衝撃工学の最前線

4. 自動車の衝突安全における衝撃と人体傷害[†]

江 島 晋*

The Front Line of Impact Engineering IV : Impact Biomechanics for the Crash Safety

by

Susumu EJIMA*

Key words : Automobile, Crash safety, Impact biomechanics, Injury mechanisms

1 緒 言

全国交通事故統計データ¹⁾によれば、交通事故による死者数は、自動車の衝突安全技術の向上もあり、減少傾向を示しているものの、負傷者数は依然として90万人を越える状況にあり、更なる安全技術の向上が求められている。自動車の衝突安全性の向上には、衝突時に発生する傷害とその時の衝撃加速度を把握し、人体の組織構造に対してどのように外力(力・加速度等)が作用するかについて検討することが不可欠である。さらに、発生した傷害がどのような生理学的な反応に起因するかなども明らかにできれば、より詳細な傷害メカニズムの検討が可能となる。しかしながら、実際の自動車事故は、様々な衝突形態(正面衝突事故、出会い頭事故、追突事故等)や衝突速度で起きており、人体への衝撃の方向や程度は異なるばかりでなく、個人差によっても傷害の度合いは異なる。そのため、人体の衝撃耐性を探るための傷害発生メカニズム解明の様々な取り組みが行われている。

本稿では、自動車の衝突安全におけるインパクトバイオメカニクス研究について、これまでの研究成果を用いて人体傷害メカニズム解明へ向けた取り組みについて紹介する。また、近年コンピュータ技術の発達に伴い、人体の構造を忠実に再現した人体コンピュータモデルを作成し、コンピュータ・シミュレーションにより傷害予測をおこなう方法が試みられていることから、最近のモデル開発の状況、およびその有効性について解説する。

2 人体の衝撃特性

人体の構造は複雑な構造を有するだけでなく、その力学的特性についても非線形性を有することから、人体組織の損傷メカニズムを検討するために、人体の代用物である供試体(献体)、志願者などによる検討が必要となる。ここでは、自動車の衝突安全性能の評価に必要な人体の衝撃耐性に関する特性データがどのような方法で収集されているかについて、その概要を紹介する。

2・1 衝撃耐性

自動車事故における人体への衝撃は、様々な衝突形態で起きているだけでなく、傷害の度合いについても個体差の影響が顕著にみられる。現実にはどのような事故が起き、どのような傷害が人間に対して発生しているかを把握することが、効果的な安全対策を考える上で重要となる。そのためには人体の衝撃耐性に関する検討が必要であり、欧米では人体の代用として供試体(PMHS: Post Mortem Human Subject)を用いた実験を実施し、人体の組織学的な構造を踏まえてどのようなメカニズムで傷害が発生しているかを明らかにする研究が行われている。実験方法としては、全身を用いて実際の衝突現象を模擬した実験(Full-Scale Test)や、身体部位別に生体内(In-Vivo)に近い境界条件の下で負荷を与える実験(Component Test)、さらには、対象部位から生体組織の一部を試験片として切り出し、引張り・圧縮・せん断実験から材料特性を導く実験(Coupon Test)などが挙げられる。これらの実験では、人体の衝撃耐性の解明に必要な傷害メカニズムや、衝撃物理量と傷害程度(骨折等)の相関を検討することが可能である。

その一例として図1に頭部耐性曲線^{2), 3)}(JHTC: JARI

図1 人間の頭部衝撃耐性限界曲線 (JHTC)

[†] 原稿受理 平成22年11月8日 Received Nov. 8, 2010 ©2011 The Society of Materials Science, Japan

* (財)日本自動車研究所 安全研究部 〒305-0822 つくば市荊間, Safety Res. Division Japan Automobile Res. Inst., Karima, Tsukuba, 305-0822

Head Tolerance Curve) を示す。これは人頭蓋骨の落下実験の結果から脳震盪発生限界と頭蓋骨折発生限界の2つの曲線をプロットしたものである。この耐性曲線は、頭部で計測された平均加速度と持続時間の関係を示しており、耐性限界を超えた領域では、頭部傷害が発生すると考えられている。このような耐性曲線⁴⁾から導かれる加速度と持続時間の関係に基づいて頭部の傷害基準として Head Injury Criteria (HIC)⁵⁾ が定義されている。この基準は頭部の衝撃耐性を表しており、自動車の開発における安全性能の評価指標として幅広く用いられている。このような傷害基準は、頭部以外にも頸部、胸部、下肢などで定義されており、個々の傷害指標について纏められたものが文献等⁶⁾で紹介されている。

2・2 志願者実験

志願者を用いた実験で有名なのは、1949年に米国の空軍大佐だった John P. Stapp による唯一の限界実験⁷⁾がある。この実験では、自ら被験者となり急速走行台車実験（以下、スレッド実験と呼ぶ）より 25.0G の衝撃を与え、人体の全身加速度応答、および耐性値などが整理されている。志願者を用いた実験では人体の生理学的な反応による筋応答の影響などを考慮することが可能であり、外部からの刺激（衝撃）に対する筋活動と人体挙動の関係を計測するのに適している。その反面、人体に与える衝撃量については侵襲的な傷害が発生しない条件を設定することなど、非常に厳格なガイドラインの下で実施されることが求められている。そのため、実際の交通事故等による衝撃加速度に比べて極めて低い加速度レベルでの実験となる。

低衝撃加速度における実験としては、頸部の耐性限界について Mertz らと Patrick⁸⁾ による志願者と供試体を用いた研究がある。志願者を用いた実験においては、平均加速度で 4.0G 程度の衝撃をスレッドに与え、衝撃時に頸部に発生する曲げモーメントと屈曲・伸展角の関係から、頸部傷害の発生限界曲線が提案されている（図2参照⁹⁾）。頸部傷害は、交通事故の4割を占める追突事故において高い頻度で発生しており、事故予防とともに、事故発生時の傷害予防対策の重要性が指摘されている。こうした傷害発生限界は、車両の安全対策を講じる上で

重要な指標であり、後述する衝突実験用ダミーなどを用いてヘッドレストなどの安全装備品の開発に利用されている。

追突事故により生じる、いわゆる“鞭打ち傷害”は、画像所見から組織の器質的な変化を判別することは難しく、医療の現場においても、この種の傷害発生メカニズムが十分に把握されていないことが、診断を難しくする要因として挙げられている。そこで、小野¹⁰⁾と金岡ら¹¹⁾は、図3に示す志願者を用いた低速度被追突実験より“鞭打ち傷害”発生メカニズムの要因の一つとして、追突時における頭部と頸部との「ずれ」を提案している。つまり、追突時におけるシートバックの衝撃により、体幹はシートバックに沿って上方にずり上がり、体幹上部が後方回転する。また、頭部は慣性により後方に並進する。この時の頸部の挙動を X 線連続画像（図3下段）で観察すると、頸部には S 字状変形（図4参照）が生じ、下位頸椎である第5頸椎（C5）、第6頸椎（C6）に生理学的許容範囲を越えた動きがみられる。具体的には下位頸椎（C6）に対する上位頸椎（C5）の回旋中心が上方移動することにより、C5とC6との間に存在する軟部組織がC5とC6との椎間関節に挟まれ、この挟み込みにより軟部組織の炎症（痛み）を引き起こす（椎間関節傷害）と考えている。こうした頸椎間の局所的な変形挙動は、志願者実験によりはじめて明らかにすることができ、追突事故による“鞭打ち傷害”の安全対策や頸部傷害指標を検討する上で貴重なデータとなっている。

志願者を用いた実験の利点は、人体の筋応答特性について検討することができることである。図5に衝突直前

図3 志願者を用いた低速度被追突実験

図4 被追突時の各椎体挙動から推定される椎間関節傷害発生メカニズムの仮説

図2 後屈時の頸部傷害発生限界曲線

図5 志願者を用いた低衝撃加速度前突実験

における乗員挙動を再現するために、低衝撃加速度スレッドによる前方衝撃実験結果¹²⁾を示す。通常、衝突時における乗員の姿勢は標準的な着座姿勢を前提としている。しかし、緊急時には事故回避操作（ブレーキ操作、ハンドル操作など）を行い、姿勢が変化することは容易に予想できる。そこで低衝撃加速度時における乗員の姿勢変化量や生理学的な反応（筋応答）について解析することは、衝突後の人体傷害に及ぼす影響について検討する上で重要となる。ここでのスレッドの加速度は、乗員が緊急時に急制動を実施する状況を想定し、0.8Gの一定加速度が与えられ、乗員の姿勢変化量が解析された。体幹への衝撃加速度は身体各部位に作用する加速度より計測された。また、その時の身体各部位の筋発現状況は主体的に活動する筋肉に皮膚電極を貼付して筋発現電位が計測された。さらに、身体挙動の計測には、3次元動作計測装置を使用し、衝突直前における乗員の姿勢変化量と筋応答の関係が解析された。図5（右）の身体挙動から、前方衝撃時における腰部（骨盤）の動きが顕著に見られるのと同時に、腰部周りの筋肉（脊柱起立筋）が主体的に活動していることを把握できた。このような人体の生理学的な反応を含めた基礎的な特性は、衝突安全技術だけでなく、予防安全技術（衝突事故前の安全）に対しても有効に活用することが可能であり、両者の技術を融合した統合安全技術の高度化を目指した研究が今後更に進むものと思われる。

3 衝突実験用ダミーを用いた評価

衝突実験用ダミー（以下、ダミーとする）は、自動車衝突事故時の人体傷害の軽減度合など（ダミーの衝突挙動や衝撃加速度等）を評価するためのツールとして開発されたものである。ここでは、ダミーの構造、およびダミーを用いた衝突実験結果について紹介する。

3・1 衝突実験用ダミー

衝突安全の分野で自動車乗員の安全性を評価するツールとしてダミー（図6：Hybrid-III）がある。ダミーの体格や形状は、米国人のデータをもとに様々な衝突形態（前突、側突、後突、歩行者など）を想定して設計されている。これらのダミーは、乗員の傷害を予測するだけでなく被害軽減を目的として自動車に装備されている乗員拘束システム（エアバッグ、シートベルトなど）の性能評価に用いられている。乗員保護性能を評価する際、ダミーに求められる要件としては、生体忠実度（“Bio-fidelity”）、と実用性（“Utility”）としての耐衝撃性（Durability）、繰り返し性（Repeatability）、ならびに再

図6 ダミーに組み込まれている計測装置

現性（Reproducibility）が挙げられる。そのため、ダミーの構造は、衝撃に耐え得る材料、および表1に示す項目を計測するための加速度計、変位計、ならびに荷重計などから構成されている。また、乗員の安全性を評価するための傷害値は、ダミーの各部位に生じる物理量（変位、加速度、荷重）との相関性をもとに求められている。

3・2 ダミーを用いた衝突実験

具体例としてベルト拘束のみによる自動車乗員に発生する衝撃加速度や衝撃荷重を評価するために、ダミーを用いた衝突実験を実施した結果を示す。図7はダミーを搭載した台車を速度48km/hで衝突用バリアに衝突させ、衝突後75msにおけるダミーの姿勢を示したものである。実験では、ダミーの各部位に取り付けたセンサーから得られる衝撃量（変位、加速度、荷重）、ならびにベルト荷重値を求め、前述した相関性をもとに人体傷害値が求められ、傷害発生の可能性（傷害リスク）が予測される。ここでは、ベルト拘束による胸部の傷害発生の可能性などを検討しており、表1に示すようにダミーから出力される胸部合成加速度や胸部変位よりベルト拘束による乗員保護性能の状況を評価している。

4 人体コンピュータモデル

ダミーは、機械的な構造物であるため、実際の人体の衝突現象を忠実に再現するには限界がある。また、人体

表1 ダミーにおける計測項目と傷害指標

部位	計測項目	傷害指標
頭部	加速度	Head Injury Criteria (HIC)
頸部	荷重, モーメント	圧縮荷重, 引張り荷重, 曲げモーメント
胸部	加速度 変位	3軸合成加速度 胸部変位
大腿部	大腿骨荷重 脛骨変位	大腿骨圧縮荷重 膝部せん断変位
下腿部	脛骨圧縮/曲げ荷重	Tibia Index (TI)

図7 ダミーによる前突バリア実験

の傷害メカニズムをより詳細に議論するツールとして、より人体の特性に近い挙動を示す人体コンピュータモデルの開発が求められている。ここでは、今後の傷害予測技術として注目されている人体有限要素モデル（以下、人体 FE モデルと称する）について解説する。

4・1 人体 FE モデルの開発

人体コンピュータモデルとして、様々な人間の構造を模擬した数学モデルが提案されている。その中で、人体 FE モデルは、人体の構造を忠実に再現した機能性の高いモデルとして衝突安全の分野で広く活用されている。人体 FE モデルは、解剖学による人体の構造図をもとに、さらに CT (Computer Tomography) などによる X 線画像を用いて幾何的な形状を忠実に再現したモデルである。図 8 に示すように人体の基本的な構造である骨格、軟部組織はもとより脂肪、内臓器官がモデル化されている。また、個々の生体組織に対して実験から得られた材料特性を反映することにより、衝撃などによって生じる骨折や内臓器の損傷についてもモデル上で表現することが可能となる。自動車メーカーでは THUMS¹³⁾や H-Model¹⁴⁾などが汎用人体 FE モデルとして活用され、(社) 日本自動車工業会 (JAMA) においても JAMA 人体 FE モデルの開発¹⁵⁾が行われている。欧米では、HUMOS2¹⁶⁾ (Human Model for Safety) や GHBMC¹⁷⁾ (Global Human Body Models Consortium) が発足しており、自動車メーカー、大学、および自動車関連の研究機関が連携を取りながら開発を進めている。

衝突安全の分野における人体 FE モデルの体格は、米国成人男性の平均体型 (AM50 相当) をターゲットとしたモデルの他に、小柄な女性 (AF05 相当)、子供のモデルも開発されている。人体 FE モデルは、対象とする生体組織の形状や機械的な特性に応じて要素の種類 (ソリッド、シェル、ビーム) を変更することが可能であり、脳や軟組織はソリッド要素、骨 (皮質骨) や靱帯はシェル要素、筋肉や一部の靱帯はバー要素でモデル化されている。モデル化した各生体組織の材料特性については、個別に材料特性を定義でき、応力・ひずみの関係式、ヤング率、ポアソン比、密度を入力することができる。これらの人体特性は主に既存の文献データなどから求められるが、解析対象とする傷害内容によっては、実際に供試体 (献体) を使った実験から求める場合も報告¹⁸⁾されている。

図 8 JAMA 人体 FE モデル

4・2 生体忠実度の検証

人体 FE モデルの検証プロセスについて座間¹⁹⁾の報告をもとに紹介する。はじめに、図 9 は既存の文献データを用いて人体 FE モデルの胸部構造に関する生体忠実度について検討した内容を示しており、供試体胸部単体をベルトにより圧縮する実験 (テーブルトップ実験) を模擬した解析条件である。実験では、胸部を構成する組織、すなわち骨格・軟部組織・内臓器が完全な胸部構造 (図 9 (a))、軟部組織を除去した胸部構造 (図 9 (b))、さらに内臓器までを除去した胸部構造 (図 9 (c)) というような胸部に関する組織構成の違いによる圧縮特性を段階的に検討している。図 10 に胸部モデルの圧縮特性とテーブルトップ実験結果の比較を示す。文献²⁰⁾を参照して内臓器、および皮膚・軟組織の材料特性を見直すことで供試体の圧縮特性を概ね再現している。

次に、上記の検証結果に基づいて全身モデルの挙動についても供試体を用いた実験結果と比較検証を行っている。供試体実験²¹⁾では、剛体壁に速度 40.0km/h 相当で前面衝突した場合を想定した実験より、供試体の主要部位の加速度、シートベルト、フットプレート、およびニーボルスタの荷重、および 3 次元的な身体挙動の外観軌跡が計測されている。人体 FE モデルについても供試体実験と同じ境界条件を設定し、モデルの生体忠実度 (供試体との挙動比較) について検証している。図 11 は人体 FE モデルと供試体実験の結果を比較しており、太線が人体 FE モデル、細線が供試体 3 体の実験で得られたシートベルト、フットプレート、およびニーボルスタの荷重履歴を示している。なお、実験から得たフットプレート、およびニーボルスタの荷重履歴については、著者から個別に入手した。人体 FE モデルのラップベルト荷重が実験よりも低く評価されているが、他の荷重履歴については概ね実験の荷重履歴が再現されている。さらに、外観挙動についても比較検証している (図 12 参照)。軌跡の評価点は、頭部重心 (Head)、第 1 胸椎 (T1)、第 8 胸椎

図 9 テーブルトップ実験を模擬した解析条件

図 10 胸部の圧縮特性に関する比較検証

図 11 供試体と人体 FE モデルによるシートベルト（ショルダー、ラップ）、フットプレート、およびニーボロスタの荷重履歴

図 12 供試体と人体 FE モデルによる前突挙動における身体主要部位に関する軌跡の比較

(T8)、第2腰椎 (L2)、第4腰椎 (L4) となっており、図 12 (左) は Head, T1, L2, 図 12 (右) は L2, L4 の側面から観察した軌跡が示されている。また、軌跡の印 (○, +, △, *) は 50ms ごとの時刻を表している。側面の軌跡 (X 方向, Z 方向) は、人体 FE モデルと供試体とでほぼ同じ前突挙動が再現されており、生体忠実度の高いモデルであることが示されている。現在、(社) 日本自動車工業会では、衝撃時における傷害の内容についても人体 FE モデルから算出されるひずみ分布などを用いて検証作業が進められている。このような検証が進展することにより、今後、人体 FE モデルが乗員挙動の詳細解析や傷害予測の研究に活用できると言える。

4・3 交通事故傷害の予測シミュレーション

交通事故の発生状況、衝突形態、傷害部位、および傷害部位などの情報は、事故時の乗員傷害の発生メカニズム解明や被害軽減のための車両改善の重要な手掛かりとなる。また、これらの情報は、事故時の衝突速度、衝突角度などを推定するだけでなく、人体傷害発生の状況をより的確に推定できる手段となる。さらに、事故再現シミュレーションにおける人体 FE モデルの適用は、衝突時の乗員挙動ならびに受傷メカニズムを明らかにするためのツールとして有効である。人体 FE モデルを用いる利点は、乗員の体格や乗車姿勢などを初期条件として細かく設定できることであり、衝突時の乗員挙動、および人体各部と車室内との接触位置を推定し、傷害に至る過程をコンピュータ上で再現できることである。また、骨

折や軟部組織の損傷の推定も、モデル上の応力や、ひずみの分布から可能となり、それらの損傷度合いも定量的に評価することが可能となる。図 13 は、(財) 日本自動車研究所が提唱する人体コンピュータモデルを駆使して交通事故データと連携した乗員傷害予測手法（交通事故傷害予測手法）を示したものである。「病院」および「(事故) 現場」から得られた情報をもとに「人体コンピュータモデル」、「事故再現」、ならび「傷害メカニズムの推定」のサイクルを回すことで、傷害予測技術の精度向上を図ることができると考えている。

ここでは、実事故データを適用し、人体コンピュータモデルを用いた自動車の衝突時における乗員の傷害を予測し再現する手法について紹介する。

図 14 に傷害予測手法に関する全体の流れを示す。はじめに、事故事例から得られた車両情報、衝突速度、衝突方向、オフセット率を簡易車両モデルに入力し事故の状況をコンピュータ上で再現する。再現された車両挙動をもとに衝突時に両車に生じる衝撃量（加速度）を算出する。次に、得られた衝撃量（加速度）をもとに人体 FE モデルを搭載した車室内モデルに入力し、乗員挙動、ならびに傷害内容とその発生状況を予測する。最終的には人体 FE モデルから得られた傷害状況をもとに、実事故における乗員の受傷状況を比較検討することにより本予

図 13 交通事故傷害予測手法の提案

図 14 傷害予測の流れ

測手法の有用性、ならびに課題等を示すことができる。

具体的な事例について、三上ら^{22), 23)}の報告をもとに紹介する。解析対象とした事故事例は、軽自動車と対向してきた小型車の正面衝突事故である。軽自動車は推定70km/h、小型車は推定20km/hの速度で衝突した後、軽自動車はそのままの位置でわずかに時計回りに回転し、小型乗用車は後退して停止した。両車とも衝突により車両前部は大きく変形したが、車室内変形は軽自動車についてはダッシュパネルが80mm侵入したのに対し、小型車の車室内変形は無かった。両車ともエアバッグが装備されており、乗員はシートベルトを着用していた。さらに、小型車についてはニーエアバッグも装備されていた。乗員の受傷状況は、軽自動車乗員は右鎖骨骨折、腰椎圧迫骨折、顔面裂創、両下肢裂創、腰部打撲などを受傷した。一方、小型車乗員は、肋骨骨折、頸椎捻挫、左手挫傷などを受傷した。

車両同士の正面衝突をコンピュータ上で再現した結果(図15:上面図,側面図)、車体のピッチングならびに車両前部変形量は、事故の状況を比較的忠実に表現できている。なお、図の上段は実車を用いた事故再現実験を行った結果であり、下段はコンピュータ上で再現した結果である。

次に、図14の流れに従って、人体FEモデルで予測される運転者の傷害と実際の事故の傷害がどの程度一致しているかが検討されている。

人体FEモデルに設定されている体格は小型車の乗員に近いこと、ならびに解析に用いた車室内モデルは標準的な車室内形状を有しており、ほぼ小型車に近い寸法となっている。そこで、ここでは小型車のみを対象として傷害予測シミュレーションが実施されている。人体FEモデルで車室内乗員の衝突挙動を衝突後40ms～80ms(20ms間隔)まで再現したものを、図16に示す。また、図17には、図16に示した衝突時の乗員の胸郭の変形状況、および応力分布をグレースケールで示している。乗員挙動から判るように体幹は、慣性の影響で前方へ移動しショルダーベルトの張力により胸郭は変形し、衝突後60msより胸郭左側の肋骨に比較的高い応力が発生していることがわかる。実事故における小型車乗員は肋骨骨折が生じており、予測シミュレーションの有用性を示している。ただ、小型車に搭載されたニーエアバッグは、衝突後約30ms後に展開しており、図にみられるような膝とステアリングコラムとの接触はみられていない。

傷害予測手法の結果より、実事故における下肢の挙動については、人体シミュレーションでは十分に再現でき

図16 人体FEモデルを用いた傷害予測シミュレーション

図17 胸郭の変形状況、および応力分布図

ていないことが指摘できる。しかしながら、人体FEモデルを用いることにより、肋骨の応力分布から骨折の発生が予測でき、従来検討が困難であった衝撃度合と骨折の発生との関連性が判った。

本節では、交通事故時における乗員の傷害予測を目的として、車室内モデルに人体FEモデルを搭載し、簡易車両モデルから得られた衝撃量を境界条件として傷害予測を行った結果について紹介した。

傷害予測に用いた車室内モデルは、標準的な普通車の形状を模擬したものであり、車室内装備品の力学特性やエアバッグの展開特性(展開タイミング、出力特性)も事故車両に搭載されているものとは異なる。そのため、装備品を含めた車室内モデルの妥当性については、今後更なる検討が必要である。しかしながら、人体FEモデルにより、これまでのダミーで評価することが困難であった硬・軟組織の傷害についての検討が可能となってきた。すなわち、自動車の衝突事故における乗員の受傷メカニズムをより詳細に解明でき、且つ効果的な傷害軽減が可能になろう。

5 結 言

本稿では、自動車の衝突安全におけるインパクトバイオメカニクス研究について紹介した。人体の衝撃特性を実験的に求めるには数々の課題や制約がある。それらの課題や制約を踏まえて、人体の代用物(供試体、志願者、ダミー、コンピュータモデル)を用いて人体の衝撃特性を検討するために様々なアプローチが展開されている。インパクトバイオメカニクスに関する研究は、欧米を中心に種々の研究が進展しているが、国内でも神経や細胞レベルでの傷害メカニズム解明の基礎的な研究が地道に進められている。また、自動車メーカーを中心としてダミーや人体コンピュータモデルを用いた研究も活発に行われており、それらの研究の基礎となる人体の傷害発生メカニズムの解明に関する研究の詳細な検討が従来以上に期待されている。特に、人体コンピュータモデルの開発は計算技術の発達とともにさらに高度化・高機能化に進んでおり、今後の発展が期待されている。

図15 事故状況の再現

参 考 文 献

- 1) Traffic Bureau, National Police Agency, "Statistics 2004 road accidents Japan" (2005).
- 2) K. Ono, A. Kikuchi, M. Nakamura, H. Kobayashi and N. Nakamura, "Human Head Tolerance to Sargital Impact Reliable Estimation Deduced from Experimental Head Injury Using Subhuman Primates and Human Cadaver Skulls, 24th Stapp Car Crash Conference Proceeding (1980).
- 3) A. Kikuchi, K. Ono, H. Kobayashi, N. Nakamura and M. Nakamura, "Human head impact tolerance", Transaction of Society of Automotive Engineers of Japan, No.21, pp.150-157 (1980).
- 4) SAE J885, Human Tolerance to Impact Condition as Related to Motor Vehicle Design, SAE HANDBOOK (2005).
- 5) J. Versace, "Review of the severity index", 15th Stapp Car Crash Conference Proceeding (1980).
- 6) JSAE, "Impact biomechanics" (2006) Society of Automotive Engineers of Japan.
- 7) J. P. Stapp, "Voluntary human tolerance levels", Chapter 15, Impact Injury and Crash Protection (1970) Charles C Thomas Publisher.
- 8) J. H. Mertz, "Strength and response of the human neck", 15th Stapp Car Crash Conference (1980).
- 9) H. Hayashi, "Muchiuchi-Nyumon", Jidousha-kouron-sha (1986).
- 10) K. Ono, K. Kaneoka, A. Wittek and J. Kajzer, Cervical Injury Mechanisms Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck Torso Kinematic During Low Speed Rear Impacts, 41th Stapp Car Crash Conference Proceeding (1997).
- 11) K. Kaneoka, K. Ono, S. Inami and K. Hayashi, "Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading". 25th Annual meeting, Cervical Spine Research Society, pp137-138 (1997).
- 12) S. Ejima, Y. Zama, F. Sato, K. Ono, K. Kaneoka and I. Shiina, "Prediction of the physical motion of the human body based on muscle activity during pre-impact breaking, Proceeding of the 2008 IRCOBI Conference (2008).
- 13) <http://www.tytlabs.co.jp/japanese/tech/thums/index.html>
- 14) <http://www.esi-group.com/products/biomechanics/>
- 15) T. Sugimoto and K. Yamazaki, "First result from the JAMA human body model project", 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety Vehicles, Washington 2005.
- 16) P. Vezin and JP. Verriest, "Development of a set of numerical human models for safety", 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety Vehicles, Washington 2005.
- 17) <http://www.ghbmc.com/>
- 18) R. Kent, D. Murakami and S. Kobayashi, "Frontal thoracic response to dynamic loading : the role of superficial tissues, viscera and the rib cage", Proceeding of 2005 IRCOBI Conference (2005).
- 19) Y. Zama, JM. Antona, K. Mikami, S. Ejima, K. Kamiji and T. Yasuki, "Development of finite element human model for assessment of injuries in front impact", 2010 JSAE Annual Congress (Spring), No.41-10 #203-20105193 Transaction of Society of Automotive Engineers of Japan (2010).
- 20) H. Yamada, "Strength of biological materials" (1973) The Williams & Wilkins Co..
- 21) CG. Shaw, DP. Parent, S. Pursezov, DJ. Lessley, JR. Kerrigan, J. Shin, JR. Crandall, Y. Zama, S. Ejima, K. Kamiji and T. Yasuki, "Frontal impact PMHS sled tests for FE torso model development", Proceeding of 2009 IRCOBI Conference (2009).
- 22) K. Mikami, JM. Antona and S. Ejima, "Study for accident reconstruction simulation based on motor vehicle accident data", Vol.32, No.9, JARI Research Journal (2010).
- 23) S. Ejima, K. Mikami, K. Yamazaki and K. Ono, "Crash scenario investigation based on accident reconstruction with digital computer human model", Vol.34, No.5, The Japanese Journal of Acute Medicine (2010).