

# VALIDAÇÃO E ATUALIZAÇÃO CINEMÁTICA DE UM MODELO EM ELEMENTOS FINITOS DO CORPO HUMANO PARA SIMULAÇÕES DE WHIPLASH

**Christian Fleischfresser**  
chris.fleischfresser@gmail.com

**Matias Costa Tomazelli**  
matias.tomazelli@gmail.com

**Resumo.** O objetivo do presente estudo é validar o modelo THUMS, desenvolvido pela Toyota Central R&D Labs, para estimar qual é o grau de confiança que pode ser depositado sobre ele em testes de impactos traseiros, ou seja, impactos que caracterizem o mecanismo de whiplash. Além disso, um modelo THUMS do pescoço atualizado será proposto com a intenção de melhorar a resposta cinemática do pescoço nessas condições.

**Palavras chave:** efeito chicote, elementos finitos, biomecânica, crash test

## 1. Introdução

O *whiplash*, ou efeito chicote, é um mecanismo de transferência de energia ao pescoço humano baseado em acelerações e desacelerações. Lesões decorrentes do mecanismo de *whiplash* são muito frequentes nos dias de hoje. Consequentemente diversos estudos vêm sendo realizados com o intuito de entender melhor este mecanismo e quais são suas principais causas. Um método relativamente recente de obter tais informações faz uso de modelos matemáticos. Através da construção de uma representação virtual do pescoço humano torna-se possível adquirir informação detalhada sobre a cinemática e dinâmica do pescoço gastando apenas um fração dos custos experimentais (sem arriscar, também, a saúde de voluntários e animais). A única desvantagem deste método é o grau de confiança que pode ser atribuído aos resultados. Na prática, qualquer modelo a elementos finitos criado com este propósito deve ser comparado com valores experimentais para que seus resultados sejam considerados confiáveis. Um destes modelos, conhecido como THUMS (Total HUMAN Model for Safety), foi desenvolvido pela Toyota Central R&D Labs com a intenção de simular movimentos, tensões e deformações de todo o corpo humano durante impactos.

O objetivo do presente estudo é validar o modelo THUMS, desenvolvido pela Toyota Central R&D Labs, para estimar qual é o grau de confiança que pode ser depositado sobre ele em testes de impactos traseiros, ou seja, impactos que caracterizem o mecanismo de *whiplash*. Além disso, um modelo THUMS do pescoço atualizado será proposto com a intenção de melhorar a resposta cinemática do pescoço nessas condições.

## 2. Metodologia

Qualquer modelo matemático ou representação de um fenômeno natural só é útil se for possível responder a estímulos, da mesma forma que seu homólogo natural. Essencialmente, a validação do modelo é a comparação de seus resultados com os dados experimentais ou com as saídas de um outro modelo de verificação de tal forma que seja possível avaliar a proximidade estatística entre as respostas do modelo e os dados experimentais. Em uma validação ideal, o modelo matemático deverá ser sujeito a limites e condições idênticas de carga utilizadas durante a experimentação. Portanto, é evidente que cada modelo é limitado também pela qualidade de sua validação, precisão e abrangência dos dados experimentais com os quais a validação é baseada.

Uma grande variedade de métodos e procedimentos são adotados para validar um modelo em elementos finitos. A primeira distinção que pode ser feita diz respeito às diferenças entre as cargas estáticas e dinâmicas. Obviamente para um modelo que pretende representar o movimento de *whiplash*, uma validação dinâmica de impactos traseiros adquire grande importância. A análise estática é sempre importante para verificar se o modelo comporta-se de maneira semelhante à realidade.

A validação pode ser feita individualmente para cada parte do modelo, por exemplo, simulando-se cada vértebra separadamente, ou para o modelo como um todo, com o objetivo de validar a conformidade global da coluna cervical.

### 2.1 Anatomia

Antes de iniciar, uma breve explicação anatômica é necessária. A coluna humana consiste de quatro seções; a coluna cervical, a torácica, a lombar e a sacral. A coluna cervical contém sete vértebras, numeradas de C1 a C7, enquanto a coluna torácica contém 12 vértebras, T1 a T12. Entre cada vértebra, existe um disco intervertebral; um tecido flexível que permite o movimento relativo entre vértebras adjacentes. Para que este movimento relativo ocorra com baixo atrito, existem juntas sinoviais entre as vértebras. Estas juntas são constituídas por uma superfície de cartilagem, banhadas em um fluido sinovial para garantir a lubrificação. Por fim, os ligamentos são fibras elásticas que mantêm as vértebras nas suas respectivas posições e limitam o movimento relativo entre elas. A figura (1) mostra uma vista lateral da coluna humana completa.



Figura 1. Vista lateral da coluna humana

### 3. Carregamento estático

Um aspecto importante a ser mencionado é o tipo de carga que será aplicada ao modelo para que ele seja validado. A literatura há vários exemplos de modelos que foram validados de acordo com um ou mais tipos diferentes de cargas. Existem basicamente quatro tipos de cargas aplicáveis a um modelo de coluna cervical:

- Compressão
- Flexão/Extensão
- Rotação axial
- Flexão lateral

Os últimos três tipos de carga listados acima são produzidos aplicando momentos à coluna cervical em eixos diferentes. Estes momentos podem ser aplicados de diferentes maneiras em uma análise experimental. Em alguns casos eles podem variar através de uma escala de valores (por exemplo, de 0 a 2,5 Nm), gerando curvas como resultados (e.g. momento aplicado vs. ângulo de rotação da vértebra). Em outros experimentos, foram aplicadas tensões localizadas a vértebras específicas, registrando os valores angulares obtidos.

A validação só poderá ser feita com dados experimentais disponíveis. Isto significa que não se pode validar um modelo em condições que não tenham sido testadas experimentalmente. Em tais casos, a única maneira é comparar os resultados de modelos numéricos diferentes. Esta abordagem, no entanto, tende a gerar incertezas quanto à validade dos resultados e, portanto, é raramente utilizada.

#### 3.1. Flexão/extensão

A simulação de flexão/extensão foi baseada nos dados experimentais obtidos por Wheeldon et al. (2004). O modelo THUMS foi reduzido para incluir somente as vértebras (do C2, a segunda vértebra cervical, até o T1, a primeira vértebra toraxica), os discos intervertebrais, os ligamentos apropriados e as juntas sinoviais, como se pode ver na Fig. (2). A curva de carregamento quase-estático empregado na simulação varia linearmente de 0 a 2 Nm por um período de 2,5 segundos – tempo suficientemente grande para que não hajam vibrações dinâmicas devido ao carregamento repentino. A figura (3) mostra um exemplo dos resultados obtidos, que é representativo dos demais resultados adquiridos nesta simulação.



Figura 2. Modelo utilizado para as simulações de flexão/extensão, flexão lateral e rotação axial

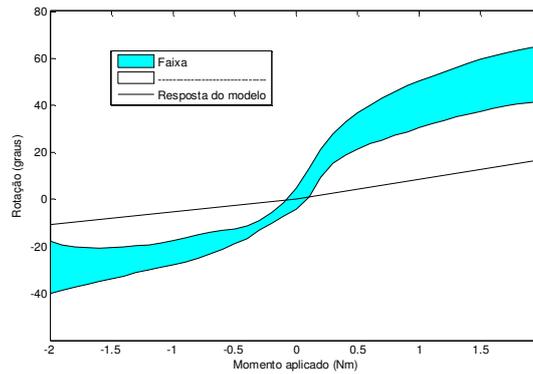


Figura 3. Rotação angular do C2-T1, de flexão (momentos negativos) à extensão (momentos positivos); comparação entre a faixa experimental e a resposta do modelo

### 3.2. Rotação axial

A simulação de rotação axial foi baseada nos dados experimentais de Yoganandan et al. (2004). Devido à natureza simétrica desta simulação, apenas um sentido de rotação axial foi simulado, enquanto foi suposto que a outra direção resultaria nos mesmos ângulos de rotação. O modelo foi adaptado a partir do modelo que foi preparado para a simulação de flexão/extensão, mantendo todas as mesmas condições de contorno. A única alteração foi o eixo pelo qual o momento foi aplicado; neste caso, o eixo z. A figura (4) mostra um exemplo dos resultados obtidos, que é representativo dos demais resultados adquiridos nesta simulação.

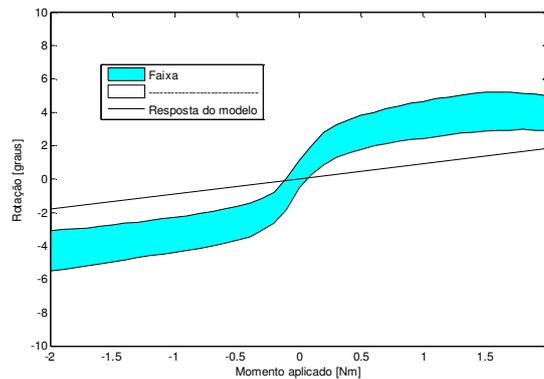


Figura 4. Rotação angular do C6-C7, de rotação anti-horária (vista superior) à rotação horária; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

### 3.3. Flexão lateral

A simulação de flexão lateral foi baseada nos dados experimentais de Yoganandan et al. (2004). Como no caso anterior, apenas uma direção de flexão foi simulada, enquanto foi assumida que a simulação da outra direção obteria resultados equivalentes devido à simetria do modelo. Neste caso, o momento foi aplicado ao eixo x. A figura (5) mostra um exemplo dos resultados obtidos, que é representativo dos demais resultados adquiridos nesta simulação.

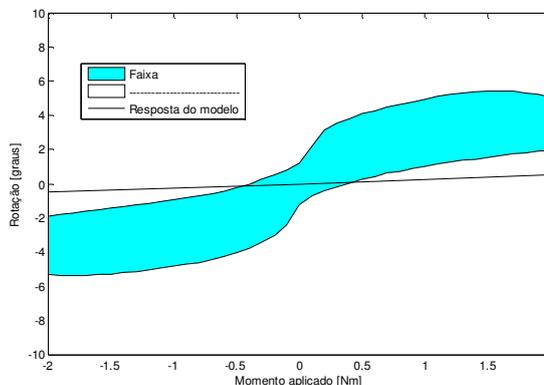


Figura 5 – Rotação angular do C5-C6, de flexão para a esquerda (momentos negativos) à flexão para a direita (momentos positivos); comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

### 3.4. Compressão

A simulação de compressão foi baseada nos dados experimentais de Shea et al. (1991). Para esta simulação, apenas as vértebras C4, C5 e C6 foram utilizadas. Os nós pertencentes ao C6 foram restringidos em todos os seis graus de liberdade, o C4 e C5 foram engastados em rotações nos eixos x e y, enquanto uma carga vertical para baixo foi aplicada no centro de gravidade do C4. A figura (6) mostra o modelo utilizado para esta simulação. A figura (7) mostra o resultado dessa simulação comparado com o faixa experimental obtido por Shea et al. (1991).

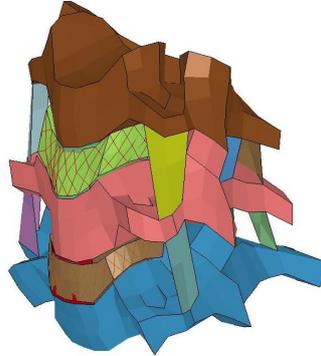


Figura 6. Modelo simulado: C4-C6 (para todas as figuras, o sistema de coordenadas é a mesma da Fig. (2))

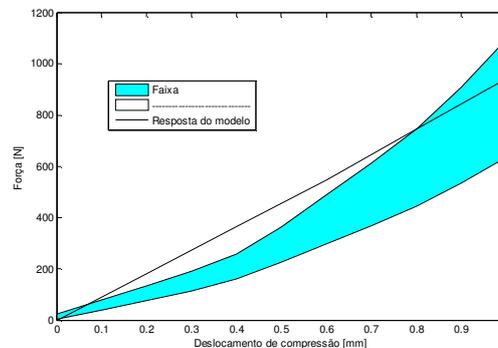


Figura 7. Deslocamento compressivo do C4; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

### 3.5. Conclusões

É evidente que há uma discrepância muito grande entre os resultados das simulações e os faixas experimentais encontrados na literatura. Por exemplo, para os casos de flexão/extensão, rotação axial e flexão lateral, as simulações apresentam um comportamento linear enquanto os faixas experimentais apresentam uma deformação inicial rápida, seguida de um comportamento proporcionalmente mais rígido, demonstrado pela diminuição da sua inclinação. Os resultados dessas simulações também demonstram um comportamento mais rígido da coluna cervical do que o apresentado pelos faixas experimentais. No caso da compressão, ao contrário dos resultados das simulações estáticas anteriores, a resposta mantém uma taxa de crescimento semelhante e é de magnitude parecida ao comportamento da amostra experimental. A linearidade dos resultados numéricos pode ser facilmente explicada pelo fato de que todos os materiais utilizados no modelo simulado são lineares elásticos e a análise é linear.

## 4. Simulações dinâmicas

Para efeitos de comparação e de otimização, foram escolhidos dois experimentos dinâmicos da literatura; aqueles conduzidos por Davidsson et al. (1998b) e pelo National Biodynamics Laboratory (NBDL) dos Estados Unidos, o primeiro sendo de colisão traseira e o segundo, de colisão frontal. Este estudo forneceu curvas de aceleração da vértebra T1 nos eixos X e Z.

### 4.1. Preparação do modelo

Em cada simulação, um grande cuidado foi tomado para reproduzir as condições de cada experimento e o modelo THUMS foi simplificado para incluir apenas as partes necessárias e, assim, reduzir drasticamente o tempo de processamento de cada simulação. No caso das simulações dinâmicas, só a metade superior do modelo completo foi utilizada, excluindo os braços, como pode ser visto na Fig. (8). Não obstante, os tempos de processamento das simulações dinâmicas superaram a marca de dezoito horas.

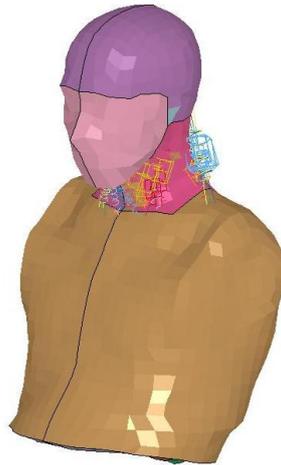


Figura 8. Modelo utilizado para as simulações dinâmicas

Simulações de teste mostraram que a aplicação das acelerações fornecidas pelo NBDL apenas no centro de gravidade do T1 resultou em uma curvatura pouco natural da coluna em forma de V, com o vértice na T1. Assim, foi decidido que essas acelerações seriam aplicadas a uma área muito mais ampla. Um conjunto de nós foi criado como mostrado na Fig. (9), incluindo todas as vértebras torácicas e uma seleção de nós pertencentes à caixa torácica posterior, e as curvas de aceleração foram aplicadas a este conjunto de nós como um todo.

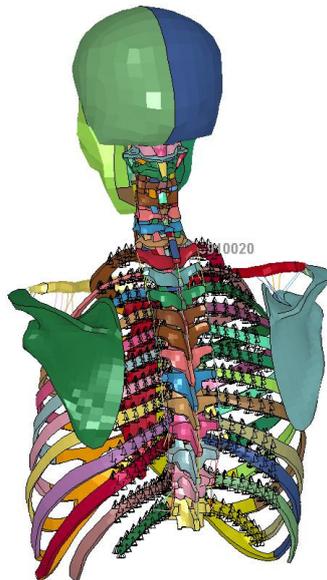


Figura 9. Conjunto de nós utilizado para aplicar as condições de contorno

#### 4.2. Comparação experimental: Davidsson et al. (1998b)

As condições de contorno utilizadas nesta simulação são dadas pelas curvas de deslocamento da vértebra T1 nos eixos x e z relatadas na Fig. (10). Estes deslocamentos foram aplicadas ao conjunto de nós acima mencionado e os resultados podem ser vistos na Fig. (11).

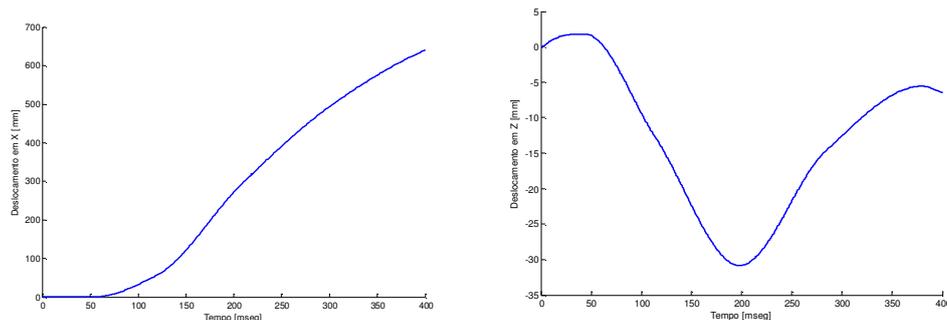


Figura 10. Deslocamentos da vértebra T1 em X e Z

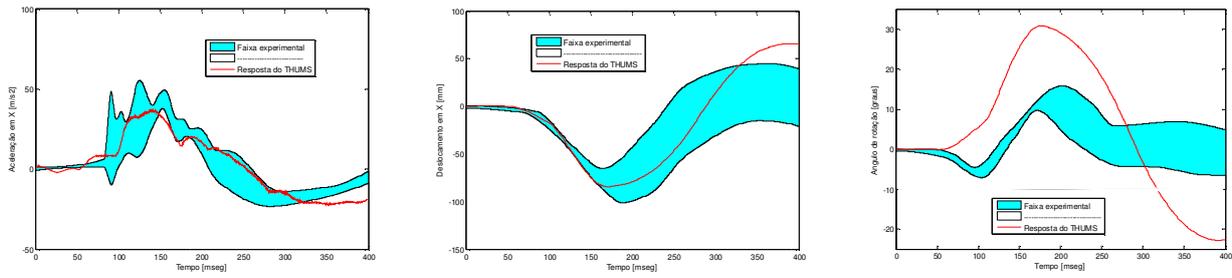


Figura 11. Comparação entre o resultado da simulação e o faixa experimental para a aceleração em x do C.M. da cabeça (curva 1), o deslocamento em x do C.M. da cabeça relativa à T1 (curva 2), e a rotação da cabeça relativa à T1 (curva 3)

Os coeficientes de correlação,  $R$ , entre os resultados da simulação e a média dos faixas experimentais podem ser vistas na Tab. (1). Estes valores serão utilizados na fase de atualização do modelo.

Tabela 1. Coeficientes de correlação para as curvas 1, 2 e 3

$R_1$	$R_2$	$R_3$
0.9249	0.9491	0.6824

### 4.3. Comparação experimental: NBDL

As condições de contorno utilizadas nesta simulação são dadas pelas curvas de aceleração da vértebra T1 nos eixos x e z relatadas na Fig. (12). Estas acelerações foram aplicadas ao conjunto de nós acima mencionado e os resultados podem ser vistos na Fig. (13). Já a Fig. (14) ilustra o movimento do pescoço dos voluntários ao lado dos movimentos do modelo.

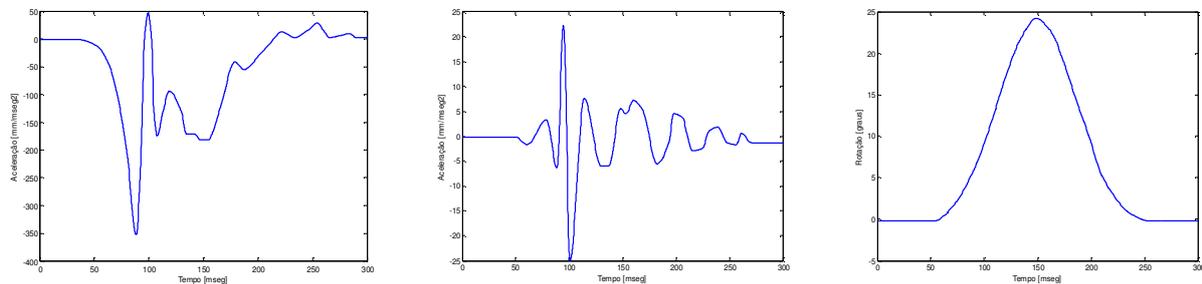


Figura 12. Condições de entrada da T1 para o experimento de *sled* frontal do NBDL

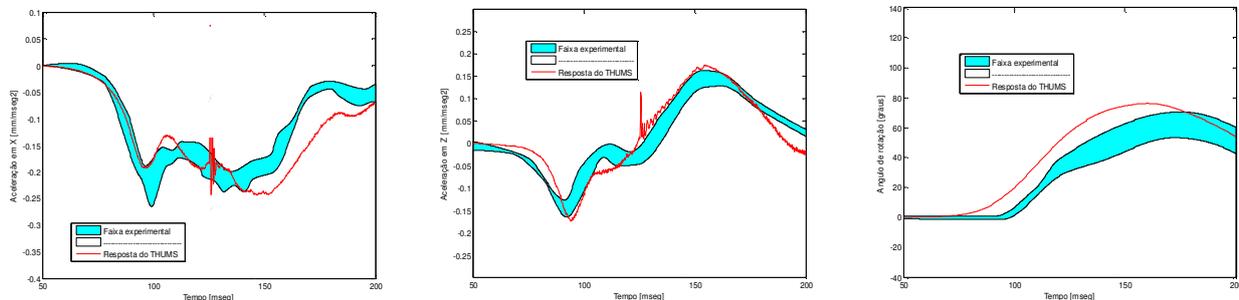


Figura 13. Comparação entre o resultado da simulação e o faixa experimental para a aceleração linear do CG da cabeça em x (curva 4), a aceleração angular do CG da cabeça em y (curva 5), e a rotação do CG da cabeça (curva 6)

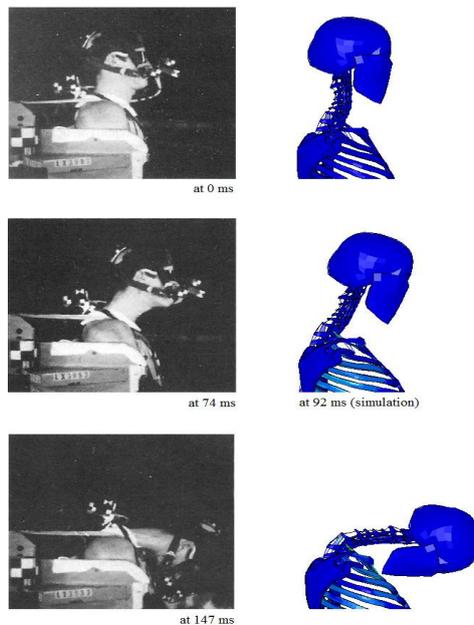


Figura 14. Imagens da resposta do conjunto cabeça/pescoço do experimento e da simulação NBDL

Os coeficientes de correlação,  $R$ , entre os resultados da simulação e a média dos faixas experimentais podem ser vistas na Tab. (2).

Tabela 2. Coeficientes de correlação para as curvas 4, 5 e 6

$R_4$	$R_5$	$R_6$
0.9277	0.9487	0.9640

## 5. Atualização do modelo THUMS

O objetivo desta etapa do trabalho foi estudar a influência de determinados componentes do modelo e tentar refinar as propriedades dos materiais com o intuito de melhorar sua resposta em colisões traseiras. Depois de um estudo fatorial dos componentes e propriedades do modelo (análise de sensibilidade), foi descoberto que o coeficiente de amortecimento dos grupos musculares relacionados ao pescoço contribuiu com o maior impacto na resposta dinâmica do modelo. Sendo assim, a metodologia de otimização utilizada focou-se principalmente na escolha de qual grupo de músculos do pescoço teriam seus coeficientes de amortecimento alterados e qual seria a amplitude dessa alteração. No modelo THUMS original, todos os amortecedores tinham o mesmo coeficiente de amortecimento, igual a 17 kg/s.

Além disso, é importante ter em mente que alterações no coeficiente de amortecimento de grupos musculares irão afetar não só a resposta do modelo THUMS a simulações de impacto posterior, mas também todas as outras. Tendo mencionado este problema, o objetivo principal torna-se melhorar a resposta do modelo ao impacto posterior, sem contudo comprometer sua precisão em impactos de tipo, por exemplo, frontal. Talvez seja importante lembrar que os resultados originais do modelo THUMS para impacto frontal na validação NBDL apresentados na secção anterior foram satisfatórios.

### 5.1. Coleta de dados e análise

Decidiu-se dividir os amortecedores em dois grupos distintos, mantendo os mesmos valores para propriedades em cada grupo e variando-as entre eles: os amortecedores que são comprimidos durante a flexão (localizados no lado anterior do pescoço) e os amortecedores que são estendidos durante a flexão (localizados no lado posterior do pescoço).

Subseqüentemente, uma série de simulações foi conduzida alterando os coeficientes de amortecimento de cada grupo. Os novos coeficientes de amortecimento foram escolhidos baseados em simulações prévias do modelo, sendo capazes de garantir uma melhora substancial na rotação da cabeça, sem comprometer outras respostas importantes. Uma seleção dos valores de amortecimento simulados pode ser visualizada na Tab. (3). Esta tabela também inclui os valores dos coeficientes de correlação para cada curva.

Tabela 3. Valores de R para as 6 curvas de comparação das simulações

Coeficiente de amortecimento anterior (kg/s)	Coeficiente de amortecimento posterior (kg/s)	Davidsson et al. (1998b)			NBDL		
		R <sub>1</sub>	R <sub>2</sub>	R <sub>3</sub>	R <sub>4</sub>	R <sub>5</sub>	R <sub>6</sub>
1	10	0.8829	0.9329	0.6373	0.9022	0.9116	0.9474
25	10	0.9148	0.9483	0.6666	0.8894	0.9453	0.9620
50	10	0.9384	0.9609	0.6848	0.8882	0.9580	0.9722
75	40	0.9329	0.9819	0.7265	0.8769	0.9393	0.9872
75	60	0.9059	0.9818	0.7317	0.8498	0.8955	0.9894
75	80	0.8808	0.9793	0.7313	0.8497	0.8733	0.9900
100	30	0.9327	0.9830	0.7320	0.8875	0.9223	0.9866
100	40	0.9180	0.9835	0.7352	0.8854	0.9044	0.9884

## 5.2. Regressão linear

Para cada curva comparada (R1, R2, etc.), uma regressão linear foi conduzida com o intuito de obter os coeficientes da Eq. (1):

$$\hat{R}_i = \beta_0 + \beta_1 \cdot x_1 + \beta_2 \cdot x_2 + \beta_3 \cdot x_1 \cdot x_2 + \beta_4 \cdot x_1^2 + \beta_5 \cdot x_2^2 + \beta_6 \cdot x_1 \cdot x_2^2 + \beta_7 \cdot x_1^2 \cdot x_2 + \beta_8 \cdot x_1^3 + \beta_9 \cdot x_2^3 \quad (1)$$

Onde  $\beta_0$  até  $\beta_9$  são os coeficientes lineares,

$x_1$  e  $x_2$  são os coeficientes de amortecimento anterior e posterior, respectivamente,

$\hat{R}_i$  é o valor estimado de R para cada curva comparada,  $i$ .

A Eq. (1) caracteriza uma superfície para cada curva comparada, aproximando a resposta do modelo THUMS para alterações do coeficiente de amortecimento anterior e posterior. Para obter uma configuração otimizada destes coeficientes considerando mais de uma curva, o root mean square (RMS) de cada um dos pontos da superfície foi utilizado através da Eq. (2):

$$\hat{R}_{RMS} = \sqrt{\frac{(\hat{R}_1)^2 + (\hat{R}_2)^2 + \dots + (\hat{R}_n)^2}{n}} \quad (2)$$

O ponto máximo da superfície gerado pelo procedimento anterior indica o valor de parâmetros otimizado para as curvas comparadas considerando o cálculo do RMS.

## 5.3. Resultados

Neste ponto, os valores RMS foram calculados para dois casos separados: colisões posteriores e colisões posteriores e anteriores somadas. O valor máximo das superfícies gerado por este procedimento indica uma combinação otimizada de parâmetros diferente para cada cenário, como mostrado pela Fig. (15).

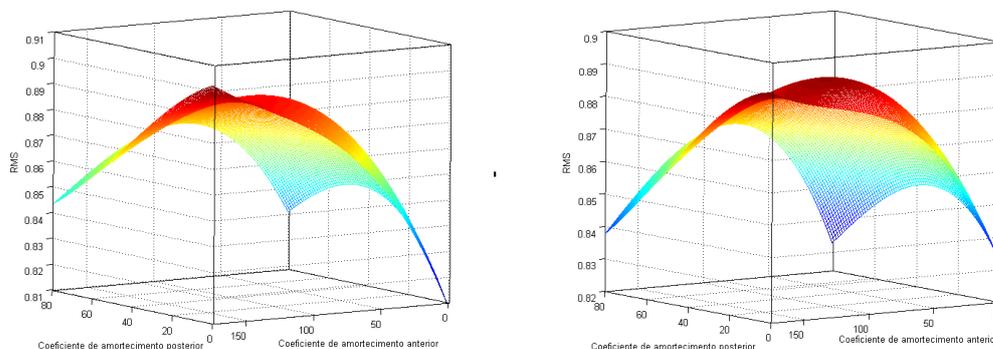


Figura 15. Superfícies RMS para impactos posteriores (esquerda) e considerando impactos frontais e posteriores (direita)

Com o objetivo de verificar estes resultados, simulações foram conduzidas utilizando os valores da tabela acima. Figura (16) mostra cada um dos faixas experimentais, que são comparadas com as respostas originais e otimizadas do modelo THUMS.

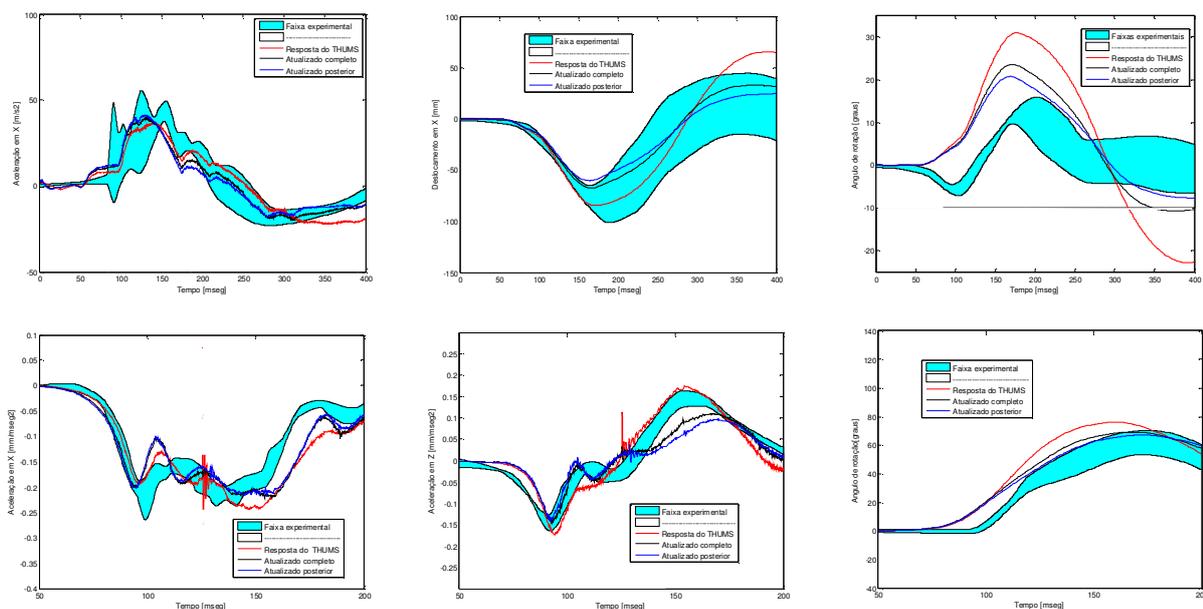


Figura 16. Respostas otimizadas para as curvas 1 a 6, comparadas com as respostas originais

É importante fornecer uma avaliação numérica das diferenças entre os modelos, ao invés de confiar apenas em um julgamento visual. Por essa razão, variações nos coeficientes de correlação R causadas pelas alterações no modelo são mostradas na Tab. (4).

Tabela 4. Melhoramentos dos modelos modificados

Modelo	x1 (kg/s)	x2 (kg/s)	Davidsson (1998b)			NBDL		
			R <sub>1</sub>	R <sub>2</sub>	R <sub>3</sub>	R <sub>4</sub>	R <sub>5</sub>	R <sub>6</sub>
THUMS original	17	17	0.9249	0.9491	0.6824	0.9277	0.9487	0.9640
Posterior otimizado	100	30	0.9327	0.9830	0.7320	0.8875	0.9223	0.9866
Otimizado completo	87	19	0.9506	0.9781	0.7152	0.8868	0.9436	0.9813
Porcentagens (posterior / THUMS)			0.84%	3.45%	6.78%	-4.53%	-2.86%	2.29%
Porcentagens (completo / THUMS)			2.70%	2.96%	4.59%	-4.61%	-0.54%	1.76%

É possível verificar na tabela acima que as porcentagens de melhoramento não são muito grandes em magnitude. Entretanto, é necessário levar em consideração que o modelo THUMS original já apresentava altos coeficientes de correlação entre as respostas simuladas e os faixas experimentais, deixando pouco espaço para evolução. Além disso, é importante ter em mente ao estudar a tabela acima que as modificações feitas ao modelo THUMS durante sua calibração foram baseadas somente em observações de seu comportamento em colisões posteriores e de sua comparação com os faixas experimentais de Davidsson et al. (1998b). De fato, a melhor configuração de amortecimento para colisões frontais era aquela do modelo original. Para as colisões posteriores, por outro lado, foram atingidos resultados bastante expressivos, especialmente aqueles relacionados a rotação da cabeça, com um melhoramento de quase 7%. Contrariamente, melhorar a resposta a impactos posteriores através da mudança dos coeficientes de amortecimento teve um efeito adverso na colisão frontal.

A configuração otimizada completa resulta em um bom compromisso entre resultados de simulação de colisão frontal e traseira, sem atingir um resultado expressivo na colisão traseira, mas também sem comprometer os resultados para colisões frontais.

## 6. Referências

- Davidsson J. [et al.] Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions [Conference] // International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts. - Goteborg, Sweden : [s.n.], 1998b. - pp. 289-302.
- Shea M. [et al.] Variation of stiffness and strength along the human cervical spine [Journal] // Journal of Biomechanics. - 1991. - 24(2):92-107.

- Thunnissen J. [et al.] Human volunteer head-neck response in frontal flexion: a new analysis [Conference] // 39th STAPP Car Crash Conference. - San Diego, California, USA : SAE, 1995. - 952721.
- Wheeldon John A. [et al.] Validation of a Finite Element Model of the Young Normal Lower Cervical Spine [Journal] // Annals of Biomedical Engineering. - Milwaukee : [s.n.], July 12, 2008. - 9 : Vol. 36. - pp. 1458-1469.
- Wismans J., Oorschot H. and Woltring H. J. Omni-directional human head-neck response [Conference] // 30th STAPP Car Crash Conference. - San Diego, California, USA : SAE, 1986. - 861893.
- Yoganandan N., Kumaresan S. and Pintar F. A. "Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue response and biomechanical modeling [Journal]" // Clinical Biomechanics. - 2001. - Vol. 16. - pp. 1-27.

## 7. Direitos autorais

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

## VALIDATION AND UPDATE OF A HUMAN FEM MODEL FOR WHIPLASH SIMULATIONS

**Christian Fleischfresser**

chris.fleischfresser@gmail.com

**Matias Costa Tomazelli**

matias.tomazelli@gmail.com

**Abstract.** The aim of this study is to validate the THUMS model, which was developed by Toyota Central R&D Labs, in order to determine its reliability in replicating real-life conditions during rear-end collisions; that is, impacts that result in whiplash. In addition, an updated version of the THUMS model will be proposed, which aims to improve the head-neck response of the model in these conditions.

**Keywords.** *whiplash, finite element method, biomechanics, crash test*