

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO



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

Validação e atualização cinemática de um modelo em elementos finitos do corpo humano para
simulações de *whiplash*

-Índice-

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO



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

CHRISTIAN FLEISCHFRESSER

MATIAS COSTA TOMAZELLI

ORIENTADOR: PROF. RAUL GONZALEZ LIMA

Validação e atualização cinemática de um modelo em elementos finitos do corpo humano para
simulações de *whiplash*

FICHA CATALOGRÁFICA

Tomazelli, Matias Costa

Validação e atualização cinemática de um modelo em elementos finitos do corpo humano para simulações de whiplash / M.C. Tomazelli, C. Fleischfresser. – São Paulo, 2009. 130 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Biomecânica 2. Pescoço (Lesões; Impacto) 3. Método dos elementos finitos I. Fleischfresser, Christian II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica III. t.

Resumo

Lesões decorrentes do mecanismo de whiplash são muito frequentes nos dias de hoje. Devido a isso 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 validado contra 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 para saber 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 otimizado será proposto com a intenção de melhorar a resposta do pescoço nessas condições. Um estudo preliminar amplo será conduzido com o objetivo de analisar a anatomia do pescoço humano, mecanismos de whiplash propostos, critérios de lesão existentes e diferentes modelos a elementos finitos que já foram desenvolvidos e validados. Ademais, as propriedades dos materiais implementados pelo modelo THUMS serão comparadas com aquelas encontradas na literatura e todas as divergências serão consideradas no modelo otimizado.

Índice

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	II
LISTA DE GRÁFICOS	III
INTRODUÇÃO	1
1. ANATOMIA DO PESCOÇO HUMANO.....	3
COLUNA VERTEBRAL.....	3
<i>Coluna Cervical</i>	3
LIGAMENTOS	7
<i>Coluna Cervical Superior</i>	7
<i>Coluna Cervical Inferior</i>	10
MÚSCULOS DO PESCOÇO	11
<i>Platisma</i>	11
<i>Esternocleidomastóide</i>	12
<i>Trapézio</i>	12
<i>Músculos vertebrais anteriores</i>	12
<i>Músculos Vertebrais Laterais</i>	13
ÓRGÃOS DO PESCOÇO E VASOS SANGUÍNEOS	13
<i>A Laringe</i>	13
<i>A Traquéia</i>	14
<i>O Esôfago</i>	14
<i>A Artéria Carótida e a Veia Cava</i>	15
2. MECANISMOS E CRITÉRIOS DE LESÃO DO PESCOÇO.....	16
MOVIMENTOS DO PESCOÇO E DA CABEÇA DURANTE UMA COLISÃO TRASEIRA	16
MECANISMOS DE LESÃO DO PESCOÇO	17
<i>Hiperextensão</i>	17
<i>Flexão Cervical durante a fase de Rebound</i>	17
<i>Gradiente de Pressão no Canal Vertebral</i>	18
<i>Compressão e Tensão localizadas durante a forma de S</i>	18
CRITÉRIOS DE LESÃO DO PESCOÇO	19
<i>Neck Injury Criterion (NIC)</i>	19
<i>Intervertebral Neck Injury Criterion (IV-NIC)</i>	20
<i>Neck Injury Criterion (N_{ij})</i>	20
<i>Neck Injury Criterion (N_{km})</i>	21
<i>Lower Neck Load (LNL)</i>	21
<i>Neck Displacement based Criteria (NDC)</i>	22
<i>Outros Critérios</i>	22
3. PROPRIEDADES MECÂNICAS E GEOMÉTRICAS DO PESCOÇO HUMANO.....	23
ELEMENTOS ÓSSEOS DA COLUNA CERVICAL	23
LIGAMENTOS	24

-Índice-

DISCOS INTERVERTEBRAIS	26
JUNTAS SINOVIAIS	28
UNCOVERTEBRAL CLEFTS.....	29
MÚSCULOS	30
4. MODELAGEM DO PESCOÇO HUMANO	31
VÉRTEBRAS	31
LIGAMENTOS	31
DISCOS INTERVERTEBRAIS	33
JUNTAS SINOVIAIS	35
UNCOVERTEBRAL CLEFTS.....	36
MÚSCULOS	37
MODELOS EXISTENTES	41
5. DADOS EXPERIMENTAIS DISPONÍVEIS PARA VALIDAÇÃO.....	45
CARREGAMENTO ESTÁTICO.....	45
<i>Compressão</i>	46
<i>Flexão / Extensão</i>	46
<i>Rotação axial e flexão lateral</i>	47
<i>Dados experimentais de tensões localizadas</i>	48
CARREGAMENTO DINÂMICO	48
<i>Experimentos NBDL</i>	49
<i>Experimentos JARI</i>	49
<i>Experimentos Davidsson et al. (1998b)</i>	50
<i>Experimentos Luan et al. (2000)</i>	51
<i>Experimentos Panjabi et al. (1998)</i>	52
6. MODELO THUMS.....	54
DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS	58
DESCRIÇÃO DO MODELO	59
COMPARAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS DO THUMS E DADOS DISPONÍVEIS NA LITERATURA.....	60
7. SIMULAÇÕES DO MODELO THUMS	64
SIMULAÇÕES ESTÁTICAS.....	64
<i>Flexão/extensão</i>	64
<i>Rotação axial</i>	70
<i>Flexão lateral</i>	72
<i>Compressão</i>	74
SIMULAÇÕES DINÂMICAS	76
<i>Comparação experimental: NBDL</i>	76
<i>Comparação experimental: Davidsson et al. (1998b)</i>	81
<i>Comparação experimental: Luan et al. (2000)</i>	83
<i>Comparação experimental: JARI (1998)</i>	89
<i>Comparação experimental: Panjabi et al. (1998)</i>	91
8. CALIBRAÇÃO DO MODELO	98
METODOLOGIA I	98
<i>Seleção de níveis e fatores</i>	98
<i>Recolhimento de dados e análise</i>	99
<i>Resultados</i>	103
METODOLOGIA II.....	104

-Índice-

	<i>Coleta de dados e análise.....</i>	<i>104</i>
	<i>Resultados.....</i>	<i>108</i>
9.	CONCLUSÃO.....	119
10.	BIBLIOGRAFIA	121

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Visão lateral de toda a coluna vertebral	3
Figura 1.2 – Vista superior de uma vértebra central (a)	4
Figura 1.3 – Vista superior da vértebra atlas	5
Figura 1.4 – Vista superior da vértebra axis	5
Figura 1.5 – Vista superior da sétima vértebra cervical	6
Figura 1.6 – Junta sinovial	6
Figura 1.7 – Disco intervertebral	6
Figura 1.8 – Ligamentos anteriores	8
Figura 1.9 – Ligamentos posteriores	8
Figura 1.10 – Visão frontal dos ligamentos interiores	9
Figura 1.11 – Seção lateral dos ligamentos vertebrais	9
Figura 1.12 – Vista superior do ligamento transversal	10
Figura 1.13 – Ligamentos SSL e ISL	11
Figura 1.14 – Músculos superficiais laterais da cabeça e do pescoço	11
Figura 1.15 – Músculos posteriores do pescoço	12
Figura 1.16 – Músculos vertebrais anteriores e laterais	13
Figura 1.17 – A laringe e traquéia	14
Figura 1.18 – Esôfago e vasos sanguíneos do pescoço	14
Figura 2.1 – Da esquerda para a direita: normal, forma de s, extensão e flexão	16
Figura 2.2 – Transição da forma de s até extensão plena	19
Figura 4.1 – Mapa muscular dos músculos do pescoço	37
Figura 4.2 – Esquema do modelo do músculo	38
Figura 4.3 - Modelo Simulink® para o grupo muscular Splenius capitis	40
Figura 5.1 – Ilustração do experimento de Shea et al. (1991)	46
Figura 5.2 - Teste de sled em pista inclinada e voluntário (Kobayashi, et al.)	49
Figura 5.3 - Diagrama esquemático do equipamento de sled de bancada (Panjabi et al 1998)	53
Figura 6.1 – Modelo THUMS completo	55
Figura 6.2 – Torso completo	55
Figura 6.3 – Cabeça, ossos, discos intervertebrais, juntas sinoviais e ligamentos	56
Figura 6.4 – Vértebras C2 até T1	56
Figura 6.5 – Vértebra C1: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)	57
Figura 6.6 - Figura 6.6 – Vértebra C2: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)	57
Figura 6.7 - Vértebra C7: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)	57
Figura 6.8 – Disco intervertebral entre C2 e C3	58
Figura 7.1 – Modelo utilizado para a simulação de flexão / extensão	65
Figura 7.2 - Extensão (esquerda) e flexão (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado	66
Figura 7.3 - Rotação axial desde o repouso (esquerda) até o estado rotacionado (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado	70

-Lista de figuras-

Figura 7.4 - Flexão lateral desde o repouso (esquerda) até o estado rotacionado (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado	72
Figura 7.5 - Modelo simulado: C4-C6	74
Figura 7.6 - Compressão desde o repouso (esquerda) até o estado comprimido (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado	75
Figura 7.7 - Conjunto de nós utilizado para aplicar as condições de contorno	77
Figura 7.8 - Imagens da resposta do conjunto cabeça/pescoço do experimento e da simulação	80

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Propriedades inerciais de cada vértebra.....	23
Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos elementos ósseos da coluna cervical.....	24
Tabela 3 – Propriedades geométricas dos ligamentos (Média (DP)).....	24
Tabela 4 - Propriedades mecânicas de ligamentos da coluna cervical superior (Média(DP)).....	25
Tabela 5 - Rigidez de ligamentos da coluna cervical (Média (DP)).....	25
Tabela 6 - Módulo de elasticidade (MPa) dos ligamentos.....	26
Tabela 7 - Propriedades geométricas dos discos intervertebrais.....	26
Tabela 8 - Valores de rigidez para os discos intervertebrais em tensão e compressão.....	27
Tabela 9 - Rigidez dos discos sob diversas modalidades de carga (Média (DP)).....	27
Tabela 10 - Amortecimento dos discos em diversas modalidades de carga.....	28
Tabela 11 - Propriedades geométricas das juntas sinoviais.....	28
Tabela 12 - Informações biomecânicas das juntas sinoviais capsulares (Média (DP)).....	29
Tabela 13 - Dimensões das <i>uncovertebral clefts</i> (mm) (Média (SP)).....	29
Tabela 14 - Parâmetros de ligamentos utilizados em modelos existentes.....	33
Tabela 15 - Parâmetros de discos intervertebrais utilizados em modelos existentes.....	35
Tabela 16 - Parâmetros de juntas sinoviais usados em modelos existentes.....	36
Tabela 17 - Parâmetros dos <i>uncovertebral clefts</i> usados em modelos existentes.....	36
Tabela 18 - Propriedades de modelos existentes.....	41
Tabela 19 - A e B são os coeficientes para curvas de flexão/extensão.....	47
Tabela 20 - Faixa de movimento da coluna cervical em estudos <i>in vitro</i> diferentes (Média (SD))..	48
Tabela 21 - Faixa de movimento do C5-C6 de estudos <i>in vitro</i> diferentes (Média (SD)).....	48
Tabela 22 – Descrição do modelo THUMS.....	60
Tabela 23 - Descrição da pele do modelo THUMS.....	60
Tabela 24 – Novos recursos adicionados ao modelo.....	64
Tabela 25 – Níveis usados nas simulações para cada componente.....	99
Tabela 26 – Autores que usaram cada nível de componentes.....	99
Tabela 27 – Valores de R para as três curvas de comparação das simulações.....	100
Tabela 28 – Separação de dados para AN.O.V.A da curva de compração da aceleração em x do C.M da cabeça.....	101
Tabela 29 – Análise de interferência para uma curva de comparação; coluna 1.....	102
Tabela 30 – AN.O.V.A; valores de P resultantes para análise de influência.....	103
Tabela 31 – Resultados do T-test para análise de interferência.....	103
Tabela 32 – Propriedades adotadas para o modelo.....	104
Tabela 33 – Divisão de grupos dos amortecedores.....	105
Tabela 34 – Valores de R para as 4 curvas de comparação das simulações.....	106
Tabela 35 – Valores RMSE para cada tipo de regressão.....	107
Tabela 36 – Coeficientes beta para as regressões lineares.....	108
Tabela 37 – RMS para as respostas otimizadas.....	113
Tabela 38 – Melhoramentos dos modelos modificados.....	117

Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Condições de entrada da T1 para o experimento de <i>sled</i> frontal do NBDL	49
Gráfico 2 - Aceleração (a) e velocidade (b) do <i>sled</i> (dados de uma uma simulação).....	50
Gráfico 3 - Valores de aceleração do T1 e do esterno (Kobayashi, et al.).....	50
Gráfico 4 - Deslocamentos da vértebra T1 em X e Z	51
Gráfico 5 - Aceleração do sled, acelerações em x e z do tórax durante o impacto	52
Gráfico 6 - Aceleração de entrada de 8.5 g na vértebra T1 usada por Lopik and Acar (2007).....	53
Gráfico 7 - Rotação angular do C2-T1; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	66
Gráfico 8 - Rotação angular do C2-C3; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	67
Gráfico 9 - Rotação angular do C3-C4; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	67
Gráfico 10 - Rotação angular do C4-C5; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	68
Gráfico 11 - Rotação angular do C5-C6; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	68
Gráfico 12 - Rotação angular do C6-C7; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	69
Gráfico 13 – Rotação angular do C7-T1; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	69
Gráfico 14 - Rotação angular do C4-C5; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	71
Gráfico 15 - Rotação angular do C5-C6; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	71
Gráfico 16 - Rotação angular do C6-C7; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	72
Gráfico 17 - Rotação angular do C4-C5; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	73
Gráfico 18 - Rotação angular do C5-C6; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	73
Gráfico 19 - Rotação angular do C6-C7; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	74
Gráfico 20 - Curva de carregamento para simulação de compressão	75
Gráfico 21 - Deslocamento compressivo do C4; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo	76
Gráfico 22 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a rotação do CG da cabeça	77
Gráfico 23 - Comparação entre o resultado da simulação e a média experimental para o deslocamento do CG da cabeça em x e z	78
Gráfico 24 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração linear do CG da cabeça em x	79

-Lista de gráficos-

Gráfico 25 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração linear do CG da cabeça em z	79
Gráfico 26 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração angular do CG da cabeça em y	80
Gráfico 27 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para o deslocamento da cabeça com relação à vértebra T1 ao longo do eixo x.....	81
Gráfico 28 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração da cabeça ao longo do eixo x	82
Gráfico 29 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a rotação da cabeça com relação à vértebra T1.....	82
Gráfico 30 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C1	83
Gráfico 31 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C2	84
Gráfico 32 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C3	84
Gráfico 33 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C4	85
Gráfico 34 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C5	85
Gráfico 35 - Comparação entre os resultado do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C6	86
Gráfico 36 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C1 e C2.....	86
Gráfico 37 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C2 e C3	87
Gráfico 38 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C3 e C4.....	87
Gráfico 39 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C4 e C5	88
Gráfico 40 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C5 e C6	88
Gráfico 41 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a aceleração do CG da cabeça em x.....	89
Gráfico 42 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a aceleração do CG da cabeça em z	90
Gráfico 43 - Rotação das vértebras cervicais (C1-C7) com relação ao T1	90
Gráfico 44 - Rotação relativo de cada vértebra cervical com relação à vértebra adjacente inferior .	91
Gráfico 45 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação do CG da cabeça relativa a T1	92
Gráfico 46 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para o deslocamento do CG da cabeça relativa a T1	92
Gráfico 47 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C0 e C1.....	93

-Lista de gráficos-

Gráfico 48 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C1 e C2.....	93
Gráfico 49 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C2 e C3.....	94
Gráfico 50 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C3 e C4.....	94
Gráfico 51 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C4 e C5.....	95
Gráfico 52 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C5 e C6.....	95
Gráfico 53 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C6 e C7.....	96
Gráfico 54 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C7 e T1.....	96
Gráfico 55 - Superfície de regressão NBDL, aceleração em x.....	109
Gráfico 56 - Superfície de regressão NBDL, aceleração em z.....	109
Gráfico 57 - Superfície de regressão NBDL, rotação da cabeça.....	110
Gráfico 58 - Superfície de regressão Davidsson, aceleração em x.....	110
Gráfico 59 - Superfície de regressão Davidsson, deslocamento em x.....	111
Gráfico 60 - Superfície de regressão Davidsson, rotação da cabeça.....	111
Gráfico 61 - Erros residuais relativos a cada modelo estimado.....	112
Gráfico 62 - Superfícies RMS para impactos posteriores.....	112
Gráfico 63 - Superfície RMS considerando impactos frontais e posteriores.....	113
Gráfico 64 - Resposta otimizada para a aceleração em x NBDL.....	114
Gráfico 65 - Resposta otimizada para a aceleração em z NBDL.....	115
Gráfico 66 - Resposta otimizada para a rotação da cabeça em NBDL.....	115
Gráfico 67 - Resposta otimizada para a aceleração em x da colisão posterior.....	116
Gráfico 68 - Resposta otimizada para o deslocamento em x da colisão posterior.....	116
Gráfico 69 - Resposta otimizada para a rotação da cabeça em colisão posterior.....	117

Introdução

Whiplash-Associated Disorders (WAD) incorporam uma grande variedade de manifestações clínicas causadas por lesões nos tecidos moles do pescoço, que podem ser o resultado de uma colisão veicular. Os sintomas incluem dor e falta de mobilidade do pescoço, dores de cabeça, tonturas, visão embaçada e fadiga. Segundo Spitzer et al. (1995), o whiplash é um mecanismo de transferência de energia baseado na aceleração e desaceleração do pescoço que pode ser causado por colisões frontais, traseiras ou laterais.

Lesões relacionadas ao whiplash são reportadas todos os anos. Em 1928, Crowe cunhou o termo “whiplash injury” para descrever o mecanismo pelo qual as forças de aceleração produziam lesões na coluna (Breck, et al., 1971). Posteriormente, lesões no pescoço sofridas por pilotos catapultados de suas aeronaves foram responsáveis pelas modificações dos assentos dos pilotos no sentido de diminuir a flexão do pescoço (Hawkes, 1957). Com o crescimento da indústria automotiva e o surgimento dos veículos automotores como o método mais popular de transporte urbano logo se percebeu que existia uma associação clara entre as batidas traseiras e as lesões nos tecidos moles. Deans et al. (1986) relatou que mais de 62% dos pacientes de acidentes no tráfego que buscavam tratamentos em hospitais reclamavam de dores no pescoço, embora em alguns casos a dor surgisse com um certo atraso. Apesar deste tipo de lesão raramente ameaçar a vida dos pacientes, elas são uma das categorias mais importantes em termos de consequências de longo prazo (Nygren, 1984). Segundo o Whiplashkommissionen (2006), mais de 20% dos ocupantes de um carro que sofreram com WAD terão que lidar com elas pelo resto de suas vidas. Pessoas que sofreram lesões crônicas de whiplash são obrigadas a enfrentar, também, uma redução substancial de sua qualidade de vida, sendo obrigadas a conviver com dores constantes.

Além dos óbvios inconvenientes das lesões, WAD são responsáveis por um fardo econômico e social significativo. Estudos recentes indicam que elas são as lesões mais comumente relatadas em batidas de automóveis e seu custo estimado para a sociedade europeia supera a marca de €10 bilhões de euros ao ano – três vezes mais que outros tipos de lesões nas costas e no pescoço (Janitzek, 2007). Esses custos incluem tratamento médico (por exemplo, diagnose), medicamentos de reabilitação, além dos custos relacionados com a inaptidão das vítimas para trabalhar. O último contribuinte do custo é de longe o mais significativo da soma geral.

No último quarto de século diversos estudos foram realizados com a intenção de determinar os mecanismos de whiplash e métodos de prevenção das WAD. Investigações variam de revisões de informação clínica até uma grande variedade de métodos experimentais, incluindo testes com voluntários, cadáveres humanos e animais (macacos e porcos). Apesar desses esforços, os mecanismos específicos continuam a ser grande fonte de debates entre a comunidade de segurança automotiva (Kleinberger, et al., 1998). Para que um sólido entendimento das lesões de whiplash seja atingido é necessário compreender a cinemática intervertebral e definir claramente o que constitui uma lesão de tecido mole. Segundo Spitzer et al. (1995), é necessário ainda que sejam descobertas mais informações biomecânicas a respeito do whiplash.

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 validado contra 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 para saber 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 otimizado será proposto com a intenção de melhorar a resposta do pescoço nessas condições. Um estudo preliminar amplo será conduzido com o objetivo de analisar a anatomia do pescoço humano, mecanismos de whiplash propostos, critérios de lesão existentes e diferentes modelos a elementos finitos que já foram desenvolvidos e validados. Ademais, as propriedades dos materiais implementados pelo modelo THUMS serão comparadas com aquelas encontradas na literatura e todas as divergências serão consideradas no modelo otimizado.

1. Anatomia do Pescoço Humano

Um estudo detalhado da cinemática do pescoço humano exige a compreensão de sua anatomia. Portanto, este capítulo é dedicado a descrição dos componentes de maior importância que formam o pescoço.

Coluna Vertebral

As principais funções da coluna vertebral são fornecer sustentação a cabeça e o tronco, proteger os vasos sanguíneos e, principalmente, a medula espinhal. Ela é dividida em cinco regiões distintas: cervical, torácica, lombar, sacral e *coccygeal*. Cada uma dessas regiões é formada por um número específico de ossos, chamados vértebras. No caso em estudo, uma atenção especial é dada ao grupo cervical (Figura 1.1).

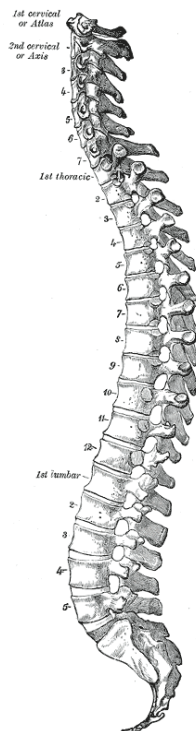


Figura 1.1 – Visão lateral de toda a coluna vertebral

Coluna Cervical

Vértebras

A coluna cervical é formada por sete vértebras numeradas de cima para baixo (C1 até C7). De acordo com a nomenclatura, é comum referir-se ao *occiput*, ou cabeça, como C0, mesmo que este não faça parte da coluna vertebral. Como característica geral, elas apresentam um canal pelo

qual passa a medula espinhal além de um *foramen* transversal, pelo qual nervos espinhais e vasos sanguíneos são conduzidos. A primeira, segunda e sétima vértebras apresentam características excepcionais e, portanto, devem ser estudadas separadamente.

Coluna cervical central

As vértebras centrais da coluna cervical (C3 até C6) são similares. Elas são essencialmente compostas por um segmento anterior conhecido como corpo vertebral, além de um arco posterior (Figuras 1.2a e 1.2b). O arco posterior é composto pelos *pedicles*, *lamina*, *spinous process*, *transverse process* e pelas superfícies articulares inferior e superior.

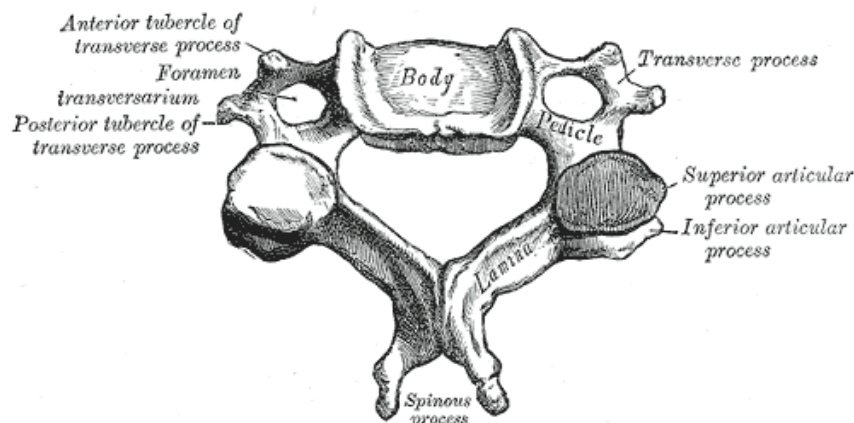


Figura 1.2 – Vista superior de uma vértebra central (a)

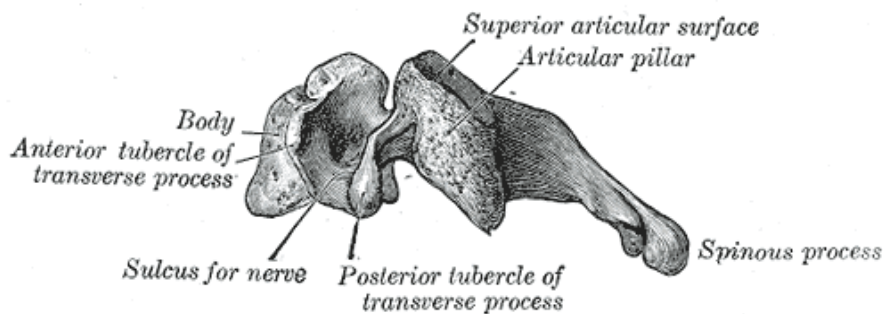


Figura 1.2 – Vista lateral de uma vértebra central (b)

A vértebra atlas

A primeira vértebra cervical, C1, é conhecida como atlas, já que fornece suporte a cabeça da mesma maneira que a figura mitológica conhecida pela mesma alcunha suportava o mundo em seus ombros (Figura 1.3). Possui uma característica marcante, determinada pela ausência de um corpo vertebral e por ser formada, em sua essência, por um anel ósseo. Este anel é dividido em duas partes principais; os arcos anterior e posterior. Existem quatro superfícies articulares, duas na parte superior e duas na inferior, localizadas em ambos os lados do anel. As superfícies articulares superiores promovem sustentação aos côndilos occipitais (duas protuberâncias ósseas na base do crânio) e formam a *occipitoatlantal joint*. No lado inferior, as superfícies formam a *atlantoaxial joint*, que tem por função conectar o atlas com a vértebra C2, conhecida como *axis*.

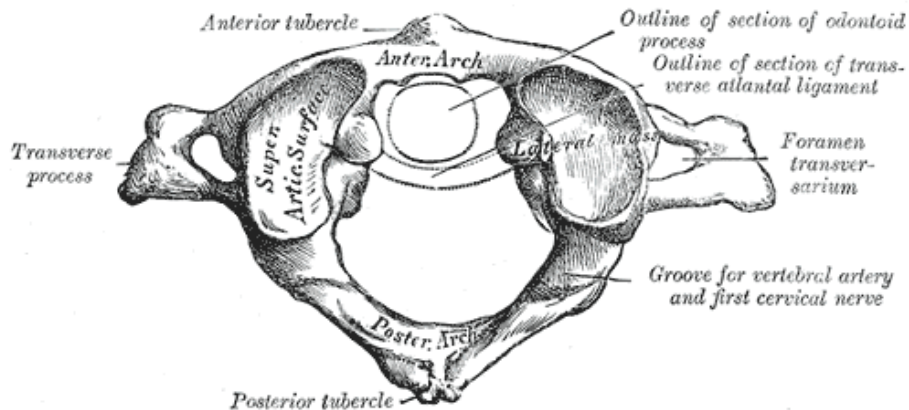


Figura 1.3 – Vista superior da vértebra atlas

A vértebra axis

A vértebra axis possui esse nome porque age como uma articulação em torno da qual o atlas pode ser rotacionado. É composta por um corpo vertebral e um arco posterior, apesar de sua característica mais marcante ser a presença de um *odontoid process*, também conhecido como *dens* (Figura 1.4). Este componente permite grandes rotações do atlas, enquanto limita movimentos excessivos de flexão e extensão. Existem ainda duas pequenas superfícies de articulação em cada lado do *dens*, que estão em contato com o arco anterior do atlas e com o ligamento transversal.

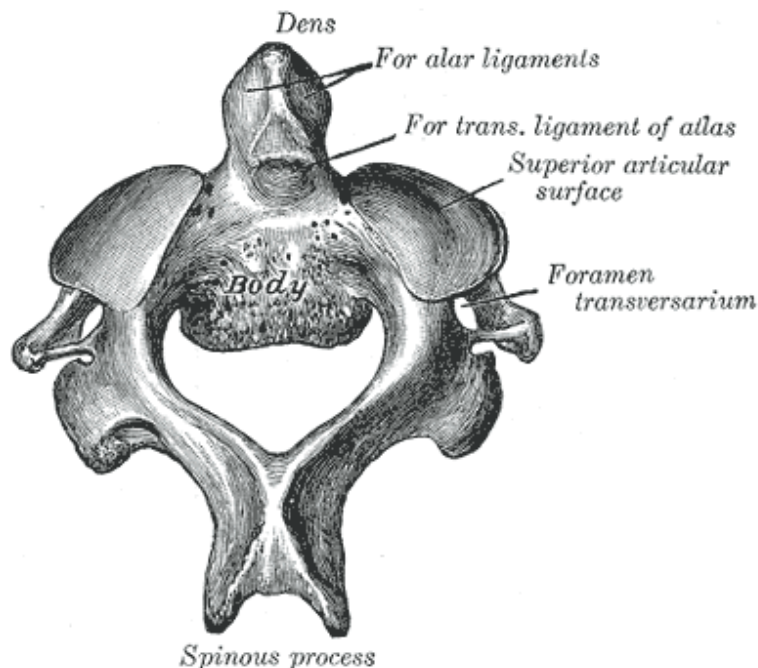


Figura 1.4 – Vista superior da vértebra axis

A sétima vértebra cervical

A característica que distingue a vértebra C7 perante as outras é a existência de um *spinous process* proeminente, que é significativamente maior que os presentes nas demais vértebras cervicais (Figura 1.5)

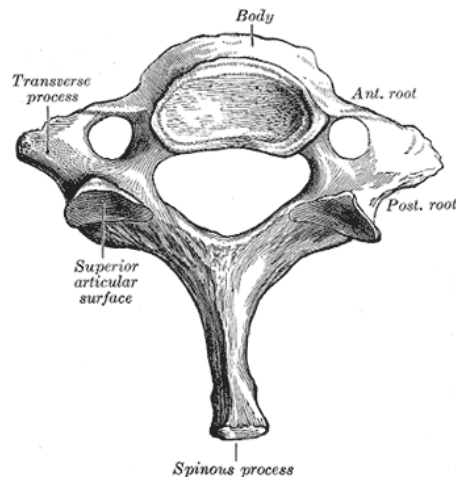


Figura 1.5 – Vista superior da sétima vértebra cervical

Articulações

As conexões entre os diversos ossos são chamadas *juntas* ou *articulações*. Na coluna cervical, existem dois tipos de articulação. O primeiro tipo permite um movimento de deslizamento entre as superfícies articulares, sendo conhecida como *arthrodial* ou junta sinovial (Figura 1.6).

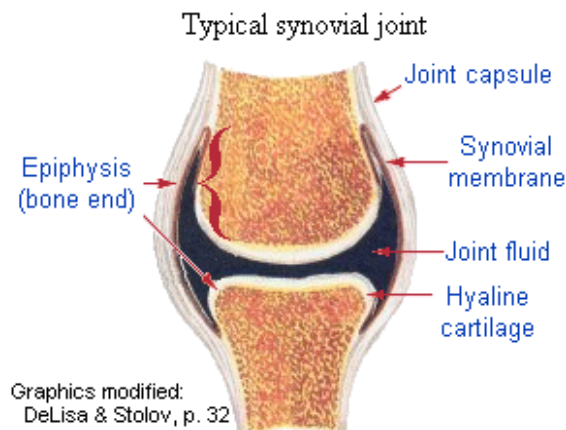


Figura 1.6 – Junta sinovial

Já o segundo tipo de articulação é chamada *amphiarthroses* ou disco intervertebral (figura 1.7). Essa junta é capaz de absorver os choques gerados por impactos de atividades do dia-a-dia, além de manter as vértebras unidas (neste sentido elas também agem como ligamentos) e permitir movimentos de pequena amplitude entre ossos conectados.

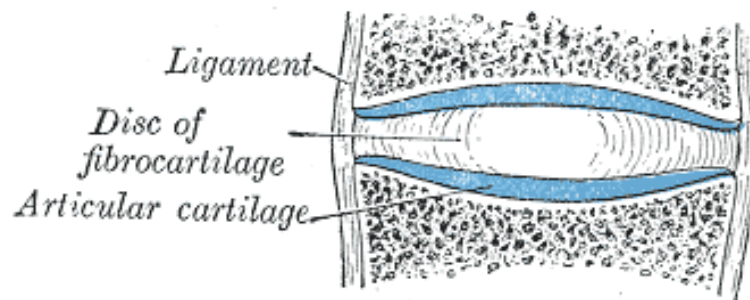


Figura 1.7 – Disco intervertebral

A Articulação *Occipitoatlantal*

Esta articulação é formada entre os côndilos occipitais na base do crânio e as superfícies articulares superiores do atlas. Devido a ausência de um corpo vertebral em C1 e a forma das superfícies articulares, esta junta permite movimentos consideráveis em flexão-extensão, mais conhecido como movimento de “sim” da cabeça. É importante notar que a interação entre atlas e *occiput*, assim como entre atlas e axis, não apresenta nenhum disco intervertebral, como acontece para todas as outras interações vertebrais.

A Articulação *Atlantoaxial*

Essa articulação é composta por três juntas sinoviais. As duas primeiras são formadas entre as superfícies articulares inferiores do atlas e as superfícies articulares superiores do axis. A terceira junta é formada através do contato do *dens* com o arco anterior do axis, que acaba por limitar o movimento de flexão-extensão do pescoço.

Os Discos Intervertebrais

As articulações da parte inferior da coluna cervical (C2 até C7) são todas compostas por juntas sinoviais e discos intervertebrais. Os discos são posicionados entre os corpos vertebrais de vértebras adjacentes (Figura 1.7). Os discos são constituídos de uma camada exterior chamada *annulus fibrosus*, que circunda uma camada interior, o *nucleus pulposus*. O *annulus fibrosus* é uma estrutura sólida composta por várias camadas de cartilagem fibrosa. Já o *nucleus pulposus* contém fibras suspensas em um gel de muco e proteínas.

Ligamentos

Os ligamentos tem por função estabilizar a espinha e restringir o movimento das articulações. Podemos dividi-los em dois grupos distintos; a coluna cervical superior (C0, C1 e C2) e a coluna cervical inferior (C3-C7). Essa diferenciação precisa ser realizada devido ao fato que as vértebras da coluna cervical inferior apresentam estruturas de ligamentos similares, ao passo que a coluna cervical superior possui características particulares, visto que é responsável pelas conexões com o *occiput* e pela geração de movimentos significativos do pescoço.

Coluna Cervical Superior

A coluna cervical superior pode ser dividida em três diferentes seções; articulação do atlas com o *occiput*, articulação do axis com o *occiput* e, obviamente, articulação do axis com o atlas.

Ligamentos Conectando o Atlas com o Occiput

A *anterior atlantooccipital membrane* (AAOM) é um ligamento largo, composto de fibras densamente entrelaçadas (Figura 1.8). É reforçada na região central por uma forte corda, que

conecta a base anterior do *occiput* com o tubérculo localizado no arco anterior do atlas. Essa membrana é uma continuação do ligamento *atlantoaxial* nos níveis C0/C1.

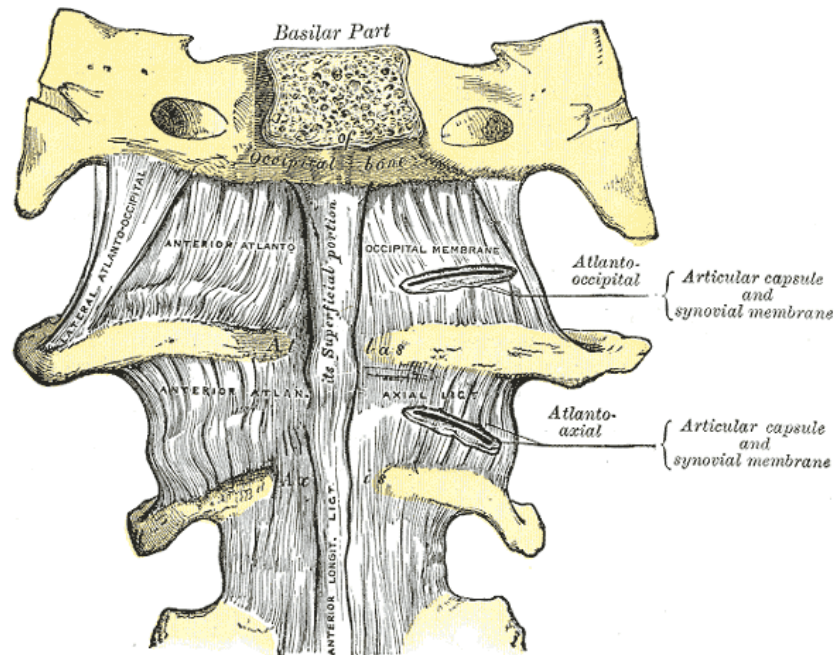


Figura 1.8 – Ligamentos anteriores

A *posterior atlantooccipital membrane* (PAOM) conecta a base posterior do *occiput* com a borda do arco posterior do atlas (Figura 1.9). É uma continuação do ligamento posterior *atlantoaxial* entre o atlas e o *occiput*.

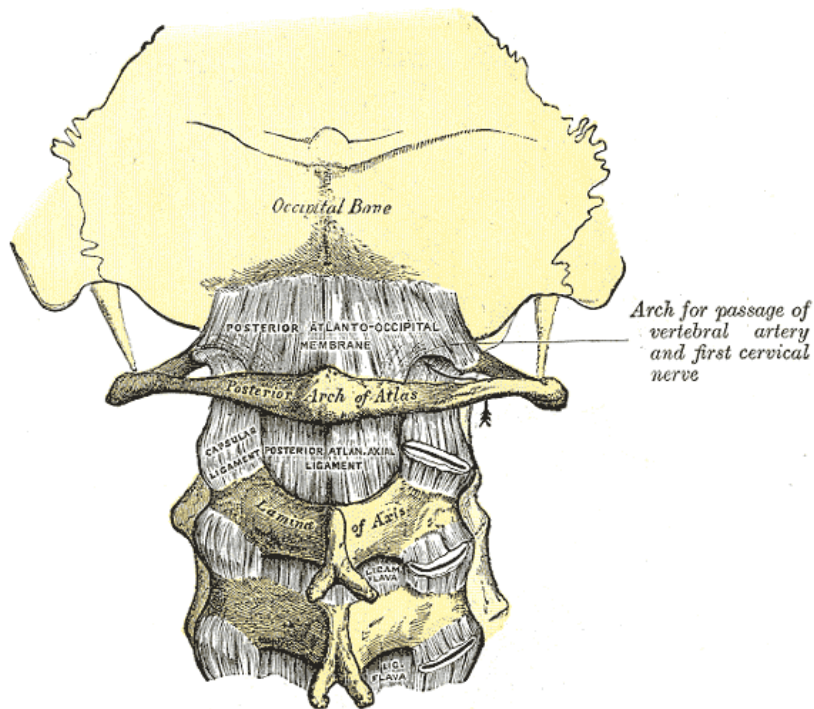


Figura 1.9 – Ligamentos posteriores

Os ligamentos laterais são porções espessas das cápsulas articulares (ligamentos frouxos e finos que cercam as juntas sinoviais entre duas superfícies de articulação), reforçadas por feixes de tecido fibroso (Figura 1.8). Eles são conectados acima nas protuberâncias jugulares do *occiput* e, abaixo, nas bases das protuberâncias transversais do atlas.

Ligamentos conectando o Axis com o Occiput

A *tectorial membrane* (TM) é uma faixa larga e forte que cobre o *dens* e seus ligamentos, passando através do canal vertebral. É considerada um prolongamento do *posterior longitudinal ligament* (PLL) (Figura 1.10). Essa membrana é fixada a superfície posterior do corpo do axis, além de ser conectada também a ranhura basilar do *occiput*.

Os ligamentos alares se originam dos dois lados da cabeça do *dens* e se conectam as massas laterais do axis e principalmente ao *occiput* (Figura 1.10). Eles são cordas arredondadas, fortes e inelásticas, compostas principalmente de colágeno, que têm por função conter a rotação axial da articulação *occipitoatlantal*.

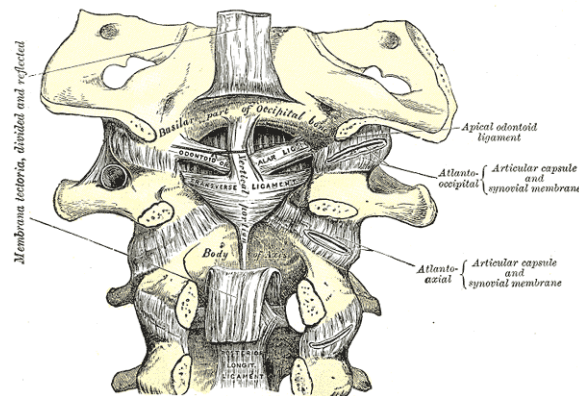


Figura 1.10 – Visão frontal dos ligamentos interiores

O *apical odontoid ligament* é uma corda fina e fibrosa, que possui um formato em V e que estende-se da ponta do *dens* até a margem anterior do *foramen magnum*, na base do *occiput* (Figura 1.11). Sua função principal é restringir a flexão do pescoço.

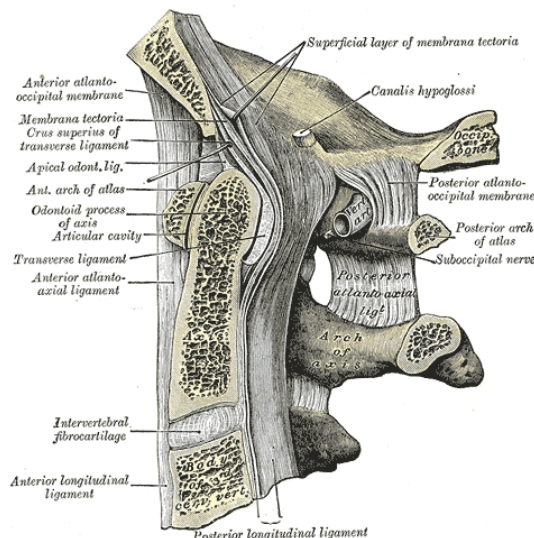


Figura 1.11 – Seção lateral dos ligamentos vertebrais

Ligamentos Conectando o Axis com o Atlas

O *anterior atlantoaxial ligament* (AAAL) é uma membrana forte que conecta a borda do arco anterior do atlas com a parte frontal do corpo do axis (Figura 1.8). Esse ligamento é considerado a continuação do *anterior longitudinal ligament* (ALL) nos níveis C1/C2.

O *posterior atlantoaxial ligament* (PAAL) é uma membrana larga e fina que conecta a borda do arco posterior do atlas com as arestas da lamina do axis (Figura 1.9). É uma continuação do *ligamentum flavum* (LF) nos níveis C1/C2.

O ligamento transversal é uma faixa grossa e forte conectada ao anel ósseo do atlas e que tem por função manter o *dens* em contato com o arco anterior (Figuras 1.10 e 1.12).

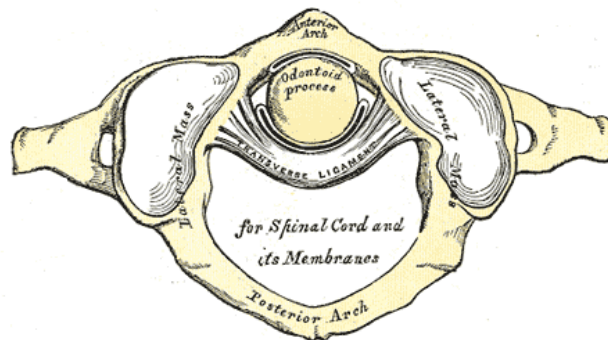


Figura 1.12 – Vista superior do ligamento transversal

Os *cruciate ligament* do atlas consistem em duas extensões verticais do ligamento transversal que são conectadas, acima, ao *occiput* e, abaixo, ao corpo vertebral do axis (Figura 1.10). Sua função principal é conter o movimento de flexão da cabeça.

Coluna Cervical Inferior

A coluna cervical inferior pode ser tratada como um todo, já que todas as suas vértebras possuem características similares.

O *anterior longitudinal ligament* (ALL) é um ligamento largo que adere com firmeza as superfícies anteriores dos corpos vertebrais e aos discos que se localizam entre esses corpos (Figura 1.8). O ALL se estreita nos níveis C1/C2, transformando-se no AAAL e, posteriormente, nos níveis C0/C1, transforma-se no AAOM..

O *posterior longitudinal ligament* (PLL) atravessa a superfície posterior dos corpos vertebrais e passa do lado anterior do canal vertebral (Figura 1.11). O PLL transforma-se em TM entre a vértebra C2 e o *occiput*.

O *ligamentum flavum* conecta *laminae* adjacentes e localiza-se dentro do canal vertebral, em sua superfície posterior (Figura 1.9). A continuação deste ligamento entre o axis e o atlas dá origem ao PAAL, que posteriormente transforma-se em PAOM nos níveis C0/C1.

O *supraspinous ligament* (SSL) e *interspinous ligament* (ISL) vinculam os *spinous processes* de vértebras adjacentes e restringem a extensão do movimento da espinha (Figura 1.13). O ISL é muito reduzido na coluna cervical superior entre o axis e o atlas, enquanto o SSL não está presente nessa região.

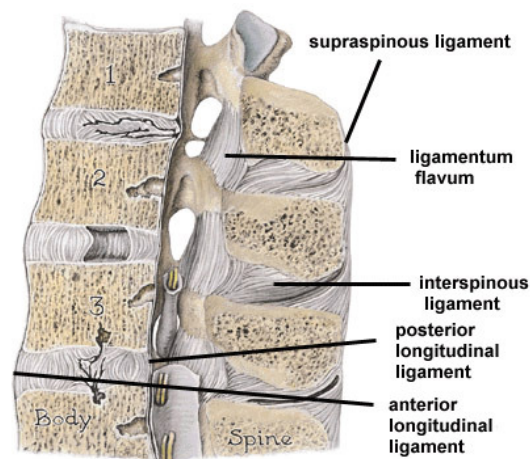


Figura 1.13 – Ligamentos SSL e ISL

Músculos do Pescoço

Músculos, em geral, são formados por células que contém filamentos contráteis que podem mudar seu tamanho, produzindo portanto uma força entre a origem e sua inserção. Esta força, por sua vez, produz um movimento relativo entre os ossos vinculados. Os músculos são conectados diretamente aos ossos, cartilagens, ligamentos e pele, além de fortes estruturas fibrosas chamadas tendões.

O pescoço é formado por um número extremamente grande de músculos, cada um deles com uma função específica. Nesta seção somente os músculos responsáveis por movimentos significativos do pescoço serão abordados.

Platysma

O platisma é uma lâmina larga e subcutânea que conecta o osso que esta abaixo da linha oblíqua da mandíbula com a clavícula (Figura 1.14). A porção anterior, mais larga, do músculo é responsável por movimentar o maxilar e baixar o lábio inferior durante, por exemplo, uma expressão de tristeza.

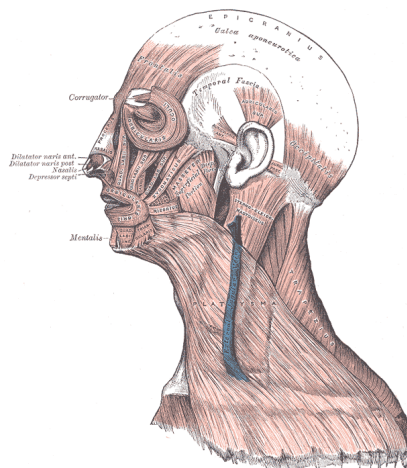


Figura 1.14 – Músculos superficiais laterais da cabeça e do pescoço

Esternocleidomastóide

Este músculo estende-se diagonalmente ao longo da porção lateral do pescoço. Sua junção inferior localiza-se na borda superior e anterior da superfície da terceira clavícula medial. Já sua junção superior reside na superfície lateral do *mastoid process*, atrás da orelha (Figura 1.14). Quando age individualmente, o esternocleidomastóide provoca dobramento do pescoço e rotação da cabeça no sentido oposto ao do músculo que está sendo contraído. Quando ambos os músculos agem simultaneamente, eles causam uma flexão da coluna cervical. Além disso, caso a cabeça esteja fixada, os dois músculos podem ajudar em uma inspiração forçada.

Trapézio

O trapézio é um músculo largo, achatado e superficial que estende-se da protuberância occipital externa até os *spinous processes* da escápula (Figura 1.15). Em conjunto com movimentos da escápula, o trapézio é responsável pelo dobramento lateral do pescoço na direção do músculo que está sendo contraído. Quando ambos agem em conjunto, o pescoço é estendido para trás.

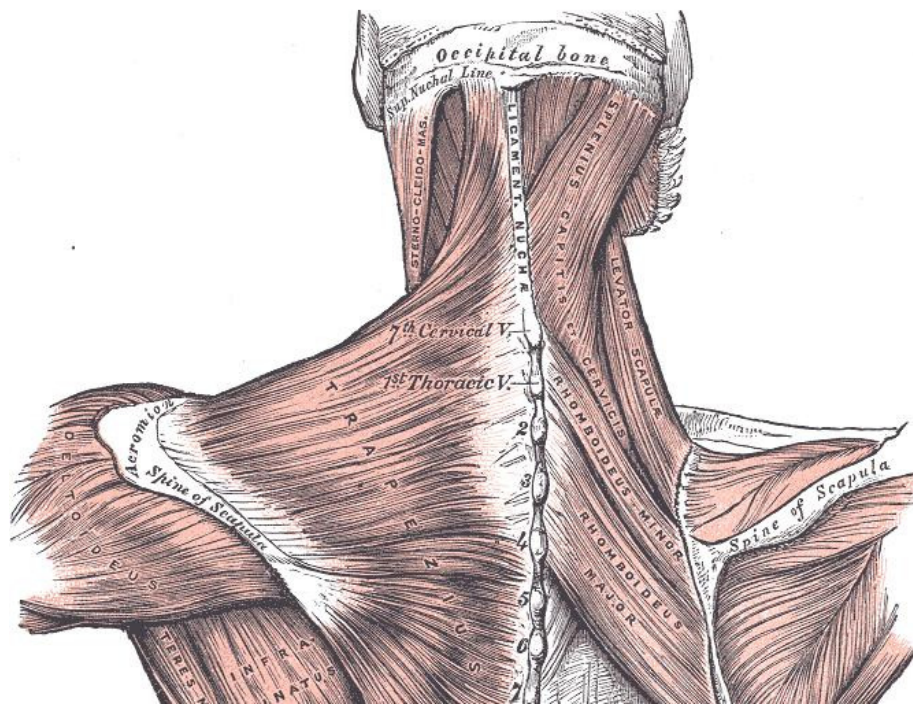


Figura 1.15 – Músculos posteriores do pescoço

Músculos vertebrais anteriores

Este grupo é dividido em quatro músculos: *longus colli*, *longus capitis*, *rectus capitis anterior* e *rectus capitis lateralis*. No geral, eles conectam a superfície inferior da parte basilar do *occiput* ou o arco anterior do atlas com diversas vértebras cervicais (Figura 1.16).

O *longus capitis* e o *rectus capitis anterior* são responsáveis pela flexão do pescoço, em oposição ao movimento causado pelos músculos da parte de trás do mesmo. Como resultado de sua obliquidade, são também responsáveis pela rotação da cabeça. O *rectus lateralis* é responsável pelo

dobramento lateral do pescoço, ao passo que o *longus colli* responsabiliza-se por uma modesta rotação e flexão da parte cervical da coluna vertebral.

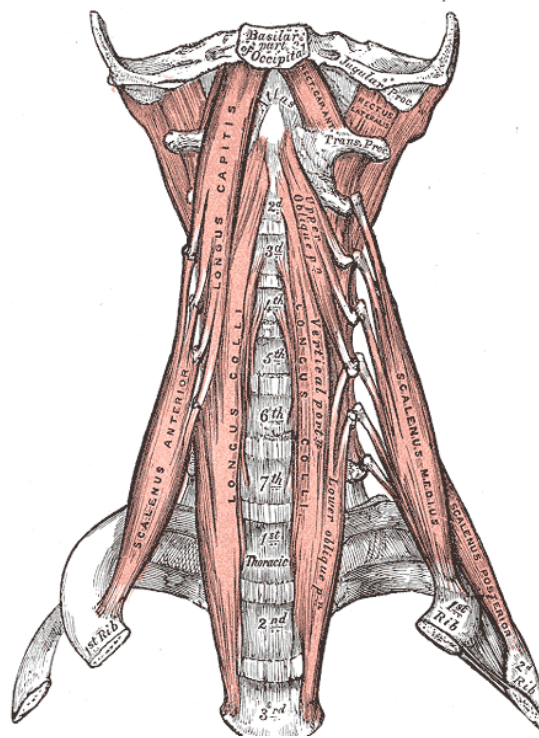


Figura 1.16 – Músculos vertebrais anteriores e laterais

Músculos Vertebrais Laterais

Existem três músculos vertebrais laterais: escaleno anterior, escaleno médio e escaleno posterior. Eles geralmente conectam as protuberâncias transversais da coluna cervical a bordas exteriores de costelas (Figura 1.16).

Quando agem unilateralmente causam dobramento lateral do pescoço. Se os músculos de ambos os lados agem mutuamente, gera-se uma pequena flexão da coluna vertebral. Além disso, estes músculos também ajudam a inspiração, uma vez que colaboram com a elevação de costelas.

Órgãos do Pescoço e Vasos Sanguíneos

Os principais órgãos e vasos sanguíneos que podem interferir no movimento do pescoço humano são a laringe, traquéia, esôfago, aorta e veia cava.

A Laringe

A laringe, também conhecida como *caixa de voz*, é localizada entre a traquéia e a raiz da língua, nos níveis C4, C5 e C6 (Figura 1.17). É composta de cartilagens unidas através de ligamentos e movida por uma série de músculos. Os principais vasos sanguíneos do pescoço e da cabeça passam ao longo dos dois lados da laringe.

A Traquéia

A traquéia é um tubo cartilaginoso que carrega o ar do nariz e da boca para os pulmões. Estende-se da laringe, no sexto nível de vértebra cervical, até a quinta vértebra torácica (Figura 1.17). Neste ponto a traquéia se divide em brônquios direito e esquerdo, que guiam o ar que entra e sai dos pulmões.

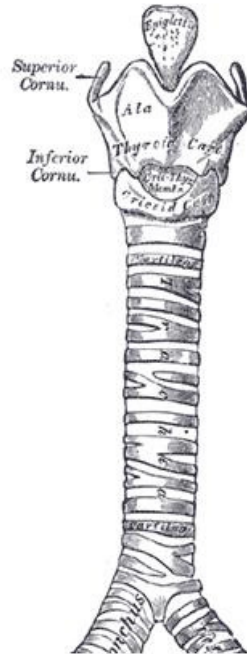


Figura 1.17 – A laringe e traquéia

O Esôfago

O esôfago é um canal muscular longo que conecta a base da faringe com o estômago. Sua localização reside na parte frontal da coluna vertebral, atrás da traquéia (Figura 1.18). É composto de quatro camadas distintas: uma capa fibrosa externa, uma camada muscular, uma camada submucosa e uma camada mucosa interna.

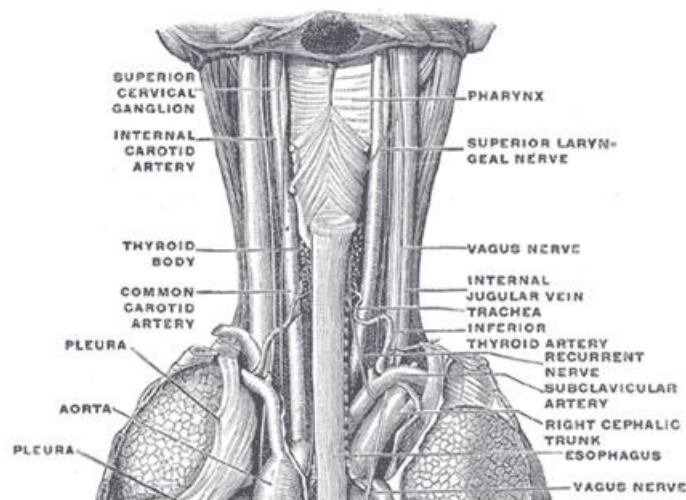


Figura 1.18 – Esôfago e vasos sanguíneos do pescoço

A Artéria Carótida e a Veia Cava

Esses dois vasos sanguíneos correm por ambos os lados da traquéia (Figura 1.18). A artéria ascendente carótida (continuação da aorta) carrega consigo sangue oxigenado para o pescoço e cabeça e é formada por um tecido elástico inserido entre camadas lisas musculares. Essas características dão a artéria a capacidade de se esticar em resposta a pulsos de bombeamento de sangue.

A veia cava carrega sangue venoso da cabeça e pescoço de volta ao coração. Ela une o sangue que retorna do cérebro (veia jugular interna), da pele (veia jugular posterior externa), da glândula tireóide (veia jugular anterior) e de partes externas da face (veia jugular externa).

2. Mecanismos e Critérios de Lesão do Pescoço

Tendo identificado as principais características anatômicas do pescoço humano, torna-se possível descrever os mecanismos de lesão e estudar os diversos critérios usados para analisar e avaliar a intensidade das *whiplash-associated disorders* (WAD), comumente chamadas apenas de *whiplash*.

Movimentos do pescoço e da cabeça Durante uma colisão traseira

Tendo como objetivo a análise dos diversos mecanismos de lesão, é necessário descrever a cinemática do *whiplash* durante uma batida traseira típica a baixa velocidade. Existem essencialmente quatro estágios, como mostrado na figura 2.1.

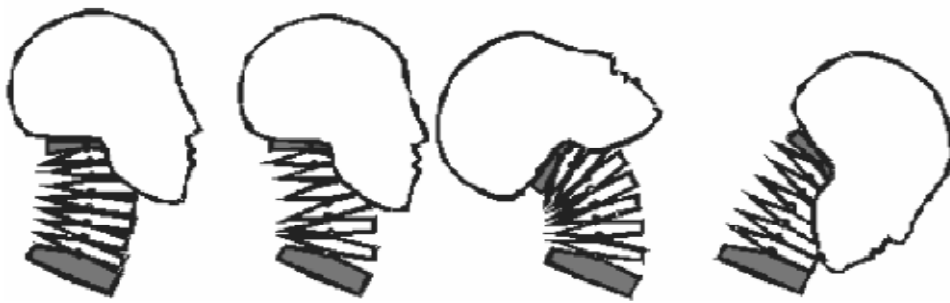


Figura 2.1 – Da esquerda para a direita: normal, forma de s, extensão e flexão

No primeiro estágio, antes da ocorrência do impacto, o pescoço está em seu estado original de repouso. No momento em que o veículo sofre a colisão inicial, a aceleração frontal é transmitida através da estrutura do veículo até o assento do motorista. A pélvis e a região lombar são as primeiras a receber a pressão proveniente do banco, seguidas de perto pelo tórax. Devido a grande flexibilidade da coluna cervical superior com relação a inferior, a primeira é deslocada para frente e para cima, de acordo com o movimento do tórax, ao mesmo tempo em que a segunda e a cabeça se mantêm relativamente estacionárias, devido a seus momentos de inércia. O movimento para cima (conhecido como *ramping up*) é causado pela inclinação do banco em conjunto com a aceleração frontal da base. Como resultado deste movimento, a parte inferior do pescoço (C5 até C7) sofre uma grande extensão, enquanto a parte superior, que continua a resistir contra a aceleração, apresenta-se flexionada. Isto forma uma fase transitória, conhecida como “forma de s”.

Subseqüentemente, a extensão propaga-se através do pescoço substituindo os segmentos flexionados até que todo o pescoço esteja em extensão. Quando isto ocorre, a cabeça é rotacionada, sendo lançada para trás em um movimento parecido com o de um chicote. Neste momento há uma combinação dos menores raios de curvatura com os maiores momentos de flexão e níveis de força de cisalhamento compressivas. Quando a aceleração da base do banco se esvai, as propriedades elásticas do encosto em conjunto com a inércia do corpo fazem com que o torso seja rotacionado

para frente, na altura da pélvis. Se o movimento reverso do tórax começar antes da cabeça, uma fase de retração prolongada pode ser estabelecida, aumentando ainda mais a violência do movimento da cabeça e do pescoço. Quando o corpo retorna a sua posição original, o cinto de segurança começa a agir ao redor da pélvis e do tórax. A força do cinto é então repassada a clavícula e a caixa torácica, contendo o movimento da espinha torácica superior. Conseqüentemente, a cabeça continua a mover-se para frente (essa fase é também conhecida como *rebound phase*) gerando um s invertido, com a base da coluna cervical em flexão e sua parte superior em extensão. O efeito dessa forma de s invertida, entretanto, é menos pronunciado que o efeito de sua complementar uma vez que as forças de retenção são amortecidas pela caixa torácica. Além disso, por razões geométricas, mais vértebras podem participar do movimento de flexão e extensão, permitindo maiores raios de curvatura e menores cargas em cada vértebra.

Mecanismos de Lesão do Pescoço

Ao longo dos anos diversos estudos tentaram identificar a origem dos sintomas relacionados com as WAD. Como resultado desses estudos, diversos mecanismos de lesão foram propostos, sendo alguns deles mais aceitos pela comunidade científica que outros. Os principais mecanismos são: Hiperextensão, flexão durante a fase de *rebound*, gradientes de pressão no canal vertebral e compressão e tensão cervicais localizadas durante a forma de s.

Hiperextensão

No final dos anos sessenta McNab propôs que as lesões de whiplash eram causadas principalmente pela hiperextensão do pescoço (no caso de colisões laterais, as lesões seriam causadas por dobramento lateral). Ele sugeriu que no caso de flexão e dobramento lateral o movimento do pescoço deve ser limitado por questões anatômicas, tanto pelo contato entre o queixo e o peito quanto pelo contato entre orelha e ombros. No caso da extensão, o pescoço seria limitado somente quando a cabeça entrasse em contato com as costas, muito além dos limites anatômicos. Através de experimentos em animais foi determinado que a hiperextensão causa os seguintes sintomas: fissuras do esternocleidomastóide e do *longus collis*, hemorragia retrofaringeal, contusões no esôfago, lesões na cadeia cervical, fissuras do ALL, separação entre o disco intervertebral e sua vértebra superior, lesões nas juntas sinoviais, fissura das cartilagens articuladas, além de fraturas no osso subcondral.

Contudo, a exigência de que todas as montadoras fornecessem um encosto em seus assentos incentivou a realização de novos estudos, que acabaram por questionar a validade do mecanismo de hiperextensão. Mesmo que os encostos fossem projetados com o intuito de limitar o movimento de extensão cervical, estudos realizados posteriormente mostraram que seu efeito era pequeno. Devido a isso, a necessidade de identificar outros mecanismos de lesão tornou-se latente.

Flexão Cervical durante a fase de Rebound

Curiosamente, McNab também propôs que a flexão do pescoço durante a fase de *rebound* fosse uma possível fonte de WAD. Em conjunto com os estudos que demonstraram a insignificância estatística dos encostos com relação a prevenção de lesões de whiplash, análises de

sobreviventes mostraram um aumento na taxa de lesões no pescoço devidas ao uso de cinto de segurança. Muser e Walz descobriram que o movimento progressivo durante a fase de *rebound* é relacionado com a elasticidade do assento e dos materiais espumosos que o formam. A flexão do pescoço nesta fase pode resultar em lesões de tecido mole, como músculos e ligamentos.

Gradiente de Pressão no Canal Vertebral

Esse mecanismo de lesão é baseado na hipótese de que, devido a movimentos repentinos ou rápido dobramento do pescoço (por exemplo, durante o movimento de *whiplash*), gradientes de pressão são formados no canal vertebral da vítima, causando estragos no gânglio espinhal. Esta hipótese está sendo sustentada por análises experimentais de traumas no pescoço de animais, como porcos. Devido a semelhança anatômica entre os pescoços de porcos e homens, os resultados experimentais e a teoria vem sendo estendidos aos seres humanos.

Em termos técnicos, o volume interior do canal cervical aumenta durante a flexão e diminui durante a extensão. Levando em consideração que os tecidos e fluidos dentro do canal são praticamente incompressíveis, as variações de volume devem ser compensadas com transporte fluídico interno. O fluido apenas mencionado deve ser necessariamente sangue ou fluido vertebral do cérebro (*cerebro spinal fluid* – CSF), o primeiro sendo mais importante. O volume de sangue pode ser movimentado com facilidade no intuito de compensar essa variação de volume interna durante os movimentos de flexão e extensão.

Entretanto, durante uma rápida flexão-extensão, gradientes de pressão ao longo do canal cervical podem ocorrer devido a movimentação do sangue. O efeito inercial dessa massa sanguínea, associado com o gradiente de pressão, podem gerar tensões elevadas nos tecidos expostos, particularmente na *foramina* intervertebral. Durante os experimentos a maior oscilação de pressão ocorreu no momento da transição entre a forma de S e a extensão, sendo a vértebra C4 a mais solicitada.

O que torna este mecanismo particularmente interessante é o fato de que o pescoço não precisa exceder nenhum limite fisiológico para que a lesão, de fato, aconteça (como é necessário, por exemplo, durante a hiperextensão). Isso significa que, mesmo com o pescoço realizando movimentos dentro de seus limites normais, é ainda possível que a vítima sofra lesões.

Compressão e Tensão localizadas durante a forma de S

Como descrito acima, a forma de S é uma fase transitória caracterizada pela extensão da parte inferior da coluna cervical e pela flexão de seus níveis superiores. Este movimento provoca tensão nas partes anteriores e compressão nas posteriores além dos limites fisiológicos dos elementos que formam a coluna cervical inferior, gerando lesões nos ligamentos capsulares e nas juntas sinoviais. É importante notar que hoje em dia a hiperextensão da parte inferior do pescoço durante a forma de S é um dos mecanismos de *whiplash* mais aceitos no mundo. A figura 2.2 mostra como os *spinous processes* de duas vértebras consecutivas podem se aproximar durante a forma de S (50 a 75 ms).

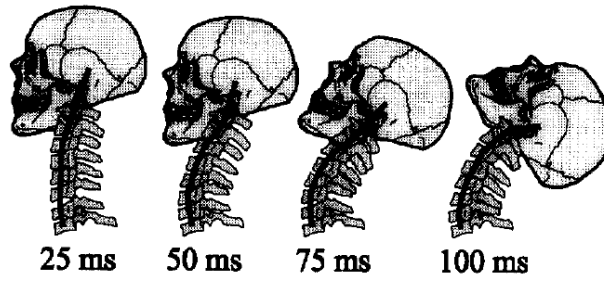


Figura 2.2 – Transição da forma de s até extensão plena

CrITÉRIOS de Lesão do Pescoço

Nos últimos anos diversos critérios foram propostos na tentativa de esclarecer e quantificar o movimento de whiplash. Tendo em vista que o whiplash é um mecanismo extremamente complicado, uma grande variedade de princípios físicos, tais como forças de cisalhamento, forças de flexão e gradientes de pressão, foram utilizados por pesquisadores na concepção de seus critérios. Essas diferentes abordagens ao mesmo problema freqüentemente levam a disparidades na quantificação das lesões, mostrando a importância dos dados experimentais para estabelecer a precisão com que esses critérios representam a realidade.

O *Neck injury Criterion* (NIC), o IV-NIC, Nij, LNL e NDC são alguns dos critérios mais aceitos hoje em dia. Uma breve explicação de seus fundamentos pode ser encontrada nas seções seguintes.

Neck Injury Criterion (NIC)

O NIC foi proposto por Bostrom et al. (1996) e é originado em uma hipótese feita por Aldman (1986). A hipótese propõe que uma lesão (WAD) deveria ocorrer no momento em que a coluna cervical superior sofre flexão e a parte inferior sofre extensão (a forma de s do movimento do pescoço durante uma batida traseira). Segundo Bostrom et al. (1986), a lesão hipoteticamente não deve ocorrer se:

$$NIC = a_{rel} \cdot 0,2 + v_{rel}^2 < 15 \frac{m^2}{s^2} \quad (1)$$

$$a_{rel} = a_x^{T1} - a_x^{head} \quad (2)$$

$$v_{rel} = \int a_{rel} dt \quad (3)$$

Na equação 1, a_{rel} e v_{rel} representam a aceleração e velocidade da vértebra T1 com relação a cabeça. Resultados experimentais sugerem que o valor máximo do NIC ocorre geralmente durante os primeiros 150 milissegundos do impacto. Portanto, uma maneira de “transformar” a equação 1 em um único valor escalar foi proposta por Muser (1998):

$$NIC_{max} = \max_{first150ms}(a_{rel} \cdot 0,2 + v_{rel}^2) \quad (4)$$

A equação 4 é de grande interesse, já que mostra diretamente um valor máximo de amplitude para o critério durante a batida, sendo considerada recentemente um dos maiores indicadores de lesões de whiplash.

Uma informação importante a ser considerada é que o NIC é associado aos mecanismos de alterações de pressão no gânglio, explicados anteriormente.

Intervertebral Neck Injury Criterion (IV-NIC)

Apesar de diversas tentativas terem sido realizadas com o intuito de validar o NIC e seu limite de $15m^2/s^2$, nenhuma correlação definitiva foi estabelecida entre o critério e lesões de tecidos moles. Estes estudos indicaram que um critério modificado ou alternativo deveria ser desenvolvido.

O NIC hipotiza que mudanças bruscas na pressão dos fluidos vertebrais podem causar lesões. Por outro lado, o IV-NI é baseado na premissa que o movimento intervertebral além das capacidades fisiológicas é capaz de lesionar ligamentos, fibras do *annulus* e juntas sinoviais (Panjabi, et al., 1999).

A equação 5 mostra a definição do IV-NIC (Panjabi, et al., 1999). O termo $\phi_{dynamic,i}$ representa a rotação intervertebral dinâmica durante a simulação de whiplash e é dividida pelo correspondente limite fisiológico de movimento (*range of motion* - ROM), $\phi_{physiological,i}$. O critério é calculado para cada nível intervertebral i , com a linha do tempo sendo representada por t .

$$IV - NIC_i(t) = \frac{\phi_{dynamic,i}(t)}{\phi_{physiological,i}} \quad (5)$$

O IV-NIC foi projetado para prever potenciais lesões nos tecidos dos ligamentos, fibras do *annulus* e juntas sinoviais. Ele é capaz de identificar a intensidade, nível intervertebral, tipo de carga e momento da lesão. Além disso, pode revelar a ocorrência da lesão durante todo o movimento de whiplash, como mostra a equação 5.

Neck Injury Criterion (N_{ij})

O critério N_{ij} foi desenvolvido a partir de uma série de testes em porcos e bonecos de testes de três anos de idade colocados fora de posição no banco de passageiros. Análises estatísticas posteriores mostraram que a combinação de tensão e momentos de dobramento poderiam explicar os resultados experimentais. Os resultados dessas análises serviram como base para o estabelecimento do novo critério.

N_{ij} propõe limites críticos para todos os quatro modos de carga do pescoço, contemplando tensão ou compressão combinadas com momentos de flexão ou extensão. O N_{ij} é definido como a soma de cargas e momentos normalizados (Kleinberger, et al., 1998).

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}} \quad (6)$$

Na equação 6, F_z representa a carga axial e M_y o momento de flexão/extensão. A F_{int} e M_{int} representam os valores críticos de carga e momento usados para normalização, tendo sido ajustados para diversos tamanhos de bonecos de testes.

Análises posteriores mostraram que o limite normalizado de N_{ij} igual a 1.0 corresponderia a um risco de lesão igual a 15%, ao passo que um limite de 1.5 corresponderia a um risco de 30%. Kleinberger et al. (1998) sugeriu um limite de N_{ij} aceitável igual a 1.4.

Neck Injury Criterion (N_{km})

Infelizmente, foi descoberto que o critério N_{ij} não era satisfatório na avaliação de impactos traseiros de baixa velocidade (Linder, et al., 2000), apesar de cargas e momentos combinados parecerem uma abordagem promissora.

Um novo critério, chamado N_{km} , surgiu não com o intuito de substituir os critérios existentes, mas para fornecer informação adicional e aumentar a capacidade de julgar um impacto (principalmente colisões traseiras). A idéia de combinar forças e momentos foi preservada, porém com mudanças notórias com relação ao critério N_{ij} . A equação 7 mostra a forma do novo critério, proposto por Schmitt et al. (2001).

$$N_{km}(t) = \frac{F_x(t)}{F_{int}} + \frac{M_y(t)}{M_{int}} \quad (7)$$

Neste critério, forças de cisalhamento sagitais foram utilizadas no lugar de forças axiais no que se refere aos casos de carga crítica. Foi hipotizado que forças de cisalhamento são potencialmente perigosas as juntas sinoviais, particularmente na parte superior do pescoço.

Os termos F_x e M_y representam a força de cisalhamento e o momento de flexão/extensão, respectivamente. Os dois valores são obtidos de uma célula de carga posicionada na parte superior do pescoço. F_{int} e M_{int} mantêm seu significado do critério N_{ij} .

O objetivo principal deste critério é atingir relativo sucesso na representação de lesões em colisões traseiras veiculares usando os mesmos conceitos básicos do N_{ij} , que por sua vez é mais propício aos casos de colisão frontal.

Lower Neck Load (LNL)

O LNL (Heitplatz, et al., 2003) incorpora a combinação de cargas no pescoço no nível da vértebra T1. Indicações de correlação do LNL com o risco de lesões foram reportados, porém uma avaliação mais extensiva do critério faz-se necessária, como enfatizado pelo próprio Heitplatz et al. (2003). A equação 8 ilustra o critério.

$$LNL = \left| \frac{\sqrt{My_{lower}(t)^2 + Mx_{lower}(t)^2}}{C_{moment}} \right| + \left| \frac{\sqrt{Fx_{lower}(t)^2 + Fy_{lower}(t)^2}}{C_{shear}} \right| + \left| \frac{Fz_{lower}(t)}{C_{tension}} \right| \quad (8)$$

Nesta expressão, os momentos e forças são medidos com uma célula de carga em T1, enquanto C_{moment} , C_{shear} e $C_{tension}$ são valores de referência.

Neck Displacement based Criteria (NDC)

O NDC, proposto por Viano e Davidsson (2002), é baseado no deslocamento angular e linear da cabeça com relação a vértebra T1. Este critério foi desenvolvido para a análise da cinemática de voluntários, mostrando como resultado três diferentes parâmetros: deslocamento vertical (Z_{OC-T1}) e rotação (θ_{OC-T1}) do côndilo occipital, além de seu movimento horizontal na direção traseira (X_{OC-T1}). Dependendo dos valores apresentados por esses três parâmetros, o comportamento do movimento é classificado como excelente, bom, aceitável ou pobre.

É muito importante estar apto a comparar os resultados de critérios diferentes. Originalmente, o NDC não era capaz de fazê-lo porque não oferecia uma resposta numérica (ao contrário, fornecia uma classificação qualitativa). Na tentativa de resolver este problema, Tencer, Mirza e Huber (2003) definiram três novos parâmetros, $Nd_{distraction}$, $Nd_{extension}$ e Nd_{shear} , como o quociente entre os resultados originais do NDC e valores de referência, como mostram as equações 9a, 9b e 9c.

$$Nd_{distraction} = \frac{Z_{OC-T1}}{-15mm} \quad (9a)$$

$$Nd_{extension} = \frac{\theta_{OC-T1}}{25^\circ} \quad (9b)$$

$$Nd_{shear} = \frac{X_{OC-T1}}{35mm} \quad (9c)$$

Estes valores podem ser utilizados para comparar o NDC com outros critérios de lesões.

Outros Critérios

Muitos autores apresentaram o risco de lesões durante a fase de *rebound*, quando o assento não é capaz de absorver a energia durante o impacto. Portanto, a velocidade de *rebound* ou a carga do cinto de segurança estão sendo utilizados como critério de lesão.

3. Propriedades mecânicas e geométricas do pescoço humano

A fim de poder validar um modelo de pescoço humano é de grande importância definir as propriedades e geometria de cada um de seus componentes. No capítulo anterior o pescoço humano foi dividido em quatro grupos distintos: coluna cervical, ligamentos, músculos e órgãos internos.

Neste capítulo, um novo tipo de divisão deve ser realizada: tecidos moles e tecido duros, sendo o primeiro composto pela parte óssea da coluna cervical, i.e. vértebras, e a segunda contemplando os ligamentos, discos intervertebrais, juntas sinoviais e *uncovertebral clefts*. Essa divisão é necessária porque o comportamento biomecânico da coluna cervical depende destes dois grupos, sendo que ambos apresentam propriedades mecânicas significativamente diferentes.

Tais características não são fáceis de serem quantificadas e possuem importância vital na criação de modelos matemáticos dessas estruturas, sendo essenciais, por exemplo, em uma modelagem a elementos finitos (FEM).

Elementos ósseos da coluna cervical

As vértebras da coluna cervical podem ser modeladas segundo duas técnicas principais; como corpos rígidos ou como modelos a elementos finitos. Alguns autores escolhem modelar como corpos rígidos, argumentando que a aceleração inercial induzida em um impacto traseiro é caracterizada por uma deformação vertebral mínima. Nestes casos, as propriedades importantes que devem ser apresentadas são aquelas relacionadas a inércia, como massa e momentos de inércia. A tabela 1 mostra tais propriedades como foram definidas por Robbin (1983) e Jager (1996). É importante notar que as características geométricas de inércia da carne que circunda cada vértebra foram adicionadas as propriedades originais das vértebras.

Tabela 1 – Propriedades inerciais de cada vértebra

Vértebra	Massa [g]	Momentos de inércia [kg/mm ²]		
		I _{xx}	I _{yy}	I _{zz}
C0 (cabeça)	4137	20000	22200	14500
C1	220	220	220	420
C2	250	250	250	480
C3	240	240	240	465
C4	230	230	230	440
C5	230	230	230	450
C6	240	240	240	470
C7	220	220	220	430

Com o objetivo de analisar a deformação das vértebras assim como as tensões geradas pelo movimento de whiplash, é necessário recorrer a um modelo a elementos finitos. Nestes casos, além das informações fornecidas na tabela superior, é também necessário obter características mecânicas das vértebras.

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson dos elementos ósseos da coluna cervical foram propostos por diversos autores, como Saito et al. (1991), Yoganandan et al. (1996) e Goel et al. (1995). Estes valores podem ser vistos na tabela 2.

As vértebras do coluna cervical são formadas principalmente pelo osso cortical, osso esponjoso, arco posterior e *endplates*. O osso cortical é um tecido denso que forma a superfície dos ossos, sendo responsável por aproximadamente 80% do peso do esqueleto humano. O osso esponjoso é um material que ocupa o volume interior da maioria dos ossos. O arco posterior (ver o capítulo de Anatomia do Pescoço Humano) e os *endplates* são as partes da vértebra que entram em contato direto com os discos intervertebrais (dois *endplates* por vértebra).

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos elementos ósseos da coluna cervical

Elemento	Módulo de Young (M Pa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical	10000	0.29
Osso esponjoso	100	0.29
Endplate	500	0.4
Elementos Posteriores	3500	0.29

Ligamentos

Diversos métodos foram utilizados para determinar as propriedades dos ligamentos , tais como radiografia, tomografia computacional, digitalizador eletromagnético e micrômetros a laser, criomicrotomia, dentre outros.

A característica geométrica principal que pode ser útil em modelamentos matemáticos é a seção transversal dos ligamentos e seu comprimento. O comprimento de repouso dos ligamentos é definido como o comprimento durante a postura original do corpo. É importante ressaltar que as áreas de seções máximas geralmente ocorrem na altura de meia-cápsula para articulações capsulares, a meio caminho entre *spinous processes* adjacentes para *interspinous ligaments* e a altura de meio disco para os dois ligamentos longitudinais.

Essas tabelas são mostradas na tabela 3 para os ligamentos principais, de acordo com Yoganandan et al. (2000).

Tabela 3 – Propriedades geométricas dos ligamentos (Média (DP))

Localização	Ligamentos	Área (mm ²)	Comprimento (mm)
C2-C5	ALL	11.1 (1.9)	18.8 (1.0)
	PLL	11.3 (2.0)	19.0 (1.0)
	LF	46.0 (5.8)	8.5 (0.9)
	ISL	13.0 (3.3)	10.4 (0.8)

C5-T1	ALL	12.1 (2.7)	18.3 (0.5)
	PLL	14.7 (6.8)	17.9 (0.5)
	LF	48.9 (7.9)	10.6 (0.6)
	ISL	13.4 (1.0)	9.9 (0.7)

ALL: Anterior Longitudinal Ligament PLL: Posterior Longitudinal Ligament LF: Ligamentum Flavum, ISL: Interspinaus Ligament

As propriedades dos materiais necessárias para modelar os ligamentos incluem sua rigidez e módulo de elasticidade (que é função da tensão e deformação). O procedimento para obter essas propriedades geralmente utiliza colunas vertebrais de cadáveres humanos, submetendo-as a aplicação de tensões.

Os dados biomecânicos (valores médios) obtidos por Yoganandan et al. (2001) para a coluna cervical superior são mostrados na tabela 4.

Tabela 4 - Propriedades mecânicas de ligamentos da coluna cervical superior (Média(DP))

Nível vertebral	Tipo	Rigidez (N/mm)
OC-C1	JC	32.6 (28.0)
OC-C1	AAOM	16.9 (3.2)
OC-C1	PAOM	5.7 (0.4)
C1-C2	ALL	24.0 (11.7)
C1-C2	JC	32.3 (23.5)
C1-C2	LF	11.6 (11.0)
OC-C2	TM	7.1 (2.3)
OC-C2	Apical	28.6 (29.0)
OC-C2	Alar	21.2 (15.7)
OC-C2	CLV	19.0 (0.2)

AAOM: Anterior Atlantooccipital Membrane, PAOM: Posterior Atlantooccipital Membrane, JC: Joint Capsules, TM: Tectorial Membrane, CLV: Cruciate Ligament, vertical portion

A tabela 5 (também obtida por Yoganandan et al. 2001) mostra a rigidez dos ligamentos da coluna cervical.

Tabela 5 - Rigidez de ligamentos da coluna cervical (Média (DP))

Localização	Ligamentos	Rigidez (N/mm)
C2-C5	ALL	16.0 (2.7)
	PLL	25.4 (7.2)
	LF	25.0 (7.0)
	ISL	7.74 (1.6)
C5-T1	ALL	17.9 (3.4)
	PLL	23.0 (2.4)
	LF	21.6 (3.7)
	ISL	6.4 (0.7)

Diferenças significativas em resultados da rigidez foram encontradas por autores como Chazal et al. (1985) e Edwards (1999). Essas diferenças podem ser o resultado de um contraste nos procedimentos adotados para realização dos experimentos, com preparação de espécimes diversas e alterações na fixação e carga dos segmentos vertebrais. Para resolver este problema é possível, por exemplo, aplicar fatores de aumento aos valores encontrados por Yoganandan, com o custo de estar possivelmente um pouco mais distante da realidade.

O módulo de elasticidade bilinear de cada ligamento é fornecido na tabela 6 (Yoganandan, et al., 2001), assim como a deformação de transição (ϵ_{12}) entre dois módulos bilineares (E_1 e E_2).

Tabela 6 - Módulo de elasticidade (MPa) dos ligamentos

Localização	Ligamentos	E1	E2	ϵ_{12}
C2-C5	ALL	43.8	26.3	12.9
	PLL	40.9	22.2	11.1
	LF	3.1	2.1	40.7
	ISL	4.9	3.1	26.1
C5-T1	ALL	28.2	28.4	14.8
	PLL	23.0	24.6	11.2
	LF	3.5	3.4	35.3
	ISL	5.0	3.3	27.0

ϵ denota a deformação de transição entre dois módulos de elasticidade

Discos intervertebrais

Informações precisas das características geométricas dos discos intervertebrais podem ser obtidas através de diversos procedimentos, como radiografia, tomografia computadorizada (CT), MRI (ressonância magnética de imagens) ou mesmo informações de espinhas de cadáveres humanos. Uma característica particularmente importante fornecida por esses métodos é a altura dos discos, enquanto o CT e MRI são capazes de fornecer sua seção transversal. A tabela 7 (Yoganandan, et al., 2001) inclui essas propriedades e a seção transversal dos *nucleus pulposus*, como função do nível vertebral (a tabela apresenta um *range* de possibilidades).

Tabela 7 - Propriedades geométricas dos discos intervertebrais

Nível	Área do disco (mm ²)	Área do nucleus (mm ²)	Altura média do disco (mm)	Altura posterior / altura anterior
C2-C3	108-262	54-134	3.8-5.8	0.53-0.61
C3-C4	98-442	55-119	4.5-6.0	0.47-0.55
C4-C5	118-332	33	4.6-6.5	0.43-0.51
C5-C6	129-440	68-148	4.2-7.2	0.41-0.49
C6-C7	168-502	139-251	5.0-7.5	0.61-0.69
C7-T1	188-482	121-233	4.5-7.2	0.59-0.67

As propriedades materiais dos discos intervertebrais são mais difíceis de determinar que aquelas dos ligamentos por uma razão principal: ao contrário dos ligamentos, que são estruturas uniaxiais que devem resistir somente a forças de tração e compressão, os discos tem um comportamento multimodal, devendo ser caracterizados em diversos tipos distintos de carga, como compressão, cisalhamento, flexão, entre outros.

Novamente, as propriedades principais são a rigidez (medida em todos os tipos de carga mencionados previamente) e o módulo de elasticidade. Para o *annulus ground* dos discos, o módulo de elasticidade varia entre 3.4 a 4.7 MPa e, para as fibras do *annulus*, é comum adotar um valor entre 450 a 500 MPa.

Yoganandan et al. (2001) forneceu os valores de rigidez para cada disco intervertebral em testes de tensão e compressão. A tabela 8 mostra esses resultados.

Tabela 8 - Valores de rigidez para os discos intervertebrais em tensão e compressão

Tipo de teste	Nível	Rigidez (N/mm)
Teste de tração	C2-C3	63.5
	C3-C4	69.8
	C4-C5	66.8
	C5-C6	22.0
	C6-C7	69.0
	C7-T1	82.2
Teste de compressão	C2-C3	637.5
	C3-C4	765.3
	C4-C5	784.6
	C5-C6	800.2
	C6-C7	829.7
	C7-T1	973.6

Os testes de rigidez em outras cinco direções foram realizados por Moroney et al. (1999), e seus resultados são mostrados na tabela 9. É importante notar que os valores na tabela 9 foram tomados da região de linearidade da curva de força-deslocamento, o que significa que a parte não linear foi desconsiderada. Ademais, na tabela 9 os valores de rigidez são considerados iguais para todos os discos da coluna cervical, desde a vértebra C2 até a T1.

Tabela 9 - Rigidez dos discos sob diversas modalidades de carga (Média (DP))

Tipo de carga	Rigidez [valor médio]	Intervalo
Compressão (N/mm)	492 (472)	57-2060
Cisalhamento anterior (N/mm)	62 (63)	12-317
Cisalhamento posterior (N/mm)	50 (36)	13-169
Cisalhamento lateral (N/mm)	73 (62)	17-267
Flexão (Nm/deg)	0.21 (0.14)	0.05-0.65

Extensão (Nm/deg)	0.32 (0.15)	0.06-0.78
Dobramento lateral (Nm/deg)	0.33 (0.18)	0.09-0.91
Torsão CCW (Nm/deg)	0.42 (0.17)	0.23-0.93

Lopik e Acar (2007) criaram um modelo da cabeça e pescoço humanos e reportaram os valores de amortecimento de seus discos intervertebrais, como mostrado na tabela 10. Os valores de amortecimento levam em consideração todos os tipos de carga mostrados na tabela 9, além das cargas de tensão e compressão.

Tabela 10 - Amortecimento dos discos em diversas modalidades de carga

Tipo de carga	Amortecimento
Compressão (Ns/m)	1000
Cisalhamento anterior (Ns/m)	1000
Cisalhamento posterior (Ns/m)	1000
Cisalhamento lateral (Ns/m)	1000
Tração (Ns/m)	1000
Compressão (Ns/m)	1000
Flexão (Nms/rad)	1.5
Extensão (Nms/rad)	1.5
Dobramento lateral (Nms/rad)	1.5
Torsão CCW (Nms/rad)	1.5

Juntas sinoviais

As propriedades geométricas das juntas sinoviais podem ser obtidas com técnicas similares as mencionadas anteriormente para os discos, além de outras, como a criomicrotomia. A tabela 11 lista as características geométricas dessas juntas, segundo Panjabi et al. (1993).

Tabela 11 - Propriedades geométricas das juntas sinoviais

Vértebra	Posição	Diâmetro anteroposterior (mm)	Diâmetro lateral (mm)
C1	Superior	17-31	9-16
	Inferior	14-22	12-18
C2	Superior	4-23	12-23
	Inferior	8-18	7-17
C3	Superior	5-20	7-16
	Inferior	4-20	6-16
C4	Superior	4-21	4-16
	Inferior	5-18	7-17
C5	Superior	6-18	6-17
	Inferior	7-16	7-17

C6	Superior	6-16	8-18
	Inferior	7-17	7-19
C7	Superior	7-18	6-19
	Inferior	6-20	8-22

Como os discos intervertebrais, as juntas sinoviais respondem a cargas múltiplas. Como essas juntas são formadas pela união de diversas partes distintas, como a membrana sinovial, fluido sinovial e cápsula fibrosa, torna-se necessário obter as propriedades de cada uma dessas partes para poder caracterizar a junta como um todo. Entretanto, dados experimentais ainda não foram determinados, forçando os modelos matemáticos a adotarem informações de componentes similares do corpo humano. A tabela 12 fornece um resumo das informações biomecânicas disponíveis na literatura para as juntas capsulares (Yoganandan, et al., 2001).

Tabela 12 - Informações biomecânicas das juntas sinoviais capsulares (Média (DP))

Vértebra	Rigidez (N/mm)
C2-C5	33.6 (5.5)
C5-T1	36.9 (6.1)

Uncovertebral clefts

Apesar de ser possível localizar as fissuras com radiografia, CT e MRI, determinar sua geometria tridimensional é uma tarefa difícil. Com o propósito de modelar, é importante obter os dados anatômicos diretamente. A tabela 13 mostra as características geométricas principais das fissuras (tamanho anteroposterior, profundidade medial-lateral e altura superior-inferior), de acordo com Kumaresan et al. (1997).

Tabela 13 - Dimensões das *uncovertebral clefts* (mm) (Média (SP))

Nível	Lado direito			Lado esquerdo			Valores médios		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
C2-C3	5	4.8 (1.4)	2.4 (0.4)	4	4.2 (1.4)	2.4 (0.6)	4.5 (0.7)	4.5 (1.4)	2.4 (0.5)
C3-C4	9	3.7 (2.1)	2.5 (1.1)	8	3.2 (1.0)	2.6 (0.9)	8.5 (0.7)	3.4 (1.7)	2.5 (1.0)
C4-C5	8	4.5 (2.0)	2.7 (0.9)	8	4.3 (2.8)	2.5 (1.0)	8.0 (0.0)	4.4 (2.4)	2.6 (0.9)
C5-C6	9	3.2 (1.9)	2.9 (0.8)	8	4.1 (0.9)	3.1 (0.5)	8.5 (0.7)	3.6 (1.9)	3.0 (0.6)
C6-C7	6	3.1 (0.7)	3.4 (0.5)	6	3.6 (1.7)	3.7 (0.5)	6.0 (0.0)	3.4 (1.3)	3.3 (0.5)
C7-T1	4	3.5 (1.6)	2.2 (0.3)	4	3.6 (1.7)	2.4 (0.5)	4.0 (0.0)	3.5 (1.6)	2.3 (0.4)

As propriedades materiais e mecânicas das fissuras ainda não foram determinadas experimentalmente. Contudo, devido a crença que fissura e juntas sinoviais são similares, alguns pesquisadores estão adotando abordagens parecidas com aquelas usadas para as juntas sinoviais com o objetivo de produzir modelos matemáticos das fissuras.

Músculos

Existe uma grande variedade de músculos agindo na coluna cervical. Alguns desses músculos possuem propriedades e características similares entre si, permitindo que sejam agrupados e, portanto, facilitando sua representação. Entretanto, continua sendo extremamente desafiador a elaboração de modelos para uma gama tão ampla de características.

Ao que diz respeito as propriedades mecânicas dos músculos, a tarefa torna-se muito árdua, já que os músculos possuem uma rigidez variável de acordo com seu nível de atividade. Sendo assim, a descrição dos músculos será tratada posteriormente neste trabalho, mostrando os caminhos que foram tomados por alguns autores para modelar estas estrutura tão particulares.

4. Modelagem do Pescoço Humano

Um modelo completo do pescoço humano deve incluir vários componentes diferentes, tais como vértebras, ligamentos, juntas sinoviais, discos intervertebrais e músculos. Este capítulo tem o intuito de ilustrar as diferentes abordagens usadas por uma variedade de autores para modelar estes componentes para o uso em simulações de elementos finitos.

Vértebras

Como já foi mencionado anteriormente, o tecido duro da coluna cervical pode ser modelado em duas formas diferentes: usando um modelo em elementos finitos ou definindo as vértebras como corpos rígidos.

Em ambos os métodos, a geometria das vértebras tem que ser definida. Várias abordagens vêm sendo usadas para descrever essas estruturas. Em alguns casos, as vértebras foram modeladas de tal modo a reproduzir fielmente as suas verdadeiras geometrias. As técnicas usadas incluem escanear cadáveres humanos com digitalizadores 3D flexíveis (Teo, et al., 2001), usar dados anatômicos publicados (Lopik, et al., 2007) (Lee, et al., 2003) e usar imagens de tomografia computacional (CT) (Kumaresan, et al., 1997) (Teo, et al., 2001) (Esat, et al.). Vale ressaltar que alguns autores definem somente metade de cada vértebra, aproveitando a simetria do corpo humano.

Vários autores representam as vértebras como corpos rígidos com a intenção de reduzir o tempo de processamento durante as simulações. Eles alegam que as deformações das vértebras causadas por acelerações devidas a impactos traseiros é desprezível e que o aumento mínimo na fidelidade do modelo não justifica o tempo de processamento adicional requerido pelo modelo em elementos finitos. Neste caso, características tais como os momentos de inércia e as massas são necessárias. I.-H Lee et al. (2003) construíram um modelo em corpos rígidos utilizando as propriedades mostradas na tabela 1.

Se, por outro lado, for escolhida a construção um modelo FEM, a malha de elementos finitos precisa ser gerada. Além disso, as características mostradas na tabela 2 devem ser atribuídas aos componentes da coluna. Em geral, a hipótese de que as propriedades dos materiais destes componentes sejam lineares, homogêneos e isotrópicos é utilizada.

Ee-Chon-Teo et al. (2001) definiram cada vértebra de seu modelo (C4-C6) com 1632 elementos sólidos isoparamétricos de oito nós para os ossos cortical, esponjoso e para o arco posterior. Diferentemente, Kumaresan et al. (1998) definiram o centro esponjoso e as partes ósseas posteriores das vértebras como elementos *brick* isoparamétricos de oito nós e a camada cortical e *endplates* foram modelados como *thin shell elements*.

Ligamentos

Como já mencionado previamente, o papel dos ligamentos é de estabilizar a coluna e restringir o movimento das juntas. Eles não aplicam forças variáveis, como fazem os músculos,

mas são de grande importância para os modelos matemáticos, pois são responsáveis por grande parte das características elásticas e de amortecimento do pescoço. Vários autores têm proposto diferentes representações matemáticas de ligamentos.

Lopik and Acar (2007) incluíram o ligamento apical, TL, ligamentos *alar* esquerdo e direito, TM, AAOM, PAOM e CL direito e esquerdo em seu modelo. No caso dos ligamentos capsulares, eles foram modelados por elementos de mola posicionados ao redor do perímetro das articulações, devido ao grande diâmetro das superfícies sinoviais. Quanto ao resto dos ligamentos, eles foram modelados como elementos não-lineares de molas viscoelásticas. Os mesmos elementos foram usados por Esat e Acar, durante a modelagem do ALL, PLL, LF, JC, ISL e SSL.

I.-H Lee et al. (2003) modelaram os ligamentos como elementos de barra unidimensionais com características de força-deslocamento não-lineares. Este modelo incluiu o ALL, PLL, LF, ISL, e JC. No caso dos ligamentos cruciformes, transversais e *tectoriais* na articulação *atlantoaxial*, elementos de membrana foram utilizados a fim de permitir o contato superficial com o *dens*.

Gentle et al. (2001) escolheram diferenciar os grupos de ligamentos distintos. Eles modelaram o ligamento transversal utilizando a lei de material hiperelástico Blatz-Ko. O SSL, devido à sua grande extensão, foi modelado por elementos *shell* Belytschko-Tsay de quatro nós. O restante dos ligamentos foram modelados como elementos de mola elásticos não-lineares.

Kumaresan et al. (1997) modelaram a ALL, PLL, ISL, LF e JC usando elementos axiais de dois nós, enquanto Ee-Chon-Teo et al. (2001) utilizaram 183 elementos do tipo *3D tension cable* sem opção de compactação para representar a ALL, PLL, JC, LF, ISL, e SSL.

Yoganandan et al. (2001) apresentaram um histórico de alguns modelos FE importantes desde 1983 a 2000, resumindo quais foram os ligamentos modelados, o tipo de elementos usados dentro do modelo matemático e as propriedades do material adotado para estes elementos. Tal histórico é apresentado na tabela 14.

Tabela 14 - Parâmetros de ligamentos utilizados em modelos existentes

Author	Year	Ligaments	Element idealization	Material properties
Williams and Belytschko	1983	ALL, PLL, LF	Non-linear spring	$T = K_1 e^{K_2 d}$ T – ligament force; d – elongation; K_1 , K_2 – constants
Saito et al.	1991	ALL, PLL, ISL, SSL, LF	Linear triangle (two-dimensional)	Same properties for all ligaments: E : 185 MPa (tension), I (compression), γ 0.36 (tension), 0.45 (compression)
Kleinberger	1993	ALL, PLL, LF, ISL, SSL	Linear spring	k (N/mm) ALL – 33.0, PLL – 20.4, ISL – 25.3, SSL – 23.7, LF – 27.2 For all ligaments: γ 0.49 For all ligaments: k 50 N/m
Dauvilliers et al.	1994	ALL, PLL, LF, ISL, SSL	Linear spring-damper	E (MPa)
Yoganandan et al.	1995–1997	ALL, PLL, CL, ISL, LF	Linear and axial	ALL: 11.9–54.5, PLL: 12.5–30, ISL: 1.5–3.4, CL: 2–7.7, LF: 1.5–2.4 For all ligaments: γ 0.39
Nitsche et al.	1996	ALL, PLL, LF, SSL, ITL, TL	Linear membrane	Same properties for all ligaments: (E : 2*52 MPa, γ 0.22)
de Jager et al.	1997	ALL, PLL, CL, LF, ISL	Non-linear straight line	$F_l = [F_d(\varepsilon) + b_1 d\varepsilon/dt \text{ for } \varepsilon > 0]$, [0 for $\varepsilon < 0$] F_l – ligament force b_1 – damping coefficient (300 N s/m) ε – strain F_{el} – non-linear force-strain curve E (MPa)
Maurel et al.	1997	ALL, PLL, CL, LF, ISL, SSL	Linear cable	ALL – 10, PLL – 20, CL – 20, LF – 50, ISL – 3, SSL – 3 E (MPa)
Yang et al.	1998	ALL, PLL, AL, SSL, LF, CL, ISL, TL	Membrane and bar	ALL – 11.4, PLL – 9.12, SSL – 8.55, ISL – 4.56, LF – 5.7, AL – 11.4, TL – 17.1, CL – 22.8 For all ligaments: γ 0.4 E (MPa)
Goel et al.	1998	ALL, PLL, ISL, CL, LF	Bilinear cable	ALL 15 (<12%) 30 (>12%), PLL 10 (<12%) 20 (>12%), ISL 4 20–40%) 8 (>40), CL 7 (<30%) 30 (>12%), LF 5 (<25%) 10 (>25%) For all ligaments: γ 0.3 Ligament initial pre-stress
Kumaresan et al.	2000	ALL, PLL	Spring, truss	spring – k 7.5 N/mm truss – E 4.31 MPa
Kumaresan et al.	1997–2000	ALL, PLL, LF, ISL, CL	Non-linear cable	Data from in-house laboratory tests (see Figs. 3 and 7 in text)

Discos intervertebrais

A modelagem dos discos é uma tarefa mais complexa que a modelagem de ligamentos ou vértebras por duas razões: em primeiro lugar, o disco tem um comportamento mecânico complexo que se baseia em uma membrana de tensão em torno do tecido mole do *annulus fibrosus* e um núcleo preenchido com líquido (*nucleus pulposus*). O modelo completo de componentes individuais do disco requer um grande número de elementos e uma representação topológica exata. Em segundo lugar, como já foi mencionado, os discos têm um comportamento multimodal, o que torna mais difícil a sua tradução para uma linguagem matemática.

Conseqüentemente, diferentes tipos de modelos têm surgido, que vão desde simples representações em que o disco é traduzido como uma entidade única, sem diferenciação entre as propriedades do núcleo, a modelos mais complexos e realistas, com as fibras sendo representadas por elementos *rebar* e o núcleo sendo modelado utilizando elementos fluídicos incompressíveis.

Uma abordagem semelhante foi tomada tanto por Lopik e Acar (2007) quanto Esat e Acar na modelagem dos discos intervertebrais. Eles representaram os discos como sendo engastes, ou “buchas”, viscoelásticos não-lineares em flexão e extensão e lineares em todas as outras direções de solicitação. Os discos foram colocados no centro do espaço entre as placas superiores e inferiores das vértebras adjacentes, a uma distância fixa em relação ao centro da vértebra superior. O engaste do tipo “bucha” definido acima permite todos os graus de liberdade de translação e rotação, restringidos somente pelas propriedades elásticas e de amortecimento. Ambos os grupos de pesquisa utilizaram as propriedades apresentadas nas tabelas 8, 9 e 10.

Uma abordagem interessante foi usado por Ee-Chon-Teo et al. (2001). Eles dividiram os discos em três camadas distintas: duas camadas (superior e inferior) representando os *endplates* de 0,5 mm de espessura, além de uma camada intermediária constituída pelos materiais do *annulus* e do *nucleus*. A altura do disco anterior foi adotada como sendo igual a 5,5 mm e a altura do disco posterior, a 3,5 mm, ambos os valores razoavelmente próximos aos apresentados na tabela 7. No final, cada disco individual foi representado por 1032 elementos sólidos de oito nós.

Gentle et al. (2001) decidiram modelar o disco como um único componente utilizando as propriedades da borracha Blatz-Ko, tal como formulado no software LS-Dyna®, utilizando um módulo de cisalhamento de 4 N/mm^2 . Kumaresan et al. (1997) modelaram o *annulus fibrosus* e o *nucleus pulposus* como elementos *brick* isoparamétricos de oito nós (o mesmo tipo de elementos utilizados na modelagem de tecido duro) e I.-H Lee et al. (2003) optaram por utilizar elementos de articulação de seis graus de liberdade.

Assim como foi feito para os ligamentos, Yoganandan et al. (2001) resumiram as características do disco intervertebral utilizado por vários autores para construir seus próprios modelos FE, como mostrado na tabela 15.

T

Tabela 15 - Parâmetros de discos intervertebrais utilizados em modelos existentes

Author	Year	Disc component	Element idealization	Material properties
Williams and Belytschko	1983	Composite single (anulus, nucleus)	Beam	$k = 3.5 \text{ E} + 5 - 20 \text{ E} + 5 \text{ N/m}$, $9-84 \text{ N m/rad}$
Saito et al.	1991	Anulus	2-D triangle	$E = 40.0$, $\gamma 0.49$
		Nucleus	2-D triangle	$E = 200.0$, $\gamma 0.49$
Kleinberger	1993	Composite anulus, nucleus and fiber	solid	$E = 3.4$, $\gamma 0.49$
Dauvilliers et al.	1994	Composite anulus and nucleus	Solid	$E = 200.0$, $\gamma 0.29$
		Anulus fiber	Spring-damper (tension)	$k = 50-75 \text{ N/m}$
Yoganandan et al.	1995-1997	Anulus ground substance	Solid	$E = 3.4$, $\gamma 0.4$
		Nucleus pulposus	Solid	$E = 3.4$, $\gamma 0.49$
Nitsche et al.	1996	Composite anulus, nucleus	Solid	$E = 100.0$, $\gamma 0.4$
de Jager et al.	1997	Composite single anulus, nucleus	Linear viscoelastic elements	$k = 68-492 \text{ N/mm}$, $\gamma 0.45$ $k = 0.21-0.42 \text{ N m/deg}$, $\gamma 0.3$ $c = 1000 \text{ N s/m}$, 1.5 N ms/rad
Maurel et al.	1997	Composite anulus	Solid	$E = 2.5 \text{ MPa}$, $\gamma 0.45$
		Anulus fiber (lateral)	Cable (tension)	$E = 10.0 \text{ MPa}$
		Anulus fiber (anterior and posterior)	Cable (tension)	$E = 110.0 \text{ MPa}$
Yang et al.	1998	Anulus	Solid	$E = 98.0 \text{ MPa}$, $\gamma 0.45$
		Nucleus	Solid	$G_1 = 2 \text{ MPa}$ $G_2 = 1.4 \text{ MPa}$ $K = 2200$
Goel et al.	1998	Anulus ground substance	Solid	$E = 4.2 \text{ MPa}$, $\gamma 0.45$
		Anulus fiber	Rebar (tension)	$E = 450.0 \text{ MPa}$, $\gamma 0.30$
		Nucleus pulposus	Solid	$E = 1.0 \text{ MPa}$, $\gamma 0.499$
Kumaresan et al.	1997-2000	Anulus ground substance	Solid	$E = 4.7$, $\gamma 0.45$
		Anulus fiber	Rebar (tension)	$E = 500.0$
		Nucleus pulposus	fluid	$K = 1666.7$

Juntas sinoviais

Junto com os discos intervertebrais, as juntas sinoviais resistem a forças de compressão na coluna cervical. O movimento de acoplamento da parte inferior da coluna cervical em flexão lateral e rotação axial também é determinado pela orientação oblíqua das articulações. As superfícies sinoviais são rigidamente fixadas aos *articular processes* de suas respectivas vértebras. As articulações *facet* são cobertas com uma fina camada de cartilagem e lubrificadas com líquido sinovial, permitindo movimento de deslizamento praticamente sem atrito entre superfícies sinoviais adjacentes (White, et al., 1990).

Em estudos de elementos finitos da coluna vertebral, as juntas sinoviais são frequentemente representados por elementos sólidos, ou elementos *gap* de rigidez constante. Ee-Chon-Teo et al. (2001) trataram a articulação das juntas sinoviais como um problema de contato móvel, definindo

202 elementos de contato para descrever adequadamente a evolução das áreas de contato das *superfícies sinoviais* com incrementos de carga.

Lopik e Acar (2007) representaram a geometria das superfícies sinoviais como uma fatia de uma esfera com um diâmetro igual à média dos diâmetros da elipse relatada por Panjabi et al. (1993). A tabela 16 mostra as informações obtidas por Yoganandan et al. (2001) (neste caso, *zygapophysial* tem o mesmo significado que sinovial).

Tabela 16 - Parâmetros de juntas sinoviais usados em modelos existentes

Author	Year	Zygapophysial joint components	Element idealization	Material properties
Williams and Belytschko	1983	Gap between facet bones	Pentahedral	Compression k $10\text{E}+5$ N/m Tension k $0.5\text{E}+5$ N/m
Saito et al.	1991	Gap between facet bone	2-D triangle	E 30 MPa, γ 0.45
Kleinberger	1993	Gap between facet bones	Solid	E 3.4 MPa, γ 0.49
Dauvilliers et al.	1994	Gap between facet bones	Spring-damper	k 50 N/m
Yoganandan et al.	1995–1997	Articular cartilage	Solid	E 3.4 MPa, γ 0.4
Nitsche et al.	1996	Articular cartilage	Solid	E 25 MPa, γ 0.4
Maurel et al.	1997	Gap between facet bones	Gap	–
de Jager et al.	1997	Gap between facet bone	Rigid, frictionless contact interaction	$F_c = b_f \ddot{u} + 2E + 9u^2$ for $0 \leq u < 3\text{E}-4$ (m) $F_c = b_f \ddot{u} + 180 + 1.2\text{E}6(u - 3\text{E}-4)$ for $u > 3\text{E}-4$ (M) F_c – contact force b_f – damping coefficient (300 N s/m) u – penetration depth of facet bone $\ddot{u}$ – penetration speed
Yang et al.	1998	Gap between facet bone	Sliding contact interface	–
Goel et al.	1998	Gap between facet bones	Gap	Initial gap of 0.5 mm
Kumaresan et al.	1997–2000	Articular cartilage	Articular cartilage solid	Cartilage: E 10.4 MPa, γ 0.4
		Synovial fluid	Synovial fluid – incompressible fluid	Synovial fluid: ρ 1000 kg/m ³
		Synovial membrane	Synovial membrane – membrane	Synovial membrane: E 10–12 MPa, γ 0.4

Uncovertebral clefts

Uncovertebral clefts foram representados apenas em alguns modelos FE. Na simulação de fissuras, elementos *gap* têm sido usados e, mais recentemente, representações sofisticadas de elementos fluídicos foram adotadas. A Tabela 17 mostra os parâmetros destes modelos (Yoganandan et al. 2001).

Tabela 17 - Parâmetros dos *uncovertebral clefts* usados em modelos existentes

Author	Year	Uncovertebral joint components	Element idealization	Material properties
Goel et al.	1998	Gap between uncinates	Gap	–
Kumaresan et al.	1997–2000	Synovial fluid	Synovial fluid – Incompressible fluid	Fluid: ρ 1000 kg/m ³
		Synovial membrane	Synovial membrane – membrane	Membrane: E 10–12 MPa, γ 0.4

Músculos

Em modelos que incluem a cabeça e o pescoço, os músculos são representados para investigar o efeito das forças musculares sobre a resposta da coluna cervical a um impacto. Existe uma grande variedade de músculos que atuam na região da coluna cervical, e o modelador tem que decidir quais grupos são importantes para adicionar à representação matemática. Lopik e Acar (2007) providenciaram um mapa muscular que mostra não apenas os grupos utilizados no modelo, mas também os locais em que os músculos foram anexados (figura 4.1).

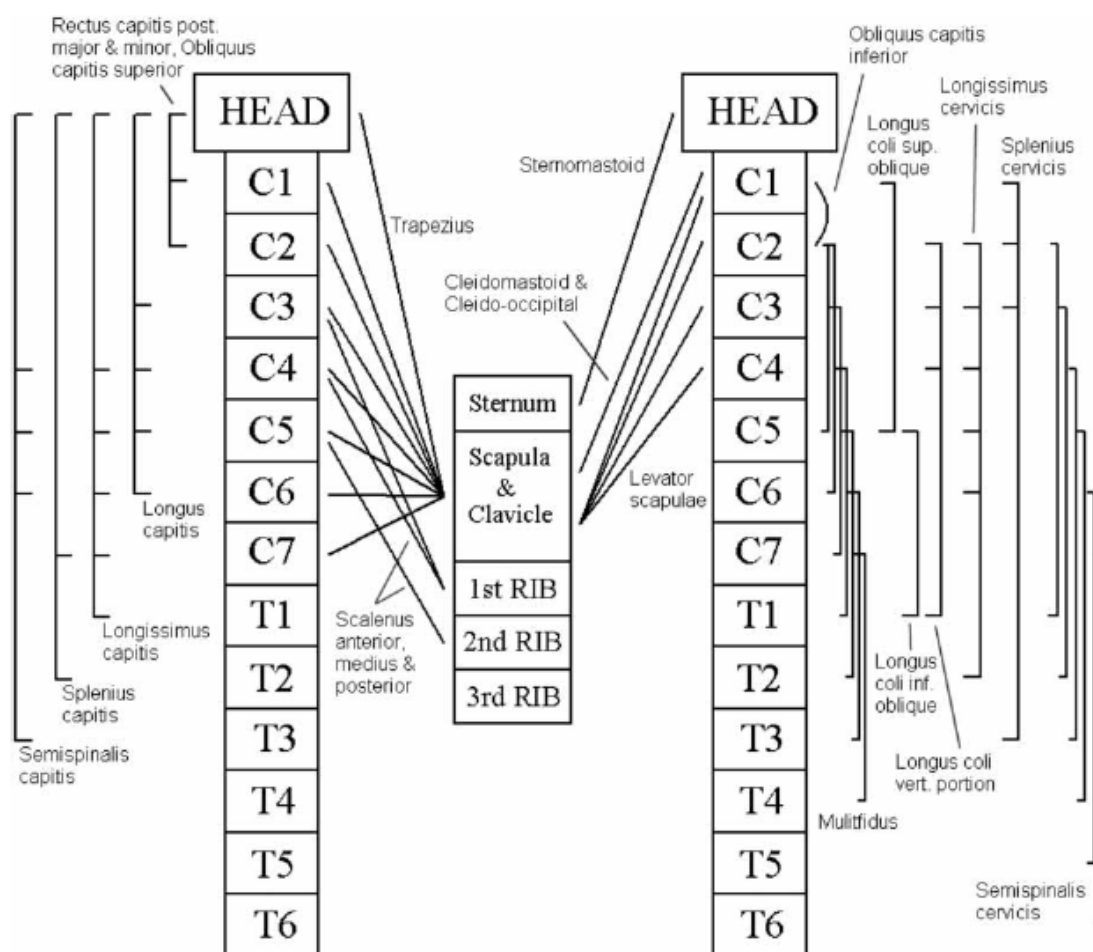


Figura 4.1 – Mapa muscular dos músculos do pescoço

Como já mencionado no capítulo anterior, as características mecânicas dos músculos são difíceis de serem definidas devido ao fato de seus valores de rigidez mudarem conforme o seu nível de atividade. Portanto, não é suficiente empregar propriedades de elementos fixos (como poderia ser feito para vértebras, ligamentos e discos intervertebrais), mas sim utilizar um modelo muscular para calcular as forças aplicadas por estes elementos em cada etapa da simulação.

A maioria das representações matemáticas dos músculos encontrados na literatura são baseados em um modelo proposto em 1922 por Archibald Vivian Hill (Basset 2002), um

fisiologista inglês considerado o fundador da biofísica. Seus estudos mostraram que os músculos produzem uma combinação de forças ativas e passivas.

As forças ativas são o resultado de elementos contráteis dentro do músculo, que são ativados através de um mecanismo de "catraca" entre a actina e a miosina. As forças ativas são controladas pelo sistema nervoso central, que dosa o nível de atividade de acordo com a exigência do músculo.

As forças passivas são produzidos por componentes elásticos não-contráteis na estrutura muscular, como tendões. Eles podem ser considerados como uma série de elementos elásticos que transmitem as forças ativas do tecido contrátil ao esqueleto.

Além destes dois elementos, os estudos de Hill também forneceram evidências de um segundo elemento elástico, chamado de elemento elástico em paralelo, que também contribui para a força passiva. Efetivamente, quando um músculo é mantido isometricamente, ele produz uma força maior do que quando ele sofre uma mudança de comprimento, devido a uma resistência passiva. Essa resistência é semelhante ao de um amortecedor, na qual a quantidade de força de resistência é proporcional à taxa de variação no comprimento do músculo. Hill propôs que este "elemento viscoso" encontra-se em paralelo com o elemento contrátil. Um esquema de um músculo é apresentada abaixo na Figura 4.2.

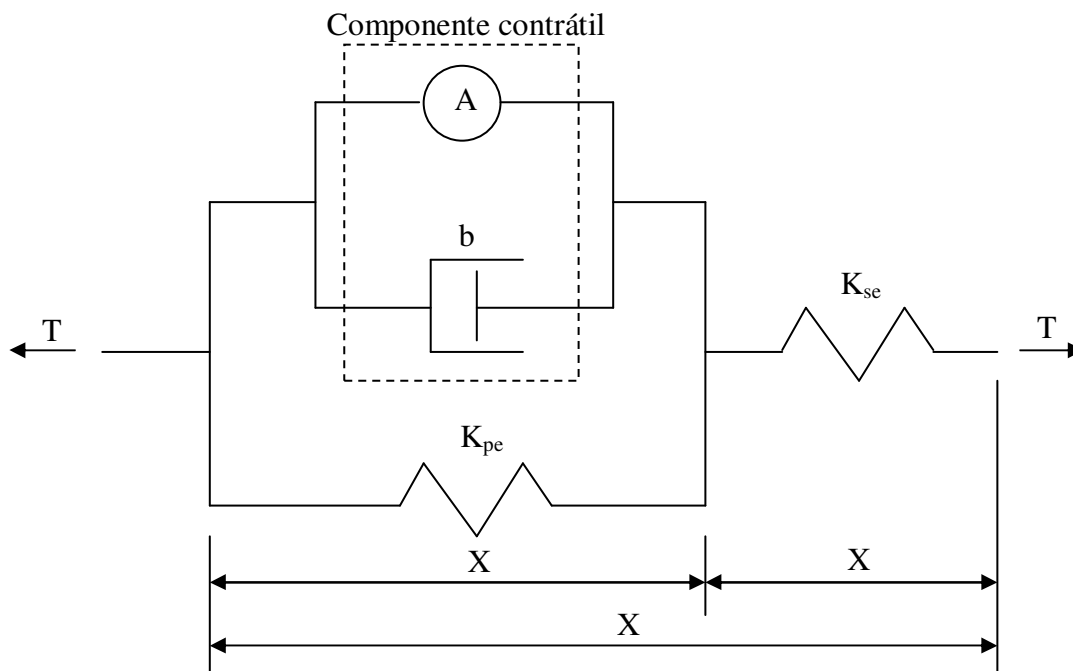


Figura 4.2 – Esquema do modelo do músculo

Neste esquema, T representa a força exercida pelo músculo, b é o coeficiente de amortecimento do elemento viscoso, x_1 é o comprimento do elemento elástico em série, x_2 é o comprimento da mola paralela elástica, K_{SE} é a rigidez do elemento de série, K_{PE} é a rigidez da mola paralela elástica e A é a força produzida pelo componente ativo do modelo.

O modelo já pode ser descrito matematicamente. As variáveis x_1^i e x_2^i são os comprimentos de repouso dos elementos de tipo paralelo elástico e de tipo elástico do modelo. A mesma força T age em ambas as molas elásticas e paralelo elásticas. Assim:

$$T = K_{SE} \cdot (x_1 - x_1^i) \quad (10)$$

$$T = K_{PE} \cdot (x_2 - x_2^i) + b \cdot \dot{x}_2 + A \quad (11)$$

O comprimento total do músculo é representado por x .

$$x = x_1 + x_2 \quad (12)$$

$$\dot{x} = \dot{x}_1 + \dot{x}_2 \quad (13)$$

$$x^i = x_1^i + x_2^i \rightarrow x - x^i = (x_1 - x_1^i) + (x_2 - x_2^i) \quad (14)$$

Como o comprimento total do músculo tem que ser igual à soma dos comprimentos dos elementos elásticos em série e paralelo elásticos:

$$T = K_{PE} \cdot (x - x^i) - K_{PE} \cdot (x_1 - x_1^i) + b \cdot \dot{x}_2 + A \quad (15)$$

$$T = K_{PE} \cdot (x - x^i) - K_{PE} \cdot \frac{T}{K_{SE}} + b \cdot (\dot{x} - \dot{x}_1) + A \quad (16)$$

$$x_1 = \frac{T}{K_{SE}} + x_1^i \rightarrow \dot{x}_1 = \frac{\dot{T}}{K_{SE}} \quad (17)$$

Substituindo, é possível chegar na seguinte expressão entre a força do músculo e o comprimento do mesmo:

$$T = K_{PE} \cdot (x - x^i) - K_{PE} \cdot \frac{T}{K_{SE}} + b \cdot \left(\dot{x} - \frac{\dot{T}}{K_{SE}} \right) + A \quad (18)$$

Isolando o termo $\dot{T}$ da equação 18 obtemos a seguinte expressão:

$$\dot{T} = \frac{K_{SE}}{b} \cdot \left(K_{PE} \cdot (x - x^i) + b \cdot \dot{x} - \left(1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}} \right) \cdot T + A \right) \quad (19)$$

É importante notar que $\dot{T}$, $\dot{x}$, x e A estão todos em função do tempo.

Vários modelos diferentes foram desenvolvidos com base na teoria inicial de Hill, embora tenham sido adaptados para melhor representar os fenômenos físicos.

Kobayashi e Kitagawa utilizaram 161 elementos de mola *dashpot* para representar os músculos do pescoço. Eles foram classificados em 19 grupos, correspondentes à classificação anatômica. As propriedades mecânicas destes elementos foram baseadas em um algoritmo do tipo Hill seguindo os mesmos princípios acima mencionados, separando a força total do músculo em forças ativas e passivas. Durante as suas simulações, o tempo de reflexo dos músculos não foi considerado, e o fator de atividade foi assumido como constante durante o impacto. O mesmo algoritmo foi utilizado por I.-Lee H et al. (2003), que basearam o seu modelo em 22 grupos musculares, utilizando elementos discretos do tipo *bar*. Os segmentos de músculo com geometria curvada foram formados por multi-elementos conectados em série, nos quais os nós intermediários foram engastados às vértebras vizinhas. Neste caso, os tempos de reflexo foram considerados a fim de melhor representar o fenômeno natural, assim como a variação do fator de atividade de cada músculo. Ambos os autores empregaram o PAM-CRASH Solver®, desenvolvido pelo Grupo ESI, para a simulação de *whiplash*.

Um outro método foi utilizado por Lopik e Acar (2007) e Esat e Acar para representar 69 músculos individuais de cada lado do corpo, onde os elementos do atuador linear foram empregados no software MSC.visualNastran 4D®. Estes elementos foram controlados por um software externo, Virtual Muscle® v.3.1.5, que funciona dentro do Matlab/Simulink® e se comunica com MSC.visualNastran 4D® em cada passo incremental. Este software externo é baseado em um modelo de músculo desenvolvido por FE Zajac (1989) e leva em conta o tipo de fibra muscular de cada músculo. Existem dois tipos de fibras; as fibras de contração lenta e as fibras de contração rápida. Ao definir as propriedades de cada tipo de fibra em um único banco de dados, o modelo de músculo adota essas propriedades quando os tipos de fibras são combinados em diferentes porcentagens para formar uma fibra muscular típica mista. Posteriormente, os blocos de músculos foram criados no interior do Simulink®. Cada bloco requer a entrada de dados do nível de ativação e o comprimento percorrido pelo conjunto músculo-tendão, sendo a saída a força muscular. Abaixo, na figura 4.3, é ilustrado um exemplo de bloco de músculo para o *splenius capitis* usado por Lopik e Acar (2007).

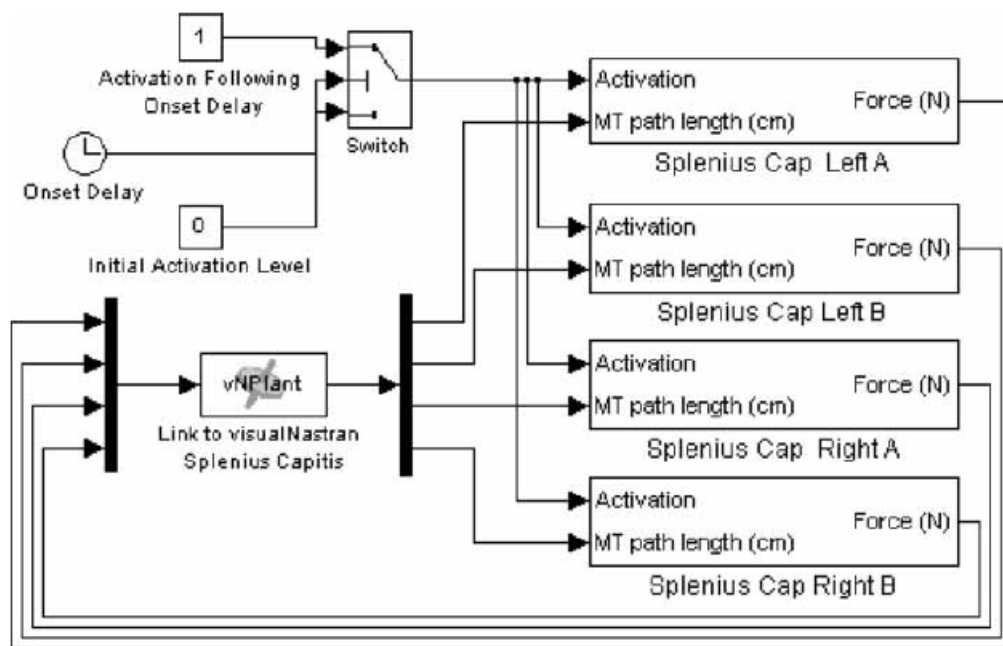


Figura 4.3 - Modelo Simulink® para o grupo muscular Splenius capitis

Modelos existentes

Um grande número de propriedades e parâmetros dos modelos foram expostos nas tabelas 14, 15, 16 e 17. No entanto, estes quadros não dispõem de informações recentes, incluindo apenas o período de 1983 até 2000. Portanto, é de grande importância apresentar modelos mais recentes que têm sido desenvolvidos nos últimos anos.

A tabela 18 mostra os parâmetros dos modelos mais recentes e também alguns mais antigos que não foram incluídos nas tabelas anteriores. É importante notar que esta tabela é focada nas propriedades dos materiais da coluna cervical, tais como densidade, módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson (que são as propriedades mecânicas geralmente empregadas nas definições de materiais por softwares de elementos finitos).

Tabela 18 - Propriedades de modelos existentes

Referencia	Elemento do pescoço	Componentes	Tipo de elemento	ρ (kg/mm ³)	E (Mpa)	ν
Yoganandan et al 1996 (C4-C6)	Vertebrae	Cortical bone	Linear solid	-	10000	0.29
		Cancellous bone	Linear solid	-	100	0.29
		Endplate	Linear solid	-	500	0.4
	Discs	Annulus ground	Linear solid	-	3.4	0.4
		Nucleus	Linear solid	-	3.4	0.49
		ALL	Linear spring	-	11.9	0.39
		PLL	Linear spring	-	12.5	0.39
	Ligaments	LF	Linear spring	-	2.4	0.39
		Joint Capsules	Linear spring	-	7.7	0.39
		ISL	Linear spring	-	3.4	0.39
Maurel et al 1997 (C3-C7)	Vertebrae	Cortical bone	8-node elements	-	12000	0.3
		Cancellous bone	8-node elements	-	100	0.2
		Endplate	8-node elements	-	600	0.3
		Posterior elements	8-node elements	-	300	0.3
	Discs	Annulus	8-node elements	-	2.5	0.45
		Lateral fibers	Cable	-	10	-
		ALL	Cable	-	10	-
		PLL	Cable	-	20	-
	Ligaments	Lateral capsular	Cable	-	20	-
		Ant./Post. capsular	Cable	-	20	-
		LF	Cable	-	50	-
		ISL	Cable	-	3	-
		SSL	Cable	-	3	-
Clausen et al 1997 (C5-C6)	Vertebrae	Cortical bone	Linear solid	-	10000	0.3
		Cancellous bone	Linear solid	-	450	0.25
		Endplate	Linear solid	-	2000	0.2
	Juntas sinoviais	Facet Joint	Gap element	-	-	-
		Annulus ground	Linear solid	-	4.2	0.45
	Discs	Annulus fibers	Truss	-	450	-
		Nucleus	Fluid	-	-	-

-Capítulo 4: Modelagem do pescoço humano-

	Ligaments	ALL	Bilinear spring	-	15-30	0.3
		PLL	Bilinear spring	-	10-20	0.3
		LF	Bilinear spring	-	5-10	0.3
		Joint Capsules	Bilinear spring	-	7-30	0.3
		ISL	Bilinear spring	-	4-8	0.3
Kumaresan et al 1998 (C4-C6)	Vertebrae	Cortical bone	8-noded brick	-	10000	0.29
		Cancellous bone	8-noded brick	-	100	0.29
		Endplate	8-noded brick	-	500	0.4
		Posterior elements	8-noded brick	-	3500	0.29
	Discs	Annulus	8-noded brick	-	3.4	0.4
		Nucleus	8-noded brick	-	3.4	0.49
		ALL	2-noded axial	-	11.9	0.39
	Ligaments	PLL	2-noded axial	-	12.5	0.39
		Joint capsules	2-noded axial	-	7.7	0.39
		LF	2-noded axial	-	2.4	0.39
		ISL	2-noded axial	-	3.4	0.39
Kumaresan et al 1999 (C5-C6)	Vertebrae	Cortical bone	Linear solid	-	12000	0.3
		Cancellous bone	Linear solid	-	100	0.2
		Endplate	Linear solid	-	600	0.3
	Juntas sinoviais	Cartilage	Fluid model	-	10.4	0.4
		Synovial fluid	Fluid model	-	k=166.7	-
		Annulus ground	Linear solid	-	4.7	0.45
	Discs	Annulus fibers	Truss	-	500	-
		Nucleus	Linear solid	-	k=1666.7	-
	Ligaments	Ligaments	Non-linear spring	-	-	-
Natarajan et al 2000 (C5-C6)	Vertebrae	Cortical bone	Linear solid	-	10000	0.3
		Cancellous bone	Linear solid	-	450	0.25
		Endplate	Linear solid	-	2000	0.2
	Juntas sinoviais	Cartilage	Contact	-	10.4	0.4
		Annulus ground	Linear solid	-	4.2	0.45
		Annulus fibers	Truss	-	450	-
	Discs	Nucleus	Linear solid	-	3.4	0.499
		ALL	Bilinear spring	-	15-30	0.3
		PLL	Bilinear spring	-	10-20	0.3
	Ligaments	LF	Bilinear spring	-	5-10	0.3
		Joint Capsules	Bilinear spring	-	7-30	0.3
		ISL	Bilinear spring	-	4-8	0.3
Ee-Chon-Teo et al 2001 (C4-C6)	Vertebrae	Cortical bone	Linear solid	-	10000	0.29
		Cancellous bone	Linear solid	-	100	0.29
		Endplate	Linear solid	-	500	0.4
		Posterior elements	Linear solid	-	3500	0.29
	Discs	Annulus	Linear solid	-	3.4	0.4
		Nucleus	Linear solid	-	1	0.499
		ALL	3D cable	-	54.5	-
		PLL	3D cable	-	20	-
	Ligaments	Joint capsules	3D cable	-	20	-
		LF	3D cable	-	1.5	-
		ISL	3D cable	-	1.5	-
		SSL	3D cable	-	1.5	-

Sung Kyu Ha 2005 (C3-C6)	Vertebrae	Cortical bone	8-noded shell	-	10000	0.29
		Cancellous bone	20-noded solid	-	100	0.29
		Endplate	20-noded solid	-	500	0.4
		Posterior elements	20-noded solid	-	3500	0.29
	Discs	Nucleus	20-noded solid	-	1	0.499
		Annulus matrix	20-noded solid	-	4,2	0.45
		Annulus fibers	Tension-only link	-	450	0.3
		ALL	Tension-only link	-	54.5	-
	Ligaments	PLL	Tension-only link	-	20	-
		LF	Tension-only link	-	1.5	-
		ISL	Tension-only link	-	1.5	-
Haghpanahi et al 2006 (C3-C7)	Vertebrae	Joint capsules	Tension-only link	-	20	-
		Cortical bone	-	-	10000	0.29
		Cancellous bone	-	-	100	0.29
		Endplate	-	-	500	0.4
	Discs	Posterior elements	-	-	3500	0.29
		Nucleus	-	-	1	0.499
		Annulus matrix	-	-	4.2	0.455
		Annulus fibers	Cable	-	450	0.3
	Ligaments	Ligaments	Non-linear spring	-	-	-
Zhang et al 2006 (C0-C7)	Vertebrae	Cortical bone	8-node brick	1.83E-6	12000	0.29
		Cancellous bone	8-node brick	1.0E-6	450	0.29
		Endplate	8-node brick	1.83E-6	500	0.4
		Posterior elements	8-node brick	1.83E-6	3500	0.29
	Discs	Annulus	8-node brick	1.2E-6	3.4	0.4
		Nucleus	8-node brick	1.36E-6	1	0.49
		ALL	-	-	30	0.3
		PLL	-	-	20	0.3
	Ligaments	ISL, LF (C1-C2)	-	-	10	0.3
		SSL, ISL, LF (C2-C7)	-	-	1.5	0.3
		CL (C0-C1)	8-node brick	-	1	0.3
		CL (C1-C3)	8-node brick	-	10	0.3
		CL (C3-C7)	8-node brick	-	20	0.3
		Alar	8-node brick	-	5	0.3
		TL	surfaces contact	-	20	0.3
		Apical	-	-	20	0.3
		Anterior membrane	-	-	20	0.3
		Posterior membrane	-	-	20	0.3
		NL	-	-	20	0.3

Greaves et al 2008 (C4-C6)	Vertebrae	Vertebrae	Solid	-	10000	0.29
	Spinal canal	Spinal cord	Solid	-	0.26	0.49
		Dura mater	Shell	-	5	0.45
	Discs	Disc	Link	-	3.4	-
		ALL	Link	-	35.2	-
	Ligaments	PLL	Link	-	35.7	-
		Joint capsules	Link	-	4.9	-
		LF	Link	-	3.8	-
		ISL	Link	-	5	-
		Denticulate ligaments	Link	-	5.8	-
	Dural attach.	Dural attachments	Link	-	35.7	-
Wheeldon et al 2008 (C4-C7)	Vertebrae	Cortical bone	Solid	-	12000	0.3
		Cancellous bone	Solid	-	100	0.2
		Endplate	Solid	-	600	0.3
		Posterior elements	Solid	-	3500	0.25
	Discs	Nucleus pulposus	Fluid hyd. incomp.	1.0E-6	-	-
		Annulus ground subs.	Solid	-	4.1-4.8	0.45
		Annulus Fibers	Rebar	-	3.5-4.1	0.45
		Cartilage	Solid	-	10,4	0.4
	Juntas sinoviais	Synovial fluid	Fluid hyd. incomp.	1.0E-6	-	-
		Synovial membrane	Membrane	-	5	0.4
	Uncovertebral	Synovial fluid	Fluid hyd. incomp.	1.0E-6	-	-
		Synovial membrane	Membrane	-	5	0.4
	Ligaments*	Ligaments	Non-linear spring	-	-	-
Panzer et al 2008 (C4-C5)	Vertebrae	Cortical bone	Isotropic elastic	-	16800	0.3
		Cancellous bone	Orthotropic elastic	-	$E_{xx}, E_{yy}=100$	$\nu_{zx}=0.1$
		Bony endplate	Isotropic elastic	-	5600	0.3
		Cartilaginous endplate	Isotropic elastic	-	23.8	0.4
	Discs	Annulus ground	Hill foam	$n=2$	$C_1=0.115$	$b_1=4$
		Annulus fibers	Orthotropic elastic	-	*	*
		Nucleus	Fluid	-	$k=1720$	-
	Juntas sinoviais	Cartilage	Isotropic elastic	-	10	0.4
	Ligaments	Ligaments	Non-linear curve	-	-	-

5. Dados Experimentais Disponíveis para Validação

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 quantificar o quão perto as respostas do modelo são em relação a realidade. Em uma validação ideal, o modelo de computador está sujeito a limites e condições idênticas de carga utilizados durante a experimentação. Portanto, é evidente que cada modelo é limitado pela qualidade de sua validação e precisão dos dados experimentais com os quais a validação é baseada.

Uma grande variedade de métodos e procedimentos são adotados para validar um modelo FE. A primeira distinção que pode ser feita diz respeito as diferenças entre as cargas estáticas e dinâmicas. Obviamente que para um modelo que pretende representar o movimento de chicote, 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 a 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.

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 está cheia de 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, os autores aplicaram tensões localizadas a vértebras específicas, registrando os valores angulares obtidos.

A validação só poderá ser feita com dados experimentais disponíveis. Isto significa que é impossível validar um modelo em condições que não tenham sido testadas experimentalmente. Em

tais casos, a única maneira é comparar os resultados de modelos diferentes. Esta abordagem, no entanto, tende a gerar incertezas quanto à validade dos resultados e, portanto, é raramente utilizada.

Compressão

Um experimento interessante foi realizado por Shea, et al. (1991), com o objetivo de representar com precisão o comportamento do segmento C4-C6 da coluna cervical sob cargas de compressão. Basicamente, a parte superior da vértebra C4 foi carregada com forças de compressão distribuídas, enquanto a vértebra C6 foi totalmente engastada. Durante o carregamento, o deslocamento de todo o segmento foi monitorado até atingir a marca de 1 milímetro, ponto no qual o experimento foi interrompido. A figura 5.1 mostra esquematicamente como o experimento foi desenvolvido.

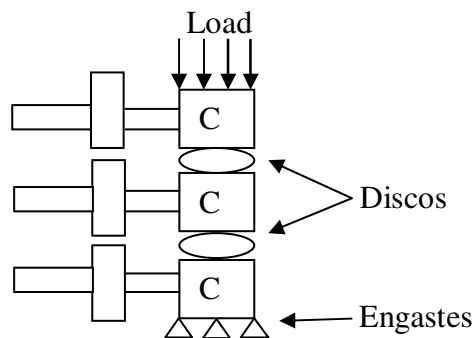


Figura 5.1 – Ilustração do experimento de Shea et al. (1991)

O resultado do teste foi uma relação entre as forças aplicadas e os respectivos deslocamentos, abrangendo o intervalo de 0 a 1 mm de deslocamento. Muitos autores, como Yoganandan e Heitplatz, já compararam os resultados de seus modelos a elementos finitos com os valores experimentais apresentados por Shea, fato que proporciona novas possibilidades de comparação de dados.

Flexão / Extensão

Como já mencionado anteriormente, a precisão dos dados experimentais tem um papel importante quando se trata de validar os modelos de elementos finitos. Com este problema em mente, Wheeldon et al. (2004) forneceram faixas experimentais para a validação de modelos sob cargas de flexão/extensão. É importante salientar que estes corredores tornaram-se amplamente empregado na verificação de modelos cervicais destinados a simulações de whiplash.

As experiências realizadas por Wheeldon utilizaram treze amostras de colunas cervicais de cadáveres humanos, que incluíram as vértebras C2 a T1. Cada uma dessas amostras foi classificada com base em uma escala desenvolvida pelos autores para revelar um determinado nível de qualidade. Todas as amostras que não preencheram os critérios de qualidade (seis das treze originais) foram retiradas do experimento.

Cargas de momento puro foram aplicadas estaticamente em flexão/extensão à extremidade superior das sete amostras restantes através da utilização de um sistema de cabos, roldanas e pesos

mortos. Inferiormente, a amostra foi fixada a uma célula de carga de seis eixos e monitorada em tempo real.

A média das respostas angulares do carregamento das amostras foi calculada a cada passo de carga. Os valores experimentais médios foram aproximados usando uma função não-linear logarítmica:

$$\theta = A \cdot \ln (B \cdot M + 1) \quad (20)$$

Onde θ representa o ângulo (graus), M é o momento aplicado (Nm), e A e B são constantes do modelo.

O experimento mediu os ângulos de rotação das vértebras C2 a T1, e os valores dos coeficientes A e B para cada par de vértebras é apresentado na tabela 19 ("Ex" para extensão e "Flex" para a flexão).

Tabela 19 - A e B são os coeficientes para curvas de flexão/extensão

Vértebras	Ex A (deg)	Ex B (1/Nm)	Flex A (deg)	Flex B (1/Nm)
C2-3	-1.90	-6.35	4.56	3.22
C3-4	-2.50	-2.56	2.63	11.78
C4-5	-3.54	-1.36	2.94	7.34
C5-6	-2.04	-4.44	4.02	5.25
C6-7	-1.96	-8.42	4.58	2.83
C7-T1	-4.76	-0.45	1.56	8.72
C2-T1	-13.67	-3.21	21.12	4.75

Segundo os autores, cada curva tem um coeficiente de correlação R superior a 0,99. Infelizmente, a vértebra C1 não foi simulada, mas o segmento C2-T1 mostra uma interessante visão global da coluna cervical. Os gráficos com os momentos aplicados e faixas experimentais fornecidos pelos autores serão apresentados mais adiante neste trabalho, juntamente com os resultados do modelo de elementos finitos que será avaliado.

Rotação axial e flexão lateral

Os procedimentos utilizados na obtenção de dados experimentais para a rotação axial e flexão lateral são bastante semelhantes aos utilizados no caso de flexão/extensão. Yoganandan et al. (2007) realizaram ensaios de flexão lateral em amostras da coluna cervical dos segmentos C2-T1, onde a metade inferior do T1 e a metade superior do C2 foram fixadas com PMMA (material plástico) e submetidas a momentos de flexão de 0 a 2,0 Nm em diversos ciclos. Para a rotação axial exatamente o mesmo procedimento foi adotado por Yoganandan et al., com a única diferença sendo a aplicação de um momento axial, ao invés de um momento de flexão. As curvas experimentais obtidas podem ser bem aproximadas por uma função logarítmica não-linear, como mostrado na equação 20.

Como já mencionado no caso da flexão/extensão, as faixas experimentais para rotação axial e flexão lateral serão fornecidos posteriormente neste trabalho, juntamente com os resultados do modelo de elementos finitos que serão avaliados.

Dados experimentais de tensões localizadas

Um modelo de elementos finitos da coluna cervical de C0-C7 foi desenvolvido e apresentado por Zhang et al. (2006). Para validar o seu modelo, dados experimentais específicos foram colhidos e comparados com resultados do seu modelo. O produto destas experiências é mostrado nas tabelas 20 e 21.

Tabela 20 - Faixa de movimento da coluna cervical em estudos *in vitro* diferentes (Média (SD))

Tipo de ângulo	Panjabi et al. (1988)		Goel et al. (1988)		Panjabi et al. (2001)	
	C0-C1	C1-C2	C0-C1	C1-C2	C0-C1	C1-C2
Momento (Nm)	1.5		0.3		1.0	
Flexão (deg)	3.5 (0.6)	11.5 (2.0)	6.5 (2.5)	4.9 (2.0)	7.2 (2.5)	12.3 (2.0)
Extensão (deg)	21.0 (1.9)	10.9 (1.1)	16.5 (7.6)	5.2 (2.9)	20.2 (4.6)	12.1 (6.5)
Rotação axial (deg)	7.9 (0.6)	38.3 (1.7)	2.4 (1.2)	23.3 (11.2)	4.9 (3.0)	28.4 (4.8)
Dobramento lateral (deg)	5.6 (0.7)	4.0 (0.8)	3.4 (2.8)	4.2 (2.8)	4.5 (1.5)	3.3 (2.3)

Tabela 21 - Faixa de movimento do C5-C6 de estudos *in vitro* diferentes (Média (SD))

Tipo de ângulo	Goel et al. (1984)	Moroney et al. (1988)	Goel and Clausen (1998)	Panjabi et al. (2001)
Momento (Nm)	0.3	1.8	1.0	1.0
Flexão (deg)	8.7 (3.2)	5.55 (1.84)	3.1 (0.9)	5.5 (2.6)
Extensão (deg)	1.4 (0.3)	3.52 (1.94)	2.8 (0.8)	4.4 (2.8)
Rotação axial (deg)	2.3 (1.4)	1.85 (0.67)	1.5 (0.5)	2.5 (1.0)
Dobramento lateral (deg)	1.4 (0.8)	4.71 (2.99)	1.6 (0.8)	3.3 (1.5)

Estas tabelas mostram o momento aplicado à coluna cervical, juntamente com os ângulos medidos entre as vértebras. Embora nestes experimentos falte uma maior amplitude de momentos aplicados, eles são bastante completos com relação aos tipos de cargas relacionadas. Os valores de desvio padrão também estão incluídos na tabela.

Esses experimentos foram realizados em circunstâncias semelhantes, permitindo a comparação entre si. Panjabi simulou o peso do crânio através da aplicação de uma carga vertical de 50 N sobre as juntas sinoviais do C1, e a superfície inferior do corpo vertebral de C7 foi totalmente engastada. Um momento puro de 1,0 Nm foi aplicado de forma incremental ao longo dos vários planos anatômicos do crânio a fim de simular os movimentos da cabeça e coluna cervical em flexão, extensão, rotação axial e configurações de flexão lateral.

Carregamento Dinâmico

Em experimentos de carregamento dinâmico, uma variedade de métodos têm sido utilizada para reproduzir as condições de uma colisão traseira. Experimentos empregaram o uso de voluntários humanos, objetos de teste *post-mortem* (PMTO's) ou mesmo macacos do gênero *rhesus* em condições de aceleração fatal. Como mencionado anteriormente, a natureza dessas experiências é muito útil na validação de modelos de pescoço em elementos finitos, e uma correlação forte entre os resultados simulados e experimentais é de grande importância. Este documento irá concentrar-se

principalmente em dados experimentais sobre impactos traseiro, pois seu foco primordial é o estudo do mecanismo de whiplash.

Experimentos NBDL

O *National Biodynamics Laboratory* (NBDL) dos Estados Unidos realizou testes de *sled* frontais, laterais e oblíquos de 15G em voluntários humanos, e os resultados foram analisados e relatados por Wismans et al. (1986) e Thunnissen et al. (1995). Como no caso de vários outros experimentos, as condições de entrada foram medidas como sendo a aceleração da vértebra T1. No experimento NBDL, as condições de entrada são indicadas logo abaixo, no gráfico 1 (Lee, et al., 2003).

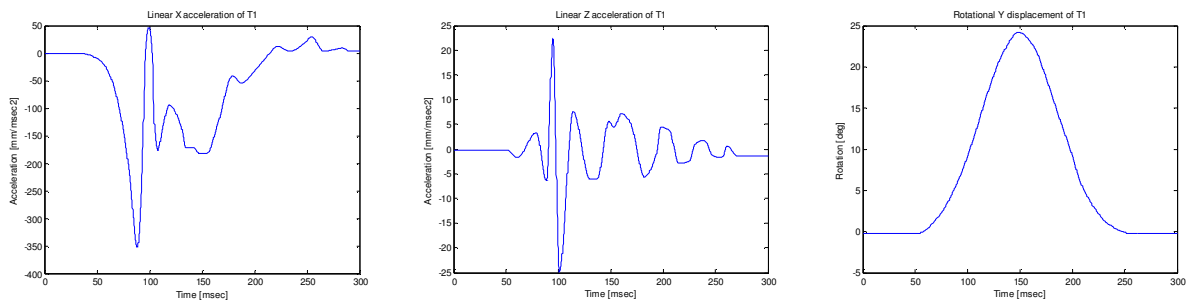


Gráfico 1 – Condições de entrada da T1 para o experimento de *sled* frontal do NBDL

Experimentos JARI

O *Japan Automobile Research Institute* (JARI) durante o projeto de whiplash da NISSAN-JARI (1998) conduziu experimentos envolvendo testes em voluntários humanos a partir de um *sled* em pista inclinada com um ângulo de inclinação de 10 graus. (Kobayashi, et al.)

Uma ilustração do setup desse experimento é mostrado na figura 5.2.

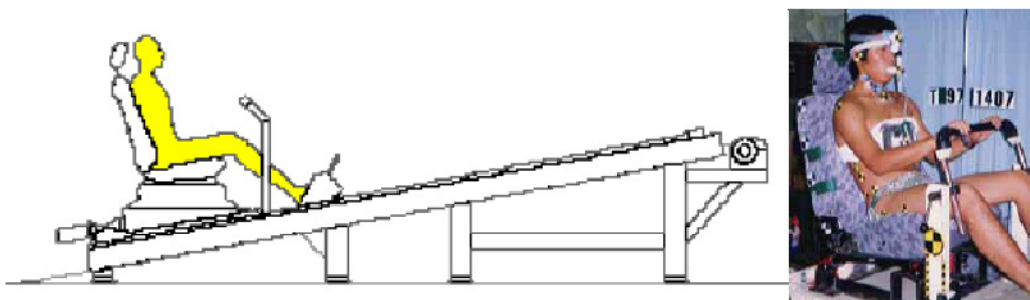


Figura 5.2 - Teste de sled em pista inclinada e voluntário (Kobayashi, et al.)

O gráfico 2 ilustra a aceleração e a velocidade do *sled*, que podem ser usados como parâmetros de entrada em uma possível simulação.

-Capítulo 5: Dados experimentais disponíveis para validação-

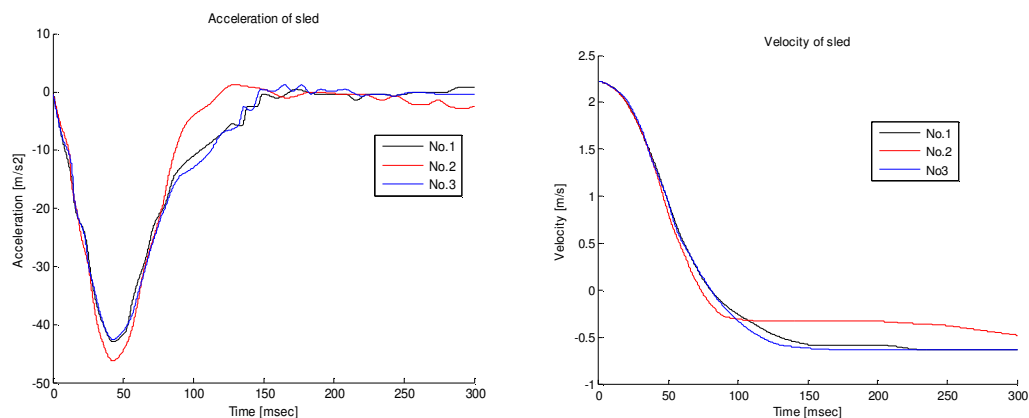


Gráfico 2 - Aceleração (a) e velocidade (b) do *sled* (dados de uma uma simulação)

Em seguida, são mostrados os resultados experimentais usados como dados de entrada na simulação do modelo de elementos finitos.

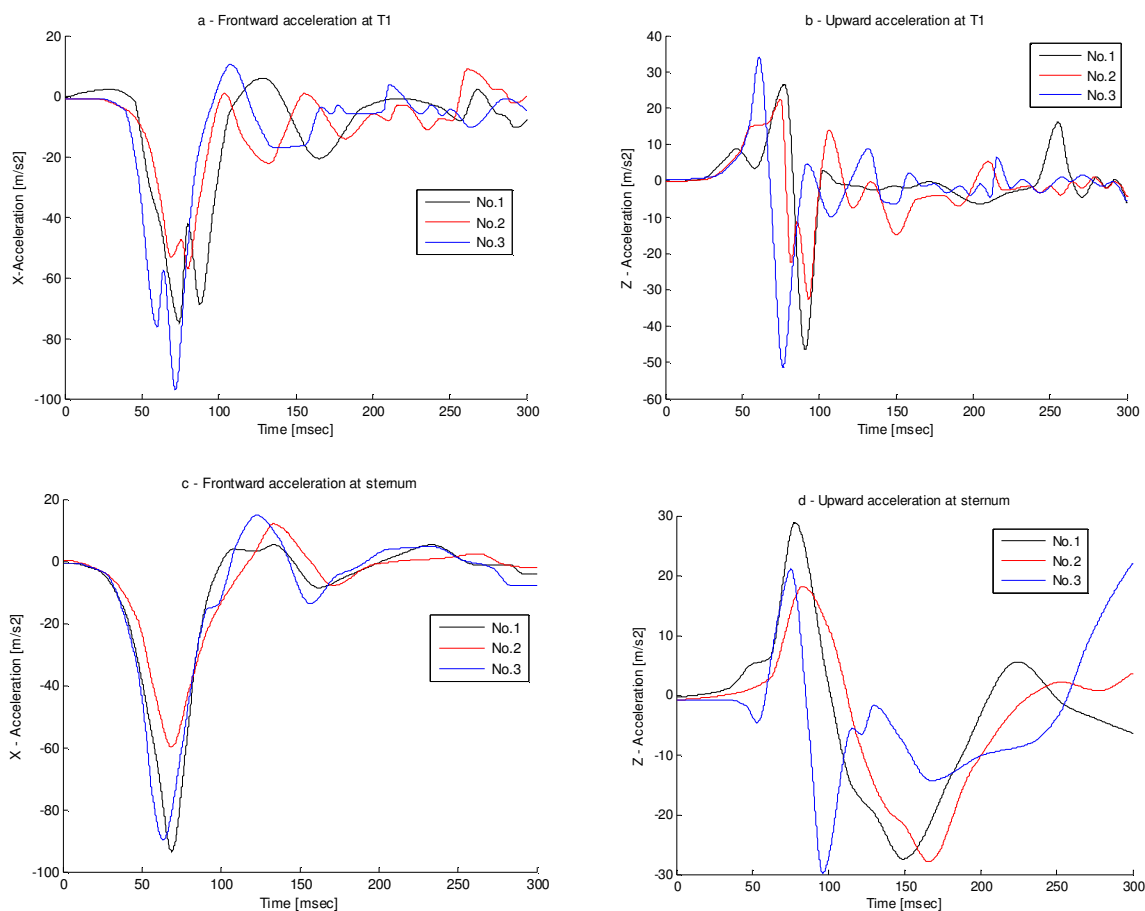


Gráfico 3 - Valores de aceleração do T1 e do esterno (Kobayashi, et al.)

Experimentos Davidsson et al. (1998b)

Davidsson et al. (1998b) realizaram testes envolvendo quatro voluntários do sexo masculino em testes de *sled* de colisões traseiras com uma aceleração de pico máxima de 3 g. Os resultados da

experiência foram apresentados sob a forma de faixas experimentais, ou seja, os valores médios obtidos para os quatro voluntários +/- o desvio padrão. Estes resultados serão apresentados juntamente com a resposta THUMS a tipos similares de carga.

Nesses experimentos, acelerômetros foram inseridos na vértebra T1 para medir as acelerações verticais e horizontais. Estes resultados podem ser integrados para fornecer velocidade e também o deslocamento, sendo este último a condição de entrada que será utilizada na simulação do modelo THUMS, como mostrado no gráfico 4.

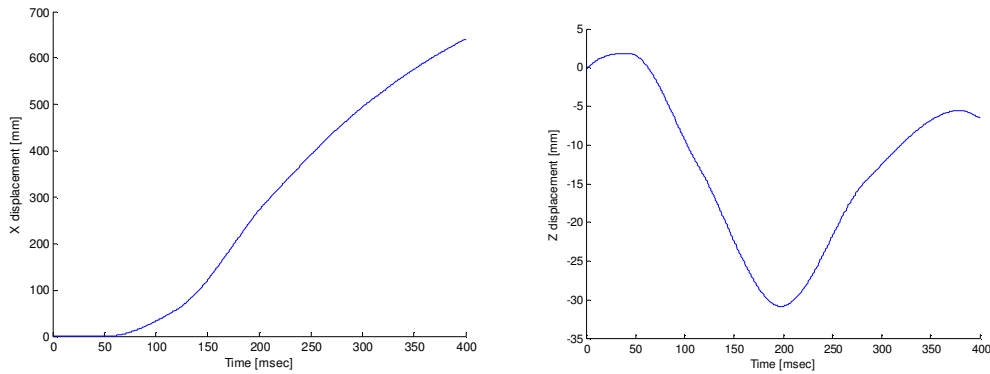
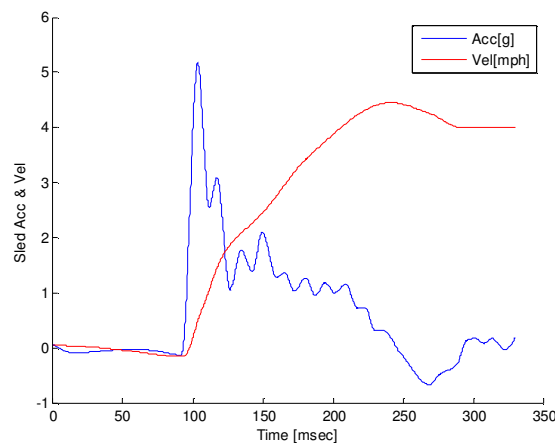


Gráfico 4 - Deslocamentos da vértebra T1 em X e Z

Experimentos Luan et al. (2000)

Vinte e seis experimentos de baixa velocidade de colisão traseira foram realizados por Luan et al. (2000). Estas experiências colocaram seis cadáveres sobre assentos rígidos, que por sua vez, foram colocados em um *minisled* HYGE portátil. Este *sled* foi impulsionado por um pistão pneumático em cima dos trilhos e possuía um sistema de frenagem por cabos. Os dados experimentais foram medidos por um sistema de captura de imagens de alta velocidade bi-planar de raio-X rodando a uma velocidade de 250 quadros por segundo (Luan, et al., 2000).

A aceleração do tórax em x e em z foi medida e é mostrada no gráfico 5.



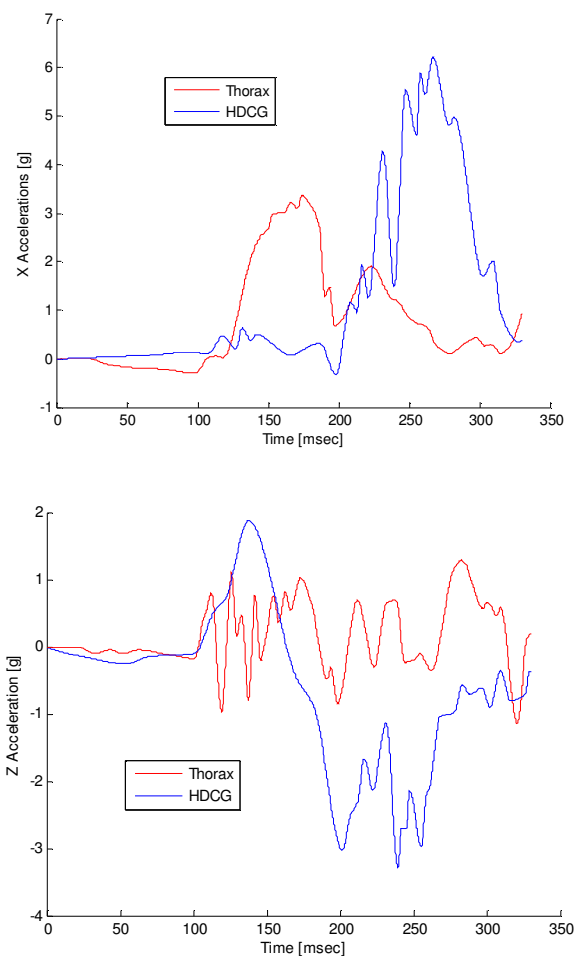


Gráfico 5 - Aceleração do sled, acelerações em x e z do tórax durante o impacto

Experimentos Panjabi et al. (1998)

Panjabi et al. (1998) e Grauer et al. (1997) realizaram estudos utilizando um modelo de coluna cervical de cadáveres montado num dispositivo de *sled* de bancada. Todo o tecido não relacionado com os ligamentos foi separado do modelo e a base do *sled* foi acelerada para reproduzir o trauma. Devido à falta de dados experimentais sobre os valores de entrada de aceleração, Lopik Acar (2007) usaram pulsos triangulares de intensidades variáveis e compararam os resultados de suas simulações com os valores experimentais relatados por Panjabi e Grauer. As acelerações de pico foram de 2.5g, 4.5g, 6.5g e 8.5g. Todos os pulsos triangulares têm a mesma duração de 105ms. (Lopik, et al., 2007)

Figura 5.3 mostra uma ilustração do equipamento usado.

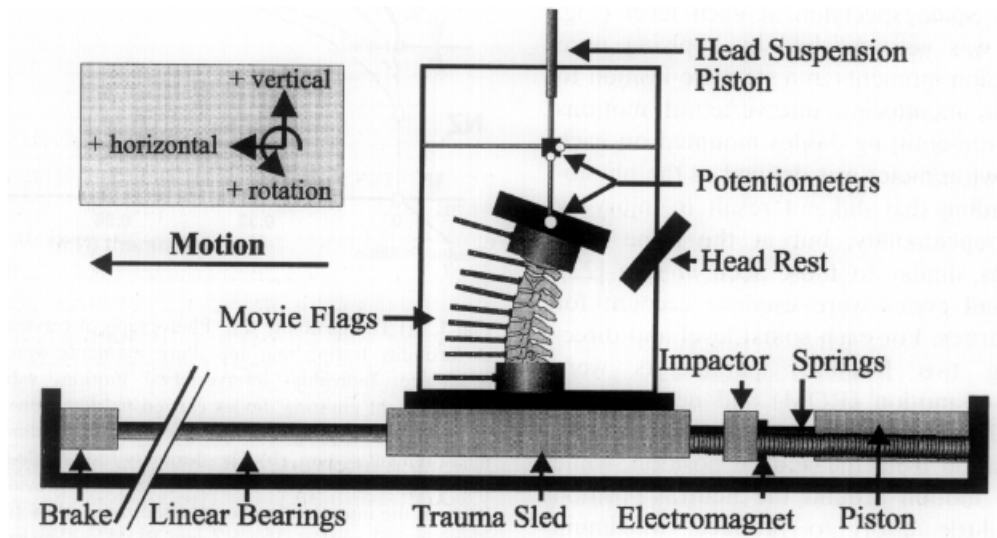


Figura 5.3 - Diagrama esquemático do equipamento de sled de bancada (Panjabi et al 1998)

A aceleração foi aplicado diretamente à vértebra T1 e o resto da amostra podia movimentar-se livremente. A aceleração de entrada usada para a simulação de validação THUMS é de 8,5 g, sendo mostrada no gráfico 6.

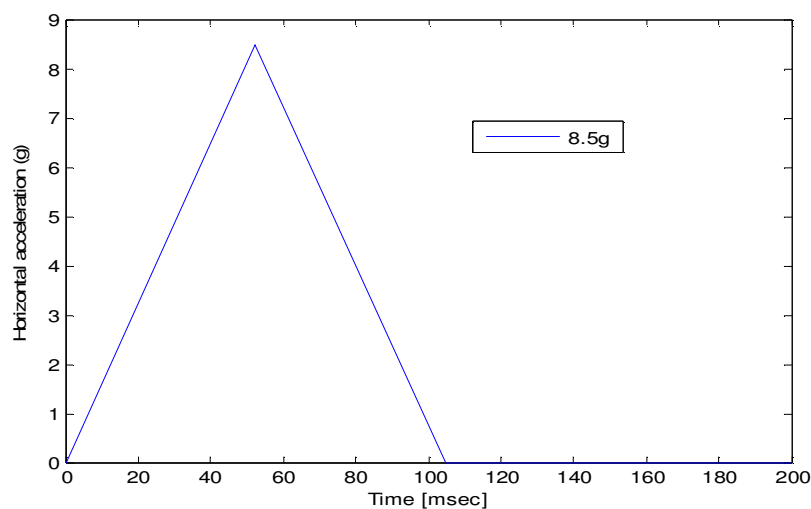


Gráfico 6 - Aceleração de entrada de 8.5 g na vértebra T1 usada por Lopik and Acar (2007)

6. Modelo THUMS

Como já mencionado anteriormente, um dos principais objetivos deste trabalho é validar um modelo a elementos finitos humano desenvolvido pela Toyota Motor Corporation em condições de whiplash, normalmente gerada por um impacto traseiro. O modelo, conhecido como Total Human Model for Safety, ou THUMS, inclui todo o esqueleto humano, e é particularmente detalhado na parte superior do tronco e pescoço, que incluem os principais grupos musculares. Já que o foco principal deste estudo relaciona-se ao movimento do pescoço durante o whiplash, apenas os componentes associados à cabeça, ao pescoço e ao tórax serão levados em consideração a fim de representar com fidelidade o layout das experiências apresentadas no capítulo anterior. Em alguns casos, será necessário incluir elementos pertencentes a caixa torácica inteira para o confronto com os dados experimentais.

O modelo THUMS fornece um pequeno documento que contém algumas informações importantes sobre o próprio modelo. Abaixo estão algumas de suas características:

- Corresponde a um indivíduo de sexo masculino
- Altura 175cm
- Peso 77kg
- Idade entre 30 e 40 anos
- O indivíduo ocupa a posição do motorista

As características acima foram obviamente tiradas do modelo inteiro e representam um homem adulto de médio porte. O documento também fornece algumas informações gerais sobre o número e o tipo de elementos que foram utilizados, como mostrado abaixo:

- Número de nós: 66000
- Número de materiais: 1300
- Número de elementos: 91400
- Sólidos: 41100
- *Shell*: 47500
- *Beam*: 2800

A figura 6.1 mostra o modelo THUMS completo.



Figura 6.1 – Modelo THUMS completo

O modelo foi dividido em nove seções diferentes, uma delas sendo o pescoço (seção 7). Os componentes do pescoço são:

- Coluna cervical
- Discos
- Cartilagem
- Ligamentos
- Músculos, tendões
- Pele, tecido mole

As figuras 6.2 a 6.8 ilustram o modelo em maior detalhe.



Figura 6.2 – Torso completo

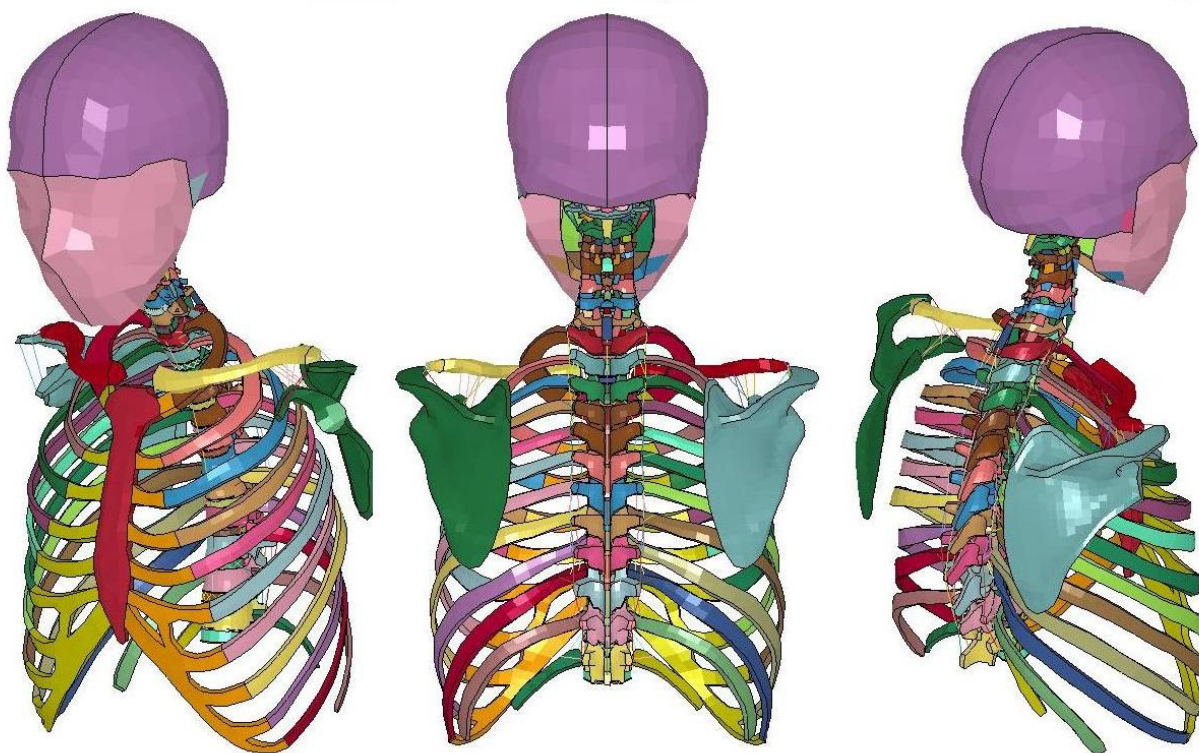


Figura 6.3 – Cabeça, ossos, discos intervertebrais, juntas sinoviais e ligamentos



Figura 6.4 – Vértex C2 até T1

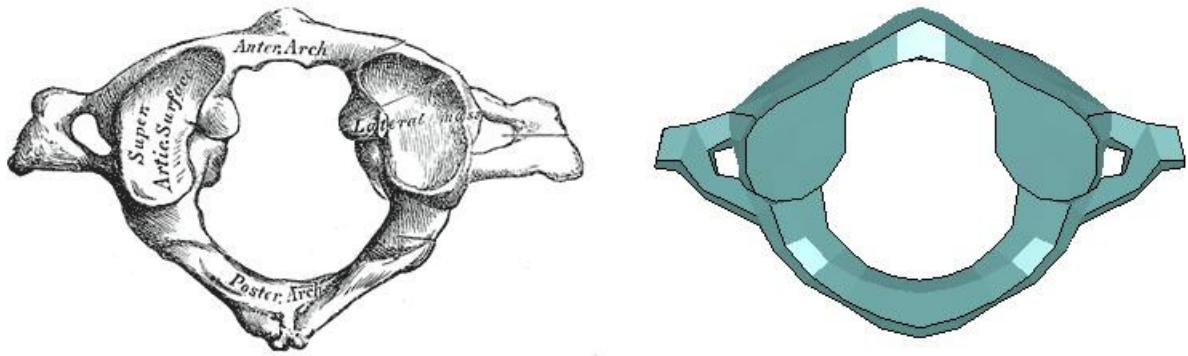


Figura 6.5 – Vértebra C1: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)

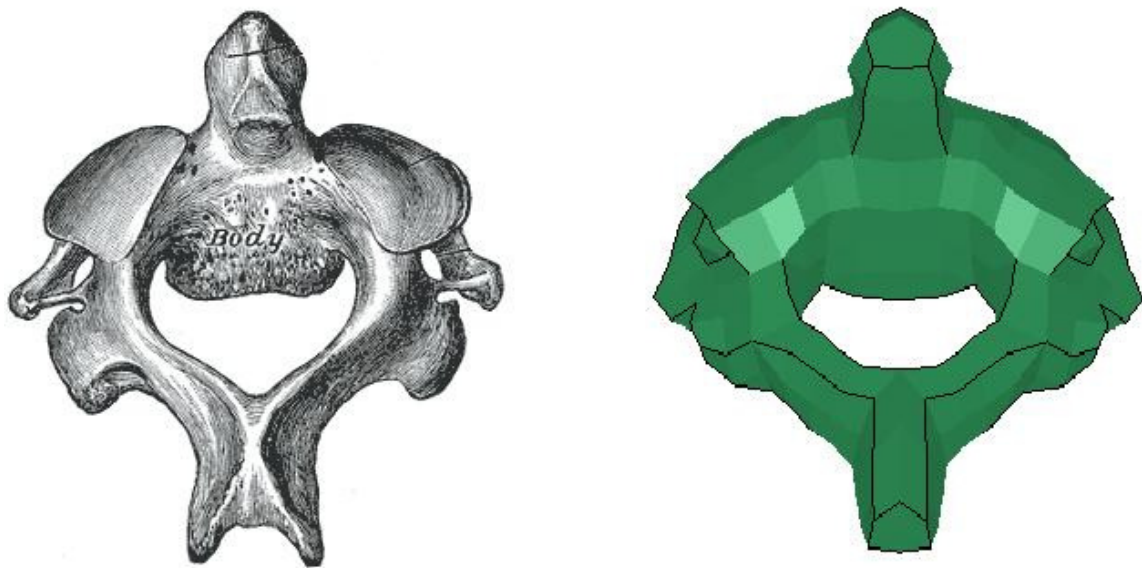


Figura 6.6 - Figura 6.6 – Vértebra C2: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)

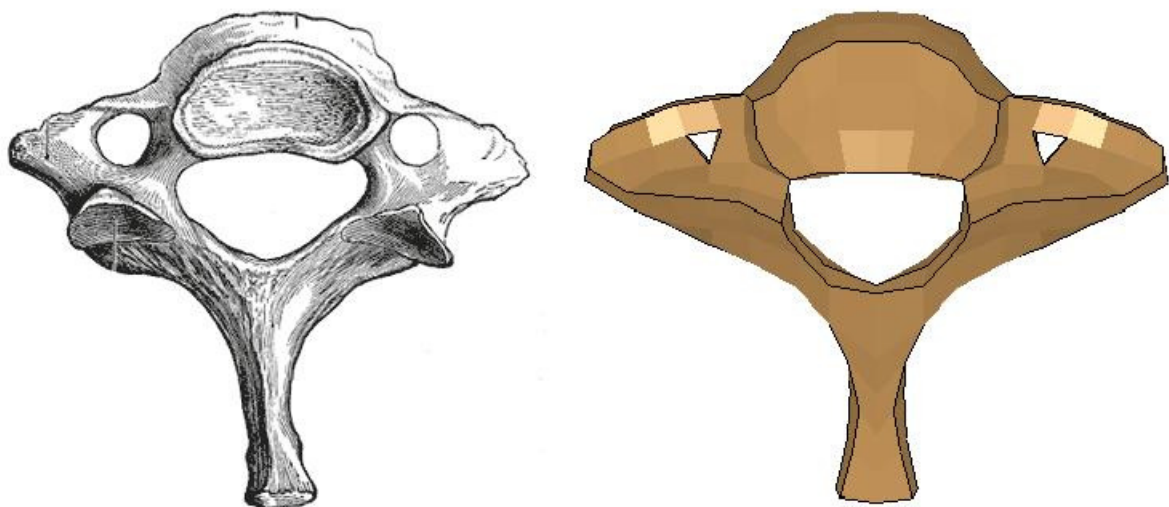


Figura 6.7 - Vértebra C7: fotografia anatômica (esquerda) e THUMS (direita)

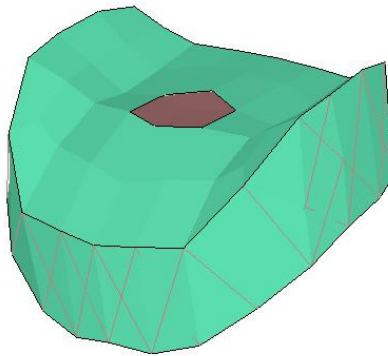


Figura 6.8 – Disco intervertebral entre C2 e C3

Antes de realizar qualquer simulação, as características do modelo THUMS serão mostradas, incluindo as propriedades dos materiais e descrição dos elementos, dentre outras coisas. Por razões óbvias, apenas as partes associadas ao pescoço humano serão incluídas nesta seção.

Descrição dos materiais

No modelo THUMS, uma vasta gama de modelos de materiais foram utilizados para definir cada uma de suas partes. Nesta seção, cada um dos modelos de material encontrados no THUMS serão descritos e a seção deve ser usada como uma referência para os próximos capítulos deste trabalho.

***MAT_RIGID**

Uma parte definida por este material é considerada um corpo rígido. Nesta idealização, o corpo sólido não sofre qualquer deformação com o tempo, independentemente das forças externas exercidas sobre ele. Isto permite menor tempo de processamento, o que torna este tipo de material particularmente eficiente em termos de custo.

Apesar de um corpo rígido não sofrer deformações, a definição das propriedades deste material requer tanto o coeficiente de Poisson quanto o módulo de Young. Isto é explicado pelo fato de que esses valores são utilizados para determinar parâmetros de interface de deslizamento, nos casos em que o corpo rígido interage em uma definição de contato. Além desses valores, a densidade também é necessária para simulações dinâmicas.

***MAT_ELASTIC**

Este material é utilizado para descrever um material isotrópico elástico. Os parâmetros necessários são a densidade, o módulo de Young e o coeficiente de Poisson.

***MAT_VISCOELASTIC**

Este modelo permite a modelagem do comportamento viscoelástico em sólidos, cascas e vigas (Hughes-Liu). Parâmetros de entrada necessários são a densidade, *elastic bulk modulus*, *short-time shear modulus*, *long-time shear modulus* e uma constante de decaimento.

***MAT_SPRING_MUSCLE**

Para uso apenas com elementos discretos, este material é usado em molas e amortecedores. Mais especificamente, ele é empregado na modelagem de músculos e é baseado em um algoritmo do tipo Hill, incluindo a ativação muscular. Para uma explicação detalhada sobre as equações usadas, consulte o LS-DYNA® Keyword User's Manual (Versão 971). Os principais parâmetros de entrada necessários são o comprimento muscular inicial, a velocidade máxima de encurtamento do elemento contrátil, a força isométrica de pico e o nível de ativação. Outros parâmetros são funções que incluem o fator de escala, a tensão ativa versus comprimento, tensão ativa versus velocidade e força versus comprimento.

***MAT_DAMPER_VISCOUS**

Também usados em molas e amortecedores discretos, este material oferece um amortecedor linear de translação ou de rotação localizado entre dois elementos, com apenas um grau de liberdade definido. O único parâmetro de entrada necessário é o coeficiente de amortecimento.

***MAT_SEATBELT**

Este material define as características de estiramento e propriedades de massa para os elementos do tipo *belt*, e inclui uma pequena quantidade de amortecimento para reduzir as oscilações de alta frequência. No modelo THUMS, elementos *seatbelt* foram utilizados para descrever o *annulus fibrosus* nos discos intervertebrais e alguns ligamentos.

Descrição do modelo

As propriedades mecânicas e características de seção de cada componente presente no modelo THUMS são retratadas na tabela 22.

Os músculos não foram incluídos na tabela abaixo, já que suas propriedades variam de elemento para elemento. Para cada elemento do músculo, o comprimento muscular inicial, a velocidade máxima contrátil de encurtamento e pico de força isométrica são definidos, enquanto o nível de atividade para todos os músculos é adotado como zero. Os outros parâmetros mencionados são mantidos iguais aos seus valores padrão.

As propriedades da pele são apresentadas na tabela 23. Elas não foram incluídas na tabela 22, pois descrevem um material viscoelástico e incluem diferentes parâmetros.

Tabela 22 – Descrição do modelo THUMS

Parte do corpo	Parte do elemento	Tipo de seção	Tipo de material	Densidade	Young	Poisson
Ligamentos	LF	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	AOM	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	ISL (C1-C2)	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	7.540e6	0.22
	ISL (outros)	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	3.016e7	0.22
	ITL	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	AAOM	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	PAOM	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	Alar	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	Apical	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	Joint capsules	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	7.540e6	0.22
	AAAL	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	PAAL	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	7.540e6	0.22
	cruciform	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	1.508e7	0.22
	ALL	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	3.250e6	0.22
	PLL	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1100	3.250e6	0.22
Discos Intervertebrais	Nucleus Pulposus	*SECTION_SOLID	*MAT_ELASTIC	1000	1.98e5	0.499
	Annulus Ground	*SECTION_SOLID	*MAT_ELASTIC	1000	1.33e7	0.400
	Fibras	*SECTION_SEATB	*MAT_SEATBELT	Loaded curves		
Vertebra	Osso esponjoso	*SECTION_SOLID	*MAT_RIGID	1000	7.0e7	0.3
	Osso Cortical	*SECTION_SHELL	*MAT_RIGID	2000	5.0e9	0.3
Junta Sinovial	Junta Sinovial	*SECTION_SOLID	*MAT_ELASTIC	1500	1.26e7	0.4
Pele	Superfície	*SECTION_SHELL	*MAT_ELASTIC	1000	2.2e7	0.3

ITL: Intermuscular transverse ligament

Tabela 23 - Descrição da pele do modelo THUMS

Parte do corpo	Tipo de seção	Tipo de material	Densidade (kg/m3)	Módulo de Compressibilidade (Pa)	Módulo de Cisalhamento curto (Pa)	Módulo de Cisalhamento longo (Pa)	Constante de Decaimento
Pele	*SECTION_SOLID	*MAT_VISCOELASTIC	859	4.592e5	7e4	2.338e4	100

Comparação entre as características do THUMS e dados disponíveis na literatura

O último passo antes de realizar qualquer simulação é comparar as propriedades dos materiais utilizados no modelo THUMS com os dados apresentados nos capítulos anteriores. A comparação será feita com os resultados experimentais, bem como as propriedades dos materiais empregados por outros modelos. Se não forem mencionados, as propriedades do modelo THUMS são retiradas da tabela 22.

Vértebras

As vértebras são formadas principalmente por quatro componentes diferentes, cada uma delas com suas próprias características mecânicas, como mostrado na tabela 2. Esta divisão é geralmente respeitada na construção de um modelo de coluna cervical, apesar de existirem vários

exemplos em que alguns destes componentes são incorporados no osso cortical e esponjoso. No modelo THUMS, por exemplo, só os ossos podem ser encontrados, com os *endplates* e os elementos posteriores sendo suprimidos.

Na maioria dos modelos, as vértebras são tratadas como corpos rígidos e o modelo THUMS não é uma exceção. A hipótese de que a deformação das vértebras é insignificante comparada a deformação sofrida pelo tecido mole é amplamente adotada.

O módulo de Young de 5000 MPa do osso cortical apresentado no THUMS é muito inferior tanto aos dados experimentais apresentados na Tabela 2 quanto aos valores adotados em outros modelos, como mostra a tabela 18. Normalmente este valor varia de 10.000 até 12.000 MPa, com o exemplo único de Panzer et al. (2008) atingindo 16.800 MPa (tabela 18).

O módulo de Young do osso esponjoso é um pouco mais baixo também. O valor utilizado nos modelos estudados geralmente varia de 100 (que é o valor experimental da tabela 2) a 500 MPa, consideravelmente superior ao 70 MPa apresentado pelo THUMS.

O valor de 0,3 adotado para o coeficiente de Poisson do osso cortical é razoavelmente próximo ao valor de 0,29 utilizado pela grande maioria dos autores na tabela 18 e também apresentado como dado experimental na tabela 2. A mesma coisa vale para o osso esponjoso, com um valor de 0,3, embora alguns autores tenham utilizado valores mais baixos, como Wheeldon, que usou um coeficiente de Poisson de 0,2.

Ligamentos

Ligamentos podem ser modelados por uma grande variedade de elementos. Segundo a tabela 18, são encontrados autores que utilizaram molas lineares, molas bilineares, cabos 2D, cabos 3D e curvas não lineares, etc. No modelo THUMS, elementos *shell* foram usados para representá-los.

O modelo THUMS representa praticamente todos os ligamentos presentes na coluna cervical, sendo, portanto, bastante completo neste sentido. O coeficiente de Poisson dos ligamentos dos modelos contidos nas tabelas 14 e 18 varia de 0,3 a 0,49. O valor de 0,22 adotado para todos os ligamentos do modelo THUMS está fora deste intervalo.

Infelizmente, poucos dados experimentais do módulo de elasticidade dos ligamentos foram encontrados, e são mostrados na tabela 6. O restante dos dados experimentais obtidos referem-se a valores de rigidez, que só são úteis nos casos em que os ligamentos forem compostos de molas bilineares. Portanto, a única maneira de comparar o módulo de elasticidade dos ligamentos no modelo THUMS seria contra os valores empregados em outros modelos, mostrados nas tabelas 14 e 18.

O ligamento ALL do modelo THUMS tem um módulo de elasticidade extraordinariamente baixo em comparação com todos os outros modelos. Apesar do fato de cada modelo apresentar seu próprio módulo particular de elasticidade do ALL, estes valores são normalmente restritos ao intervalo entre 10 e 54,5 MPa, nunca atingindo níveis tão baixos quanto 3,25 MPa, conforme mostrado na tabela 22. O PLL parece ter um módulo de elasticidade igualmente baixo, sendo muito menor do que a média de 20 MPa dos valores mostrados dentro das tabelas acima.

Quanto ao LF, os valores encontrados nas tabelas 14 e 18 são geralmente baixos, sendo em torno de 1,5 a 5,0 MPa. No entanto, maiores valores também podem ser encontrados, como os 50 MPa utilizados por Maurer ou os 27,2 MPa utilizados por Dauvilliers. O modelo THUMS apresenta um valor intermediário de 15,0 MPa.

O ligamento ISL é dividido em duas partes diferentes no modelo THUMS. A primeira parte representa o ligamento no nível C1-C2, que tem um módulo de elasticidade de 7,54 MPa e é razoavelmente próximo ao valor de 10 MPa utilizada por Zhang na tabela 18. A segunda parte representa o ISL da parte inferior da coluna cervical, que tem um módulo de elasticidade de 30,16 MPa e é significativamente maior do que o intervalo de 1,5-8,0 MPa exibido pelos outros modelos.

Com relação às cápsulas articulares, é importante mencionar que os valores do módulo de elasticidade normalmente adotadas pelos modelos são 4,9, 7,7 e 20 MPa, raramente chegando a mais de 30 MPa (tabelas 14 e 18). O modelo THUMS apresenta um módulo de elasticidade de 7,54 MPa, o mesmo valor usado na parte superior do ligamento ISL.

Devido à sua completude relativa, alguns ligamentos representados no modelo THUMS não são encontrados em outros modelos, e, portanto, não há base para comparação. Apenas Zhang (tabela 18) criou um modelo que é quase tão completo em termos do número de ligamentos descritos. Os valores adotados pelos dois modelos para o módulo de elasticidade são moderadamente próximos uns aos outros.

Discos intervertebrais

Várias abordagens têm sido utilizadas para representar o disco intervertebral, que vão desde modelos de uma só entidade a modelos muito mais complexos de entidades múltiplas com um grande número de componentes diferentes. Os discos foram divididos em três partes no modelo THUMS – O *annulus ground substance*, as fibras e o núcleo - o que é coerente com os demais modelos apresentados na tabela 18.

O *annulus ground substance* do núcleo foi considerado um sólido com comportamento elástico, ao passo que o *annulus fibrosus* foi modelado como um elemento *seatbelt*. Normalmente, nos modelos existentes, as fibras são tratadas como barras reforçadas ou elementos de cabo, enquanto o núcleo é modelado como fluido incompressível.

No que diz respeito ao coeficiente de Poisson, tanto 0,499 quanto 0,4, que são valores adotados pelo modelo THUMS, concordam de forma consistente com os dados disponíveis nas tabelas 15 e 18.

O módulo de elasticidade do *annulus ground substance* foi adotado como sendo igual a 13,3 MPa no modelo THUMS e esse valor é consideravelmente menor do que o intervalo de dados experimentais de 450 a 500 MPa apresentado por Yoganandan. Notadamente, quase todos os autores das tabelas 15 e 18 usaram valores que permanecem dentro dos limites de Yoganandan.

O núcleo tem geralmente um módulo de elasticidade que varia de 1,0 a 3,4 MPa de acordo com as tabelas 15 e 18. Estes valores são consideravelmente maiores do que o 0,198 MPa apresentado no modelo THUMS.

Juntas sinoviais

As juntas sinoviais são geralmente modeladas como elementos *gap*, como mostra a tabela 16, mas elas já foram recentemente modeladas como dois componentes diferentes: O fluido sinovial, que geralmente é representado por um fluido incompressível, e a membrana sinovial, que obviamente é modelada como uma membrana. O modelo THUMS a representa como um sólido com propriedades materiais elásticas.

O módulo de elasticidade das juntas sinoviais varia de 3,5 a 30 MPa de acordo com a tabela 16, sendo que o valor de 12,6 MPa fornecido pelo modelo THUMS está dentro desta faixa. O coeficiente de Poisson segue o mesmo caminho.

7. Simulações do modelo THUMS

Este capítulo visa apresentar os resultados de cada simulação realizada com o modelo THUMS e compará-los com os das experiências mencionadas no capítulo anterior. 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. Não obstante, os tempos de processamento variaram de três a quatro horas para as simulações de carga estática, enquanto as simulações dinâmicas que incluíram o torso inteiro demoraram mais de dezoito horas para serem simuladas.

É importante notar que alguns nós extras que não pertencem a nenhuma destas partes foram mantidas a fim de manter algumas ligações do modelo trabalhando corretamente. Além disso, novos recursos foram adicionados ao modelo para representar as cargas, condições de contorno, o tempo de resolução e outros parâmetros. Estas características e suas propriedades são mostradas na tabela 24.

Tabela 24 – Novos recursos adicionados ao modelo

KEYWORDS	FUNÇÃO
*DEFINE_CURVE	Define as curvas que serão utilizadas para, por exemplo, carregar um corpo rígido
*BOUNDARY_SPC_SET	Restringir os graus de liberdade de um conjunto de nós
*BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION	Define o deslocamento, a velocidade ou a aceleração de um nó, parte ou conjunto de nós
*LOAD_RIGID_BODY	Define o carregamento da simulação
*CONTROL_TERMINATION	Define o tempo de término da simulação

*Para maiores informações sobre os novos *keywords*, veja o LS-DYNA Keyword User Manual

Cada simulação será apresentada em uma seção diferente, de acordo com a estrutura dos dados experimentais disponíveis para validação, que foi mostrada no capítulo 5.

Simulações estáticas

Flexão/extensão

A simulação de flexão/extensão foi realizada sob duas condições de carga separadas: uma para a flexão, e outra para a extensão.

O modelo inicial previsto pela Toyota Motor Corporation foi simplificado para representar corretamente as condições do experimento que será usado para validar o THUMS (ver capítulo 5). As peças que foram conservadas durante a simulação são (figura 7.1):

- Vértexes C2 a T1
- Discos entre as vértebras C2 a T1

- Ligamentos como o ALL, PLL e ISL
- Juntas sinoviais entre as vértebras



Figura 7.1 – Modelo utilizado para a simulação de flexão / extensão

Gráfico 6 abaixo mostra a curva de carga linear usada para governar o momento aplicado ao centro de gravidade da vértebra C2 em torno do eixo y. Todos os nós da vértebra T1 foram restringidos em todos os seis graus de liberdade. O tempo de 2,5 segundos foi escolhido por ser pequeno o suficiente para não exigir muito tempo de simulação, enquanto grande o suficiente para permitir a resolução aceitável dos resultados. Todas as curvas de carga utilizadas começam na origem e aumentam linearmente até os valores exigidos de carga. Isto foi feito para garantir que os resultados não iriam sofrer com as vibrações dinâmicas devido ao aumento súbito da intensidade de carga. Verificou-se que a utilização de uma curva de carga composta por etapas para cada valor de carga de interesse produz os mesmos resultados.

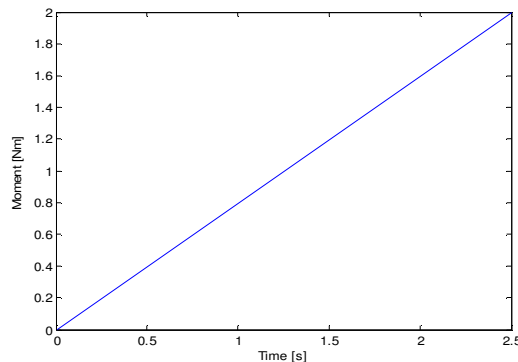


Gráfico 6 – Curva de carregamento para a simulação de flexão/extensão; para variar entre momentos de flexão e extensão, o fator de escala para a mesma curva adotou valores unitários positivos e negativos

O movimento resultante da coluna cervical é mostrada na figura 7.2.

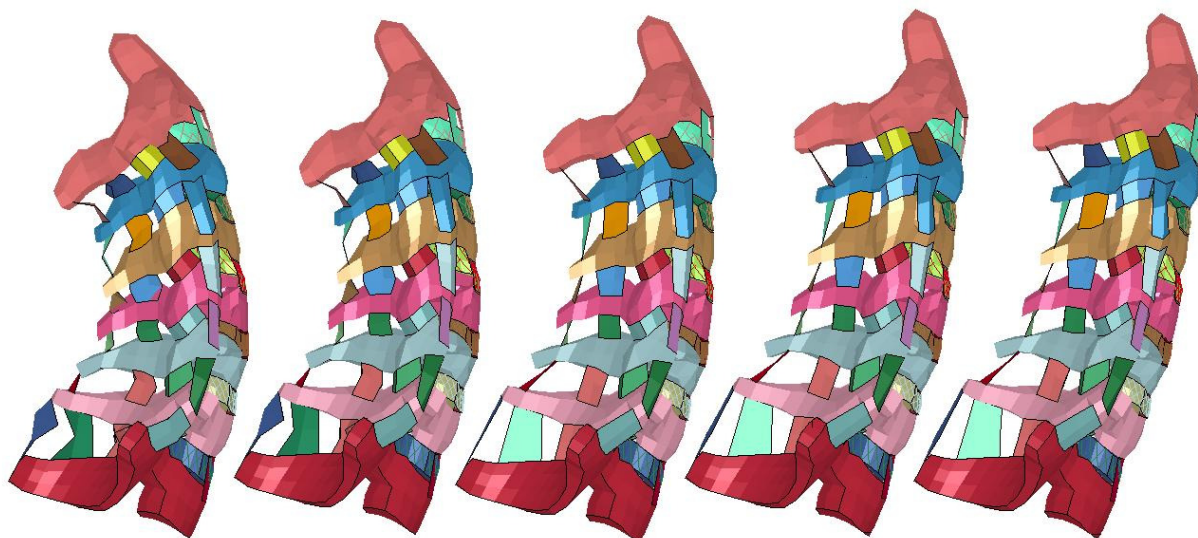


Figura 7.2 - Extensão (esquerda) e flexão (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado

Gráficos 7 a 13 mostram a comparação entre os resultados obtidos pela simulação e os resultados experimentais de Wheeldon et al. (2004).

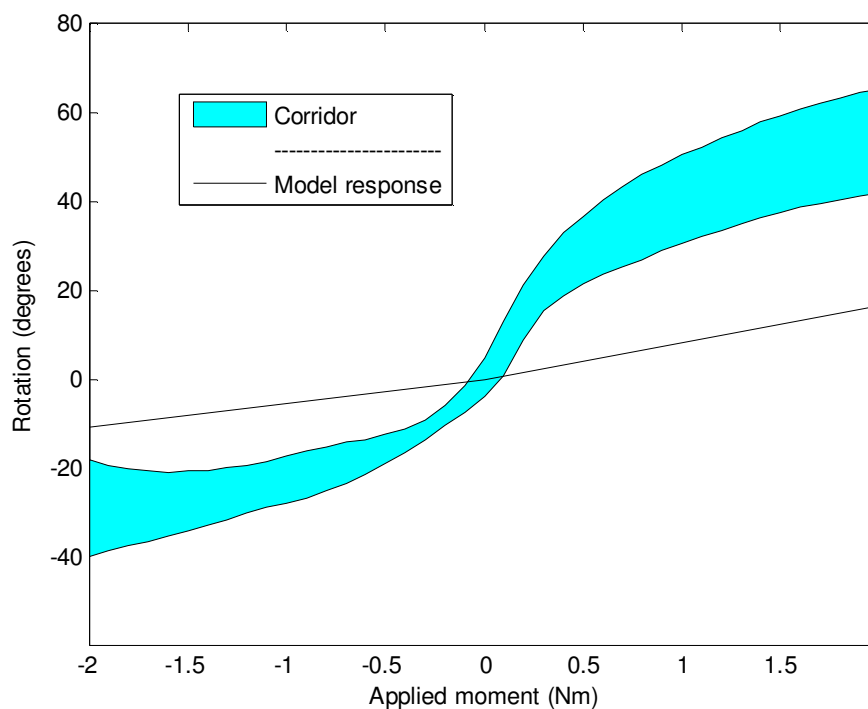


Gráfico 7 - Rotação angular do C2-T1; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

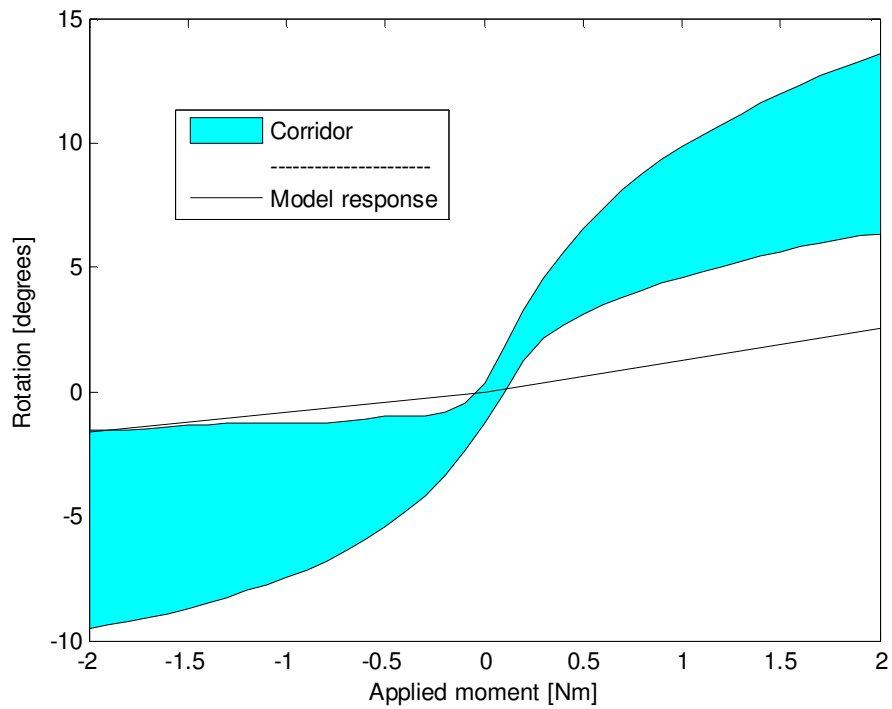


Gráfico 8 - Rotação angular do C2-C3; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

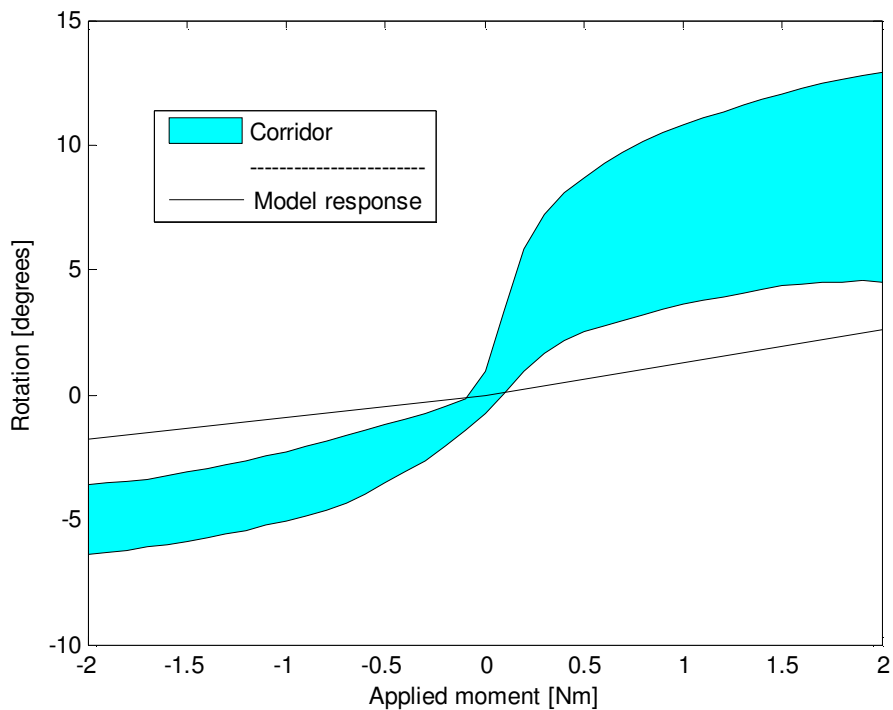


Gráfico 9 - Rotação angular do C3-C4; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

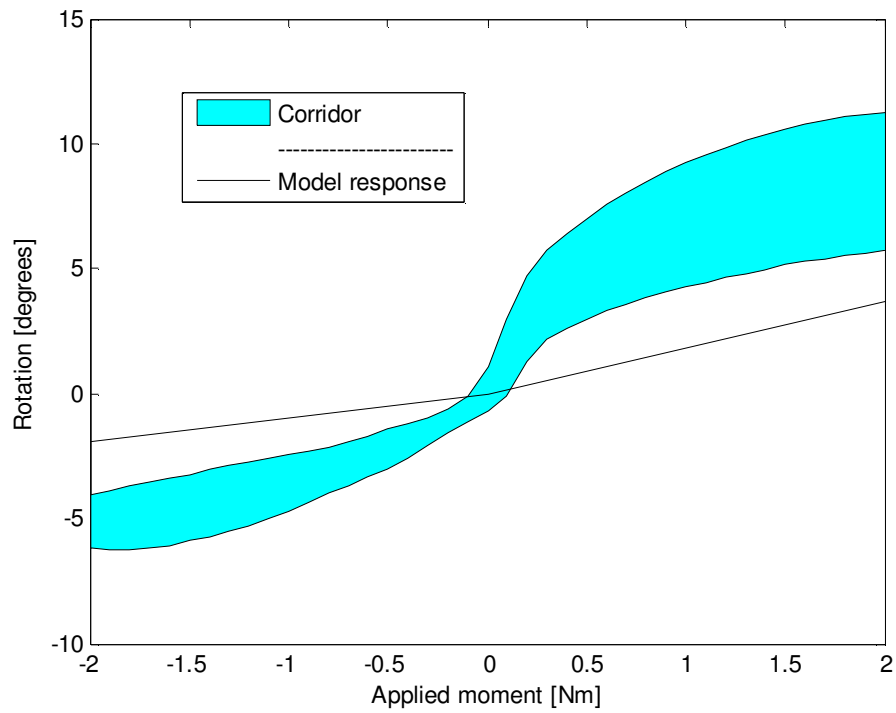


Gráfico 10 - Rotação angular do C4-C5; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

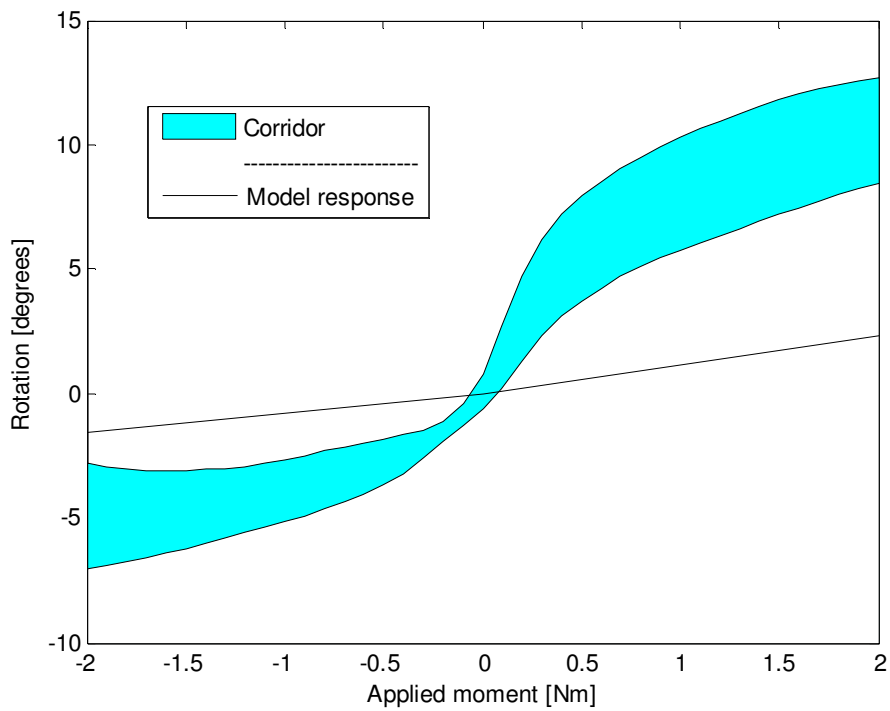
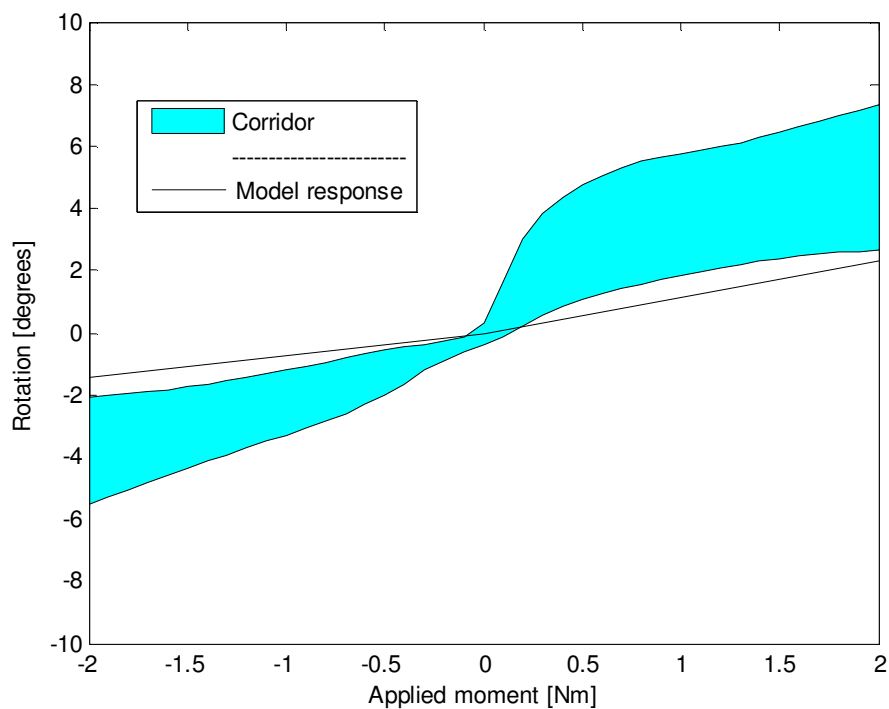
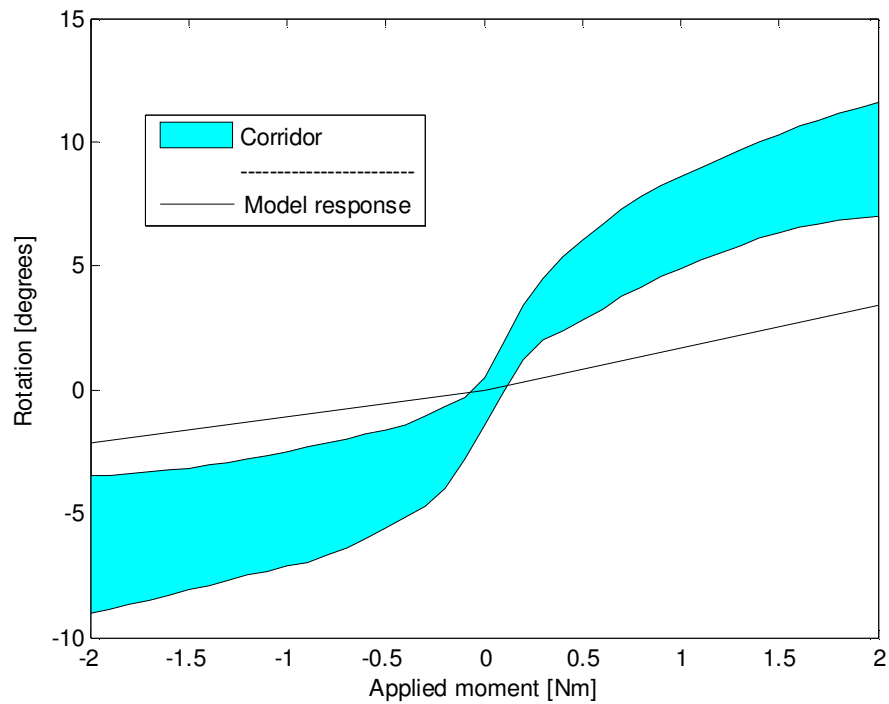


Gráfico 11 - Rotação angular do C5-C6; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo



É evidente que há uma discrepância muito grande entre os resultados. Por exemplo, na extensão (à parte do lado direito dos gráficos), as faixas experimentais sempre apresentam uma deformação inicial rápida, seguida de um comportamento proporcionalmente mais rígido,

demonstrado pela diminuição da sua inclinação. O mesmo vale para o comportamento de flexão. Em contraste, os resultados da simulação são lineares, e na maioria das vezes demonstram um comportamento mais rígido da coluna cervical do que o apresentado pelas faixas experimentais. A linearidade dos resultados pode ser facilmente explicada pelo fato de que todos os materiais utilizados no modelo simulado são lineares elásticos.

Rotação axial

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.

O movimento resultante da coluna é mostrado na figura 7.3.

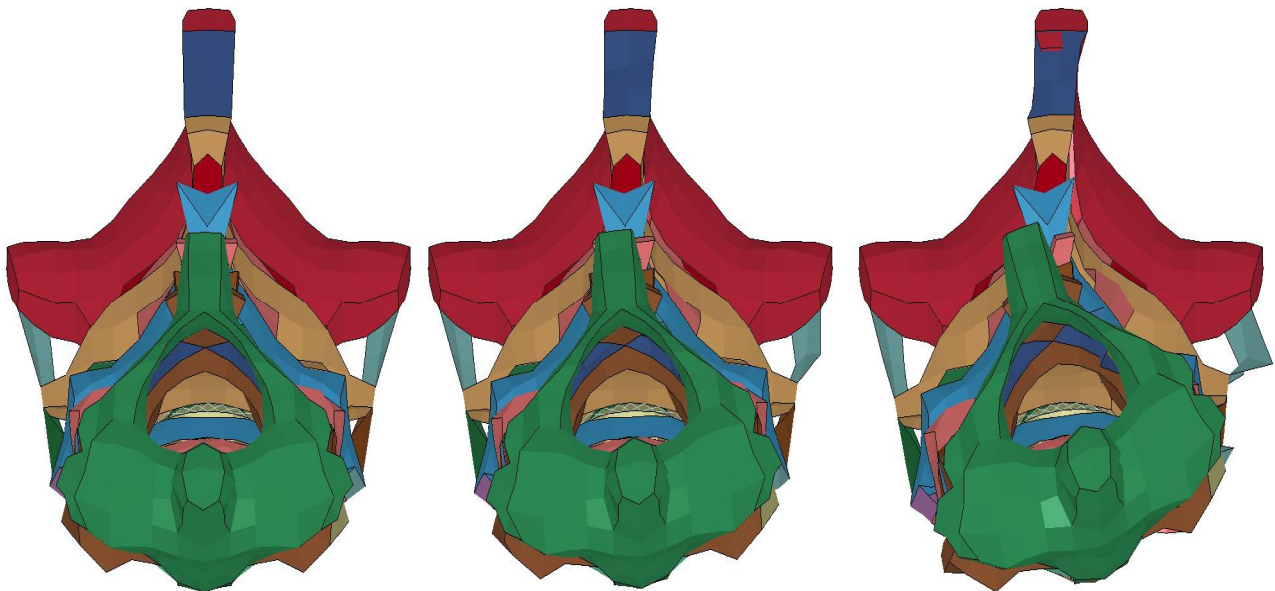
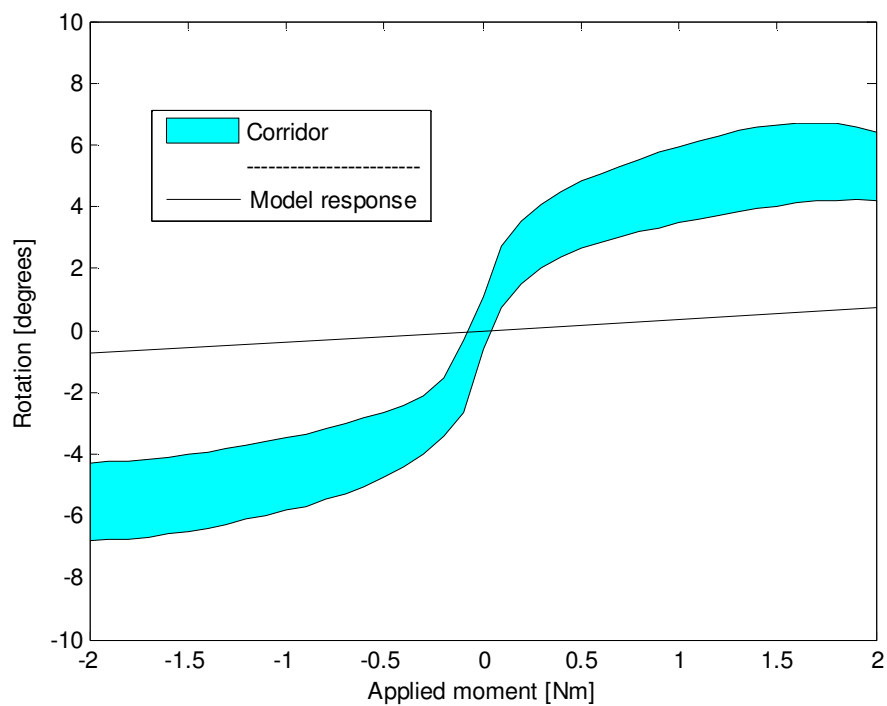
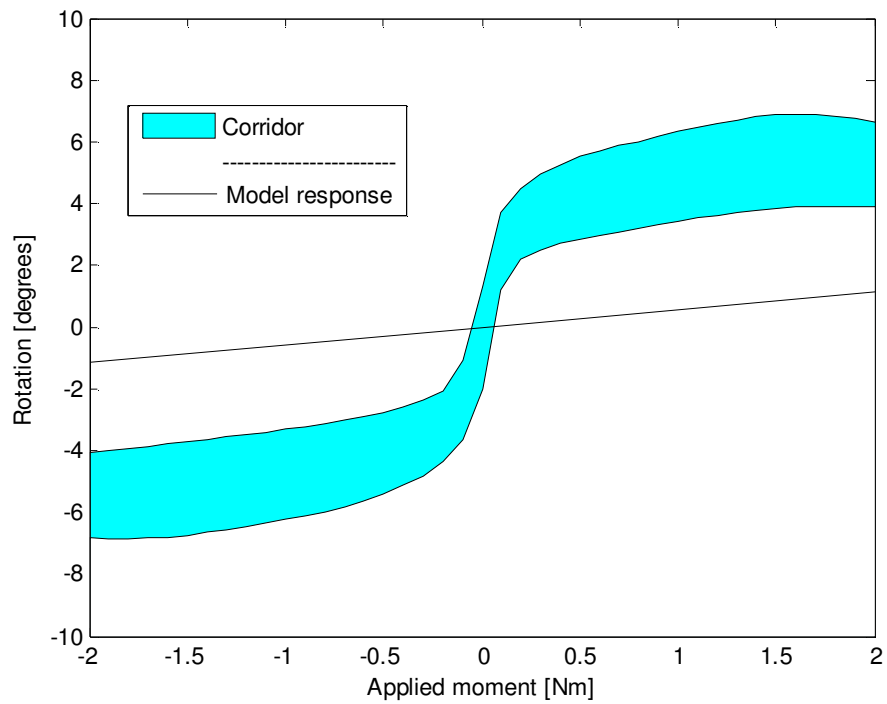


Figura 7.3 - Rotação axial desde o repouso (esquerda) até o estado rotacionado (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado

Os gráficos 14-16 mostram os resultados desta simulação em comparação com os resultados experimentais obtidos por Yoganandan et al. (2004).

Os resultados da simulação de rotação axial seguem as mesmas tendências que os da simulação de flexão/extensão. Novamente, o mesmo comportamento rígido linear é observado, contrastando com os corredores experimental.



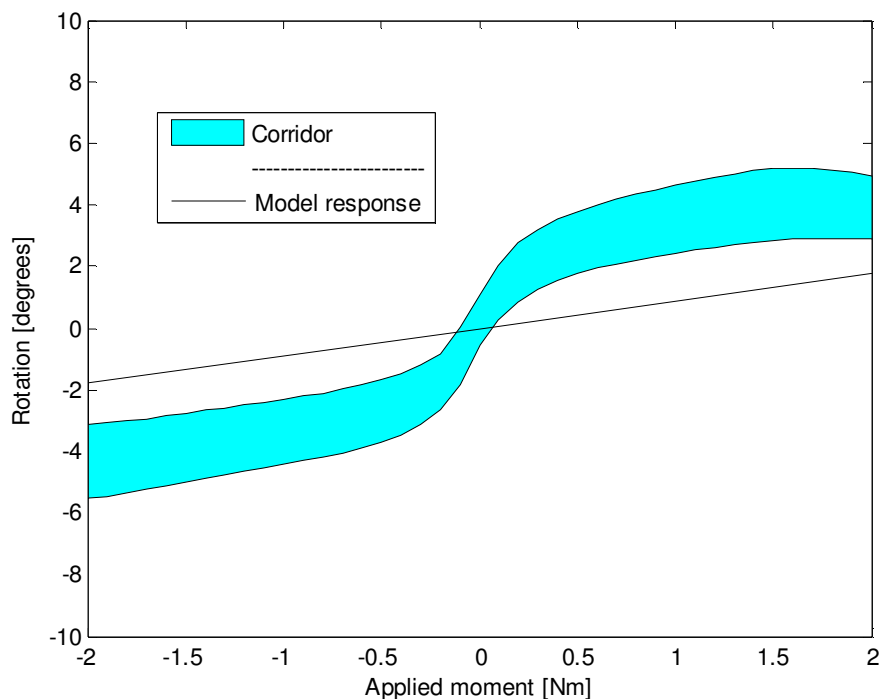


Gráfico 16 - Rotação angular do C6-C7; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

Flexão lateral

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.

O movimento resultante da coluna é mostrado na figura 7.4.

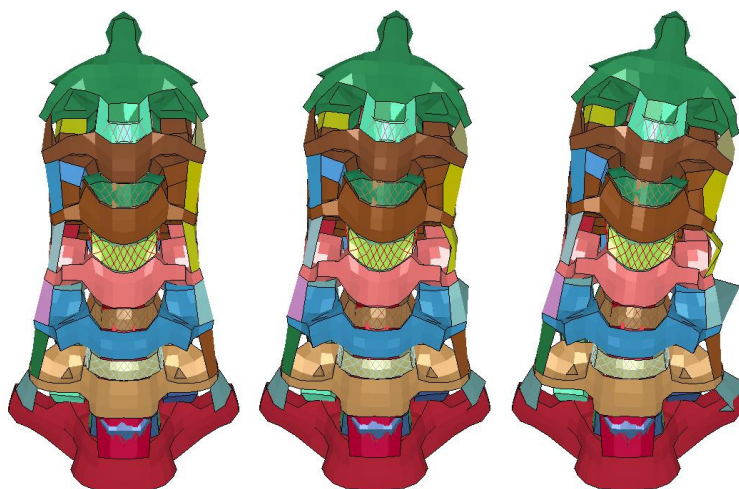


Figura 7.4 - Flexão lateral desde o repouso (esquerda) até o estado rotacionado (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado

Gráficos 17 a 19 mostram os resultados da simulação em comparação com os resultados experimentais obtidos por Yoganandan et al. (2007).

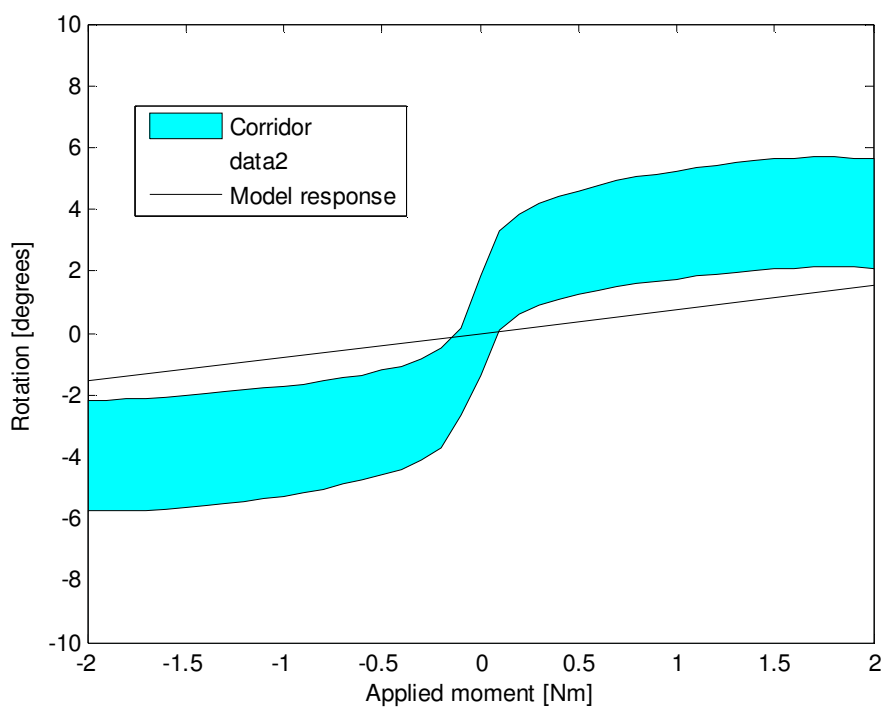


Gráfico 17 - Rotação angular do C4-C5; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

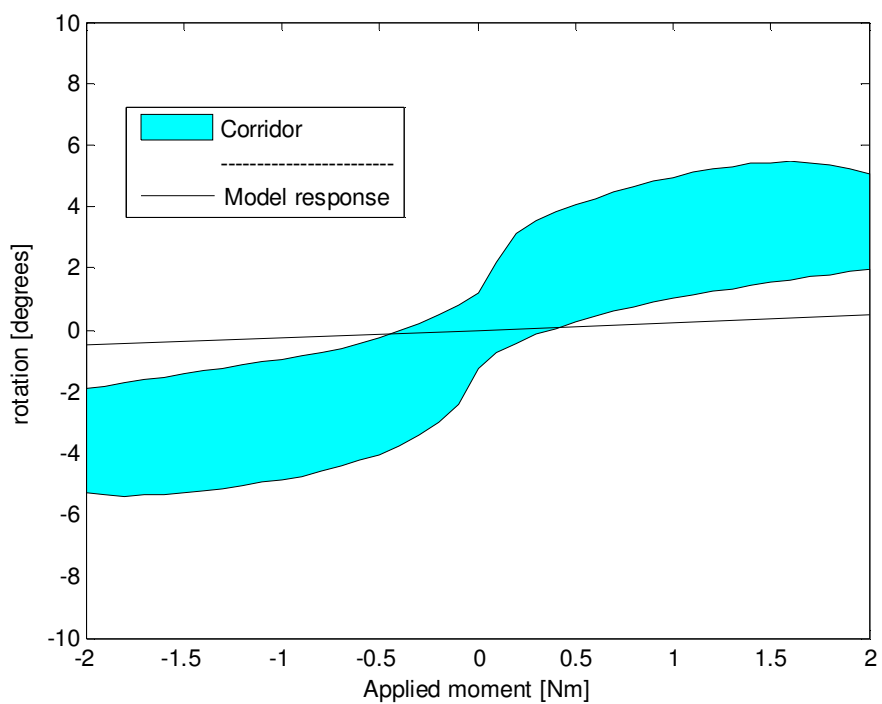


Gráfico 18 - Rotação angular do C5-C6; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

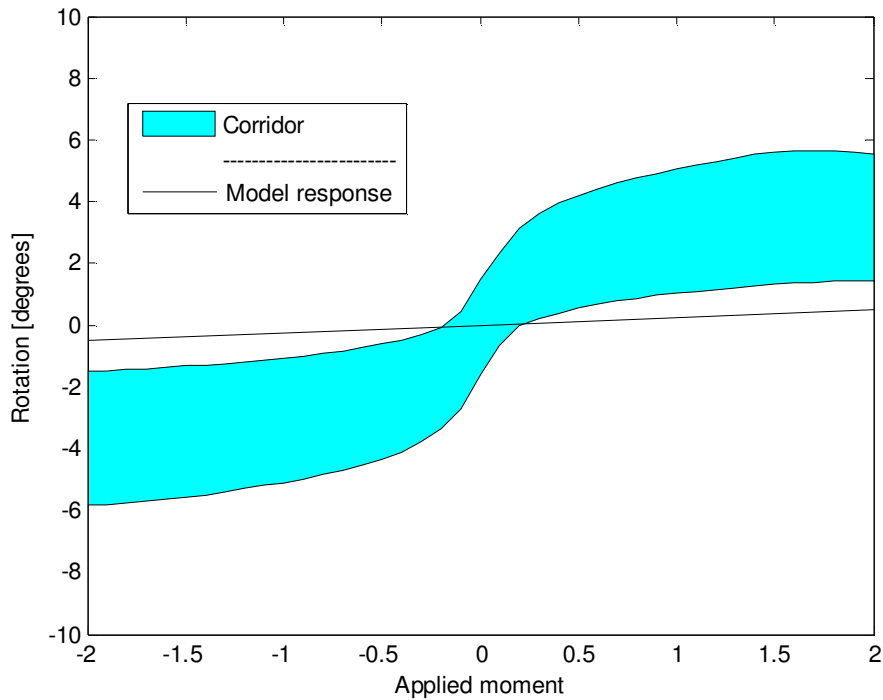


Gráfico 19 - Rotação angular do C6-C7; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

Novamente, os resultados d simulação de flexão lateral apresentam as mesma discrepâncias mencionadas para os casos de flexão/extensão e rotação axial.

Compressão

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 restringidos em rotações nos eixos x e y, enquanto uma carga vertical para baixo foi aplicada no centro de gravidade do C4.

A curva de carga adotada (gráfico 20) e uma figura do modelo simulado (figura 7.5) são mostradas abaixo.

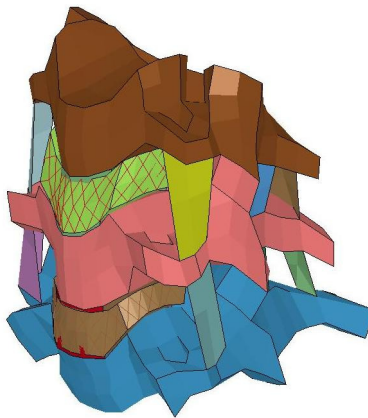


Figura 7.5 - Modelo simulado: C4-C6

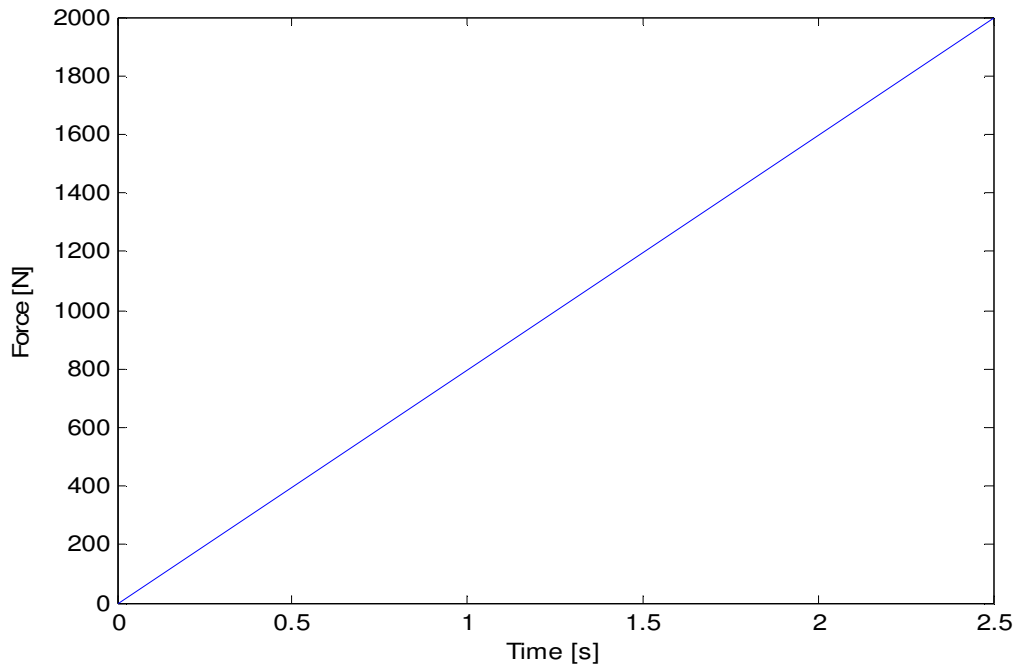


Gráfico 20 - Curva de carregamento para simulação de compressão

A força usada foi muito maior do que a necessária para causar a deformação requerida, pois a simulação foi definida para terminar logo que a vértebra C4 chegasse a 1,0 milímetro de deslocamento de compressão.

O movimento resultante da coluna é mostrado na figura 7.6, e o deslocamento das vértebras no gráfico 21.

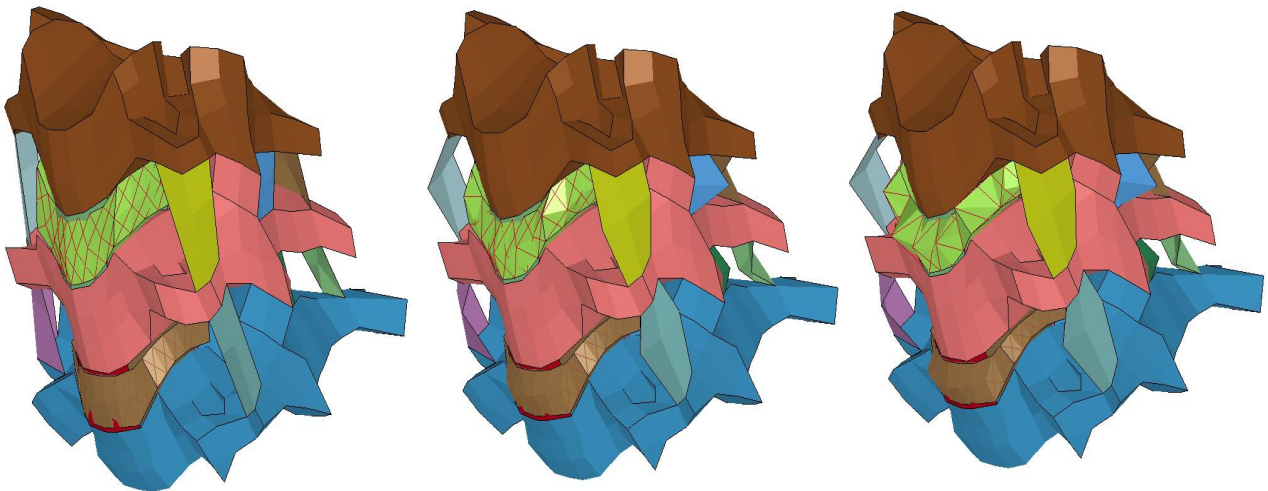


Figura 7.6 - Compressão desde o repouso (esquerda) até o estado comprimido (direita); observe que a amplitude do movimento é reduzida devido ao pequeno momento aplicado

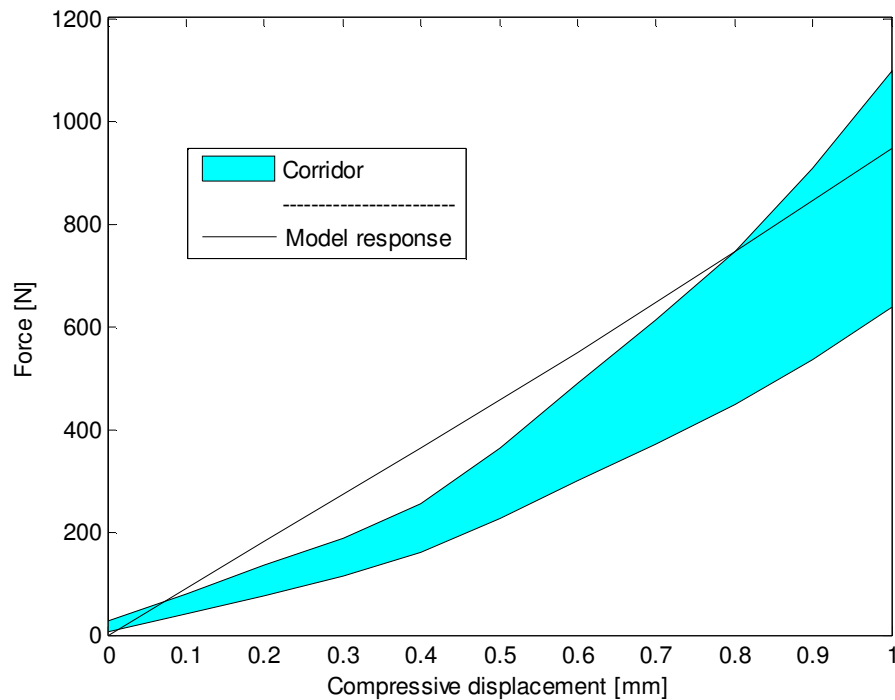


Gráfico 21 - Deslocamento compressivo do C4; comparação entre faixa experimental e a resposta do modelo

A resposta do modelo não apresenta o mesmo comportamento exponencial que o faixa experimental, uma vez que é linear por natureza. No entanto, ao contrário dos resultados das simulações estáticas anteriores, essa resposta mantém uma taxa de crescimento semelhante e é de magnitude parecida ao comportamento da amostra experimental.

Simulações dinâmicas

Comparação experimental: NBDL

O modelo THUMS completo foi simplificado para incluir tudo da cintura para cima, excluindo os braços, como visto nas figuras 6.2 e 6.3.

Como já foi mencionado anteriormente, as condições de contorno utilizadas nesta simulação são dadas pelas curvas de aceleração da vértebra T1 nos eixos x e z relatadas no gráfico 1. Simulações de teste mostraram que a aplicação destas acelerações 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 figura 7.7, 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 usando o *keyword* *BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION_SET.



Figura 7.7 - Conjunto de nós utilizado para aplicar as condições de contorno

O gráfico 22 mostra a comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a rotação da cabeça relativa à vértebra T1.

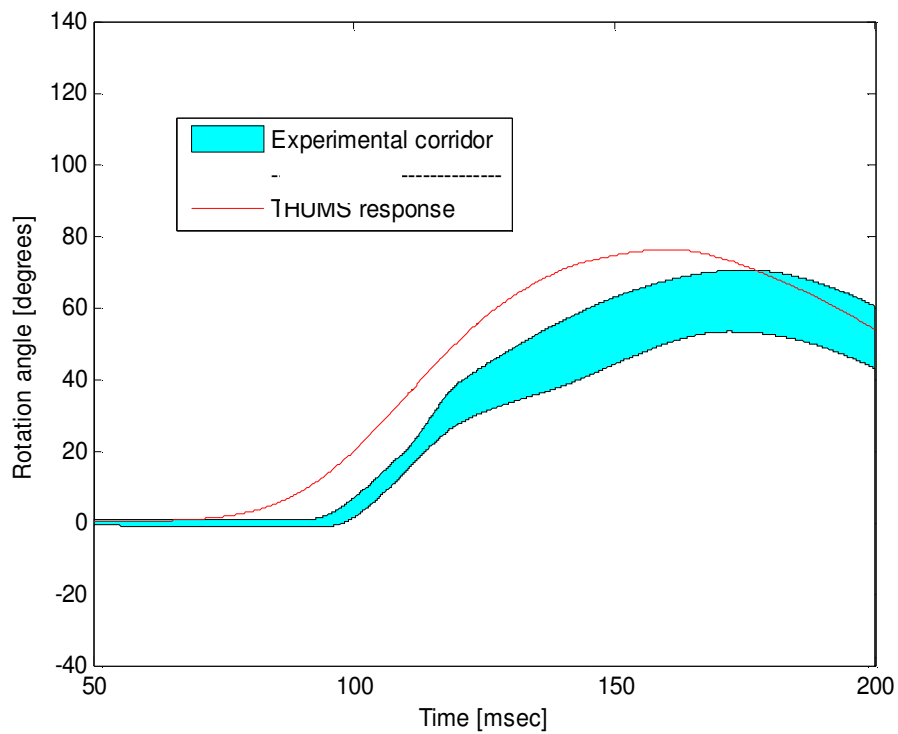


Gráfico 22 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a rotação do CG da cabeça

Os resultados da simulação parecem seguir a faixa experimental em termos de forma e magnitude, antecipando um pouco o ângulo de rotação de pico. O pico do corredor ocorre perto da marca de 175 ms, enquanto a simulação apresentou um pico a cerca de 160 ms.

O gráfico 23 mostra a comparação entre os resultados experimentais e de simulação para o deslocamento do CG da cabeça em x e z.

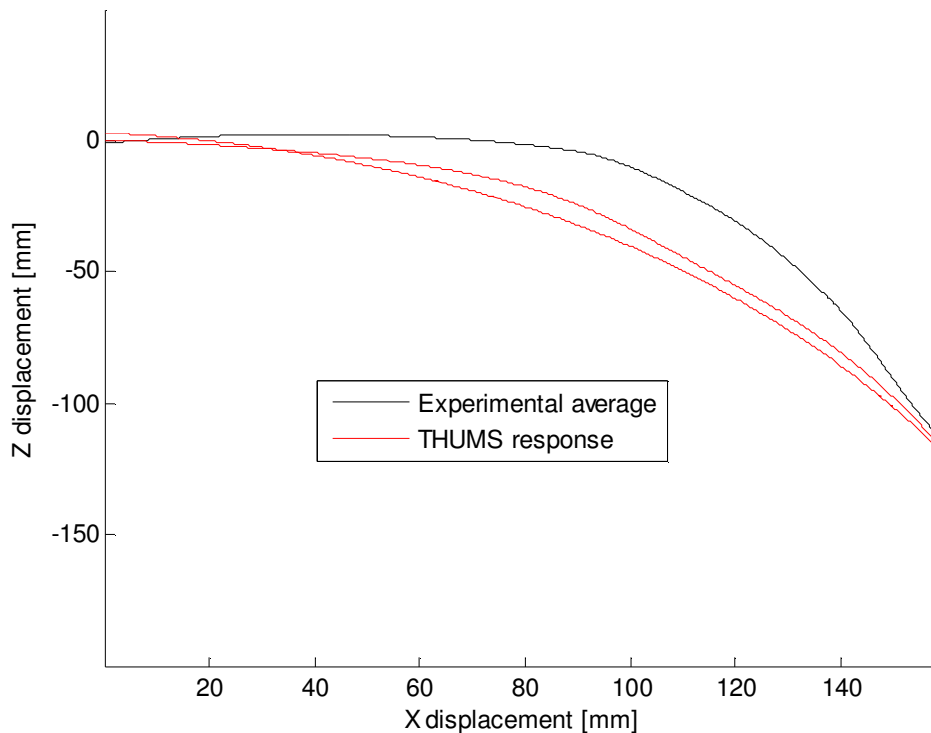


Gráfico 23 - Comparação entre o resultado da simulação e a média experimental para o deslocamento do CG da cabeça em x e z

Os resultados da simulação são semelhantes à curva experimental, embora estejam consistentemente abaixo da média experimental. Além disso, a curvatura da trajetória da cabeça é mais uniforme do que a do experimento. É importante notar que o gráfico 23 apresenta também o movimento de retorno da cabeça, como pode ser visto pela "segunda" curva vermelha.

O gráfico 24 mostra a comparação entre os resultados experimentais e de simulação para a aceleração linear do CG da cabeça em x.

Parece que a forma geral da curva de simulação segue com precisão a da faixa experimental. A curva da simulação sai da faixa experimental após 140 ms, onde permanece marginalmente inferior ao mesmo. O gráfico 25 mostra a comparação entre os resultados experimentais e de simulação para a aceleração linear do CG da cabeça em z. Novamente, os resultados da simulação parecem seguir os resultados experimentais.

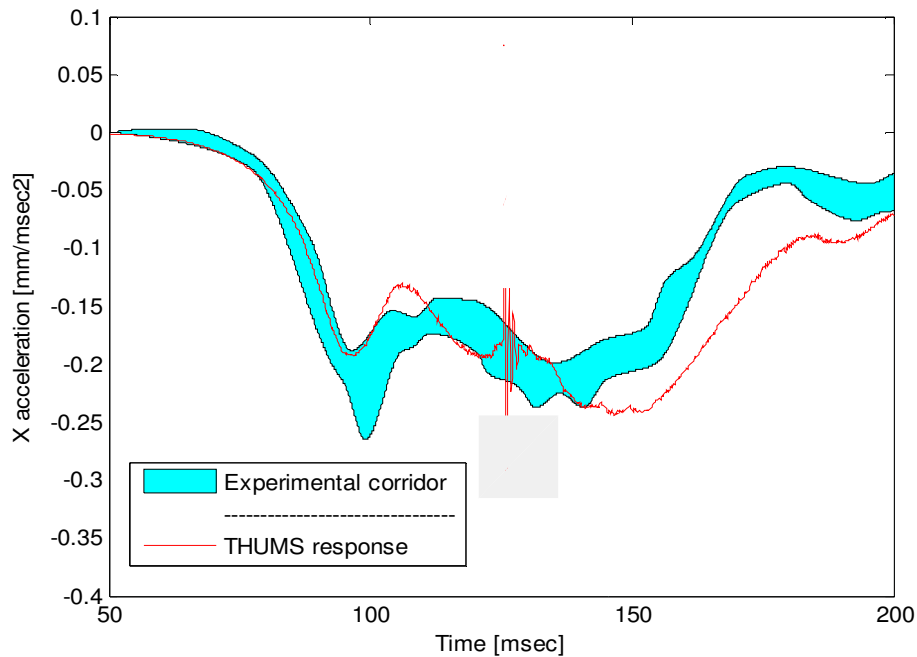


Gráfico 24 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração linear do CG da cabeça em x

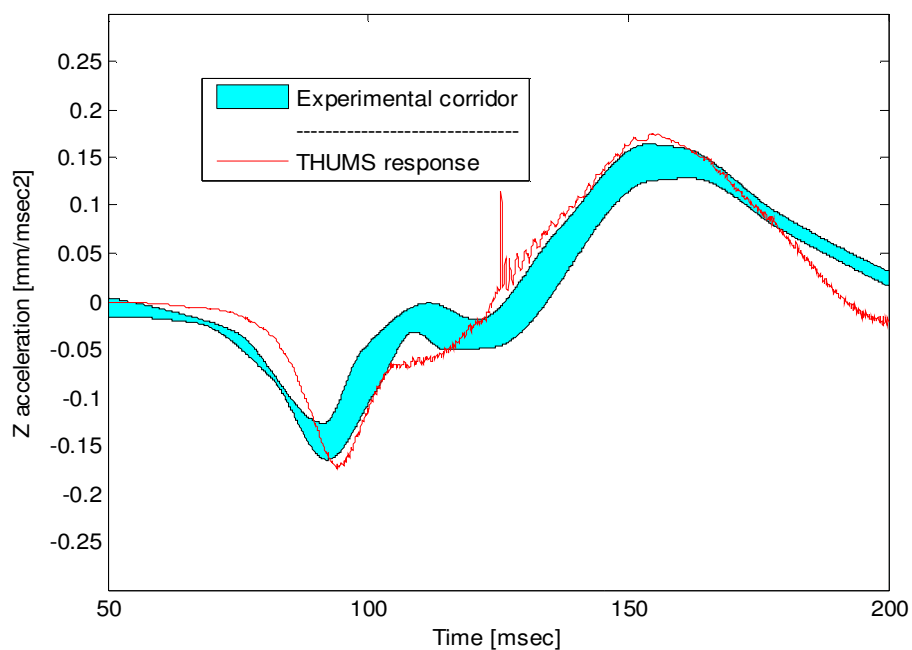


Gráfico 25 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração linear do CG da cabeça em z

O gráfico 26 mostra a comparação entre os resultados experimentais e de simulação para a aceleração angular do CG da cabeça em y. Como nos casos anteriores, a forma geral da resposta da simulação segue a das faixas experimentais. O modelo responde mais cedo para as acelerações de entrada e atinge um pico de aceleração angular ligeiramente mais rápido do que a faixa

experimental. Também é importante notar que este valor de pico é um pouco abaixo do limite inferior da faixa experimental.

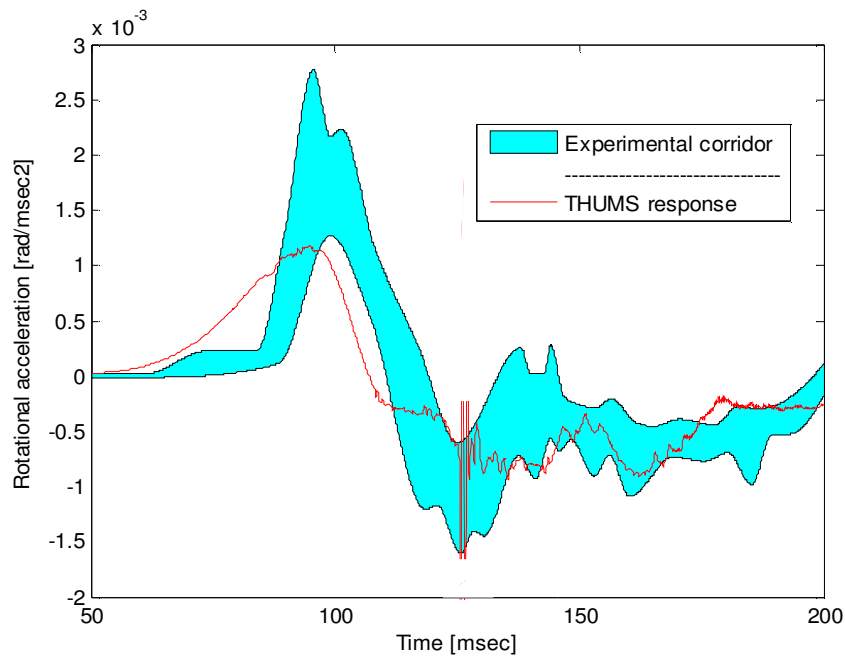


Gráfico 26 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração angular do CG da cabeça em y

A figura 7.8 mostra as respostas simuladas do conjunto cabeça/pescoço em relação às correspondentes imagens do voluntário do NBDL a 0 ms, 74 ms e 147 ms. Existe claramente uma grande semelhança entre as fotografias experimentais e as imagens da simulação.

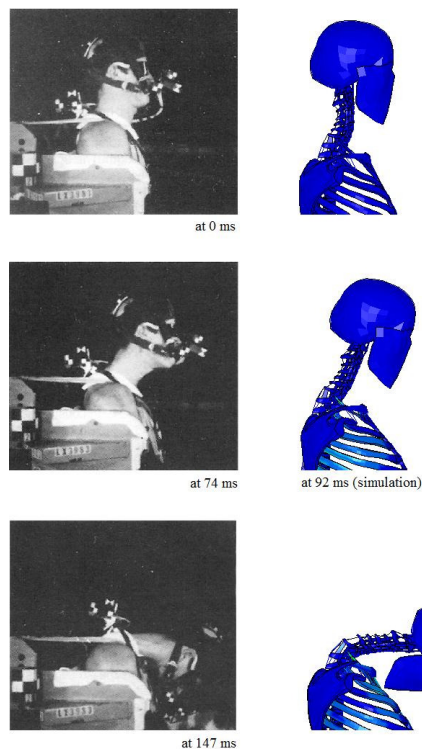


Figura 7.8 - Imagens da resposta do conjunto cabeça/pescoço do experimento e da simulação

Comparação experimental: Davidsson et al. (1998b)

Como na comparação com o NBDL, esta simulação foi realizada em todo o corpo superior do modelo THUMS (com exceção dos braços) e os deslocamentos do T1 em x e z foram aplicados para o mesmo conjunto de nós anterior.

O gráfico 27 mostra a comparação entre a simulação e os resultados experimentais para o deslocamento da cabeça ao longo do eixo x em relação à vértebra T1. A curva de simulação permanece dentro da faixa experimental até os últimos 75 ms da simulação, onde ela supera a resposta do voluntário.

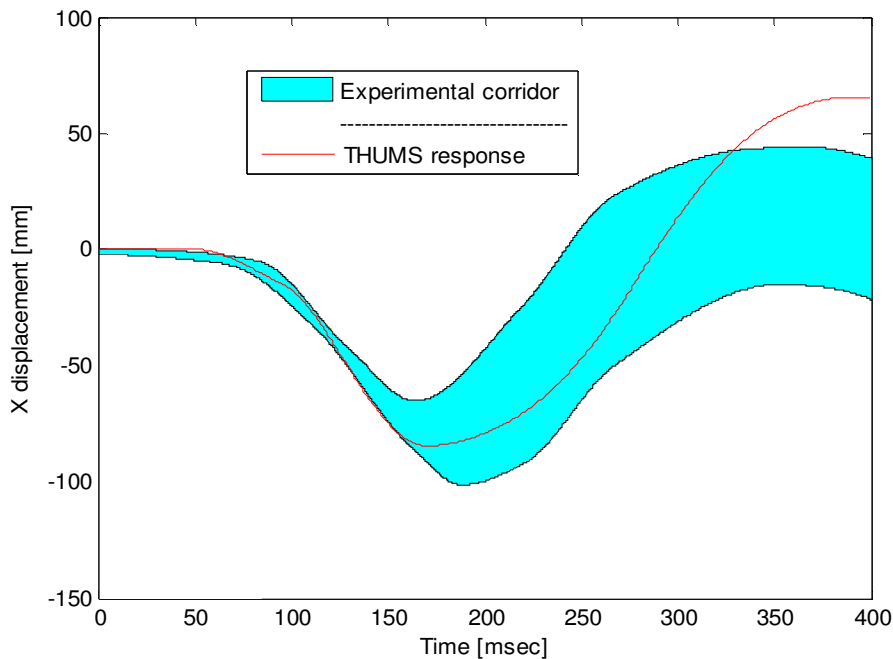


Gráfico 27 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para o deslocamento da cabeça com relação à vértebra T1 ao longo do eixo x

O gráfico 28 mostra a comparação entre a simulação e resultados experimentais para a aceleração da cabeça ao longo do eixo x. Os resultados da simulação são muito semelhantes às faixas experimentais.

O gráfico 29 mostra a comparação entre a simulação e resultados experimentais para a rotação da cabeça em relação à vértebra T1. Esta curva de simulação, no entanto, apresenta uma magnitude muito maior do que a faixa experimental. Este resultado pode ser decorrente do conjunto de nós usado para aplicar as curvas de deslocamento de entrada. Toda a coluna torácica era restrita às entradas de deslocamento, e a T1 não foi permitida a rotação, influenciando assim a rotação relativa da cabeça como se pode ver pelo gráfico resultante.

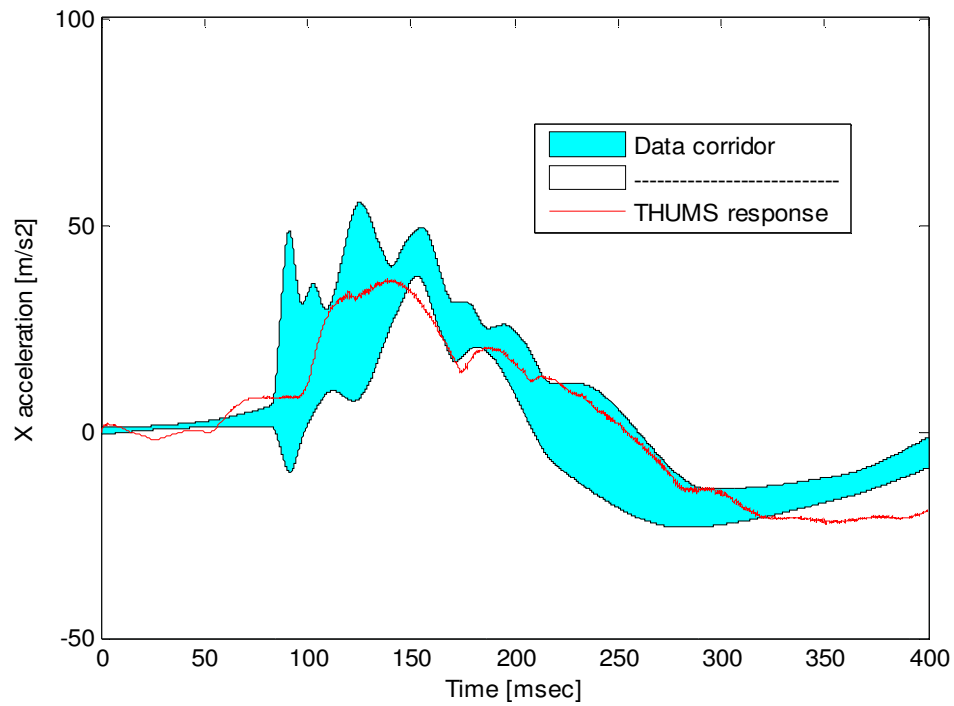


Gráfico 28 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a aceleração da cabeça ao longo do eixo x

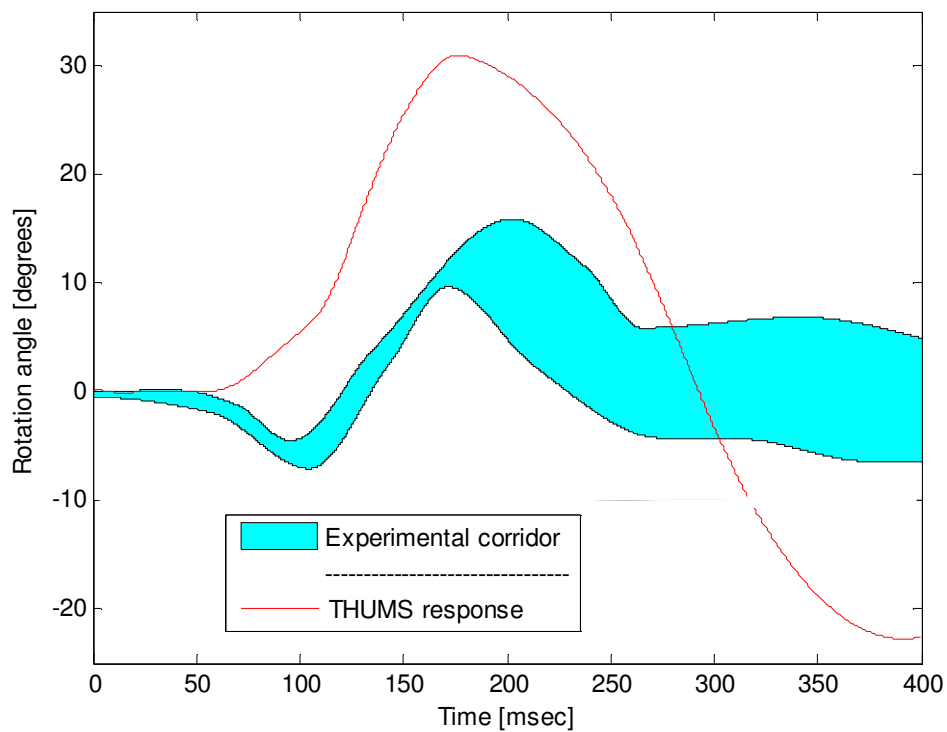


Gráfico 29 - Comparação entre o resultado da simulação e a faixa experimental para a rotação da cabeça com relação à vértebra T1

Comparação experimental: Luan et al. (2000)

Para esta simulação, o mesmo procedimento que foi usado na comparação NBDL foi adotado. O tronco completo do modelo THUMS foi utilizado (figuras 6.2 e 6.3) e uma combinação de acelerações do T1 foi aplicada no mesmo conjunto de nós definido nas outras simulações dinâmicas.

Os gráficos 30-35 mostram a comparação entre a simulação e resultados experimentais para a rotação das vértebras e da cabeça em relação a um sistema global de coordenadas.

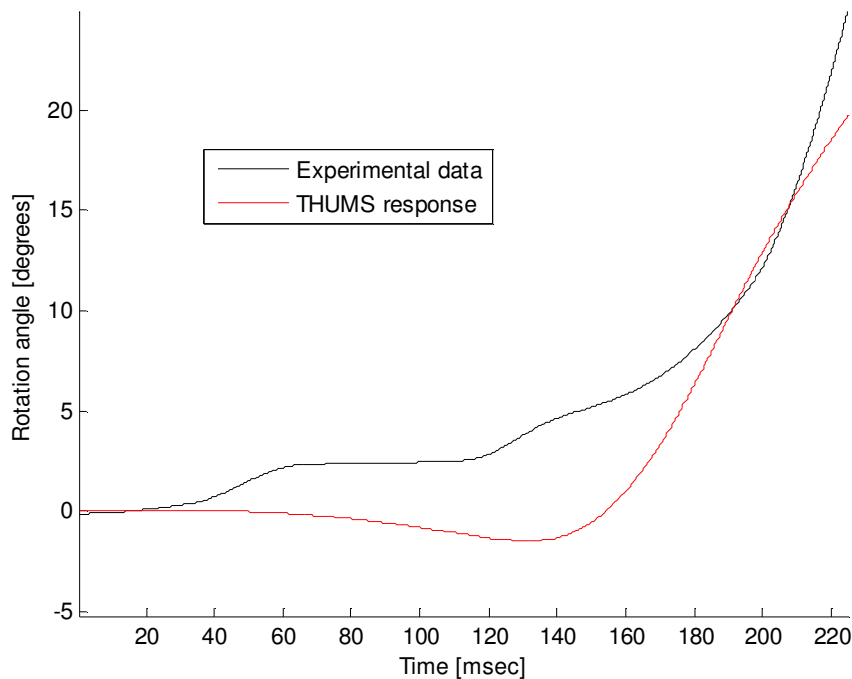


Gráfico 30 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C1

É importante observar que, embora o modelo tenha sido simulado até 300 ms, apenas os valores até 225 ms serão considerados na comparação. Isso ocorre porque no experimento, a cabeça do voluntário entrou em contato com um encosto de cabeça aos 225 ms, e o modelo simulado não possui tal encosto. A forma das curvas de simulação é semelhante a obtida pelo experimento. No entanto, se percebe imediatamente que os resultados da simulação são muito mais baixos em magnitude do que aqueles do experimento.

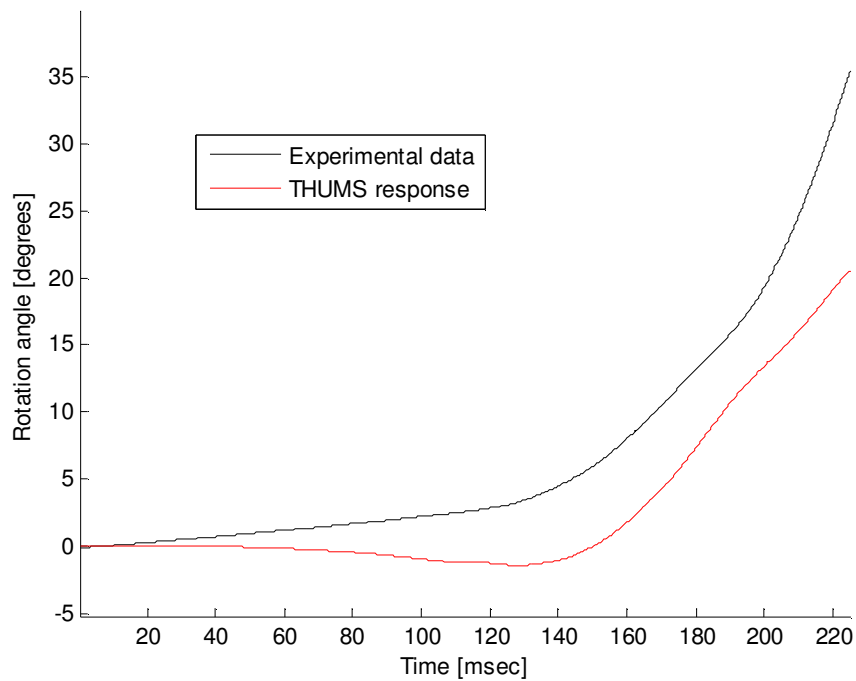


Gráfico 31 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C2

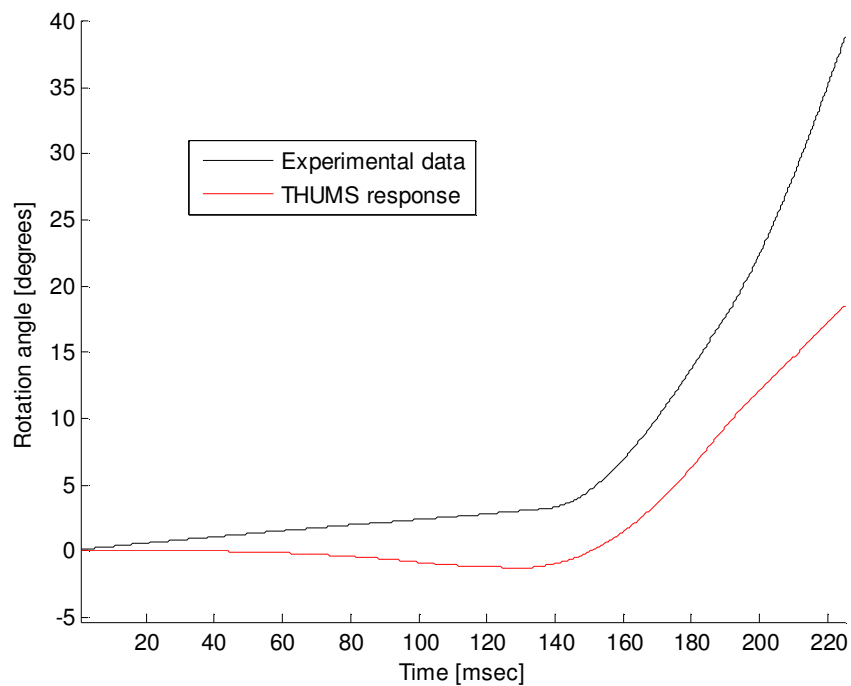


Gráfico 32 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C3

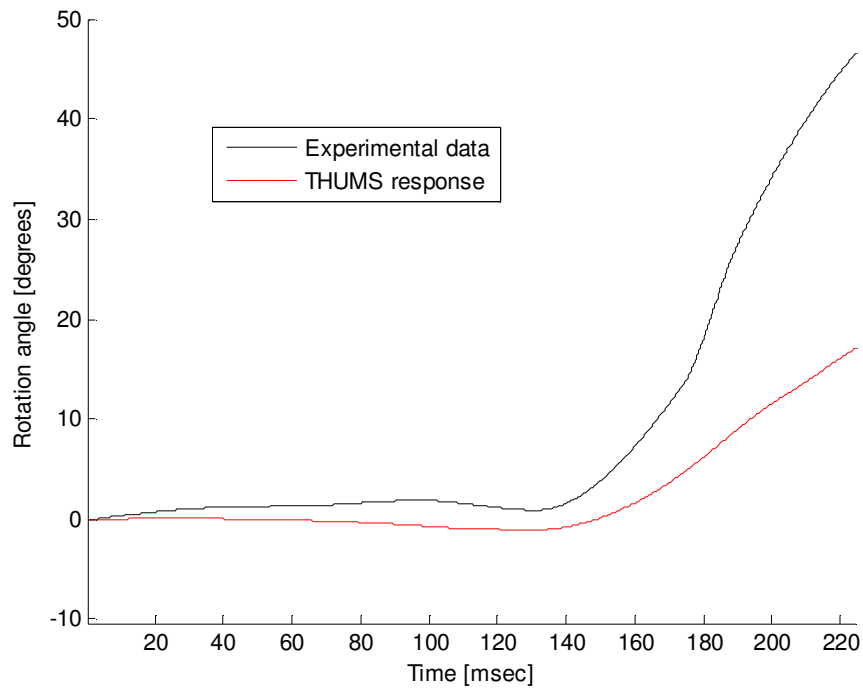


Gráfico 33 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C4

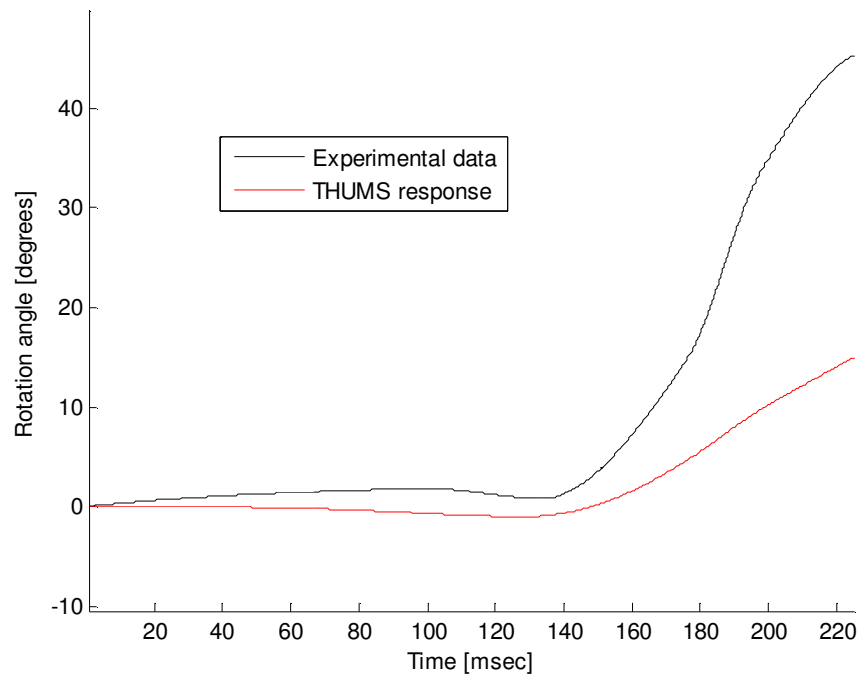


Gráfico 34 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C5

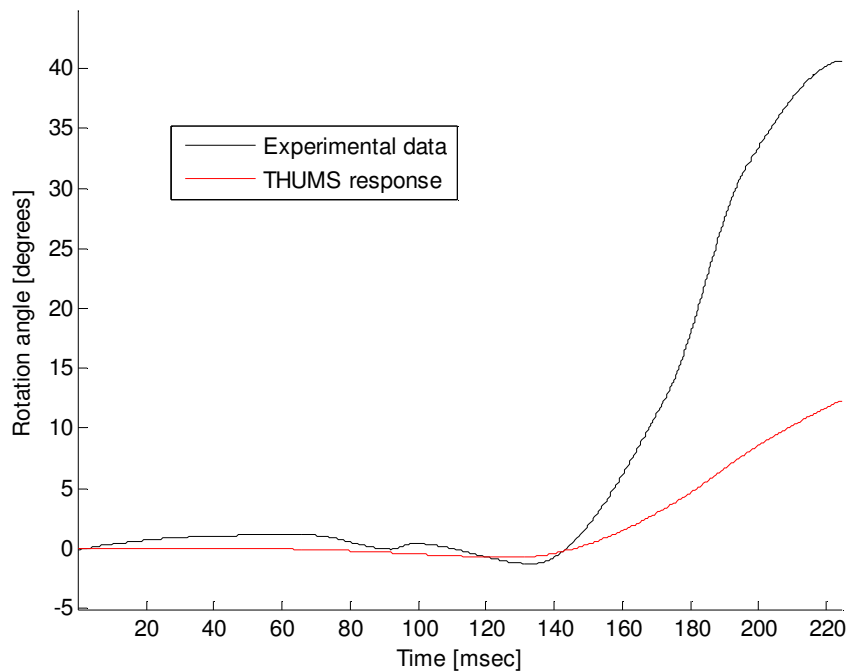


Gráfico 35 - Comparação entre os resultados do experimento e da simulação para a rotação da vértebra C6

Os gráficos 36 a 40 mostram a comparação entre os resultados experimentais e o da simulação para a rotação relativa de cada vértebra cervical com relação à vértebra adjacente inferior.

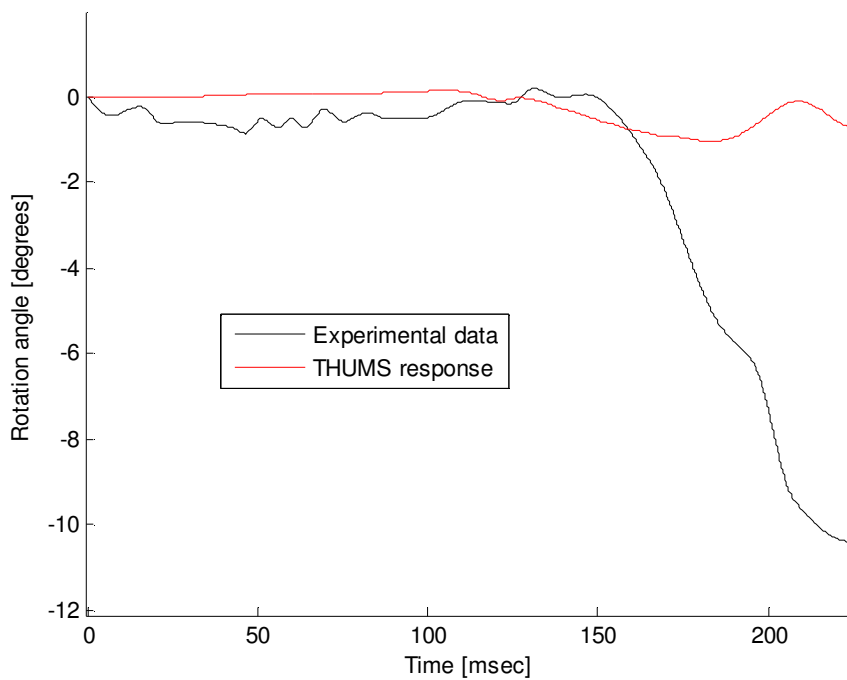


Gráfico 36 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C1 e C2

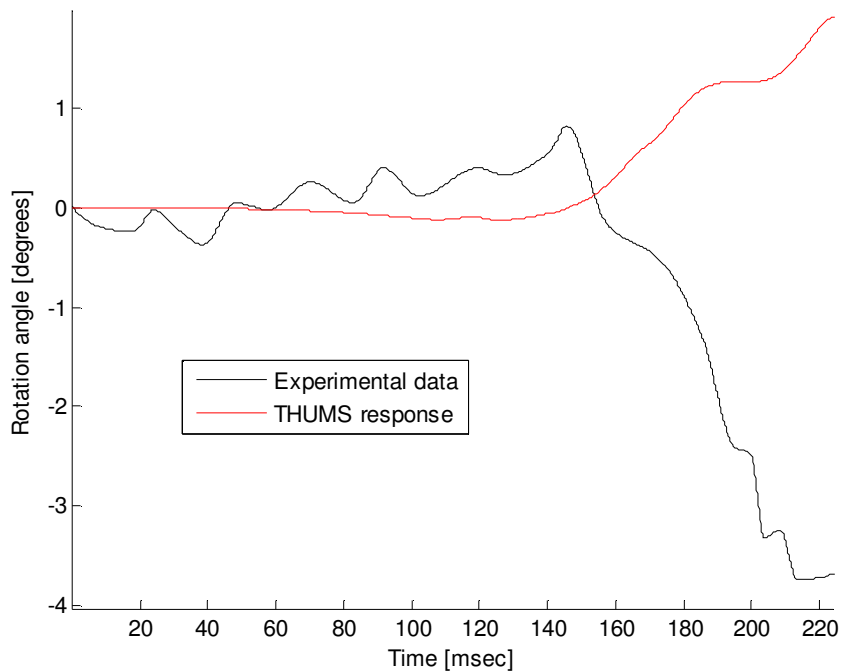


Gráfico 37 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C2 e C3

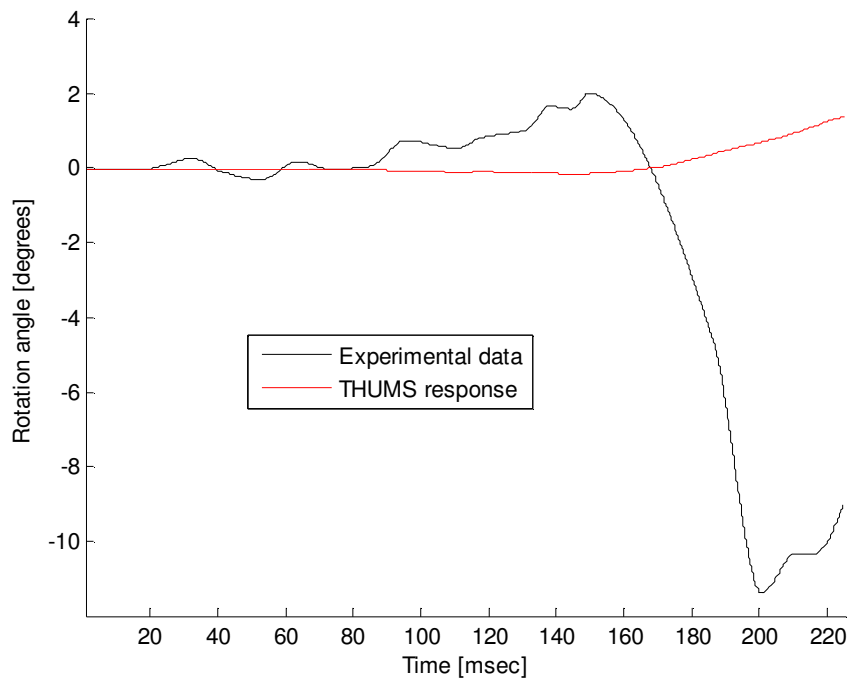


Gráfico 38 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C3 e C4

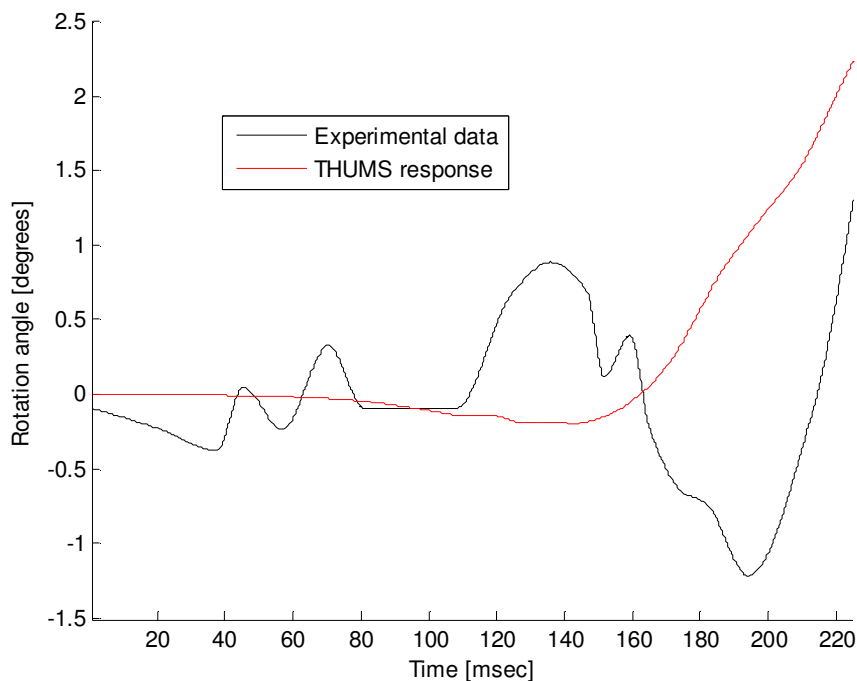


Gráfico 39 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C4 e C5

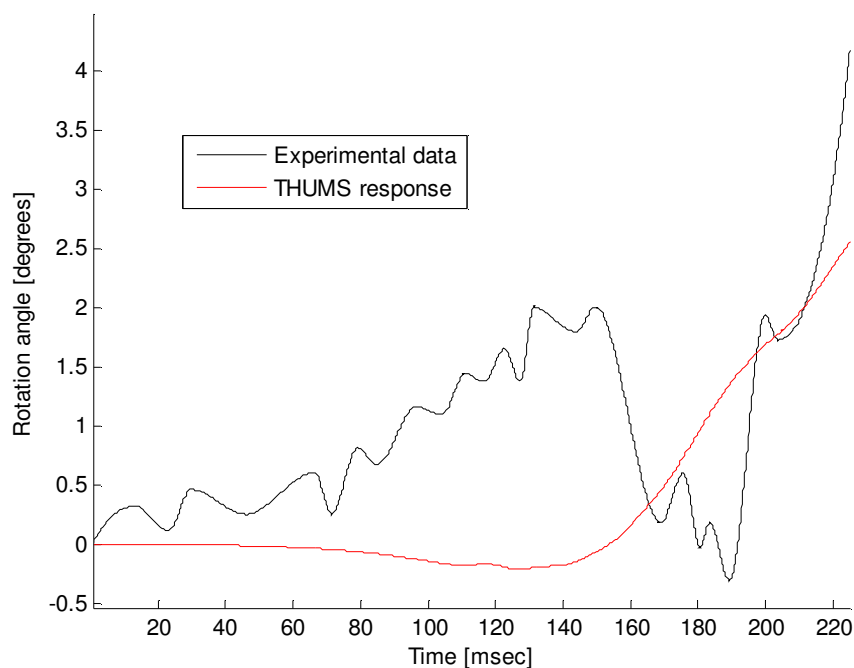


Gráfico 40 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a rotação relativa entre C5 e C6

Embora possa parecer que estes resultados sejam muito diferentes das médias experimentais, é importante notar que a escala das curvas é relativamente pequena, sendo a maior discrepância inferior a 12 graus.

Comparação experimental: JARI (1998)

Para esta comparação, o mesmo modelo simplificado utilizado nas duas simulações anteriores foi adotado. Utilizando o mesmo procedimento utilizado por Kobayashi e Kitagawa (para a Nissan Motor Company, Ltd.), as velocidades em x e z foram aplicadas em três pontos distintos: o T1, o T6 e o esterno. As curvas de aceleração foram retirados do gráfico 3. Supunha-se que o as acelerações do T1 e do T6 fossem iguais. Neste caso, as velocidades foram aplicadas usando o *keyword* *BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION_NODE.

O gráfico 41 mostra a comparação entre o resultado da simulação e os resultados experimentais para a aceleração do CG da cabeça em x. A resposta simulada não segue precisamente a forma da faixa experimental, apesar dos valores de pico estarem dentro de um intervalo aceitável. Além disso, a aceleração de pico da simulação parece antecipar aquela do experimento em cerca de 50 ms.

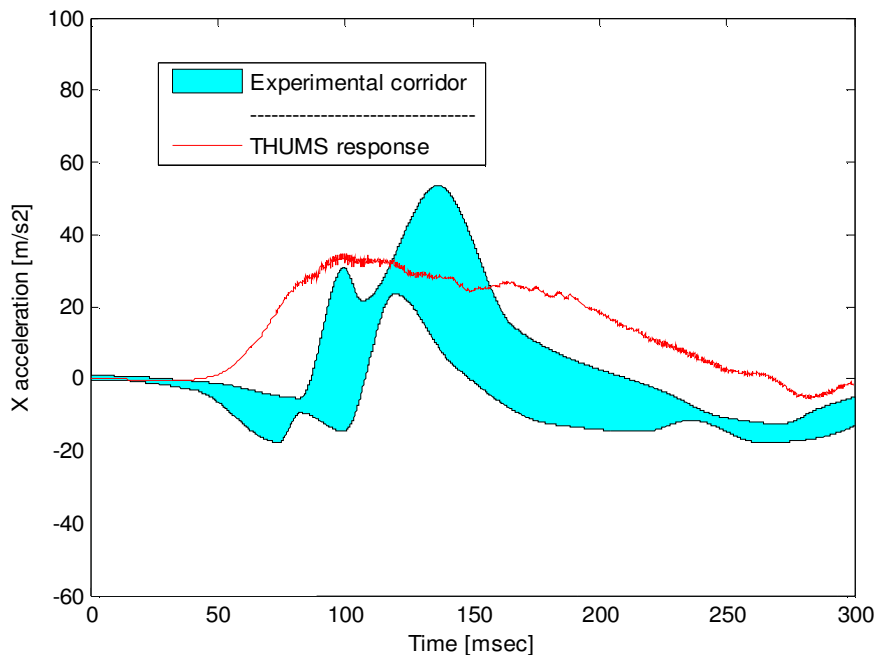


Gráfico 41 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a aceleração do CG da cabeça em x

O gráfico 42 mostra a comparação entre a os resultados experimentais e os simulados para a aceleração do CG da cabeça em z. Neste caso, a resposta da simulação parece seguir a forma da faixa experimental com maior precisão do que na comparação da aceleração em x. Como antes, os picos de aceleração da resposta da simulação antecipam as do experimento. Um aspecto importante do gráfico é que o primeiro pico é muito menor em magnitude do que os resultados experimentais.

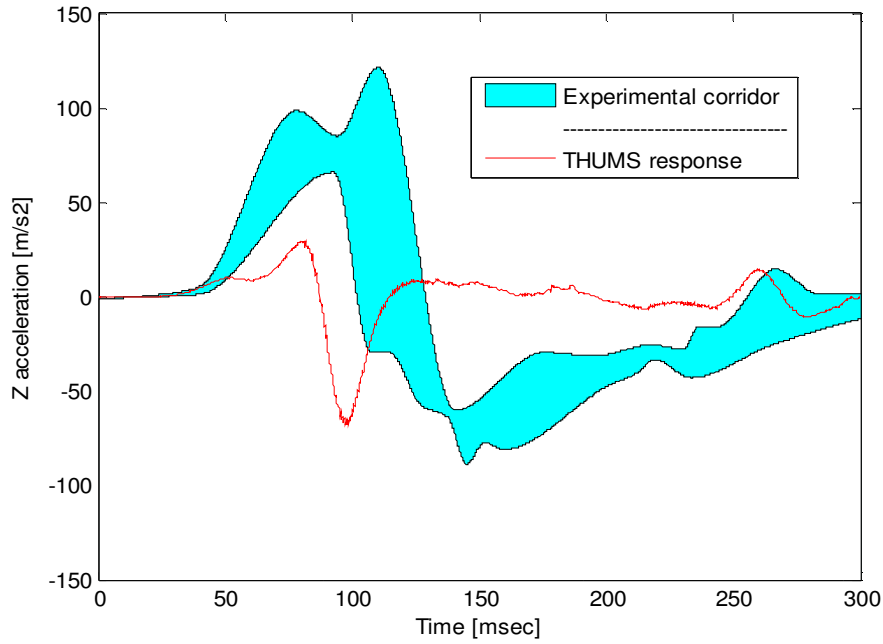


Gráfico 42 - Comparação entre os resultados experimentais e os simulados para a aceleração do CG da cabeça em z

O gráfico 43 mostra a rotação de cada vértebra cervical em relação ao T1 e o gráfico 44 mostra a rotação relativa de cada vértebra cervical em relação à sua vértebra adjacente inferior. No primeiro gráfico, é importante notar que existe pouca evidência da forma em 's' característica dos impactos traseiros. Isto pode ser visto pelo fato de que os ângulos de rotação negativos presentes nos momentos iniciais da simulação sejam quase inexistentes.

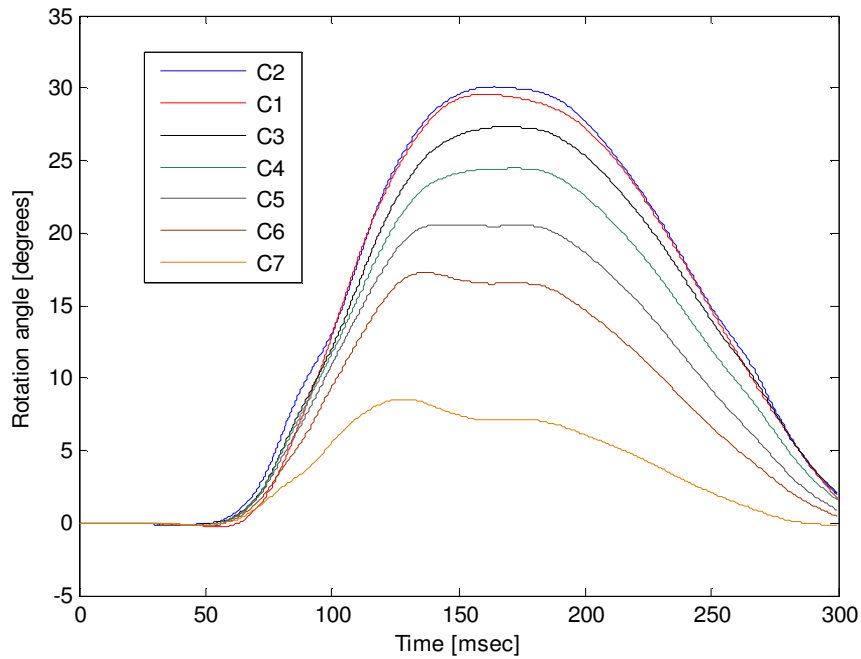


Gráfico 43 - Rotação das vértebras cervicais (C1-C7) com relação ao T1

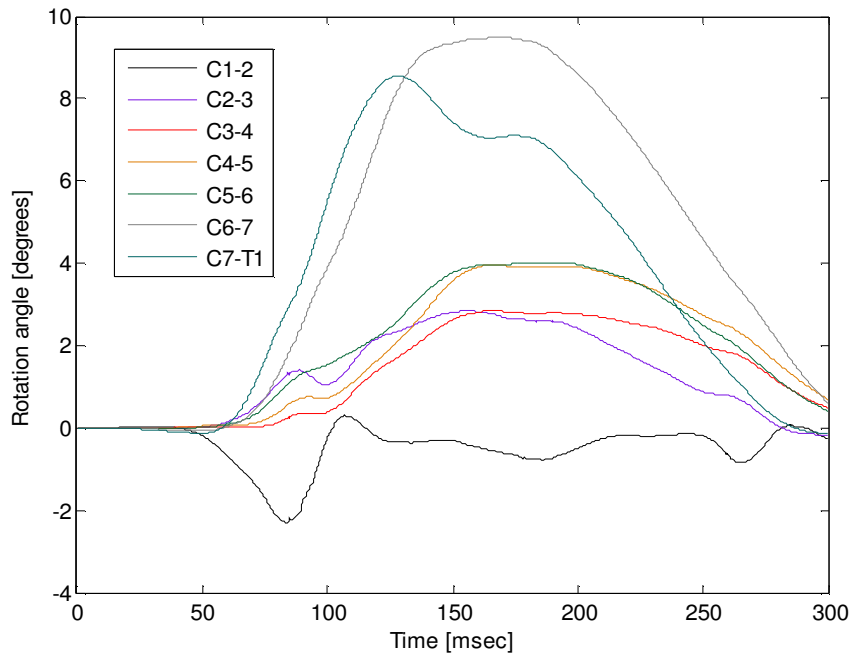


Gráfico 44 - Rotação relativo de cada vértebra cervical com relação à vértebra adjacente inferior

Comparação experimental: Panjabi et al. (1998)

Esta foi a única simulação dinâmica realizada que não exigia a utilização do modelo do tronco completo. Como já mencionado anteriormente, este experimento foi executado em uma amostra de uma coluna cervical cadavérica, onde a vértebra T1 foi montada em um *sled*. Portanto, somente a coluna cervical (incluindo vértebras, ligamentos, articulações e discos) e a cabeça foram incluídos no modelo simulado. A fim de reproduzir as condições experimentais, o T1 foi restrito em todos os graus de liberdade com a exceção do deslocamento em x, e a curva de aceleração mostrada no gráfico 5 foi aplicada para o centro de gravidade da vértebra T1 usando o *keyword* *BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION_NODE.

O gráfico 45 mostra a comparação entre os resultados experimentais e os de simulação para a rotação da cabeça com relação à vértebra T1. É claro que a simulação e resultados experimentais não demonstram uma boa correlação entre si. Na simulação, a rotação máxima atinge cerca de 55 graus, enquanto a rotação máxima relatada pelo experimento está próxima de 75 graus. Além disso, parece haver um atraso significativo entre a resposta do modelo e a do experimento. No experimento, a rotação de pico foi alcançada depois de 110 ms, ao passo que o modelo levou mais de 180 ms para alcançar essa mesma rotação.

O gráfico 46 mostra a comparação entre os resultados experimentais e os de simulação para o deslocamento da cabeça com relação à vértebra T1. Os resultados experimentais demonstram que a cabeça substituta da amostra do teste sofreu uma rotação inicial, mas depois começou a voltar à sua posição natural. O modelo simulado, no entanto, não exibiu o mesmo comportamento no pescoço e a fase de recuperação não ocorreu dentro do intervalo de tempo simulado.

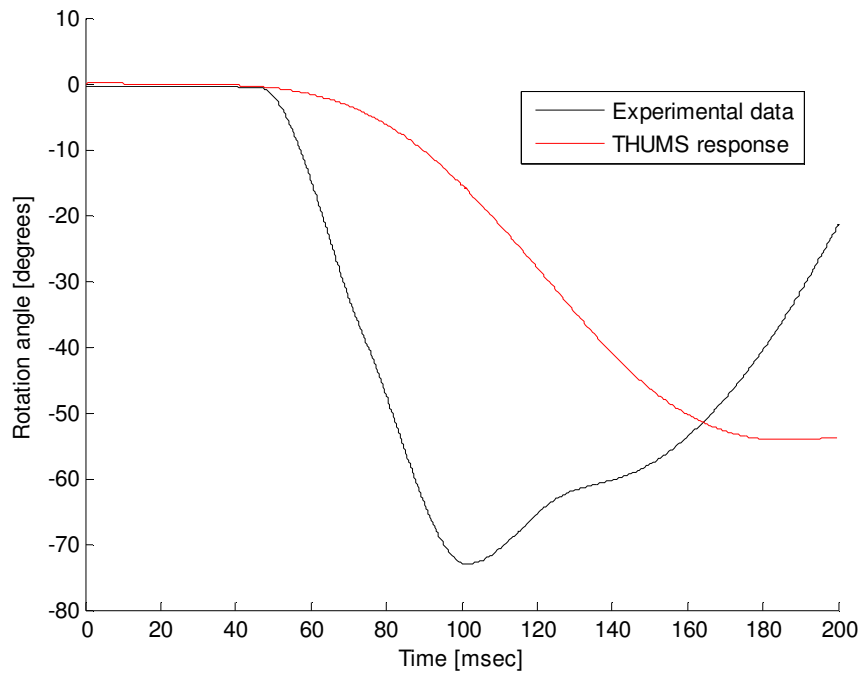


Gráfico 45 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação do CG da cabeça relativa a T1

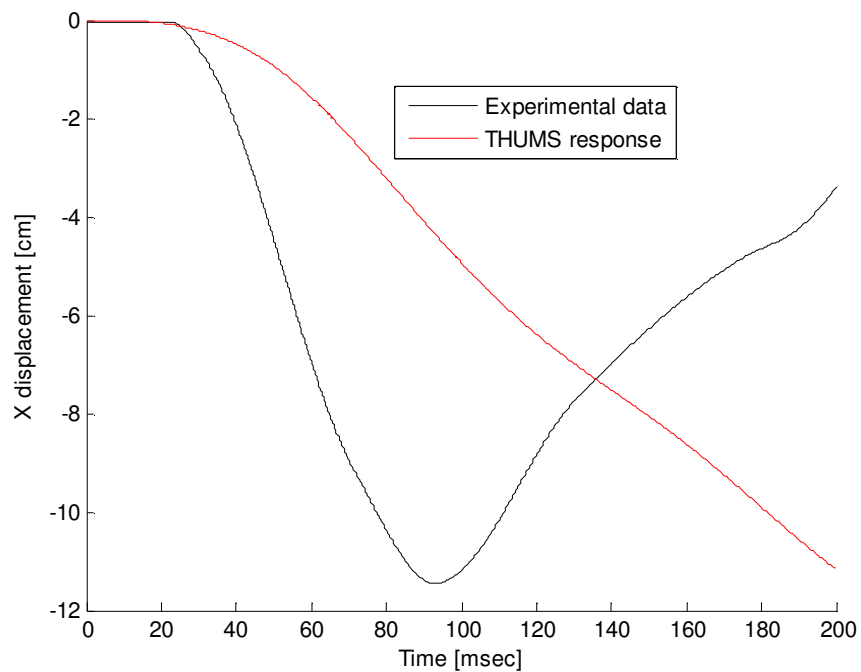


Gráfico 46 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para o deslocamento do CG da cabeça relativa a T1

Os gráficos 47 a 54 mostram a comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa de cada vértebra cervical relativo à vértebra adjacente inferior.

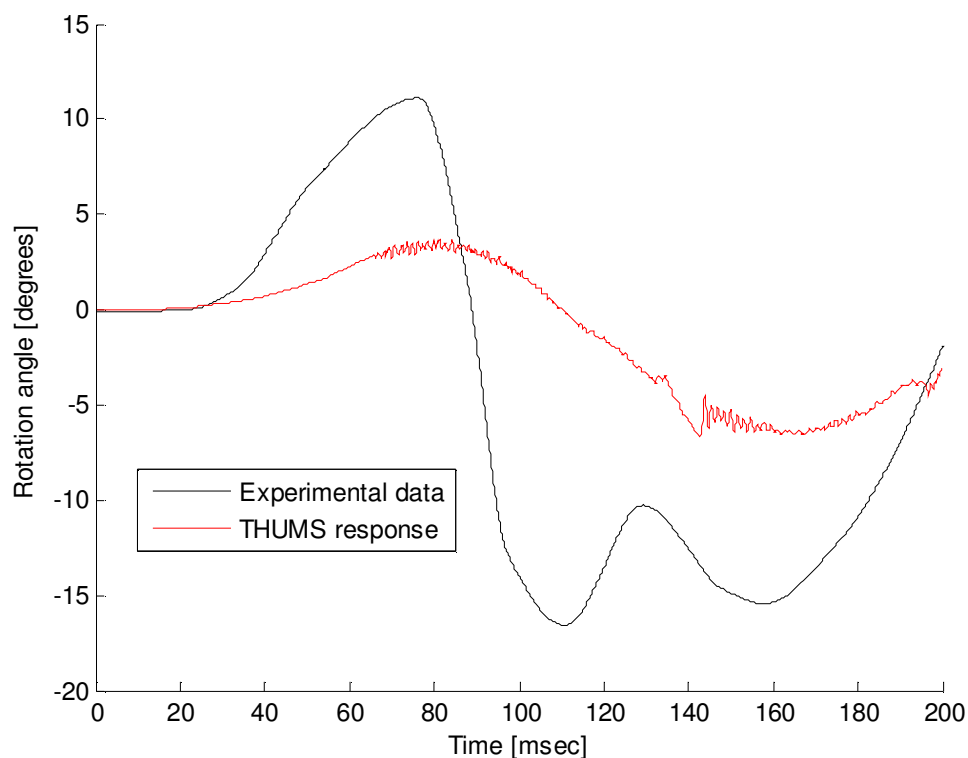


Gráfico 47 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C0 e C1

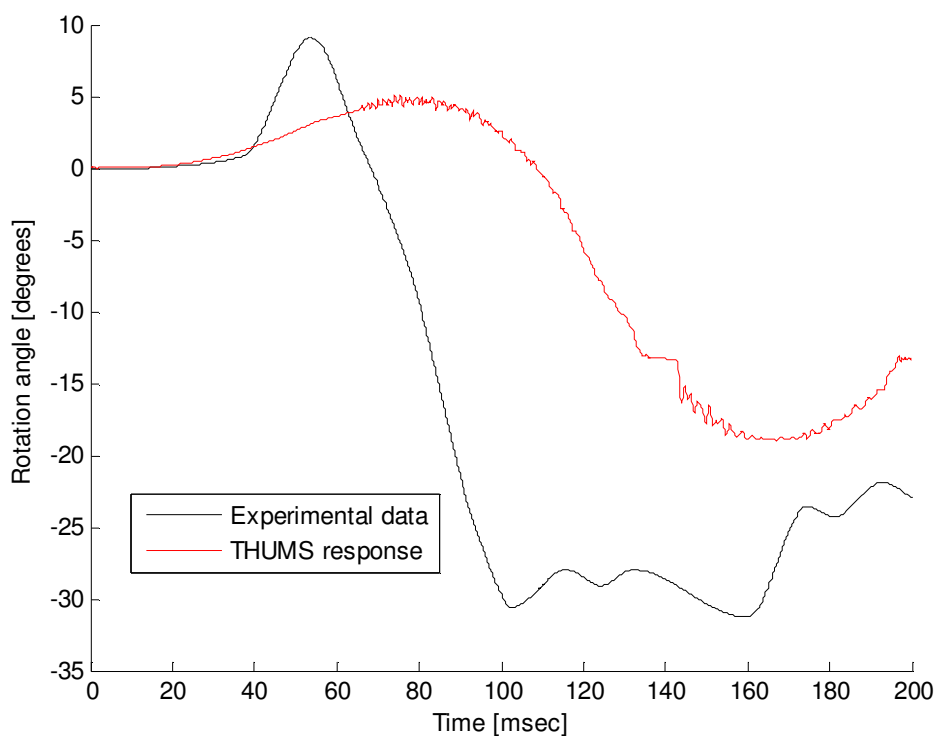


Gráfico 48 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C1 e C2

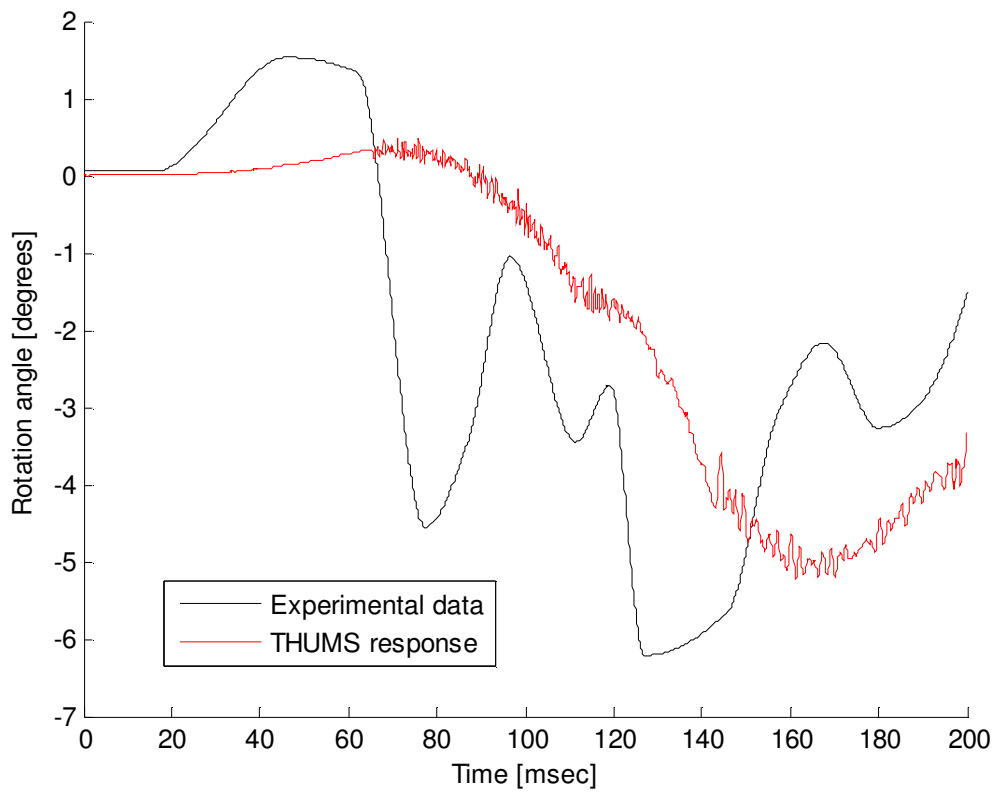


Gráfico 49 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C2 e C3

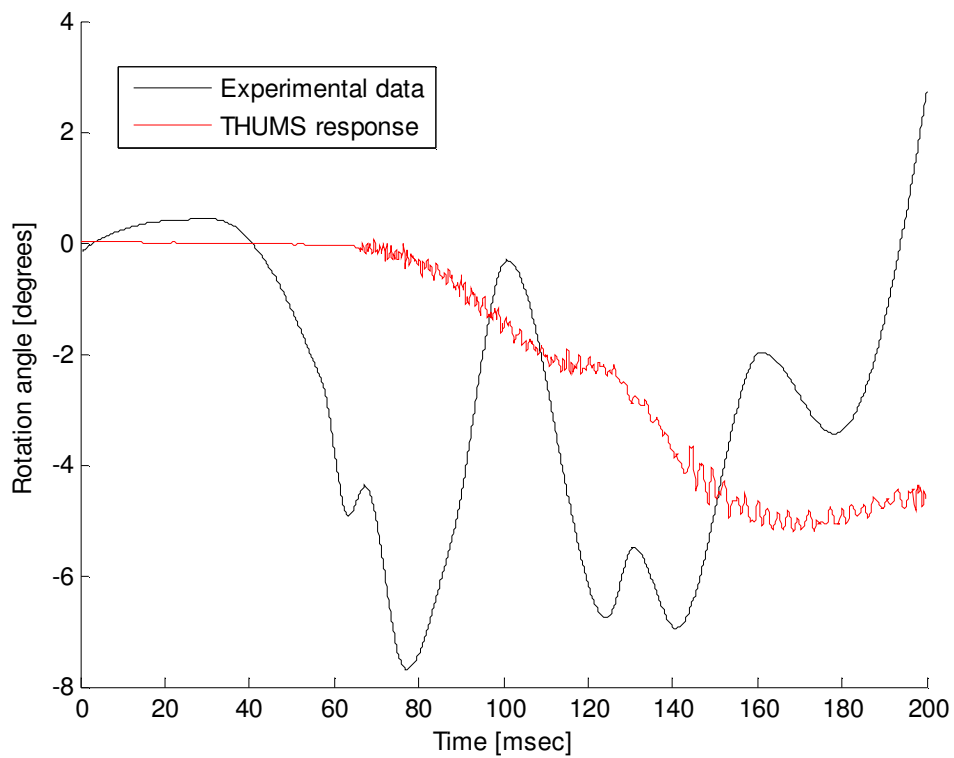


Gráfico 50 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C3 e C4

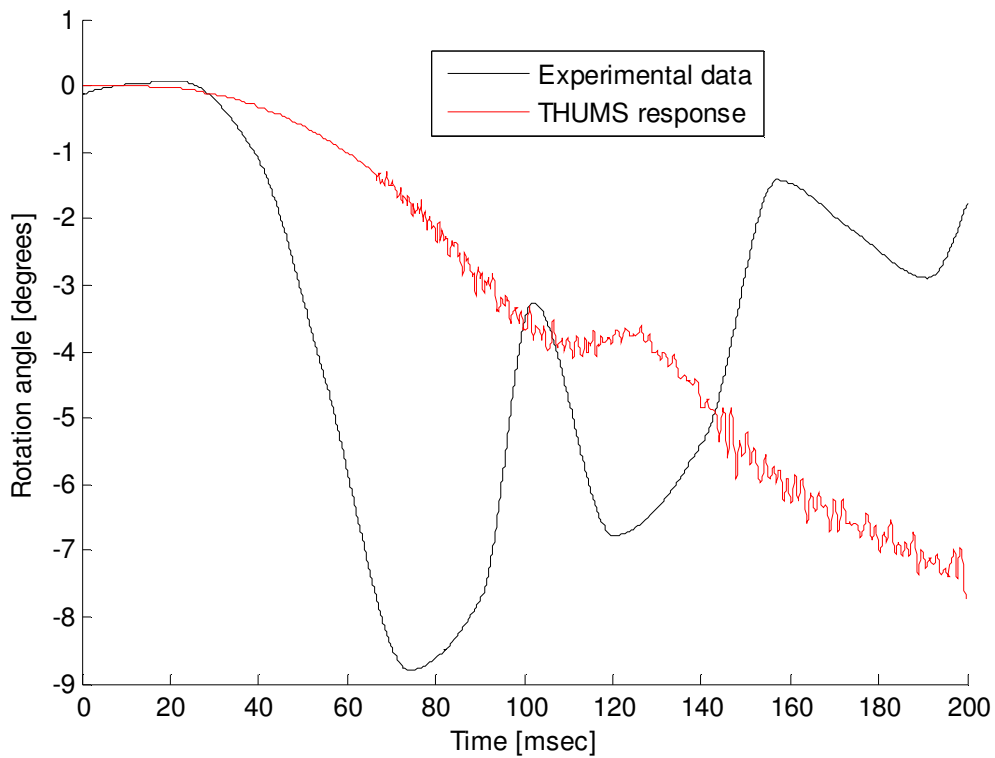


Gráfico 51 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C4 e C5

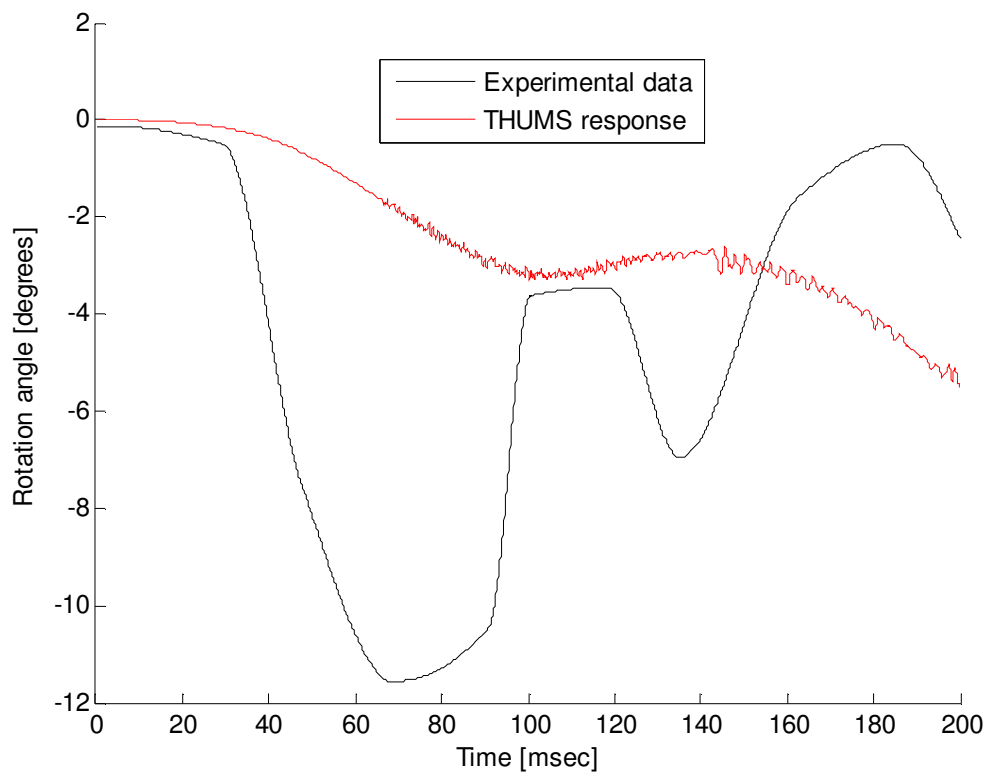


Gráfico 52 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C5 e C6

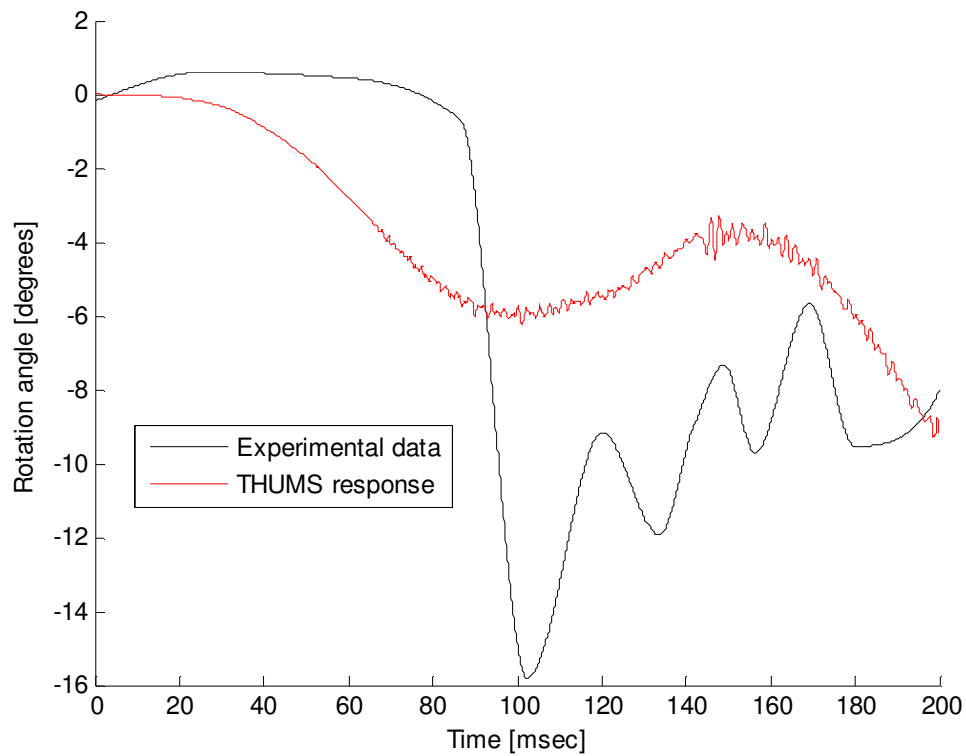


Gráfico 53 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C6 e C7

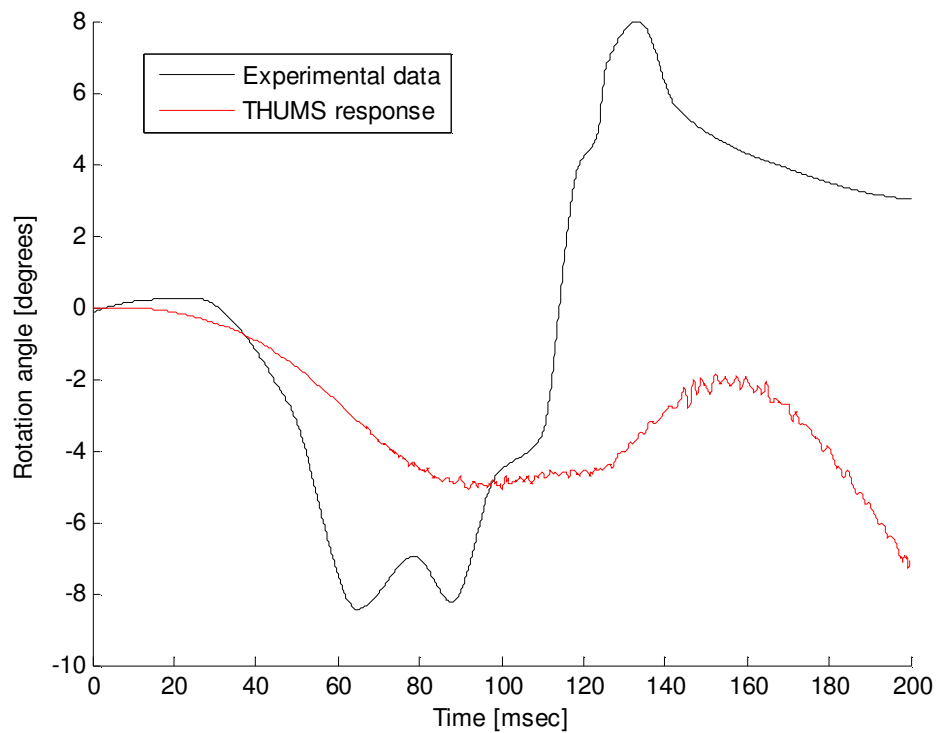


Gráfico 54 - Comparação entre os resultados experimentais e os da simulação para a rotação relativa entre C7 e T1

A diferença entre os resultados da simulação e aqueles do experimento pode ser causada por alguns fatores. Em primeiro lugar, os valores de entrada de aceleração para este experimento não estavam disponíveis na literatura e, portanto, tinha de ser aproximados por um impulso triangular - um procedimento adotado por vários outros autores que tenham sido confrontados com o mesmo problema. Este tipo de aproximação poderia facilmente ter comprometido os resultados. Além disso, se a escala do gráfico acima é observada, torna-se claro que a inconsistência nos ângulos de rotação relativa não é aceitável.

É também importante observar que não foram incluídos no modelo simulado nem elementos de pele e nem de músculo, propositalmente abolidos para tentar reproduzir as condições do experimento. No entanto, deve ser levado em conta que o modelo THUMS provavelmente foi originalmente calibrado considerando todos os elementos, e é possível que o modelo não possua as propriedades adequadas para ser simulado sem incluir todos os elementos originais. Além disso, a simulação foi realizada em um modelo que incluía a cabeça, enquanto no experimento, a cabeça foi substituída por uma força vertical aplicada na vértebra C1. Isto poderia facilmente ter induzido às discrepâncias nos resultados.

8. Calibração do Modelo

No capítulo precedente os resultados das simulações do modelo THUMS foram apresentados e comparados às faixas experimentais. O objetivo deste capítulo é estudar a influência de componentes chave no modelo e tentar refinar as propriedades dos materiais com o intuito de melhorar sua resposta em colisões traseiras.

Metodologia I

Para determinar quais componentes tem um peso maior na resposta do modelo uma análise de sensibilidade fatorial completa em dois níveis foi realizada. Essencialmente, componentes diferentes (fatores) do modelo foram escolhidos, e para cada um destes fatores diferentes características (níveis) foram estabelecidas, baseadas em valores obtidos na literatura. Posteriormente, simulações foram realizadas variando todas as possíveis combinações dos níveis e fatores, sendo executada também uma análise dos resultados finais. Com base nesta análise, tornou-se possível determinar quais dos fatores elencados tinham maior influência na resposta do modelo em colisões posteriores, além de refinar suas características para atingir uma performance otimizada.

Seleção de níveis e fatores

O primeiro passo foi a escolha dos fatores que fariam parte do estudo. Sua seleção foi baseada nas diferenças previamente observadas entre as propriedades mecânicas apresentadas no THUMS e seus respectivos valores encontrados na literatura (ver capítulo do modelo THUMS para comparações específicas). Os três fatores selecionados foram os discos intervertebrais, os ligamentos e as vértebras.

Para cada um destes componentes foi criada uma lista de arranjos de propriedades, sendo que os arranjos mais significativos (níveis) foram selecionados, um deles sendo o arranjo original do modelo THUMS. Um grande cuidado foi tomado para garantir que os níveis escolhidos fossem extremamente diferentes entre si, para garantir que as simulações apresentassem variações significativas.

A tabela 25 mostra os diferentes níveis usados para cada fator. É importante enfatizar que pra cada componente três níveis diferentes de propriedades foram escolhidos para descrever com fidelidade a amplitude de características encontradas na literatura. Isso significa que, no total, 27 simulações diferentes tiveram de ser realizadas para englobar todas as possibilidades. Já tabela 26 mostra quais autores conseguiram implementar com sucesso os componentes nos níveis descritos.

-Capítulo 8: Calibração do Modelo-

Tabela 25 – Níveis usados nas simulações para cada componente

Nível dos discos	Propriedades que foram simuladas			
	E [Mpa] (Annulus)	E [Mpa] Nucleus	Poisson's ratio (Annulus)	Poisson's ratio (Nucleus)
1	13.3	0.2	0.4	0.5
2	3.4	3.4	0.4	0.49
3	4.2	1	0.45	0.5
Nível das vértebras	Propriedades que foram simuladas			
	E [Mpa] (Cancellous)	E [Mpa] (Cortical)	Poisson's ratio (Cancellous)	Poisson's ratio (Cortical)
1	70	5000	0.3	0.3
2	100	10000	0.29	0.29
3	450	12000	0.29	0.29
Nível dos ligamentos	Ligamentos que sofreram alterações			
	ALL	PLL	LF	
	E [Mpa]	E [Mpa]	E [Mpa]	
	1	3.25	3.25	15.08
	2	11.9	12.5	2.4
	3	33	20.4	27.2

Tabela 26 – Autores que usaram cada nível de componentes

Nível dos discos	Autores
1	THUMS
2	Yoganandan et al. (1996), Kumaresan et al. (1998)
3	Sung Kyu Ha (2005)
Nível das vértebras	Autores
1	THUMS
2	Yoganandan et al. (1996)
3	Maurel et al. (1997), Clausen et al. (1997)
Nível dos ligamentos	Autores
1	THUMS
2	Yoganandan et al. (1996)
3	Kleinberger (1993)

Recolhimento de dados e análise

As simulações de calibração do modelo foram realizadas usando *inputs* fornecidos por Davidsson et al. (1998b), já que este artigo apresenta o melhor exemplo de análise experimental de colisões traseiras que pôde ser encontrado. As faixas experimentais usados para comparação são os

mesmos utilizados no capítulo anterior: aceleração em x do centro de massa da cabeça (R_1), deslocamento em x do C.M da cabeça (R_2) relativa a T1 e rotação da cabeça relativa a T1 (R_3).

Para cada simulação as curvas foram comparadas com suas respectivas médias de faixas experimentais e o coeficiente de correlação, R, foi calculado. A tabela 27 mostra os valores de R resultantes das simulações. É importante notar que esta tabela também apresenta o número de cada experimento individual (27 no total) e os níveis de cada propriedade, como mostrado na tabela 26.

A razão principal do R ter sido escolhido como critério através do qual as análises futuras serão desenvolvidas é que, apesar de ser de difícil interpretação, representa bem a similaridade entre curvas (no caso a média experimental e a resposta do modelo) como um todo.

Tabela 27 – Valores de R para as três curvas de comparação das simulações

Número da simulação	Propriedades dos ligamentos	Propriedades das vértebras	Propriedades dos discos	R_1	R_2	R_3
1	1	1	1	0.9249	0.9491	0.6824
2	1	1	2	0.9059	0.9365	0.6931
3	1	1	3	0.9120	0.9412	0.6928
4	1	2	1	0.9261	0.9501	0.6837
5	1	2	2	0.9038	0.9361	0.6956
6	1	2	3	0.9118	0.9412	0.6923
7	1	3	1	0.9248	0.9490	0.6821
8	1	3	2	0.9022	0.9362	0.6973
9	1	3	3	0.9123	0.9416	0.6917
10	2	1	1	0.9273	0.9507	0.6776
11	2	1	2	0.9079	0.9399	0.6902
12	2	1	3	0.9146	0.9439	0.6878
13	2	2	1	0.9275	0.9508	0.6775
14	2	2	2	0.9110	0.9416	0.6910
15	2	2	3	0.9146	0.9441	0.6873
16	2	3	1	0.9274	0.9508	0.6775
17	2	3	2	0.9077	0.9405	0.6920
18	2	3	3	0.9146	0.9440	0.6876
19	3	1	1	0.9333	0.9518	0.6692
20	3	1	2	0.9158	0.9443	0.6805
21	3	1	3	0.9211	0.9479	0.6794
22	3	2	1	0.9346	0.9534	0.6725
23	3	2	2	0.9143	0.9446	0.6827
24	3	2	3	0.9237	0.9488	0.6799
25	3	3	1	0.9344	0.9532	0.6720
26	3	3	2	0.9161	0.9445	0.6803
27	3	3	3	0.9210	0.9480	0.6794

Análise de influência

Com o objetivo de determinar a extensão da influência de cada fator, o método AN.O.V.A (Analysis of Variance) foi adotado. Para cada curva comparada, os níveis de cada fator foram separados em colunas individuais com seus respectivos valores de R. Posteriormente, as médias de cada coluna de níveis foram calculadas e comparadas com cada grupo de fatores. Julgando as diferenças no valor das médias, é possível determinar se o fator é, ou não, de influência significativa em simulações de impacto posterior. A tabela 28 mostra o método utilizado para uma das curvas de comparação.

Tabela 28 – Separação de dados para AN.O.V.A da curva de compração da aceleração em x do C.M da cabeça

Simulação	Ligamentos			Vértebras			Discos		
	Inf. Lig 1	Inf. Lig 2	Inf. Lig 3	Inf. Vert 1	Inf. Vert 2	Inf. Vert 3	Inf. Disc 1	Inf. Disc 2	Inf. Disc 3
1	0.9249			0.9249			0.9249		
2	0.9059			0.9059				0.9059	
3	0.9120			0.9120					0.9120
4	0.9261				0.9261		0.9261		
5	0.9038				0.9038			0.9038	
6	0.9118				0.9118				0.9118
7	0.9248					0.9248	0.9248		
8	0.9022					0.9022		0.9022	
9	0.9123					0.9123			0.9123
10		0.9273		0.9273			0.9273		
11		0.9079		0.9079				0.9079	
12		0.9146		0.9146					0.9146
13		0.9275			0.9275		0.9275		
14		0.9110			0.9110			0.9110	
15		0.9146			0.9146				0.9146
16		0.9274				0.9274	0.9274		
17		0.9077				0.9077		0.9077	
18		0.9146				0.9146			0.9146
19			0.9333	0.9333			0.9333		
20			0.9158	0.9158				0.9158	
21			0.9211	0.9211					0.9211
22			0.9346		0.9346		0.9346		
23			0.9143		0.9143			0.9143	
24			0.9237		0.9237				0.9237
25			0.9344			0.9344	0.9344		
26			0.9161			0.9161		0.9161	
27			0.9210			0.9210			0.9210

Média para cada coluna									
	0.9138	0.9170	0.9238	0.9181	0.9186	0.9178	0.9289	0.9094	0.9162
Desvio padrão para cada coluna									
	0.0094	0.0083	0.0083	0.0092	0.0098	0.0101	0.0040	0.0052	0.0045

Análise de interferência

Seguindo um procedimento similar ao da análise de influência, a análise de interferência foi criada para determinar o efeito que um fator tem sobre outro. Três pares de interferência foram estudados: ligamentos e vértebras, ligamentos e discos e, por último, vértebras e discos. Para cada curva comparada, os valores R resultantes dos pares de interferência foram separados entre níveis equivalentes e diferentes, como mostrado na tabela 29.

Tabela 29 – Análise de interferência para uma curva de comparação; coluna 1

Curva de aceleração da cabeça (R_1)					
Int. L-V 1	Int. L-V 2	Int. L-D 1	Int. L-D 2	Int. V-D 1	Int. V-D 2
0.9249		0.9249		0.9249	
0.9059			0.9059		0.9059
0.9120			0.9120		0.9120
	0.9261	0.9261			0.9261
	0.9038		0.9038	0.9038	
	0.9118		0.9118		0.9118
	0.9248	0.9248			0.9248
	0.9022		0.9022		0.9022
	0.9123		0.9123	0.9123	
	0.9273		0.9273	0.9273	
	0.9079	0.9079			0.9079
	0.9146		0.9146		0.9146
0.9275			0.9275		0.9275
0.9110		0.9110		0.9110	
0.9146			0.9146		0.9146
	0.9274		0.9274		0.9274
	0.9077	0.9077			0.9077
	0.9146		0.9146	0.9146	
	0.9333		0.9333	0.9333	
	0.9158		0.9158		0.9158
	0.9211	0.9211			0.9211
	0.9346		0.9346		0.9346
	0.9143		0.9143	0.9143	
	0.9237	0.9237			0.9237
0.9344			0.9344		0.9344
0.9161			0.9161		0.9161

0.9210		0.9210		0.9210	
Média para cada coluna					
0.9186	0.9180	0.9187	0.9179	0.9181	0.9182
Desvio padrão para cada coluna					
8.24E-005	9.47E-005	5.79E-005	1.06E-005	8.57E-005	9.33E-005

Resultados

A análise de influência foi conduzida usando AN.O.V.A. Este método compara as médias de dois ou mais arranjos de dados e determina, baseado na análise de variância de cada arranjo, se as médias são ou não iguais. Em termos estatísticos, a hipótese H0 é aquela que afirma que as médias são iguais, já a hipótese H1 diz o contrário. A tabela 30 mostra as probabilidades resultantes para cada fator testado.

Tabela 30 – AN.O.V.A; valores de P resultantes para análise de influência

Componente	R ₁ (%)	R ₂ (%)	R ₃ (%)
Ligamentos	5.99	3.48	0.02
Vértebras	98.56	97.26	95.80
Discos	0.00	0.00	0.04

Estes resultados mostram claramente que as propriedades das vértebras tem influência muito pequena na saída das simulações, ao passo que os ligamentos e os discos intervertebrais apresentam uma alta probabilidade de serem influentes.

Já para a análise de interferência, AN.O.V.A não pode ser utilizada porque os arranjos de dados possuíam tamanhos diferentes. Portanto, um T-test monocaudal foi realizado e seus resultados são apresentados na tabela 31. Estes valores não sustentam uma evidência conclusiva da existência ou não de interferência entre os fatores. Sendo este o caso, foi decidido que a interferência não seria considerada em testes subsequentes.

Tabela 31 – Resultados do T-test para análise de interferência

Componente	R ₁ (%)	R ₂ (%)	R ₃ (%)
L-V	43.42	46.77	44.39
L-D	41.40	27.71	46.00
V-D	48.18	48.66	47.46

L-V: Interferência ligamento-vértebra; L-D: Interferência ligamento-disco; V-D: Interferência vértebra-disco

Baseada na análise estatística dos resultados das simulações, uma nova série de testes foi desenvolvida para procurar pela combinação ótima de propriedades que proporcionaria a maior soma dos valores de R para as 3 diferentes curvas que estão sendo consideradas (R₁, R₂, R₃). Os

valores resultantes de R foram 0.9335, 0.9487, 0.6892, respectivamente. Os valores das propriedades são mostrados na tabela 32.

Tabela 32 – Propriedades adotadas para o modelo

Discos	E [Mpa] (Annulus)	E [Mpa] (Nucleus)	Poisson's ratio (Annulus)	Poisson's ratio (Nucleus)
	15	0.2	0.4	0.49
Vértebras	E [Mpa] (Cancellous)	E [Mpa] (Cortical)	Poisson's ratio (Cancellous)	Poisson's ratio (Cortical)
	70	5000	0.3	0.3
Ligamentos	ALL (E [Mpa])	PLL (E [Mpa])	LF (E [Mpa])	
	35	25	30	

Apesar do procedimento descrito nos últimos parágrafos ter melhorado o modelo THUMS, os resultados relativos a simulação de colisões posteriores continuam sendo insatisfatórios, especialmente os que se referem a rotação da cabeça comparada com a rotação da vértebra T1 (ver gráfico 29).

A análise desta curva em particular sugere que o modelo tem pouco amortecimento, já que atinge níveis de rotação muito altos quando comparado aos resultados experimentais. Para resolver este problema, soluções interessantes poderiam incluir o aumento dos coeficientes de amortecimento dos músculos do pescoço ou o ajuste do coeficiente de fricção dos *facet joints*. A última sugestão não mostrou alterações significativas em simulações preliminares, levando a decisão de reproduzir somente uma análise de amortecimento, descrita nas próximas seções.

Metodologia II

Na metodologia anterior, as principais escolhas feitas foram os valores para cada nível do design fatorial. Na metodologia atual, o foco principal reside na escolha de qual grupo de músculos terá seus coeficientes de amortecimento alterados e qual 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 no capítulo anterior foram satisfatórios.

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. O material usado nessas entidades é

sempre *MAT_DAMPER_VISCOUS e seus ID`s no modelo THUMS podem ser visualizados na tabela 33.

Tabela 33 – Divisão de grupos dos amortecedores

Groups	
Amortecedores anteriores do pescoço	Amortecedores posteriores do pescoço
ID (THUMS)	ID (THUMS)
8770150	8570350
8770155	8570650
8770250	8570750
8770255	8570850
8770350	8670350
8770355	8670650
8770550	8670750
8770555	8670850
8770650	8770450
8770950	8770455
-	8770750
-	8770755
-	8770850
-	8771050
-	8771055
-	8771150
-	8771155
-	8771250
-	8771255
-	8771350
-	8771355
-	8771450
-	8771455
-	8771550
-	8771555
-	8771650
-	8771655

É importante notar que a divisão de grupos foi baseada na posição geométrica dos amortecedores no pescoço. Isso significa que o amortecedor pertence ao grupo anterior caso seja comprimido durante flexão e pertence ao grupo posterior caso seja comprimido durante a extensão.

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. Os valores de amortecimento podem ser visualizados na tabela 34.

Como mencionado anteriormente, mudar as características de amortecimento poderia afetar negativamente a resposta de colisão frontal. Portanto os resultados experimentais do NBDL também serão avaliados em comparação com as alterações de amortecimento: R_4 representa a aceleração em x da cabeça, R_5 a aceleração em z da cabeça e R_6 sua rotação com relação a vértebra T1. O número total de simulações foi 24 e seus resultados são mostrados na tabela 34.

Tabela 34 – Valores de R para as 6 curvas de comparação das simulações

Número da simulação	Coeficiente de amortecimento anterior (kg/s)	Coeficiente de amortecimento posterior (kg/s)	Davidsson et al. (1998b)			NBDL		
			R_1	R_2	R_3	R_4	R_5	R_6
1	1	10	0.8829	0.9329	0.6373	0.9022	0.9116	0.9474
2	25	10	0.9148	0.9483	0.6666	0.8894	0.9453	0.9620
3	50	10	0.9384	0.9609	0.6848	0.8882	0.9580	0.9722
4	75	40	0.9329	0.9819	0.7265	0.8769	0.9393	0.9872
5	75	60	0.9059	0.9818	0.7317	0.8498	0.8955	0.9894
6	75	80	0.8808	0.9793	0.7313	0.8497	0.8733	0.9900
7	100	30	0.9327	0.9830	0.7320	0.8875	0.9223	0.9866
8	100	40	0.9180	0.9835	0.7352	0.8854	0.9044	0.9884
9	100	60	0.8881	0.9810	0.7530	0.8816	0.8678	0.9897
10	100	80	0.8597	0.9780	0.7531	0.8754	0.8332	0.9894
11	125	30	0.9223	0.9846	0.7345	0.8928	0.8939	0.9870
12	125	40	0.9022	0.9833	0.7555	0.8891	0.8719	0.9883
13	125	60	0.8701	0.9805	0.7572	0.8819	0.8256	0.9886
14	125	80	0.8420	0.9761	0.7551	0.8729	0.7829	0.9877
15	150	30	0.9119	0.9851	0.7379	0.8895	0.8725	0.9867
16	150	40	0.8911	0.9839	0.7545	0.8865	0.8455	0.9874
17	150	60	0.8535	0.9790	0.7447	0.8773	0.7982	0.9872
18	150	80	0.8221	0.9723	0.7410	0.8702	0.7474	0.9858
19	175	40	0.8797	0.9820	0.7388	0.8814	0.8298	0.9862
20	175	60	0.8379	0.9752	0.7414	0.8751	0.7723	0.9856
21	175	80	0.8070	0.9688	0.7395	0.8671	0.7190	0.9844
22	102	1	0.9432	0.9735	0.7015	0.8973	0.9360	0.9683
23	124	1	0.9534	0.9792	0.7102	0.8962	0.9300	0.9703
24	139	1	0.9577	0.9817	0.7145	0.8933	0.9239	0.9713

Regressão linear

Para cada curva comparada (R_1 , R_2 , etc.), uma regressão linear foi conduzida com o intuito de obter os coeficientes da seguinte equação:

$$\hat{R}_i = \beta_0 + \beta_1 \cdot x_1 + \beta_2 \cdot x_2 + \beta_3 \cdot x_1 \cdot x_2 + \beta_4 \cdot x_1^2 + \beta_5 \cdot x_2^2 + \beta_6 \cdot x_1 \cdot x_2^2 + \beta_7 \cdot x_1^2 \cdot x_2 + \beta_8 \cdot x_1^3 + \beta_9 \cdot x_2^3 \quad (21)$$

Onde β_0 até β_8 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 escolha de utilizar uma representação cúbica para caracterizar o comportamento do modelo é baseada no *root mean square errors* (RMSE) de quatro tipos de modelos: linear, quadrático puro, interações, quadrático completo e cúbico. Derivados da equação 21, o modelo linear engloba uma constante e termos de primeira ordem, o modelo quadrático puro engloba a constante e termos de primeira e segunda ordem, o modelo de interação inclui a constante, termos lineares e termos de produto cruzado, o modelo quadrático completo inclui a constante, termos lineares, produto cruzado e termos quadráticos, já o modelo cúbico engloba todos os termos da equação acima. A tabela 35 mostra os valores de RMSE para cada um destes modelos. É claro notar que a representação cúbica resulta nos valores mais baixos de RMSE e é, portanto, a melhor alternativa.

Tabela 35 – Valores RMSE para cada tipo de regressão

Curva	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5	R_6
Linear	0.0084	0.0323	0.0075	0.0259	0.0105	0.0170
Quadrático puro	0.0083	0.0161	0.0023	0.0113	0.0035	0.0058
Interações	0.0079	0.0152	0.0054	0.0120	0.0048	0.0117
Quadrático completo	0.0076	0.0108	0.0021	0.0079	0.0015	0.0056
Cúbico completo	0.0039	0.0025	0.0006	0.0018	0.0004	0.0041

A equação 21 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 seguinte equação:

$$\hat{R}_{opt} = \sqrt{\frac{(\hat{R}_1)^2 + (\hat{R}_2)^2 + \dots + (\hat{R}_n)^2}{n}} \quad (22)$$

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

É importante notar que regressão linear multivariada também foi testada, devendo teoricamente considerar todas as curvas comparadas no mesmo modelo e permitindo que o valor dos parâmetros otimizados fossem descobertos sem a utilização do RMS. Entretanto, este método produziu resultados que eram claramente inconsistentes com as tendências observadas. Este fato também foi confirmado pelos erros residuais do modelo resultante, que eram consistentemente negativos e indicavam baixa correlação entre o modelo e os resultados das simulações. Devido a isso, a regressão multivariada foi abandonada.

Resultados

Usando a função *regress* do MATLAB®, os coeficientes lineares foram calculados. A tabela 36 tem seis linhas, cada uma delas contendo 10 coeficientes (β_0 to β_9), como mostrado na equação 21. Cada linha representa o *fit* linear de uma resposta específica do modelo.

Tabela 36 – Coeficientes beta para as regressões lineares

Curvas experimentais	Coeficientes									
	β_0	β_1	β_2	β_3	β_4	β_5	β_6	β_7	β_8	β_9
NBDL x ace.	9.19E-001	-6.85E-004	-1.86E-003	2.53E-005	6.75E-006	-4.16E-006	-4.19E-008	-7.64E-008	-2.23E-008	6.39E-008
NBDL z ace.	8.84E-001	2.24E-003	3.16E-003	-2.63E-005	-2.44E-005	-5.70E-005	1.06E-007	4.44E-009	7.42E-008	2.80E-007
NBDL rot. cabeça	9.38E-001	7.15E-004	1.13E-003	-2.51E-007	-5.56E-006	-1.72E-005	7.23E-009	-7.30E-009	1.50E-008	8.72E-008
Linder x ace.	8.50E-001	2.03E-003	3.67E-003	-3.14E-005	-1.49E-005	-6.18E-005	2.13E-007	3.58E-009	4.20E-008	2.52E-007
Linder x desl.	9.18E-001	8.18E-004	1.52E-003	-9.95E-006	-3.28E-006	-1.41E-005	3.62E-008	1.13E-008	4.81E-009	4.38E-008
Linder rot. cabeça	6.35E-001	1.06E-003	2.57E-004	1.92E-005	-5.10E-006	-5.20E-006	1.23E-008	-9.63E-008	1.10E-008	-4.42E-008

Os gráficos 55 a 60 mostram as superfícies das seis regressões com o resultado das simulações (os círculos azuis não preenchidos) superpostos. É importante observar como os modelos estimados seguem bem as respostas do modelo, indicando que a representação cúbica é, de fato, aceitável.

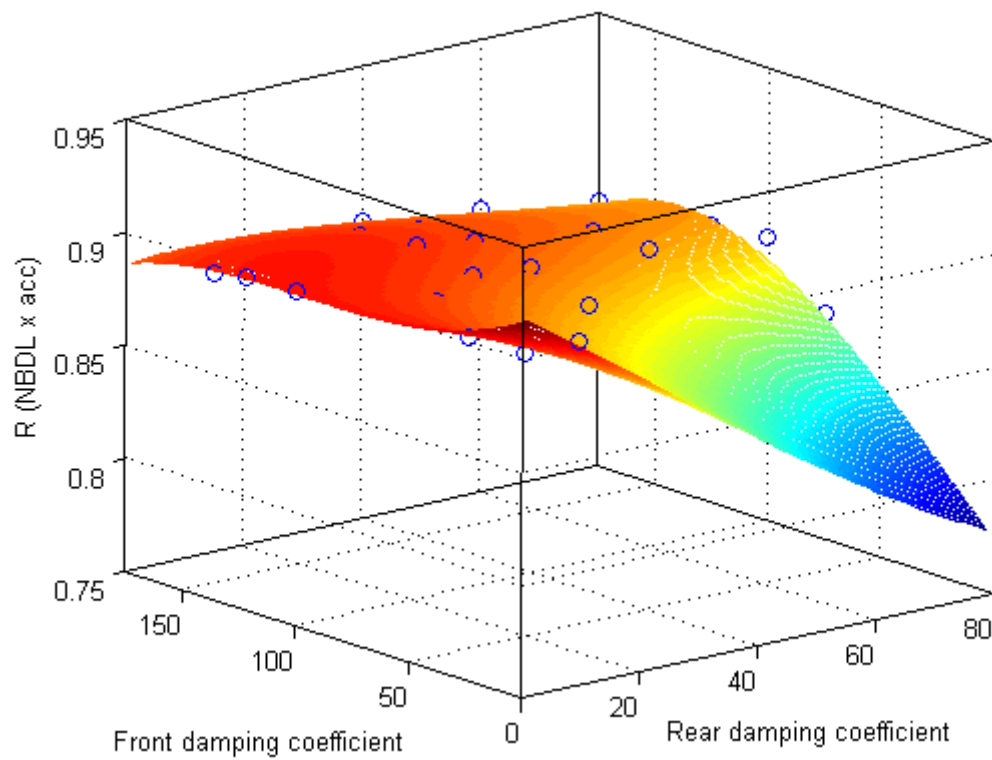


Gráfico 55 - Superfície de regressão NBDL, aceleração em x

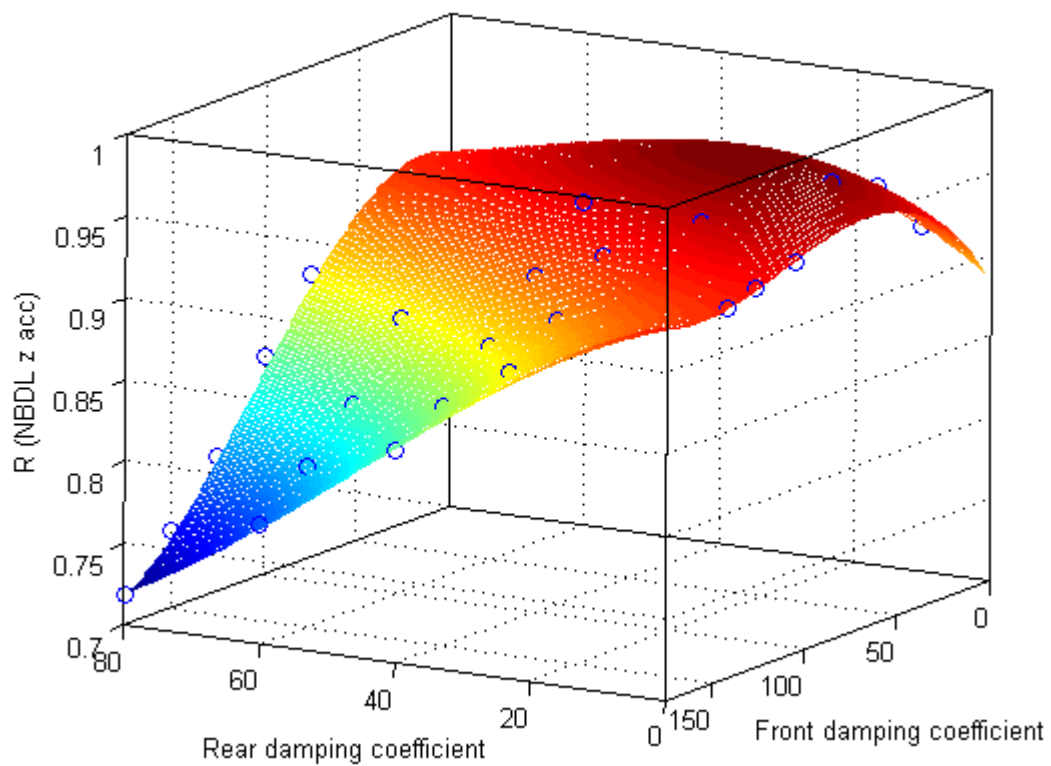


Gráfico 56 - Superfície de regressão NBDL, aceleração em z

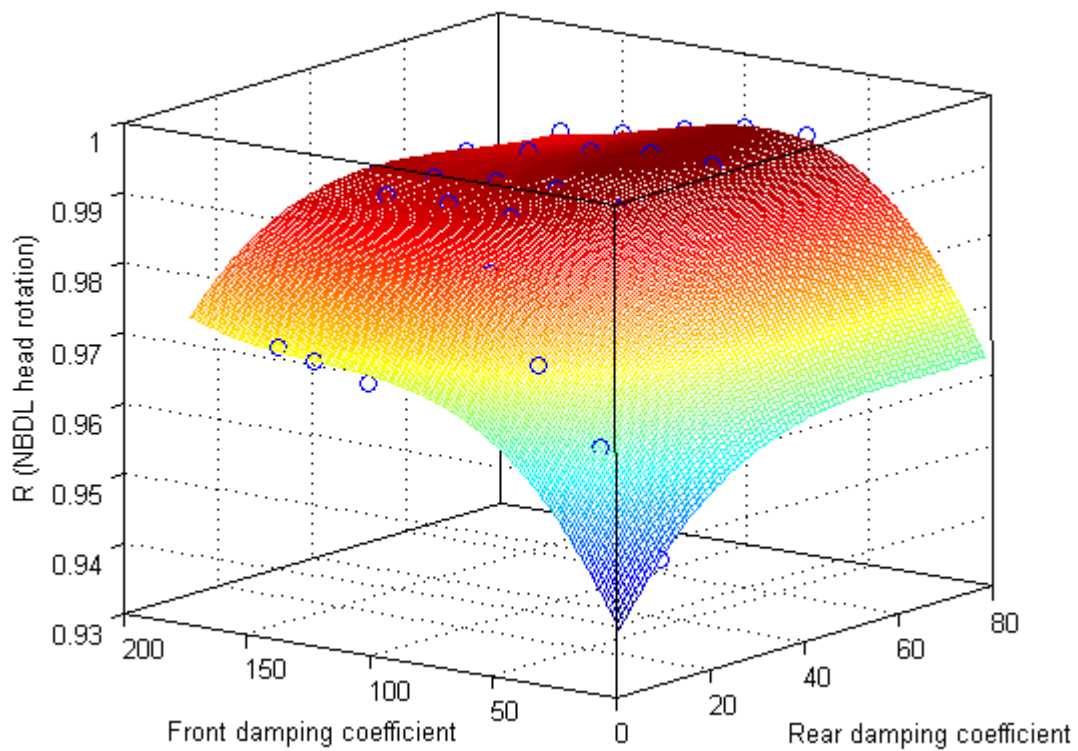


Gráfico 57 - Superfície de regressão NBDL, rotação da cabeça

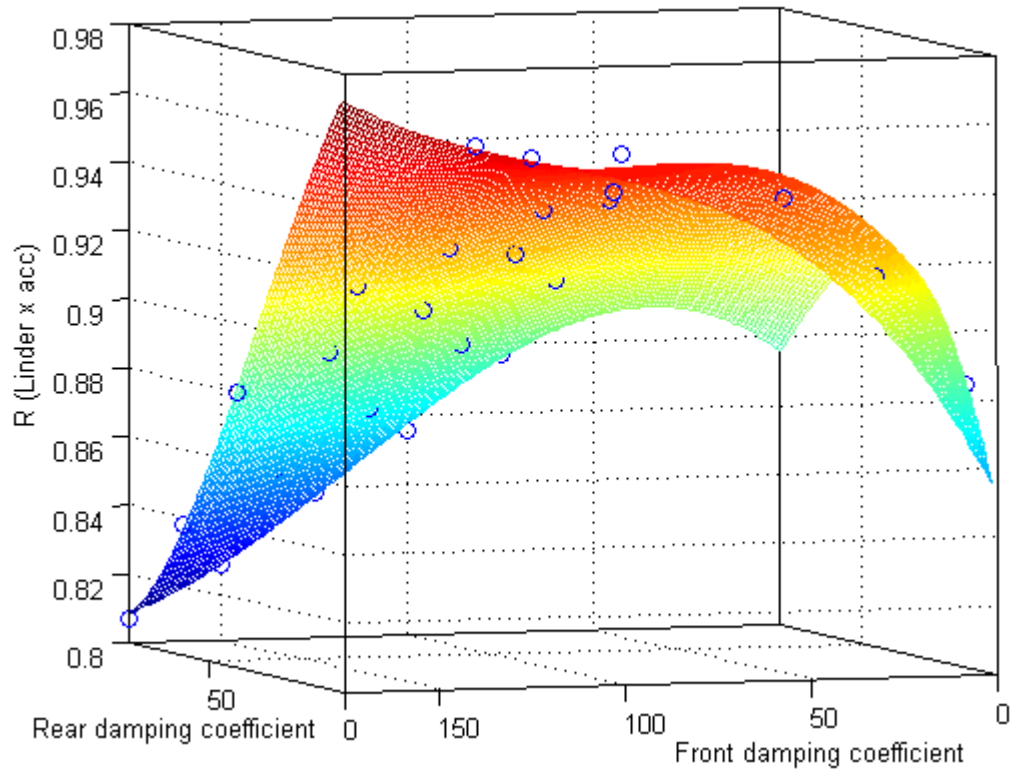


Gráfico 58 - Superfície de regressão Davidsson, aceleração em x

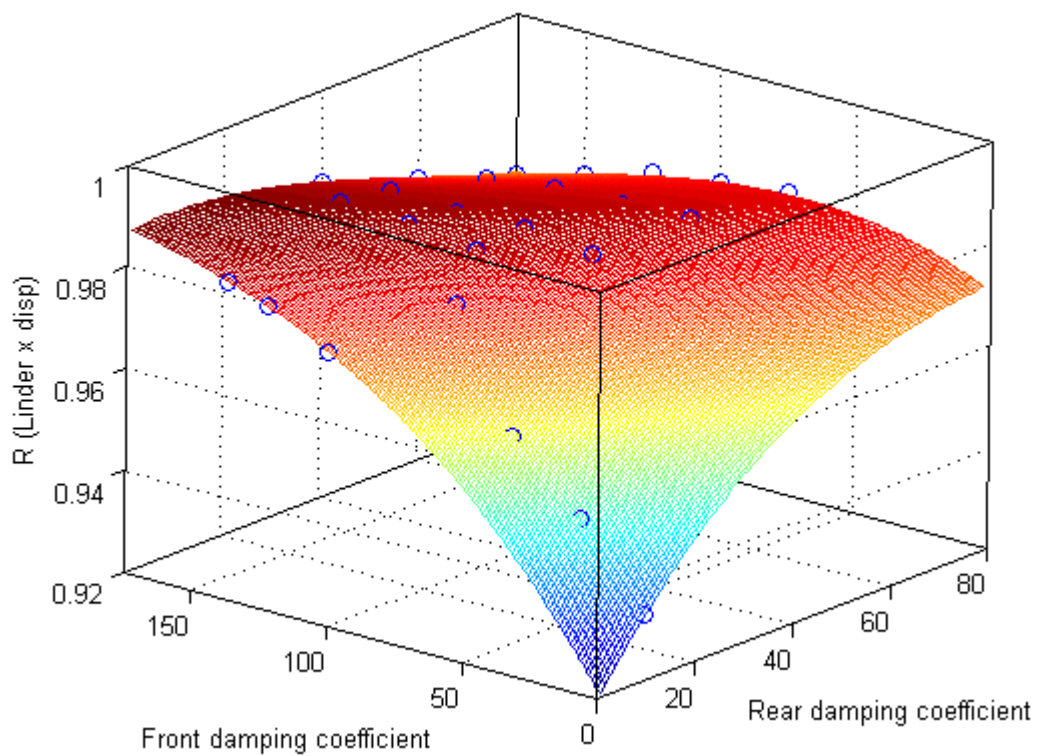


Gráfico 59 - Superfície de regressão Davidsson, deslocamento em x

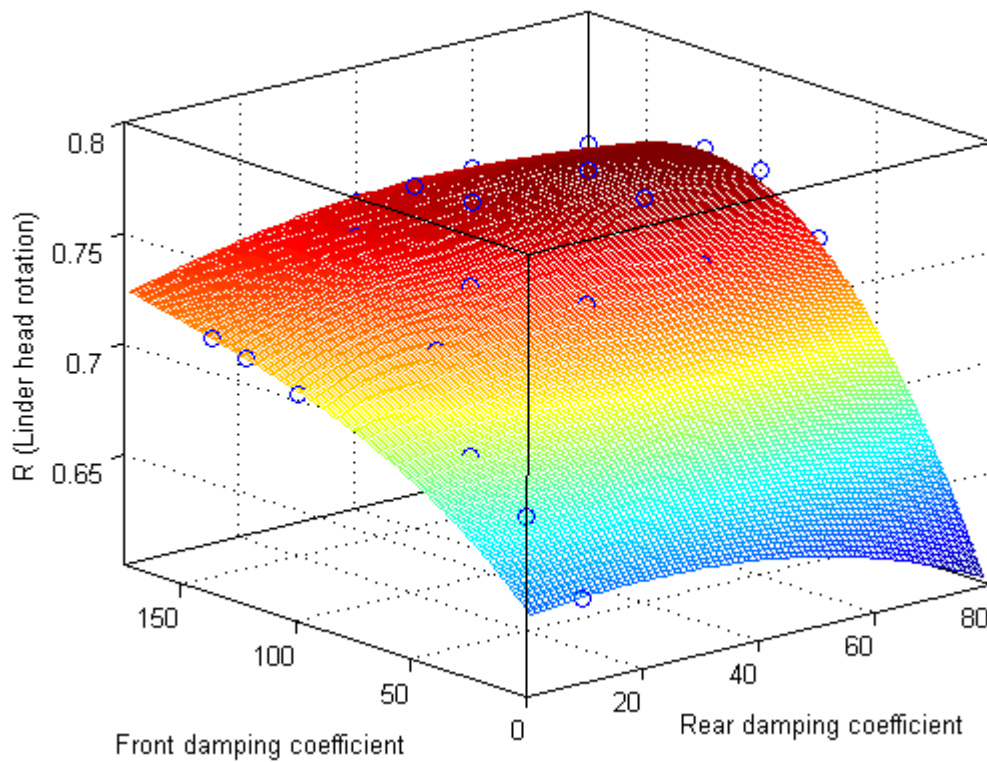


Gráfico 60 - Superfície de regressão Davidsson, rotação da cabeça

A regressão linear é baseada na hipótese de que o erro residual é randômico. O gráfico 61 mostra o erro residual relativo a cada um dos modelos estimados. É possível constatar que o erro flutua entre valores positivos e negativos para todas as observações, indicando que a hipótese é, de fato, válida.

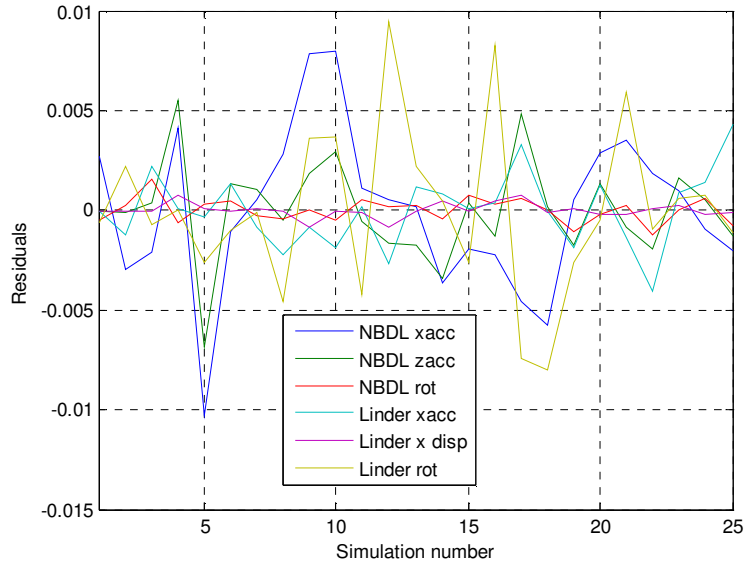


Gráfico 61 - Erros residuais relativos a cada modelo estimado

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 pelos gráficos 62 e 63.

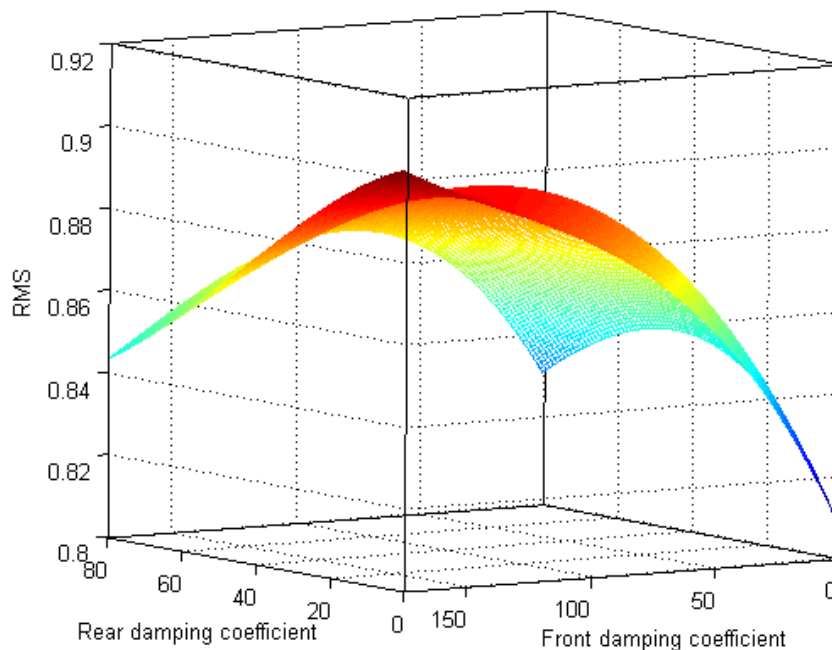


Gráfico 62 - Superfícies RMS para impactos posteriores

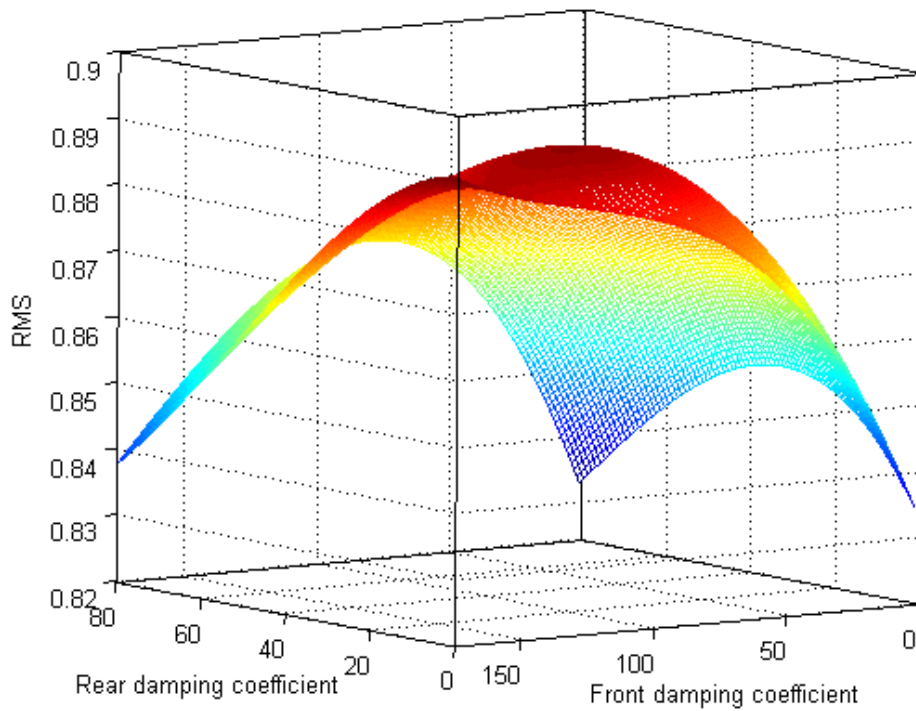


Gráfico 63 - Superfície RMS considerando impactos frontais e posteriores

A tabela 37 mostra os resultados dos valores de x_1 e x_2 otimizados para ambos os casos. A mesma tabela mostra também o RMS para todas as simulações conduzidas, justificando a escolha feita para a configuração otimizada.

Os RMS's foram calculados com base nos valores de R mostrados na tabela 34, seguindo a equação 22. O “RMS Davidsson” levou em consideração apenas as respostas R referentes as curvas de Davidsson (R1, R2, R3 na tabela 34) enquanto o “RMS NBDL” considerou as outras três curvas (R4, R5, R6). O “RMS completo” levou em consideração todas as seis curvas. As células em cinza na tabela 37 indicam os valores máximos escolhidos para as configurações otimizadas.

Tabela 37 – RMS para as respostas otimizadas

Número simulação	x_1	x_2	RMS Davidsson	RMS NBDL	RMS Completo
1	1	10	0.8278	0.9206	0.8755
2	25	10	0.8525	0.9328	0.8935
3	50	10	0.8704	0.9402	0.9060
4	75	40	0.8874	0.9356	0.9118
5	75	60	0.8794	0.9134	0.8966
6	75	80	0.8698	0.9064	0.8883
7 (Otimizado posterior)	100	30	0.8892	0.9330	0.9114
8	100	40	0.8852	0.9271	0.9064
9	100	60	0.8790	0.9147	0.8970

10	100	80	0.8685	0.9018	0.8853
11	125	30	0.8869	0.9256	0.9064
12	125	40	0.8854	0.9179	0.9018
13	125	60	0.8740	0.9012	0.8877
14	125	80	0.8625	0.8851	0.8739
15	150	30	0.8844	0.9176	0.9012
16	150	40	0.8815	0.9084	0.8951
17	150	60	0.8644	0.8909	0.8778
18	150	80	0.8505	0.8732	0.8620
19	175	40	0.8725	0.9015	0.8871
20	175	60	0.8569	0.8820	0.8695
21	175	80	0.8439	0.8637	0.8539
22	102	1	0.8812	0.9343	0.9081
23	124	1	0.8892	0.9327	0.9112
24	139	1	0.8928	0.9301	0.9116
25 (Otimizado completo)	87	19	0.8892	0.9380	0.9139

Com o objetivo de verificar estes resultados, simulações foram conduzidas utilizando os valores da tabela acima. Os gráficos 64 até 69 mostram cada um das faixas experimentais, que são comparados com as respostas original e otimizadas do modelo THUMS.

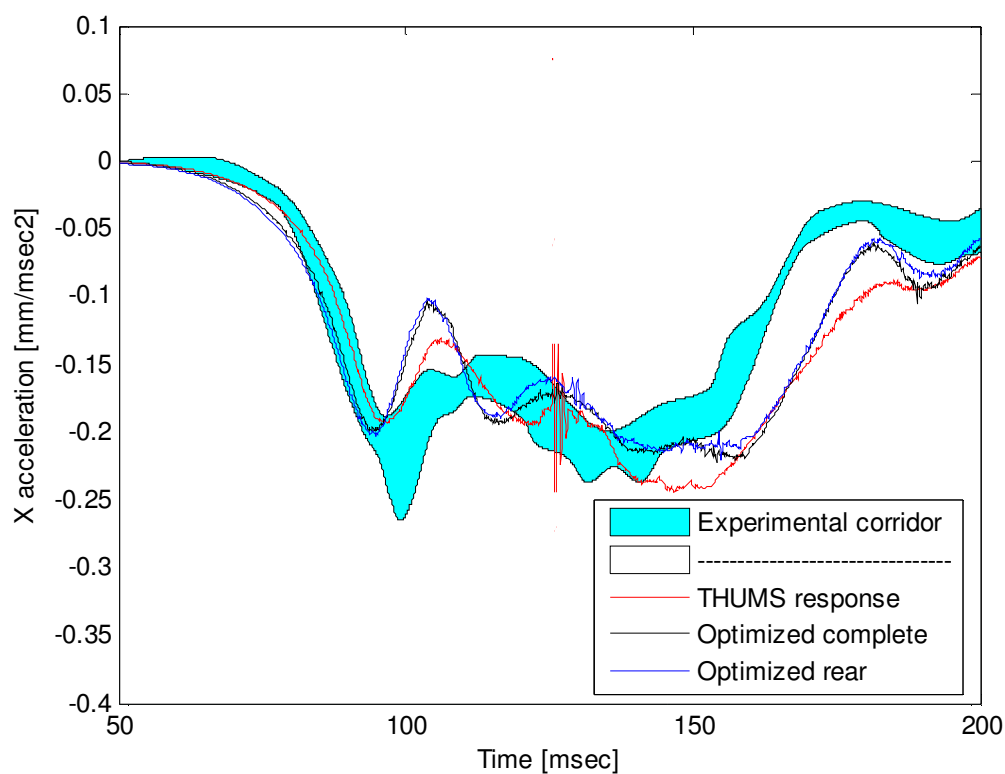


Gráfico 64 - Resposta otimizada para a aceleração em x NBDL

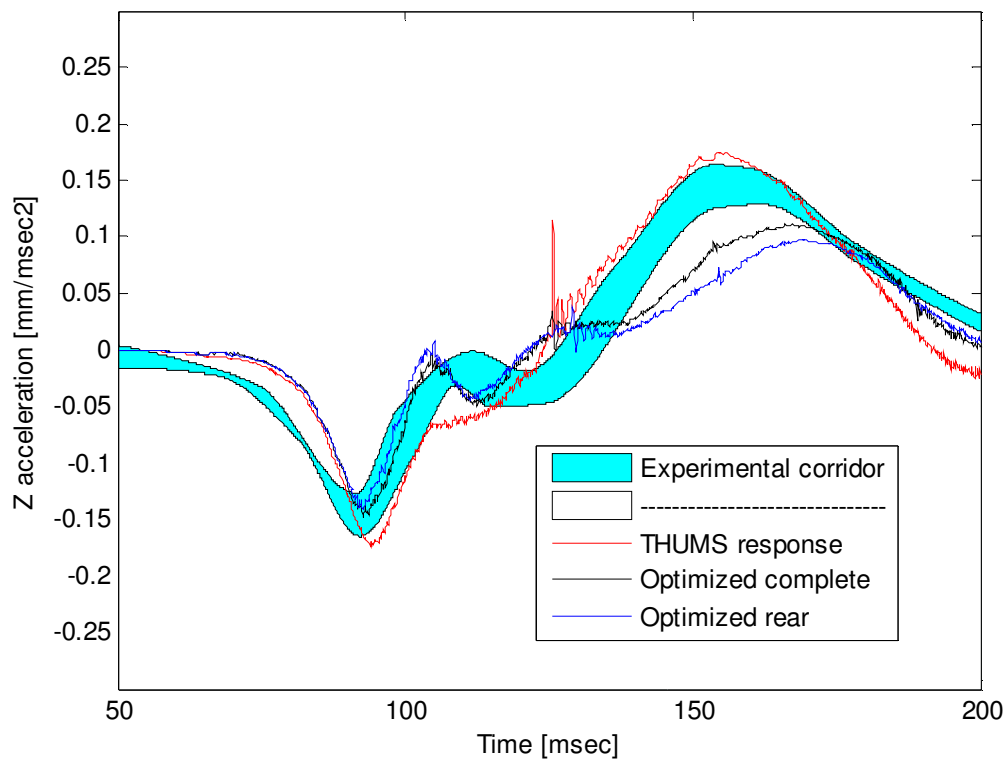


Gráfico 65 - Resposta otimizada para a aceleração em z NBDL

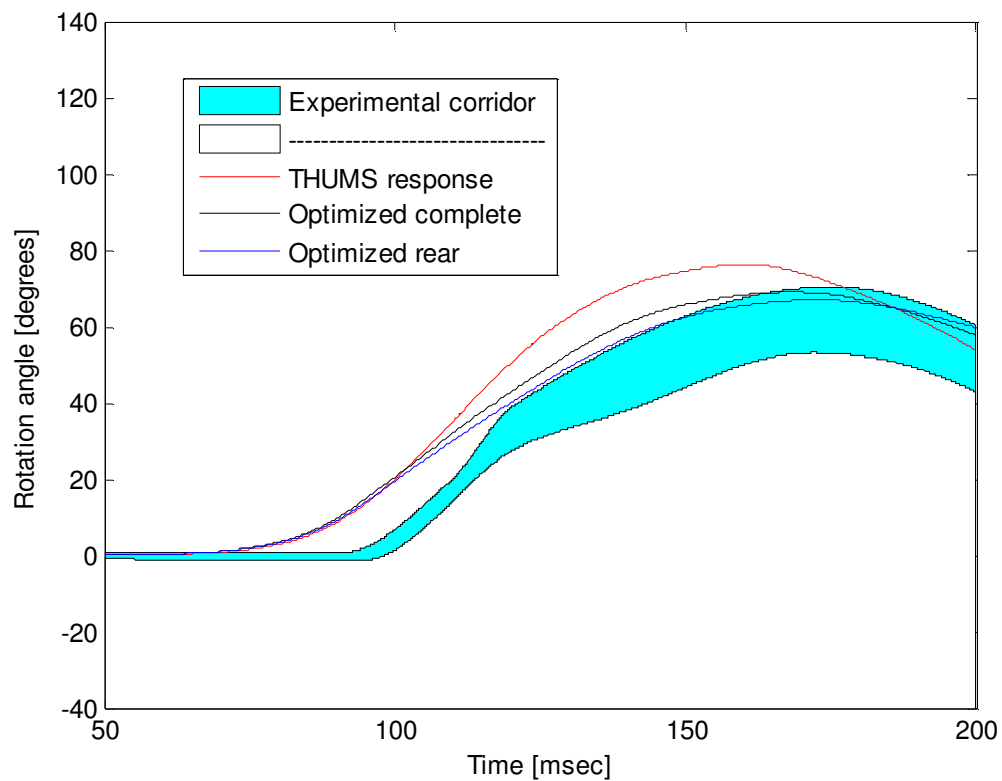


Gráfico 66 - Resposta otimizada para a rotação da cabeça em NBDL

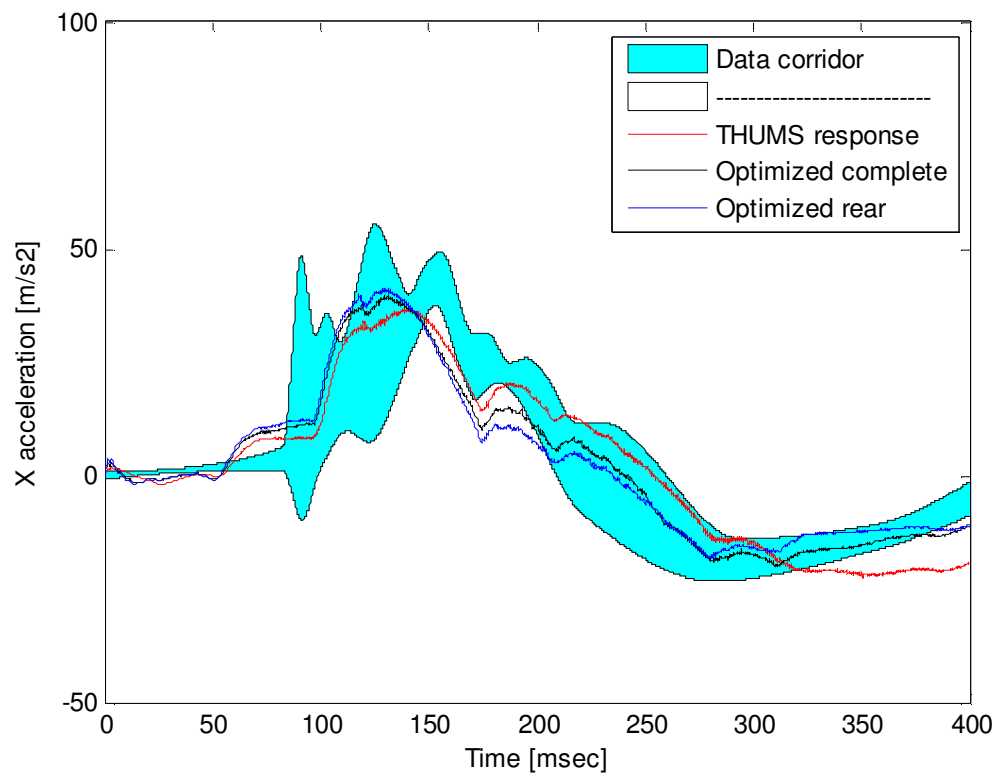


Gráfico 67 - Resposta otimizada para a aceleração em x da colisão posterior

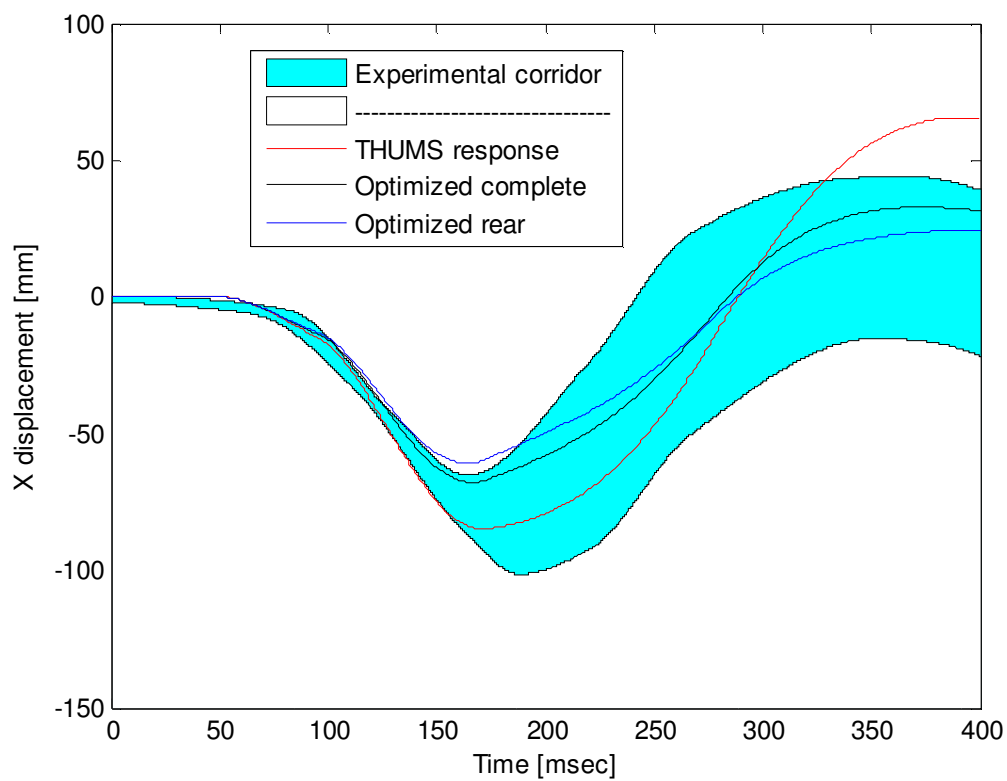


Gráfico 68 - Resposta otimizada para o deslocamento em x da colisão posterior

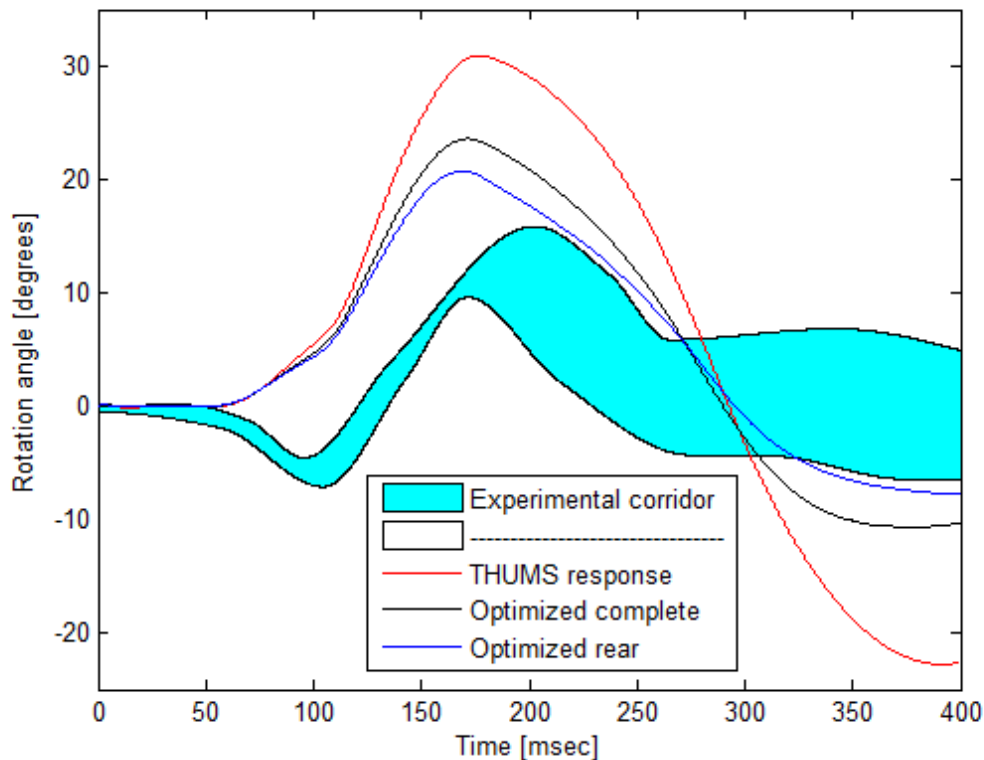


Gráfico 69 - Resposta otimizada para a rotação da cabeça em colisão posterior

O efeito das mudanças de amortecimento é evidente nos últimos gráficos. Todos eles possuem o mesmo tipo de comportamento no tempo, mas a magnitude dos picos sempre sofre o efeito do amortecimento introduzido nos modelos otimizados, sendo sempre mais baixos que os picos do modelo original.

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 tabela 38.

Tabela 38 – Melhoramentos dos modelos modificados

Modelo	x1 (kg/s)	x2 (kg/s)	Davidsson (1998b)			NBDL		
			R ₁	R ₂	R ₃	R ₄	R ₅	R ₆
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 as 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 as 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 entrega um bom compromisso entre resultados de simulação de colisão frontal e traseira, sem atingir um grande resultado na colisão traseira, mas também sem comprometer os resultados para colisões frontais.

9. Conclusão

Baseando-se nos resultados mostrados nos capítulos anteriores, é possível apontar algumas notáveis conclusões sobre o modelo THUMS.

Antes de realizar qualquer simulação, tornou-se claro que existiam diferenças relevantes entre as propriedades dos materiais usadas no modelo THUMS e aquelas utilizadas em outros modelos matemáticos encontrados na literatura. É evidente que existe uma grande dificuldade em definir e medir propriedades de materiais orgânicos, como mostrado pela grande variedade de valores reportados em estudos experimentais. Essa incerteza com relação aos valores das propriedades se manifesta também em modelos matemáticos, onde propriedades variavam em proporções assombrosas em alguns casos. Não obstante, as propriedades dos materiais do modelo THUMS, em sua maioria, estavam fora dos padrões usuais, representando uma coluna cervical com uma rigidez mais baixa que o normal.

Entretanto, os resultados das simulações estáticas sugeriram o contrário. Destes testes, duas deduções podem ser feitas. Antes de tudo, julgando do ponto de vista das simulações de flexão/extensão, dobramento lateral e rotação axial (gráficos 7 até 19), parece que o modelo THUMS apresenta, na realidade, uma rigidez maior que aquela experimental, como pode ser constatado observando que as respostas do modelo sempre estão abaixo das faixas experimentais (em valor absoluto). Em segundo lugar, é claro que o modelo apresenta uma resposta linear, contradizendo as respostas não lineares experimentais. Isso é facilmente explicado pelo fato de que todos os materiais que formam a coluna cervical são definidos no modelo THUMS como lineares elásticos.

Apesar dos estranhos valores adotados para as propriedades mecânicas originais do modelo, parece que o THUMS foi bem calibrado para testes de colisão frontais, como mostra a comparação com NBDL (gráficos 22 até 26). As comparações com acidentes traseiros, entretanto, apresentam resultados muito menos expressivos. As rotações vertebrais absolutas e relativas da comparação com Luan seguem os padrões das médias experimentais apenas em alguns casos e a falta de faixas experimentais não permite que sejam feitas conclusões fundamentadas (gráficos 30 a 40). Na comparação com JARI, parece existir uma vaga semelhança nos resultados referentes a aceleração em z, e a aceleração em x parece compartilhar os valores de pico (gráficos 41 e 42). Torna-se claro através da comparação com os resultados de Panjabi (gráficos 45 a 54) que o modelo foi originalmente calibrado considerando todo o corpo (incluindo músculos, amortecedores e pele), e não cada parte em separado. Removendo a pele, os músculos, amortecedores e todo o resto da estrutura esquelética superior, o modelo da coluna cervical não é capaz, em hipótese alguma, de reproduzir as respostas experimentais.

As simulações de impacto posterior que proporcionaram os resultados mais condizentes às faixas experimentais foram aquelas comparadas a Davidsson. O deslocamento em x do centro de massa da cabeça (gráficos 27 e 28) seguiram os corredores muito bem, apesar dos resultados da rotação da cabeça (gráfico 29) serem menos satisfatórios. Estes resultados foram utilizados como ponto de partida para a calibração do modelo THUMS. Na metodologia I, foi descoberto que as propriedades mecânicas das vértebras praticamente não têm influência nos resultados, ao passo que

-Conclusão-

mudanças nos ligamentos e discos intervertebrais apresentam um pequeno efeito nas simulações. A metodologia II mostrou que o coeficiente de amortecimento dos grupos musculares tem um papel muito mais importante no comportamento do modelo. Através de regressões lineares foram encontradas configurações otimizadas para os coeficientes de amortecimento anteriores e posteriores. Os valores finais destes coeficientes foram calculados para dois casos específicos: impacto traseiro e a soma de impactos traseiro e frontal. Esses valores otimizados resultaram nos melhoramentos mostrados na tabela 38.

10. Bibliografia

Basset David R. Jr. Scientific Contributions of A.V. Hill: Exercise Physiology Pioneer [Journal] // Journal of Applied Physiology. - 2002. - 93. - pp. 1567-1582.

Bostrom O. [et al.] A new neck injury criterion candidate - based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. [Conference] // International Conference on the Biomechanics of Impact (IRCOBI). - Dublin, Ireland : [s.n.], 1996. - pp. 123 - 136.

Breck L. W. and Van Norman R. W. Medicolegal aspects of cervical spine sprains [Journal] // Clin Orthop. - 1971. - Vol. 74. - pp. 124-128.

Chazal J. A. [et al.] Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction [Journal] // Journal of Biomechanics. - 1985. - 3 : Vol. 18. - pp. 167-176.

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.

Deans G. T., McGalliard J. N. and Rutherford W. H. Incidence and duration of neck pain among patients injured in car accidents [Journal] // BMJ. - 1986. - Vol. 292. - pp. 94-95.

Edwards W. T. Mechanical properties of cervical spine tissues [Report] : ISR Report / Syracuse University. - Syracuse, NY, USA : [s.n.], 1999.

Ejima S. [et al.] Modification and Validation of Human Neck Model Under Direct Head Loading [Report] / Japan Automobile Research, Toyota Central R&D Labs. - Japan : [s.n.]. - paper number 333.

Esat Volkan and Acar Memis A multi-body model of the whole human spine for whiplash investigations [Report] / Loughborough University. - 07-0437.

Geigl B. C. [et al.] The movement of the head and cervical spine during rear end impact [Conference] // IRCOBI Conference on The Biomechanics of Impacts. - Lyon, France : [s.n.], 1994. - pp. 127-137.

Gentle C. R., Golinski W. Z. and Heitplatz F. Computational studies of 'whiplash' injuries [Report] / Department of Mechanical and Manufacturing Engineering ; Nottingham Trent University, UK. - 2001.

Goel V. K. [et al.] An in-vitro study of the kinematics of the normal injured and stabilized cervical spine [Journal] // Journal of Biomechanics. - 1984. - 363-76 : Vol. 17.

Hawkes C. D. Whiplash injury of the head and neck [Journal] // Arch Surg. - 1957. - Vol. 75. - pp. 828-836.

Heitplatz F. [et al.] An evaluation of existing and proposed injury criteria with carious dummies to determine their ability to predict the levels of soft tissue neck injury seen in real world accidents [Conference] // 18th International Technical Conference of the Enhanced Safety of Vehicles. -

Nagoya, Japan : US Department of Transportation, National Highway Traffic and Safety Administration, 2003. - p. Paper no. 504.

Jager M. K. J. Mathematical head-neck models for acceleration impacts [Book]. - Eindhoven, The Netherlands : Ph.D. thesis, 1996.

Janitzek Timmo Reining in Whiplash - Better Protection for Europe's Car Occupants [Report] / ETSC (European Transport Safety Council). - 2007. - pp. 4-9.

Kleinberger M. [et al.] Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems [Report]. - Washington DC : NHTSA Docket 98-4405-9, US Dept. of Transportation, 1998.

Kobayashi S. and Kitigawa Y. Development of a finite element model of the Human neck for whiplash simulation [Report] / Nissan Motor Company. - Tokyo, Japan : [s.n.]. - paper no. 208.

Kumaresan S., Yoganandan N. and Pintar F. A. Methodology to quantify the uncovertebral joint in the human cervical spine [Journal] // Journal of Musculoskeletal Research. - 1997. - Vol. 1. - pp. 1-9.

Lee I.-H. [et al.] Development of finite element human neck model for vehicle safety simulation [Report] / School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National University. Department of Mechanical Engineering, Hongik University. - Seoul, Korea : [s.n.], 2003.

Linder A. [et al.] Neck modelling for rear-end impact simulations - a comparison between a multi body system (MBS) and a finite element (FE) model [Conference] // IRCOBI. - Montpellier : [s.n.], 2000. - pp. 491-494.

Livermore Software Technology Corporation LS-Dyna Keyword User's Manual [Book]. - 2007. - version 971 : Vol. 1 and 2.

Lopik D. W. and Acar M. Development of a multi-body computational model of the human head and neck [Report] / School of Mechanical and Manufacturing Engineering ; Loughborough University. - Loughborough, UK : [s.n.], 2007.

Luan Feng [et al.] Qualitative analysis of neck kinematics during low-speed rear-end impact [Journal] // Clinical Biomechanics. - Detroit : [s.n.], May 31, 2000. - Vol. 15. - pp. 649-657.

Moroney S. P. [et al.] Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments [Journal] // Journal of Biomechanics. - 1998. - 9 : Vol. 21. - pp. 769-779.

Muser M. [Online]. - 1998. - February 2009. - <http://www.biomed.ee.ethz.ch/1998>.

Nygren A. Injuries to Car Occupants - Some Aspects of the Interior Safety of Cars - A study of a Five-Years Material from an Insurance Company. [Journal] // Oto - Laryngologica. - 1984. - Vol. 395. - pp. 1-164.

Panjabi M. M. [et al.] Articular facets of the human spine: quantitative three dimensional anatomy [Journal] // Spine. - 1993. - 1298-310 : Vol. 10.

Panjabi M. M., Wang J. L. and Delson N. Neck injury criterion based on intervertebral motions and its evaluation using an instrumented neck dummy [Journal] // International Research Council on the Biomechanics of Impacts. - Spain : International Research Council on the Biomechanics of Impacts, 1999. - pp. 179 - 190.

Robbin D. H. Anthropometry of motor vehicle occupants [Report]. - USA : UMTRI report, 1983.

- Schmitt K. U., Muser M. H. and Niederer P.** A neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moment [Conference] // 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. - Amsterdam, The Netherlands : US Dept. of Transportation, National Highway and Safety Administration, 2001. - p. Paper no. 124.
- Shea M. [et al.]** Variation of stiffness and strength along the human cervical spine [Journal] // Journal of Biomechanics. - 1991. - 24(2):92-107.
- Shirazi-Adl S. A., Shrivastava S. C. and Ahmed A. M.** Stress analysis of the lumbar disc - body unit compression. A three-dimensional nonlinear finite element study [Journal] // Spine. - 1984. - 120-34 : Vol. 9(2).
- Spitzer W. O. [et al.]** Scientific Monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: Redefining "Whiplash" and its Management [Journal] // Spine. - April 15, 1995. - pp. 1-73.
- Tencer A. F., Mirza S. and Huber P.** A comparison of injury criteria used in evaluating seats for whiplash protection [Conference] // 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. - Tokyo, Japan : [s.n.], 2003.
- Teo E. C. and Ng H. W.** Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method [Report] / School of Mechanical and Production Engineering ; Nanyang Technological University. - Singapore : [s.n.], 2001.
- 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.
- Viano D. C. and Davidsson J.** Neck displacements of volunteers, BioRID P3, and Hybrid III in rear impacts: Implications to Whiplash Assessment by a neck displacement criterion (NDC) [Book Section] // Traffic Injury Prevention Vol. 3, Number 2. - 2002.
- Whiplashkommissionen (Swedish Whiplash Commission)** Diagnosis and early management of Whiplash injuries [Report]. - Stockholm, Sweden : [s.n.], 2006.
- White A. A. III and Panjabi M. M.** Clinical biomechanics of the spine [Article]. - Toronto : J.B. Lippincott Company, 1990. - 2.
- 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. [et al.]** Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit [Journal] // Medical Engineering and Physics. - 1996. - 569-74 : Vol. 18(7).
- Yoganandan N. [et al.]** Level-dependent coronal and axial moment-rotation corridors of degeneration-free cervical spines in lateral flexion [Journal] // Journal of Bone Joint Surgery. - 2007. - 89:1066-1074.
- Yoganandan N. [et al.]** Normative segment-specific axial and coronal angulation corridors of subaxial cervical column in axial rotation [Journal] // Spine.

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.

Yoganandan N., Kumaresan S. and Pintar F. A. Geometrical and mechanical properties of human cervical spine ligaments [Journal] // Journal of Biomechanical Engineering. - 2000.

Zajac F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control [Journal] // Critical Reviews in Biomedical Engineering. - 1989. - 17. - pp. 359-411.

Zhang Q. [et al.] Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [Journal] // Journal of Biomechanics. - 2006. - 39. - pp. 189-193.