技術研究報告４

屋内転倒事故における
カーペットの頭部防護効果
の実証実験

日本カーペット工業組合

２０１９年１０月

◆屋内転倒事故におけるカーペットの頭部防護効果の実証実験まとめ

・ 活動主体　　上智大学　理工学部　（張　月琳　助教、韓　露）
　　首都大学東京　システムデザイン研究科　（青村　茂　教授）
　　信州大学　繊維学部　（中楯　浩康　准教授）
　　日本カーペット工業組合

・ 活動期間　　2016年・夏～2019年・秋

1. 緒言

転倒，転落事故の発生件数は近年増加傾向にある。また、転倒が原因で死亡するケースも多くみられる。特に転倒時に頭部を打撲した場合にそのリスクは高まる。図1に示す年齢別の転倒時の受傷部位からわかるように、年齢を問わず頭部への衝突が多いことが分かる．また、転倒事故は屋外よりも屋内、特に日常的な空間で多く発生することが分かっている（図2）。屋内での転倒が多いという点から、カーペットの頭部防護効果が期待されている。よって、本研究は屋内転倒事故における頭部外傷の発症を定量的に推定することによってカーペットの頭部保護効果を評価することを目的とする。

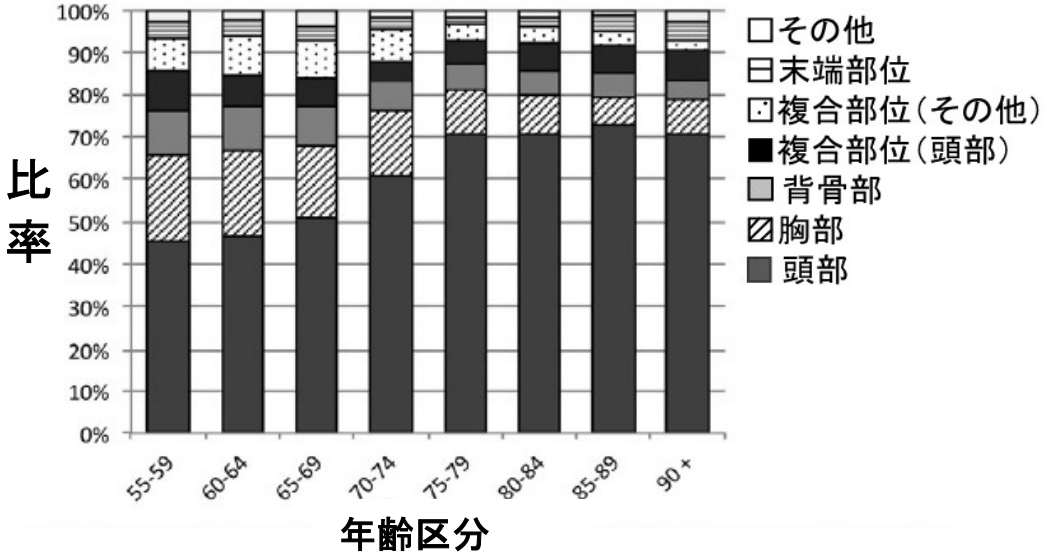


図1　転倒時の年齢別受傷部位[1]

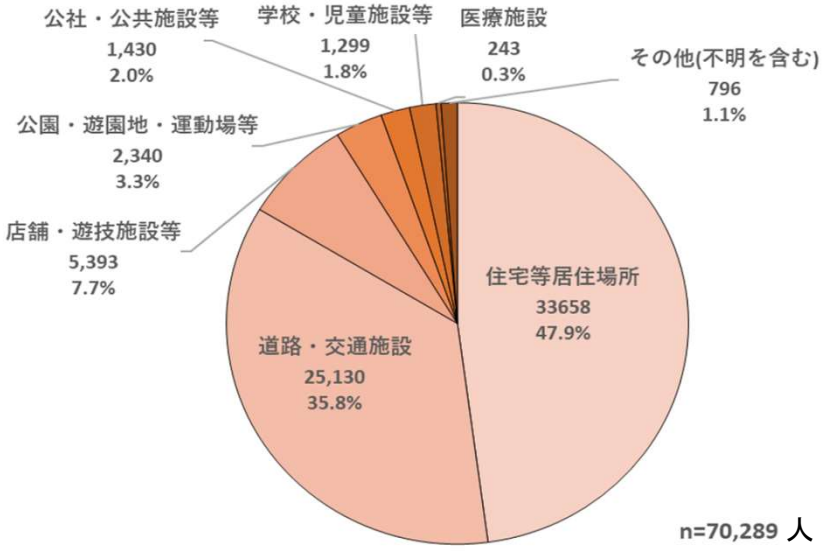


図2 転倒事故発生場所[2]

2. 損傷評価手法

1) ヘッドフォームインパクタを用いて落下試験を行い、各種カーペットの組み合わせにおける頭部-床面の力と変位の関係(物体の衝突に対する反発力)を計測する。得られた力—変位関係を各種床面数値モデルの接触特性とする。

2) ヒト全身数値モデルを用いて転倒姿勢を再現する。各種床面上でヒト全身数値モデルを転倒させ、頭部の衝突直前の姿勢、並進・回転速度および衝突時の並進・回転加速度の時刻歴を算出する。

3) 算出した値を頭部有限要素モデルに入力し、頭部の衝撃解析を行い、HIC値及び頭蓋内のミーゼス応力を算出する。

4) 各種床面での計算結果を比較し、頭部外傷軽減の可能性を検討する。

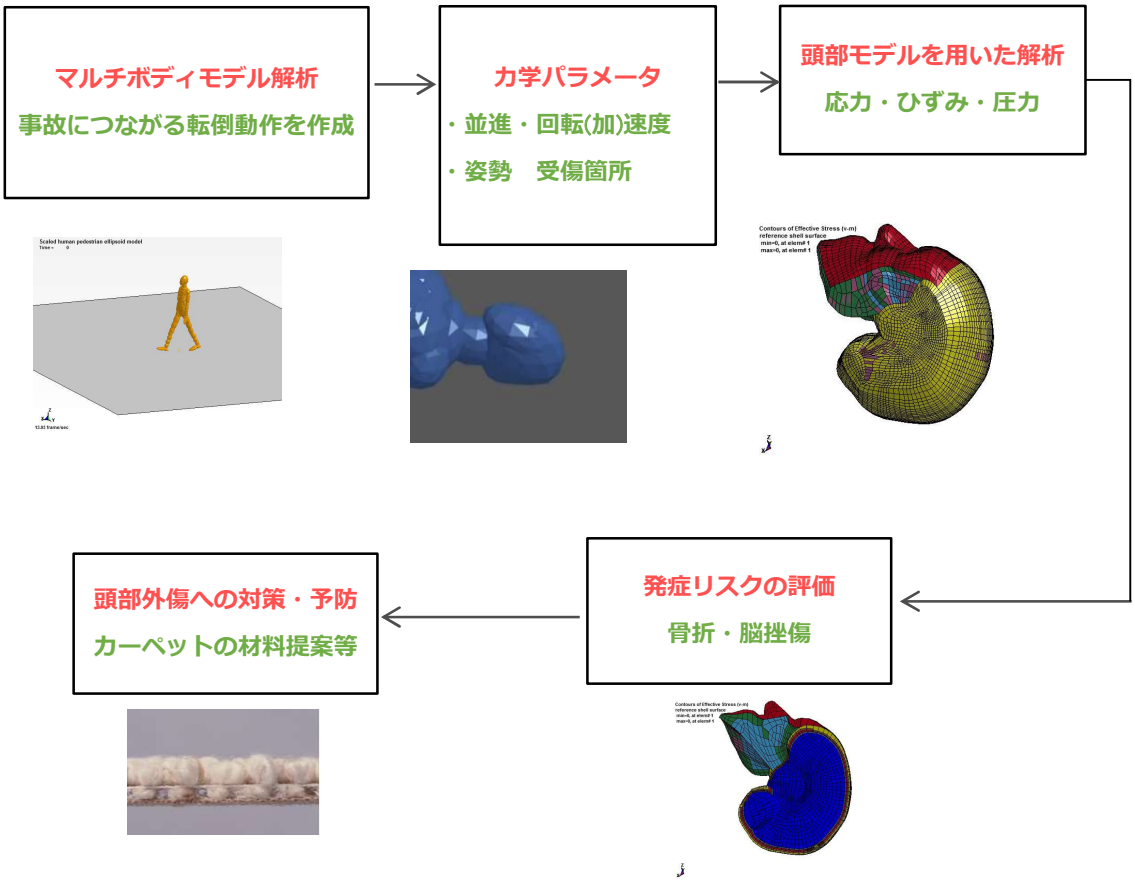


図3 転倒における頭部外傷の損傷評価システム

3. ヘッドフォームインパクタによる落下試験を用いた接触特性の計測

3.1 検討対象とする床面

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タ落下実験を行い、頭部-床面の接触特性を取得した。一般的な住宅に施工される床面構造を模擬して、図4に示す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。本研究における検討対象としたカーペットとこれらを組み合わせた床面をそれぞれ表1と2に示す。カーペットの保護効果を示すために、フローリングと畳を比較対象とした。各床面の写真を図5に示す。

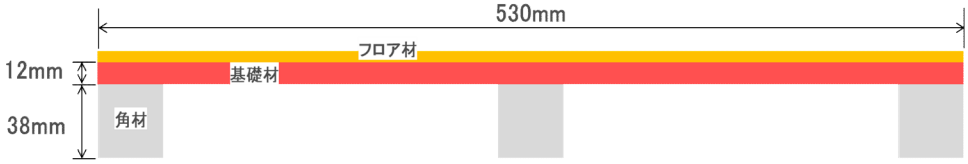


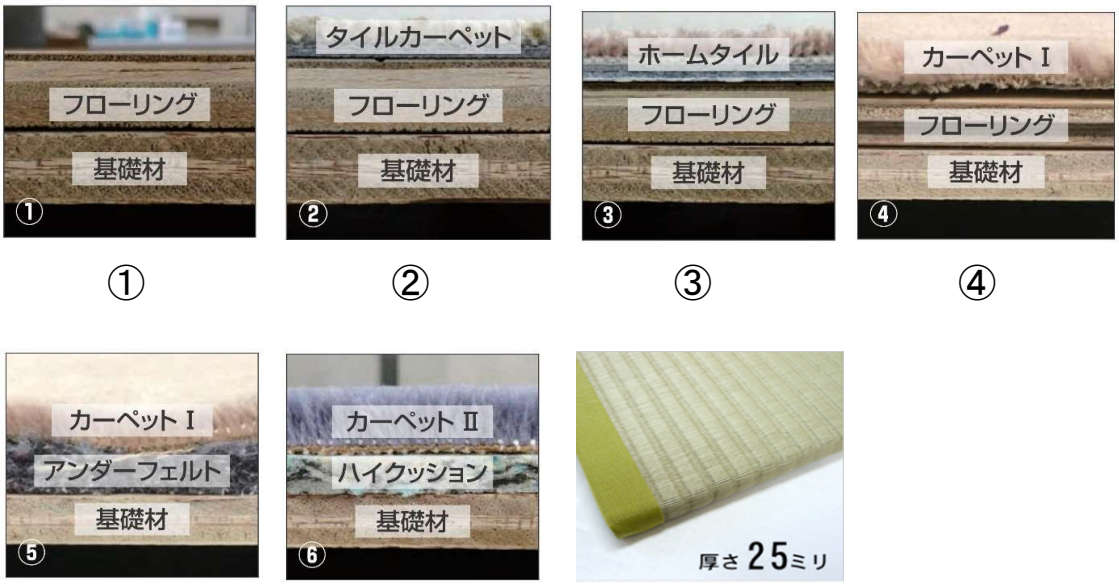
図4　頭部―床面の接触特性の計測に用いた床構造

表1　対象とするカーペット等の諸元

品種	素材	規格	寸法 [mm]
基礎材	ベニア板		530×530×12
カーペットⅠ 織りカーペット(カット)	ウール	パイル長:7mmレベルカット パイル目付:1500g/m2 糸番手:5番四子(撚り) 密度:8羽×8段 裏面ジュート	530×530×9
アンダーフェルト	反毛フェルト	8mm厚	530×530×8
フローリング	木質系	ダイケン社製「エクオスファインⅡ」	303×530×11
カーペットⅡ 織りカーペット(高目付カット)	ウール	パイル長:12mmレベルカット パイル目付:約2,400g/m2 糸番手:7番双糸3本引き揃え 密度:8羽×8段	530×530×14
ハイクッション	ウレタン	8mm厚	530×530×8
タイルカーペット	ナイロン	パイル長:3.0mmループ パイル目付:610g/m2 PCVパッキング:4kg/m2	530×530×6
ホームタイルカーペット	ナイロン	パイル長:5.0mmカット フェルトパッキング:1kg/m2	530×530×10

表2　対象とする床面におけるカーペットの組み合わせ

	床面		床面
①	フローリング	⑤	アンダーフェルト+カーペットⅠ
②	フローリング+タイルカーペット	⑥	ハイクッション+カーペットⅡ
③	フローリング+ホームタイル	⑦	畳(中芯ポリスチレン)
④	フローリング+カーペットⅠ		



①　②　③　④

⑤　⑥　⑦

図5　各床面の写真

3.2　頭部—床面の接触特性の計測

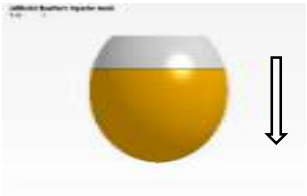
落下試験ではヘッドフォームインパクタを0.5mの高さ(衝撃速度は約3.13m/s)より自由落下させた(図6(a))。衝撃時のヘッドフォームインパクタ重心の加速度は3軸加速度計(ASE-A-500;共和電業)を用いて計測した。本研究では、頭部への傷害が最も大きい箇所として根太の真上にヘッドフォームインパクタを落下し、衝撃力を計測した。

計測された加速度の時刻歴にヘッドインパクタの質量をかけて力、加速度の時刻歴を積分し速度を算出し、速度を積分することによって変位を算出した。算出した変位は床面とヘッドインパクタの皮膚の両方の変形が含まれている。

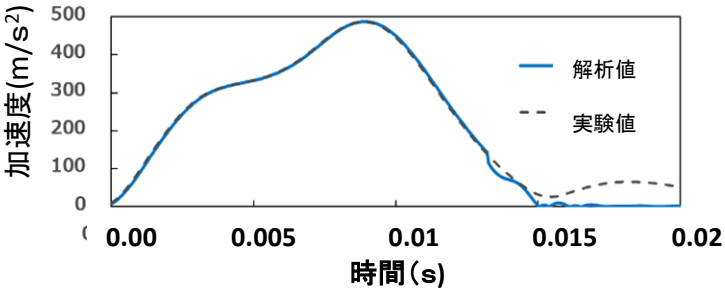
各床面における力と変位をまとめた結果を図7に示す。この力と変位の関係を運動学ソフトウェアMADYMO(TASS International)を用いたシミュレーションにおける各床面と頭部の接触特性として定義した。また、各床面のシミュレーションモデルの妥当性を検証するために、落下試験の再現シミュレーション(図6(b))を行った。床面数値モデルを板要素で作成し、ヘッドフォームインパクタモデル(JARI adult headform, MADYMO)を3.13 m/sの初速で床面数値モデルに落下させた。解析と実験で得られたヘッドインパクタ重心の加速度時刻歴をそれぞれ図6(c)に示す。

ここで、ヘッドインパクタが床材に接触した時刻を“0 sec”とする。よって、落下試験と再現解析で得られたヘッドフォームインパクタの重心の加速度波形が一致したため各床面数値モデルが妥当性であるいえる。

(a) 落下試験の概要



(b) 床面数値モデルの妥当性の検証解析



(c) 重心加速度の比較結果

図6 落下試験の概要および床面モデルの妥当性の検証

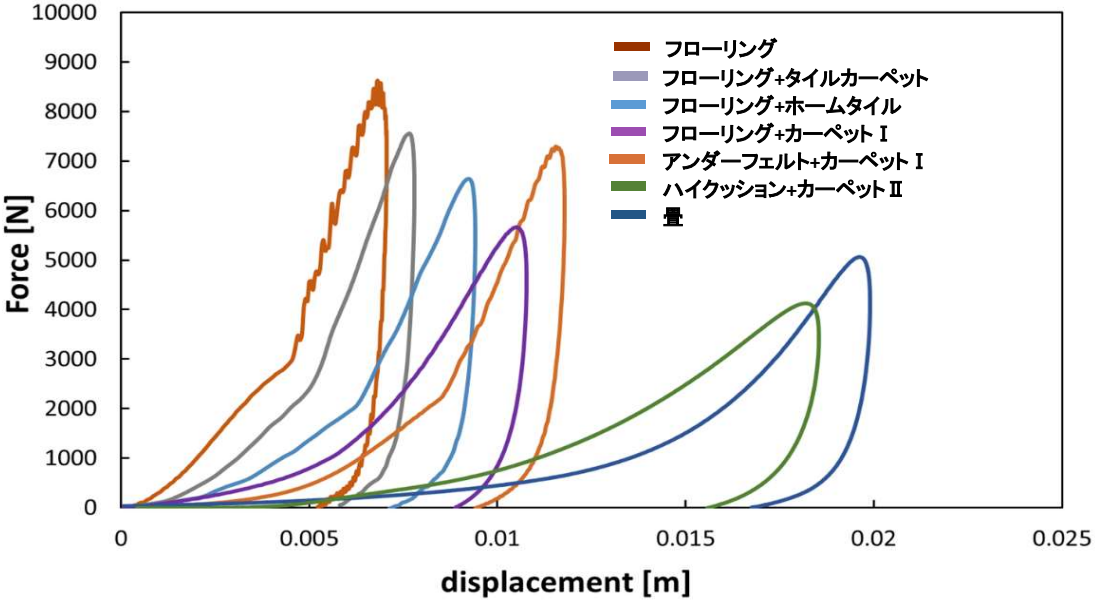


図7 各床面と頭部の接触特性

4. 床面での転倒姿勢および転倒時頭部衝撃の再現

4.1 転倒姿勢シミュレーション

転倒挙動に関する研究として，Smeestersら[3)]がボランティアによる実験を行い、意識喪失、滑り、つまずき、踏み外しの4種類の姿勢において歩行者の転倒原因、歩行速度と転倒挙動の関係について検討した。さらに、山本ら[11)]は転倒直前の姿勢を考慮し、この4種類の転倒姿勢の再現解析を行った。

本研究は山本ら[4)]の再現方法を参考し、ヒト全身数値モデル(MADYMO ver.7.5)を用いて、意識喪失、滑り、つまずき、踏み外しを原因とした転倒解析を行った。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図8(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。滑りによる転倒を図8(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図8(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図8(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。 4種類の転倒姿勢に対して、7種類の床面の接触特性を設定し、合計28ケースの転倒を再現した。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。

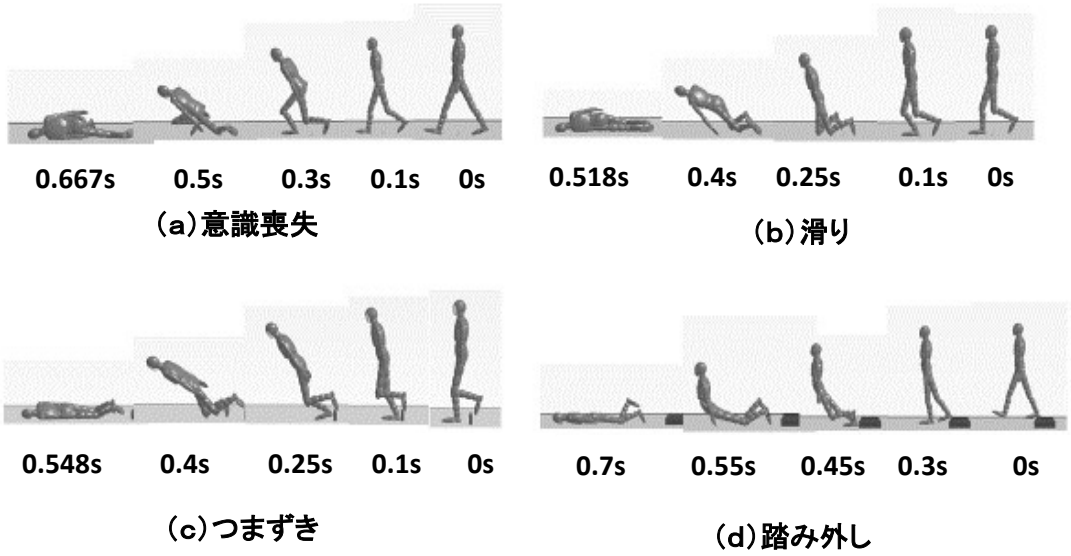


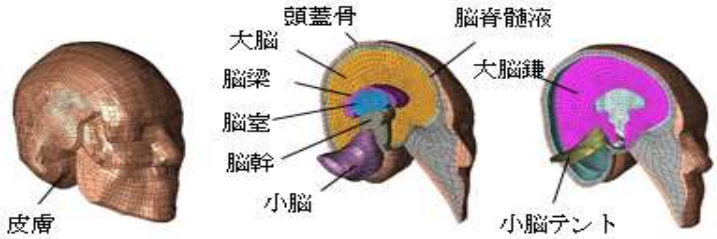
図8　転倒姿勢の全身モデルシミュレーション

4.2　転倒時の頭部衝突再現

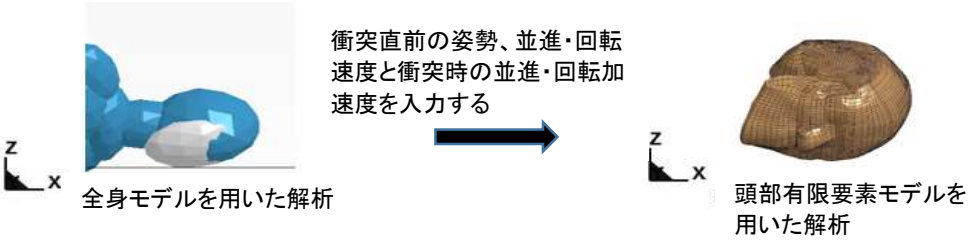
歩行者が転倒し頭部が床面に衝突する際の頭蓋内の力学的応答を計算するため、頭部有限要素モデルを使用した。使用した頭部有限要素モデルTHM(Tokyo metropolitan university finite element Head Model)[5)] を図9(a)に示す。

この頭部有限要素モデルは、成人男性のMRI画像より頭部を構成する組織の幾何学形状を抽出することによって構築されている。皮膚、頭蓋骨、脳脊髄液、大脳、小脳、脳梁、脳室、脳幹、大脳鎌、小脳テントから構成され、質量は4.2kgである。使用した頭部モデルは屍体実験の再現解析により妥当性が検証された。

転倒時の頭部の衝突を再現する手法は図9(b)に示すように、ヒト全身数値モデルより計算された衝突直前の頭部姿勢、頭部重心の並進・回転速度および衝突時の並進・回転加速度の時刻歴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。



(a) ヒト頭部有限要素モデル



(b) 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

図9 転倒時の頭部衝突再現

5. 力学的パラメータによる絨毯の頭部防護効果の評価

カーペットの頭部外傷軽減効果を評価するために、本研究で提案している損傷評価手法によって得られた頭部と頭蓋内の力学的応答を比較し、頭蓋骨骨折と脳挫傷発症の可能性を検討する。

本研究では頭蓋骨骨折の評価にHIC (Head injury Criterion；頭部障害基準値)を用いる。HICは1971年にNHTSA (National Highway Traffic Safety Administration)により導入され，並進加速度の時間的変化を用いて式(1)で算出し、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[6)]。自動車の安全評価にも使用され、自動車事故対策機構により、歩行者の頭部に重大な傷害を受ける確率が約40%の時にHIC値は1295で、確率が10%の時のHIC値は876であるとしている[7)]。車両衝突における歩行者頭部の障害基準値はHIC1000が用いられている[8)]。脳挫傷の発症評価には頭蓋内のミーゼス応力の最大値を用いる。ミーゼス応力は単位面積当たりの力を意味する。

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

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

再現した転倒姿勢から得られた床面への衝突時の頭部並進加速度より算出したHIC値を図10に示す。「滑り」以外の姿勢において，フローリングのみの時が最も大きく、カーペットを組み合わせた床面ではHIC値が小さくなっている。「滑り」姿勢においてはフローリングが使用している4種類の組み合わせではほぼ同程度の数値となっており、「アンダーフェルト＋カーペットⅠ」と「ハイクッション＋カーペットⅡ」のHIC値が低くなっていることがわかった。この結果より、転倒姿勢、つまり頭部と床の接触箇所と初速において差異があるものの、床面におけるカーペットの組み合わせでは、「フローリング＋カーペットⅠ」、」フローリング＋ホームタイル」、「アンダーフェルト＋カーペットⅠ」、「フローリング＋タイルカーペット」、「ハイクッション＋カーペットⅡ」の順でHIC値が減少しており、頭蓋骨骨折発症の可能性の低減が期待できると考える。また、「ハイクッション＋カーペットⅡ」の組み合わせは一般家庭で使用している「畳」よりもHIC値が低いことがわかった。

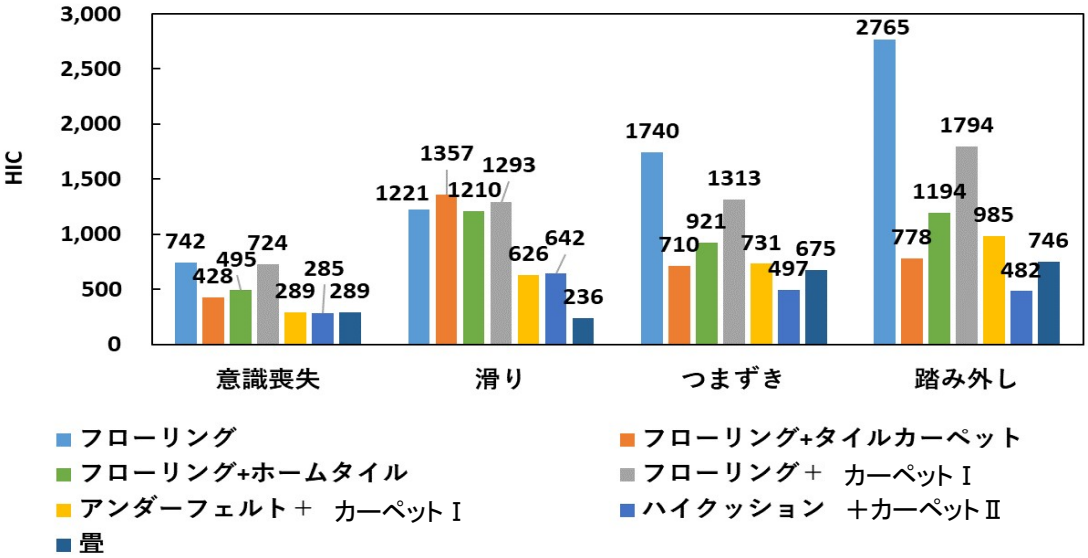


図10　転倒姿勢及び床面別のHIC値(頭蓋骨骨折評価)

脳挫傷の発症を評価するために、脳実質に発生するミーゼス応力値の結果を図11に示す。「意識喪失」と「滑り」において、フローリングが使用している4種類の組み合わせでは同程度の値となっており、減軽効果が見られないが、「つまずき」と「踏み外し」においては、「フローリング＋タイルカーペット」と「フローリング＋ホームタイル」の組み合わせで減軽効果が期待できるといえる。さらに、「ハイクッション＋カーペットⅡ」の組み合わせでは「畳」よりも減軽効果が高いと考える。

以上より、屋内での転倒において、転倒するときの姿勢や使用するカーペットの仕様によって、効果に差異があるものの、カーペットを使用することで頭蓋骨骨折と脳挫傷発症の可能性の低減効果は十分にあるといえる。

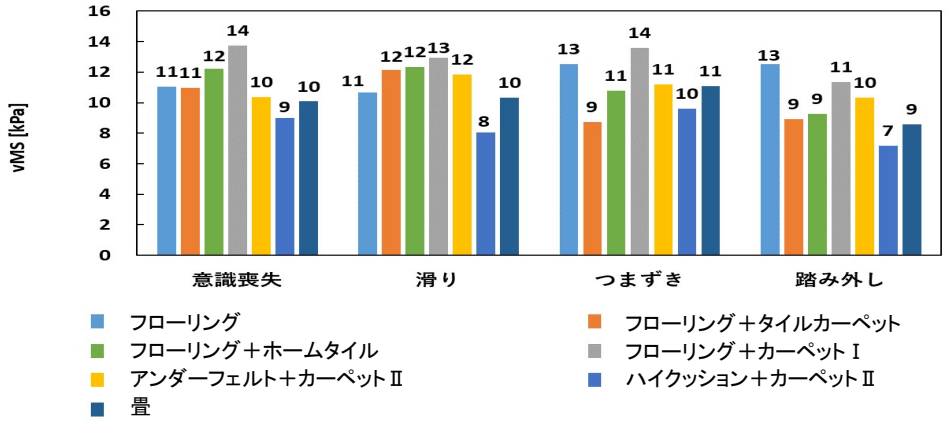


図11　転倒姿勢及び床面別のミーゼス応力値(脳挫傷評価)

6. 力学的パラメータによる絨毯の頭部防護効果の評価

床材に関して、転倒時の衝撃を評価する方法として従来から「G値」という指標があり、これは、「体育館用鋼製床下地構成材」（JIS A 6519）に規定されていて、その概要を以下に示す。そして、安全性の目安として、一般体育館床や剣道場床では、100G以下、柔道場床では65G以下、と規定している。これは、床の硬さ、使用感、安全性、すべり、などに対する官能アンケート結果に基づいたもので、実現可能なレベルでの基準値として決められている（図12）。

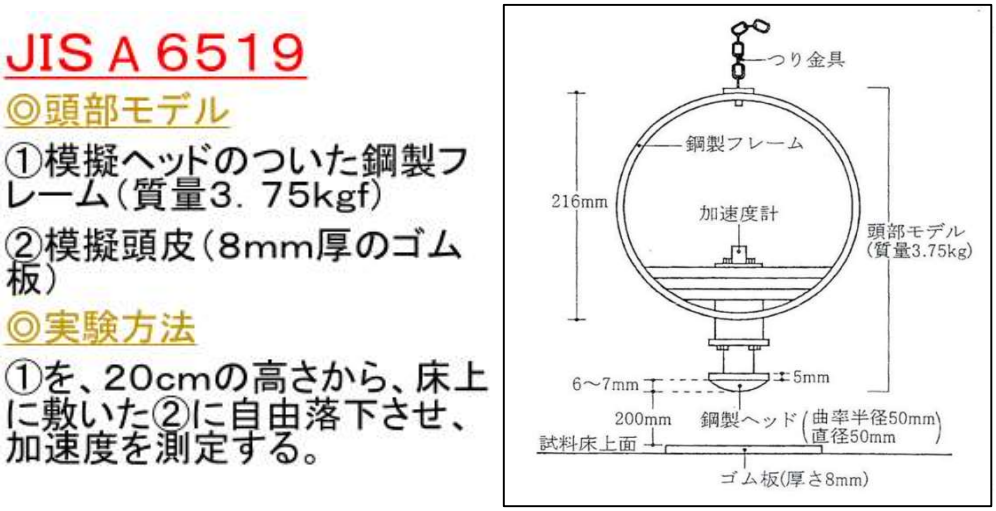


図12　「衝撃加速度・G値」の評価方法の概要

そこで、カーペットの頭部保護性能を総合的に評価するために、現在使用しているG値と本研究の結果の関係について検討する。各床面のG値(東リ株式会社測定）及び、本研究での衝撃力と各転倒姿勢毎のHIC値をまとめた結果を表3に示す。また、G値と各転倒姿勢毎のHIC値の相関を図13に示す。本研究の対象のうち床面②～⑤についての結果を示す。

表3　各種床仕様のG値、衝撃力、HIC値（各転倒姿勢毎）の関係

床仕様	G値（G）	HIC値			
		意識喪失	滑り	つまずき	踏み外し
①ﾌﾛｰﾘﾝｸﾞのみ	127	742	1221	1740	2765
②ﾌﾛｰﾘﾝｸﾞ＋ﾀｲﾙｶｰﾍﾟｯﾄ	97	428	1357	710	778
③ﾌﾛｰﾘﾝｸﾞ＋ﾎｰﾑﾀｲﾙ	86	495	1210	921	1,194
④ﾌﾛｰﾘﾝｸﾞ＋ｶｰﾍﾟｯﾄⅠ	93	724	1293	1,313	1,794
⑤ｱﾝﾀﾞｰﾌｪﾙﾄ+ｶｰﾍﾟｯﾄⅠ	77	289	626	731	985
⑥ﾊｲｸｯｼｮﾝ＋ｶｰﾍﾟｯﾄⅡ	68	285	642	497	482

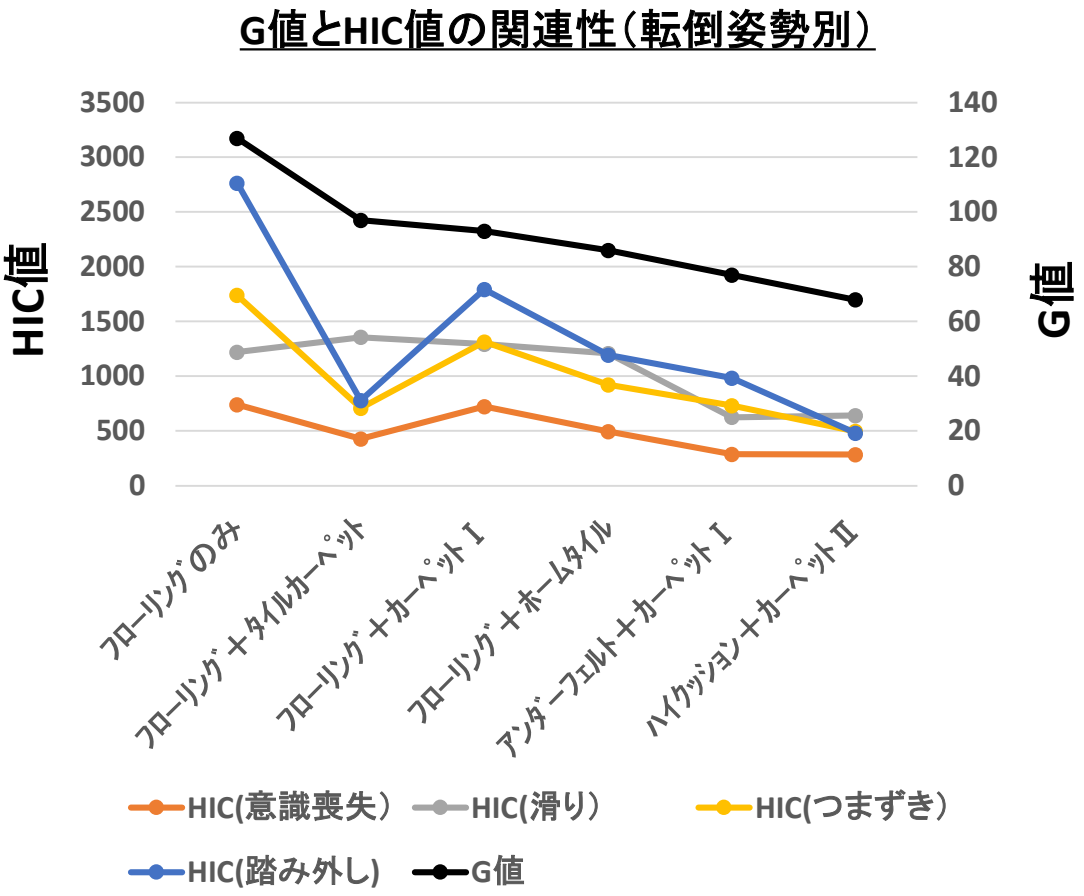


図１３　G値とHIC値（各転倒姿勢毎）との相関性

力学的にG値と本研究で計測した衝撃力は同じ意味であるため、同じ傾向を示している。よって，本実験で計測した力は妥当であるといえる。

G値とHIC値との相関を、図１３で見てみると、相関性の傾向は見受けられるものの、例えば「フローリング＋タイルカーペット」の特定の転倒姿勢において、単なる衝撃力だけでは表せない別の因子が含まれていると推測される。

HIC値の算出には、頭部重心に生じた並進加速度を使用する。例として、踏み外しの場合の２種類の床面で得られた合成加速度の結果を示す（図１４）。合成加速度とは重心に生じた3軸方向の加速度の合成値で,式(2)で計算される。この結果より、衝撃力（G値）が大きい方の「フローリング＋タイルカーペット」は「フローリング＋カーペットⅠ」より加速度の最大値が小さくなった。これは、転倒動作において、膝・腰・頭部の順で体が接地したため、床面との接触特性が変わったことによって、頭部と床面が接触するときの頭部の姿勢・初速および加速度に影響を与えているためであると考えられる。

$$\boldsymbol{a} = \sqrt{a_x{}^2 + a_y{}^2 + a_z{}^2} \qquad \text{式（2）}$$

ここで、 $\boldsymbol{a}$ は頭部重心の合成加速度、$\boldsymbol{a}_x, \boldsymbol{a}_y, \boldsymbol{a}_z$ はそれぞれｘ、ｙ、ｚ軸方向の加速度である。

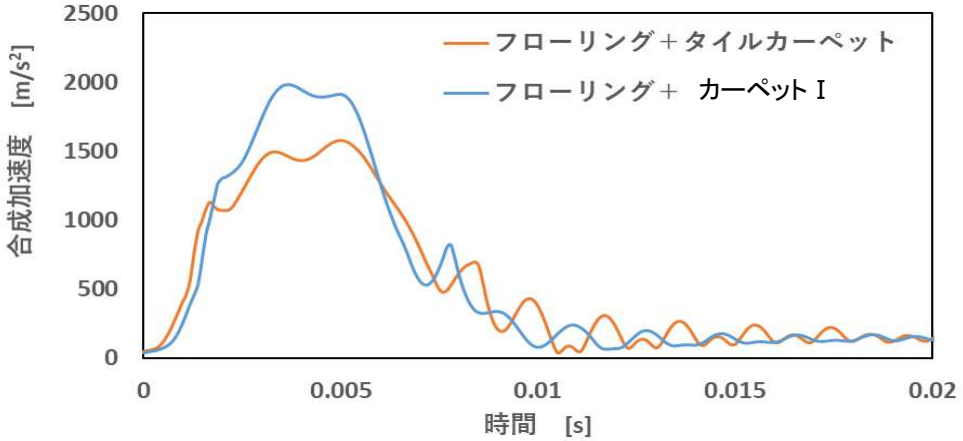


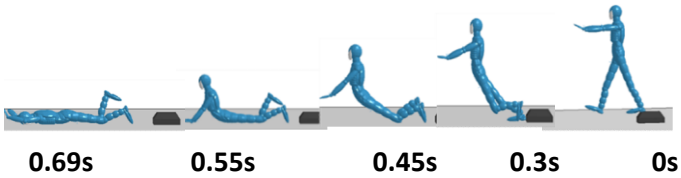
図14 HIC値算出のための頭部重心の加速度時刻歴(踏み外し)

7. 結言

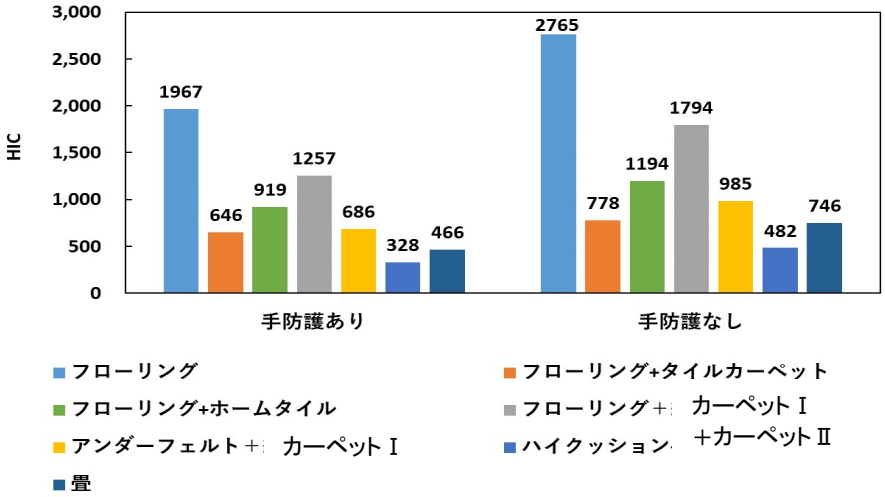
本研究ではヘッドフォームインパクタを用いて頭部—カーペットの接触特性を測定し、4種類 の転倒姿勢において屋内転倒時のカーペットの頭部保護について検討した。HIC値を用いた頭蓋骨骨折の発症とミーゼス応力を用いた脳挫傷の発症評価において、転倒の姿勢・床面の特性において発症可能性の低減度合いには差異があるものの、カーペットを使用することによって頭部への保護性能を十分に期待できるといえる。 しかし、検討した5種類のカーペットの組み合わせにおいて、「ハイクッション＋カーペットⅡ」以外では、顕著な差異を示すことが出来なかった。これは本研究で計測した接触特性は根太の上でもっとも受傷度が高い場合に限っていること、また転倒する間に膝・腰・肘・肩などの接触特性を考慮していないことが原因であると考える。より精度の高い解析をするために、根太の上だけではなく床全体の接触特性を計測し、ほかの体の部位と床面の接触特性をどのように定義するのかを検討する必要があると考える。また、G値とHIC値との相関性については、転倒姿勢によって、衝撃力（G値と対応）と頭部重心の合成加速度との関連が複雑なため、さらなる検討が必要であると考える。

付録：手の保護姿勢がある場合の検討

本研究で検討した転倒姿勢は手の保護を考えていないため、転倒を予知したときに手を伸ばし防御したときの解析の結果はどのように変化するかを検討した。検討対象は転倒姿勢のうち最も損傷度の高い「踏み外し」とした。踏み外すと同時に手を伸ばした姿勢をとったと想定する。姿勢の時刻歴図を図A1に示す。手の保護姿勢がない場合(図8(d))と比べると、手の接地により頭部の接地時間に違いがみられた。HIC値の結果を図A2に示す。手の保護によりすべての床面においてHIC値が小さくなり、その低減率は、２０～４０%となり、安全側にシフトしたといえる。しかし、 本モデルは筋肉の能動的な挙動を再現できないため、手は接地時の時間や衝撃をある程度和らげることはできるが，保護姿勢の有無で床面の性能評価に影響を与えないと考える。



図A1　手の保護姿勢ありの踏み外しの転倒時刻歴図



図A2　手の保護姿勢の有無におけるHIC値

以上

参考文献

1）Jenny Miua, Kate Curtisb, Zsolt J. Baloghd. Profile of fall injury in the New South Wales older adult population. Australasian Emergency Nursing Journal,19,179-185, 2016.

2）東京消防庁，救急搬送データからみる日常生活事故の実態(平成27年)

3）Smeesters C, Hayes W C, Mcmahon T A. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. Journal of Biomechanics, 34(3):309-317, 2001.

4）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.

5）Aomura S, Zhang Y, Nakadate H, et al: Brain injury risk estimation of collegiate football player based on game video of concussion suspected accident. 11(4), 2016.

6）中野正博，松浦弘幸，玉川雅章，他：頭部損傷基準値(HIC)の理論的分析．バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌，12(2), 57-63, 2010.

7）独立行政法人自動車事故対策機構 http://www.nasva.go.jp/mamoru/assessment_car/head_protection_result.html

8）松井靖浩，車両衝突時における歩行者のバイオメカニクス，バイオメカニクス学会誌，36(4), 199-205, 2012

日本カーペット工業組合
「衝撃実験」プロジェクト

PJリーダー	富田修（住江テクノ）
	（以下五十音順）
PJメンバー	今津行雄（日本絨氈）
	窪田衛（東リ）
	豊田正博（ケケン試験認証センター）
	西山建太郎（IDB）
	＊ 堀井健二（東リ）
	村上健典（村上敷物）

（注）*印は、途中除籍
所属会社名は、本プロジェクト開始当時

（本書作成：窪田　衛）