胸部変形に着目した低次元力学モデルを用いた 車両衝突時の乗員拘束方法の検討*

成川 輝真^{*1}, 西村 秀和^{*2}, 伊藤 優一^{*3}, 本澤 養樹^{*4}

Studies on Occupant Restraint Method in Car Crash Using Reduced-Order Dynamic Model Considering Thoracic Deflection

Terumasa NARUKAWA^{*1}, Hidekazu NISHIMURA, Yuichi ITO and Yasuki MOTOZAWA

^{*1} Saitama University

255, Shimo-Okubo, Sakura-ku, Saitama City, Saitama, 338-8570, Japan

A simple dynamic model will be effective to determine the properties of protection devices because it is useful to understand the essential dynamics of the occupant in car crash. This paper describes an optimal restraint method in frontal car crash by using a reduced-order dynamic model based on human finite element model having age-specific characteristics such as bone stiffness and tolerance of the body. The restraint force is determined so as to minimize the maximum thoracic deflection, which is one of the representing injury criteria in frontal car crash, while the maximum thorax and pelvis displacements are restrained. Simulation results clarify that the optimal restraint force is effective for reducing the maximum thoracic deflection.

Key Words : Occupant Protection, Automobile, Reduced-Order Model, Optimization, Motion Control, Impact Biomechanics

1. 緒 言

車両衝突時の乗員の傷害を低減するためには入力および境界条件と出力の関係を理解する必要がある。これまでも、低次元力学モデルを構築することで衝突ダミーの入力と出力の関係を表し^{(1)~(4)}、低次元力学モデルを用いた乗員保護装置の制御系設計が行われている^{(5)~(8)}。例えば、van der Laan らは、Hybrid III ダミーに基づき 11 剛体 13 自由度の二次元モデルを構築し、乗員保護の制御系設計を行った⁽⁵⁾。著者らは、前面衝突時の乗員下肢保護制御系設計のために乗員下肢に着目した低次元力学モデルを構築し、これを用いてニーボルスターの制御系設計を行っている^{(6)~(8)}。これまでに、アクティブニーボルスター^{(6) (7)}やセミアクティブニーボルスター⁽⁸⁾を用いることで大腿骨荷重の最大値が低減できることを示した。

従来の研究では、ダミーやダミーを模擬した三次元動力学シミュレーションに基づき低次元力学モデルを構築し、乗員保護方策を検討していた^{(1)~(8)}。一方、近年、ダミー実験では模擬できない多様な特性を有する乗員の挙動を再現する人体有限要素 (finite element: FE) モデルが開発された^{(9)~(14)}。高齢者の骨耐性低下特性を有する人体 FE モデルは、胸部のインパクトシミュレーションにより、年齢に応じた応答と肋骨骨折本数の変化を再現できており⁽¹³⁾、前面衝突における全身の応答もよく一致している⁽¹⁴⁾。高齢者は若年層と比較して骨耐性が低下しており、胸部傷害を受傷する可能性が高い^{(13) (14)}。そこで著者らは、図 1 に示す加齢による人体特性を再現した人体 FE モデル⁽¹⁴⁾に基づき、胸部傷害に着目して低次元力学モデルを構築した⁽¹⁵⁾。胸部傷害を定量的に評価する指標として胸部変形を用い、低次元力学モデルの応答が人体 FE モデルの応答と概ね一致することを示している⁽¹⁵⁾。

* 原稿受付 2012 年 10 月 17 日

^{*1} 正員, 埼玉大学大学院理工学研究科 (〒338-8570 埼玉県さいたま市桜区下大久保 255)

^{*2} 正員, フェロー, 慶應義塾大学大学院システムデザイン・マネジメント研究科 (〒223-8526 神奈川県横浜市港北区日吉 4-1-1)

^{*3} (株) 本田技術研究所四輪 R&D センター (〒321-3393 栃木県芳賀郡芳賀町下高根沢 4630)

^{*4} 正員, (株) 本田技術研究所四輪 R&D センター

E-mail: narukawa@mech.saitama-u.ac.jp

Fig. 1 Human FE model⁽¹⁴⁾

本論文では、胸部傷害の低減を目的として、これまでに構築した低次元力学モデル⁽¹⁵⁾に基づき、前面衝突時の胸部変形量を低減するために、乗員拘束力として胸部・上体および下肢に加わる乗員拘束装置による外力を導出する。高齢者は若年層と比較して骨耐性が低下しており⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾、低速度での衝突であっても肋骨骨折などの傷害を発生する可能性があるため、本論文では、構築した低次元力学モデル⁽¹⁵⁾の妥当性が示されている低速度域で胸部傷害をどの程度低減できるかについて検討する。前面衝突シミュレーションを行い、胸部の最大変形量を最小化する最適化計算により導出した拘束力を用いたときと、シートベルトで乗員を拘束し、ベルト荷重に制限を与えたときの乗員の応答を比較し、最適拘束力により胸部の最大変形量が低減できることを示す。また、実車への適用に際しては拘束力の発生や衝突の検知に遅れが生じる。そこで、実装により近い条件として制御入力に1次遅れ特性や衝突検知遅れを与え、これらの条件下での乗員の応答を明らかにする。

2. 胸部変形に着目した低次元力学モデル⁽¹⁵⁾

2.1 自動車乗員の低次元力学モデル

加齢による人体特性の変化や骨耐性の低下を再現することが可能な人体FEモデル⁽¹⁴⁾に基づいて、図2に示すように胸部変形に着目した低次元力学モデルを構築した⁽¹⁵⁾。予備的な人体FEモデルのシミュレーションにより、衝突速度40 km/hの低速度前面衝突においてショルダベルトで胸部を拘束した場合、乗員の挙動は上半身の前方への倒れこみと下肢並進運動が支配的であることが明らかとなった⁽¹⁵⁾。そこで、上半身の倒れこみを表す剛体、下肢並進運動を表す質点および胸部変形を表す胸部質点で乗員モデルを構成した。

図2(a)に示すように、 m_{th} は胸部の質量、 m_{ub} は上体の質量、 I_{ub} は上体の重心まわりの慣性モーメント、 m_{lb} は下肢の質量である。胸部質点と上体は胸部特性を表すために線形ばねとダンパで接続する。 k_{th} は胸部のばね定数、 c_{th} は胸部の粘性減衰係数である。胸部質点は剛体長手方向に対して垂直方向にのみ移動可能とする。 r_{th} は胸部ばねが自然長のときの距離を表す。乗員のパラメータを表1に示す。乗員のパラメータは人体FEモデルを参考に決

Fig. 2 Reduced-order model

Table 1 Physical parameters

Parameter	Unit	Value	Parameter	Unit	Value
m_{th}	kg	3	l_{th}	m	0.38
m_{ub}	kg	49	l_{ub}	m	0.31
m_{lb}	kg	23	k_{th}	N/m	75700
I_{ub}	kgm ²	3	c_{th}	Ns/m	300
r_{th}	m	0.1			

定した⁽¹⁵⁾。ただし、胸部質量 m_{th} 、胸部ばね定数 k_{th} および胸部粘性減衰係数 c_{th} は、人体 FE モデルの物理パラメータから求めることが難しいため、人体 FE モデルの胸部インパクト負荷シミュレーション結果および胸部ベルト負荷シミュレーション結果より同定した。低次元力学モデルと人体 FE モデルの応答を比較し、衝突速度 13 km/h から 40 km/h において、低次元力学モデルの胸部変形と下肢変位の応答はともに人体 FE モデルの応答と概ね一致することを確認している⁽¹⁵⁾。

低次元力学モデルの挙動は胸部変形 d_{th} 、上体角度 θ_{ub} 、下肢変位 x_{lb} の三つの変数で表される。ただし、胸部変形 d_{th} は胸部質点と上体との相対変位であり、胸部ばねが自然長のときを原点とする。また、胸部質点の並進方向の変位を x_{th} とする。図 2 (b) に示すように、 f_{th} , f_{ub} , f_{lb} はそれぞれ胸部、上体および下肢に加わる乗員拘束装置による外力である。

2.2 運動方程式

図 2 の低次元力学モデルから、運動エネルギーの総和 K は

$$K = K_{th} + K_{ub} + K_{lb} \quad (1)$$

で表される。ただし、 K_{th} , K_{ub} , K_{lb} はそれぞれ胸部、上体、下肢の運動エネルギーであり、

$$K_{th} = \frac{1}{2}m_{th} \left\{ \dot{\theta}_{ub} [l_{th} \sin \theta_{ub} + (r_{th} - d_{th}) \cos \theta_{ub}] - \dot{d}_{th} \sin \theta_{ub} \right\}^2 \\ + \frac{1}{2}m_{th} \left\{ \dot{x}_{lb} + \dot{\theta}_{ub} [l_{th} \cos \theta_{ub} - (r_{th} - d_{th}) \sin \theta_{ub}] - \dot{d}_{th} \cos \theta_{ub} \right\}^2$$

$$K_{ub} = \frac{1}{2}m_{ub}l_{ub}^2\dot{\theta}_{ub}^2 + \frac{1}{2}I_{ub}\dot{\theta}_{ub}^2 + \frac{1}{2}m_{ub}\dot{x}_{lb}^2 + m_{ub}l_{ub}\dot{\theta}_{ub}\dot{x}_{lb}\cos\theta_{ub}$$

$$K_{lb} = \frac{1}{2}m_{lb}\dot{x}_{lb}^2$$

となる。ポテンシャルエネルギー P は、

$$P = \frac{1}{2}k_{th}d_{th}^2 \quad (2)$$

損失エネルギー D は、

$$D = \frac{1}{2}c_{th}\dot{d}_{th}^2 \quad (3)$$

である。 $L = K - P$ 、一般化座標を $\mathbf{x} = [d_{th} \ \theta_{ub} \ x_{lb}]^T$ 、それぞれの重心に加わる拘束力の一般化力を Q_1 、車体の減速度による慣性力の一般化力を Q_2 とすると、ラグランジュ法より

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\mathbf{x}}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \mathbf{x}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\mathbf{x}}} = Q_1 + Q_2 \quad (4)$$

を得る。式 (4) を整理して、以下の運動方程式を得る。

$$M(\mathbf{x})\ddot{\mathbf{x}} + C(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}})\dot{\mathbf{x}} + G = B_1\mathbf{f} + B_2\ddot{\mathbf{d}} \quad (5)$$

ここで、 $\mathbf{f} = [f_{th} \ f_{ub} \ f_{lb}]^T$ 、 $\ddot{\mathbf{d}}$ は車体の減速度である。

3. 胸部変形を低減させる乗員拘束力の導出

3.1 状態方程式

状態変数ベクトルを

$$\bar{\mathbf{x}} = [\mathbf{x}^T \quad \dot{\mathbf{x}}^T]^T \quad (6)$$

制御入力を

$$\mathbf{u} = [f_s \quad f_{lb}]^T \quad (7)$$

と定義する．ここで f_s は，図 3 に示した左右のショルダベルト張力の大きさ T_{sl} , T_{sr} の合計値に相当する．胸部の拘束力 f_{th} および上体の拘束力 f_{ub} は， f_s と上体姿勢角度 θ_{ub} に依存する伝達効率 a_{st} , a_{su} を用いて次式の関係で与えられる⁽¹⁵⁾．

$$f_{th} = a_{st} f_s \quad (8)$$

$$f_{ub} = a_{su} f_s \quad (9)$$

伝達効率 a_{st} , a_{su} は，乗員に対するショルダベルトの設定角度が乗員拘束力に与える影響や，胸部と上体への拘束力の分配を表すために導入した．運動方程式 (5) を $\theta_{ub} = 0$ で線形化し，式 (8), (9) の関係を用いて，以下の状態方程式を得る．

$$\dot{\bar{\mathbf{x}}} = \bar{\mathbf{A}}\bar{\mathbf{x}} + \bar{\mathbf{B}}_1\mathbf{u} + \bar{\mathbf{B}}_2\ddot{\mathbf{d}} \quad (10)$$

ここで，

$$\bar{\mathbf{A}} = \begin{bmatrix} \mathbf{O}_{3 \times 3} & \mathbf{I}_{3 \times 3} \\ k_{th} a_1 / a_d & 0 & 0 & c_{th} a_1 / a_d & 0 & 0 \\ k_{th} a_2 / a_d & 0 & 0 & c_{th} a_2 / a_d & 0 & 0 \\ k_{th} a_3 / a_d & 0 & 0 & c_{th} a_3 / a_d & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \bar{\mathbf{B}}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{O}_{3 \times 3} \\ 1/m_{th} & b_{12}/a_d & b_{13}/a_d \\ 0 & b_{22}/a_d & b_{23}/a_d \\ 0 & b_{32}/a_d & b_{33}/a_d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{st} & 0 \\ a_{su} & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\bar{\mathbf{B}}_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$$

ただし，

$$\begin{aligned} a_1 &= (-m_{th} - m_{ub} - m_{lb}) I_{ub} - m_{th} m_{ub} [(l_{th} - l_{ub})^2 + r_{th}^2] - m_{th} m_{lb} (l_{th}^2 + r_{th}^2) - m_{th}^2 r_{th}^2 - m_{ub} m_{lb} l_{ub}^2 \\ a_2 &= m_{th} [m_{ub} (l_{ub} - l_{th}) - m_{lb} l_{th}], \quad a_3 = m_{th} [m_{ub} (l_{th} l_{ub} - l_{ub}^2) - m_{th} r_{th}^2 - I_{ub}] \\ a_d &= m_{th}^2 r_{th}^2 (m_{ub} + m_{lb}) + m_{th} m_{ub} m_{lb} l_{ub}^2 + m_{th} I_{ub} (m_{ub} + m_{lb}) \\ b_{12} &= -m_{th}^2 r_{th}^2 - m_{th} m_{lb} l_{th} l_{ub} - m_{th} I_{ub}, \quad b_{13} = -m_{th}^2 r_{th}^2 + m_{th} m_{ub} l_{th} l_{ub} - m_{th} m_{ub} l_{ub}^2 - m_{th} I_{ub} \\ b_{22} &= -m_{th} m_{lb} l_{ub}, \quad b_{23} = m_{th} m_{ub} l_{ub}, \quad b_{32} = -m_{th}^2 r_{th}^2 - m_{th} I_{ub}, \quad b_{33} = -m_{th}^2 r_{th}^2 - m_{th} m_{ub} l_{ub}^2 - m_{th} I_{ub} \end{aligned}$$

である．

Fig. 3 Shoulder belt force

3.2 最適化計算による乗員拘束力の導出

低次元力学モデルに基づき、最適化計算により胸部変形を低減させる拘束力を導出する。車両前面衝突において、乗員は車体減速度により前方へ投げ出される。その際、シートベルト等で乗員を適切に拘束することで、ステアリングホイールやインストルメントパネルなどの車内構造物への衝突を防止し、かつ拘束による損傷を抑える必要がある。そこで、乗員の胸部および下肢の並進方向の移動に制約を与えたうえで、胸部変形を低減させる拘束力を導出する。

最適化変数は胸部変形の最大値 $d_{th}^{\max}$ とする。

$$\min_u d_{th}^{\max} \quad (11)$$

以下の制約条件を与える。

$$0 \leq f_s \leq U_s \quad (12)$$

$$0 \leq f_{lb} \leq U_{lb} \quad (13)$$

$$x_{th} \leq D_{th} \quad (14)$$

$$D_{lb}^{\min} \leq x_{lb} \leq D_{lb}^{\max} \quad (15)$$

シートベルトが引張方向にのみ力を発生することを考慮して、制約条件式 (12), (13) を設定した。過度の乗員拘束を防ぐために、拘束力の上限を U_s, U_{lb} で与える。乗員を適切に拘束するために、制約条件式 (14), (15) を与える。胸部並進方向の変位の上限值 D_{th} 、下肢変位の上限值 $D_{lb}^{\max}$ を与えることで、車内構造物への衝突を防止する拘束力が導出される。本論文では、低速度前面衝突を想定して D_{th} と $D_{lb}^{\max}$ の値を決定する。また、式 (14), (15) により上体姿勢角度が大きく変動することを抑制しているため、上体姿勢角度に依存する伝達効率 a_{st}, a_{su} の変動も小さくなる。線形状態方程式を得るために、最適化計算では式 (8), (9) の伝達効率を $a_{st} = 0.57, a_{su} = 0.09$ で常に一定とする。これにより、ニーボルスター制御系設計において下肢の接触力目標値を算出した方法と同様に、線形計画法を用いて最適拘束力を導出する^{(6)~(8)}。

4. 最適拘束力によるシミュレーション結果

4.1 最適拘束力を用いたときの乗員応答

車両衝突速度を 19 km/h として図 4 に示す車体減速度を与え、最適拘束力を用いたときの乗員の応答を検証する。式 (12)~(15) の制約は、図 3 のショルダベルト上部の張力 T_{sr} に 1500 N の荷重制限を与えたときの乗員の応答とそのときの拘束力の値を参考に、 $U_s = 3000$ N, $U_{lb} = 3000$ N, $D_{th} = 0.14$ m, $D_{lb}^{\min} = -0.01$ m, $D_{lb}^{\max} = 0.11$ m とした。乗員の初期姿勢角度は -0.24 rad とする。

最適化により算出した拘束力を用いたときの乗員の応答を図 5 に示す。図 5 では、比較として、ショルダベルト上部の張力 T_{sr} に 1500 N の荷重制限を設定したときの応答を併せて示している。図 5 (a) は胸部変形 d_{th} 、(b) は胸部並進方向の変位 x_{th} 、(c) は下肢変位 x_{lb} 、(d), (e) は最適化計算により求めた制御入力である。

図 5 (a) より、最適拘束力を用いたときの胸部の最大変形量は 0.012 m である。 T_{sr} に荷重制限を与えたときの

Fig. 4 Vehicle deceleration

最大変形量 0.023 m と比較すると、最適拘束力を用いることで胸部の最大変形量は 48 % 低減している。ただし、ここでの最適拘束力は衝突速度 19km/h でショルダベルト拘束をしたときに胸部変形を最小とする拘束力である。図 5 (b) より、胸部の変位 x_{th} は、制約条件として与えた 0.14 m 以内に抑えられており、最大変位は荷重制限を与えたときと同程度に抑制できている。図 5 (c) より、下肢の最大変位は、荷重制限を与えたときは 0.11 m であるのに対し、最適拘束力では 0.03 m であり、最適拘束力により下肢の変位が大幅に減少することがわかる。図 5 (d) より、衝突直後では胸部変形と下肢変位はともに小さく、最適拘束力 f_s, f_{lb} は最大値から最小値まで大きく変動しながら胸部変形の過度のオーバーシュートを抑制しつつ下肢変位の制約を満たすように与えられている。図 5 (e) より、荷重制限を与えたときは、ショルダベルト上部の張力 T_{sr} が 1500 N に到達するまでは、乗員の前方への移動に伴いショルダベルト張力が単調に増加する。一方、最適拘束力 f_s は、衝突直後に最大値の 3000 N となり、0.01 s から 0.17 s までは 1700 N 前後でほぼ一定となることがわかる。図 5 (f) より、最適拘束力では、衝突前半に

Fig. 5 Simulation result of reduced-order model using optimal restraint force (OPT), compared to force limit of shoulder belt (FL)

制約上限値である 3000 N を下肢へ与えることで、下肢の前方への移動を抑えることができおり、約 0.07s 以降は下肢への拘束を与えないことがわかる。

4.2 1次遅れ特性と衝突検知遅れ時間に対するロバスト性

実装により近い条件として、最適化により算出した制御入力にベルト特性やアクチュエータ特性を 1 次遅れとして与えた場合、および、衝突開始から衝突を検知するまでの衝突検知遅れがあるために制御入力の発生に遅れが生じる場合に対するロバスト性について検証する。式 (12)~(15) の制約は、 $U_s = 3000$ N, $U_{lb} = 3000$ N, $D_{th} = 0.14$ m, $D_{lb}^{\min} = -0.01$ m, $D_{lb}^{\max} = 0.11$ m とした。乗員の初期姿勢角度は -0.24 rad である。

1 次遅れを与えたときの結果を図 6 に示す。1 次遅れ時定数 T は 0, 0.003, 0.005, 0.010 s とした。図 6 (a) は胸部変形 d_{th} , (b) は胸部並進方向の変位 x_{th} , (c) は下肢変位 x_{lb} である。図 6 (a) より、時定数 $T = 0.010$ s としても胸

(a) Thoracic deflection

(b) Thorax displacement

(c) Lower body displacement

Fig. 6 Simulation results when $T = 0, 0.003, 0.005, 0.010$ s

(a) Thoracic deflection

(b) Thorax displacement

(c) Lower body displacement

Fig. 7 Simulation results when $L = 0, 0.01, 0.02, 0.03$ s

部の最大変形量はほとんど変化しないことがわかる．一方，図 6 (b), (c) より，時定数の増加に伴い，胸部変位 x_{th} と下肢変位 x_{lb} は増加する．時定数を 0.010 s とした場合，1 次遅れがない場合と比較して，胸部の最大変位と下肢の最大変位はともに 0.04 m 増加する．

衝突検知遅れが存在するときの結果を図 7 に示す．衝突検知遅れ時間 L は 0, 0.01, 0.02, 0.03 s とした．図 7 (a) より，衝突検知遅れ時間が存在した場合も，1 次遅れを与えたときと同様に，胸部の最大変形量はほとんど変化しないことがわかる．一方，図 7 (b), (c) より， L の増加に伴い，胸部と下肢の変位は増加する．衝突検知遅れ時間が 0.03 s のときは，胸部並進方向の最大変位が 0.27 m，下肢の最大変位が 0.17 m であり，胸部変位，下肢変位ともに制約条件を満たさない．

(a) Thoracic deflection

(b) Thorax displacement

(c) Lower body displacement

Fig. 8 Simulation results when L is known in the optimization

(a) Thoracic deflection

(b) Thorax displacement

(c) Lower body displacement

Fig. 9 Simulation results when L is 0.020 s in the optimization

4.3 衝突検知遅れ時間がある場合の最適化

衝突検知遅れ時間 L が存在する場合にも制約条件を満たすために、 L が既知であると仮定して、最適化計算により拘束力を導出する。衝突開始から衝突を検知するまでの L 秒間は拘束力を 0 N とし、衝突開始の L 秒後から拘束力を与える条件で最適化計算を行う。ただし、衝突検知遅れ時間の増加により、拘束力を与える時間が減少するため、乗員の前方への移動を抑制することができず、制約条件を満たす解が得られないことがある。そこで、以下では、制約条件式 (13) で与える下肢拘束力の制約を $U_{lb} = 5000\text{ N}$ として最適拘束力を導出した。その他の制約は、 $U_s = 3000\text{ N}$, $D_{th} = 0.14\text{ m}$, $D_{lb}^{\min} = -0.01\text{ m}$, $D_{lb}^{\max} = 0.11\text{ m}$ である。

衝突検知遅れ時間 L が既知として最適拘束力を導出したときの結果を図 8 に示す。 L は $0, 0.01, 0.02, 0.03\text{ s}$ とした。図 8 (a) は胸部変形 d_{th} , (b) は胸部並進方向の変位 x_{th} , (c) は下肢変位 x_{lb} である。図 8 (a) より、 L が増加することで胸部の最大変形は増加することがわかる。図 8 (b) より、 L を変化させても、胸部の最大変位は、制約値 $D_{th} = 0.14\text{ m}$ に抑制できている。図 8 (c) より、 L が $0, 0.01, 0.02\text{ s}$ では下肢の最大変位に大きな変化はない。 L が 0.03 s まで増加すると下肢変位は増加し、最大値は 0.04 m となるが、制約値 $D_{lb}^{\max} = 0.11\text{ m}$ 以内に抑えられている。

次に、最適化計算で仮定した衝突検知遅れ時間と実際の遅れ時間が異なるときの応答を検証する。衝突検知遅れ時間 L を 0.020 s として最適拘束力を導出し、 L を $0.015, 0.020, 0.025\text{ s}$ と変動させたときの結果を図 9 に示す。図 9 (a) より、衝突検知遅れ時間 L を変動させても胸部の最大変形に変化はなく、いずれの場合も 0.016 m である。一方、図 9 (b), (c) より、実際の衝突検知遅れが最適化計算で仮定した値よりも小さいときは胸部と下肢の最大変位はともに減少し、実際の衝突検知遅れが大きいときは胸部と下肢の最大変位はともに増加することがわかる。したがって、拘束力導出の際には、衝突検知遅れ時間を大きく設定することで、衝突検知遅れ時間の変動する場合にも、胸部の最大変形量を増加させることなく胸部と下肢の最大変位を制約内に抑えることができる。

5. 結 論

低次元力学モデルに基づく最適化計算により、胸部並進方向の変位および下肢の変位を制約内に抑えつつ、胸部変形を低減させる乗員の拘束力を導出した。最適化計算により導出した拘束力を用いることで、ショルダベルトに荷重制限を与えたときと比較して、胸部の最大変形量を 48% 低減した。次に、衝突検知遅れ時間と 1 次遅れのベルト特性を与えることで、実装により近い条件での乗員の応答について明らかにした。衝突検知遅れ時間と 1 次遅れを与えた場合は、胸部変形の最大値に大きな変化はないが、特に衝突検知遅れ時間が存在する場合には、胸部と下肢の前方への移動量が大幅に増加し制約を満たさないことを示した。衝突検知遅れ時間を含めて最適化計算を行うことで、遅れ時間が存在する場合にも胸部と下肢の最大変位を制約内に抑えられることを示した。ただし、本論文で導出した最適拘束力は衝突速度 19 km/h でショルダベルト拘束をしたときに胸部変形を最小とする拘束力である。衝突速度が大きくなった場合に同様の低減効果が得られるか、上体姿勢角度変化が大きくなる中速度以上の前面衝突の場合は、伝達効率を一定ではなく角度に依存させて最適化問題を解く必要があるかについて、詳細に検討する必要がある。

文 献

- (1) McHenry, R.R., "Analysis of the Dynamics of Automobile Passenger-Restraint Systems", *Seventh Stapp Car Crash Conference* (1963), pp. 207-249.
- (2) 古庄宏輔, 横家 和男, 藤木 聡, "自動車衝突時の乗員挙動の解析", 日本機械学会論文集, Vol. 38, No. 313 (1972), pp. 2232-2242.
- (3) 上西 甲朗, 松久 寛, 宇津野 秀夫, 朴 正圭, "自動車正面衝突における乗員力学モデルの構築", 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 71, No. 704 (2005), pp. 1231-1237.
- (4) 田岡 義文, "車両前面衝突時の胸たわみ解析手法の開発", 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 72, No. 723 (2006), pp. 3561-3566.
- (5) van der Laan, E., Veldpaus, F., de Jager, B., and Steinbuch, M., "Control-Oriented Modelling of Occupants in Frontal Impacts", *International Journal of Crashworthiness*, Vol. 14, No. 4 (2009), pp. 323-337.
- (6) 加藤 誠, 西村 秀和, 天野 洋一, 下郷 太郎, "アクティブニーボルスターによる乗員下肢の損傷低減制御", 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 73, No. 736 (2007), pp. 3185-3192.
- (7) Kato, M., Nishimura, H., and Shimogo, T., "Injury Protection of Occupant's Legs with Feedback Control for Active Knee Bolster", *Review of Automotive Engineering*, Vol. 29 (2008), pp. 357-361.

- (8) 成川輝真, 西村秀和, “セミアクティブニーボルスターを用いた乗員下肢保護制御系設計”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 78, No. 789 (2012), pp. 1711-1722.
 - (9) 宮崎祐介, 宇治橋貞幸, 持丸正明, 河内まき子, “個別別デジタル・モデルによる自動車事故における乗員の脳応答個体差の解析”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 74, No. 741 (2008), pp. 1238-1245.
 - (10) Ito, O., Dokko, Y., and Ohashi, K., “Development of Adult and Elderly FE Thorax Skeletal Models”, *SAE Technical Paper*, No. 2009-01-0381 (2009).
 - (11) Dokko, Y., Kanayama, Y., Ito, O., and Ohashi, K., “Development of Human Lumbar Spine FE Models for Adult and the Elderly”, *SAE Technical Paper*, No. 2009-01-0382 (2009).
 - (12) Dokko, Y., Ito, O., and Ohashi, K., “Development of Human Lower Limb and Pelvis FE Models for Adult and the Elderly”, *SAE Technical Paper*, No. 2009-01-0396 (2009).
 - (13) 伊藤修, 伊藤優一, 独古泰裕, 森史江, 大橋一樹, “成人および高齢者胸部骨格 FE モデルの開発 (第 2 報)”, 自動車技術会論文集, Vol. 42, No. 3 (2011), pp. 703-708.
 - (14) Ito, Y., Dokko, Y., Motozawa, Y., Mori, F., and Ohashi, K., “Kinematics Validation of Age-Specific Restrained 50th Percentile Occupant FE Model in Frontal Impact”, *SAE Technical Paper*, No. 2012-01-0565 (2012).
 - (15) 成川輝真, 西村秀和, 伊藤優一, 本澤養樹, “人体 FE モデルに基づく車両前面衝突時の胸部変形に着目した低次元力学モデルの構築”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 78, No. 795 (2012), pp. 3677-3688.
-