

最適化を用いた下肢傷害低減手法の開発

Development of Optimization Techniques to Reduce Lower-Extremity Injuries

宮原 亮平*¹ 宮島 陽一*² 尾川 茂*³
Ryohei Miyahara Yoichi Miyajima Shigeru Ogawa

要 約

本稿では、前面衝突時における乗員下肢挙動の再現およびフォームパッドの荷重特性・構造を決定する手法について提案する。まず、クラッシュシミュレータでの乗員挙動を再現するため、CAEモデルを作成し、傷害値の再現性を確認した。次に下肢傷害を抑制するフォームパッドの形状を設計変数として遺伝的アルゴリズムによりフォームパッド形状最適化計算を行った。得られた計算結果から、フォームパッド形状と下肢傷害の因果関係を議論し、フォームパッド形状のパラメータ最適化手法について提案する。

Summary

The present study has the following two aims : The first is to reproduce the kinematics of a dummy lower leg observed in a frontal crash. The second is to develop a methodology to assess various theoretical design parameters of a foam pad to reduce the risk of lower-extremity injuries. To address the first aim, a simulation model was developed. To address the second aim, a genetic algorithm was used to optimize the geometrical design parameters of the foam pad to reduce the lower-extremity injuries. Based on the results obtained, causal relationship between the foam pad design and lower-extremity injury was discussed, and then an optimized design of the foam pad was proposed.

1. はじめに

車両の安全性能は向上しており、日本国内における交通事故による死亡者数は減少しているが、負傷者数は依然として高い水準で推移している。その負傷の中でも下肢傷害は、後遺障害が残りやすく生活の質へ大きな影響を及ぼす。そのため、車両の安全性能開発においては、下肢の保護性能向上は重要な項目の一つであり、下肢傷害の低減を目的とした多くの研究が、解剖学¹⁾²⁾や事故データの統計分析³⁾⁴⁾⁵⁾の観点から行われている。これらの研究から得られた知見は乗員拘束装置の開発に活用されている。

下肢における傷害は、脛部に入力される荷重やモーメントによって生じるが、機構が複雑でありユニットテスト等で再現するのは困難である⁶⁾。そのため、拘束装置の性能を評価するための下肢傷害の数値解析モデルが、長年にわたり開発されてきた。Hallらは人体モデルをマルチボデーで作成し、死体実験から得られたデータに対してモデルの応答を評価した⁷⁾。Kitagawaらは下肢傷害の危険性評価のために、筋肉を模擬したバネを備えたダミーモデルを開発

した⁸⁾。Kippetらもフォームパッドやフットエアバッグ、ニーエアバッグ等の乗員拘束装置を評価するためにMADYMOモデルの開発をした⁹⁾。また、下肢傷害を予測するために、解析ソフトウェアの開発元も精度の高いダミーモデルの開発を続けている¹⁰⁾。

本稿では、乗員挙動シミュレーションソフトであるMADYMOを用いて、最新のダミーモデルや有限要素(FE)で定義した拘束装置モデルを作成し、下肢の挙動を再現した。その後、下肢傷害を抑制するフォームパッド形状のパラメータ最適化手法について提案する。

2. 下肢傷害予測モデルの概要

2.1 スレッドテスト条件

ハニカムバリアに車両の40%がラップした64km/hでの前面衝突を検討条件として、Fig.1に示した車体減速度をクラッシュシミュレータに設定した。また、扱う現象を簡単にするため、下肢傷害に関係する部品が少ない助手席に、Hybrid AM50%tileダミーを搭載し、ダッシュ後退やピッチング挙動は考慮せずにスレッドテストを実施した。

*1~3 衝突性能開発部
Crash Safety Development Dept.

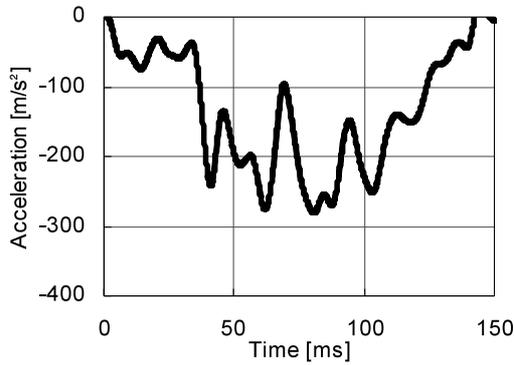


Fig.1 Acceleration of Vehicle in 64km/h Crash

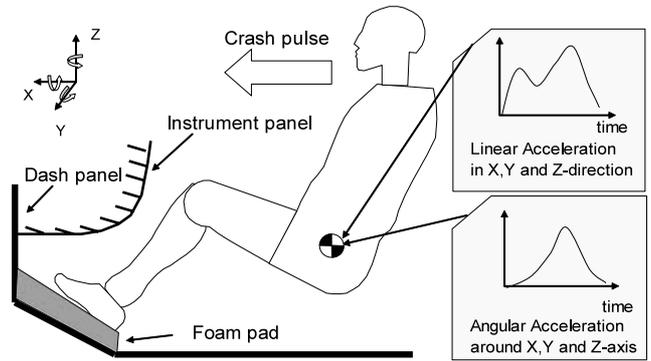


Fig.2 Overview of the Simulation Model

2.2 腰挙動

下肢にかかるダミー上体の慣性力は腰の動きによって変化するため、ダミーの腰挙動は下肢傷害を再現するうえで重要となる。そのため、Fig.2に示したように、スレッドテストで計測された腰の三軸加速度、三軸角加速度をダミーモデルに入力条件として定義した。これにより、数値解析で再現が困難なシート等の部品の影響を分離し、腰から下脚への荷重伝達をテストと同条件とした。

2.3 内装部品モデル

(1) インストルメントパネルは膝が侵入した際に、反力方向が時々刻々と変化し、また、接触位置による反力の違いが大きい。そのため、FEでモデル化したインストルメントパネルを下肢傷害予測モデルに組み込んだ。

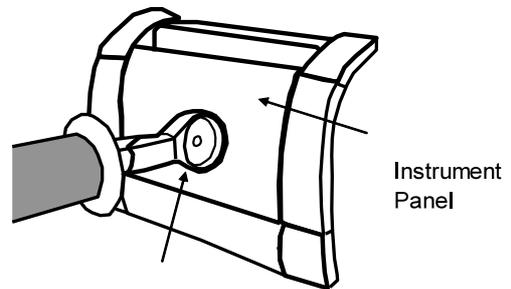
Fig.3のように膝形状を模擬した剛体の負荷子で、インストルメントパネルを動的に圧縮するテストを行い、その反力特性を評価した。その結果Fig.4のように負荷子が100mm侵入するまでは荷重とストロークの関係(F-S特性)がテストとシミュレーションで同等となり、反力特性の再現精度が十分であることを確認した。

(2) フォームパッドは、乗員が車体に対して前進した際に、足の裏から入力する荷重を緩和する、下肢傷害抑制の重要な手段の一つであるため、下肢傷害を評価するためにはフォームパッドの反力を正確に再現する必要がある。そこで、インストルメントパネルと同様にFEでフォームパッドモデルを作成した。

Fig.5に示した靴の踵形状の剛体を用いた静的な圧縮テストでの反力の比較によりモデルの精度を評価した。Fig.6のようにテストと同様のF-S特性が得られ、フォームパッドの反力特性の再現精度が十分であることを確認した。

2.4 ダミーモデル

ダミーモデルは、MADYMO用高精度ダミーモデルであるQダミーを用いた。QダミーはFig.7のように靴等の詳細な形状をRigid-FEで作成し、その構造および特性は様々なユニットテスト結果からコリレーションを取ったバネマスモデルとして定義されている。主に胸変形・下肢傷害の高精度予測を用途として開発された。



Hybrid III Knee without Skin

Fig.3 Schematic Drawing of the Dynamic Impactor Test

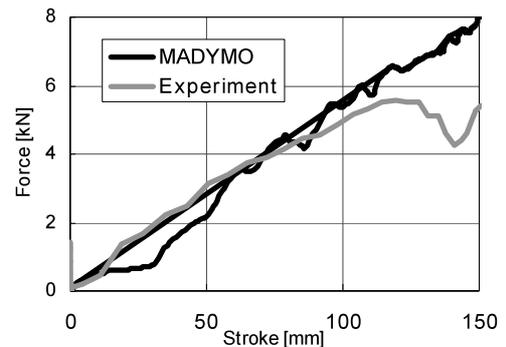


Fig.4 Dynamic Impactor Test Results on the Instrument Panel Obtained from MADYMO FE Simulation and Experiment

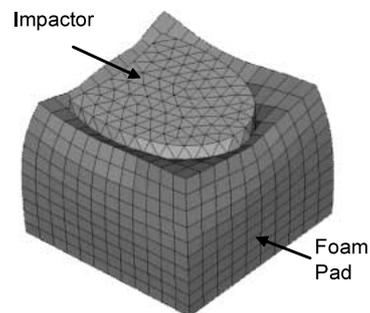


Fig.5 The Foam Pad Compression Test Simulation to Validate the Material Property

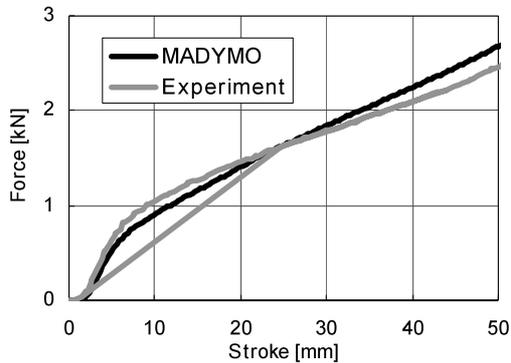


Fig.6 Comparison of the Foam Pad Stiffness between MADYMO FE Model and Experiment

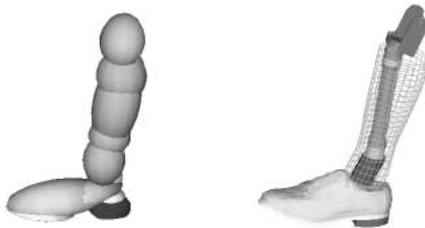


Fig.7 Leg Geometry of MADYMO Multi-Body Dummy (Left) and Q-Dummy (Right)

3. 下肢傷害の予測精度

3.1 評価指標

前面衝突時における下肢傷害は複雑な機構で発生しており、現在はHybrid ダミーの脛に入力する荷重とモーメントから計算されるティビアINDEX (TI) や、脛軸荷重 (F_z)、ニースライド等で傷害発生リスクが評価されている。これらの指標は、様々な体格や年齢層の人体耐性を再現するものではないが、日本や欧州、米国等の市場で評価指標として用いられているTIと F_z に着目した。

脛の骨折は軸荷重と、曲げモーメントの相互作用によって生じると考えられているため、Fig.8のように脛の上部と下部に入力する軸荷重とXおよびY軸周りのモーメントから式(1)により求められるTIで受傷リスクを評価している。

$$TI = \frac{\sqrt{M_x^2 + M_y^2}}{M_c} + \frac{|F_z|}{F_c} \quad (1)$$

M_x : X軸周りのモーメント [Nm]

M_y : Y軸周りのモーメント [Nm]

M_c : クリティカルモーメント [Nm]

F_z : Z軸方向の荷重 [kN]

F_c : クリティカル荷重 [kN]

また、脛骨の骨端の受傷リスクは、脛骨の軸に入力する荷重によって発生すると考えられており、 F_z を用いて評価されている。

3.2 再現性の検討

Fig.9に示したスレッドテストで90msに右足首がX軸周りに捻られている挙動を例として、計算結果ではダミー挙動が再現されている。

各部位での計測値を、FEモデルとスレッドテストで比較すると、 F_z に関してはFig.10に代表されるように脛部の計測点4箇所全てで良好な相関性が得られた。しかし、TIを評価するうえで重要となるモーメントに関しては、十分な相関性が得られていない結果が認められた。

M_x はFig.11のように、左脚の再現が特に十分ではない。これは、スレッドテストにおいて大きな M_x を引き起こしたロバストでない現象を、現状のモデルで再現させることが困難なためである。右脚に関しては、フロア面の形状に起因する足首の捻れ挙動が再現されているため、Fig.12に示したように相関性が取れている。

M_y に関しては、脛下部のロードセルにおける再現性が良好である。しかし、Fig.13のように脛上部で60~120ms間の再現性が十分でない。これは、膝がインストルメントパネルへ深く侵入した際、試験においてインストルメントパネルの一部に割れが発生したのに対して、計算では割れが再現せず、インストルメントパネルからの反力が高くなったことが原因である。そこで、インストルメントパネルを取り外した状態で、スレッドテストおよび計算した結果、Fig.14に示したように脛上部のロードセルにおける M_y が精度よく再現された。樹脂部品における破断予測の精度が向上すれば、 M_y の計測結果を予測することが可能であることが分かった。

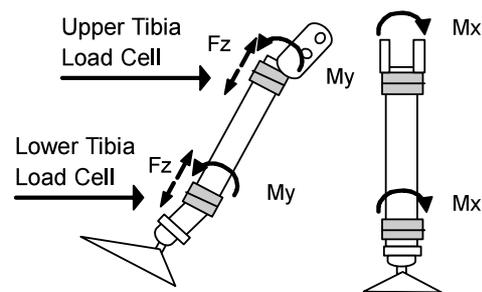


Fig.8 Components of Forces and Moments from Load Cells on Hybrid Tibia



Fig.9 Comparison of the Dummy Lower Leg Kinematics at 90ms

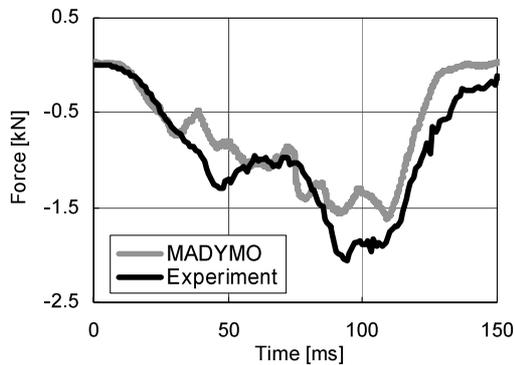


Fig.10 Force in Z-Direction
on Right Lower Tibia Load Cell

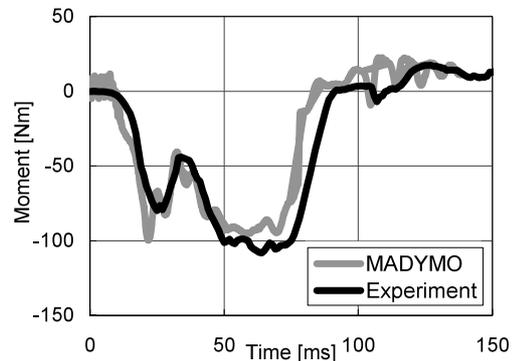


Fig.14 Moment about Y-Axis
on Left Upper Tibia Load Cell

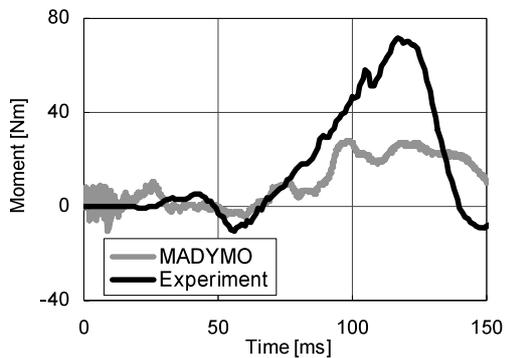


Fig.11 Moment about X-Axis
on Left Upper Tibia Load Cell

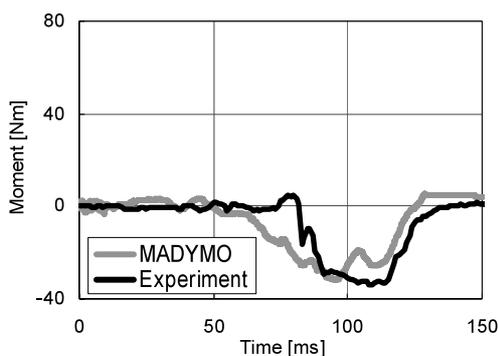


Fig.12 Moment about X-Axis
on Right Lower Tibia Load Cell

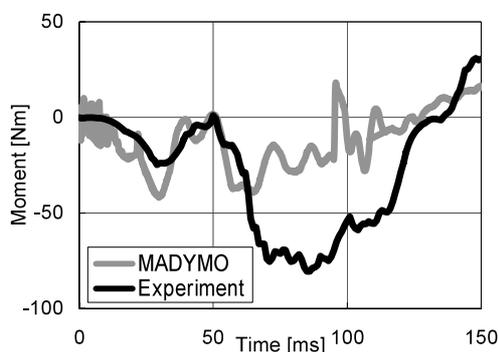


Fig.13 Moment about Y-Axis
on Left Upper Tibia Load Cell

4. フォームパッドの最適化手法

4.1 最適化ツール

遺伝的アルゴリズム (GA) は、自然淘汰と遺伝学に基づく検索アルゴリズムである。遺伝的アルゴリズムのメリットは、実行時間内に比較的優れた解が得られ、幅広い範囲に適用できることである。本稿では、ES.TEC.O社のmodeFRONTIERを用いた。このツールでは多目的最適化ができ、目的関数間のトレードオフを検証できるパレート解が得られる。

4.2 モデル条件

下肢傷害の発生には、ポデーの変形や車体減速度等の車体からの影響が考えられるが、内装部品の特性に注目し、ポデーの変形がないスレッドテストの条件下で最適化を行った。高精度の結果を導くには多数の計算結果が求められるため、モデルの計算時間を短縮する必要がある。そのため、下肢傷害に対し寄与度の高い内装部品をRigid-FEで形状を表現した部品モデルを作成した。前述の下肢傷害予測FEモデルでのインストルメントパネル反力を非線型パネ特性として、Rigid-FEの部品モデルに定義し、簡易モデルを構築した。この簡易モデルは、下肢傷害予測モデルと同等レベルで波形は再現できていないが、傷害値の発生現象は再現しているため、最適化に使用可能であると考えた。

4.3 フォームパッドモデリング

ダミー足周りのマット、フォームパッドに関する二つの設計変数を選択し、 F_z を最小とする最適化を行った。

一つ目の設計変数は、フォームパッド形状および材料特性の評価を目的として、フォームパッドモデルの非線型パネ特性とした。Fig.15のようにマットを第1のパネ、フォームパッドの肉抜きあり・なしの各層を第2、第3のパネとして設定し、Fig.16のように3本のパネを直列に合成した特性をマットとフォームパッドを重ねた構造の特性としてモデルに定義した。Fig.17に示したように静圧縮テスト結果と合成した特性を用いた計算結果でコリレーションが取れており、本手法の妥当性が確認できた。本稿では、フォームパッドに着目するため、フォームパッドの肉抜きあ

り・なしの各層のパネ特性を決定する構造因子を設計変数とし、マットの特性は固定した。

二つ目は、フォームパッドのレイアウトに関して、足を置く面の角度を選択した。フォームパッドの角度を変化させる場合、フォームパッドとダミーモデルの足が初期貫入しないように、ダミーの足首も同角度だけ回転させた。

最適化するための設計変数をまとめると、Fig.18に示した肉抜き層の幅 w 、肉抜き層の高さ h 、フォームパッドの角度 A の三つである。 W は20mm、 H は30mmとした。

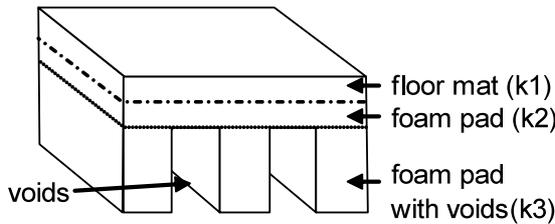


Fig.15 Schematic Diagram of the Foam Pad

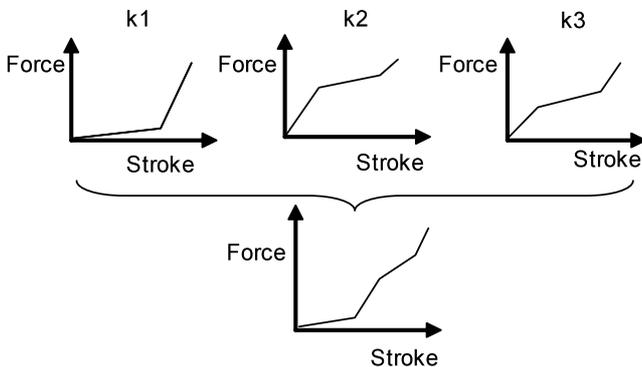


Fig.16 Concept of a Serial Connection of Springs Representing the Foam Pad

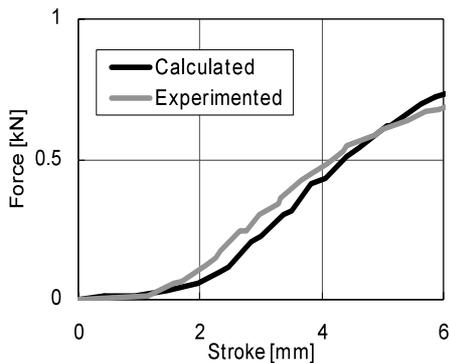


Fig.17 Optimized Stiffness of the Foam Pad

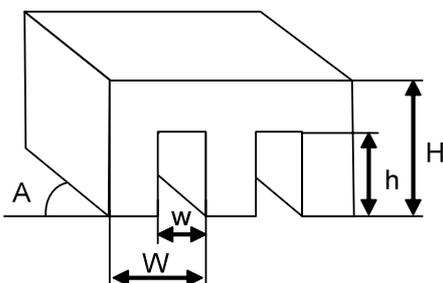


Fig.18 Design Parameters to Optimize

4.4 最適化結果

準乱数法によるSOBOLシーケンスで初期の16デザインを選別し、各部位の F_z を最小化するように多目的GAで30世代進化させてパレート解を得た。パレート解の傾向は、左脛下部の F_z と右脛下部の F_z のピーク値が他の部位と比較して高かった。そのため、Fig.19のように横軸にフォームパッドの角度、縦軸にフォームパッド刚性、バブルの色調で右脛下部の F_z のピーク値、バブルの径で左脛下部の F_z のピーク値を表し、最適解を検討した。この最適解の各部位での F_z のピーク値をFig.20に、設計変数をTable 1に示した。

最適解のフォームパッド刚性は、低い荷重で足を止めるため、Fig.21に示すように最適化前のモデルに設定していた特性より低くなった。しかし、フォームパッドが最適解より更に低いと、踵がフォームパッドへ過剰に侵入することにより底つき荷重が発生し、 F_z のピーク値が増加した。

角度に関しては、ベースに対して+6degのときに最適となった。Fig.22に示すように、フォームパッドの角度が大きくなるとフロア反力の脛軸方向の成分が増加し、 F_z のピーク値が高くなった。一方、角度が小さい場合にも、 F_z のピーク値が高くなったのは、フロア反力の軸方向の成分は減少するが、足の拘束が主に摩擦力によるため、拘束荷重の立ち上がりが緩く、初期拘束が悪化したためである。

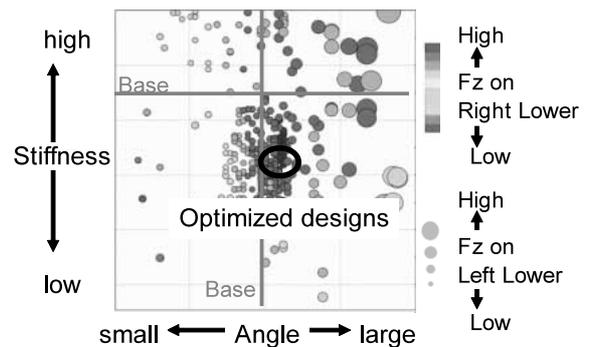


Fig.19 4D Bubble Chart of the Optimized Design

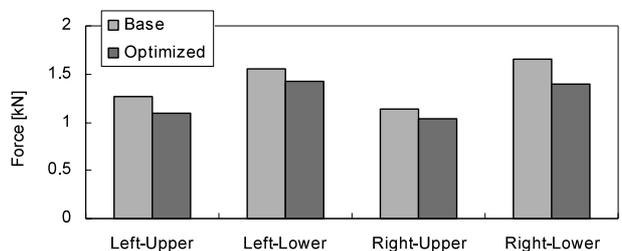


Fig.20 An Optimal Design of Force in Z-Direction on Tibia Load Cell

Table 1 Design Parameters of an Optimal Design

	w/W [-]	h/H [-]	delta A [deg]
Base	0.27	0.50	-
Optimized	0.73	0.33	6

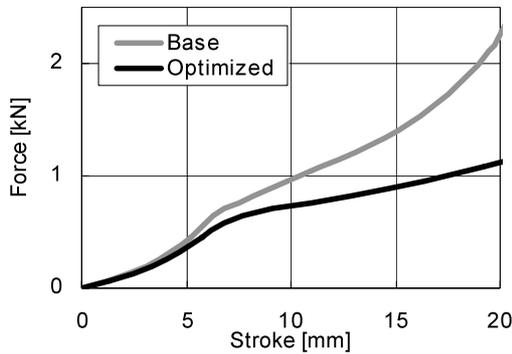


Fig.21 Optimized Stiffness of the Foam Pad

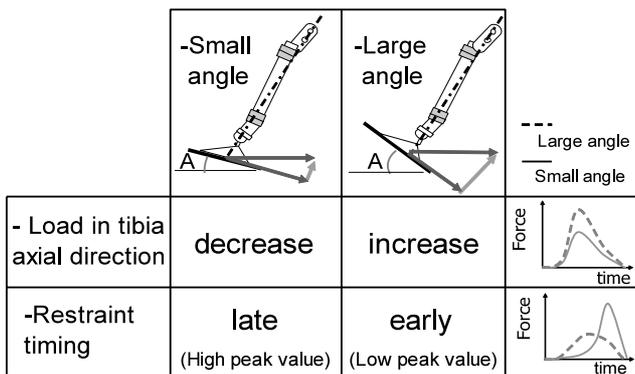


Fig.22 Scheme of Load from the Foam Pad

5. 結論

本稿では、乗員挙動シミュレーションソフトであるMADYMOを用いて前面衝突時における下肢傷害を高精度に予測するモデルを作成し、内装部品の反力特性の最適化手法を提案した。以下に結論を示す。

Qダミーモデルの腰にテスト時の実機ダミーの挙動を設定し、インストルメントパネル、フォームパッドをFEでモデル化した。このモデルでは、スレッドテストにおける、ダミーの下肢挙動および各部位におけるFzとMx、Myの計測波形の高い再現性を確認できた。

フォームパッドの形状パラメータを設計変数として最適化した結果、Fzを低減させるフォームパッド仕様を導くことが可能であり、本稿の最適化手法が有用であることが分かった。

6. おわりに

今回の報告では、Hybrid AM50%tileダミーのTIとFzの下肢傷害を評価項目とし、スレッドテストを用いて検討した。今後、更にリアルワールドでの下肢傷害を再現するために、他の体格のダミーや人体モデルでの評価、様々な衝突条件を考慮した研究を行い、お客様により安心して乗って頂ける車作りに貢献していきたい。

参考文献

- (1) P. C. Begeman et al. : Human Ankle Impact Response in Dorsiflexion , Proc. 35th Stapp Car Crash Conference , SAE 902308 (1990)
- (2) N.Yoganandan et al. : Dynamic Axial Tolerance of the Human Foot-Ankle Complex , Proc. 40th Stapp Car Crash Conference , SAE 962426 (1996)
- (3) S.Kuppa et al. : Lower Extremity Injuries and Associated Injury Criteria , 17th ESV paper No. 457 (2001)
- (4) T.R.Laituri et al. : Lower-Body Injury Rates in Full-Engagement Frontal Impacts : Field Data and Logistic Models , SAE 2006-01-1666 (2006)
- (5) L.S.Ore et al. : Accident Investigation and Impairment Study of Lower Extremity Injury , SAE 930096 (1993)
- (6) J.R.Crandall et al. : Research Program to Investigate Lower Extremity Injuries , SAE 940711 (1994)
- (7) G.W.Hall et al. : Development of a Dynamic Multibody Model to Analyze Human Lower Extremity Impact Response and Injury , International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, p.117-134 (1998)
- (8) Y.Kitagawa et al. : Lower Leg Injuries Caused By Dynamic Axial Loading and Muscle Testing , proc. 16th ESV conference , 98-S7-O-09 (1998)
- (9) U.Kippelt : Protection Devices and Development Tools for Reducing Foot and Leg Injuries in Frontal Crashes , International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, p.161-172 (1998)
- (10) C.Gehre : Evaluation of the MADYMO Quality Dummy Model , Proceedings of MADYMO International Users ' Meeting (2006)

著者



宮原亮平



宮島陽一



尾川 茂