

プリクラッシュ時における筋応答が乗員挙動 に及ぼす影響に関する研究^{*1}

Occupant Kinematic Behavior and Muscle Activities During Pre-Crash Safety

江島 晋^{*2}
Susumu EJIMA

小野 古志郎^{*2}
Koshiro ONO

金岡 恒治^{*3}
Koji KANEOKA

福島 真^{*4}
Makoto FUKUSHIMA

1. 研究背景

自動車の衝突安全では、衝突後の乗員挙動や受傷メカニズムについて議論することが多く、その際の衝突直前の姿勢は、標準的な着座姿勢（衝突ダミーの着座姿勢）を維持していると仮定している。しかしながら、乗員は体型、年齢、性別により、さまざまな着座姿勢を呈している。実際の交通事故では、衝突前の急ブレーキや急操舵により、乗員姿勢は時々刻々と変化し、標準的な姿勢を保つことは困難といえる。事故分析結果¹⁾によれば、正面衝突事故における事故回避操作を行った乗員は、全体の60%を占めている。さらに、衝突直前の乗員挙動の変化は、傷害を被る部位や傷害程度に影響を及ぼすことが指摘されている。このような状況により、衝突直前の乗員挙動を把握することは、より効果的な安全対策を議論する上で重要かつ緊急な課題となっている。

乗員の体型や衝突直前の乗車姿勢については、これまでも幾つか検討されている^{2)~5)}。しかしながら、衝突直前における事故回避操作と姿勢変化量との関係、ならびに姿勢変化に対する筋応答について、定量的に分析した例はなく、生体（ヒト）に加わる物理量等について十分に把握されていないのが現状である。特に、低衝撃時における筋応答は身体挙動に影響を及ぼすことが被験者実験^{6), 7)}からも確認されており、詳細な分析が必要となっている。

本研究では、被験者を用いた急ブレーキや急操舵を模擬した状態で身体挙動を測定することによ

り、衝突直前に生じる可能性のある乗員の姿勢変化・維持メカニズムについて検討することとした。同時に、姿勢変化や姿勢維持に伴う筋作用を測定することにより、人体コンピュータモデル上での衝突前の身体挙動を再現するための基礎データを得ることとした。

2. 被験者を使った実験手法と解析方法

2.1 実験方法

既往症のない健常成人男性3名と健常成人女性2名、計5名を被験者とした。本実験では低衝撃を被験者に与えるために、追突模擬台車装置（Fig. 1）を適用した。この装置は10度の傾きをもつレール上をスレッドが自由滑走し、ダンパに衝突することにより、スレッド上の被験者に対して低衝撃を与えるものである。また、衝撃レベル(G)の違いによる姿勢維持能力を調べるために、衝撃レベルの最大値を1.0Gに設定した。衝撃形態は前方方向を想定し、被験者が座る着座シートは剛体シートとした。さらに、実験では下肢筋力の影響を極力排除するために、図に示すように被験者の下肢と着座シートをベルトで固定した。

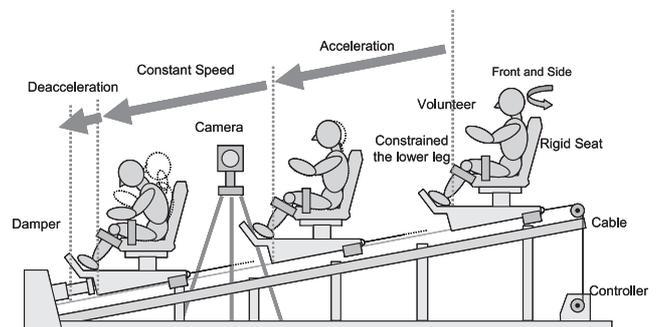


Fig. 1 Outlook of the front-impact simulation sled system

* 1 原稿受理 2008年1月23日

* 2 (財)日本自動車研究所 安全研究部 博士(工学)

* 3 早稲田大学 スポーツ科学学術院 准教授 博士(医学)

* 4 筑波メディカルセンター病院 整形外科医長 博士(医学)

Table 1に実験マトリクスを示す。実験では男性被験者3名，女性被験者2名に対して，0.2G～1.0Gの減速加速度を与えた。筋肉の状態は緊張および非緊張（リラックス）状態とした。

Table 1 Test Matrix

	Impact acceleration	Direction	Muscle condition
5 adult (3 male 2 female)	0.2 G	Front	Relaxed
	0.6 G		
	1.0 G		Tensed

2.2 身体挙動の計測

実験における身体挙動の計測には，3次元動作計測装置（モーションキャプチャカメラ：Eagleデジタルカメラ⁸⁾）を用いて撮影した。実験では，8台のカメラを使用し，被験者の代表的な身体部位に対してマークを取り付けた。各衝撃形態における被験者の姿勢変化は，3次元動作計測装置により計測された座標データをもとに解析することができる。具体的には，各マーク点を結ぶことによりセグメントを定義し，スティックピクチャを作成する。前方衝撃における被験者の挙動は，頭頸部を含めた脊椎の挙動が支配的であることから，各セグメントのなす角度の変化を調べることでより身体挙動を分析することにした。

2.3 身体の加速度計測

被験者の体幹の動きをモニタするために，人体各部位に対して（前頭部，T1，肩峰，胸骨，右腸骨の計5ヵ所）3軸方向の加速度計を取り付けた。さらに，T1，左腸骨稜に3軸の角速度計を取り付



Fig. 2 Captured volunteer motion with motion capturing system

け，T1（胸部）および左腸骨（腰部）の回転角の変化を計測することとした。

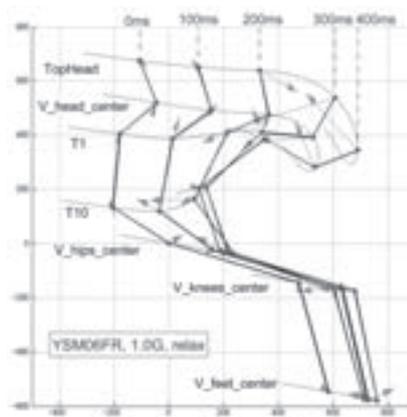
2.4 筋電計測

身体挙動と筋肉の活動状況との関係を調べるため，皮膚電極を貼り付け，筋応答を計測した。本実験では，前方衝撃時において主体的に活動する筋肉（胸鎖乳突筋，傍脊柱筋，腹直筋，腹斜筋，広背筋，大腿直筋，大腿二頭筋，前脛骨筋）に着目し筋応答を計測した。

3. 前方衝撃実験結果

3.1 被験者の挙動と加速度および筋電の応答

ここでは，1.0Gの前方衝撃の例を取り上げ，1) 3次元挙動，2) 加速度応答，3) 筋電波形より，衝突時の身体挙動の時系列的な変化をフェーズごとに整理する。特に，男性被験者3名のうち特徴的な挙動を示す被験者（1名）の非緊張状態の例を挙げて説明する。図中（Fig. 2）における被験者の3次元挙動の時間履歴線図に関しては衝突時を時刻ゼロ（0 ms）とし，被験者の身体挙動を100msごとに400msまでの挙動変化を示す。図中のマーク点を起点としたベクトルは，軌跡データをもとに算出したマーク位置での加速度の大きさと向きを示している。さらに，被験者の各部位での加速度，頸部に作用した衝撃負荷の時間的変化をFig. 3に示す。なお，衝撃中の身体各部の筋応答は，体幹に取り付けた筋電電極を介して計測し，時系列的な推移を同図に示す。以下に，実験時の身体挙動を時間経過ごとに分けて，身体各部位の加速度応答と筋放電の状況との関連について説明する（Fig. 2, Fig. 3参照）。



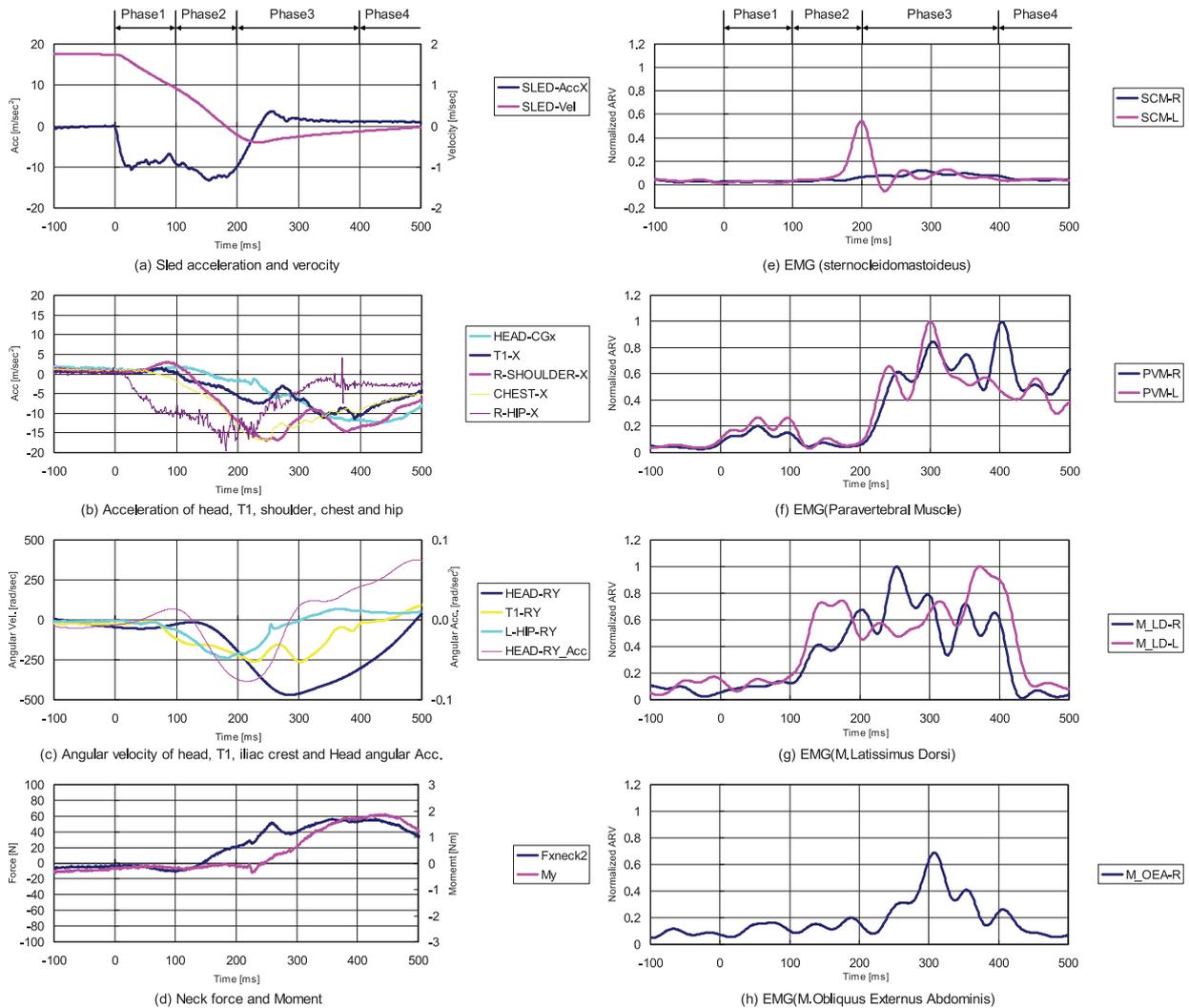


Fig. 3 Time histories of the acceleration, velocity, angular velocity, angular acceleration, neck force, and EMG responses (SCM, PVM, M_LD and M_OEA) on the relaxed subject

Phase 1 【0～100ms】 Initial Response Phase

- 1) ダンバ衝突後、約20ms付近で約10.0(m/s²)の減速加速度 (SLED-AccX : Fig. 3-(a)) がスレッドに生じている。体幹姿勢に大きな変化はみられず (Fig. 2), 衝突時の姿勢を維持している。
- 2) 衝突直後にスレッドは最大で約10.0(m/s²)の矩形状の減速加速度が生じている。その衝撃がシートと体幹の拘束箇所に近い腸骨稜 (腰部) のX方向の加速度 (R-HIP-X : Fig. 3-(b)) に現れている。しかし、頭部, 肩峰, ならびに胸の加速度 (HEAD-CGx, R-SHOULDER-X, CHEST-X : Fig. 3-(b)) はその腰部の加速度に遅れて、約70ms付近から生じ始めている。
- 3) 各部位の筋電において目立った応答はみられない。

Phase 2 【100～200ms】 Active Phase

- 1) 被験者の体幹上部は慣性力の影響により、スレッドの進行方向へ投げ出される状態となる (Fig. 2)。そのため、体幹上部は前屈動作を呈し、その影響により頸部は、いわゆるむち打ち態様の伸展動作となり、T10, T1のマークが上昇運動を示していることがわかる。
- 2) 腸骨稜でのX方向加速度がピーク値に達し (R-HIP-X : Fig. 3-(b)), その衝撃が胸部→肩部→頭頸部 (CHEST-X→R-SHOULDER-X→T1-X→HEAD-CGx : Fig. 3-(b)) と伝播している。この動きに連動して、T1, 腸骨稜が回転を開始し (T1-RY, L-HIP-RY : Fig. 3-(c)), 頭部 (HEAD-RY : Fig. 3-(c)) も遅れて回転している。一方、頭部はわずかに初期伸展を示

し、頭部の角加速度 (HEAD-RY_Acc : Fig. 3-(c)) が伸展方向 (正值) を示している。その後、頭部の屈曲方向 (負値) の角加速度が作用し増大していることがわかる。

- 3) 体幹上部は前屈動作を開始することにより、頸部が伸展し、胸鎖乳突筋 (SCM : Fig. 3(e)) が一時的に応答している (200ms)。これに引き続き、広背筋 (M_LD : Fig. 3(h)) の筋放電が発現し始めている。

Phase 3 [200~400ms] Forward Motion Phase

- 1) 下半身がベルトで拘束されていることにより、Phase2に引き続き、体幹上部が腸骨稜を支点として前屈運動を示している。同時に頸部も屈曲動作を示している (Fig. 2)。T1の移動は、頸部せん断力、モーメント (Fxneck2, My : Fig. 3-(d)) および傍脊柱筋の筋電 (PVM : Fig. 3(f)) と同期し、最大値を示している。また、頭頸部の動きをTopHead, V_head_center, T1のマーカで、脊椎の動きをT1, T10, V_hips_centerのマーカでみると、頭頸部および脊椎の動きは200ms付近より、それぞれ、T1と腸骨稜を中心とした回転運動に移行していることがわかる。この傾向は、頭部、T1における角速度 (HEAD-RY, T1-RY : Fig. 3-(c)) が300ms近傍で最大値を示していることからわかる。
- 2) スレッドが停止することにより、胸、肩の加速度 (CHEST-X, R-SHOULDER-X : Fig. 3-(b)) が最大値を示している。また、ダンパ衝突後の200~300ms付近において、腰部、T1、ならびに頭部の角速度と角加速度 (L-HIP-RY, T1-RY, HEAD-RY, HEAD-RY_Acc : Fig. 3-(c)) が最大値を示している。頭部、T1のX方向の加速度 (HEAD-CGx, T1-X : Fig. 3-(b)) は、頸部筋 (PVM : Fig. 3(f)) の作用により衝突後期 (300ms~400ms) 付近で最大加速度を示している。一方、腸骨稜の角速度 (L-HIP-RY : Fig. 3-(c)) は減少傾向を示しているが、T1、頭部重心における角速度 (T1-RY, HEAD-RY : Fig. 3-(c)) は、最大値を示している。

- 3) 腹筋群 (M_OEA : Fig. 3-(h)) および傍脊柱筋 (PVM : Fig. 3-(f))、広背筋 (M_LD : Fig. 3-(g)) の筋電波形は最大値を示している。

Phase 4 [400ms~] Final Phase

- 1) 体幹上部の前屈運動は、腹筋群 (M_OEA) および傍脊柱筋 (PVM)、広背筋 (M_LD) の作用より抑制され、約400ms後に終了している。しかしながら、これらの筋活動は体幹上部の動きを抑制維持させるために持続している。このような筋活動状況において体幹上部の慣性力が減少するため、その筋活動の作用により、体幹上部を後方に引き戻す挙動がみられる。
- 2) 身体各部位の加速度がゼロに収束している。
- 3) 各部位の筋放電は消失している。

3.2 身体各部位の回転角度と筋応答の関係

筋応答が身体挙動に与える影響を分析する上で、解析可能なパラメータとして身体各部の回転角が挙げられる。そこで、3次元動作計測装置から得られたマーカの軌跡をもとに、前方衝撃時の体幹上部の回転挙動について検討した。体幹上部の構造を1) 頭部、2) 頸部、3) 胸部、4) 腹部、5) 腰部の五つの部位に区分し、頭部重心、T1, T10, 腸骨稜、大転子の5ヵ所における各セグメント同士がなす角度を計算した。腰部 (骨盤) の動きは大転子を基準に腸骨稜の位置関係より算出した。実験では、大転子の位置はシートに隠れてしまい計測することが不可能であった。そこで、3次元動作分析装置から得られた挙動データにおいて、シート座面の2ヵ所のマーカ点より仮想マーカを大転子近傍に生成し、仮想的に生成された大転子点と腸骨稜点とのなす角を腰部の回転角として求めた。この算出方法では、被験者実験において被験者の上腿と下腿が剛体シートに拘束されていることから、大転子は剛体シートと一体となって動いていると仮定した。筋緊張、非緊張時における男性3名の被験者による回転角の履歴の平均値より、各部位 (頭部、頸部、胸部、腹部、腰部) における最大屈曲角および最大伸展角を算出し Fig. 4 (a)~(e) に示す。

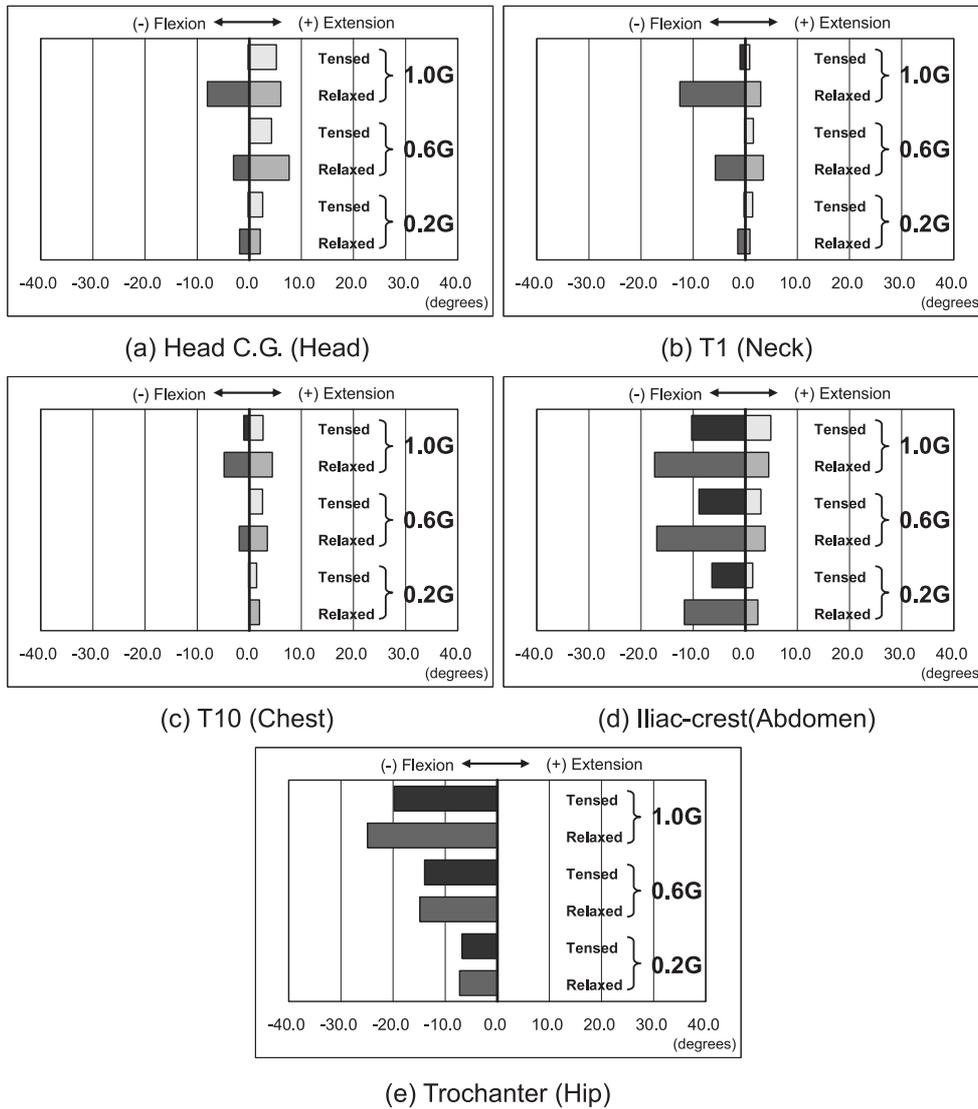


Fig. 4 Maximum flexion and extension angle of each joint with the muscle tensed and relaxed cases

筋緊張時における前方挙動は、腹部および腰部 (Fig. 4-(d), Fig. 4-(e)) の屈曲回転がほとんどであり、頭部にわずかな伸展動作がみられたのみであった。一方、非緊張時では、筋緊張時と同様に腰部を中心とした、前屈動作が支配的となっており、衝突初期に生じる初期伸展が頭部から腹部 (Fig. 4-(a), Fig. 4-(d)) にかけてみられる。さらに、筋緊張時にみられなかった、頭頸部の屈曲運動が生じていることがわかる。

以上より、筋緊張時における姿勢の変化は腰部および腹部における前屈運動が支配的になると考えられる。筋緊張における腹部周りの回転

運動の抑制効果は、0.2~1.0Gにおいて40%前後であるのに対して、腰部では、筋緊張による抑制効果が顕著にみられない。また、非緊張時においては、腰部における前屈運動が最も大きいことがわかる。この結果として、前方衝撃時には腰部周りの回転運動が体幹上部の挙動に大きく影響していると考えられる。このことから、ブレーキ操作等を行った際の姿勢変化と筋肉作用との関係を検討する上で、腹部、腰部周りの回転角とそれに付随する筋肉の活動を把握することが重要であるといえる。

4. まとめ

被験者による低衝撃実験を行い、3次元動作計測装置による身体挙動の解析を行った。3次元動作計測装置、ならびに各部に貼付された筋電の結果より、前方衝撃における生体（ヒト）の挙動を四つのフェーズに分類することができた。また、低衝撃時においては、身体各部位に配置されている筋肉の活動により、身体各部位の回転量が異なることがわかった。特に、前方衝撃における姿勢変化に影響する筋肉としては、傍脊柱筋および広背筋であることがわかった。さらに、前方衝撃では筋緊張することにより、約30%程度、身体各部位の回転角が抑制されていることがわかった。これらの結果より、人体コンピュータモデルによる事故直前の乗員姿勢を予測するために必要な筋肉特性の適用方法について検討できる見通しを得た。

5. 謝辞

本研究を遂行するにあたり、トヨタ自動車(株)から支援を受けました。また、3次元動作分析装置を用いた生体挙動の計測において(株)ナックイメージテクノロジーの協力を得ました。ここに記して謝意を表します。

参考文献

- 1) 交通事故例調査・分析報告書（平成15年度報告書）：(財)交通事故分析センター
- 2) L. Bingley et al.: Determination of Real World Occupant Postures by Photo Studies to Aid Smart Restraint Development, 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety Vehicles, U.S.A 2005, June
- 3) G. Cross, R. Morris: Improved Understanding of Passenger Behaviour During Pre-Impact Events to Aid Smart Restraint Development, 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety Vehicles, U.S.A 2005, June
- 4) 交通事故例調査・分析報告書（平成14年度報告書）：(財)交通事故分析センター
- 5) 江島 晋ほか：3次元動作計測装置を用いた身体挙動の把握 自動車技術会 学術講演前刷集, No.57-04, 20045275, p.13-16 (2004)
- 6) S. Ejima et al.: Analysis of Physical Motion and Muscle Activities under Impact Loading Using the 3-D Optical Movement Analysis System Advanced Passive Safety Network (APSN) Workshop, INRETS, 2005
- 7) Ono, K., Kaneoka, K.: Wittek, A. and Kajzer, J. [1997] Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts, Proc. 41st Stapp Car Crash Conference, p.399-356.
- 8) (株)ナックイメージテクノロジー <http://www.nacinc.jp>