

幼児拘束装置のアクティブ制御器モデルの設計

The Design of Active Controller Model of Child Restraint System

小泉孝之(同志社大) 辻内伸好(同志社大)

○ 黒木勝也(同志社大院)

Takayuki KOIZUMI, Doshisha University
Nobutaka TSUJIUCHI, Doshisha University
Katsuya KUROKI, Graduate School, Doshisha University

Abstract: Wearing a child restraint system (CRS) greatly improves the crash-safety of children. However, we haven't been able to eliminate completely the number of children's injuries in traffic accidents. Therefore much further improvement of CRS is requested. Recently, active control of restraint systems for occupants has been studied to improve crash-safety and their effectiveness has been shown. We proposed active harness control for CRS and showed its effectiveness. We constructed a simulation model without harness control which consists of a child dummy model and a CRS model. Additionally, we constructed a control system. In this system, we reproduce the mechanism used for the active restraint system for adults, and control the harness length. Simulations were executed and the injury risks were decreased compared to the model without control of the harness. Thus we clarified the effectiveness of active control of CRS in numerical simulations.

Key Words: Child Restraint System, Active Control, Crash-Safety, Optimization

1. 諸言

平成23年度の警察庁の統計によると、事故の際チャイルドシート(Child Restraint System, 以下 CRS)を着用した幼児の死亡重症率は0.72%であり、一方非着用幼児の死亡重症率は2.71%であり着用幼児の3.8倍になる⁽¹⁾。この統計より CRS の使用は、自動車の衝突事故において幼児を傷害被害の低減に有効であることが確認できる。日本においては平成12年より6歳未満の子どもに対して CRS の使用が義務化されており、近年では更なる安全性向上のために、CRS の更なる改良や誤使用を防ぐための試みが行われている⁽²⁾。一方成人用の乗員拘束装置(シートベルト、エアバッグ等)では、アクティブ制御を適用することにより乗員の傷害危険性を低減させる研究が盛んに行われており、保護性能の向上を確認することができる。本論文では CRS の安全性向上のために、成人用拘束装置の制御機構を参考にハーネスの挙動を制御する制御器モデルを構築し、衝突シミュレーションを実行することにより、安全性が向上する可能性を検証した。

2. 事故事例

CRS 着用時における幼児の傷害者数を前面、側面、背面の衝突形態別に比較すると、前面衝突においてもっとも死者が多いことが確認されている⁽³⁾。また、衝突時における負傷部位に着目すると、傷害程度を表す尺度である AIS (Abbreviated Injury Scale: 略式傷害尺度) における AIS2 (中等傷) 以上の傷害の大半が頭部で生じており、腹部や頸部でも傷害が起こっていることが確認されている⁽⁴⁾。これらの情報より前面衝突における頭部、頸部および胸部の傷害危険性が高いと判断し、これらの傷害危険性を低減することを目標とした。

3. シミュレーションモデル

本研究では乗員安全解析ソフトウェア MADYMO を利用することで、コンピュータシミュレーションにより CRS の幼児保護性能の評価を行った。以下にシミュレーションモ

デルの詳細を示す。

3-1 3歳児ダミーモデル

ダミーモデルは MADYMO のデータベース内に存在する Hybrid III 3歳児ダミーのモデルを使用した。このモデルは衝突試験に広く用いられているダミー人形を基にモデル化されており、実際のダミーに対して十分な妥当性を有することが確認されている⁽⁵⁾。モデルは複数の剛体ボディをジョイントで結合したマルチボディモデルであり、これによって計算コストを低くすることができる。

3-2 CRS モデル

CRS モデルは実際の CRS を基にモデル化されており、本体部、3点式ハーネス、ECE テストシートで構成されている。本体部はマルチボディモデル、ハーネスは有限要素モデル、ECE テストシートは2枚の剛体平面である。ハーネスには長さを変化させる機構を付加し、アクティブ制御で必要となるハーネスの長さの制御を可能にした。

3-3 妥当性検証

シミュレーション結果と実機を用いた衝突試験の結果の比較を先行研究により行っており、それぞれの頭部移動量、CRS 移動量、頭部加速度が概ね一致していることからシミュレーションモデルは十分な妥当性を有していることが確認された⁽⁶⁾。これにより、衝突シミュレーションによる CRS の幼児保護性能の評価が可能となった。

4. ハーネス制御器

本研究では、現在の拘束装置で一般的に用いられているプリテンションおよびフォースリミッタを制御モデルに組み込むため、制御系設計ソフト MATLAB/Simulink を用いて制御器モデルを設計した。なお、乗員拘束装置のアクティブ制御では、最も死亡重傷率が高い頭部に注目して、頭部加速度を状態量として用いて傷害危険性の低減を図ることが理想的である⁽⁷⁾。しかし、実際の使用時に頭部加速度を検出することは困難である。そこで、ハーネスに生じる張力を状態量とし、ハーネスの長さを制御することにより傷害値を低減させることにした。

制御器モデルの概略図を図1に示す。また、以下では制御器モデルの詳細を示す。この制御器モデルによってハーネスの荷重伸び特性を制御することができるようになった。

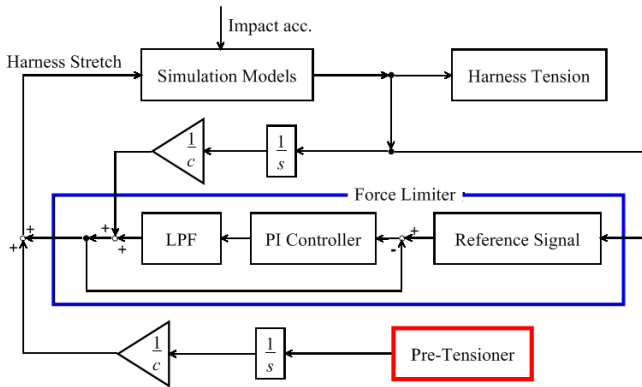


Fig. 1 Block diagram of control

4-1 ダンパ

プリテンショナおよびフォースリミッタはいずれもハーネスを引込む方向へ張力として制御を加える装置であり、ハーネスが伸びる方向へは制御を与えることができない。そこでハーネスに張力が生じたときに、その張力によって自然にハーネスが伸びるようにダンパを想定することにした。

ハーネスの張力を F 、ダンパの減衰力を $c\dot{x}$ 、ハーネスを引込む制御力を f とすると、ハーネスの張力 F がダンパによる減衰力 $c\dot{x}$ とハーネスを引込む制御力 f の和とのつり合いの関係より、式(1)が得られる。

$$F = c\dot{x} + f \tag{1}$$

従ってハーネスの長さの変化 x は、

$$x = \frac{1}{c} \int (F - f) dt \tag{2}$$

となり、張力の差を時間 t で積分し、減衰係数の逆数を掛けると、変位（ハーネスの繰出し量）となる。

4-2 プリテンショナ

プリテンショナはハーネスの荷重を衝突直後の早期に立ち上げることで、ハーネスの緩みを除去し初期張力を与える機構である。これによって乗員の車に対する速度の差を抑えることができ、車体の変形代を利用して運動エネルギーを車体側で吸収するライドダウン効果の向上が可能となる。

本研究では、衝突後 15ms から動作を開始し 10ms 秒間一定張力を生じることによって引込みを行う信号を設定した。この信号にダンパを付け加えてプリテンショナによる制御量とした。

4-3 フォースリミッタ

フォースリミッタは許容張力を超えた際にハーネスを繰出す機構である。これによって瞬間的に生じる大きな負荷を低減し、胸部の加速度を小さくすることで鎖骨や肋骨の骨折を防ぐ。構造はリトラクタ内のハーネスを巻取る軸が2重構造になっており、外側のリール部分にベルトが巻かれていて、内側のトーションバーと端部で繋がっているものが一般的である⁽⁸⁾。ハーネスの張力が大きくなると、その荷重によって内側のトーションバーが捩れ、その回転によってハーネスを繰出す。また、この捩れによってもエネルギーを吸収することができる。

本研究では、トーションバーの弾性挙動を PI 制御で表現

し、塑性挙動を除荷時に残留する繰出し量として基準信号で表現することで、これを組み合わせてトーションバーの弾塑性挙動をモデル化した。また、特に大きな負荷が掛った際に繰出し量が異常に高い値になることを防ぐ必要がある。チャイルドシートアセスメントで規定される3段階評価のうち最高評価である頭部前方移動量 0.55m 以内を達成するため、拘束の条件として幾何学的な関係から繰出し量の上限を 0.7m と設定した。これらの過程によって得られた基準信号を図2に示す。緑線が基準信号、赤線が実際の繰出し量となっている。

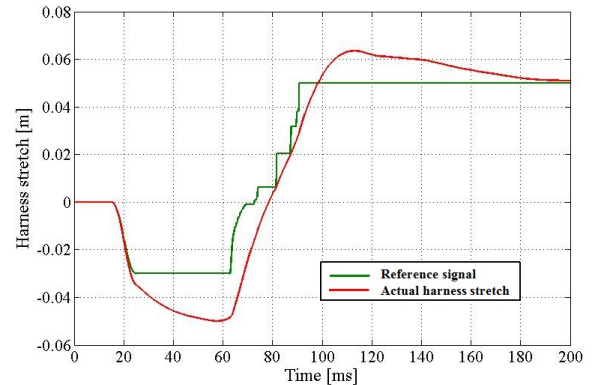


Fig. 2 Behavior of harness stretch.

5. シミュレーション

5-1 傷害値

衝突安全の分野で一般的に用いられている頭部傷害値 HIC (Head Injury Criterion), 頸部傷害値 Nij (Normalized Neck Injury Criteria) 及び胸部加速度耐性を低減する目的関数とする。

頭部傷害値 HIC は

$$HIC = \max \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} \right\} \tag{4}$$

a : 頭部合成加速度

で定義される。本研究では衝突安全分野で傷害基準値が設定されている $HIC36$, つまり $t_2 - t_1 = 36$ [ms] を利用した。

頸部傷害値 Nij は次の式で表される。頸部軸方向荷重は引張、圧縮によって異なり、頸部曲げモーメントは伸展、屈曲によって異なる。そのうち最大値を取るものを Nij として目的関数と設定する。

$$Nij = \frac{F_x}{F_{xc}} + \frac{M_y}{M_{yc}} \tag{5}$$

F_x : 頭部軸方向荷重 [N]

F_{xc} : 許容限界荷重 [N]

M_y : 頸部合成モーメント [Nm]

M_{yc} : 許容限界モーメント [Nm]

Hybrid III 3歳児ダミーモデルに適用する許容限界荷重及びモーメントを表1に示す。

Table 1 Critical values of neck axial force and bending moment of Hybrid III 3-year-old dummy

	Axial force [N]		Moment [Nm]	
	Tension	Compression	Flexion	Extension
Critical value	2340	2120	68	30

胸部においては、胸部傷害値である胸部加速度耐性を使用する。胸部加速度耐性は胸部に生じた3[ms]間の累計加速度で定義される。

3つの目的関数の傷害基準値を表2に示す。

Table 2 Threshold values

	<i>HIC</i>	<i>Nij</i>	<i>Thorax acc. tolerance</i>
Threshold value	1000	1.0	60G

5-2 最適化

頭部、胸部および頸部傷害値の3つの値が最小にするため、プリテンショナの最大張力、フォースリミッタの基準信号の許容張力および弾塑性域の傾き、PI制御器の各ゲイン、ローパスフィルタの2係数の合計7つのパラメータを変化させ、繰り返し衝突シミュレーションを実行した。その際に用いる最適化アルゴリズムとして遺伝的アルゴリズムを使用し、100デザインを10世代まで進化させる最適化を最適化ソフト modeFRONTIER を用いて行った。

本研究では以下の式で評価関数 J を定義しこの評価関数 J が最小となるパレート最適解を選好解として選択した。この選好解を制御器のパラメータとして用いる。この制御器を用いたシミュレーションモデルを制御モデルとした。

5-3 評価関数

本研究では頭部、頸部および胸部の傷害値を非制御時の値で割ることにより正規化し、それらに重み係数を付けることで評価関数 J を定義した。

$$J = C_h \frac{HIC_{Control}}{HIC_{Non-control}} + C_n \frac{Nij_{Control}}{Nij_{Non-control}} + C_t \frac{Thorax\ acc.\ tolerance_{Control}}{Thorax\ acc.\ tolerance_{Non-control}} \quad (6)$$

C_i は各項の重みで、部位別の傷害率⁽⁴⁾を適用し、それぞれ $C_h=1.03$, $C_n=0.08$, $C_t=0.20$ とした。

5-4 異なる衝突加速度での挙動検証

最適化を行った制御モデルが最適化で想定した加速度以外でどの程度の安全性が向上するかを確認するため、異なる衝撃加速度を与えて衝突シミュレーションを実行した。与えた衝撃加速度は、最適化で想定した加速度を0.8倍および1.2倍したものである。これらの衝突シミュレーションから得られた結果をもとに、想定と異なる加速度における制御モデルの安全性の評価を行った。

6. 結果および考察

6-1 非制御モデルと制御モデルの比較

頭部加速度の時系列波形を図4(b)に示す。これより制御モデルでは非制御モデルと比較して頭部加速度が高い時間が短くなった。このため、頭部加速度より算出される頭部傷害値 HIC は非制御時と比較して49.3%減少した。これは傷害基準値の30%の値である。

頸部軸方向荷重及び頸部前方曲げモーメントの時系列波形をそれぞれ図4(c)および図4(d)に示す。頸部荷重およびモーメントがそれぞれ減少したため、頸部傷害値は非制御モデルと比較して43.6%減少した。

頭部軌跡を図4(e)に示す。制御モデルでは、非制御モデルに対して前方移動量が大きくなり、上下移動量が小さくなった。前方移動量が大きくなると、自動車の内装への接触による傷害の危険性が高くなるが、制御モデルにおいてもチャイルドシートアセスメントの3段階評価のうち、最

高評価である「◎」の基準値である0.55mを下回っていることから、前方移動量の増加は許容の範囲内であると考えられる。

6-2 衝突加速度の違いによる比較

スレッド試験で想定する衝突加速度(56km/hからの衝突を想定)以外における制御モデルの挙動を確認するため、異なる加速度にて比較を行った。

衝突加速度が小さい場合では、非制御時と比較して頭部傷害値は23%の減少、頸部傷害値は16%の減少が見られた一方、胸部傷害値は12%の増加となった。これはプリテンションナによる胸部への負荷が大きかったためだと考えられるが、傷害基準値の約90%であり、傷害を生じる可能性は低いため、傷害値の増加は許容の範囲内であると考えられる。これらの結果より、制御モデルによる安全性の向上は有効であると考えられる。

衝突加速度が大きい場合では、非制御時と比較して頭部傷害値は41%の減少、頸部傷害値は40%の減少、胸部傷害値は18%の減少といずれの傷害値も減少した。一方で、頭部の前方移動量の最大値は非制御時で約0.53mに対して約0.60mになっており、チャイルドシートアセスメントにおける3段階評価のうち、最高評価「◎」の限界値である0.55mを超過しているが、次点評価「○」の基準値である0.70m以内には適応できており、自動車の内装への接触による傷害の危険性の増加は、衝突加速度が大きいことも考慮すると、許容の範囲内であると考えられる。これらの結果より、制御モデルによる安全性の向上は有効であると考えられる。

7. 結言

- (1) 成人用拘束装置に一般的に用いられている機構を再現することで、衝突時にCRSのハーネスの長さを制御する制御器を構築した。
- (2) 構築した制御器によって、頭部、頸部および胸部の傷害値を低減でき、CRSの幼児保護性能が向上する可能性を示した。

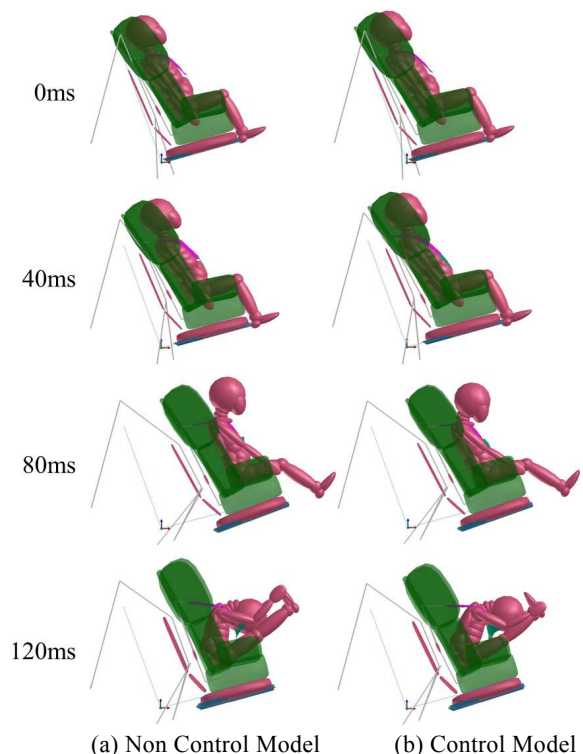
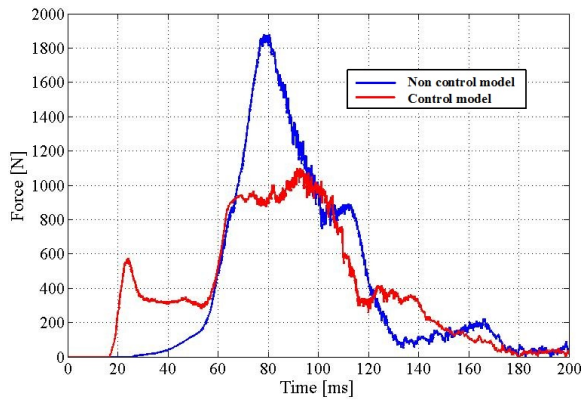
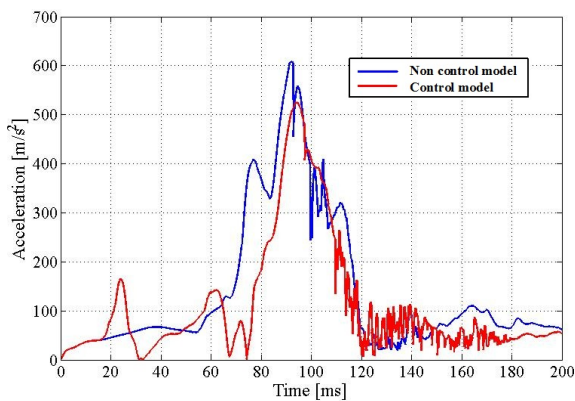


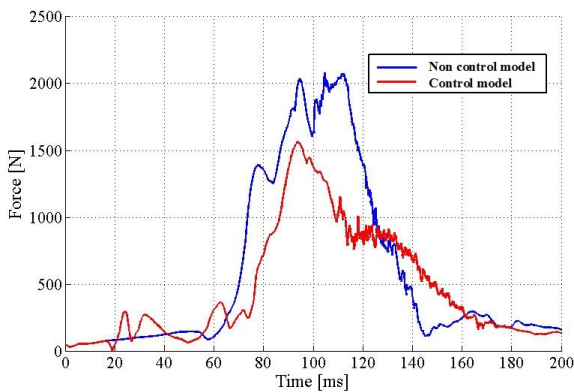
Fig. 3 Comparison of behavior between the Non Control and Control Models



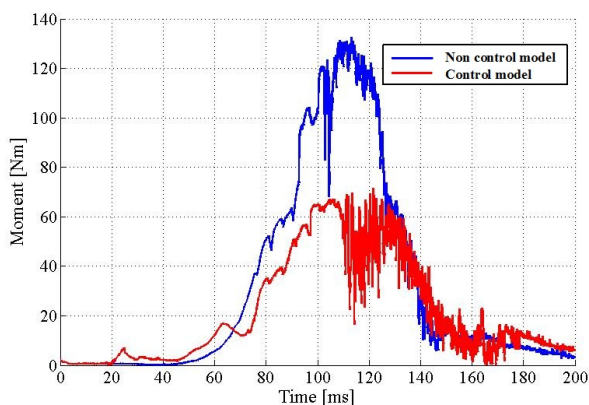
(a) Harness Force



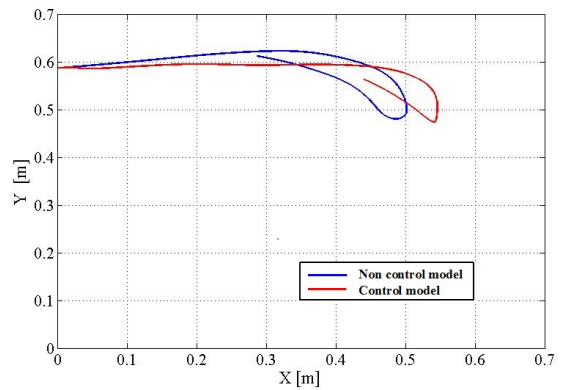
(b) Head Resultant Acceleration



(c) Neck Axial Force



(d) Neck Moment



(e) Head Travel Distance

Fig. 4 Comparison of results in Non Control and Control Model

Table 3 Injury values in Non Control Model and Control Model

	HIC	N _{ij}	Thorax acc. tolerance
Non control model	596	2.91	59.9G
Control model	303	1.64	54.2G
Ratio of decrease[%]	49.3	43.6	9.5

8. 謝辞

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金 基礎研究(c) (課題番号: 23560272) の援助を受けた。記して謝意を表す。

参考文献

- (1) 警察庁, チャイルドシート使用有無別交通事故関連統計, http://www.npa.go.jp/koutsuu/kikaku/childseat/statistical_chart_table.pdf.
- (2) Tanya Kapoor, William Altenhof, Anne Snowdon, Andrew Howard, Jim Rasico, Fuchun Zhu, Daniel Baggio, "A numerical investigation into the effect of CRS misuse on the injury potential of children in frontal and side impact crashes", *Accident Analysis and Prevention* 43, pp.1438-1450, 2011.
- (3) 吉田良一, 後藤幸子, 森健二, "チャイルドシートが関与した車両事故 ITARDA データの安全解析研究", (社)自動車技術会, 2002年春季大会学術講演会全刷集, No.17-02, pp.13-16, 2002.
- (4) 水野幸治, "自動車の衝突安全", 財団法人名古屋大学出版会, pp1-37, 241-262, 2012.
- (5) TNO Automotive, MADYMO Theory Manual Version 6.2, 2004.
- (6) ECE Regulation No. 44, Uniform Provision Concerning the Approval of Restraining Devices for Child Occupant of Power-Driven Vehicles.
- (7) R J Hesselings, M Steinbuch, F E Veldpaus, T Klisch, "Feedback control of occupant motion during a crash", *IJCrash 2006 Vol.11 No.1*, pp.81-96, 2006.
- (8) 社団法人自動車技術会, "自動車技術ハンドブック (第2分冊) 環境・安全編", 社団法人自動車技術会, pp85-114, 2005.