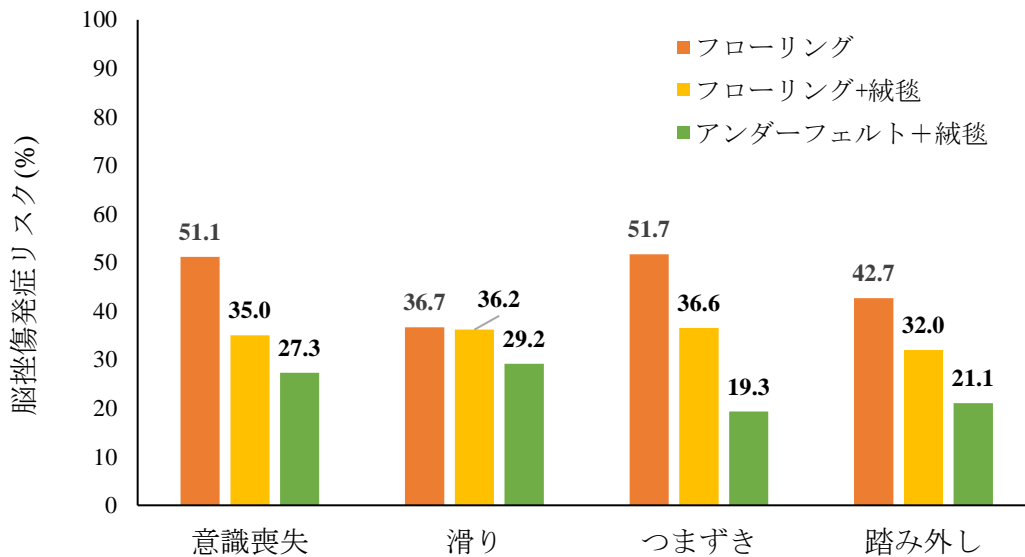
次に、ミーゼス応力による脳挫傷発症リスクの評価結果を Fig.5.1.1.1 (b)に示した。フローリングに転倒する場合の評価結果と比較すると、フローリングと絨毯に転倒する場合、意識消失、滑り、つまずきと踏み外しによる転倒ではそれぞれ 31.6%、1.4%、29.3%、25.0%減少し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 46.78%、20.5%、62.7%、50.7%減少した。

ひずみによる脳震盪発症リスクの評価結果を Fig.5.1.1.1 (c)に示す。フローリングに転倒する場合の評価結果と比較すると、フローリングと絨毯に転倒する場合、意識消失、滑り、つまずきと踏み外しによる転倒ではそれぞれ 27.8%、4.3%、24.9%、17.3%減少し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 35.4%、18.9%、62.2%、44.9%減少した。

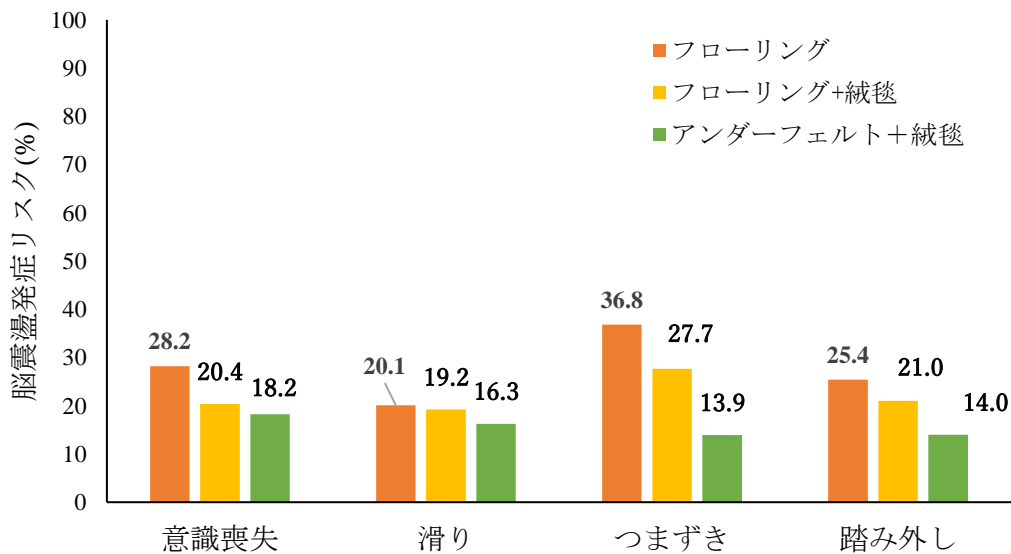
また、HIC と GAMBIT による脳震盪の発症リスクを評価した結果を Fig. 5.1.1.2(a)-(b)に示す。HIC によって評価する結果として、フローリングに転倒する場合の評価結果を比較すると、フローリングと絨毯に転倒する場合、意識消失、滑り、つまずきと踏み外しによる転倒ではそれぞれ 10.5%、6.7%、24.1%、17.7%減少し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 29.8%、47.1%、58.5%、53.4%減少したことが見られた。GAMBIT によって評価する結果として、フローリングに転倒する場合の評価結果を比較すると、フローリングと絨毯に転倒する場合、意識消失、滑り、つまずきと踏み外しによる転倒ではそれぞれ 48.5%、36.7%、67.1%、68.2%減少し、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 75.1%、79.7%、91.3%、90.0%減少した。



(a) HIC による頭蓋骨骨折発症リスク軽減効果の評価



(b) ミーセス応力による脳挫傷発症リスク軽減効果の評価



(c) ひずみによる脳震盪発症リスク軽減評価結果

Fig. 5.1.1.1 各種頭部外傷発症リスク軽減効果の評価

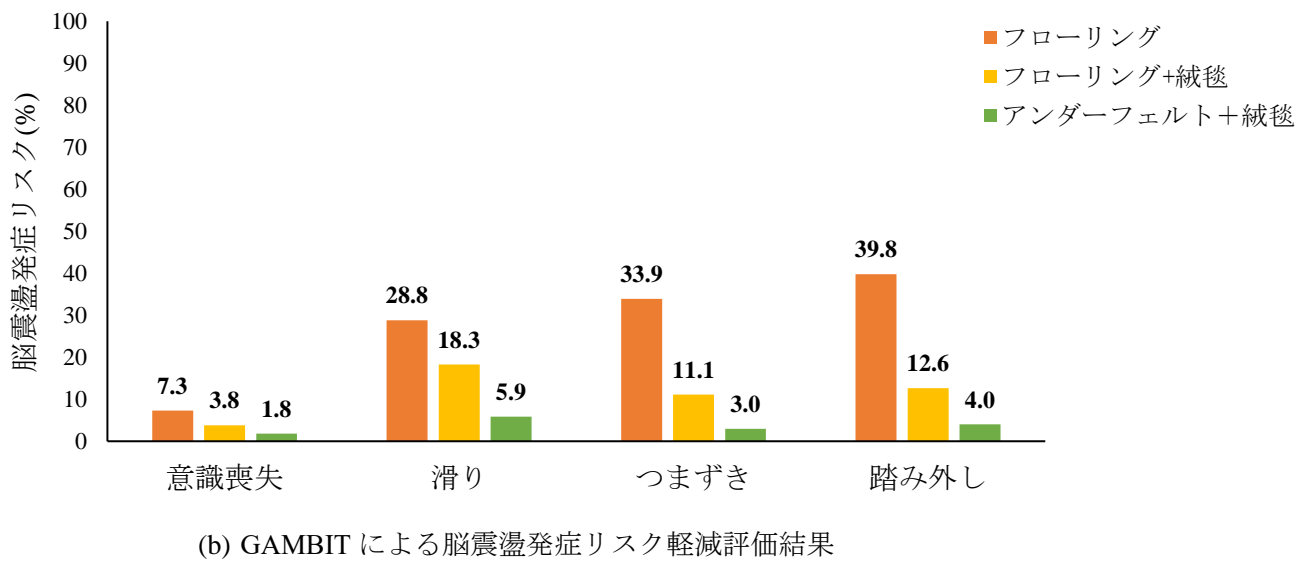
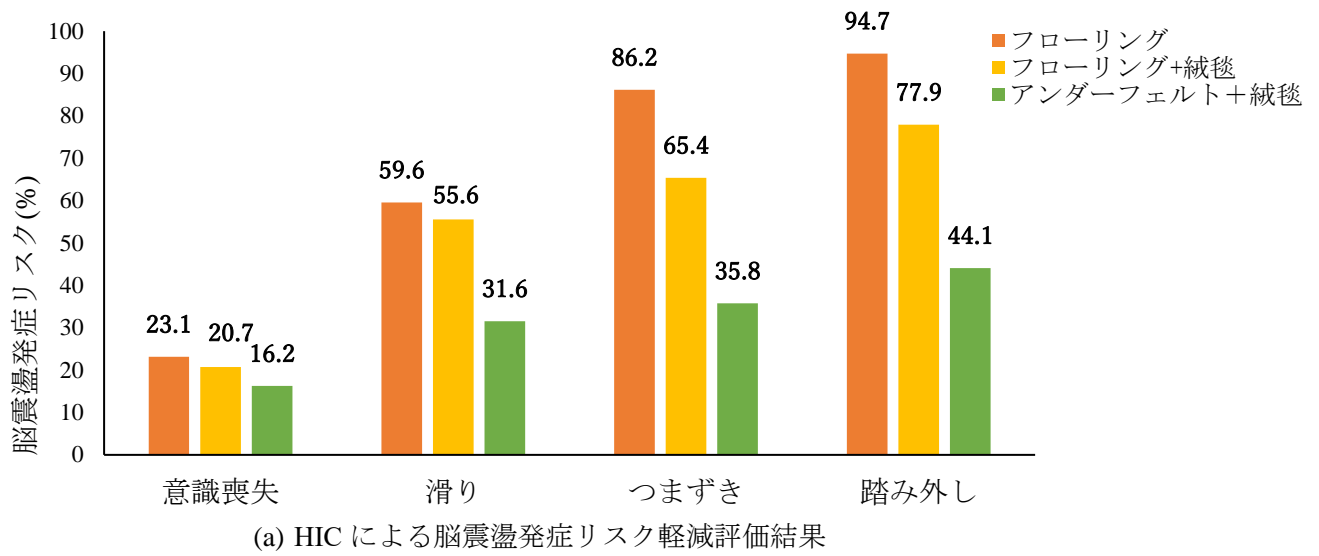
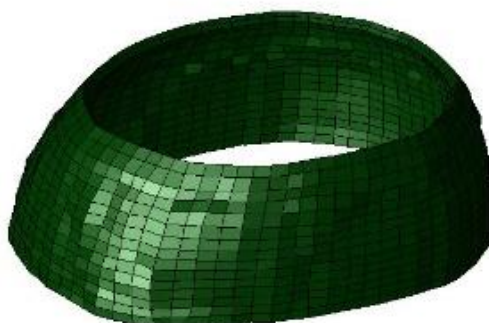


Fig. 5.1.1.2 加速度ベースにしたパラメータによる脳震盪発症リスク軽減効果の評価

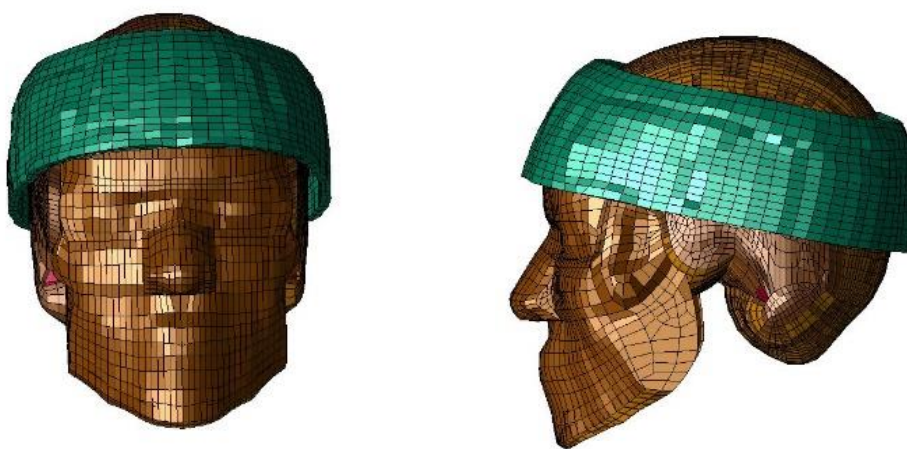
5. 1. 2 ヘッドバンドの頭部保護効果

<ヘッドバンドモデルについて>

本研究で再現した転倒動作の頭部衝突部位(Fig. 5.1.2.1 (a))を考慮して、顔面以外の9つの衝突部位を覆うようにヘッドバンドモデルの幅を設計し、ヘッドバンドモデルを作成した。作成したヘッドバンドモデルを Fig. 5.1.2.1 (b)に示す。ヘッドバンドモデルは六面体ソリッド要素で構成され、厚さは5 mm である。ヘッドバンドモデルを着用した頭部モデルを Fig. 5.1.2.1 (c)に示す。



(a)ヘッドバンドモデル



(b)ヘッドバンドモデルを頭部モデルに付けた様子

Fig. 5.1.2.1 ヘッドバンドモデル

本研究では、ヘッドバンドの材料に、低価格であり、軽量かつ高い衝撃緩和性を持つEVA発泡体を選んだ⁶¹⁾。ここではEVA発泡体の材料特性を得るため、EVA発泡体試験片(Fig.5.1.2.2(d))を定盤の上に敷き、ヘッドフォームインパクト(Fig. 5.1.2.2 (e))を試験片に落下させた。3軸加速度計(ASE-A-500、共和電業)をヘッドフォームインパクトの重心位置に設置し、0.5 mの高さから落下させて、衝突時の加速度を測定した。落下試験の様子を Fig. 5.1.2.2 (e)に示す。落下試験と同条件の再現解析(Fig.5.1.2.2 (g))を行う

ため、六面体要素を用いて EVA 発泡材の有限要素モデルを作成し、落下試験より得られた材料特性を使用し、ヘッドフォームインパクトモデルの加速度波形を比較した。両波形は良く一致し、EVA 発泡材モデルの妥当性を示した (Fig.5.1.2.2 (h))。落下試験から得られた EVA 発泡材の材料特性をヘッドバンドモデルに入力した。



(d)EVA 発泡材試験片



ヘッドフォームインパクト

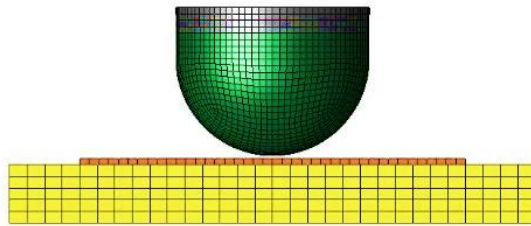


ヘッドフォームインパクトの
重心位置に加速度計を設置した

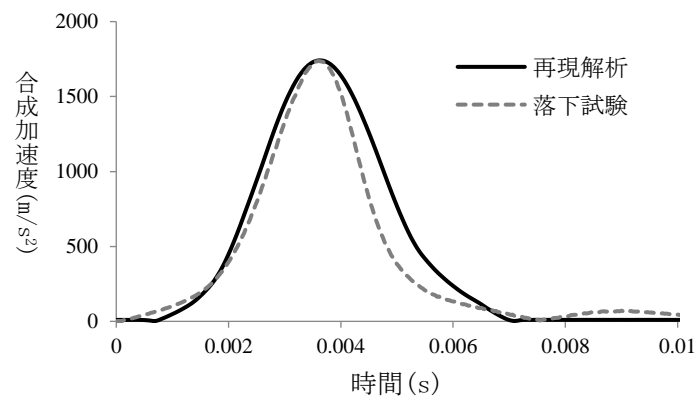
(e)ヘッドフォームインパクト



(f)落下試験



(g)落下試験再現解析

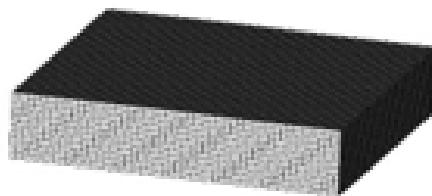


(h)実験結果と実験再現解析結果の比較

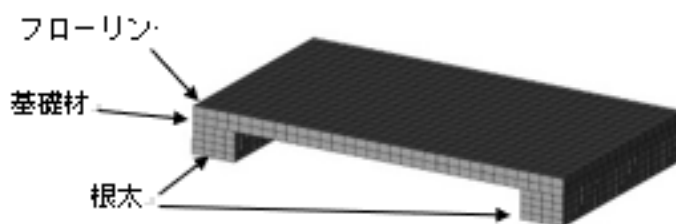
Fig. 5.1.2.2 ヘッドバンドモデルの材料特性

また、本研究では屋内の転倒事故を想定しているため、タイルと木製フローリングの2種類の床面モデルを作成した。タイル材の床面モデルを Fig. 5.1.2.3 (b)に示す。タイル材の材料特性については、頭部の衝突対象としては類似の硬さの効果を持つアスファルトの材料特性を使用した⁶²⁾。木製フローリングモデルを Fig. 5.1.2.3 (c)に示す。家庭内の床の構造を参考にし、木製の基礎材の上にフローリングを敷き、基礎材の下には根太がある構造を再現した。根太の寸法は 40 mm×60 mm であり、間隔は 303 mm である⁶³⁾。木製フローリングモデルは異方性弾性体モデルであり、Jessome ら⁶⁴⁾の材料特性を使用した。

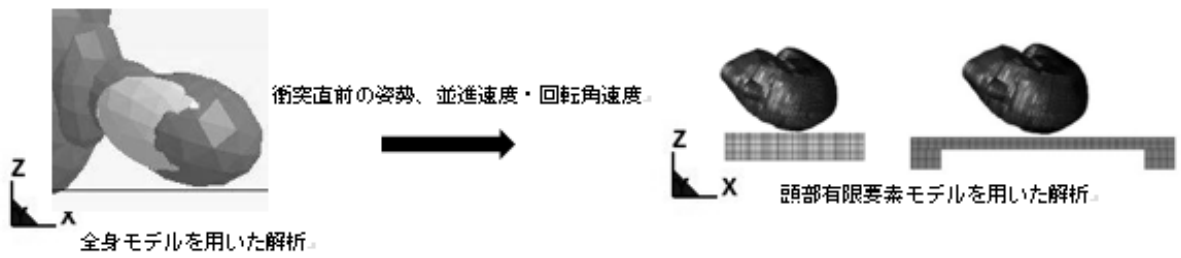
本研究ではヘッドバンドの頭部保護効果を衝突部位別で評価する。衝突部位が前頭部、側頭部、頭頂部、後頭部となるケースより、頭部が接地する直前の合成並進速度が最も大きい各1ケースを選定した。衝突部位が前頭部となるつまずき(姿勢c)、側頭部となるすべり(姿勢b)、頭頂部となる意識喪失(姿勢a)、後頭部となる意識喪失(姿勢d)の各再現結果より出力された衝突直前の頭部姿勢、頭部重心の並進速度・回転角速度を頭部モデルに入力する。頭部を2種類の床面に衝突させ、ヘッドバンドを着用した場合と着用していない場合を比較した。



(b)タイル材の床面モデル



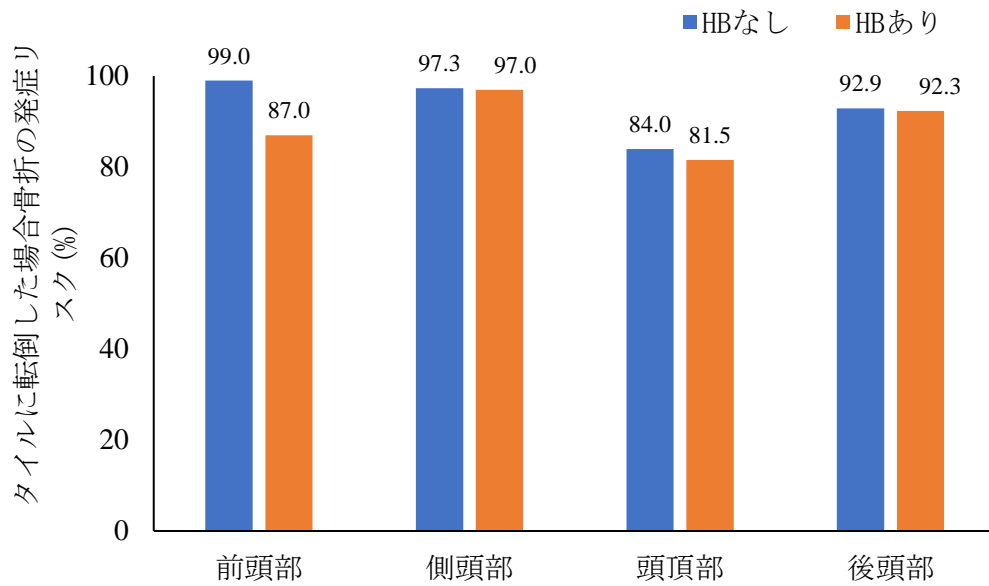
(c)木製フローリングモデル



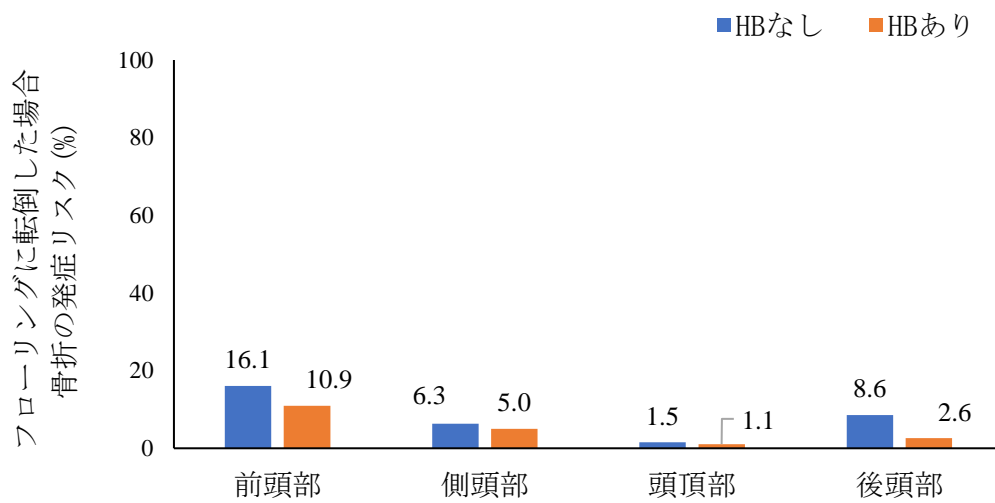
(d)頭部有限要素モデルを用いた転倒時の頭部衝突再現解析方法

Fig. 5.1.2.3 転倒時の頭部衝突再現

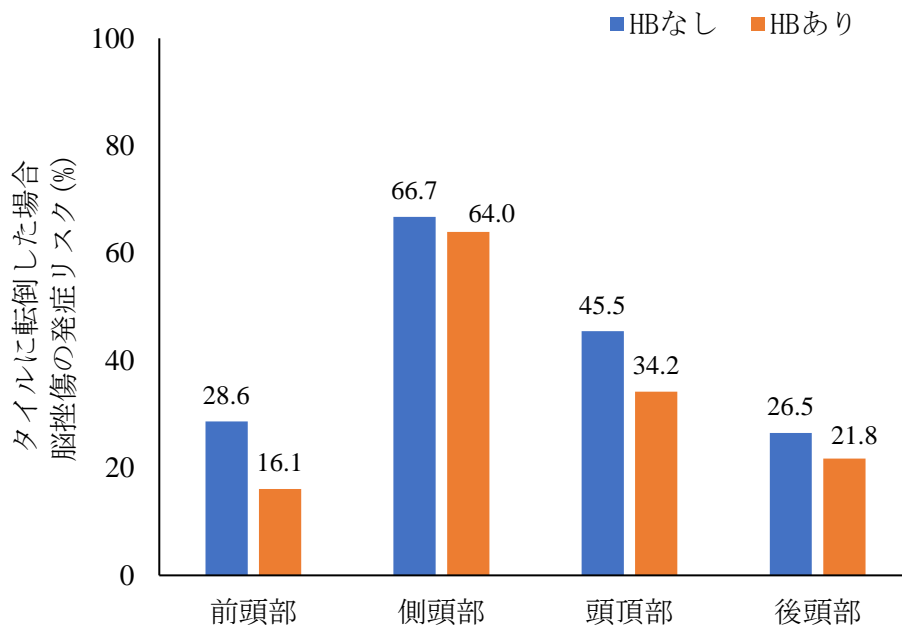
本研究では頭部と頭蓋内の力学的応答を計算し、頭蓋骨骨折、脳挫傷、脳震盪の発症リスクを計算した。2種類の床面に転倒する場合を想定し、頭部の打撲部位が異なる4つの転倒動作を対象として、ヘッドバンドを着用した場合と着用していない場合の頭部衝突をそれぞれ再現した（全16ケース）。その再現解析結果から算出された力学的応答を用いて、各種の頭部外傷の発症リスクを計算した。ヘッドバンドを着用することによって各種の頭部外傷の発症リスクの変化が見られ、ヘッドバンドの頭部外傷の防護効果を評価した。



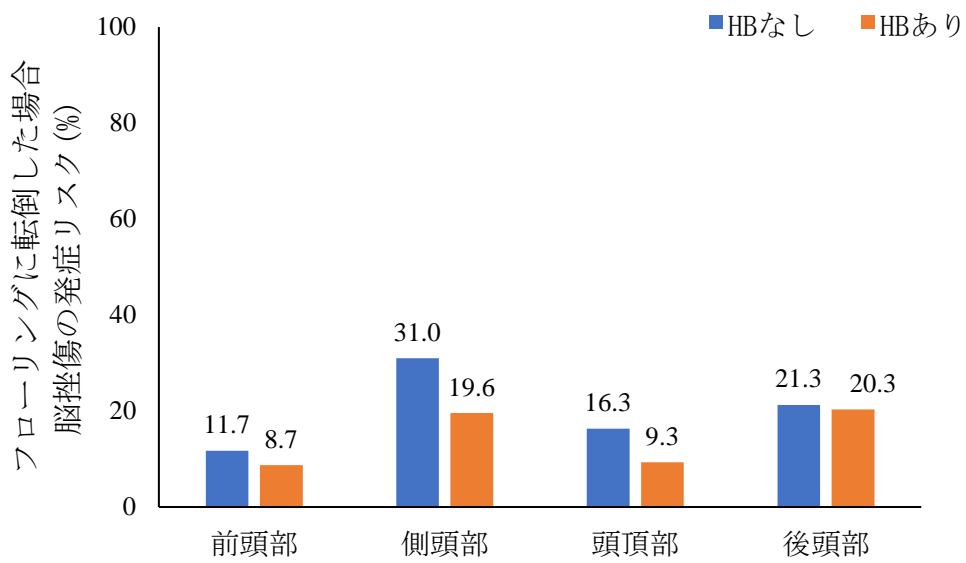
(a) タイルに転倒する場合の頭蓋骨骨折発症リスク軽減効果の評価



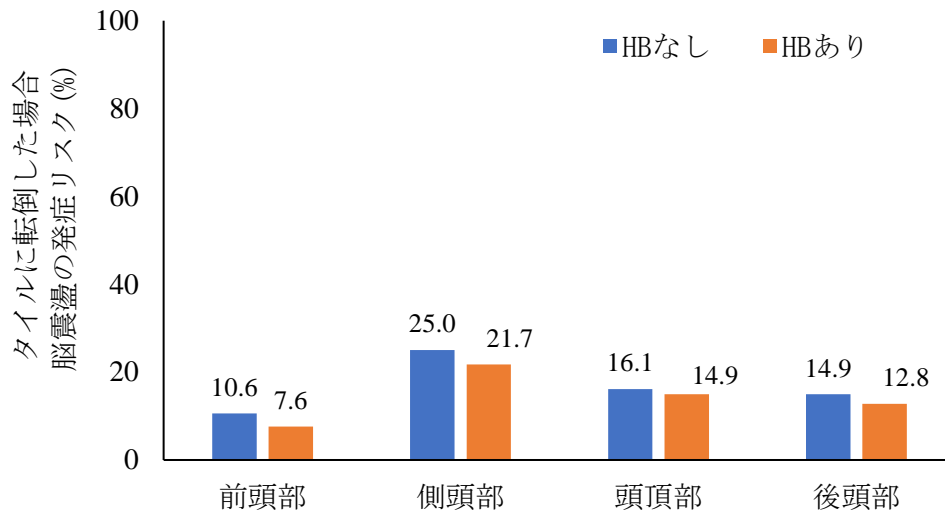
(b) 木製フローリングに転倒する場合の頭蓋骨骨折発症リスク軽減効果の評価



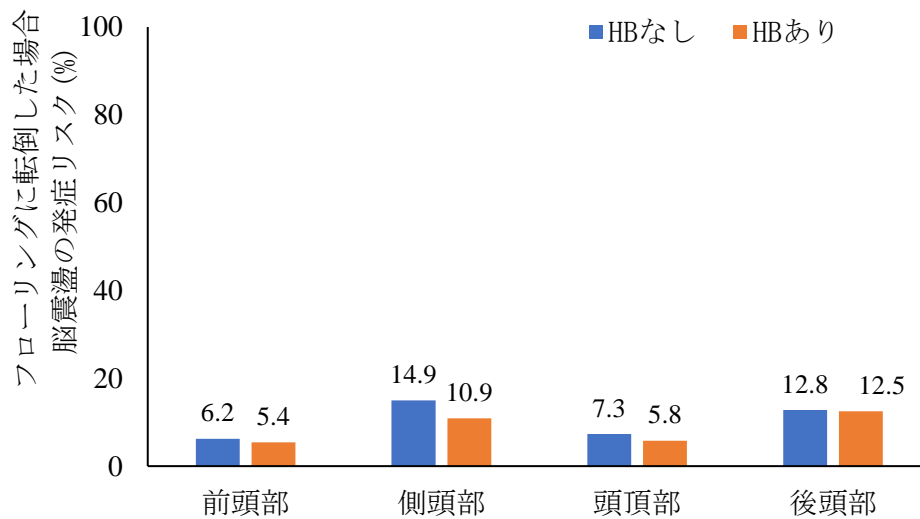
(c) タイルに転倒する場合の脳挫傷発症リスク軽減効果の評価



(d) 木製フローリングに転倒する場合の脳挫傷発症リスク軽減効果の評価



(e) タイルに転倒する場合の脳震盪発症リスク軽減評価結果



(f) 木製フローリングに転倒する場合の脳震盪発症リスク軽減評価結果

Fig. 5.1.2.4 ヘッドバンドの頭部外傷軽減効果

5. 2 診断支援について

5. 2. 1 脳震盪発症リスクの評価

2つの柔道試合時発生した脳震盪の症例を対象として、柔道用畳の摩擦係数を0.4、0.5、0.6、0.7に想定して症例再現解析を行い、柔道用畳の摩擦係数が脳震盪発症リスクの評価に及ぼす影響を検討した。

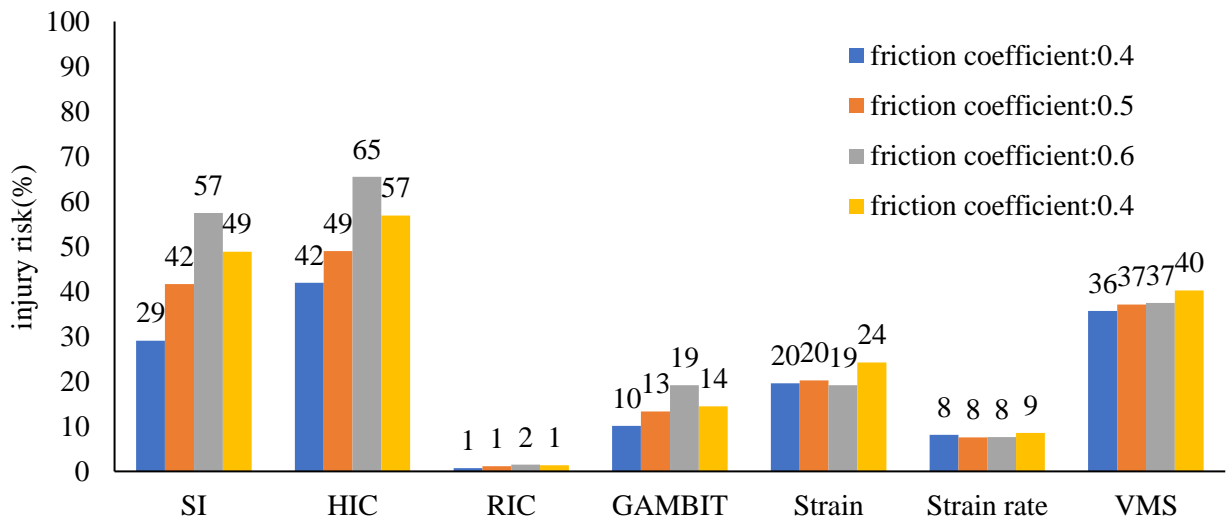
各評価指標を用いて脳震盪の発症リスクの評価結果をFig.5.1.2.4に示す。摩擦係数を0.4-0.7の範囲で0.1刻みで変化する場合、SI、HIC、RIC、GAMBITのような加速度をベースのパラメータを評価基準として、脳震盪発症リスクを評価した結果を見ると、Case 1ではそれぞれ28%、23%、1%、9%の変動があり、Case 2ではそれぞれ7%、6%、6%、5%の変動がある。Case 1ではそれぞれ5%、4%、1%の変動があり、Case 2では僅か2%、7%、2%の変動しかない。

Table 5.2.1.1 Head response of concussion cases calculated based on acceleration

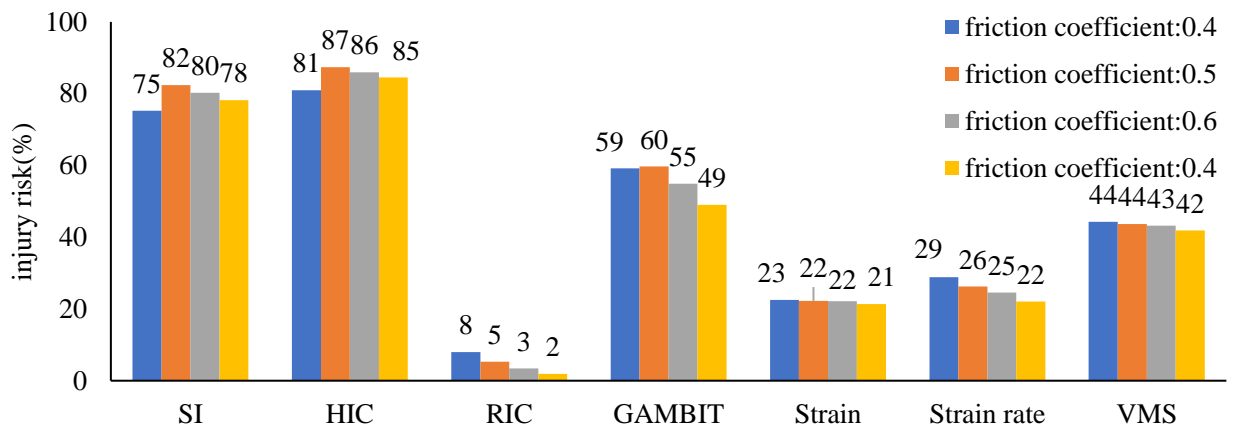
	Friction coefficient of tatami	SI	HIC	RIC	GAMBIT
the accident case 1	0.4	210	213	317	0.27
	0.5	260	236	384	0.29
	0.6	319	293	422	0.31
	0.7	287	263	409	0.29
the accident case 2	0.4	393	360	683	0.41
	0.5	432	401	610	0.42
	0.6	419	391	543	0.40
	0.7	408	381	456	0.39

Table 5.2.1.2 Peak head response of accident cases

	Friction coefficient of tatami	Strain	Strain rate (s⁻¹)	von Mises stress (kPa)
the accident case 1	0.4	0.22	22.41	6.18
	0.5	0.22	20.97	6.41
	0.6	0.21	21.23	6.46
	0.7	0.25	23.15	6.91
the accident case 2	0.4	0.23	45.91	7.53
	0.5	0.23	43.89	7.44
	0.6	0.23	42.53	7.37
	0.7	0.23	40.33	7.16



(a) Injury risk obtained from sensitive analysis of the accident case 1



(b) Injury risk obtained from sensitive analysis of the accident case 2

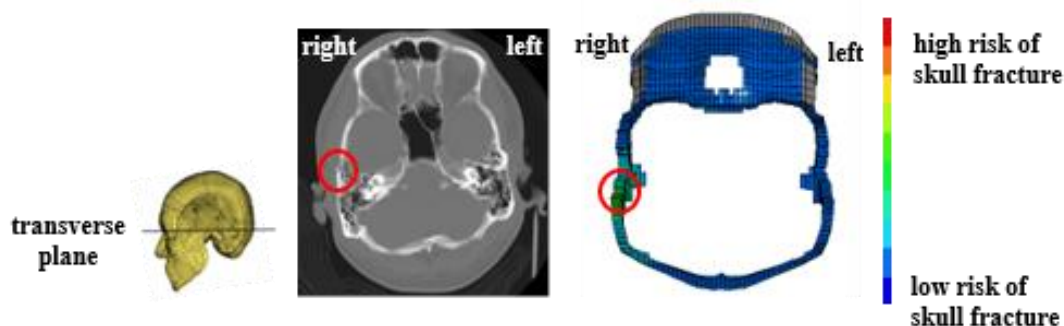
Fig.5.2.1.1 Estimated injury risk obtained from sensitive analysis of the 2 accident cases

5. 2. 2 神経損傷発症リスクの評価

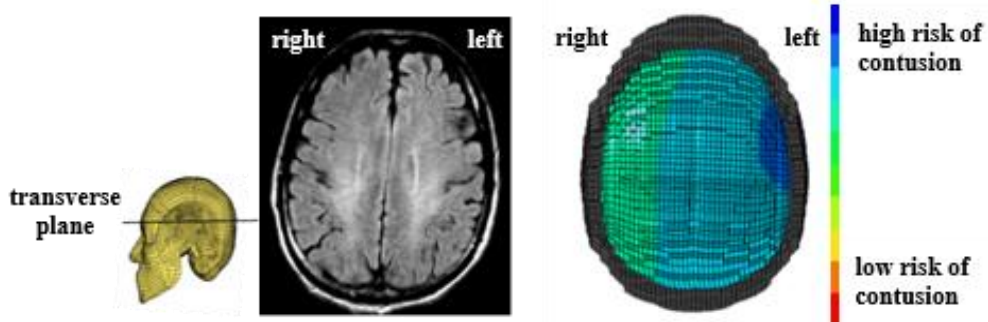
<交通事故の例>

45 才男性が自転車で走行中、路上で転倒した事故を再現した。負傷者は右肩と右肋骨を骨折しており、頭部 CT から右頭蓋底骨折、左前頭部脳挫傷が見られた。来院時、Glasgow coma scale(GCS)は 14 点(E4V4M6)であった。

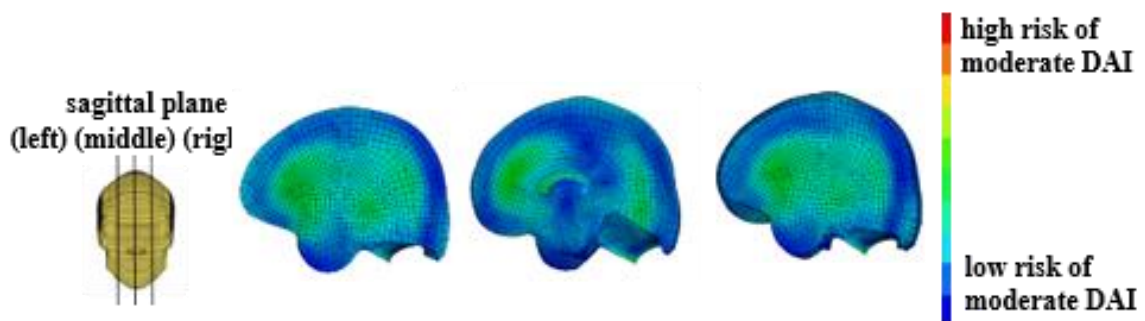
転倒の原因は不明であるため、負傷者がバランスを崩したと想定して再現した。CT 上で発見された骨折部位と再現結果から推定した骨折部位を Fig.5.2.2.1(b)に、MRI 上で脳挫傷と診断された部位と再現結果から推定した発症部位を Fig.5.2.2.1(c)に示す。骨折部位は診断情報とほぼ一致していた。脳挫傷に関しては、脳実質モデルの左前頭部に -318.2 kpa の圧力が発生しており、左前頭部における脳挫傷発症リスクが高いと推定した。これも左前頭部に脳挫傷を発症しているという診断と一致する。また、脳内に発生した最大ミーゼス応力は 9.08 kpa であり、脳震盪の発症リスクは 54.1% 、中度 DAI と重度 DAI の発症リスクは 50% 以下と推測した。さらに、計算結果は軽度の DAI であり、意識消失時間は 30 min 以下になると考えられる。実際には、搬送時の負傷者は意識清明であったため、計算結果は実際の状況と概ね一致した。また、脳実質、脳梁と脳幹モデルの計算結果から、中度と重度 DAI の発症リスクの高い部分を赤色で表示した(Fig. 5.2.2.1(d)) (Fig. 5.2.2.1(e))。



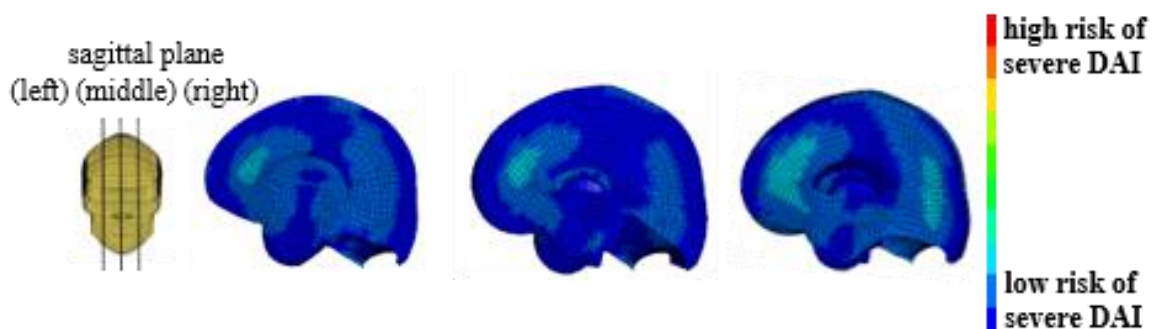
(b): The site of the fracture on computed tomography (CT; red circle) and the simulation results of the fracture site (red circle). ※The gray areas are the parts of the head model other than the facial bone and skull model



(c): The site of the contusion on magnetic resonance imaging. The possibility of the occurrence of a cerebral contusion in the left forehead, which is shown in blue, is high. ※The gray areas are the parts of the head model other than the cerebral model other than the facial bone and skull model



(d): The high-risk areas of moderate DAI



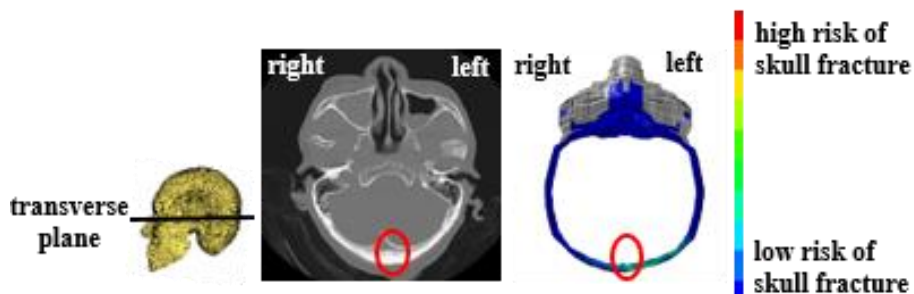
(e): The high-risk areas of severe DAI

Fig.5.2.2.1 A traffic accident reconstruction and risk evaluation of head injuries

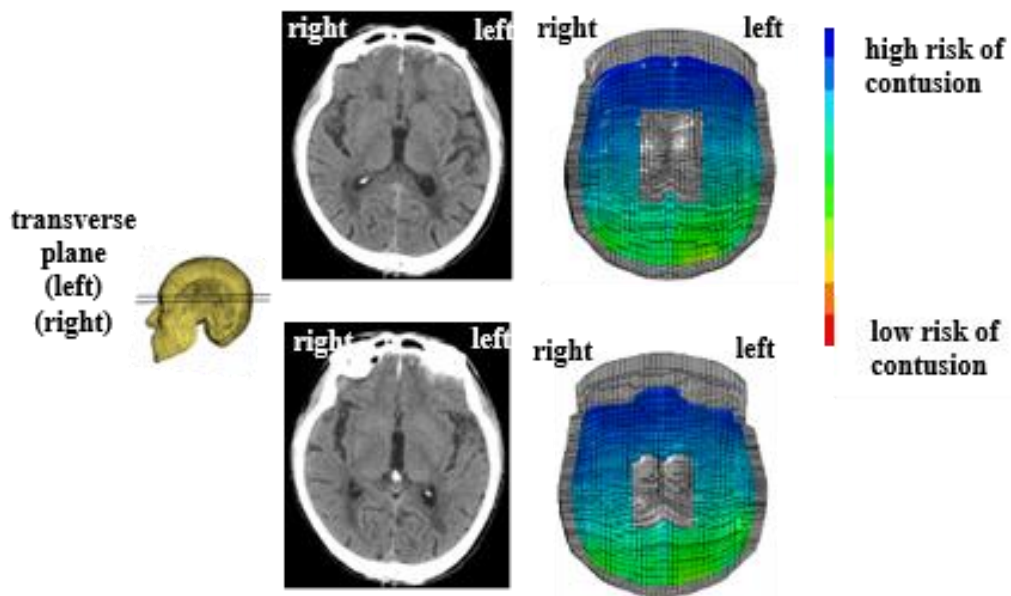
<転倒事故の例>

80代男性が自宅風呂場にある約50cmの脚立から後方に転落した事故を再現した。左前頭部に脳挫傷、後頭部に骨折と皮下血腫を発症したと診断された。来院時、GCS3点(E1V1M1)であった。入院翌日に鎮静解除すると意識や呼吸状態ともに問題がなかった。7日後退院し、他脳神経外科に転院した。

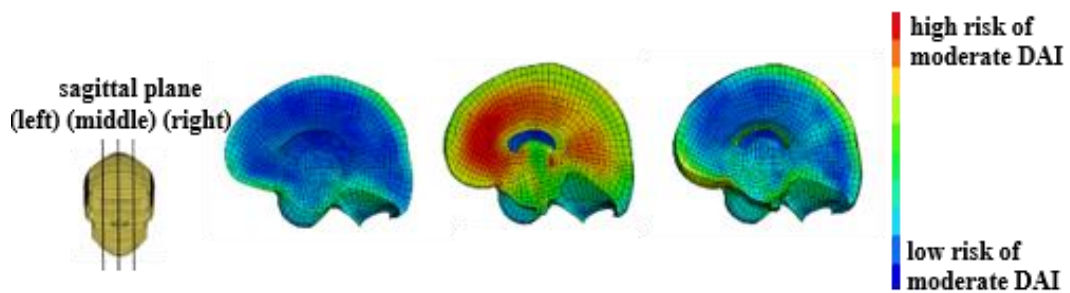
衝突先が不明であるため、地面に衝突したと想定して再現した。CT上で発見された骨折部位と再現結果によるから見られた骨折発症部位を Fig.5.2.2.2 (b)に示した。骨折部位は診断情報とほぼ一致していた。脳挫傷の再現結果は Fig.5.2.2.2(c)に示したように、脳実質モデルの左前頭部に-150.7 kpaの負圧が発生しているため、左前頭部における脳挫傷の発症リスクが高いと推定した。これも左前頭部に脳挫傷を発症しているという診断と一致する。脳内に発生した最大ミーゼス応力は20.8 kpaであり、脳震盪の発症リスクは96.4%、中度DAIの発症リスクは50%以上、重度DAIの発症リスクは50%以下である。計算結果から意識消失時間は30 min以上24 hr以下になる可能性が高い。実際の状況は負傷者の意識消失時間が約24hrであったため、計算結果は実際の状況と概ね一致した。計算結果から中度と重度DAI発症リスクの高い部分を赤色で表示した(Fig. 5.2.2.2 (d))。



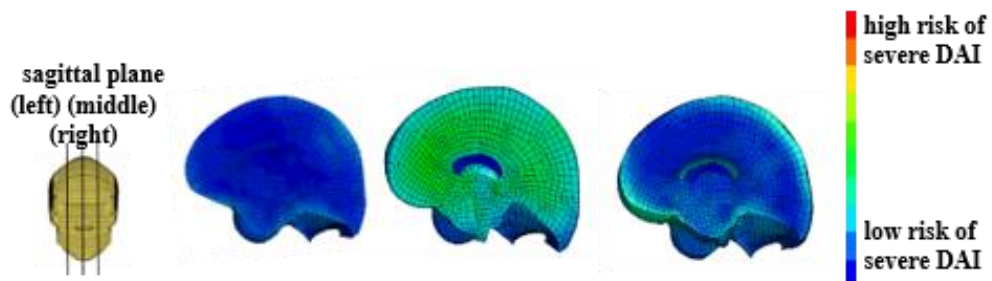
(b): The site of the fracture on CT (red circle) and the simulation results of the fracture site (red circle). ※The gray areas are the parts of the head model other than the facial bone and skull model



(c): The site of the contusion on CT. The possibility of the occurrence of a cerebral contusion in the forehead, which is shown in blue, is high. ※The gray areas are the parts of the head model other than the cerebral model.



(d): The high-risk areas of moderate DAI



(e): The high-risk areas of severe DAI

Fig. 5.2.2.2 A fall/fall down accident reconstruction and risk evaluation of head injuries

5. 3 高次脳機能障害の評価手法

全 8 症例の解析結果からびまん性軸索損傷の評価を行った。GCS とは、頭部外傷の急性期の意識障害の分類のための指標である。13 点以上を軽症、9~12 点を中等症、8 点以下を重症としている⁶⁵⁾。軽症の症例は Case No.3,6 と 7 であり、中等症の症例は Case No.1、2、4 と 5 であり、重症は Case No.8 である。解析結果によって評価結果は Table 5.3.1 示す。

Table 5.3.1 分析結果

No.	医療所見	解析結果	
	頭蓋骨骨折/皮下血腫	頭蓋骨骨折/皮下血腫	高次脳機能障害
2012-8	左前頭骨	左前頭骨	中度
2012-166	右側頭骨	右側頭骨	～軽度
2015-36	なし	なし	なし
2013-10	なし	なし	～軽度
2013-32	なし (右頭頂部に挫創)	右頭頂部	～軽度 (但し、脳幹の応力大)
2013-144	右眼窩底 (右眉上部に挫創)	右前額部	中度～ 重度
2012-6	左頭頂骨	左頭頂骨	中度以上
2014-72	鼻骨(左)と 左前頭骨から 左前頭円蓋部	左前頭骨 (左円蓋底部に反応あり)	中度以上

第 6 章

考察

6. 1 各種の頭部外傷予防手法として

特定した場面の事故を再現し、頭部外傷を評価する手法で、様々な頭部外傷予防手法の効果を定量的に評価した。本研究では、絨毯とヘッドバンドの頭部外傷軽減効果を評価するため、絨毯及びヘッドバンドを使用する場面を想定して、仮想した転倒事故を再現した。絨毯またはヘッドバンドの有無によって、各種の頭部外傷の発症リスクの変化を調査した。

<絨毯の防護効果評価>

絨毯の頭部防護効果を評価するには、フローリング、フローリングと絨毯およびアンダーフェルトと絨毯の3種類の床面を対象にして比較を行った。さらに、意識喪失、滑り、つまずきと踏み外しの4つの転倒姿勢を模擬し、頭部と床面の衝突をシミュレーションにより予測した。そして、シミュレーション結果から力学的な応答を計算し、頭蓋骨骨折、脳挫傷、脳震盪の発症リスクを算出した。

本研究では4種類の転倒姿勢を再現し、頭部と床面の衝突に着目して分析した。並進加速度をベースにした評価基準 HIC 値から見ると、フローリングに転倒する場合、踏み外しによる転倒では最大値の480を示し、つまずきは392、滑りは272、意識喪失は140で最も少ない値である(Table 1)。その他の床面に転倒するケースでも、同じ傾向が見られた。その原因は、踏み外し以外のその他の転倒姿勢のように肩や胸部が先に接地し、頭部の衝撃を和らげたためと考えられる。踏み外しによる転倒では前方に転倒し、腹部、顔面の順で接地したため、頭部への衝撃は大きくなったものと推察される。さらに、踏み外しは地面より16cm低いところに接地したため、落下した距離が高いこともHIC値を高くする原因である。HIC値を用いた頭蓋骨骨折の発症リスクの結果をFig.5(a)に示す。どの床面に転倒する場合でも踏み外しによる転倒では頭蓋骨骨折の発症リスクが最も高い。

絨毯を使用することによって、HIC値の低下および頭蓋骨骨折発症リスクの軽減効果が見られた。特にアンダーフェルトと絨毯に転倒する場合、4つのケースの頭蓋骨骨折発症リスクは大きく減少した。そのため、アンダーフェルトと絨毯の組み合わせの軽減効果が大きいことが判明した。しかし、本研究で再現した全12ケースの中で、骨折の発症リスクの最大値は僅か7.5%であり、実際に骨折が発症する可能性は小さいものと推察される。その原因は、本研究で検討した床面の構造は下地材が含まれているため、曲げバネの影響による衝突の軽減効果があり、骨折を引き起こす可能性は低くなったものと考えられる。富田ら⁶³⁾は下地材のある床面構造を研究対象にして、頭部ダミーを0.3-1.5mの高さからフローリングなどの床面に落下させた。その結果、1.5mの高さから落下しても頭蓋骨骨折の限界を超えていない⁶³⁾。以上の結果より、屋内の歩行者の転倒を想定する場合、実際に頭蓋骨骨折の発症の可能性は低いですが、絨毯は頭部の衝撃を緩和する効果を持ち、頭蓋骨骨折発症リスクを軽減できることを明らかにした。ただし、今

後は階段や脚立など屋内にある高所から転倒する高エネルギー衝撃条件下においても防護効果の調査を行っていく必要がある。

次に、脳挫傷および脳震盪の発症リスクの結果を Fig.5(b)-(c)に示した。脳挫傷については、フローリングに転倒するケースと比較すると、絨毯を使用した場合の発症リスクの減少が見られた。意識喪失、つまずきと踏み外しにより転倒するケースでは、フローリングと絨毯に転倒する場合において 25%-31.6%の減少が見られ、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 46.7%-62.7%の減少が見られた。滑りによる転倒では、脳挫傷発症リスクの減少はわずかであったが、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 20.5%の減少が見られた。脳震盪の発症リスク評価の結果からも、絨毯の使用によって発症リスクの軽減が見られた。フローリングに転倒するケースと比較すると、意識喪失、つまずきと踏み外しによる転倒するケースでは、フローリングと絨毯に転倒する場合は 17.3%-27.8%の減少が見られ、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合はそれぞれ 35.4%-62.2%の減少が見られた。滑りによる転倒では、脳震盪発症リスクの減少は少ないが、アンダーフェルトと絨毯に転倒する場合は 18.9%の減少が見られた。これらの結果から、フローリングに転倒する場合、脳挫傷の発症リスクは 36.7%-51.7%であり、脳震盪の発症リスクは 20.1%-36.8%であるため、屋内での転倒事故により脳挫傷や脳震盪を引き起こす可能性は低くない。脳挫傷と脳震盪の発症リスクを軽減するため、アンダーフェルトと絨毯の組み合わせを使用することは極めて効果的な手段であると考えられる。また、再現結果の中の滑りによる転倒では、頭蓋内のミーゼス応力およびひずみの減少が少ないため、脳挫傷と脳震盪の発症リスクの軽減効果も比較的低い。今回の転倒姿勢の再現は、1.43m/s の速度で歩く場合を想定した。本研究では転倒する前の初期姿勢について検討していないため、その原因について分析することは難しい。今後は歩行速度および転倒する前の初期姿勢を変えて、滑りによる転倒での絨毯の頭部防護効果を調査する必要がある。

近年、脳震盪の評価基準は多く検討されているため、本研究ではひずみだけでなく加速度をベースにした頭部の力学的パラメータである HIC と GAMBIT を用いて、脳震盪の発症リスクを評価した。その結果を Fig.6(a)-(b)に示す。フローリングに転倒する場合、HIC による評価結果と GAMBIT による評価結果は同じ傾向が見られた。それは踏み外しによる転倒は発症リスクが最大であり、その次はつまずきと滑りであり、意識喪失による転倒は発症リスクが最も低くなったことである。絨毯を使用するケースではフローリングに転倒するケースより発症リスクは減少していたが、両方の結果から見ると、発症リスクの減少率に差があった。その原因は、GAMBIT は並進加速度だけではなく、回転加速度も考慮されることであると推測した。そして、HIC は衝撃の持続時間を考慮するが、GAMBIT は最大値になる時刻しか評価しないため、この 2 つのパラメータを用いて評価した結果には差がある。例えばアンダーフェルトと絨毯に転倒する場合、HIC による評価結果から見ると、意識喪失、滑り、つまずきと踏み外しではそれぞれ 29.8%、

47.1%、58.5%、53.4%の減少が見られた。それに対して、GAMBIT による評価結果から見ると、それぞれ 75.1%、79.7%、91.3%、90.0 %の減少が見られた。以上のことから、使用したパラメータにより脳震盪発症リスクの減少率を評価した結果は違いである。さらに、ひずみによる評価結果と HIC や GAMBIT による評価結果を比較する場合、発症リスクの減少率にも差がある。これらの結果から見ると使用したパラメータによって発症リスクの減少率がそれぞれ違うが、どのパラメータを用いて評価しても、絨毯の使用によって脳震盪の発症リスクが軽減されることが見られた。さらに、フローリングと絨毯の組み合わせよりフローリングと絨毯のほうは最も軽減効果を持つといえる。

<ヘッドバンドの防護効果評価>

2 種類の床面に転倒する場合を想定し、頭部の打撲部位が異なる 4 つの転倒動作を対象として、ヘッドバンドを着用した場合と着用していない場合の頭部衝突をそれぞれ再現した (全 16 ケース)。その再現解析結果から算出された力学的応答を用いて、各種の頭部外傷の発症リスクを計算した(Fig.5)。ヘッドバンドを着用することによって各種の頭部外傷の発症リスクの変化が見られ、ヘッドバンドの頭部外傷の防護効果を評価した。

タイルに転倒する場合と木製フローリングに転倒する場合の頭蓋骨骨折の評価結果を Fig.5(a)及び(b)に示す。タイルに転倒する場合では頭蓋骨骨折発症リスクは 84.0%-99.0%であり、頭蓋骨が骨折する可能性は高い。それに対して、ヘッドバンドを着用したケースと着用していないケースを比較すると、ヘッドバンドありの場合の前頭部、側頭部、頭頂部と後頭部打撲では発症リスクがそれぞれ 99.0%から 87.0%、97.3%から 97.0%、84.0.0%から 81.5%、92.9%から 92.3%まで減少した。ヘッドバンド着用による発症リスクの減少は少なく、ヘッドバンドありのケースでも骨折が発症する可能性は高いことが見られるため、ヘッドバンドの軽減効果は乏しいだと考えられる。その原因として、タイルは硬い材料であり、タイルに転倒する時、頭部への衝撃は大きいであるため、ヘッドバンドの衝撃緩和効果は十分ではないことが考えられる。一方、木製フローリングに転倒する場合、ヘッドバンドの着用によって、前頭部、側頭部、頭頂部と後頭部打撲では発症リスクがそれぞれ 16.1%から 10.9%、6.3%から 5.0%、1.5%から 1.1%、8.6%から 2.6%まで減少した。しかし、対象とした木製フローリングに転倒したケースでは、骨折の発症リスクは低くなった、今後は更なる高エネルギー衝撃条件下においてもヘッドバンド着用による頭部防護効果を調査する必要がある。

次に、脳挫傷の発症リスク評価結果を Fig.5(c)及び(d)に示す。タイルに転倒する場合では、脳挫傷の発症リスクは 26.5%-66.7%である。側頭部打撲のケースでは、ヘッドバンドの着用によって発症リスクは 66.7%から 64.0%まで減少して、これは減少量が最も少ないケースである。その他のケースでは、ヘッドバンドの着用によって発症リスクはそれぞれ 28.6%から 16.1%、45.5%から 34.2%、26.5%から 21.8%まで減少したため、脳挫傷の発症を防ぐには有効である。フローリングに転倒する場合、後頭部打撲のケー

スでは、ヘッドバンドの着用によって発症リスクの減少は21.3%から20.3%までしかなく、これは減少量が最も少ないケースである。脳挫傷の発症状況として、打撃側に生じる直撃損傷と反対側に生じる反衝損傷がある⁶⁶⁻⁶⁷⁾。フローリングに転倒した場合、後頭部打撲のケースでは、後頭部打撲のケースではヘッドバンド有無にかかわらず、ミーゼス応力の最大値は反対側に現れ、その他のケースでは打撃側にミーゼス応力の最大値が現れる。ヘッドバンドの防護効果は反対側に生じるミーゼス応力を減少させる程度が低い可能性がある。一方、前頭部、側頭部、頭頂部打撲のケースでは、ヘッドバンドの着用によって、脳挫傷発症リスクはそれぞれ11.7%から8.7%、

31.0%から19.6%、16.3%から9.3%まで減少し、ヘッドバンドの防護効果はあると考えられる。

Fig.5(e)及び(f)に脳震盪の発症リスク評価結果を示す。タイルに転倒する場合、側頭部、頭頂部、後頭部打撲のケースでは、ヘッドバンドの着用によって発症リスクがそれぞれ25.0%から21.7%、16.1%から14.9%、14.9%から12.8%まで減少された。前頭部打撲のケースでの減少は最も多く、10.6%から7.6%まで減少した。タイルに転倒する際、骨折と脳挫傷の発症リスクの減少量を見ると、前頭部打撲での減少量はその他のケースより多いことが示された。頭部衝撃を評価するパラメータであるHICに着目すると、前頭部打撲のヘッドバンドなしの場合のHIC値は7575であり、ヘッドバンドの装着によってHIC値が2019まで減少された。その他のケースでは、例えば側頭部のケースではヘッドバンドなしの場合のHIC値は4648であり、ヘッドバンドありの場合のHIC値が4368であり、減少量は前頭部打撲より少なく、緩和性能は低くなる。小山ら¹³⁾の研究では、頭部保護帽は打撲部位によって衝撃吸収効果が異なることが報告されている。そのため、ヘッドバンドは衝突部位により防護効果が異なる可能性があり、今後は衝突部位別に頭部防護効果の検証を行っていく必要がある。一方、フローリングに転倒する場合は、前頭部と後頭部打撲の軽減効果は少ないが、側頭部、頭頂部打撲のケースでは発症リスクがそれぞれ14.9%から10.9%、7.3%から5.8%まで減少したため、ヘッドバンドの着用は頭部防護効果があると考えられる。

6. 2 様々な事故における脳震盪、DAI等の神経損傷の発症リスク評価

本研究では実際の交通事故、転倒事故及び柔道時の頭部外傷事故を再現し、脳震盪やDAIの発症リスクを計算した。医療現場向けの診断支援とスポーツ事故向けの脳震盪診断についてそれぞれ再現例を用いて説明した。下記のように考察した。

<医療現場での診断支援について>

医療現場にて診断しにくい神経損傷の発症リスクを提示することで、頭部外傷早期診断を支援する。

事故例1の医療情報としては、45才男性が自転車で走行中、路上で転倒した事故を再現した。負傷者は右肩と右肋骨を骨折しており、頭部CTから右頭蓋底骨折、左前頭部脳挫傷が見られた。来院時、Glasgow coma scale(GCS)は14点(E4V4M6)であった。それに対して、事故再現による頭部外傷評価結果は、脳内に発生した最大ミーゼス応力は9.08 kpaであり、脳震盪の発症リスクは54.1%、中度DAIと重度DAIの発症リスクは50%以下と推測した。さらに、計算結果は軽度のDAIであり、意識消失時間は30 min以下になると考えられる。実際には、搬送時の負傷者は意識清明であったため、計算結果は実際の状況と概ね一致した。

事故例2の医療情報としては、80代男性が自宅風呂場にある約50cmの脚立から後方に転落した事故を再現した。左前頭部に脳挫傷、後頭部に骨折と皮下血腫を発症したと診断された。来院時、GCS3点(E1V1M1)であった。入院翌日に鎮静解除すると意識や呼吸状態ともに問題がなかった。7日後退院し、他脳神経外科に転院した。それに対して、事故再現による頭部外傷評価結果は、脳内に発生した最大ミーゼス応力は20.8 kpaであり、脳震盪の発症リスクは96.4%、中度DAIの発症リスクは50%以上、重度DAIの発症リスクは50%以下である。計算結果から意識消失時間は30 min以上24 hr以下になる可能性が高い。実際の状況は負傷者の意識消失時間が約24hrであったため、計算結果は実際の状況と概ね一致した。

2つの事故を例として、力学的手法に基づいて事故を再現し、頭部外傷を予測する手法を説明した。医療情報を基に、試行錯誤により事故情報を用いて、事故を再現した。計算された発症リスクから推測した意識消失時間は、実際の状況と概ね一致しており、事故再現により計算された脳損傷の予測結果は診断時の補助になり得る。さらに、事故再現に必要な情報をもとまり、現状事故再現に欠落している情報を明らかにした。今後は事故情報の開示のため一助として期待している。

<スポーツ事故向けの脳震盪診断について>

本研究では柔道時の脳震盪発症した2つの事故例を再現して、脳震盪発症リスクの評価をした。RICとGAMBITを用いて発症リスクを評価する際、発症リスクは低くなる傾向がある。Case1の発症リスクの推定値ではミーゼス応力が最大で約46.5%であり、

SI、HIC とミーセス応力において複数の評価指標で評価する際、Case2 の発症リスクは 50%を超えた結果となった。そして、Case1 の選手は自覚症状がなく、軽度の脳震盪と診断されて、Case2 の選手は記憶障害や頭痛の症状があり。よって、本研究で評価した 2 例の症例の発症リスクは実際の診断結果および症状の傾向と一致した結果となったため、本研究脳震盪発症リスクの評価手法は有効性と考えられる。

また、柔道用畳の摩擦係数が様々なパラメータを評価基準とした脳震盪発症リスクの評価に及ぼす影響を検討した。SI と HIC を評価基準とする場合では、畳の摩擦係数の違いによって脳震盪発症リスクの評価結果は大きく変動する可能性がある。受傷者の頭部以外の部分と畳の接触は頭部が畳に衝突する速度に影響することが原因と考えられる。摩擦係数は不明である且つ受傷者と畳と接触する時間長い症例に対して、SI と HIC を用いて発症リスクの評価は推奨しない。また、摩擦係数の違いによって、RIC を用いた発症リスク評価結果の変動は少ないが、評価結果は低い傾向がある。最後に、GAMBIT、ひずみ、ひずみ速度、ミーセス応力の最大値を用いた脳震盪発症リスク評価結果の変動は 10%以下である。摩擦係数は不明である症例の発症リスク評価には GAMBIT、ひずみ、ひずみ速度、ミーセス応力を用いて評価することが妥当であると考えられる。さらに、今後はより多くの柔道の頭部外傷事故を再現し、脳震盪発症リスク評価システムの精度を検証するべき。

6. 3 高次脳機能障害の評価基準としての期待

本研究では高次脳機能障害に至った交通事故を再現して、脳震盪と DAI の閾値を基に、神経損傷に関する評価を行った。解析結果から見ると、8 症例の内、6 症例は神経損傷の閾値を超えた結果が得られた。その他の 2 例は神経損傷の閾値を超えていない結果が得られた。本研究で再現した事故再現結果から神経損傷を評価することで、高次脳機能障害を予測する可能性があると考えられた。

今後は神経損傷の評価と高次脳機能障害の関連性を明確するには、さらに多くの症例を再現することが必要である。また、定量的な評価手法を検討するために、頭蓋内の応力、ひずみ、ひずみ速度などの様々なパラメータを用いて検討することが重要であり、また、脳組織の部位別で再現結果を整理し、高次脳機能障害の症状との関連性を明確することも一つの課題である。

第 7 章

結論

本研究では頭部外傷の事故再現の手法を用いて、CT や MRI で診断しにくい神経損傷を評価することで、各種頭部損傷の発症要因とその予防効果の定量的な評価手法の提案、交通事故やスポーツ中の事故における脳震盪、DAI 等の神経損傷の発症リスク評価、そして、高次脳機能障害の発症予測に関する問題提起を実現することを検討した。

まずは、各種頭部損傷の発症要因とその予防効果の定量的な評価手法については、絨毯とヘッドバンドの頭部外傷軽減効果を検討した。また、脳震盪、DAI 等の神経損傷の発症リスクを提示することについては、計算された発症リスクから推測した意識消失時間は、実際の状況と概ね一致しており、事故再現により計算された脳損傷の予測結果は診断時の補助になり得る。最後に、高次脳機能障害の発症予測に関して、神経損傷を評価することで、高次脳機能障害を予測する可能性があると考えられた。

今後は頭部外傷の発症リスク評価の精度をあげるために、より多くの症例を再現し、評価基準として使用されている力学的パラメータを検討する必要がある。また、事故の再現及び頭部外傷の発症リスク評価手法の自動化も考慮にいれるべきと考えられる。

謝辞

本論文は、著者が首都大学東京大学院システムデザイン研究科博士後期課程に在籍した3年間の研究結果をまとめたものである。

本研究の続行にあたり、ご多忙にも関わらず多方面で御指導と御教示をいただきましたシステムデザイン研究科青村茂教授に大変な感謝としております。本論文の審査にあたり主査を担当していただきました。非常に感謝しております。日々の研究において数多くのご指導をいただきました中楯浩康助教授に深く感謝いたします。

本論文の審査委員を務めて頂いたシステムデザイン研究科久保田直行教授、人間健康科学研究科新田収教授、人間健康科学研究科妹尾淳史教授には、数多くのご指摘を頂き、論文の完成度を高めることができました。非常に感謝しております。

獨協医科大学越谷病院五明沙也香先生には、頭部外傷に関する知識や資料を提供して頂きました。厚くお礼申し上げます。

日本カーペット工業組合の皆様には、絨毯試料をご提供頂き、実験にあたり数々のご助言を頂きました。深く感謝いたします。

八王子アイデア研究会の皆様には、ヘッドバンドの材料である EVA 発泡剤試験片を提供して頂き、数々のご助言を頂きました。深く感謝いたします。

交通安全環境研究所松井靖浩氏には、研究の打ち合わせや論文執筆において、数多くのご貴重なご指導をいただきました。深く感謝いたします。

東京高専角田陽准教授には、報告会において数多くのご意見を頂きました。深く感謝いたします。

青山学院大学張月琳助教授には、研究や論文執筆、そして日常においても相談に乗って頂きました。心より感謝いたします。

そして、ゼミや研究室での生活の中で、お世話になった青村研究室の皆様にご心より御礼申し上げます。

最後に博士課程に進学する機会を与えてくださり、私を見守り続けてくれた両親に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] 厚生労働省、平成 24 年人口動態統計の概況、2012
- [2] 鈴木倫保、小野純一、小川武希、末廣栄一：日本頭部外傷データベース-過去・現在そして未来-、脳神経外科ジャーナル. 23 (12):934-941、2014.
- [3] Miu J、 Curtis K、 Balogh Z J. Profile of fall injury in the New South Wales older adult population. *Australasian Emergency Nursing Journal*、 19(4):179-185、 2016.
- [4] 武藤芳照、金子えり子：高齢者の転倒予防の基本理念と実践、神経治療. 33 : 240-244、2016.
- [5] 東京消防庁防災部防災安全課 (2016) 「救急搬送データからみる日常生活事故の実態」、[\[online\]\]tfd.metro.tokyo.jp/lfe/topics/201610/nichijoujiko/data/all.pdf](http://tfd.metro.tokyo.jp/lfe/topics/201610/nichijoujiko/data/all.pdf) (参照 2017-8-9).
- [6] Kamitani、 T、 Nimura、 Y、 Nagahiro、 S、 Miyazaki、 S and Tomatsu、 T、 “Catastrophic head and neck injuries in judo players in japan from 2003 to 2010、 ” *American Journal of Sports Medicine*、 vol. 41、 2013、 pp.1915-1921.
- [7] Keener A B. Tackling the brain: Clues emerge about the pathology of sports-related brain trauma.[J]. *Nature Medicine*、 2016、 22(4):326.
- [8] Nagahiro、 S and Mizobuchi、 Y、 “Current topics in sports-related head injuries: a review、 ” *Neurologia medico-chirurgica*、 vol. 54、 2014、 pp.878-886.
- [9] Forbes JA、 Zuckerman S、 Abla AA、 Mocco J、 Bode K、 Eads T : Biomechanics of subdural hemorrhage in American football : review of the literature in response to rise in incidence. *Childs Nerv Syst* 30 : 197-203、 2014.
- [10] Mueller FO : Catastrophic head injuries in high school and collegiate sports. *J Athl Train* 36 : 312-315、 2001.
- [11] Deck C. & Willinger R.: Improved head injury criteria based on head FE model. *International Journal of Crashworthiness*、 2008、 13:667-678.
- [12] Newman J、 Barr C、 Beusenbergh M、 Fournier E、 Shewchenko N、 Welbourne E and Withnall C、 “A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury Part 2: Results and conclusions、 ” IRCOBI conference、 pp. 223-233、 2000.
- [13] Willinger R、 Baumgartner D: Human head tolerance limits to specific injury mechanisms. *International Journal of Crashworthiness*、 2003;8(6):605-617.
- [14] Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions. *Stapp Car Crash Journal*、 2007、 51:81.
- [15] Wright A D、 Laing A C. The influence of headform orientation and flooring systems on impact dynamics during simulated fall-related head impacts. *Medical Engineering & Physics* 、 34(8):1071-1078、 2012.
- [16] 小山憲路、元田英一：頭部衝撃試験機による頭部保護帽の衝撃吸収性能、日職災医誌、

55 : 69—73, 2007.

- [17] 山中真, 行正徹 : 転倒による頭部外傷予防に向けた装着型予防具の予防効果について, 日職災医誌, 63 : 100—108, 2015.
- [18] Yang J K, L  vsund P, Cavallero C, et al. A Human-Body 3D Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Impacts[J]. Journal of Crash Prevention & Injury Control, 2000, 2(2):131-149.
- [19] Post A, Hoshizaki T B, Gilchrist M D, et al. The dynamic response characteristics of traumatic brain injury.[J]. Accident; analysis and prevention, 2015, 79:33.
- [20] Xu J, Shi S, Qi H, et al. Simulative investigation on head injuries of electric self-balancing scooter riders subject to ground impact[J]. Accident Analysis and Prevention, 2016, 89:128-141.
- [21] Yoganandan,N.,Pintar,F.A.,Sances Jr.,A.,Walsch,P.R.,Ewing,C.L.,Thomas,D.J.,Synder,R.G.,1995.Biomechanics of skull fracture.
- [22] Courvillie,C.B.“Coup-contrecoup mechanism of craniocerebral injury”1942, Arch Surg, Vol.45, pp.19-43.
- [23] Gross、 A.G、、 “A New Theory on the Dynamics of Brain Concussion and Brain Injury” 1958、 J.Neurosurg、 Vol.15、 548-561
- [24] Lindenberg、 R. “Ttauma of meninges and brain” 1971、 In Pathology of the Nervous system、 pp.1705-1765
- [25] Gurdjian, E.S., Lissner, H.R. and Hodson, V.R. et al. “Mechanism of head injury”1966, Clin.neurosurg, Vol.12, pp.112-128
- [26] Kleiven S. Influence of impact direction on the human head in prediction of subdural hematoma.[J]. Journal of Neurotrauma, 2003, 20(4):365.
- [27] 新井信隆, 神経病理インデックス, 医学書院,2005
- [28] A.K.Ommaya, “Head injury control” Past, present and future, Proceedings of International Conference on Traffic Safety, 17-24, 1991
- [29] J.P.Denny-Brown, W.R.Russell, “Experimental cerebral concussion. Brain” 64, 93-164, 1941
- [30] A.K.Ommaya , T.A.Gennarelli , “ Cerebral concussion and traumatic unconsciousness : correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries” Brain, 97, 633-654, 1974
- [31] T.A.Gennarelli, L.E.Thibaule, J,H,Adams, D.I.Graham, C.J.Thompson, R.P.Marcincin, “Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate” Annals of Neurology, 12, 564-574, 1982
- [32] T.A.Gennarelli , “ Head injury in man and experimental animals-clinical aspects ” Acta Neurochirurgica, 32(Suppl), 1-13, 1983
- [33] A.H.S.Holbourn, “Mechanics of head injuries, Lancet” 2, 438-441, 1943
- [34] A.H.S.Holbourn, “The mechanics of brain injuries” British Medical Bulletin, 3, 147-149,

1945

- [35] 鎌倉矩子, 高次神経障害と作業療法, 社団法人日本作業療法士協会編著, 作業療法学全書第8巻, 作業治療学5 高次神経障害, 協同医書出版社, 1993.
- [36] 鎌倉矩子, 山崎せつ子, 高次脳機能障害に対するアプローチ, 総合リハビリテーション, 26(5), pp.445-451, 1998.
- [37] 上田敏 高次脳機能障害とリハビリテーション医学, 総合リハビリテーション, 11(8), 605-608, 1983.
- [38] 張月琳、青村茂、中楯浩康、他：局在性脳損傷とびまん性軸索損傷の併発の可能性について。日本保健科学学会誌。 13(3):112-121、2010.
- [39] MADYMO, Theory Manual, Version 7.5, TNO Road-Vehicles Research Institute, Delft, 2013. 18)
- [40] Yoshiyuki Mizuno, et al : Summary of IHRA Pedestrian Safety WG Activities (2005) -Proposed Test Methods To Evaluate Pedestrian Protection Afforded By Passenger Cars ,2005
- [41] 面田雄一, 鴻巣敦宏：コンピュータシミュレーション解析手法を用いた自転車乗員東部の自動車ならびに路面に対する衝突状況解析；自動車技術会論文集, Vol.46, No.2, pp.485-490, 2014
- [42] 福山慶介, 松川不二夫, 一色孝廣, 谷村幹生, 面田雄一, 山崎邦夫：シミュレーションによる歩行者事故の解析-制動条件が歩行者の飛翔距離に及ぼす影響-, 日本交通科学協議会誌, 第12巻, 第1号, 2012
- [43] 福山慶介, 山崎邦夫：シミュレーションによる歩行者事故の解析-SUV型車両における車両の衝突速度と歩行者の飛翔距離の関係, 日本交通科学学会誌, 第14巻, 第2号, 2014
- [44] 福山慶介, 山崎邦夫, 松川不二夫：シミュレーションによる歩行者事故の解析-車両全面形状が歩行者の飛翔距離に及ぼす影響-, 日本交通科学協議会誌, 第12巻, 第2号, 2012
- [45] Aomura, S., Zhang, Y., Nakadate, H., Koyama, T. and Nishimura, A., “Brain injury risk estimation of collegiate football player based on game video of concussion suspected accident,” Journal of Biomechanical Engineering, vol. 11, 2016.
- [46] Alan M. Nahum, Randall Smith, “Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact” 21st Stapp Car Crash Conference, 1977, pp339-366
- [47] Mccalden R W, Mcgeough J A, Barker M B, et al: Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. Jbjs, 1993;75(8):1193-205.
- [48] R. Willinger, D. Baumgartner, Human head tolerance limits to specific injury mechanisms, Int. J. Crashworthiness, 8, pp. 605-617, 2003.
- [49] R.W.G. Anderson, C.J. Brown, P.C. Blumbergs, G. Scott, J.W. Finney, N.R. Jones, et al.,

- Mechanisms of axonal injury: an experimental and numerical study of a sheep model of head impact, International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Sitges, Spain, pp. 107–120, 1999.
- [50] George C. Magou, Bryan J. Pfister, Joshua R. Berlin, Effect of acute stretch injury on action potential and network activity of rat neocortical neurons in culture, *Brain research*, pp. 525-535, 2015.
- [51] Gadd C.W.: Use of weighted-impulse criterion for establishing injury hazard, Proc. 10th Stapp Car Crash Conference (1966), 164.
- [52] Kimpara H., and Iwamoto M.: Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts, *Proc. Annals of Biomedical Engineering*, 40-1, (2012), 114-126.
- [53] Newman J., Barr C., Beusenbergh M., Fournier E., Shewchenko N., Welbourne E. and Withnall C.: A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury Part 2: Results and conclusions, *Proc. IRCOBI*
- [54] Marjoux D, Baumgartner D, Deck C, et al. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident; analysis and prevention*, 40(3):1135-48, 2008.
- [55] Vorst M V, Stuhmiller J, Ho K, et al. Statistically and Biomechanically Based Criterion for Impact- Induced Skull Fracture. *Annual Proceedings*, 47:363. 2003.
- [56] Miller R T, Margulies S S, Leoni M, et al. Finite Element Modeling Approaches for Predicting Injury in an Experimental Model of Severe Diffuse Axonal Injury. *Sae Technical Papers*, 446(3):155-166, 1998.
- [57] Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions. *Stapp Car Crash Journal*, 2007, 51:81.
- [58] 山崎俊一：交通事故解析の基礎と応用。東京法令出版株式会社。2015。p47-134
- [59] Smeesters C、 Hayes W C、 McMahan T A. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, 34(3):309-317, 2001.
- [60] 山本創太、田中英一、窪内靖治、他：歩行者転倒における大腿骨頸部骨折発生機序の生体力学的検討、日本機械学会論文集、A編 A 72(723)、1799-1807、2006。
- [61] 西脇剛史、奈迫光男：シューズソール材料の力学的特性シミュレーション。スポーツ産業学研究、9:1-7,1999。
- [62] Oikawa S, Nakadate H, Zhang Y, et al: Finite element analysis of the effectiveness of bicycle helmets in head impacts against roads. *Journal of Biomechanical Science & Engineering*, 2017.
- [63] 富田隆太、井上勝夫、川又周太：住宅内の転倒時を想定した直張り木質フローリング床の頭部衝撃緩衝効果に関する検討、日本建築学会技術報告集 13 (26) : 591-596, 2007.
- [64] Jessome A P.: Strength and related properties of woods grown in Canada. *Forintek Canada Corp. Special Population SP514E*, 37, 1977.
- [65] 宮城知也、前田光秀、井上泰豪、近藤大祐、吉村文秀、大倉章生、森岡基浩、頭部外傷

の急性期治療, 日本リハビリテーション医学会, Vol. 50, NO. 7, p.557-569, 2013

- [66] Zhang Y, Aomura S, Nakadate H, et al. Study of the Mechanism of Cerebral Contusion Based on the Real-World Brain Injury Accidents. *Journal of Biomechanical Science & Engineering*, 6(3):191-202, 2011.
- [67] 松前光紀, 柴田将良, 佐藤修: 東海大学医学部脳神経外科におけるスポーツ頭部外傷の集計, *The Tokai journal of sports medical science*, 7: 92-98, 1995.