

低衝撃時における姿勢変化と筋応答に関する研究^{*1}

Occupants Kinematic Response and Muscle Activities during Low-Speed Impact

江島 晋^{*2}
Susumu EJIMA

座間 淑夫^{*2}
Yoshio ZAMA

佐藤 房子^{*2}
Fusako SATOU

小野 古志郎^{*3}
Koshiro ONO

金岡 恒治^{*4}
Koji KANEOKA

椎名 逸男^{*5}
Ituo SHIINA

浅田 浩之^{*6}
Hiroyuki ASADA

Abstract

The purpose of this study is to predict the physical motion of the human body under pre-crash conditions. Low-speed frontal impact tests with human volunteers were conducted using a linear-motor sled with a rigid seat, steering wheel and seat-belt. During the experiments, the subject's physical motion, acceleration, and EMG signals were recorded. The head-neck-torso accelerations were strongly influenced by the muscle activity after the impact. Major body regions, such as the head, neck and pelvis, were constrained by the associated muscle.

1. 研究背景

自動車の衝突安全では、衝突後の乗員挙動ならびに受傷メカニズムについて議論することが多く、衝突直前（プリクラッシュ時）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することが多い。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とっているばかりでなく、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であると推定される。乗員の体型や衝突直前の姿勢については、これまでもいくつか検討¹⁾されている。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）に加わる物理量につい

て十分に把握されていないのが現状である。本研究では、志願者を用いた急ブレーキを模擬した状態で身体挙動を解析し、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の状態を解析し、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に必要な基礎データを得ることとした。

2. 志願者を用いた低衝撃前突実験

2.1 低速度衝撃模擬スレッド

プリクラッシュ時の乗員挙動を模擬するために、リニア式モータを用いた台車（以下、「スレッド」という）を作製した（Fig. 1）。図に示すようにスレッドを停止状態から加速させ、スレッド上の被験者に対して低衝撃を与える。衝撃レベルは、最大0.8Gとし、衝撃レベルを変化させて乗員の姿勢変化量、および姿勢維持能力を解析した。スレッド上には、剛体シート、フットレスト、ステアリング、シートベルトを装備した。

*1 原稿受理 2009年3月31日

*2 財団法人自動車研究所 安全研究部 博士（工学）

*3 財団法人自動車研究所 企画・管理部 博士（工学）

*4 早稲田大学 スポーツ科学学術院 博士（医学）

*5 筑波大学医学部整形外科

*6 社団法人自動車工業会 保護装置分科会

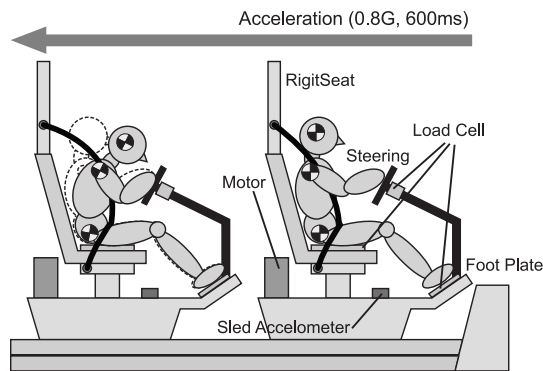


Fig. 1 Outlook of the front-impact simulation sled system

2.2 身体各部位の加速度，および荷重

衝撃時において体幹に生じる加速度を計測するために，Fig. 2に示すように人体部位に対して（マウスピース，T1（第1胸椎），肩峰，胸骨，T12（第12胸椎），L3（第3腰椎）の計6カ所）加速度計を取り付けた．マウスピースには，3軸加速度計と3軸角速度計とを組み合わせた6自由度計測センサのボックスを口部で固定し，頭部重心における加速度，および角加速度を算出した．また，被験者の脊柱挙動を計測するために，頭部加速度計測と同型の6自由度計測センサをT1，T12，L3の棘突起の体表上に，粘着テープで貼り付け固定した．なお，肩峰，胸骨上端においては3軸の加速度のみを計測することにした．一方，衝撃時にフットレスト，およびステアリングに発生する反力を計測した．

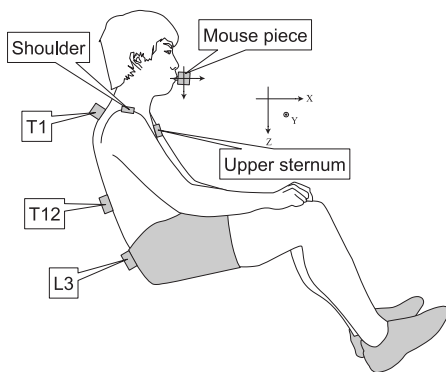


Fig. 2 Lateral view of the head /neck /torso /pelvis with mounted accelerometer

2.3 筋電位の計測

前方衝撃時において主体的に活動する筋肉に着目し筋応答を皮膚電極より計測した．皮膚電極の配置はTable 1に示す部位とした．筋作用による頭部・頸部・体幹の挙動への影響を検討するために，得られた筋電位を平均振幅であるARV（Average

Rectified Value)³⁾で表し，非緊張状態におけるARVの最大値を用いて正規化することにした．

Table 1 Locations of the surface electrodes

Neck	M. Sternocleidomastoideus, M. Paravertebralis
Torso	M. Latissimus Dorsi, M. Erector Spinae
Abdomen	M. Rectus Abdominis, M. Obliquus Externus Abdominis
Lower Extremity	M. Biceps Femoris, M. Rectus femoris, M. Gastrocnemius
Upper Extremity	M. Biceps Brachii, M. Triceps Brachii, M. Deltoideus

2.4 3次元動作分析装置を用いた身体挙動解析

身体挙動の計測には，3次元動作計測装置を用いて撮影（250コマ／秒）した．この装置の特徴は，複数の高精度カメラで捕らえられた生体（ヒト）の体表上の複数のマーカ点を追跡し，それらのマーカ点で形成されるセグメントを3次元座標に変換できることである．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である，頭頂，耳珠点，T1，T12，L3，腸骨稜，膝，足首，肩峰，肘，手首に対してマーカを取り付けた．身体挙動の解析では，人体の構造を八つのパート（頭部，頸部，胸部，腹部，腰部，大腿部，下肢，上肢）に分けて，Fig. 3に示すように各マーカ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した．志願者の挙動は，頭頸部を含めた脊椎，および腰部の挙動を中心として，各セグメントのなす角度を算出し，挙動を解析した．外観挙動から直接解析することが困難な肩関節，および股関節については，人体解剖図⁴⁾を参考に肩関節中心および大転子点を定義し，それらの動きを推定した．

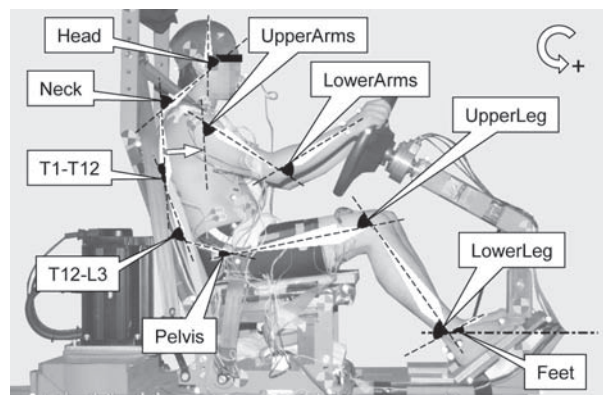


Fig. 3 Definition of the segment and rotational angle between each segment

2.5 実験条件

実験は即往症のない健康成人男性5名の志願者を被験者とした。また、低衝撃時（0.8G）における筋作用（緊張／非緊張）が身体衝撃応答に与える影響を検討するため、次の2種類の条件を設定した。

- 1) あらかじめ被験者に衝撃タイミングを知らせ、全身を硬直させた状態で衝撃を負荷する緊張状態。
- 2) 衝撃タイミングを知らせず、全身をリラックスした状態で衝撃を負荷する非緊張状態。

3. 前方低衝撃実験結果

3.1 身体挙動と加速度、筋電の応答

0.8Gの前方衝撃（非緊張）の例を取り上げ、3次元挙動、加速度応答、筋電波形より時系列的な推移として衝突挙動をフェーズごとに整理した（Fig. 4, Fig. 5）。ここでは男性被験者5名のうち特徴的な挙動を示す被験者の例を挙げた。被験者の3次元挙動を2次元平面に投影した時間履歴線図をFig. 4に示す。この図において、衝突時を時刻ゼロ（0ms）とし、志願者の身体挙動を100msごとに示す。

す。また、被験者の各部位での加速度、荷重の時刻歴をFig. 5に示す。なお、衝撃中の身体各部の筋応答の時系列的な推移を同図中に示す。実験時の身体挙動として身体各部位の加速度応答と筋応答との関連を時間経過ごとに分けて以下に示す。

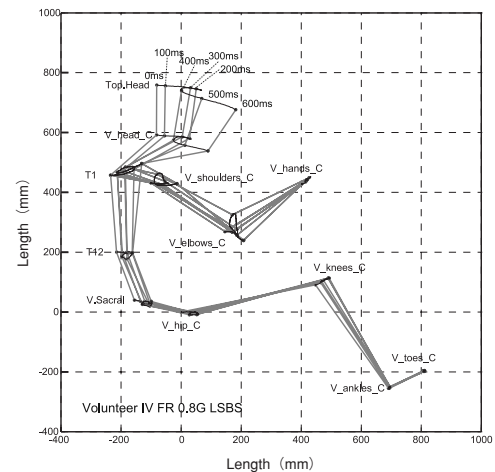


Fig. 4 Physical motions from the 3D motion capturing system (Lap/Shoulder Belt, Male, 0.8G : Relaxed)

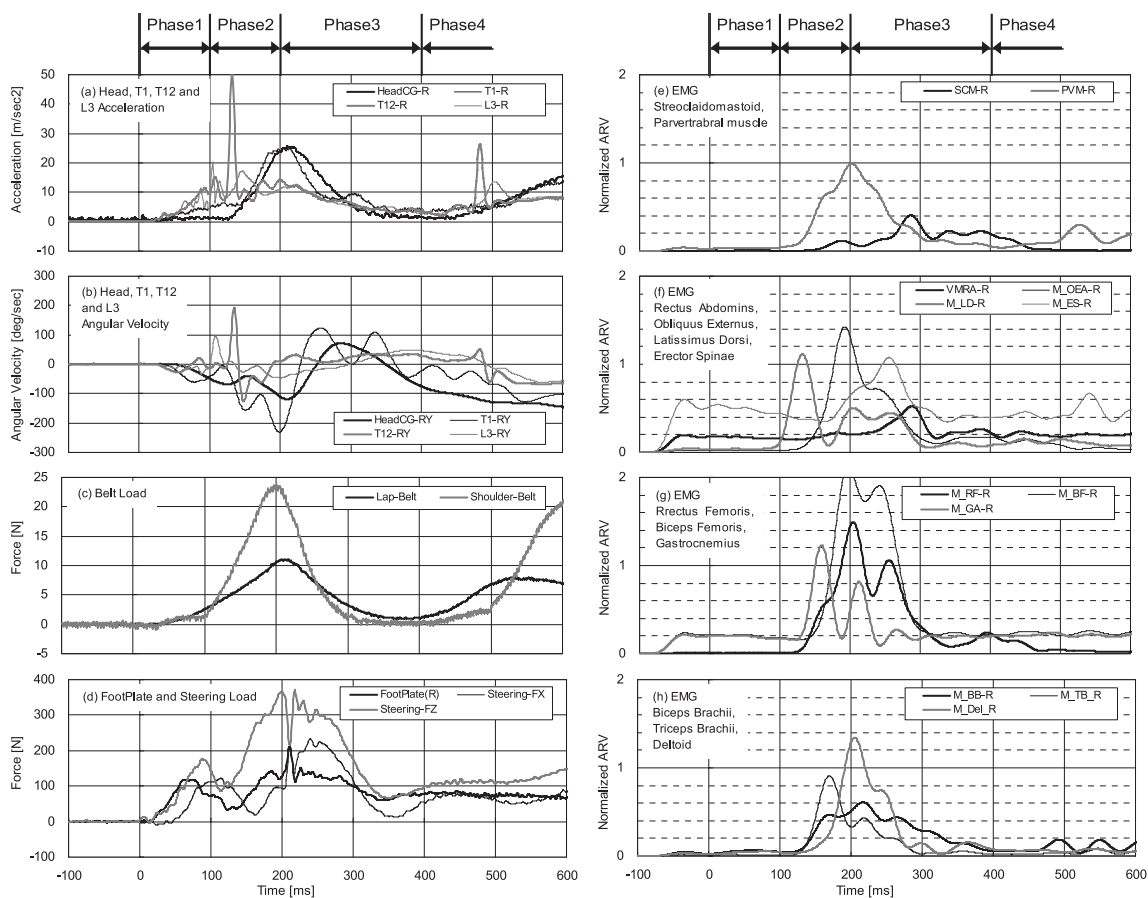


Fig. 5 Time histories of resultant acceleration, angular velocity, restraints load and EMG (Lap/Shoulder Belt, Male, 0.8G : Relaxed)

1) Phase 1 【0～100ms】 Initial Response Phase

約0.8Gの加速度がスレッドに生じているが、体幹姿勢に大きな変化はみられず、衝突時の姿勢を維持したまま、レールに沿って平行移動している (Fig. 4)。各筋電位において目立った応答はみられない。しかしながら、台車への衝撃はシートと体幹の拘束箇所に近い第3腰椎 (L3) から第12胸椎 (T12)、第1頸椎 (T1) の順に伝播し、各部位の加速度が増加傾向を示している Fig. 5 (a)。

2) Phase 2 【100～200ms】 Muscle Active Phase

被験者の体幹上部は慣性力により、台車の進行方向へ投げ出される状態となる。しかしながら、ベルトによる体幹の拘束 (Belt load: Fig. 5 (c))、および上肢が体幹を支える (Steering load: Fig. 5 (d)) ことにより、前方への挙動が抑制されている (Fig. 4)。L3での加速度 (L3-R: Fig. 5 (a)) が最大値に達し、その衝撃がT12 (T12-R: Fig. 5 (a)) へと伝播している。角速度についても、L3, T12, T1, Head (L3-RY, T1-RY, T12-RY, HeadCG-RY: Fig. 5 (b)) の増加がみられる。体幹上部が前屈動作を開始し、広背筋、脊柱起立筋 (M_LD-R, M_ES-R: Fig. 5 (f)) が発現し、フットレストで下肢が前屈動作を支えることとなり、大腿直筋、大腿二頭筋、腓腹筋 (M-RF-R, M-BF-R, M-GA-R: Fig. 5 (g)) の筋放電が開始している。

3) Phase 3 【200～400ms】 Rebound Motion Phase

ベルト拘束、およびPhase2からの筋活動により、体幹上部の前方への屈曲動作が引き戻される挙動となっている (Fig. 4)。T1, Headの加速度 (T1-R, HeadCG-R: Fig. 5 (a))、および角速度 (T1-RY, HeadCG-RY: Fig. 5 (b)) についても同様の傾向がみられ、200msを境に各部位の加速度は減少し、角速度も屈曲から伸展に移行している。すべての部位において筋放電がみられるが、衝突後400msにおいて消失している。

4) Phase 4 【400ms～】 Final Phase

主な筋活動は見られないが、スレッドは0.8Gで等加速度運動をしていることから、再度、前方への屈曲運動が続いている (Fig. 4)。頭部、T1の角速度は再度、屈曲を示しており頭頸部が前屈動作を示していることがわかる (Fig. 5 (b))。

3.2 筋応答と姿勢変化との関係

スティックピクチャ (Fig. 3) から算出される各

セグメント同士の回転角の履歴より、男性被験者5名の身体各部位における平均最大屈曲角および平均最大伸展角を Fig. 6 に示す。非緊張時における前方挙動は、頸部、胸部、前腕の屈曲がほとんどであり、伸展は頭部と大腿部にみられるだけである。一方、筋緊張時では、筋応答により回転角は減少する傾向がみられるが、非緊張時と同様に頸部、胸部を中心とした前屈動作が支配的となっている。伸展挙動は、頭部、大腿部だけでなく、前腕、骨盤にみられ、フットレスト、ステアリングからの反力により伸展側に回転している。

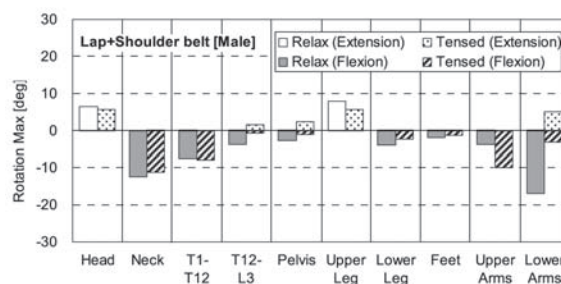


Fig. 6 Maximum flexion and extension angle of each joint

4. まとめ

低速度前方衝撃台車を使用して、5名の志願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を解析した。さらに、前方衝撃における身体各部位の加速度応答および筋応答との関連性について考察し、低衝撃における身体挙動の特徴について検討した。

その結果、低衝撃時における身体挙動の違いは、身体各部の移動量および回転運動の履歴から生体の筋作用が大きく寄与していることがわかった。また、前方衝撃における身体挙動を四つのフェーズに分類することができ、各フェーズにおける生体 (ヒト) の動きに対して応答する筋肉を明らかにすることができた。今後は、非緊張・緊張状態における姿勢変化量および回転運動量を定量的に比較するだけでなく、筋肉が姿勢維持に及ぼす効果について検討し、人体コンピュータモデルへの適用を念頭に、筋肉特性の適用方法について検討する。

参考文献

- 1) 交通事故例調査・分析報告書 (平成18年度報告書), (財)交通事故分析センター (2007)
- 2) Bose et al.: IRCOBI Conference, Sep., p.135-147 (2005)
- 3) Ejima et al.: IRCOBI Conference, Sep., p.163-175 (2005)
- 4) Bell et al.: J. of Biomechanics, 22(6), p.617-621 (1990)