

## 自転車乗員ヘルメットの衝撃保護性能の研究

代表研究者 名古屋大学大学院工学研究科 教授 水野幸治

【まとめ】自転車乗員のヘルメット着用による頭部保護を有限要素解析によって検討した。ヘルメットは自転車乗員頭部の路面への落下衝突時には効果が大きい。自動車のフロントピラー衝突時の傷害防止効果は限定されている。人体モデルを用いた解析では、フロントピラー衝突時にヘルメット着用により頭蓋骨骨折が起きないが、脳に大きなひずみが発生した。フロントピラーの潰れ強度を下げることで頭部保護が可能であることがわかった。

### 1. はじめに

自転車用ヘルメットは自転車乗員の頭部に加わる力を分散するとともに、その大きさを緩和することで頭部傷害を防止し、重症度を低減する。ヘルメットはその外形を作るシェル、衝撃吸収ライナー、あごひもなどの保持装置、シェル内側の装着体からなる。シェルは突起物の陥入を防ぎ、変形によりエネルギーの一部を吸収するとともに、その内側に接している衝撃吸収ライナーに広く圧力を分散させ、頭部の衝撃を緩和する。

ヘルメットの頭部傷害防止効果については、数多くのケースコントロール研究 (case-control study) がおこなわれている。事故にあった自転車乗員について頭部を受傷したケースと、無傷であったコントロールについて、その発生要因と考えられる因子に対して比較する。ヘルメット着用の有無に加えて、自転車乗員の年齢、性別、走行環境などを変数に含むロジスティックモデルによって傷害リスクが表される。Thompson<sup>1)</sup>は自転車用ヘルメットには63-88%の頭部傷害防止効果があり、頭部傷害、脳損傷、重篤な脳損傷のリスクをそれぞれ85%、88%、75%、顔部傷害を65%低減するとまとめている。同様にAttewell<sup>2)</sup>は頭部傷害に対して40%、Elvik<sup>3)</sup>は頭頸部傷害を33%低減するとしている。

オーストラリア、ニュージーランドでは自転車乗員がヘルメットを着用することが義務付けられている。ヘルメット義務化の有効性に対しては多くの議論がなされている。事故データによる解析では様々な交絡因子 (confounding factor) が含まれるため、ヘルメットの保護効果を正確に表すのは難しい<sup>4)</sup>。時系列解析によってヘルメット義務化時点の

前後で頭部傷害率が低下したことが確認されているが、義務化にともない自転車利用者の数も変化するため解析結果に疑問が出された<sup>5)</sup>。四肢傷害数に対する頭部傷害数の比 (事故の暴露率を四肢傷害数によって表す) が減少していることが確認され<sup>6)</sup>、ヘルメット義務化が頭部傷害数の減少に有効であることが示されている。

国内では平成23年、警察庁において自転車は原則として車道を走ることを周知させることが確認された。今後、自動車と自転車の衝突事故が増加することが予測される。自転車乗員の頭部を保護するためにはヘルメットが有効であるとされているが、現在の自転車ヘルメットの安全基準では、路面の衝突時の頭部保護が想定された試験が行われている。さらなる自転車乗員の安全確保のためには、自動車と衝突した際の頭部保護についても考慮する必要がある。本研究では、有限要素 (FE) 解析を用いて、ヘルメットを装着した歩行者頭部インパクト及び人体モデルと自動車の衝突解析を行い、自動車衝突時におけるヘルメットの頭部保護効果について検討を行った。

### 2. 方法

最初に、全身人体有限要素モデルを用いた自動車対自転車のシミュレーションを実施し、自転車乗員頭部の自動車への衝突速度を特定した。

学童用の自転車用ヘルメットについて、形状を三次元測定機によって計測し、有限要素モデルを作成した。モデルは、外側の樹脂でできたシェルと、内側の衝撃吸収材であるライナーの2つのパートに分けた。シェルは等方弾塑性体によるシェル要素で作成した。ライナーは低密度ウレタン材によるソリッド要素で作成し、その材料特性は圧縮試験により取得した特性を入力した。作成したヘルメットモデルと歩行者頭部インパクトを用いて、落下解析及び自動車に対する衝突解析を行った。落下解析結果は実験結果と検証した。自動車との衝突では全身シミュレーションで得られた頭部の衝突速度、角度を初期条件として与えた。計算には有限要素プログラムLS-DYNAを用いた。

### 3. 結果

#### 3-1 自動車対自転車乗員衝突解析

人体有限要素モデル Thums (Version 3.0) を用いた衝突シミュレーションを実施した。自動車の衝突速度は 40 km/h である。自転車の速度を 0 として、自動車の左右中央と衝突させた。自転車乗員は車に沿って運動し、頭部がウィンドシールドと衝突した。車に対する頭部の衝突速度は 30 km/h、衝突角度は 64° であった。ウィンドシールドは柔らかいため、人体モデルの頭部には傷害発生は見られなかった。

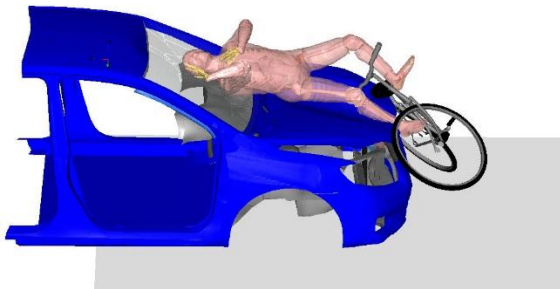


Fig.1 Cyclist behavior in car-bicycle collision (40 km/h)

#### 3-3 頭部衝撃解析

歩行者保護試験で規定されている頭部インパクトを用いて、ヘルメット着用の有無別の落下及び自動車への衝突シミュレーションを行った。ヘルメット落下解析は、実験によるヘルメット落下実験を模擬して実施した (図 2(a))。歩行者頭部インパクトモデル (質量 4.5kg) にヘルメットを装着し、1.5 m の高さから頭頂部を下向きに自由落下させ、路面と衝突させた。落下試験を再現するために、ヘルメットとインパクトの間約 10 mm の間隙を設けた。

自転車乗員頭部と自動車の衝突において、ウィンドシールドとの衝突時には、ウィンドシールドは柔らかいため、傷害の発生確率は低い。そこで、剛性の高さから最も頭部傷害リスクの高いフロントピラーに対しての衝突シミュレーションを実施した。解析は小型乗用車の有限要素モデルを用いた。衝突条件は、全身シミュレーションの結果から、ラップアラウンドディスタンス (WAD) 1860 mm、衝突速度は 35 km/h、衝突角度 65° とした (図 2(b))。

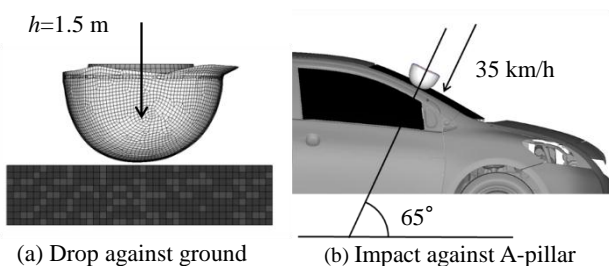


Fig.2 FE simulation model

図 3 に頭部インパクト加速度、及びヘルメットの変形状況を実験と比較して示す。ヘルメットの衝突面は平坦に変形する。実験と解析の頭部インパクトの加速度波形は類似しており、解析モデルの妥当性が確認できる。インパクトの加速度波形は二つのピークを持つが、前半のピークはインパクトの速度とヘルメットの速度が等しくなる時刻、後半のピークは、インパクトとヘルメットの速度がともに 0 (路面の速度) となる時刻で発生しており、最初のピークは、ヘルメットとインパクトの間隙およびヘルメットの慣性力に起因すると考えられる。

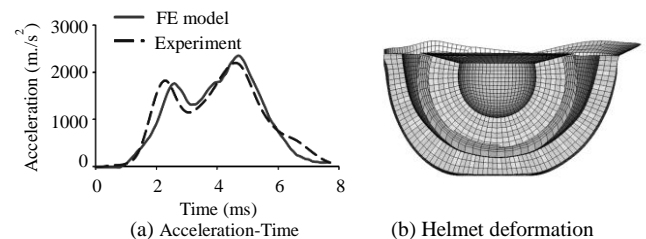


Fig.3 Acceleration and deformation in drop simulation

#### 3-4 自動車への衝突解析

ヘルメット着用頭部インパクトを自動車のフロントピラーに衝突させた場合について、歩行者頭部インパクトの加速度波形と、ヘルメットの変形を示す (図 4)。落下試験 (図 3) と比較して、ヘルメットが剛性の高いフロントピラーによって局所的に変形し、ライナーには底付きが発生している。ヘルメットによって初期の加速度は減少しているが、後半は同様であることがわかる。

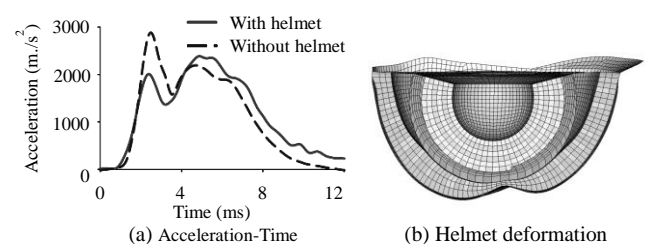


Fig.4 Acceleration and deformation in impact against A-pillar

落下および自動車との衝突解析におけるヘルメットの有無による頭部傷害値 (Head Injury Criterion: HIC) と頭部最大加速度を表 1 に示す。落下試験ではヘルメットによって、HIC 最大加速度は大きく低減し HIC 1500 未満となったが、フロントピラーにおいては大きな低減効果が得られなかった。これらの結果より、落下試験にもとづき設計されたヘルメットは、自動車衝突時には必ずしも十分な保護性能を示していないことがわかる。

Table.1 HIC and maximum acceleration of with and without helmet in FE simulation

		ヘルメットなし	ヘルメットあり
落下試験 (1.5 m)	HIC	11142	1432
	最大加速度	6860 m/s <sup>2</sup>	2360 m/s <sup>2</sup>
フロント ピラー	HIC	3654	3089
	最大加速度	2840 m/s <sup>2</sup>	2385 m/s <sup>2</sup>

フロントピラー衝突時のヘルメットの運動を明らかにするため、ヘルメット、インパクト、フロントピラー間に働く接触力を検討した。ヘルメット質量  $m_{\text{helmet}}$ 、インパクト質量  $m_{\text{head}}$ 、ヘルメット加速度  $a_{\text{helmet}}$ 、インパクト加速度  $a_{\text{head}}$ 、インパクト/ヘルメットの接触力  $F_{\text{head/helmet}}$ 、ヘルメット/フロントピラーの接触力  $F_{\text{helmet/A-pillar}}$ 、とし、頭部重心から頭頂方向を正の  $z$  方向にとると、運動方程式はつぎのようになる。

$$F_{\text{head/helmet}} - F_{\text{head/A-pillar}} = m_{\text{helmet}} a_{\text{helmet}} \quad (1)$$

$$F_{\text{head/helmet}} = m_{\text{head}} a_{\text{head}} \quad (2)$$

式(1) (2)よりヘルメットと頭部の接触力を消去して、頭部に働く加速度をフロントピラーからの接触力とヘルメットの慣性力で表すと

$$m_{\text{head}} a_{\text{head}} = F_{\text{head/A-pillar}} + m_{\text{helmet}} a_{\text{helmet}} \quad (3)$$

となる。図5に接触力、加速度の関係を示す。式(1)が成り立っていることがわかる。インパクトとヘルメットが接触する時刻4msにおいて、ヘルメットの加速度は正の値となるが、その後は負の値となる。すなわち4msでは、ヘルメットの慣性力  $m_{\text{helmet}} a_{\text{helmet}}$  が頭部加速度を増加させる向きに働くが、それ以降では、逆にヘルメットの慣性力が頭部加速度を減少させる向きに働く。

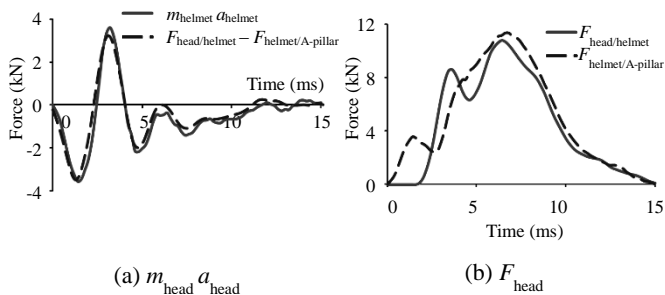


Fig.5 Contact force and inertial force

### 3-5. 人体モデルを用いた有限要素解析

人体有限要素モデルを用いてヘルメットの保護性能を検討した。インパクトモデルを人体モデルに差し替えて、落下解析と自動車への衝突解析を同様

の解析条件で行った。人体モデルは頭部のみを用いた。解析に用いたヘルメットは学童用のため、頭部人体モデルを95%の大きさに縮小した(4.2 kg)。ヘルメットの有無での頭部傷害を比較し、ヘルメットの保護性能を検証した。

落下及びフロントピラーへの衝突解析において、ヘルメット無しの場合には頭頂部に骨折が発生した(図6)。これに対して、ヘルメット有りの場合には頭頂部骨折は起きなかったが、眼窩に骨折が生じた。頭蓋骨の応力をみると、ヘルメット無しの場合は接触した部位に局所的に高い応力が生じるが、ヘルメット有りの場合にはライナーによって広い範囲に応力が分散した。ヘルメットによって頭部に広い面積で荷重が分散して加わるため、頭頂部骨折の危険性は低減されたと考えられる。ただし、眼窩の骨は薄いため骨折が生じたと考えられる。

ヘルメット有りの頭部モデルによるフロントピラー衝突の場合、頭蓋骨の変形は小さくなったが、脳の大部分において10%以上のひずみが生じた(図6)。ひずみが10%を超えると脳損傷の発生が予測される。これより、ヘルメットの装着により頭蓋骨骨折の危険性は低減されたが、脳損傷の危険性は十分には低減されていないと考えられる。

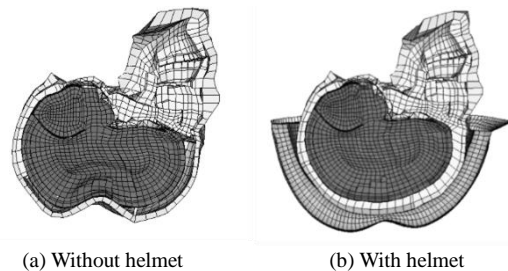


Fig.6 Comparison of skull deformation with and without helmet in impact against front pillar

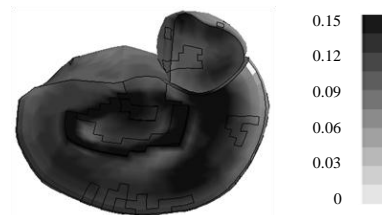


Fig.7 Effective strain distribution of brain in impact against front pillar with helmet

### 3-6. フロントピラー衝突時の頭部保護の検討

ヘルメットの衝撃緩和を力学的に検討する<sup>7)</sup>。ヘルメットのシェルの剛性を無視できるものとして、ヘルメットの反力がアブソーバーが直接、変形している領域(塑性域)のみから伝達されているものとする。ヘルメットの半径を  $R$ 、変形量を  $x$  とするとき、 $x \ll R$  とみなすと接触面積  $A$  は

$$A = \pi[R^2 - (R - x)^2] \cong 2\pi Rx \quad (4)$$

と近似される。ライナー発泡材が接触域にわたって、一定の塑性応力  $\sigma_Y$  で変形しているとみなすと、発泡材によって伝達される力  $F$  は

$$F = (2\pi R\sigma_Y) x = Kx \quad (5)$$

と表すことができ、ヘルメットは線形な荷重変形特性を持つ。

一般にフロントピラーは一定荷重で潰れることから、図9に示すようにヘルメットとフロントピラーが衝突したときの加速度変位特性をモデル化した。頭部とフロントピラーの変形量の合計が 25 mm に達するまではヘルメットのライナーのみが変形し、荷重  $F_0$  に達するとフロントピラーが一定荷重  $F_0$  で潰れると考える。

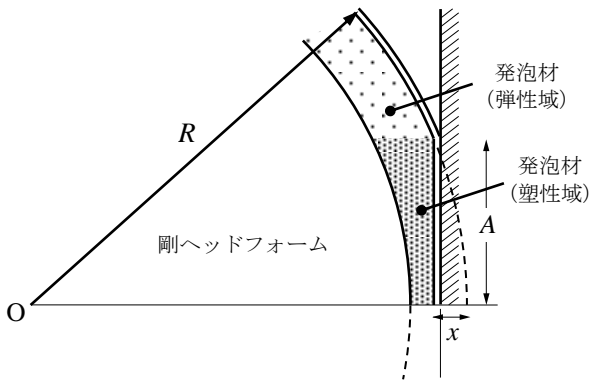


Fig.8 Helmet deformation model<sup>9)</sup>

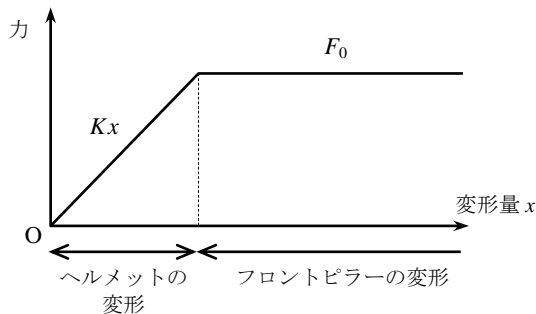


Fig.9 Helmet and front pillar deformation model

ヘルメットのライナーの降伏応力  $\sigma_Y$ 、フロントピラーの潰れ荷重  $F_0$  と HIC の関係を図9に示す。フロントピラー衝突時の HIC は、フロントピラーの潰れ強度に依存し、ライナーの降伏応力の影響は小さい。路面落下時には、 $\sigma_Y$  が小さくなると、ライナー変形量が大きくなり HIC 値は下がるが、 $\sigma_Y$  が 0.25 MPa よりも小さいと、ライナーが底付きする。したがって、路面落下での低い HIC を確保した上で、フロントピラー衝突時の HIC を 1500 以下とするためには、ライナーのを以上とした上で、フロントピラーの潰れ荷重を 7 kN より下げる必要がある。

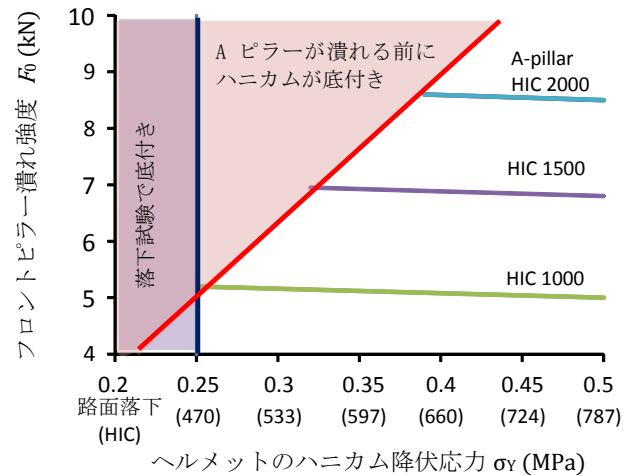


Fig.8 HIC with helmet liner yield stress and front pillar strength

#### 4. 今後の課題

今回は自転車側面に対する衝突のみを考えたが、実際の事故を考慮して、様々な衝突形態、衝突速度についても検討し、自転車乗員の頭部保護に有効なヘルメットについて検討していく。フロントピラーの潰れ荷重を現在の 10 kN から 5-7 kN に低減することによって、ヘルメット着用乗員の頭部傷害を低減できる可能性が示された。フロントピラーの剛性低減は自動車乗員保護性能にも影響を及ぼすため、今後、有限要素解析を行い、実際にフロントピラー衝突時のヘルメットによる自転車乗員の頭部保護が可能かどうかを確認する必要がある。

#### 5. 研究成果の公表方法

本研究の一部を 2013 年の機械学会バイオエンジニアリング講演会で発表した。さらに、国際会議 ICrash (8 月) で講演予定であり、引き続き論文投稿も実施する予定である。

#### 参考文献

1. Thompson, D.C., Rivera, F., Thompson R., 2009. Helmets for preventing head and facial injuries in bicyclists (review), In: The Cochrane Library, Issue 1.
2. Attewell, R.G., Glase, K., McFadden, M., 2001, Bicycle helmet efficacy: a meta-analysis. Accident Analysis and Prevention, 33(3), 345-352.
3. Elvik, R., 2013. Corrigendum to "Publication bias and time-trend bias in meta-analysis of bicycle helmet efficacy: A re-analysis of Attewell, Glase and McFadden, 2001". Accident Analysis and Prevention. 60, 245-253.
4. Hynd, D., Cuerden R., Reid, S., Adams, S., The potential for cycle helmets to prevent injury. Published Project Report PPR446, Transport Research Laboratory, 2009.
5. Robinson, D.L., Bicycle helmet legislation: Can we reach a consensus? Accident Analysis and Prevention, 39, 86-93, 2007.
6. Curnow, W.J., The Cochrane collaboration and bicycle helmets, Accident Analysis and Prevention, 37, 569-573, 2005.

7. Mills, N.J., Protective capability of bicycle helmets, *British Journal of Sports and Medicine*, 24(1), 55-60, 1990