



**SIMULAÇÃO E ANÁLISE DE LESÕES NA
CABEÇA E PESCOÇO DO CONDUTOR EM UMA
COLISÃO FRONTAL AO DIRIGIR COM APENAS
UMA DAS MÃOS**

KAREN VIVIANA PÉREZ LUJÁN

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM SISTEMAS MECATRÔNICOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

SIMULAÇÃO E ANÁLISE DE LESÕES NA CABEÇA E PESCOÇO
DO CONDUTOR EM UMA COLISÃO FRONTAL AO DIRIGIR
COM APENAS UMA DAS MÃOS

KAREN VIVIANA PÉREZ LUJÁN

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO SUBMETIDA AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA FACULDADE DE
TECNOLOGIA DA UNI-VERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
SISTEMAS MECATRÔNICOS.

APROVADA POR:

Prof. Cosme Roberto Moreira da Silva-UnB
(Orientador)

Prof. Rita de Cássia Silva-UnB (Co-Orientadora)

Prof. Alessandro Borges de Sousa Oliveira-UnB-Gama
Membro Externo

Prof. Edson Paulo da Silva-UnB
Membro Interno

BRASÍLIA, 27 DE Novembro DE 2017.

FICHA CATALOGRÁFICA

PEREZ LUJAN, KAREN VIVIANA

Simulação e análise de lesões na cabeça e pescoço do condutor em uma colisão frontal ao dirigir com apenas uma das mãos [Distrito Federal] 2017.

xv, 112p., 210 x 297 mm (ENM/FT/UnB, Mestre, Sistemas Mecatrônicos).

Tese de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Colisão frontal

2. Simulação MADYMO

3. Automotiva

4. Critérios de lesão

I. ENM/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

LUJÁN, K. V. P. (2017). Simulação e análise de lesões na cabeça e pescoço do condutor em uma colisão frontal ao dirigir com apenas uma das mãos. Dissertação de Mestrado em Sistemas Mecatrônicos, Publicação PPMEC.TD-XX/YY, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 112p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Karen Viviana Pérez Luján.

TÍTULO: Simulação e análise de lesões na cabeça e pescoço do condutor em uma colisão frontal ao dirigir com apenas uma das mãos.

GRAU: Mestre

ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Karen Viviana Pérez Luján
Departamento de Eng. Mecânica (ENM) - FT
Universidade de Brasília (UnB)
Campus Darcy Ribeiro
CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

Não fui eu que lhe ordenei? seja forte e corajoso! Não se apavore, nem desanime, pois o senhor, o seu Deus, estará com você por onde você anda.

Josué 1:9

AGRADECIMIENTOS

Agradeço a Deus, porque é a luz, fortaleza, proteção, paz, sabedoria e amor mais grande da minha vida.

A minha mãe Ana por ser minha melhor amiga e meu exemplo de mulher virtuosa, a meu pai Hugo por seu apoio e confiança. Sou grata e abençoada por ter vocês comigo, por receber seu amor, sabedoria e fortaleza, os amo com todo meu coração.

A meus irmãos Victor, Juan Pablo e Andrés por ser meus melhores amigos, meus exemplos de determinação, valentia e fortaleza ante as dificuldades. Sou imensamente abençoada por nossos laços de amizade, fortaleza e amor tão poderosos que nos unem.

A meu noivo Diego por todo seu apoio, por me fazer rir, sonhar, compartilhar e crescer em cada desafio que enfrentamos juntos. Sou abençoada de ter você comigo meu lindo amor.

A meus tios Janeth e Arlex por seu apoio e colaboração, a meu irmão Sebastian por toda sua ajuda incondicional, a toda minha família e amigos por sua confiança e compreensão.

A meu orientador o professor Cosme Moreira pela paciência e orientação.

A Universidade de Brasília pela oportunidade do Mestrado.

RESUMO

SIMULAÇÃO E ANÁLISE DE LESÕES NA CABEÇA E PESCOÇO DO CONDUTOR EM UMA COLISÃO FRONTAL AO DIRIGIR COM APENAS UMA DAS MÃOS

Autor: Karen Viviana Pérez Luján

Orientador: Prof. Cosme Roberto Moreira da Silva UnB

Programa de Pós-graduação em Sistemas Mecatrônicos

Brasília, de 27 de novembro

Este trabalho apresenta um estudo e simulação de testes de colisão para avaliar a resposta do condutor em colisão frontal em cinco condições distintas em termos de posição das mãos quando se está dirigindo, focado na resposta da cabeça e do pescoço. A colisão frontal é o tipo de acidente mais comum, e de maior importância com respeito a mortes e lesões provocados nos ocupantes. Os fatores de riscos mais importantes estão associados, de acordo com todas as investigações, ao fator humano, em segundo lugar as condições da estrada seguido do estado do veículo. Considerando estas afirmações a conduta do condutor é o maior potencial de perigo nas estradas, ainda mais quando está distraído respondendo mensagens no celular, comendo, bebendo o fumando ou até procurando objetos no compartimento do veículo, deixando o controle do veículo para apenas uma de suas mãos. Assim, as simulações computacionais tem aumentado a sua importância com o objetivo de reduzir a incidência de lesões graves e mortes. Na primeira parte do trabalho apresentado, se fez um estudo a profundidade da base de dados de testes de colisão da NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*). Neste estudo se pesquisou resultados de testes de colisão frontal de 45 veículos a uma velocidade de colisão de 56 km/h, com o objetivo de compreender as tendências gerais observadas para este tipo de teste respeito as respostas do condutor ao impacto. Foi criado um conjunto de curvas das respostas dos testes de aceleração da cabeça, força em X, força em Z e torque em Y para o pescoço, juntamente com o valor da média e determinando um desvio padrão de 1 acima e abaixo da média. Os resultados dão uma ideia da dispersão e comportamento presente nas respostas da aceleração e forças em uma colisão frontal. Após da pesquisa da base de dados da NHTSA, foram desenvolvidos dois modelos do teste de impacto frontal da NHTSA no *software* MADYMO. Estes modelos sedan comparáveis em suas massas, mais diferem em sua parte interior na posição inicial do condutor, incluem um modelo Venza (modelo 1) e um modelo Accord (modelo 2), com os modelos de condutor representado

por um *dummy Hybrid III 50 th*. A validação destes modelos foi verificada primeiramente comparando os resultados simulados da aceleração resultante da cabeça, força em X, força em Z e torque em Y com os intervalos desenvolvidos dos testes de colisão frontal. Como segunda validação os modelos foram submetidos a uma série de simulações para ter certeza que as funções do veículo funcionam como seus equivalentes, testes reais de colisão frontal da NHTSA. Para os dois modelos são analisados os critérios de lesão para a cabeça e para o pescoço, além de apresentar um estudo cinemático do impacto para os quatro casos de condução com uma das mãos para o modelo 1. Com o objetivo de estabelecer um nível crítico de dano, foram comparados os valores obtidos com dados fornecidos por estudos de golpes na cabeça por parte de boxeadores profissionais. Deduziu-se desta comparação que as lesões sofridas na colisão frontal do veículo num condutor que dirige somente com uma das mãos supera amplamente os níveis de lesões alcançados no estudo de impacto por boxeadores em todas suas variáveis. Os resultados demonstraram também que o critério de dano HIC, de forma isolada, não fornece informação relevante sobre o dano real que pode-se apresentar durante uma colisão. Em geral, os dois modelos escolhidos tem comportamentos similares no que se refere à gravidade dos critérios de lesão estudados. Desta forma, independentemente do modelo do veículo, que conta com os sistemas de segurança, é a posição das mãos do condutor no momento de dirigir o que representa o maior fator de risco de morte numa colisão frontal.

ABSTRACT

SIMULATION AND ANALYSIS OF INJURIES TO THE HEAD AND NECK OF THE DRIVER IN A FRONTAL COLLISION WHEN DRIVING WITH ONLY ONE HAND

Author: Karen Viviana Pérez Luján

Supervisor: Prof. Cosme Roberto Moreira da Silva UnB

Programa de Pós-graduação em Sistemas Mecatrônicos

This work presents a study and simulation of collision tests to evaluate the driver's response in frontal collision in five different conditions in terms of the position of the hands when driving, focused on the response of the head and neck. The frontal collision is the most common type of accident, and of major importance with respect to deaths and injuries caused to the occupants. The most important risk factors are associated, according to all investigations, with the human factor, secondly the conditions of the road followed by the condition of the vehicle. Considering these statements the driver's behavior is the greatest potential danger on the road, especially when he is distracted by answering messages on his cell phone, eating, drinking, smoking or even looking for objects in the vehicle compartment, leaving control of the vehicle to only one of his hands. Thus, computational simulations have increased their importance in order to reduce the incidence of serious injuries and deaths. The first part of the work presented, a study was made of the depth of the NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) crash test database.

This study investigated the results of frontal collision tests of 45 vehicles at a collision speed of 56 km/h, in order to understand the general trends observed for this type of test regarding driver responses to impact. A set of response curves for the head acceleration, X force, Z force, and Y neck torts were created along with the mean value and determining a standard deviation of ± 1 above and below average.

The results give an idea of the dispersion and behavior present in the responses of the acceleration and forces in a frontal collision. After researching the NHTSA database, two models of the NHTSA frontal impact test were developed in MADYMO software. These comparable Sedan models in their masses, most differ in their inner part in the initial

position of the driver, these include a Venza model and an Accord model, with the driver models represented by a dummy hybrid III 50th.

The validation of these models was first verified by comparing the simulated results of the resulting head acceleration, X force, Z force and Y torque with the developed intervals of the frontal collision tests. As a second validation, the models were subjected to a series of simulations to make sure that the vehicle functions as their equivalent, NHTSA's actual frontal collision tests. For both models, the head and neck injury criteria were analyzed, as well as a kinematic impact study for the four cases of one-handed driving for model 1.

In order to establish a critical level of harm, we compared the values obtained with data provided by studies of blows to the head by professional boxers. It was deduced from this comparison that the injuries suffered in the frontal collision of the vehicle in a driver who drives with only one hand greatly surpasses the levels of injuries reached in the impact study by boxers in all their variables. The results also showed that the HIC damage criterion, in isolation, does not provide relevant information about the actual damage that can occur during a collision. In general, the two models chosen have similar behaviors regarding the severity of the lesion criteria studied. Thus, regardless of the vehicle model, which relies on safety systems, it is the position of the driver's hands at the time of driving which represents the greatest risk factor for death in a frontal collision.

SUMÁRIO

CESSÃO DE DIREITOS	ii
RESUMO	II
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS	7
2. SEGURANÇA VEICULAR	8
2.1 SEGURANÇA ATIVA	8
2.2 SEGURANÇA PASSIVA	9
2.2.1 Cinto de Segurança	9
2.2.2 Airbag	10
2.2.3 Habitáculo de Segurança	11
2.3 TESTES DE COLISÃO	12
2.3.1 Realização dos testes	12
2.3.2 Tipos de testes de colisão	13
2.4 DETALHAMENTO DO TESTE DE COLISÃO FRONTAL.....	15
2.4.1 Normas, Legislações e programas de avaliações de segurança veicular	15
2.4.2 Impacto frontal FMVSS 208 – Procedimento do teste	20
2.5 – DUMMIES PARA TESTE DE COLISÃO E PARÂMETROS BIOMECÂNICOS.....	21
2.5.1 Dummy para teste de colisão frontal	22
2.6 – CRITÉRIOS DE DANO	24
2.5.1 – Mecanismo de lesão na cabeça	25
2.6.2 – Critério de lesão na cabeça	26
2.5.3 – Correlação de fratura no crânio.....	28
2.6.4 – Mecanismos de lesão no pescoço	29
2.6.5 – Critérios de lesão no pescoço	31
2.6 MODELOS COMPUTACIONAIS DE COLISÃO FRONTAL	34
2.7.1 – Formulação Teórica.....	34

2.7.2 – Modelo de Elipsoide	40
3. METODOLOGIA	42
3.1 INFORMAÇÕES OBTIDAS NA BASE DE DADOS DA NHTSA PARA USO NA VALIDAÇÃO.....	42
3.1.1 Instrumentação dos testes.....	43
3.2 INFORMAÇÃO E PARÂMETROS DO MODELO.....	48
3.3 SIMULAÇÃO MADYMO.....	49
3.4 VALIDAÇÃO DA SIMULAÇÃO	55
3.4.1 Resultados obtidos para o modelo 1 na primeira validação:.....	55
3.4.2 Resultados obtidos para o modelo 2 na primeira validação:.....	57
3.4.3 Resultados obtidos para o modelo 1 na segunda validação:.....	58
3.4.4 Resultados obtidos para o modelo 2 na segunda validação:.....	61
4. RESULTADOS E ANÁLISIS	63
4.1 MODELO 1.....	66
4.1.1 <i>Dummy</i> caso A - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próximo a buzina no centro do volante.....	66
4.1.2 <i>Dummy</i> caso B - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita está em repouso fora do volante.	73
4.1.3 <i>Dummy</i> caso C - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita entre 9 e 10 horas e a mão esquerda está em repouso fora do volante.....	81
4.1.4 <i>Dummy</i> caso D - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita próxima ao rosto.	87
4.2 MODELO 2.....	95
4.3 ANALISE DINÂMICA DO IMPACTO	99
4.3.1 Velocidade e força de Impacto	100
5. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES	104
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	107

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-1: Estatísticas nacionais: mortos em acidentes de trânsito (DATASUS) e indenização pagas no período (DPVAT).....	1
Figura 1-2: Estatísticas nacionais: feridos graves em acidente de trânsito.	2
Figura 1-3: Incidência de Colisão frontal veicular dentre os acidentes.	3
Figura 1-4: Percentual de fatalidade e ferimentos considerando veículos que sofrem ou não uma colisão frontal.	3
Figura 1-5: Causas associadas aos acidentes em geral e acidentes com morte nas rodovias federais do Brasil. Tomada de [6].	4
Figura 2-1: Sistemas de proteção dos ocupantes com pré-tensores dos cintos de segurança.	9
Figura 2-2: Veículo equipado com múltiplos airbags.....	10
Figura 2-3: Habitáculo de segurança ante uma colisão frontal.	11
Figura 2-4: Teste de colisão frontal contra uma barreira deformável.	13
Figura 2-5: Teste de colisão lateral, efetuado por um trenó, para medir a proteção passiva lateral do veículo.....	14
Figura 2-6: Teste de colisão traseiro, efetuado por um trenó.	15
Figura 2-7: Regulamentações de colisão na Europa e nos Estados Unidos.	16
Figura 2-8: NCAP Teste na Europa e América.	18
Figura 2-9: NCAP Teste na Ásia e Austrália.....	19
Figura 2-10: Teste de impacto frontal conforme FMVSS 208.	20
Figura 2-11: Comparação de resposta do modelo do pescoço humano e a resposta do voluntário.....	21
Figura 2-12: Dummies usados em crash tests.....	22
Figura 2-13: Dummy hybrid III 50% para colisão frontal e seus pesos.....	23
Figura 2-14: a) Ossos que compõem o Neurocrânio. b) Ossos do esqueleto da face. ..	26
Figura 2-15: Descrição anatômica dos movimentos da coluna cervical.....	30
Figura 2-16: Descrição de engenharia para as cargas no pescoço.	31
Figura 2-17: Critério proposto para a Nij para um dummy Hybrid III 50% masculino.	33
Figura 2-18: Sistema de coordenadas de espaço de referência.	35
Figura 2-19: Exemplos de sistemas simples e corpos múltiplos.	36

Figura 2-20: Exemplos de sistemas de corpo múltiplo em cadeia aberta, à esquerda, e fechada à direita.	36
Figura 2-21: Relação entre sistema de coordenadas local e sistema de referência espacial.	37
Figura 2-22: Junta de revolução.	38
Figura 2-23: Junta de translação.	38
Figura 2-24: Junta esférica.	39
Figura 2-25: Junta universal.	39
Figura 2-26: Junta fixa.	39
Figura 2-27: a) Geometria da cabeça do Hybrid III 50th percentil formado por elipsoides. b) Modelo do pescoço.	40
Figura 2-28: (a) Modelo de caixa torácica, (b) Modelo revestimento, (c) Modelo de interação da caixa torácica do Hybrid III 50th percentil, formado por elipsoides.	41
Figura 3-1 Exemplo: valor máximo resultante da aceleração na cabeça, antes dos 100 ms, gráfico obtido em um dos relatórios da NHTSA para um modelo Sedan.	43
Figura 3-2: Base de dados da NHTSA para colisão frontal, modelos Sedan.	44
Figura 3-3 Exemplo de dados de teste de impacto da base NHTSA, com 19 resultados selecionados entre os 102 conjuntos de respostas dos acelerômetros, células de carga e transdutores de deslocamento.	44
Figura 3-4: Detalhes de cada teste e formatos da informação fornecida pela NHTSA.	45
Figura 3-5: (a) Respostas das acelerações resultantes na cabeça para 45 testes de colisão frontal. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.	46
Figura 3-6: (a) Respostas das forças em X para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.	46
Figura 3-7: (a) Respostas das forças em Z para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.	47
Figura 3-8 Figura 3.8: (a) Respostas das torque em Y para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.	47
Figura 3-9: Modelo do dummy Hybrid III 50th percentil, formado por elipsoides.	48
Figura 3-10: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 1.	49
Figura 3-11: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 1.	50
Figura 3-12: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 2.	51

Figura 3-13: (a) Pulso de aceleração para o modelo 1. (b) Pulso de aceleração para o modelo 2.....	52
Figura 3-14: Translações e rotações para juntas de posicionamento para o modelo do dummy.	53
Figura 3-15: Aplicação do modelo do cinto de segurança	54
Figura 3-16: Comparação dos resultados obtidos na simulação com MADYMO e as repostas do teste real da NHTSA para o modelo 1.....	56
Figura 3-17: Comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e a faixa de testes experimentais da NHTSA para o modelo 2.....	57
Figura 3-18: Comparação dos resultados obtidos na simulação com MADYMO e as repostas do teste real da NHTSA para o modelo 1.....	59
Figura 3-19: Comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e as repostas do teste da NHTSA para o modelo 2.	61
Figura 4-1: Modelo do dummy com sistema de retenção de três pontos.	64
Figura 4-2: a) Posicionamento ideal das mãos ao volante (entre 2 e 3 para a mão direita e entre 9 e 10 para a mão esquerda). b) Posicionamento das mãos do dummy no software MADYMO, de acordo com o intervalo estabelecido.	64
Figura 4-3: Caso A: Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próximo a buzina no centro do volante.	66
Figura 4-4: Sequencia da colisão frontal, para o caso A do modelo 1.	67
Figura 4-5: Caso A: Momento do impacto frontal e a resposta da aceleração resultante da cabeça.	69
Figura 4-6: Caso A: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC15.....	69
Figura 4-7 Caso A: Correlação entre o HIC15 (1.512 neste caso A) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.	70
Figura 4-8: Caso A: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso A, SFC calculado = 265 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio acima de 93.2%.....	70
Figura 4-9: Caso A: Critério Nij Vs Tempo de duração.	72
Figura 4-10: Caso A: Carga axial x momento no côndilo occipital (Nm). Critério Nij dentro do limite de tolerância.	72
Figura 4-11: Caso A: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS +2 e AIS +3 da escala abreviada de lesões em função do critério Nij. Para Nij= 0.60 deste caso	

A, as probabilidades de lesões com estas severidades são de 20% e 10% respectivamente.	73
Figura 4-12: Caso B: Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita está em repouso fora do volante.....	74
Figura 4-13: Sequencia da colisão frontal, para o caso B do modelo 1.....	75
Figura 4-14: Caso B: Sequencia da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça.....	76
Figura 4-15: Caso B: aceleração da cabeça x tempo. Grafico usado para cálculo do HIC15.....	77
Figura 4-16: Caso B: Correlação entre o HIC15 (1.609 neste caso B) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.	77
Figura 4-17: Caso B: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso B, SFC calculado = 246 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 89.1%.	78
Figura 4-18: Caso B: Critério Nij Vs Tempo de duração.	79
Figura 4-19: Caso B: Carga axial x momento no condilo occipital (Nm). Critério Nij fora do limite de tolerância.....	80
Figura 4-20: Caso B: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS +2 e AIS +3 da escala abreviada de lesões em função do critério Nij. Para Nij= 1.50 deste caso B.	80
Figura 4-21: Caso C: O condutor dirige com a mão direita entre 9 e 10 horas, a mão esquerda está em repouso.....	81
Figura 4-22: Sequência da colisão frontal, para o caso C do modelo 1.	82
Figura 4-23: Sequência da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça, para o caso C.....	83
Figura 4-24: Caso C: aceleração da cabeça x tempo. Grafico usado para calculo do HIC15.....	84
Figura 4-25: Caso C: Correlação entre o critério de lesão na cabeça HIC15 e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.	84
Figura 4-26: Caso C: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso C, SFC calculado =289 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 96.4 %	85
Figura 4-27: Caso C: Critério Nij Vs Tempo de duração.	86

Figura 4-28: Caso C: Carga axial x momento no cndilo occipital (Nm). Critério Nij fora do limite de tolerância.....	86
Figura 4-29: Caso C: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesões em função do critério Nij. Para o caso C onde Nij= 1.70.....	87
Figura 4-30: Caso D: O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e mantem a mão direita próximo ao rosto.....	88
Figura 4-31: Sequencia da colisão frontal, para o caso D do modelo 1.	89
Figura 4-32: Sequência da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça, para o caso D.....	90
Figura 4-33: Caso D: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC15.....	91
Figura 4-34: Caso D: Correlação entre o critério de lesão na cabeça HIC15 (1.715 neste caso D) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.....	91
Figura 4-35: Caso D: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso D, SFC calculado =267 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 94.2 %	92
Figura 4-36: Caso D: Critério Nij Vs Tempo de duração.	93
Figura 4-37: Carga axial x momento no cndilo occipital (Nm). Caso D: Critério Nij dentro do limite de tolerância.	93
Figura 4-38: Caso D: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesões em função do critério Nij. Para o caso D onde Nij= 0.40.....	94
Figura 4-39: Posições iniciais para os 4 casos propostos no modelo 2 (vista lateral esquerda do condutor).....	96
Figura 4-40: Caso A: Velocidades durante a colisão.	100
Figura 4-41: Caso A: Força do contato.....	102

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Procedimento de teste com dummy 50% masculino.	20
Tabela 3.1 Índice de correlação entre as respostas de simulação e os testes de referência para o modelo 1.	60
Tabela 3.2 Comparação dos critérios experimentais HIC15 e Nij da base de dados da NHTSA, com os critérios calculados a partir dos resultados da simulação para o modelo 1.	60
Tabela 3.3 Índice de correlação entre as respostas de simulação e os testes de referência para o modelo 2.	62
Tabela 3.4 Comparação dos critérios experimentais HIC15 e Nij da base de dados da NHTSA, com os critérios calculados a partir dos resultados da simulação para o modelo 2.	62
Tabela 4.1: Resultados dos critérios e probabilidades de lesão para a cabeça, nos 4 casos em comparação com o caso E do condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 1	94
Tabela 4.2: Resultados do critério Nij e as probabilidades de lesão para o pescoço, nos 4 casos em comparação com o caso E o condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 1	95
Tabela 4.3: Resultados dos critérios e probabilidades de lesão para a cabeça, nos 4 casos em comparação com o caso E o condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 2	97
Tabela 4.4: Valores máximos dos parâmetros para o dummy nos 4 casos para o modelo 2.	98
Tabela 4.5: Resultados do critério Nij e as probabilidades de lesão para o pescoço, nos 4 casos de condução do veículo com uma das mãos, em comparação com o caso E do condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 2.....	99
Tabela 4.6: Valores de massa calculados do dummy e velocidades obtidas da simulação para o caso A.	101
Tabela 4.7: Resultados da dinâmica do Impacto.	103

LISTA DE SÍMBOLOS

$a(t)$	Aceleração resultante na cabeça
a_x	Aceleração no eixo X na cabeça
a_y	Aceleração no eixo Y na cabeça
a_z	Aceleração no eixo Z na cabeça
V	Velocidade na cabeça
T	Intervalo de tempo para HIC
N_{ij}	Neck Injury Criterion
F_z	Força no eixo Z do pescoço
F_{zc}	Força crítica no eixo Z do pescoço
M_y	Momento no eixo Y do pescoço
M_{yc}	Momento crítico no eixo Y do pescoço
VC	Viscous Criterion
Y	Deformação torácica
$\frac{dY}{dt}$	Varição da deformação torácica
Y	Menor intervalo de tempo para a medida de Y
CTI	Combined Thoracic Index
A_{max}	Aceleração máxima no tórax
D_{max}	Deformação máxima no tórax
A_{int}	Aceleração de referência no tórax
D_{int}	Deformação de referência no tórax
v_i	Velocidade de Impacto
m_1	Massa da mão unida ao braço
m_2	Massa da cabeça e o pescoço
v_{ji}	Velocidade inicial da massa j
v_{jf}	Velocidade final da massa j
F_i	Força do Impacto
E_i	Energia do Impacto

SIGLAS

WHO	World Health Organization
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
NCAP	New Car Assessment Program
MADYMO	Mathematical Dynamic Model
ABS	Antiblockier-Bremssystem
ESP	Electronic Stability Program
TCS	Traction Control System
AIS	Abbreviated Injury Scale
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standards
SAE	Instrumentation for Impact Tests
J211	
ATD	Anthropomorphic Test Device
FHWA	Federal Highway Administration
NCAC	National Crash Analysis Center
UNECE	The United Nations Economic Commission for Europe
IIHS	Insurance Institute for Highway Safety
FCC	Critério de Força no Femur
TI	Índice de Tíbia
HIC	Head Injury Criterion
SFC	Skull Fracture Correlate
FE	Finite Elements
NCAC	National Crash Analysis Center
PMHS	Post Mortem Human Subject

1. INTRODUÇÃO

Durante as últimas décadas, tem-se observado um aumento substancial nos estudos de acidentes envolvendo colisões frontais de veículos, e as lesões causadas por estes eventos. Milhares de pessoas morrem a cada dia no mundo por causa de ferimentos sofridos em colisões de trânsito, causando a cada ano a morte de cerca de 1.25 milhões de pessoas como resultado de acidentes de trânsito [1]. Segundo as previsões da *World Health Organization* (WHO) para 2020, as lesões causadas por acidentes automotivos constituirão a quinta causa de morte [2]. Segundo dados publicados pela *Federal Highway Administration* (FHWA) [3] em 2016 cerca de 27.875 pessoas morreram em acidentes de trânsito nos Estados Unidos o que representa um aumento de cerca do 8% em comparação ao ano 2015.

A segurança veicular é um tema extremamente importante na indústria automotiva na atualidade, considerando o aumento significativo da frota de veículos e o crescente número de acidentes. De acordo com dados sobre acidentes veiculares que constam na base de dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde [4] (DATASUS), referente a informações sobre as vítimas de acidentes de trânsito (mortos e feridos) no Brasil, o número de vítimas fatais de acidentes ocorridos em transporte terrestre foi de 37.306 em 2015. A seguradora líder, entidade gestora do seguro obrigatório (DPVAT) [5], fornece estatísticas referentes às indenizações pagas por morte, a partir dos boletins de ocorrências registrados na polícia. O gráfico apresentado na Figura 1.1 mostra a comparação entre os dados provenientes destas fontes.

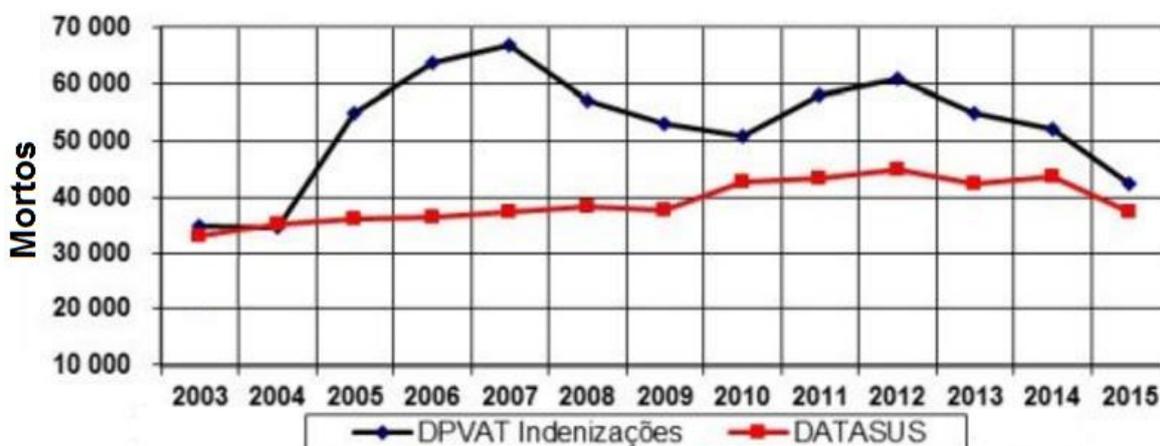


Figura 1-1: Estatísticas nacionais: mortos em acidentes de trânsito (DATASUS) e indenização pagas no período (DPVAT).

No gráfico 1.1, a curva preta representa o número de indenizações pagas cada ano. A forma irregular da curva traduz a evolução dos processos administrativos de indenização, sem correlação com a evolução do número de ocorrências. A curva vermelha representa o número de óbitos registrados pelo Ministério da Saúde anualmente. Os indicadores referentes aos feridos que sofreram lesões graves são apresentados na Figura 1.2. A curva vermelha representa o número de internações hospitalares em decorrência de acidentes de trânsito e a curva preta o número de indenizações por invalidez permanente por ano.

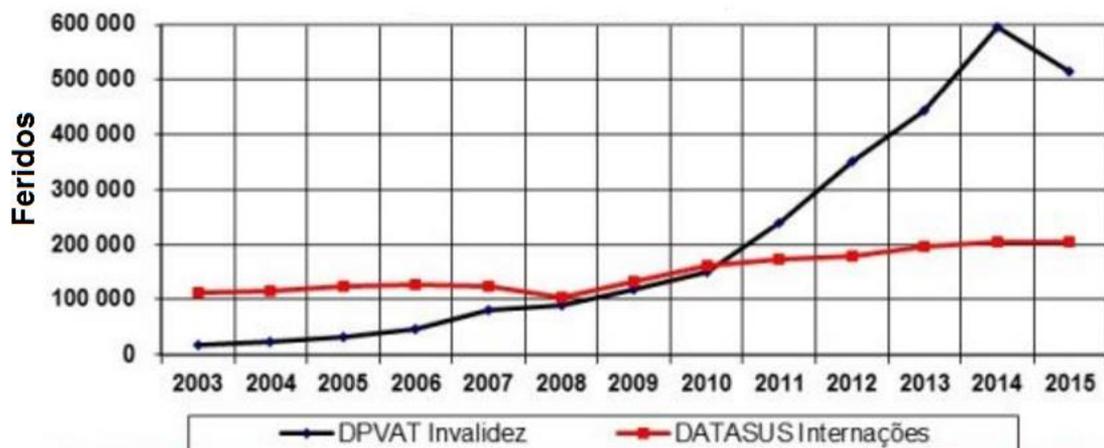


Figura 1-2: Estatísticas nacionais: feridos graves em acidente de trânsito.

Além das inúmeras mortes devido aos acidentes veiculares, outro grande problema é a quantidade de pessoas feridas, que ficam em vários casos com lesões permanentes, resultando em milhões de dólares em gastos governamentais na área de saúde. No Brasil, os acidentes com colisões frontais, objeto do presente trabalho, representa um dos incidentes mais perigosos com a maior taxa de fatalidade entre os diferentes tipos de acidentes veiculares.

Estudos realizados pelo Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (IPEA) [6], para o ano 2015, mostra que de duzentos mil acidentes veiculares, 12% envolveram colisão frontal (Figura 1.3).

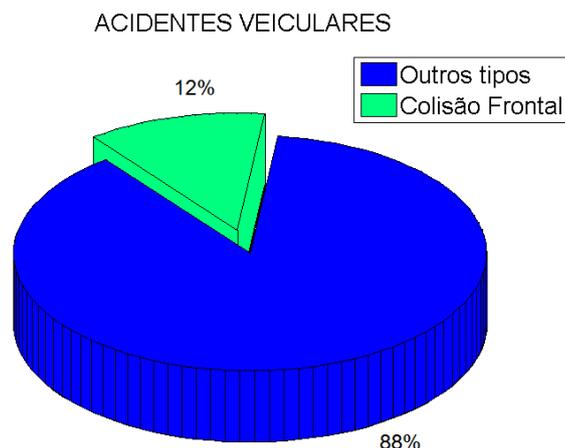


Figura 1-3: Incidência de Colisão frontal veicular dentre os acidentes.

Entretanto, esta colisão frontal foi a causa de aproximadamente 31% do total de mortes em acidentes veiculares (Figura 1.4). Representa, todavia, somente 13% do número de ocupantes que sofreram somente ferimentos.

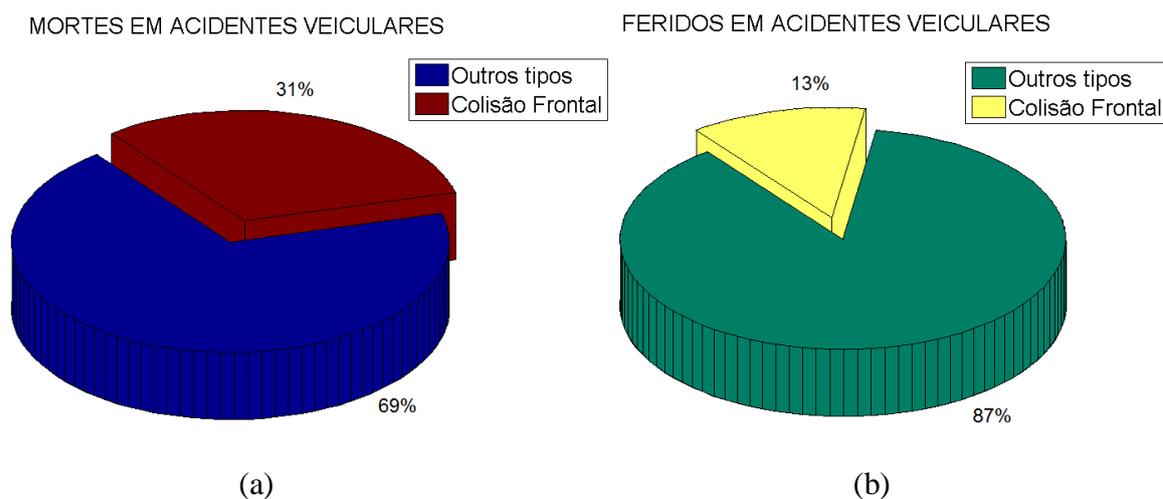


Figura 1-4: Percentual de fatalidade e ferimentos considerando veículos que sofrem ou não uma colisão frontal.

Quando se analisa a principal causa do acidente veicular, os dados de 2015 apresentados em estudos sobre o tema [6], demonstram que a falta de atenção na direção é responsável por aproximadamente 32,6% dos casos de acidentes em geral (Figura 1.5) e 20,3% das mortes. Outras causas muito frequentes nos acidentes com morte são a velocidade incompatível (13,1%) e ultrapassagem indevida (7,8%).

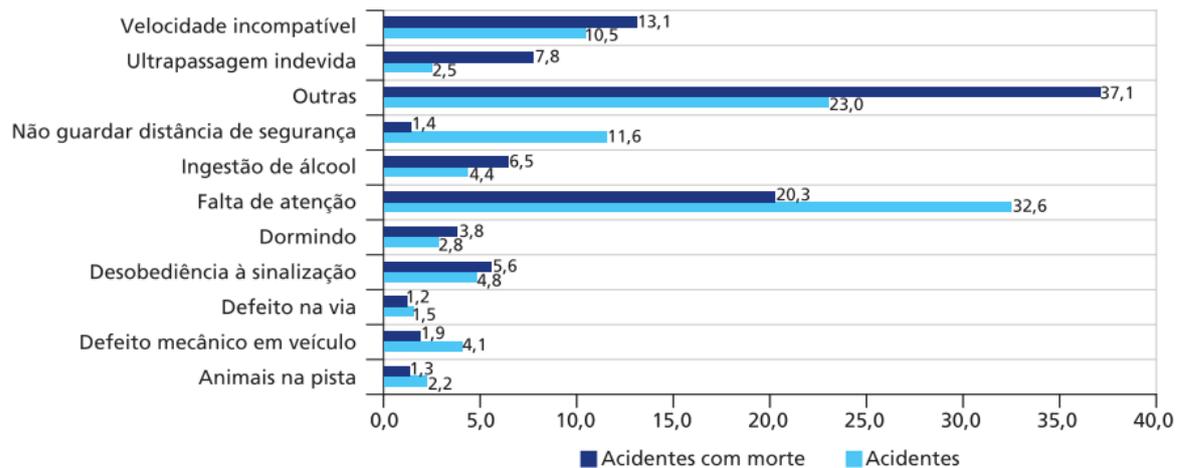


Figura 1-5: Causas associadas aos acidentes em geral e acidentes com morte nas rodovias federais do Brasil. Tomada de [6].

Dentro da percentagem de outras causas, inclui-se a direção incorreta do condutor, uma vez que nos acidentes prevalece o fator humano em 90% dos casos [7]. Fatores de prevenção como os elementos de segurança passiva (*airbag*, cinto de segurança, etc.) tem alcançado um alto nível de proteção nas colisões veiculares [8]. Alguns fatores de risco relacionados com o incremento da probabilidade de sofrer lesões ou de agravar as inicialmente produzidas numa colisão do veículo como por exemplo a ingestão de álcool em condutores (6.5%), podem ser prevenidas ou minimizadas com ações responsáveis do condutor.

Observe-se que antes, durante e depois de uma colisão veicular estão envolvidos muitos parâmetros (humanos, veiculares, entorno físico e social). Dados colhidos em *dummies* reais associados a simulações com modelos numéricos podem auxiliar na prevenção de mortes e lesões em acidentes veiculares, baseados em critérios de lesões para cada parte do corpo.

Os critérios de lesões são estabelecidos estudando parâmetros que podem ser usados para avaliar as respostas dos ocupantes, estão as acelerações, forças e torques, que são conduzidos a estudos no campo biomecânico [9]. Uma vez que diferentes partes do corpo possuem vários mecanismos de lesão, foram propostos critérios de lesão para diferentes regiões do corpo para avaliar sua gravidade em acidentes veiculares [10]. Por exemplo, o critério de lesão na cabeça (HIC) [11], que foi baseado nas acelerações da cabeça.

Existem duas abordagens para estudar respostas de ocupantes e critérios de lesões em acidentes de veículos: a abordagem direta que emprega um simulador de testes de colisão

[12], neste caso os dummies do teste de colisão Anthropometric Test Devices (ATD), são reconhecidos como padrões da indústria no teste de colisão de veículos [9], estes dummies são dispositivos de testes altamente duráveis, reproduzíveis e úteis para simular a resposta dinâmica humana. Os dummies são instrumentados para registrar dados sobre seu comportamento dinâmico nos testes de impacto do veículo, e os níveis de lesão podem ser determinados usando quantidades avaliadas. Estes dummies são frequentemente usados para ajudar a estabelecer critérios de lesão para avaliar a eficácia dos sistemas de proteção do ocupante. Os ATD também são utilizados para o estudo de traumas na cabeça por impactos diretos como nos casos esportivos como por exemplo: McIntosh et al. [13], em estudos das respostas dinâmicas com a cabeça do dummy Hybrid III com e sem protetor da cabeça, procuraram reduzir os riscos de concussão e lesões no cérebro durante a competição e treinamento de boxe.

Na abordagem indireta é usada a simulação por computador, onde utiliza as respostas dinâmicas do veículo em testes de colisão, para avaliar seu desempenho em impactos, ou avaliar novos sistemas de segurança para os passageiros [14]. Uma vez que é impossível testar todos os cenários de colisão usando testes físicos, as simulações computacionais usando software como: Pam Crash, LS DYNA, MADYMO, fornecem uma maneira suplementar de estudar os desempenhos para colisão de veículos [15], a modelagem dinâmica destes comportamentos por elementos finitos o multicorpos [16], fornecem uma ferramenta essencial para investigar e analisar o comportamento dinâmico do ocupante e as lesões apresentadas, como no trabalho de Zhang et. al [17], onde avalia os riscos potenciais de lesões para ocupantes nos bancos traseiros, usando um modelo de impacto frontal simulado com o software MADYMO. No trabalho de [14], se realiza o estudo para determinar a resposta do tórax em impactos com o volante em colisões frontais de veículos pesados, para melhorar sistemas de segurança nestes veículos. Modelos de simulação cada vez mais confiáveis experimentalmente de veículos e ocupantes em diferentes condições de impacto são estabelecidos, por exemplo, no trabalho de Fairlie e Steenbrink [18], onde utilizando ferramentas de simulação em técnicas dinâmicas de fluidos, modelam numericamente com grande precisão, o volume interior do airbag que acoplado a modelos de airbags de MADYMO, produzem resultados mais precisos na interação do ocupante em estudos fora de posição. Outros estudos como no caso de Panzer et al. [19], demonstram que modelos simulados de colunas cervicais podem ser desenvolvidos ao nível de tecido e fornecer uma resposta cinemática com alta biofidelidade, levando a previsões de lesões em cenários de acidentes automotivos. Modelos completos tanto do veículo como

do ocupante são simulados [20], avaliados e reconhecidos com grande fidelidade na predição de lesões, contribuindo na melhora da capacidade de proteção para os ocupantes. Outros estudos estão focados na efetividade e melhoras dos sistemas de segurança, como por exemplo o trabalho de Luo et al. [21], onde são verificados os benefícios da segurança de pretensão do cinto de segurança com manobras de frenagem antes de colidir, em comparação ao cinto de 3 pontos, o estudo foi feito usando para o análise um modelo de MADYMO, os resultados contribuem em implementar sistemas avançados com maior potencial de segurança nos veículos.

Muitos destes modelos estão disponíveis por entidades governamentais como a NHTSA junto com uma ampla base de dados de testes experimentais em colisão. Vários destes modelos desenvolvidos por pesquisadores do *National Crash Analysis Center* - (NCAP), tem sido usados para estudar falhas de resistência e obstáculos de barreiras nas estradas e estão disponíveis no domínio público [22].

O corpo humano é um sistema físico e biológico altamente complexo, aplicando fundamentos da teoria dinâmica de multicorpos, o corpo humano pode simular-se como uma serie de segmentos rígidos conectados com vários tipos de articulações, o modelo matemático resultante se descreve por sistemas de equações diferenciais de movimento altamente não lineais [23]. Vários investigadores tem empregado modelos humanos deste tipo para realizar simulações de colisão [24].

Neste contexto, o presente trabalho propõe um novo análise dos efeitos (lesões) da colisão frontal, em posições do condutor não consideradas até o momento na literatura, com as mãos em quatro posições distintas em relação ao volante (casos A, B, C e D). Simulações de testes de colisão e as reações na cabeça e no pescoço de um *dummy* virtual foram efetuados utilizando-se o *software* MADYMO, com dois tipos distintos de veículos.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral da pesquisa aqui apresentada foi, por meio de simulação, avaliar os efeitos de uma colisão frontal na cabeça e pescoço de um *dummy Hybrid III*, guiando o veículo somente com uma das mãos, em quatro situações distintas. O trabalho aqui apresentado se concentrou principalmente em testes regulatórios realizados pela NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*) em [18] no programa de avaliação de carros novos *NCAP New Car Assessment Program*. Nestes testes o veículo sofre colisão frontal com uma barreira fixa, a uma velocidade de 56 km/h.

Para realizar o estudo da resposta do condutor, utilizou-se o software de simulação MADYMO, com o intuito de gerar diferentes testes de impacto simulados que permitam avaliar o efeito da condução do veículo somente com uma das mãos, nos riscos de lesão na cabeça e pescoço durante a colisão frontal.

2. SEGURANÇA VEICULAR

Os sistemas de segurança veicular procuram prevenir acidentes ou minimizar as lesões [19], mas precisam ser complementados com educação no trânsito e sensibilização da opinião pública.

Quando se dirige um veículo, três elementos ou fatores estão envolvidos, e seu relacionamento é o que cria as circunstâncias para ocorrer um eventual acidente. Esses fatores são: a condição da estrada por onde circula o veículo, o veículo e o condutor [20]. Desses três fatores, se sabe que o principal responsável tanto do acidente como pela sua prevenção é o condutor. Embora, em alguns casos, o acidente pode ser causado por uma falha do veículo, a realidade é que, de acordo com os dados do ano 2014 [21], tão só 0.96% de acidentes fatais nas rodovias de Brasil foram causadas pela falha mecânica.

Devido à importância da segurança rodoviária existem instituições dedicadas exclusivamente a este tema, como por exemplo, NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*) líder mundial em segurança automotiva e rodoviária [18]. Seus pesquisadores se dedicam a salvar vidas, prevenir lesões e reduzir custos econômicos devido a acidentes de trânsito, criando protocolos para desenvolver testes com o objetivo de avaliar o correto funcionamento dos sistemas de segurança. Dentre dos testes podem ser citados os de colisão frontal, lateral. Todos os veículos, independentemente do tipo, classe ou custo, possuem vários elementos cuja função principal é prover segurança aos passageiros. Estes elementos de segurança podem ser classificados de acordo com sua função específica e duas classes: segurança ativa e passiva [22].

Os elementos de segurança ativa são aqueles que tentam evitar um acidente e os de segurança passiva buscam minimizar os danos aos ocupantes uma vez que o acidente já tenha ocorrido.

2.1 SEGURANÇA ATIVA

Fazem parte da segurança ativa as características técnicas dos veículos cujo objetivo é evitar a perda de controle do veículo, pelo condutor e a colisão com outros veículos, pessoas, animais ou objetos. Alguns destes sistemas ativos são: O sistema de segurança nos freios, sistema de segurança nas suspensões, na direção, o sistema nos pneus e a sua aderência ao chão, sistema de segurança na iluminação e o controle de estabilidade [18], [23], [24], [25].

2.2 SEGURANÇA PASSIVA

Tendo em vista que o presente trabalho visa avaliar os danos provocados no *dummy* devido à utilização somente de uma das mãos na direção do veículo, a influência sobre os resultados estão correlacionados a itens de segurança passiva, principalmente o cinto de segurança e *airbag*. Em função disso, serão descritos de forma resumida os itens de segurança passiva usados normalmente em veículos.

Os elementos incluídos nos sistemas de segurança passiva são o conjunto de características técnicas dos veículos cujo objetivo é evitar o minimizar os danos produzidos à pessoas que viajam em ele, em caso de colisão, assim como oponentes e usuários vulneráveis nas vias públicas [23].

2.2.1 Cinto de Segurança

O cinto de segurança é um conjunto de fios que mantém o ocupante no lugar em caso de desaceleração repentina causada por uma colisão frontal [23]. O trabalho desenvolvido em [24] mostra que este é o sistema mais eficaz de segurança passiva. Ele impede o segundo impacto que ocorre quando o ocupante colide com partes duras do veículo. A Figura 2.1 amostra o interior de um veículo equipado com cintos de segurança usados pelo condutor [25].

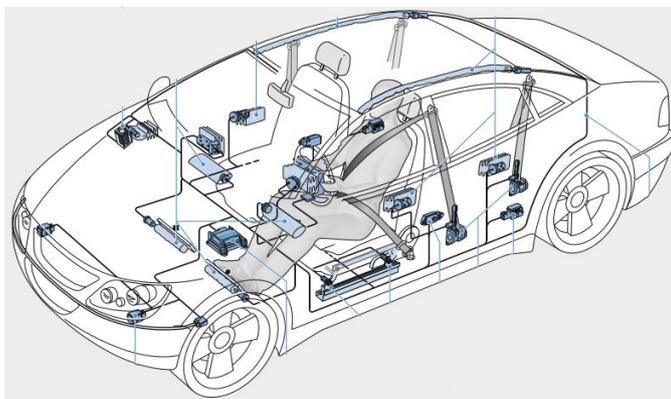


Figura 2-1: Sistemas de proteção dos ocupantes com pré-tensores dos cintos de segurança.

A função principal do cinto de segurança é reter a ocupante, é dizer, manter ele em seu assento, evitando movimentos bruscos, descontrolados em qualquer situação. De acordo com o trabalho desenvolvido em [8] num acidente de trânsito três colisões diferentes ocorrem: a primeira ocorre entre o veículo e o objeto com que ele impacta. Esta primeira colisão é a mais importante, dando origem às outras duas, embora o efeito final dos ocupantes do veículo não esteja apenas relacionada com a intensidade dessa colisão. A

segunda colisão ocorre quando o corpo do ocupante impacta com um objeto no interior do veículo ou a qualquer outro elemento. A terceira colisão, que ocorre em consequência da segunda, é o choque entre si dos ossos e órgãos internos do ocupante. O objetivo de qualquer elemento passiva é evitar o reduzir ao mínimo as lesões promovidas pela segunda colisão, uma vez ocorrida a primeira. O resultado final seria a redução da terceira colisão.

2.2.2 Airbag

Em termos gerais, o *airbag* frontal é um saco de tecido ultrarresistente dobrado e alojado frente ao ocupante, no volante no caso do condutor. É um sistema de retenção suplementário que diminui a possibilidade de dano irreparável em até 30% agindo sempre em conjunto com o cinto de segurança, ante uma colisão [26].

O *airbag* evita que, durante uma colisão, o corpo do ocupante impacte contra elementos no interior do veículo que estejam entre o ocupante e o *airbag* [23], atuando como uma almofada interposta entre o corpo e esses elementos do veículo. Oferece alguma proteção contra impactos diretos. Apresenta uma maior capacidade de amortecimento extra em relação ao cinto de segurança, por deter o corpo de forma mais lenta (desaceleração menor). Com está desaceleração se reduz os danos internos.



Figura 2-2: Veículo equipado com múltiplos *airbags*.

De acordo com [9], o veículo com *airbag* possui sensores cinemáticos que detectam desacelerações bruscas que enviam um sinal pela unidade de controle, graças a um algoritmo implementado [9]. Ocorre então a ativação do conjunto gerador do gás. Este gerador de gás está localizado ao lado do saco de ar e contém um composto químico sólido. Sua detonação gera nitrogênio gaseoso suficiente para encher o *airbag* em

milissegundos. Está airbag começa a se esvaziar com a saída controlada do gás sob a pressão produzida pelo ocupante golpeando o saco. Depois de vazio o *airbag* permite a liberdade de movimento pelo ocupante [25].

2.2.3 Habitáculo de Segurança

Um habitáculo de segurança pode ser definido como o espaço ou zona interior da carroçaria ou da estrutura do veículo onde viajam os ocupantes. Em caso de acidente o habitáculo deve danificar-se ou deformar-se o mínimo possível, porque disso dependerá em grande parte a proteção dos ocupantes [27]. A estrutura do veículo, deve evitar a intrusão de elementos externos como internos que possam colidir com os ocupantes. Este área é denominada espaço de sobrevivência. Quanto maior o espaço de sobrevivência, maior proteção para os passageiros, reduzindo o risco de lesão [28]. A estrutura do veículo deve ter uma determinada rigidez, para suportar diferentes forças estáticas e dinâmicas ainda mais numa colisão. Segundo Davies em [29], a capacidade de absorção de energia frente a uma colisão, é a energia cinética que o veículo possui antes do impacto que deve ser dissipada ou absorvida pela estrutura [29]. Para cumprir com este requisito, a estrutura dispõe de zonas exclusivas para absorver a maior quantidade de energia possível, evitando ao máximo danificar o habitáculo de segurança. Como amostra na Figura 2.3, se a zona desenhada para ser deformada não dissipa toda a energia produzida durante a colisão, a deformação evolui da estrutura até o habitáculo, podendo promover lesões nos ocupantes. Todos os sistemas de segurança passiva devem funcionar em conjunto para poder oferecer um nível correto de proteção [29].



Figura 2-3: Habitáculo de segurança ante uma colisão frontal.

2.3 TESTES DE COLISÃO

Os testes de colisão, conhecidos como *crash test*, são formas de avaliar a segurança passiva de forma global, e verificar a proteção da estrutura do veículo. Consistem em submeter o veículo a situações que simulem distintos tipos de colisão, para avaliar o seu comportamento em cada caso. Segundo Bois et al. [9], todos os carros, antes de serem disponibilizados no mercado, devem ser submetidos a vários testes de colisão realizados pelo fabricante, de acordo com normas estabelecidas por órgãos reguladores. Somente os veículos aprovados nestes testes podem ser comercializados.

2.3.1 Realização dos testes

Os testes de colisão o *crash test* são revisados por alguns órgãos ou entidades. São geralmente diferentes em cada caso porque os testes tem finalidades diferentes, mas todos visam testar segurança passiva do veículo.

Todos os fabricantes submetem seus veículos para testes de colisão durante as fases finais do projeto de novos modelos, visando atender os requisitos de homologação na área de segurança veicular [22]. Os testes de colisão são as ferramentas mais importantes usadas pelas autoridades responsáveis pela homologação dos veículos para avaliar a segurança. Estas testes de homologação são realizadas por diferentes centros especializados. Geralmente cada país possui normas próprias para os veículos que circulam em suas rodovias. Muitos deles compartilham as mesmas normas. Na Europa existe uma única norma adotada por todos os países da UE [30].

Durante os estágios de projeto do veículo são utilizadas ferramentas de simulação com as quais se pode avaliar o comportamento do veículo submetido a diferentes tipos de colisões. Os elementos que não atendem aos requisitos, são modificados nesta fase. Quando as simulações são concluídas com bons resultados, passa-se para a etapa seguinte, com a realização do *crash test* em protótipos dos veículos reais. Os principais objetivos destes testes nos protótipos são:

- Verificar o comportamento do modelo real para diferentes tipos de colisão de veículos.
- Conhecer a segurança passiva oferecida por seu novo modelo.

- Entender melhor uma colisão real e, por tanto, todos os dados reais podem ser usados para melhorar futuras simulações e fazer elas cada vez mais reais.
- Comparar o resultado final dos testes reais com os resultados obtidos pela simulação e que foram usados no projeto.
- Mudar o desenho de componentes que falham nos testes o fazer alterações nas simulações.

2.3.2 Tipos de testes de colisão

Existem diferentes tipos de testes de colisão. Os principais testes são o de colisão frontal e colisão lateral. Em alguns casos são aplicadas algumas variações tais como a colisão traseira ou *whiplash* [27].

2.3.2.1 Teste de colisão frontal

Nestes testes existem diferentes variações em que o veículo colide contra uma barreira rígida, uma barreira deformável o outro veículo. Além de se utilizarem diferentes objetos, os choques podem ser efetuados em diferentes ângulos entre o veículo e o objeto usado como obstáculo [31]. Em algumas configurações, o veículo colide com o 100% da parte frontal ou com uma fração desta parte. Este tipo de teste avalia principalmente os sistemas de retenção utilizados para proteger o condutor e os passageiros. A maioria de fatalidades ocorre em colisões frontais nas estradas. Em função disso, os testes mais importantes [31], envolvem a colisão do veículo contra uma parede sólida a 35 mph ou uma colisão frontal entre dois veículos de pesos semelhantes dirigindo a velocidades similares.



Figura 2-4: Teste de colisão frontal contra uma barreira deformável.

2.3.2.2 Teste de colisão Lateral

Para este tipo de testes, são empregadas barreiras deformáveis, pontos rígidos ou outro tipo de veículos [31]. Pode-se alterar tanto o ângulo como a zona da colisão. O teste é efetuado movendo-se um trenó de 3.000 libras pela lateral do veículo a 38,5 mph. Este teste basicamente avalia a proteção dos passageiros efetuada pelas portas, colunas e outros painéis laterais estruturais. Também mede a eficácia dos *airbags* laterais. A colisão lateral é feita normalmente apenas do lado do condutor.



Figura 2-5: Teste de colisão lateral, efetuado por um trenó, para medir a proteção passiva lateral do veículo.

2.3.2.3 Teste *Whiplash* ou traseiro

O *Whiplash* é realizado para determinar lesões causadas por colisão na parte traseira do veículo [31] utilizando-se um trenó. Com a geração dos dados, o teste avalia se os apoios para a cabeça do assento são considerados bons, aceitáveis, marginais ou pobres em termos de proteção contra lesões no pescoço. O objetivo é também avaliar pontos de fuga de combustível, deslocamento de pontos estruturais (ponto R), portas que se abrem e comportamento das partes interiores do veículo.



Figura 2-6: Teste de colisão traseiro, efetuado por um trenó.

2.4 DETALHAMENTO DO TESTE DE COLISÃO FRONTAL

O presente trabalho efetua as avaliações utilizando os testes de colisão frontal. Em função disso, será efetuado uma revisão mais aprofundada deste tipo de teste. Neste caso se diferenciam três tipos de colisões:

- Primeiro impacto: Impacto do veículo contra um objeto, podendo o mesmo ser um objeto rígido, deformável, inamovível. etc. As características físicas de este objeto e o comportamento da estrutura determinaram a gravidade da colisão.
- Segundo impacto: Impacto do ocupante com o interior do veículo. Este tipo de impacto e aplicação das leis de Newton vai resultar nos diferentes efeitos dos impactos. A energia envolvida e os projetos das superfícies afetadas podem originar uma ampla gama de lesões.
- Terceiro impacto: Impacto que sofrem os órgãos internos do ocupante devido a movimentos relativos. Análises do impacto esclarecem as diferentes lesões viscerais [14].

No caso da colisão frontal existem determinados protocolos relacionados a testes à metodologia a ser aplicada em testes de colisão para avaliar a estrutura dos veículos e a proteção dos ocupantes. Estão listadas a seguir algumas Normas sobre segurança veicular, estabelecidas pelas Nações Unidas.

2.4.1 Normas, Legislações e programas de avaliações de segurança veicular

- ECE R94 Reg.94 - Rev.2 Disposições uniformes relativas à homologação de veículos no que respeita à proteção dos ocupantes em caso de colisão frontal [32].

- ECE R12 Reg.12 - Rev.4 Disposições relativas a aprovação de veículos com relação a proteção do motorista contra o sistema de direção no caso de impacto. Neste último caso, as disposições são aplicadas a veículos a motor da categoria M1 e aos veículos da categoria N1, com massa máxima admissível inferior a 1.500 kg. Em caso de colisão são verificados apenas dois critérios: o deslocamento do centro do volante na direção horizontal, e a quantidade de combustível que eventualmente vazou do circuito e do reservatório. No entanto, não se efetua nenhuma avaliação das eventuais lesões que poderiam sofrer os ocupantes do veículo [33]. Este teste é regulamentado pela UNECE - *The United Nations Economic Commission for Europe*.

Os Estados Unidos também possuem requisitos referentes à segurança veicular em caso de colisão frontal. O órgão responsável por administrar leis para a segurança de veículos automotores é a NHTSA - *The National Highway Traffic Safety Administration*. O NHTSA é o órgão responsável por produzir e aplicar o conjunto de normas federais americanas FMVSS - *Federal Motor Vehicle Safety Standards*. O FMVSS especifica os requisitos de projeto, construção, desempenho e durabilidade de veículos automotores e regula aspectos relacionados à segurança automotiva em termos de componentes, sistemas e projetos. Uma destas normas é a FMVSS 208 *Occupant Crash Protection*. O objetivo da norma é estabelecer requisitos para a proteção do ocupante em colisão. O teste de impacto é feito utilizando-se uma barreira rígida ou uma barreira deformável.

A Figura 2.7 mostra as normas referentes à segurança veicular na Europa (UNECE), e nos Estados Unidos, (FMVSS).

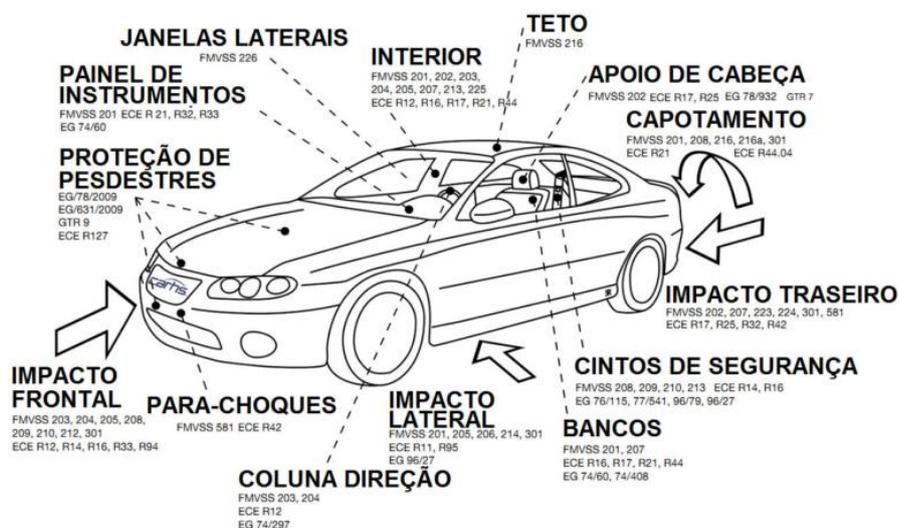


Figura 2-7: Regulamentações de colisão na Europa e nos Estados Unidos.

Existem os programas de avaliação de veículos desenvolvidos por organizações independentes. Seus resultados são conhecidos como métricas de comparação para compradores, e também variam por região ou país. Estes programas de avaliações são testes os quais os veículos são submetidos para a verificação das estruturas veiculares em sua capacidade de absorver a energia proveniente de colisões. São também avaliadas os possíveis níveis de lesões que os ocupantes do veículo sofreram em cada caso [34]. Nestes programas os veículos são classificados e avaliados por seus níveis de segurança para os ocupantes do veículo e pedestres. Esta classificação pode influenciar consumidores na escolha do veículo [35].

A NCAP – (*New Car Assessment Program*) é um programa do governo Norte Americano de segurança veicular. Tem como objetivo avaliar novos projetos de automóveis no que tange ao desempenho em termos de segurança dos ocupantes do veículo e de pedestres. Este programa foi iniciado pela NHTSA nos anos 1980. Visava incentivar fabricantes de veículos a produzirem carros mais seguros. Ao longo do tempo o programa foi sendo aperfeiçoado, pela adição de avaliações, facilitando o entendimento pelo consumidor. O protocolo do teste é baseado na FMVSS 208, mas é efetuado com colisão frontal a 56 km/h, diferentemente da FMVSS que prevê velocidade de 48 km/h.

Em 1997 foi fundado o programa europeu Euro NCAP pelo Departamento de Transporte do Reino Unido, adotado pela União Europeia. Outros programas similares (mas não idênticos) foram fundados na Austrália e Nova Zelândia (ANCAP), na América latina (Latin NCAP) e na China (C-NCAP). Nos anos 2000 a agência americana buscou a melhoria da disseminação da avaliação NCAP junto aos fabricantes. O programa tem similaridade com o FMVSS 208, exceto pelo aumento da velocidade de impacto para 56 km/h e a restrição aos *dummies* dianteiros por cintos de segurança de três pontos nas direções horizontal/diagonal [22].

Nos estados Unidos existe ainda outra organização independente que avalia os veículos, o IIHS – (*Insurance Institute for Highway Safety*). É um instituto de seguros para a segurança rodoviária. As Figuras 2.8 e 2.9 apresentam exemplos de testes de avaliações comparativas da proteção dos ocupantes dos veículos, feitas por organizações independentes. Estão apresentados a seguir os procedimentos e as informações que se obtêm dos *crash tests*, baseado nos testes de colisão frontal para homologação de veículos novos nos Estados Unidos e na Europa.

	Euro NCAP	U.S. NCAP	IIHS	Latin NCAP
Full Width				
ODB / SOB				
MDB	<p>■ Far Side Occupant Protection</p>			
Pole				<p>(prerequisite for 5 star rating)</p>
Rollover		<p>■ SSF</p>	<p>■ Roof Crush</p>	
Pedestrian	<ul style="list-style-type: none"> ■ Flex PLI ■ Upper Legform ■ Headforms ■ AEB VRU 			<p>■ Award</p>
Child Safety	<ul style="list-style-type: none"> ■ Frontal ODB ■ Side MDB ■ CRS- Installation ■ Vehicle based assessment 			<ul style="list-style-type: none"> ■ Frontal ODB ■ CRS- Installation ■ Vehicle based assessment
Whiplash	<ul style="list-style-type: none"> ■ static front / rear ■ dynamic (3 pulses) ■ AEB City 		<ul style="list-style-type: none"> ■ static ■ dynamic (1 pulse) 	
Other	<ul style="list-style-type: none"> ■ Assistance systems: SBR, SAS, ESC, AEB, ... 	<ul style="list-style-type: none"> ■ FCW, LDW, Rear View Cameras 	<ul style="list-style-type: none"> ■ FCW / AEB 	<ul style="list-style-type: none"> ■ SBR, ABS (prerequisite for 5 star rating) ■ ESC

Figura 2-8: NCAP Teste na Europa e América.

	JNCAP	C-NCAP	KNCAP	ASEAN NCAP	ANCAP
Full Width					
ODB / SOB					
MDB				<ul style="list-style-type: none"> prerequisite for 3, 4 or 5 star rating: UN R95 criteria 	
Pole					
Rollover		<ul style="list-style-type: none"> Curtain Airbag 	<ul style="list-style-type: none"> SSF 		
Pedestrian	<ul style="list-style-type: none"> Flex PLI Headforms AEB Pedestrian 		<ul style="list-style-type: none"> Flex PLI Upper Legform (on bumper only) Headforms AEB Pedestrian 		<ul style="list-style-type: none"> EEVC Legform Upper Legform Headforms
Child Safety		<ul style="list-style-type: none"> P3 in Full Width Frontal 	<ul style="list-style-type: none"> Q6, Q10 in ODB and MDB 	<ul style="list-style-type: none"> Frontal CRS-based assessment Vehicle based ass. 	<ul style="list-style-type: none"> ODB, MDB (no assessment)
Whiplash	<ul style="list-style-type: none"> dynamic (1 pulse) 	<ul style="list-style-type: none"> dynamic (1 pulse) 	<ul style="list-style-type: none"> static dynamic (1 Pulse) rear seats dynamic 		<ul style="list-style-type: none"> static dynamic (1 pulse)
Other	<ul style="list-style-type: none"> Brakes, SBR, Usability rear belts, LDW, AEB, LKA, Around View 	<ul style="list-style-type: none"> ESC SBR AEB, FCW, LDW 	<ul style="list-style-type: none"> Brakes, SBR, FCWS, LDWS, SLD, AEBs, AEBs City, ACC, LKAS 	<ul style="list-style-type: none"> ESC, SBR (prerequisite for 5 star rating) 	<ul style="list-style-type: none"> Assistance systems

Figura 2-9: NCAP Teste na Ásia e Austrália.

2.4.2 Impacto frontal FMVSS 208 – Procedimento do teste

O objetivo da norma é avaliar a segurança do veículo para reduzir o número de mortes de ocupantes de veículos, e da gravidade dos ferimentos, especificando os requisitos de resistência ao impacto do veículo em termos de forças e acelerações medidas em *dummies* antropomórficos em acidentes de colisão. São também especificados os requisitos dos equipamentos dos sistemas de retenção ativa e passiva. Pode-se dividir esta norma em duas partes, conforme apresenta na Figura 2.10 dependendo do *dummy* empregado [36].

Utiliza-se nesta norma o *dummy* que representa 50% das características físicas mais comuns da população adulta masculina e o *dummy* que representante 5% da população adulta feminina.

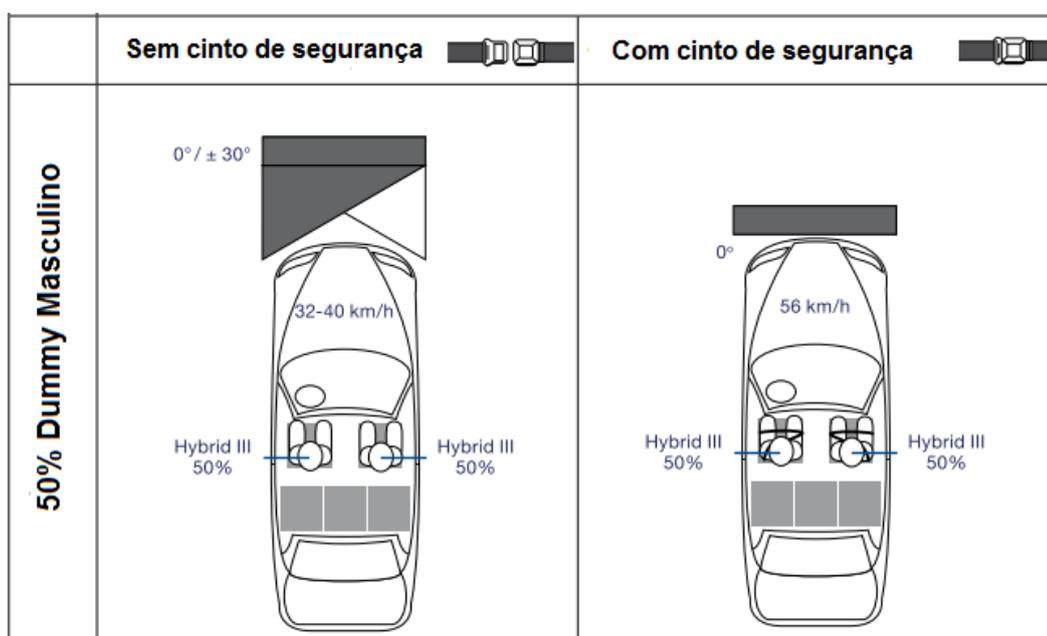


Figura 2-10: Teste de impacto frontal conforme FMVSS 208.

A Tabela 2.1, apresentam os procedimentos de teste para o *dummy* Hybrid III 50% masculino.

Tabela 2.1 Procedimento de teste com *dummy* 50% masculino.

Sem cinto de segurança	Com cinto de segurança
Velocidade 32 a 40 km/h	Velocidade 56 km/h
Barreira rígida	Barreira rígida
Veículo impacta com ângulo de 30°	Veículo impacta perpendicularmente

2.5 – DUMMIES PARA TESTE DE COLISÃO E PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Os ATD - *Anthropomorphic Test Device* são mais conhecidos como *dummies* de teste de choque ou colisão. Sua função é substituir o ser humano nos testes a que são submetidos os veículos *crash test*. Além disso devem ter um comportamento similar ao corpo do ocupante, para replicar a reação do corpo humano nestes testes de impacto. Este comportamento está relacionado à bio-fidelidade, ou seja, o *dummy* deve ter uma série de características físicas similares à do corpo humano [23].

O *dummy* é desenvolvido baseado numa modelagem física, sendo sujeito a testes de comparação para a sua validação. Os *dummies* atuais, foram desenvolvidos com o uso de voluntários [12] Figura 2.11. Também foram usados cadáveres e animais com morfologia similar à humana [37].



Figura 2-11: Comparação de resposta do modelo do pescoço humano e a resposta do voluntário.

Segundo Bois et al. [9], as características tais como dimensões, massa, estruturas internas o elasticidade das diferentes partes do corpo, devem ser o mais parecido possível ao corpo humano, para que se tenha a melhor correlação entre os resultados obtidos com o *dummy* e

os obtidos com o corpo humano em acidentes reais. Além de um comportamento dinâmico similar ao corpo humano, o *dummy* possui uma série de sensores distribuídos por todo o corpo, que permitem analisar o tipo de dano biológico (lesão) que aconteceria à pessoa nas condições reais no mesmo impacto. Estes *dummies* são feitos de sistemas articulados de massa metálicos, molas amortecedores e juntas e são cobertas por materiais poliméricos. Os *dummies* tem uma biofidelidade de comportamento para os tipos de impactos nos quais são utilizados. Eles servem para medir somente os parâmetros que estão relacionados com o dano biológico considerando as cargas e condições específicas. São usados para diferentes tipos de impacto: frontal, lateral e traseiro [38].

De acordo com [23], foram criados vários tipos de *dummies* que simulam a resposta biomecânica. Existem, por exemplo, os *dummies* para crianças de diferentes idades e os adultos de tamanhos diferentes, conforme mostrado na Figura 2.12.

O *dummy* escolhido para a simulação usado no presente trabalho está descrito a seguir.



Figura 2-12: *Dummies* usados em crash tests.

2.5.1 *Dummy* para teste de colisão frontal

De acordo com [9], o *dummy* mais utilizado para este tipo de teste é o *Hybrid III* 50th percentil. Ele reproduz o tamanho, inercia, dinâmica e dureza características de um homem adulto americano (Altura: 1,75 m e Peso: 78 kg). Segundo Belingardi e Chiandussi [38] o desenvolvimento deste *dummy* entre 1971 e 1976 pela General Motors culmina com o *Hybrid III*.

A garantia de um teste realista usando os *dummies* é sua maior similaridade as formas, tamanhos e pesos típicos dos humanos. Em particular, a posição do assento, as formas, a localização dos centros das articulações, os centros de gravidade e todos os segmentos que constituem o *dummy* são os principais fatores que determinam a sua cinemática durante uma colisão.

A estrutura básica do *dummy* consta de um esqueleto metálico, feito de aço. Os ossos dos membros são formados com barras de aço cujas dimensões e formas são semelhantes aos ossos humanos. A cabeça é formada por uma carcaça oca de alumínio. A caixa torácica está constituída por uma série de costelas de aço que atuam como um tórax humano durante o impacto. A zona do abdômen esta preenchida com uma espuma de poliuretano expandido que simulam os distintos órgãos internos. O pescoço e a coluna lombar apresentam um comportamento similar aos órgãos humanos por meio do uso de elementos elásticos, borracha entremeada com elementos de metal, de alumínio, sendo todos os componentes interligados por um fio metálico. A parte mais branda do corpo tais como músculos e a pele são fabricados com vinil e espuma sintética. Estes elementos podem ser facilmente retirados do *dummy*, visando facilitar as tarefas de manutenção, reparação e calibração [38].

Na Figura 2.13 é apresentado o *dummy Hybrid III 50%* com as massas para cada uma das partes componentes. Esses pesos são utilizados em estudos biomecânicos [39].



Parte	Massa (kg)
Cabeça	4,54 ± 0,05
Pescoço	1,54 ± 0,05
Torso superior	17,19 ± 0,14
Lower Torso	23,04 ± 0,14
Braço, Esquerda ou Direita	2,00 ± 0,09
Mãos, esquerda ou direita	0,57 ± 0,05
Braços inferiores, esquerda ou direita	1,70 ± 0,05
Perna Superior, Esquerda ou Direita	5,99 ± 0,09
Pernas Inferiores, Esquerda ou Direita	4,29 ± 0,07
Pés, Esquerda ou Direita	1,16 ± 0,07
Massa total	77,70 ± 1,18

Figura 2-13: *Dummy hybrid III 50%* para colisão frontal e seus pesos.

O *dummy Hybrid III*, sendo basicamente um *dummy* para teste de impacto frontal, possui localização de sensores e parâmetros de medição apropriados para coletar o máximo de informação possível neste tipo de impacto. As qualidades do *Hybrid III* são ótimas para a realização de testes de impacto frontal [23]. Ele pode também ser usado em outros testes, como por exemplo estabelecendo forças de contato biomecânico para o análise de riscos de ferimentos na cabeça de acelerações translacionais e rotacionais [40] resultantes de impactos que ocorrem durante práticas esportivas como no boxe e o *Taekwondo* [41]. Estes resultados podem ser obtidos utilizando-se acelerômetros para o análise de acelerações, células de carga para forças e momentos e transdutores para os deslocamentos.

Sem deixar de considerar as limitações de não ter respostas neuromusculares realistas relacionadas por exemplo ao pescoço, particularmente em ataques reais do *Taekwondo* [42], estudos atuais fornecem a possível gravidade da lesão na cabeça experimentada pelos atletas de elite durante uma competição de contato fazendo testes com os *dummies Hybrid*.

2.6 – CRITÉRIOS DE DANO

De acordo com [43], a área que trata das lesões ocorridas pelo efeito das cargas mecânicas, em especial cargas de impacto, sobre o corpo humano é a biomecânica. Em resposta a estas cargas mecânicas, uma região do corpo experimentará alterações mecânicas ou fisiológicas. Estas alterações são denominadas respostas biomecânicas. Uma lesão ocorrerá se a resposta biomecânica for de tal natureza que o sistema biológico sofra deformação além de um limite reparável, gerando como resultado um dano para a estrutura anatômica e alterações nas funções normais do corpo. De acordo com Eppinger et al. em [10], os critérios de lesão foram desenvolvidos para determinar os riscos da vida ou lesão a um ser humano.

Para determinar estes critérios, inúmeros métodos são utilizados. Inicialmente, eram usados voluntários para fazer os testes, mas devido a impossibilidade de colocar sensores nestes voluntários, não era possível obter-se uma resposta objetiva. Outra metodologia era o uso de cadáveres, mas, as várias mudanças que ocorrem no corpo após a morte impedem que a resposta seja similar com de um humano vivo [10]. Com animais existia uma desvantagem ao estimar a tolerância na configuração fisiológica entre animais e humanos.

O objetivo deste trabalho é o análise dos danos ocasionados num impacto frontal, para a cabeça e o pescoço. Desta forma, são apresentados a seguir os aspetos mais relevantes

destas duas regiões do corpo humano e seus critérios de lesão. Existem muitos parâmetros propostos para classificar e quantificar lesões. Escalas anatômicas descrevem a lesão em termos de sua localização anatômica, tipo de lesão e severidade relativa.

2.5.1 – Mecanismo de lesão na cabeça

Existem três principais tipos de lesões de cabeça produzidos por impacto direto ou por altas acelerações.

- Lesão no cérebro causada por impacto direto ou aceleração elevadas.
- Lesão no crânio causada por impacto direto.
- Dilacerações faciais, contusões e fraturas em ossos da face causados por impacto direto.

Os três tipos de lesões são mutuamente exclusivos, entretanto em impactos extremamente severos podem estar associados [22].

2.6.1.1 – Anatomia Básica da cabeça

A cabeça consiste em crânio, face, escalpo, dentes, encéfalo, nervos cranianos, meninges, órgãos dos sentidos especiais e outras estruturas, como vasos sanguíneos, linfáticos e gordura. Também é o local onde o alimento é ingerido e o ar é inspirado e expirado. Os ossos da cabeça são divididos em: duas partes: o Neurocrânio e o Esqueleto da Face (Viscerocrânio).

A espessura do crânio varia entre 4 e 7 mm [44]. A superfície interna da abóbada craniana é côncava e relativamente lisa. A base do cérebro é uma placa irregular de osso contendo depressões e sulcos, além de pequenos furos (forames) para artérias, veias e nervos, bem como o grande orifício (forame magnum) que é a área de transição entre a medula espinhal e o tronco encefálico [45].

- Neurocrânio: O neurocrânio fornece o invólucro para o cérebro e as meninges encefálicas, partes proximais dos nervos cranianos e vasos sanguíneos Figura 2.14 (a). Os ossos do Neurocrânio são em número de 8 ossos, sendo 2 pares e 4 ímpares, eles são: Frontal (1), Occipital (1), Esfenoide (1), Etmoide (1), Temporal (2), Parietal (2).
- Esqueleto da face: O esqueleto da face consiste em ossos que circundam a boca e o nariz e contribuem para as órbitas Figura 2.14 (b). No total são 14 ossos sendo que

temos 6 pares e 2 ímpares, eles são: Mandíbula (1), Vômer (1), Zigomático (2), Maxilar (2), Palatino (2), Nasal (2), Lacrimal (2), Concha nasal inferior (2).

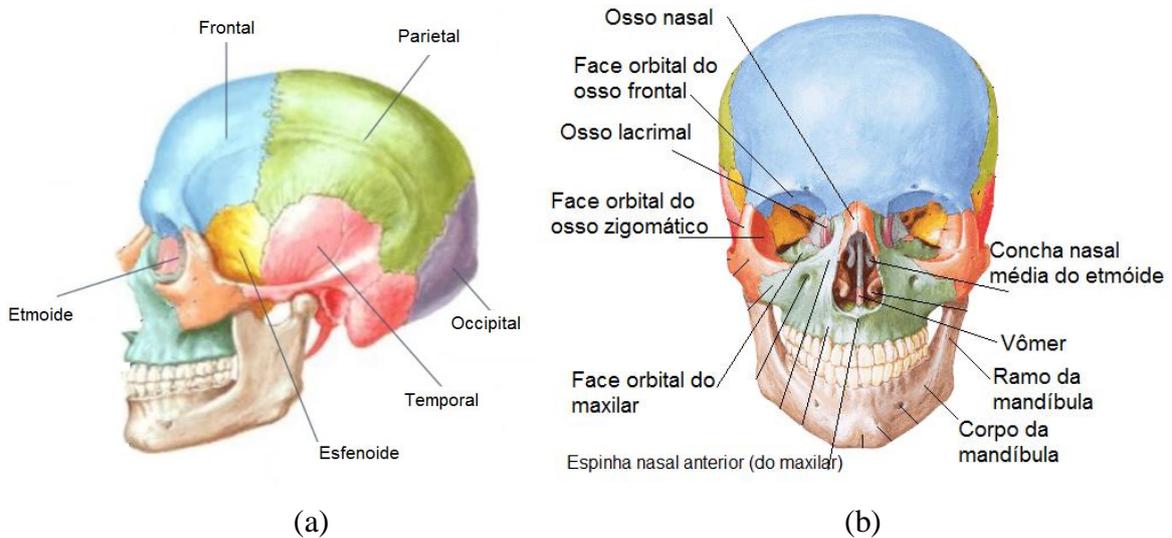


Figura 2-14: a) Ossos que compõem o Neurocrânio. b) Ossos do esqueleto da face.

2.6.2 – Critério de lesão na cabeça

Para determinar o risco de lesão na cabeça em uma colisão utiliza-se o HIC (*Head Injury Criterion*). Este critério tem como objetivo determinar, de forma quantitativa, o risco de lesão na cabeça. Os *Dummies* utilizados nos testes de colisão têm vários sensores instalados na cabeça que, durante o impacto no *crash test*, efetuam o registro do valor absoluto da desaceleração e sua dependência do tempo [46]. O critério atual de HIC está baseado no índice de severidade de Gadd (1966) modificado para funções de aceleração complexas [47]. O HIC está definido com o valor instantâneo para a aceleração segundo a Equação 2.1.

$$HIC = \max \left\{ \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (1.1)$$

Onde t_1 é o tempo inicial do contato da cabeça com alguma parte do veículo e t_2 é o tempo final e a é a aceleração medida no impacto. Se não for possível determinar estes instantes de tempo, então se estabelece o tempo de máximo valor da aceleração [46]. Em função dos tempos de desaceleração que causam danos ao cérebro [48], foram definidos os critérios de lesão na cabeça HIC_{15} e HIC_{36} , para 15 e 36 milissegundos respectivamente. Este intervalo

corresponde a faixa onde ocorre o máximo valor de aceleração no impacto. As equações para HIC_{15} e HIC_{36} são:

$$HIC_{15} = \max \left\{ \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (2.2)$$

$$HIC_{36} = \max \left\{ \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (2.3)$$

Onde a é a aceleração resultante expressa em g (a aceleração da gravidade), e t_1 e t_2 são quaisquer dois pontos no tempo (milissegundos) durante a colisão separados por intervalos são superiores a 15 ou 36 ms respectivamente.

Para realizar o cálculo a partir dos dados obtidos no teste de impacto, se utiliza o valor da aceleração resultante na cabeça Equação 2.4 em g, se filtram os dados com o filtro Buterwoth de quarta ordem com frequência de corte de 1 Khz de acordo com a norma SAEJ 211 [49].

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (2.4)$$

O critério HIC, especificado na FMVSS 208 (*Federal Motor Vehicle Safety Standard*), estabelece que a aceleração resultante no centro de gravidade da cabeça de um manequim do 50% percentil não deve exceder o valor de HIC de 700 [50].

O AIS - *Abbreviated Injury Scale* é uma escala abreviada de lesões, apresentada em 1969 por John D. States para o avanço da medicina automotiva. O objetivo da escala abreviada era quantificar a severidade de uma lesão a cada área do corpo. É uma ferramenta internacionalmente aceita, onde a gravidade das lesões é dada através de uma escala que vai de 1 (menos grave) a 6 (mais grave) [40]. Na tabela 2.2 está apresentada as categorias de gravidade de lesão subdivididas em 6 níveis.

Tabela 2.2 Escala Abreviada de Lesão AIS Tomado de [40].

AIS	Nível	Lesões
1	Menor	Lesões cerebrais leves com dor de cabeça, vertigem, sem perda de consciência, lesões cervicais leves, chicote, abrasão, contusão.
2	Moderado	Concussão com ou sem fratura do crânio, menos de 15 minutos de falta de consciência, rachaduras pequenas da córnea, desprendimento da retina, fratura no rosto ou na nariz.
3	Grave	Concussão com ou sem fratura do crânio, mais de 15 minutos sem consciência sem danos neurológicos graves, fechado e deslocado ou impressionado fratura do crânio sem inconsciência ou outras indicações de lesão no crânio, perda de visão, deslocamento e / ou fratura aberta do osso facial com antral ou implicações orbitais, fratura cervical sem danos na medula espinhal
4	Severo	Fratura de crânio fechada e deslocada ou impressionada com lesões neurológicas graves.
5	Critico	Concussão com ou sem fratura de crânio com mais de 12 horas de inconsciência com hemorragia no crânio e / ou indicações neurológicas críticas
6	Máximo	Morte, danos parciais ou totais do tronco encefálico ou parte superior da cervical por pressão ou ruptura, fratura da parte superior do colo do útero com lesões da medula espinhal

A probabilidade de lesões em função do nível de severidade da escala abreviada de lesões AIS para o *dummy* deste estudo é dada pelo conjunto de Equações 2.5-2.8, pois conforme o tamanho do *dummy* os valores são diferentes. Este conjunto de equações foi desenvolvido por Prasad e Mertz [51].

$$p(AIS + 2) = \frac{1}{1 + e^{2.49+140/HIC-0.0069*HIC}} \quad (2.5)$$

$$p(AIS + 3) = \frac{1}{1 + e^{3.39+140/HIC-0.00531*HIC}} \quad (2.6)$$

$$p(AIS + 4) = \frac{1}{1 + e^{4.9+140/HIC-0.00501*HIC}} \quad (2.7)$$

$$p(AIS + 5) = \frac{1}{1 + e^{7.82+140/HIC-0.00613*HIC}} \quad (2.8)$$

2.5.3 – Correlação de fratura no crânio

O HIC é um critério amplamente usado ao redor do mundo como um critério para definir uma lesão na cabeça num impacto frontal. De acordo com Nahum e Melvin em [23], o critério do HIC não está diretamente relacionado com dano ocasionado por acelerações rotacionais, além de ser um critério de pouca correlação com os traumas ocorridos em acidentes reais.

No trabalho de VanderVost et al [52] foi proposto um novo índice de lesão na cabeça. Nele se relaciona a variação de velocidade no intervalo de tempo medido para o HIC, com a probabilidade de fratura do crânio. Para realizar este estudo, se utilizaram crânios reais e um dispositivo pneumático para simular o contato do crânio com uma parte sólida do veículo. Em seguida foi efetuada a correlação entre os dados obtidos com as cabeças dos *dummies* utilizados nos testes de colisão. O parâmetro *Skull Fracture Correlate* (SFC) foi definido segundo a Equação 2.9.

$$SFC = \frac{\Delta V_{HIC}}{\Delta T_{HIC}} \quad (2.9)$$

Onde

$$\Delta V_{HIC} = \int_{t_1}^{t_2} a dt \quad (2.10)$$

E

$$\Delta T_{HIC} = (t_2 - t_1) \quad (2.11)$$

No trabalho de Chan et al. [53], é desenvolvido um critério generalizado de fratura de crânio linear correlacionado com o SFC. A Equação 2.12 representa esta correlação onde P é a probabilidade de fratura.

$$\ln\left(\frac{P}{1-P}\right) = 6.39 * \ln(SFC) - 32.53 \quad (2.12)$$

2.6.4 – Mecanismos de lesão no pescoço

O pescoço forma uma espécie de conexão flexível entre a cabeça e o tronco, e como tal fornece apoio estrutural para a cabeça sendo tanto rígido quanto flexível, permitindo a cabeça rotar lateral e verticalmente. Também faz parte da coluna vertebral, compreendida entre as vértebras cervicais C1 e C7, e contém os vasos sanguíneos que conduzem ao cérebro e a via aérea respiratória principal (traqueia) e a entrada do aparelho digestivo (esôfago) [37].

As principais lesões e traumas causados no pescoço estão diretamente relacionados com os traumas que ocorrem na coluna cervical. Existem três principais tipos de traumas causados à coluna cervical:

- Fratura das vértebras cervicais e danos ou rompimento dos ligamentos dos tecidos que mantêm as vértebras juntas.
- Danos à medula espinhal, provocado pelo cisalhamento e flexão entre as vértebras cervicais, alongamento físico da medula espinhal ou influenciada diretamente pela fratura das vértebras.
- Lesão direta do impacto aos tecidos macios que contêm a traqueia com a laringe, esôfago e artérias e vias principais à cabeça e ao cérebro [37].

As lesões que ocorrem na parte superior da coluna cervical e em particular as que ocorrem na articulação crânio-vertebral, também designada por atlanto-occipital por ligar o atlas ou C1 aos côndilos occipitais, são consideradas como sendo mais graves e de maior risco à vida que as que ocorrem aos níveis inferiores [54]. Caso um seccionamento total ou parcial acontecer na medula espinhal nesta região surgem deficiências muito graves e incapacitantes como a paraplegia e, no pior caso, a morte.

Na Figura 2.15 se descreve anatomicamente o movimento de cabeça e pescoço, que mostra a complexidade desses movimentos.

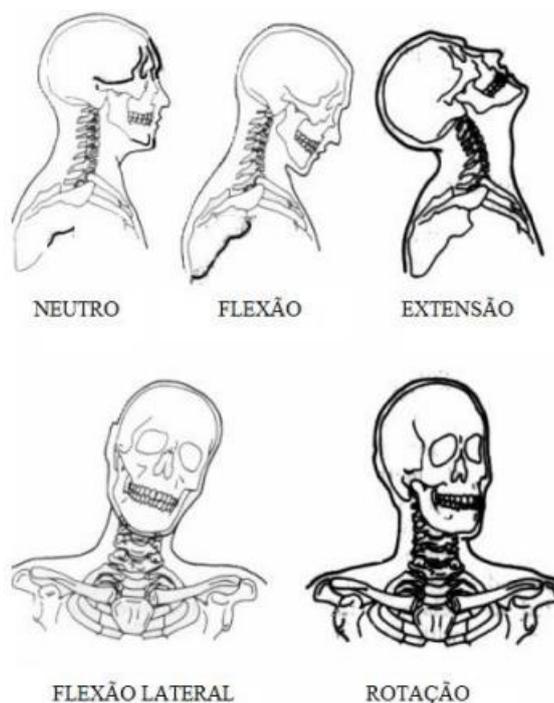


Figura 2-15: Descrição anatômica dos movimentos da coluna cervical.

2.6.5 – Critérios de lesão no pescoço

Os traumas de pescoço são divididos em três devido ao tipo de carregamento:

- Dependendo do tipo de carga axial - tração e compressão.
- Força cisalhante longitudinal.
- Momento fletor longitudinal - flexão (movimento da cabeça para frente) e extensão (movimento da cabeça para trás). [37].

Usualmente se classificam os mecanismos de trauma sob o ponto de vista da mecânica, através da análise dos esforços como se apresenta na Figura 2.16.



Figura 2-16: Descrição de engenharia para as cargas no pescoço.

A FMVSS 208 [55] estabelece o *Neck injury Criteria* N_{ij} como critério de dano para colisões, baseado na aproximação mecânica da função no côndilo occipital da cabeça por uma barra prismática e que a falha para o pescoço está relacionada com a tensão no tecido ligamentar que compreende a área entre o pescoço e a cabeça. O critério para o dano no pescoço N_{ij} está apresentado na Equação 2.13.

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_{ocy}}{M_{yc}} \quad (2.13)$$

Na Equação 2.13, F_z e M_{oc} são a força axial e o momento total no Cêndilo Occipital do pescoço como funções do tempo. F_{zc} (crítico) e M_{yc} (crítico) são constantes de normalização que dependem do *dummy* empregado em cada teste. A tabela 2.3 amostra os diferentes valores para os *dummies* empregados nos testes. Para fazer o cálculo do momento total no Cêndilo Occipital se utiliza a Equação 2.14 onde M_y é a componente do torque no eixo Y, D é a distância entre o cêndilo occipital e o sensor de força, para o *dummy Hybrid III 50%* masculino tem um valor de 0.00178 [56] e F_x é a componente da força no pescoço no eixo X. Na Tabela 2.4 tem-se os valores toleráveis de força e momento (F_z e M_y) para cada tipo de *dummy*.

$$M_{oc} = M_y - DF_x \quad (2.14)$$

Tabela 2.3 Valores críticos para o critério de lesão de pescoço usado para o cálculo do N_{ij} para vários tamanhos de *dummies* conforme FMVSS 208.

Dummy	Tração (N)	Compressão (N)	Flexão (Nm)	Extensão (Nm)
CRABI 1-ano infante	1460	1460	43	17
Hybrid III 3 anos Criança	2120	2120	68	27
Hybrid III 6 anos Criança	2800	2800	93	37
Hybrid III 5th adulto feminino	4287	3880	155	67
Hybrid III médio masculino	4500	4500	310	125
Hybrid III 50th adulto masculino	6806	6160	410	135

Tabela 2.4 Valores toleráveis para cargas no pescoço conforme FMVSS 208 para vários tamanhos de *dummies* (F_z e M_y).

	Hibrido III 50 th Masculino	Hibrido III 5 th Feminino	Hibrido III 6 anos	Hibrido III 3 anos	CRABI 1 ano
Tração (N)	3300	2080	1490	1270	1150
Compressão (N)	4000	2520	1800	1540	1390
Cisalhamento (N)	3100	1950	1400	1200	1080
Flexão (N)	190	95	57	46	39
Extensão (N)	57	28	17	14	12

Os dados porcinos originais de Mertz (1982) e Prasad (1984) também foram usados para calcular a probabilidade de lesões com severidade 2, 3, 4 e 5 da escala abreviada de lesões

em função do critério N_{ij} usando regressão logística [10]. As probabilidades de lesões com severidades distintas são apresentadas pelas seguintes Equações:

$$p(AIS + 2) = \frac{1}{1 + e^{2.054 - 1.195N_{ij}}} \quad (2.15)$$

$$p(AIS + 3) = \frac{1}{1 + e^{3.227 - 1.969N_{ij}}} \quad (2.16)$$

$$p(AIS + 4) = \frac{1}{1 + e^{2.693 - 1.195N_{ij}}} \quad (2.17)$$

$$p(AIS + 5) = \frac{1}{1 + e^{3.817 - 1.195N_{ij}}} \quad (2.18)$$

A NHTSA no seu documento [10] propõe uma nova forma de apresentação dos resultados para o critério N_{ij} . O conceito de critério de lesão no pescoço baseado em uma combinação linear de cargas e momentos foi expandido para incluir as quatro principais classificado de modos combinados de carregamento do pescoço; As quatro classificações são tração-extensão, tração-flexão, compressão-extensão e compressão-flexão. Os critérios resultantes são referenciados como N_{ij} , onde "ij" representa índices para os quatro mecanismos de lesão; a saber: NTE, NTF, NCE e NCF. O primeiro índice representa a carga axial (tração e compressão) e o segundo índice representa o momento de flexão do plano sagital (flexão e extensão). Para avaliar a resposta com os quatro critérios, se emprega o modelo da Figura 2.17 onde a região sombreada do gráfico mostra a região para todos os quatro modos de carregamento que atenderiam os requisitos de desempenho para N_{ij} . Os valores apresentados na Figura são os propostos para o *dummy Hybrid III* 50% masculino.

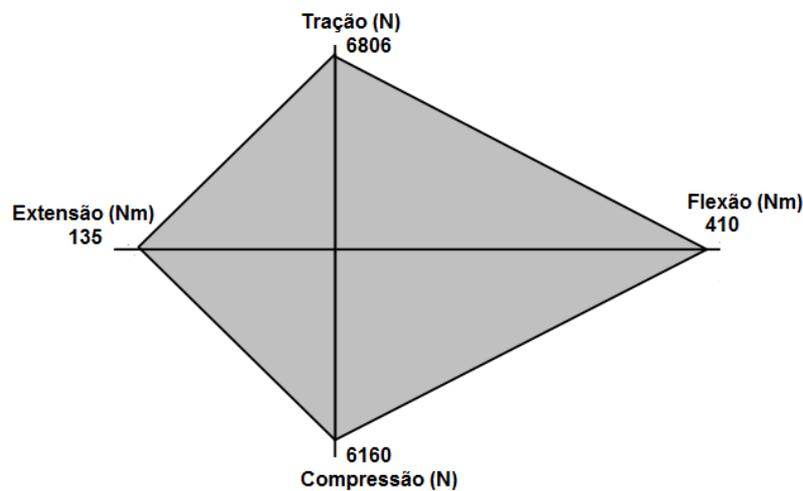


Figura 2-17: Critério proposto para a N_{ij} para um *dummy Hybrid III* 50% masculino.

2.6 MODELOS COMPUTACIONAIS DE COLISÃO FRONTAL

Existem diferentes situações que podem ocasionar um acidente em colisão frontal tais como efetuar as seguintes atividades enquanto dirige: manusear o celular, alimentar-se, fumar, buscar objetos no interior do veículo, entre outras [57]. Existem alguns programas que permitem a simulação de colisões com veículos. Entre eles pode-se encontrar: PAMCRASH, PAM- SAFE, MADYMO y LS-DYNA. Os modelos criados em um desses programas podem ser importados para os outros e trabalhar com eles. Os dos últimos programas mencionados, são os mais usados para modelos de *dummies* [58].

O MADYMO é um *software* que permite recriar a estrutura de um veículo e do modelo antropomórfico. Será dada a seguir uma breve explicação sobre o funcionamento do programa, utilizando-se o próprio manual teórico *Madymo theory manual* [59]. A abordagem dos resultados das simulações tem como base os critérios de lesão, já apresentados neste trabalho. São abordadas também algumas noções de biomecânica visando uma análise conveniente a gravidade das lesões.

2.7.1 – Formulação Teórica

O MADYMO -(*Mathematical Dynamic Model*) é um programa de simulação de comportamentos físicos baseado no análise de colisões de automóveis e de danos sofridos pelo impacto no corpo humano. O programa é utilizado também com uma grande variedade de veículos em estudos de colisão. Tem a capacidade de simular o efeito de sistemas de segurança passiva como sistemas de retenção e *airbags* durante o impacto [59]. Um modelo em MADYMO pode ser realizado inteiramente em corpos múltiplos, inteiramente em elementos finitos ou numa conjugação de ambos. O MADYMO oferece a possibilidade de utilizar funções pré estabelecidas da sua biblioteca para definir forças, contatos e toda uma variedade de interações entre os modelos de *dummy* e todos os outros elementos que o rodeiam, como o sistema de retenção, modelo e superfícies do veículo [9]. O MADYMO utiliza três tipos de modelo de *dummy*: 1. Elipsoide, 2. Modelos de faceta, 3. Modelos de elementos finitos. A principal diferença entre os modelos são as técnicas de modelagem aplicadas para representar a geometria e as propriedades mecânicas.

Todos os *dummies* de MADYMO são construídos de correntes de corpos rígidos com propriedades inerciais conectadas por juntas cinemáticas. Por isso seu posicionamento e sua instrumentação são similares, com pequenas exceções [60].

2.7.1.1 – Espaço de Referência

Os modelos elipsoidais são mais eficientes em tempo de CPU, otimização e extensos estudos de sensibilidade de parâmetros. Mas sua melhor aplicação é no acoplamento num entorno de elementos finitos. Os modelos de EF tem uso mais para interações de contato locais e efeitos de deformações em materiais, geralmente são utilizados em choques estruturais de veículos. Modelos simulados EF não são particularmente adequados para otimização e extensos estudos de parâmetros [61].

Apresenta-se a seguir uma introdução da geometria e o espaço de referência para o modelo elipsoide, usado na simulação do projeto.

É utilizado o sistema cartesiano de referência (X, Y, Z) a origem é escolhida pelo programador. Normalmente se utiliza o eixo Z orientado para cima, sendo a força gravitacional para abaixo na orientação Z negativa. Relativamente a este sistema Figura 2.18, se descreve a movimentação de todos os sistemas, sendo possível ancorar qualquer corpo múltiplo a uma determinada coordenada cartesiana, restringindo então o seu movimento [59].

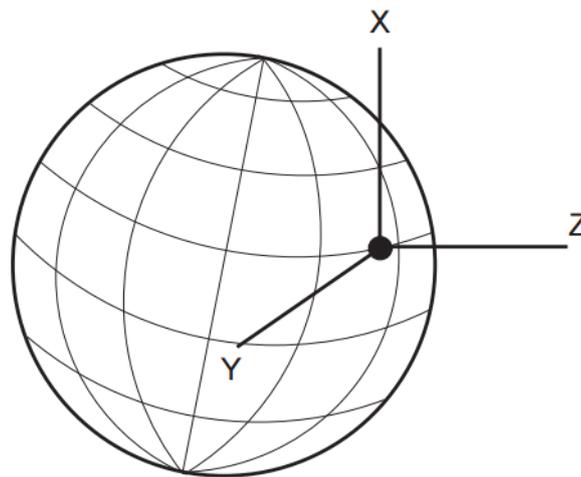


Figura 2-18: Sistema de coordenadas de espaço de referência.

2.7.1.2 – Sistema de Multicorpos

Um sistema de corpos múltiplos é onde dois ou mais corpos estão interligados através de juntas cinemáticas (vide Figura 2.19), podendo existir diferentes graus de liberdade entre corpos, o tipo de junta cinemática que os une. Os sistemas independentes são considerados quando não existir nenhuma junta cinemática entre dois corpos [54].

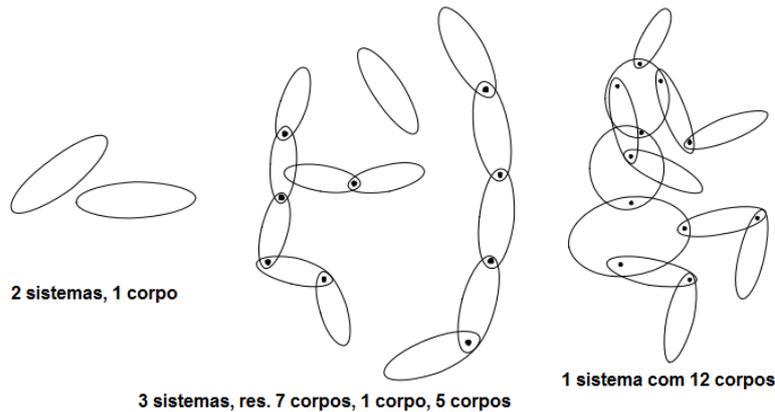


Figura 2-19: Exemplos de sistemas simples e corpos múltiplos.

Através da interligação de múltiplos corpos é possível gerar sistemas de dois tipos, como mostra a Figura 2.20 sistemas de corpos múltiplos aberto ou em árvore e sistema de corpos múltiplos fechado. Quanto maior for a complexidade do sistema de corpos múltiplos, em termos de número de corpos e número de graus de liberdade das juntas cinemáticas que os unem, maior irá ser como é obvio o tempo para análise computacional, pois o modelo se encontra mais pesado [54].

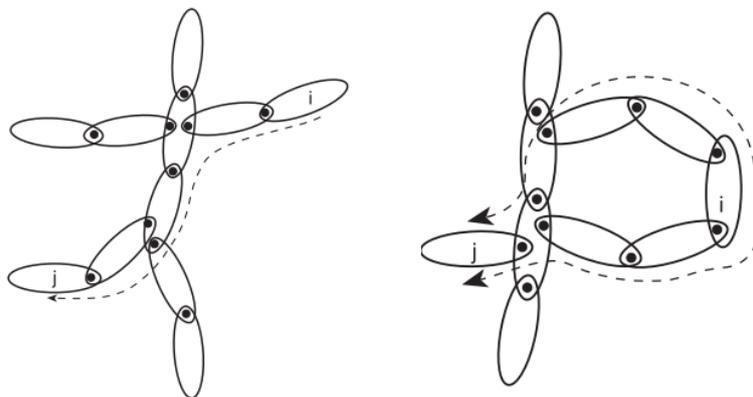


Figura 2-20: Exemplos de sistemas de corpo múltiplo em cadeia aberta, à esquerda, e fechada à direita.

2.7.1.3 – Cinemática de um corpo rígido

O corpo rígido é um elemento definido pela sua massa, centro gravitacional, momento e produto de inércia. A forma do corpo é irrelevante para as equações de movimento, sendo todavia relevante quando ao contato do mesmo com um outro corpo do mesmo sistema ou de um outro [54].

Para quantificar os dados de um corpo rígido é definido um sistema de coordenadas (X_i, Y_i, Z_i) um corpo local i , pelo que os dados de um dado corpo são registados de acordo as suas coordenadas locais. Cada corpo rígido também está sujeito a um vector g_i correspondente à força gravitacional. O corpo rígido é definido com base em seis equações e seis incógnitas, que descrevem o seu movimento de translação e rotação em torno de três eixos principais. Na Figura 2.21 mostra a relação entre a coordenada local (X_i, Y_i, Z_i), de um corpo rígido i e a coordenada (X, Y, Z), da referência espacial. O vector r_i dá a posição relativa entre os dois sistemas de coordenadas [54].

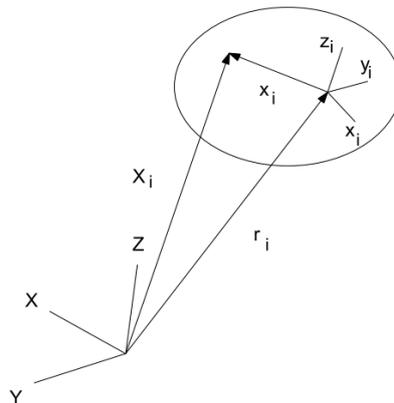


Figura 2-21: Relação entre sistema de coordenadas local e sistema de referência espacial.

2.7.1.4 – Juntas Cinematicas

São as chaves dos modelos de corpos múltiplos, tornam possível a união de dois corpos independentes [54]. Tem varias características diferentes, possuindo diferentes graus de liberdade, de forma a simular condições físicas reais nos modelos, principalmente nos antropomórficos. Entre as juntas mais utilizadas estão:

- **Junta de revolução** Possui um grau de liberdade, e é utilizada para modelação de juntas do pescoço e das costelas do modelo antropomórfico utilizado Figura 2.22.

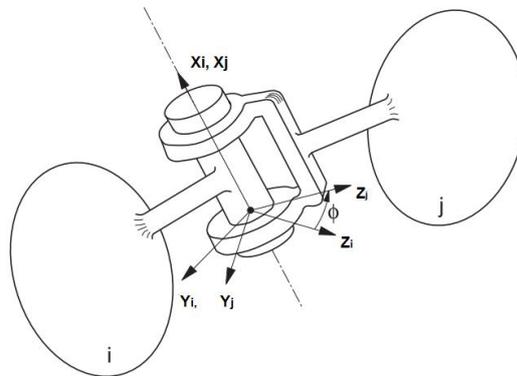


Figura 2-22: Junta de revolução.

- **Junta de translação** Permite o movimento de translação entre dois corpos segundo um dos eixos, sem permitir movimento de rotação. Utilizado ao nível do ligação das elipsóides que formam o externo e o abdome como na Figura 2.23.

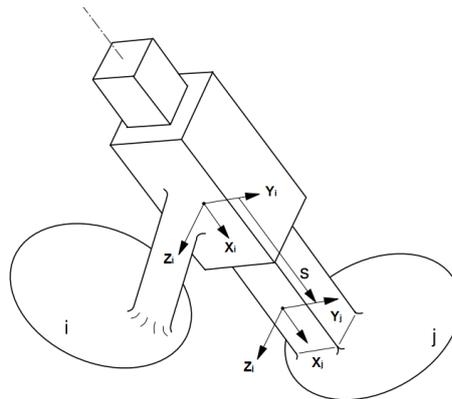


Figura 2-23: Junta de translação.

- **Junta esférica** No modelo antropomórfico é utilizada na união das elipsóides do pescoço e braço Figura 2.24, permite uma rotação segundo os parâmetros de Euler sobre as coordenadas da própria junta [54].

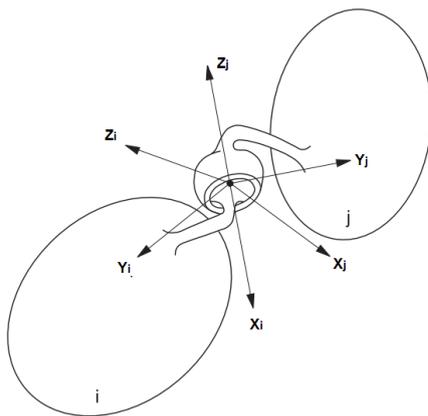


Figura 2-24: Junta esférica.

- **Junta Universal** Tem dois graus de liberdade essencialmente seu movimento é em torno de um eixo de coordenadas comum aos dois corpos, utilizado para o movimento dos ombros no modelo simulado como em [54], e visto na Figura 2.25.

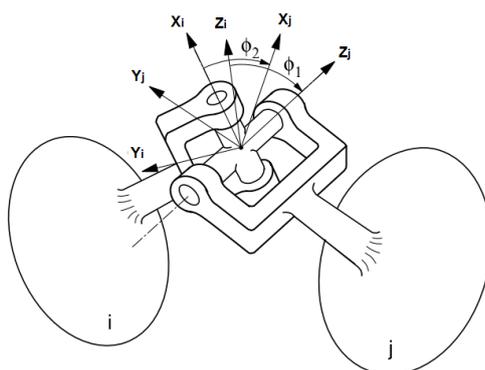


Figura 2-25: Junta universal.

- **Junta Fixa** Constringe todo o movimento entre dois corpos rígidos, Figura 2.26.

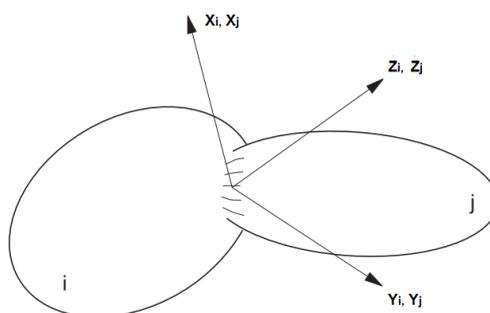


Figura 2-26: Junta fixa.

2.7.1.5 – Sensores, sinais, operadores e controle de elementos

São elementos que permitem controlar as condições do sistema modelado, impondo leis sobre o modelo, como forças ou outro tipo de função. A assimilação de dados como a velocidade e aceleração de cada elipsoide ou a força exercida sobre o sinto de segurança é responsabilidade dos sensores [54].

A forma de controlar os movimentos dos modelos é a partir dos sinais utilizados para enviar inputs a os operadores e controladores. Os operadores por seu lado são utilizados para controlar esses sinais, podendo atrasar ou limitar os mesmos no tempo. Os atuadores são responsáveis pela aplicação de forças e binários diretamente nos modelos de corpos múltiplos, como é o caso da força gravitacional [54].

2.7.2 – Modelo de Elipsoide

A **cabeça** tem sido modelada com um corpo elipsoide associado rígido que tem duas superfícies, representado o crânio e o rosto Figura 2.27 (a). O **pescoço** se compõe por quatro partes: a parte superior a célula de carga, a placa de fixação entre a cabeça e o pescoço e a coluna do pescoço que da suporte ao pescoço Figura 2.27 (b).

Os **braços** consistem do braço superior e o inferior com a mão.

O **tórax** consiste em geral, nas seguintes partes: a caixa da coluna vertebral, a caixa torácica, as clavículas, o babador e a jaqueta. O tórax é modelado com múltiplas cadeias de corpos e articulações.

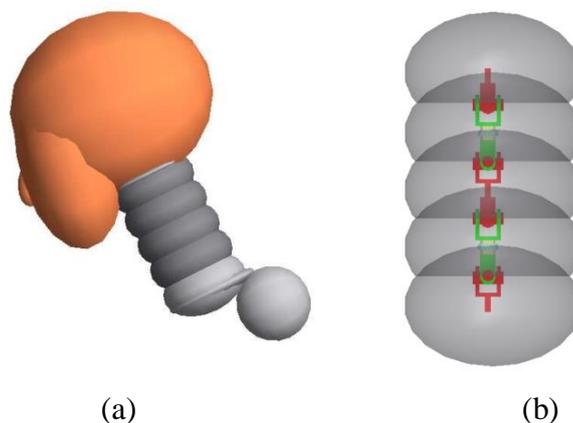


Figura 2-27: a) Geometria da cabeça do *Hybrid III* 50th percentil formado por elipsoides.
b) Modelo do pescoço.

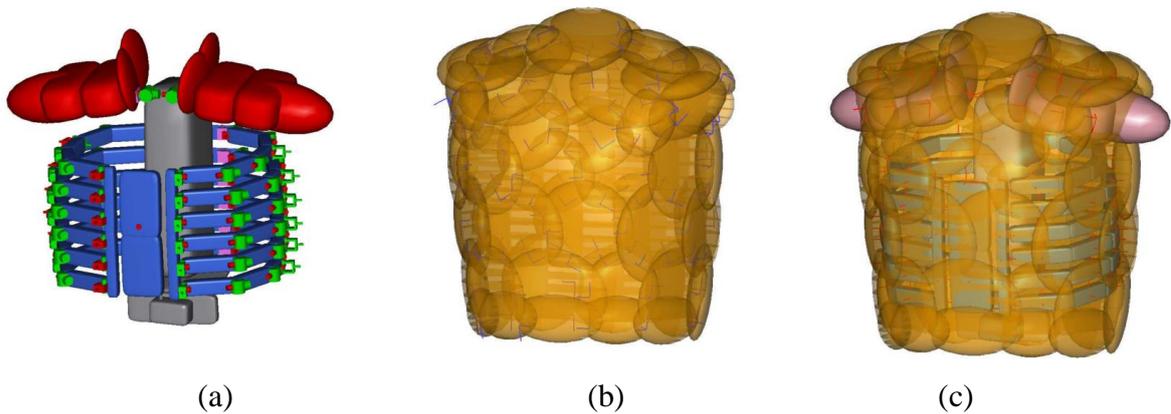


Figura 2-28: (a) Modelo de caixa torácica, (b) Modelo revestimento, (c) Modelo de interação da caixa torácica do *Hybrid III* 50th percentil, formado por elipsoides.

2.7.2.1 – Sistema de retenção

O MADYMO tem a possibilidade de simular o comportamento de um *dummy* utilizando um sinte de segurança, este sistema pode ser modelado de forma analítica o com base em elementos finitos, sendo deformável.

Como a simulação estuda a colisão frontal, o tipo de sistema de retenção utilizado foi de três pontos de apoio, um de cada lado da zona pélvica e mais um do lado esquerdo do ombro do *dummy* [55].

3. METODOLOGIA

3.1 INFORMAÇÕES OBTIDAS NA BASE DE DADOS DA NHTSA PARA USO NA VALIDAÇÃO

No desenvolvimento deste projeto foi realizado um estudo preliminar dos automóveis tipo Sedan, por serem os veículos mais comuns encontrados nas estradas, tanto nos Estados Unidos quanto no Brasil [62]. Utilizaram-se para este fim informações da base de dados da NHTSA [10].

- Testes de colisão frontal do novo programa de avaliação de carros novos NCAP, aplicados em veículos com elementos de segurança passiva, com relatórios e base de dados completos.
- O *dummy* utilizado nos testes foi o *Hybrid III* 50th percentil, escolhido por ser o mais conhecido e utilizado em colisão frontal. Os testes foram com maior detalhamento das informações biomecânicas dos *dummies Hybrid III* em colisão frontal, para verificar a validade das simulações e desenvolver os objetivos deste projeto.
- Neste trabalho foram selecionadas as respostas de veículos e condutores em testes de colisão mais recentes entre modelos de anos 2009 e 2016, devido à ampla informação em relatórios, fotos, vídeos e respostas dos ocupantes e do veículo.

Os *dummies Hybrid III* foram sempre projetados e testados para simular movimentos dinâmicos em colisões frontais, o que garante que o seu desempenho para responder a modificações que conservem a dinâmica frontal. Além disso, são confiáveis para análise. Levando em conta os fatores, supracitados, foram efetuadas pesquisas na base de dados da NHTSA (*Vehicle Crash Test Database*) visando obter as informações sobre as respostas dos diferentes veículos durante os testes [18].

Estas informações levaram a uma seleção de 45 veículos modelo Sedan, das marcas mais usadas no mercado. Os testes considerados usam dois *dummies*, um no assento do condutor e o outro no assento do passageiro. O condutor, que é o *dummy* de interesse é um *Hybrid III* 50th percentil masculino. O *dummy* está retido por meio do cinto de segurança. O veículo impacta frontalmente contra uma barreira fixa e rígida a uma velocidade de 35 mph (56km/h). Os testes são realizados de acordo com a metodologia de teste de impacto frontal da NCAP, para diferentes regulamentos da FMVSS [63].

3.1.1 Instrumentação dos testes

Foram estudadas as respostas do acelerômetro para a cabeça, além da força nos eixos X e Z e torque em Y para célula de carga do pescoço. Os dados dos acelerômetros e das células de carga publicados na base de dados da NHTSA começa geralmente em 20 ms antes do choque do veículo com a barreira fixa e dura 300 ms após do contato inicial. Este estudo se concentrou na resposta do veículo durante os primeiros 200 ms após do impacto. A Figura 3.1, apresenta a resposta de aceleração para a cabeça, de um relatório da NHTSA para uma colisão frontal de um veículo Sedan. Conforme observado na Figura 3.1, apresenta a resposta máxima de aceleração para o cálculo do HIC, geralmente está nos 100 primeiros milissegundos da colisão.

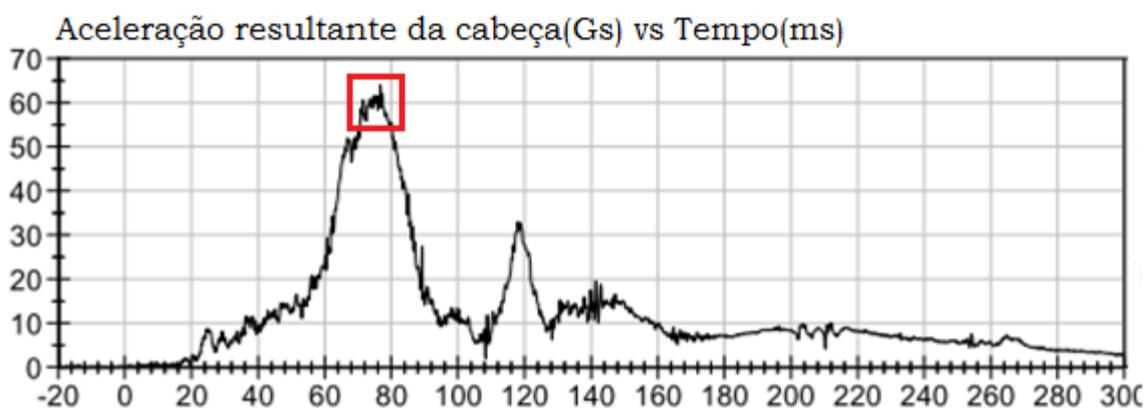


Figura 3-1 Exemplo: valor máximo resultante da aceleração na cabeça, antes dos 100 ms, gráfico obtido em um dos relatórios da NHTSA para um modelo Sedan.

Para extrair os dados do acelerômetro e realizar a filtragem do banco de dados da NHTSA, foi efetuado o seguinte procedimento. Procurou-se na base de dados da NHTSA testes de colisão frontal, tendo em vista o modelo de veículos Sedan de marcas diferentes do ano 2009 a 2016, (Figura. 3.2).

Test No.	Vehicle No.	Multimedia Files	Vehicle Make	Vehicle Model	Model Year	Engine Displacement (liters)	Vehicle Test Weight (Kgrams)	Vehicle Length (mm)	Vehicle Width (mm)	Max. Crush Distance (mm)	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
6601	1	Photos Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	3.50	2074	4750	1896	592	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
6602	2	Photos Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	3.50	1953	4804	1901	274	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
6893	1	Photos Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	3.50	2074	4750	1896	0	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
7054	1	Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	2.70	0	0	0	0	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
7055	1	Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	2.70	0	0	0	0	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
7056	1	Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2009	2.70	1840	4771	1895	565	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
7174	1	Photos Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2011	2.70	1749	4593	1889	541	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information
7177	2	Photos Reports Videos	TOYOTA	VENZA	2011	2.70	1821	4760	1894	253	Instrumentation Information	Occupant Information	Barrier Information

Figura 3-2: Base de dados da NHTSA para colisão frontal, modelos Sedan.

Depois de identificado um teste de interesse com as características estabelecidas (marcado na Figura 3.2) procurou-se neste teste as respostas mais relevantes para o estudo. Encontram-se na base de dados testes com mais de 100 curvas de respostas dos acelerômetros, células de carga e transdutores de deslocamento como na Figura 3.3.

Total 102 record(s)

Curve No.	Test No.	Vehicle No.	Sensor Type	Sensor Location	Sensor Attachment	Axis Dir. of Sensor	Data Measurement Units	Data Status
1	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	X - LOCAL	G'S	AS MEASURED
2	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	Y - LOCAL	G'S	AS MEASURED
3	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	Z - LOCAL	G'S	AS MEASURED
4	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	X - LOCAL	G'S	AS MEASURED
5	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	Y - LOCAL	G'S	AS MEASURED
6	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	HEAD CG	Z - LOCAL	G'S	AS MEASURED
7	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	X - LOCAL	NEWTONS	AS MEASURED
8	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	Y - LOCAL	NEWTONS	AS MEASURED
9	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	Z - LOCAL	NEWTONS	AS MEASURED
10	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	X - LOCAL	NEWTON-METERS	AS MEASURED
11	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	Y - LOCAL	NEWTON-METERS	AS MEASURED
12	6601	1	LOAD CELL	LEFT FRONT SEAT	NECK - UPPER	Z - LOCAL	NEWTON-METERS	AS MEASURED
13	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	X - LOCAL	G'S	AS MEASURED
14	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	Y - LOCAL	G'S	AS MEASURED
15	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	Z - LOCAL	G'S	AS MEASURED
16	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	X - LOCAL	G'S	AS MEASURED
17	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	Y - LOCAL	G'S	AS MEASURED
18	6601	1	ACCELEROMETER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	Z - LOCAL	G'S	AS MEASURED
19	6601	1	DISPLACEMENT TRANSDUCER	LEFT FRONT SEAT	CHEST	X - LOCAL	MILLIMETERS	AS MEASURED

Figura 3-3 Exemplo de dados de teste de impacto da base NHTSA, com 19 resultados selecionados entre os 102 conjuntos de respostas dos acelerômetros, células de carga e transdutores de deslocamento.

Em seguida os formatos do pacote de dados foram escolhidos para o tratamento e estudo correto das informações biomecânicas do *dummy* Figura 3.4

Teste nº:	6750	Download Teste: 06750
Contrato ou título do estudo:	NCAP - 2010 TOYOTA CAMRY LE 4-DR SEDAN	<div style="border: 1px solid red; padding: 5px;"> NHTSA UDS-1992 NHTSA EV5 ASCII XY Formato Binário Altair (ABF) NHTSA ISO_MME DIAdem TDMS Formato XML do NHTSA </div>
Executante do teste:	PESQUISA MGA	
Referência do Teste:	BT09061701	
Tipo de Teste:	Teste de avaliação de carro novo de validação	
Configuração do teste:	VEÍCULO EM BARREIRA	
Velocidade de Encerramento (kph):	56,50	
Ângulo de impacto (graus):	0	
Distância de deslocamento (mm):	0	
Nº da versão:	V5	
Objetivos do Teste:	CARACTERÍSTICAS DE SEGURANÇA E SEGURANÇA DOS ACESSÓRIOS DO VEÍCULO	
Data do teste:	17/06/2009	
Contrato nº:	DTNH22-06-D-00028	
Superfície da pista de teste:	CONCRETO	
Condição da pista de teste:	MOLHADO	
Temperatura ambiente (graus Celsius):	21	
Tipo de gravador:	DE OUTROS	
Número Total de Curvas:	102	
Comentário do teste:	DTS TDAS PRO A BORDO DAS	Faça o download em um URL: DIAdem TDMS Formato NHTSA XML

Figura 3-4: Detalhes de cada teste e formatos da informação fornecida pela NHTSA.

Com ajuda de MATLAB foi implementado o filtro passa baixa Butterworth de quarta ordem necessário para o tratamento correto dos dados biomecânicos, segundo a norma SAEJ211 [49]. Os mais de 7.000 dados foram filtrados segundo a norma e foi estabelecido um intervalo de aproximadamente 3.800 dados correspondentes ao tempo de 200 ms.

As Figuras seguintes apresentam as respostas de aceleração dos testes de impacto coletados no banco de dados da NHTSA, sendo a aceleração resultante da cabeça, Fig. 3.5 força em X, Fig. 3.6 força em Z, Fig. 3.7 e o torque em Y na Figura 3.8, juntamente com o valor da média e determinado um desvio padrão de ± 1 acima e abaixo da média. Os resultados indicam o nível de dispersão e comportamento nas respostas da aceleração e forças em uma colisão frontal. Este conjunto completo de curvas medias juntamente com o desvio padrão é uma faixa de confiabilidade criado para a validação dos valores da simulação.

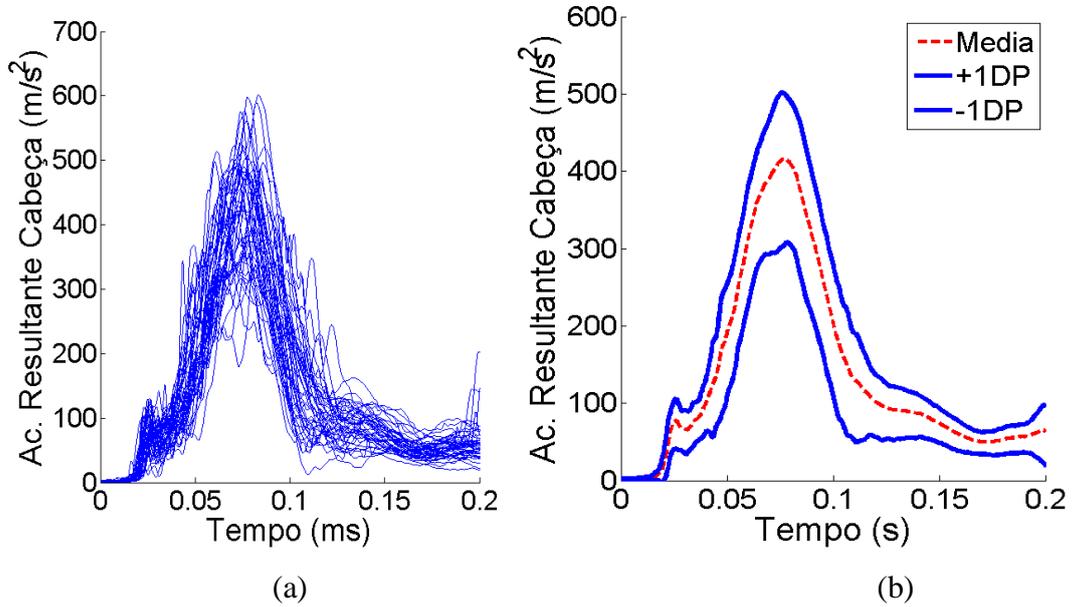


Figura 3-5: (a) Respostas das acelerações resultantes na cabeça para 45 testes de colisão frontal. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.

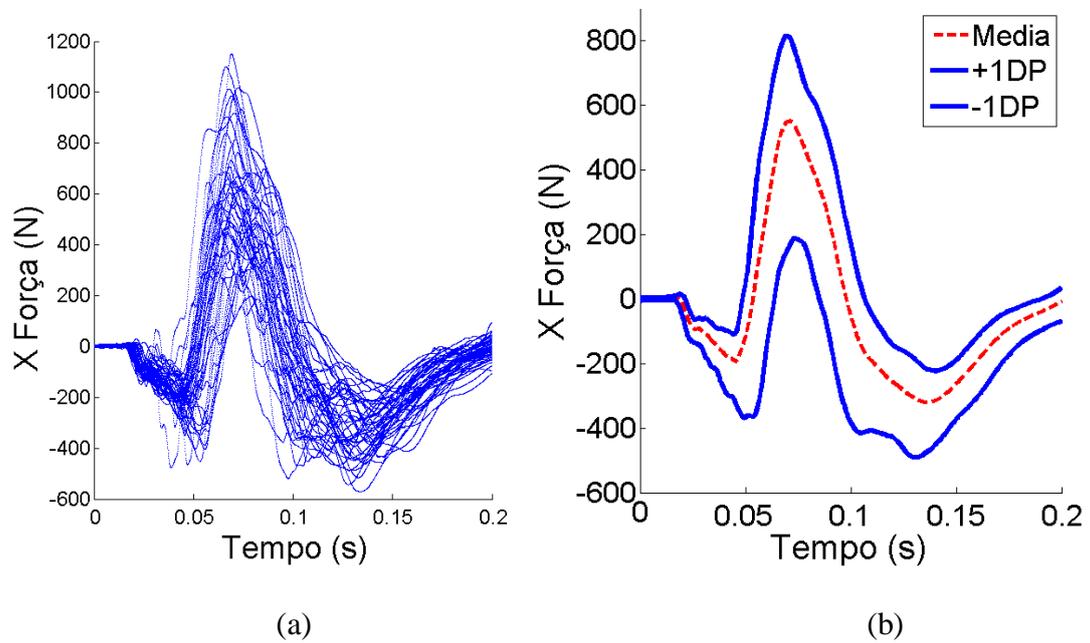


Figura 3-6: (a) Respostas das forças em X para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.

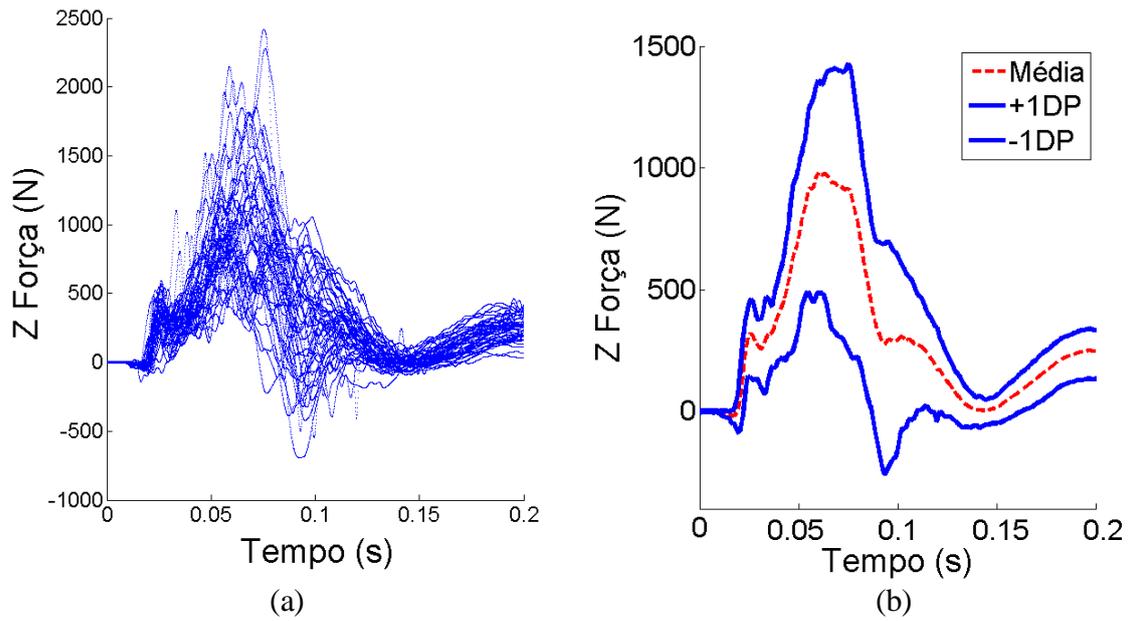


Figura 3-7: (a) Respostas das forças em Z para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.

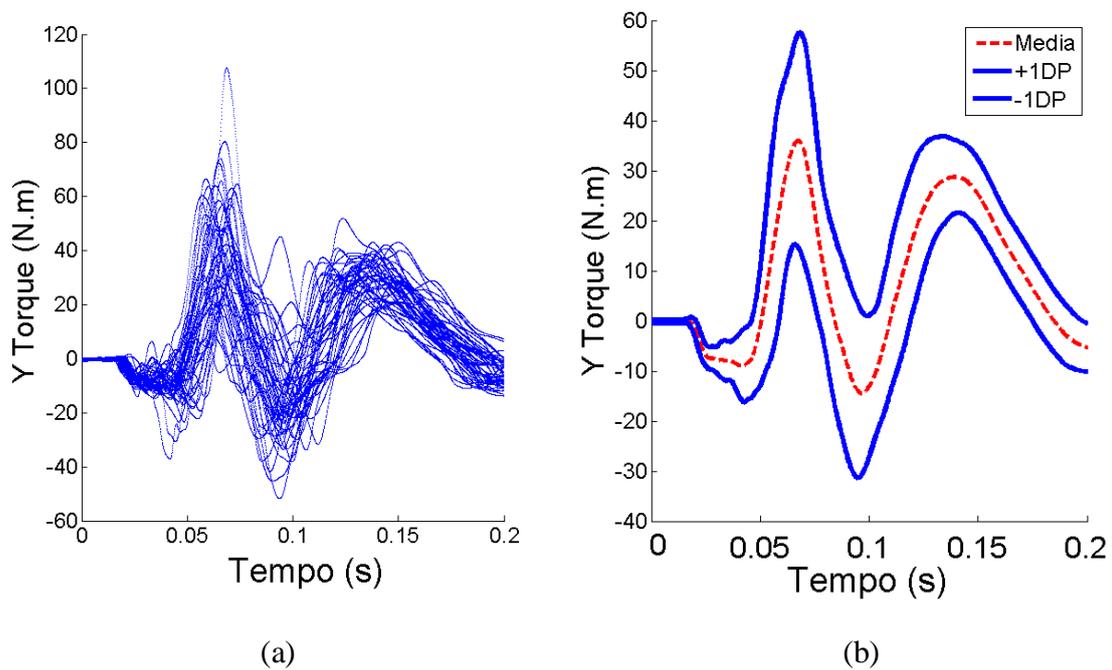


Figura 3-8 Figura 3.8: (a) Respostas das torque em Y para a célula de carga do pescoço na parte superior para 45 testes. (b) Média e o desvio padrão, acima e abaixo da média.

3.2 INFORMAÇÃO E PARÂMETROS DO MODELO

Os testes de impacto são geralmente realizados em laboratórios sofisticados, com equipamentos de alto custo e infraestrutura com protótipos especializados. Todavia, com o avanço do *software*, simulação de ensaios com o uso de métodos numéricos tem contribuído para a redução dos custos destes testes [23].

Os modelos simulados neste projeto representam um choque frontal de um veículo contra uma barreira rígida e fixa. Segundo [64] a FHWA - (*Federal Highway Administration*) e a NHTSA a traves da NCAC (*National Crash Analysis Center*) tem desenvolvido estes modelos com o propósito de avançar nos análises de simulações de impacto e melhorar significativamente os critérios e ferramentas utilizados na segurança. Os modelos são validados para condições de choques específicos. A simulação neste caso, é uma simplificação do que realmente acontece durante o impacto frontal do veículo contra um obstáculo, como por exemplo um poste, uma parede, ou outro veículo. Existem vários modelos de *dummy* na biblioteca do *software* de simulação usado neste trabalho (MADYMO).

Cada um destes modelos possui características específicas para cada tipo de ensaio. No caso em estudo (colisão frontal) os modelos podem ser encontrados no site da NHTSA [9]. As partes que constituem o modelo são o *dummy* modelo *Hybrid III 50th percentil*, (Figura 3.9) por sua melhor capacidade de determinação do nível das lesões em impacto frontal, o cinto de segurança, o *airbag* (almofada de ar), e o habitáculo de segurança [59].



Figura 3-9: Modelo do *dummy Hybrid III 50th percentil*, formado por elipsoides.

Em vez de utilizar diferentes modelos de veículos e fazer uma análise prévia da resposta dos modelos a diferentes pulsos de entrada, decidiu-se estudar o comportamento de 2 modelos de veículos de simulação, pela fidelidade de sua resposta com os testes reais (disponíveis na base de dados NHTSA), além de serem comparáveis em termos de dimensões externas, tipo de automóvel e massa.

3.3 SIMULAÇÃO MADYMO

Usando como marco de referência as coordenadas da Figura 3.10 para os modelos de veículos e o *dummy*, se apresenta os modelos 1 e 2 com este sistema coordenado.

O primeiro modelo de veículo usado na simulação foi um Toyota Venza 2013 (modelo 1) e o segundo é um Honda Accord 2013 (modelo 2), tendo como referência a ordem cronológica no qual foram estudados. O sistema coordenado foi definido da seguinte forma: Eixo *X* na direção de movimento do veículo durante o impacto frontal, sendo positivo o movimento para a frente. O eixo *Y* está orientado no plano horizontal, perpendicularmente ao eixo *X*, sendo positivo na orientação à direita do condutor. O eixo *Z* está orientado ao longo da vertical em relação à direção do impacto frontal, com sentido positivo para acima. Nas seguintes Figuras 3.11 e 3.12 são apresentados os modelos 1 e 2 com o *dummy* na posição do condutor e as orientações descritas. Embora existam diferenças, os modelos utilizados tem as dimensões e comportamento dos veículos completos que representam.

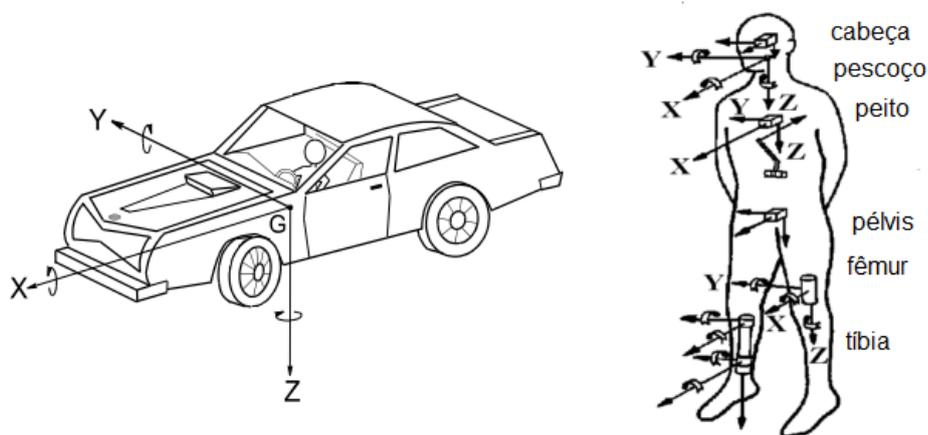
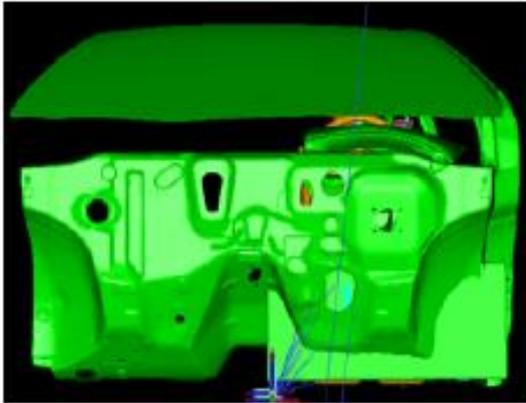
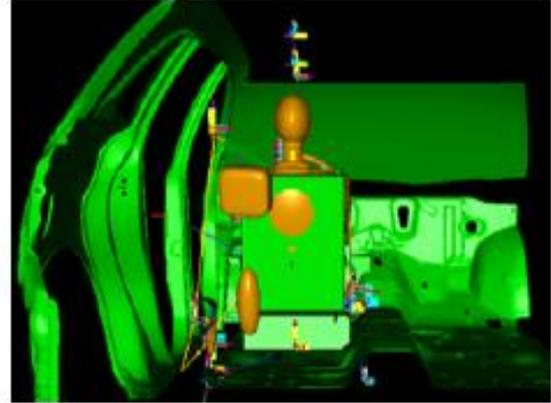


Figura 3-10: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 1.



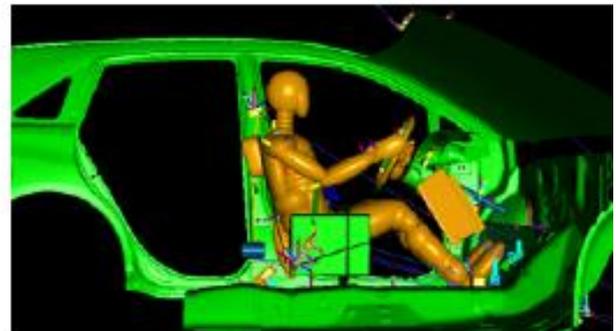
(a) Vista frontal no eixo X.



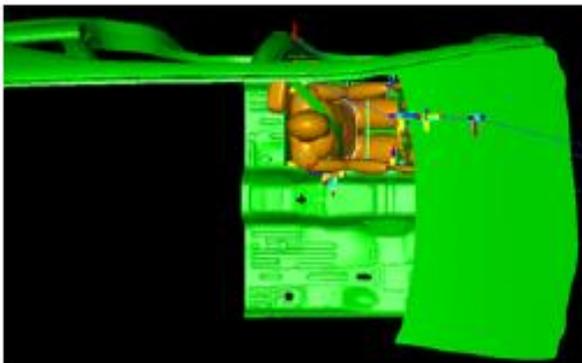
(b) Vista traseira no eixo X.



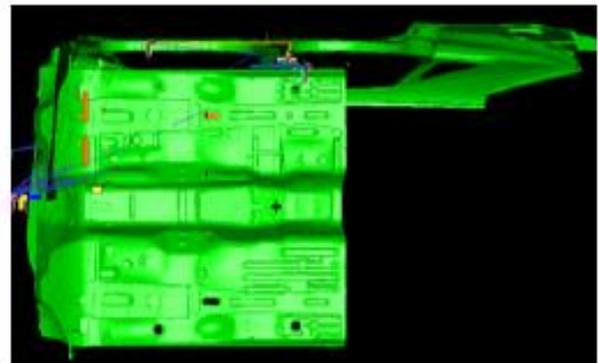
(c) Vista do lado esquerdo no eixo Y.



(d) Vista do lado direito no eixo Y.



(e) Vista superior do eixo Z.



(f) Vista do lado inferior no eixo Z.

Figura 3-11: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 1.



(a) Vista frontal no eixo X.



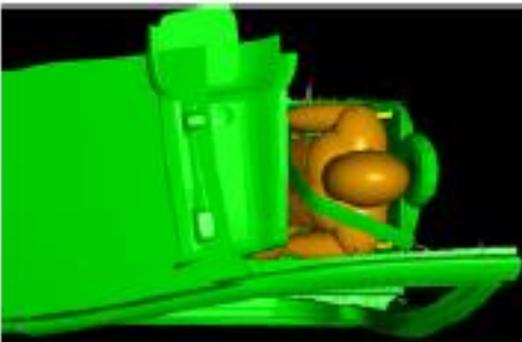
(b) Vista traseira no eixo X.



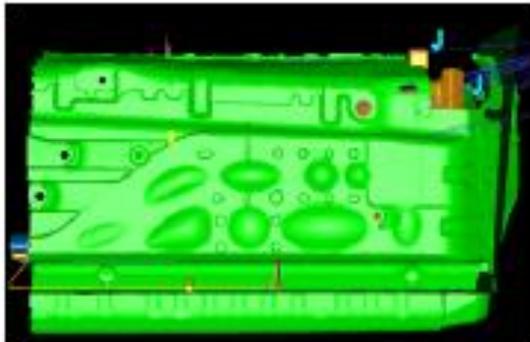
(c) Vista do lado esquerdo no eixo Y.



(d) Vista do lado direito no eixo Y.



(e) Vista da parte superior no eixo Z.



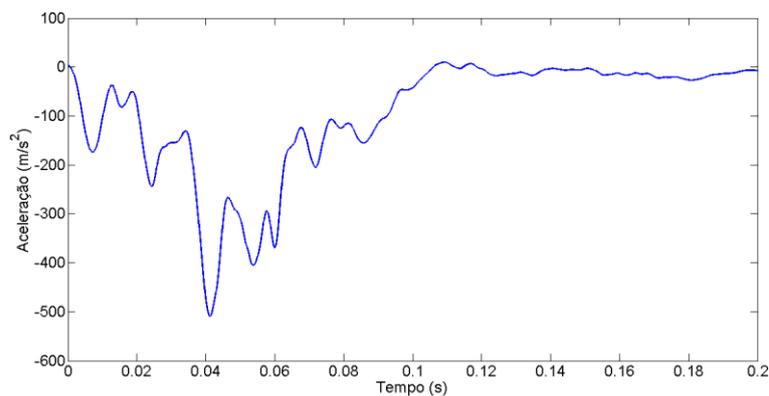
(f) Vista da parte inferior no eixo Z.

Figura 3-12: Sistema de coordenadas utilizado nas simulações, para o modelo 2.

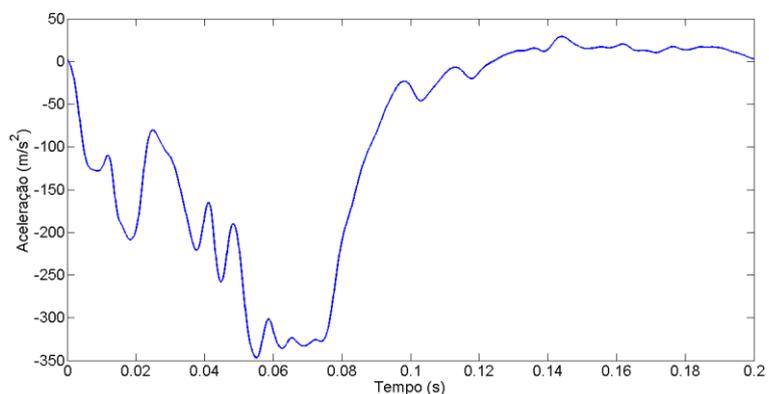
Existem diferentes parâmetros que podem ser alterados e elementos que podem ser incorporados ao modelo, resultando em variações nos resultados das simulações. Segundo

Bois [9], os parâmetros básicos para os testes com modelos como o *dummy Hybrid III 50th* percentil são: Estar com cinto de segurança, na posição sentado, permite-se variar as posições do corpo no assento e o ângulo da cabeça em relação ao repouso cabeças.

A partir dos dados disponíveis nos testes de colisão reais, coletados no banco de dados da NHTSA, um pulso de aceleração foi selecionado para o modelo. Este pulso foi usado como uma função de entrada de desaceleração na simulação para obter o comportamento global do veículo quando impacta em uma barreira rígida [55]. Pela simulação obtêm-se a resposta do *dummy* na colisão. Para o modelo 1, foi escolhido o pulso de aceleração apresentado na Figura 3.13 a) e para o modelo 2, foi escolhida a resposta mostrada na Figura 3.13 b). Por conseguinte, os sinais de saída forneceram movimentos precisos do *dummy* para uma colisão frontal. Assim por meio dos sensores no *dummy* matemático é obtida e estudada a dinâmica do *dummy* para avaliar o potencial de risco de lesão do ocupante [15].



(a)



(b)

Figura 3-13: (a) Pulso de aceleração para o modelo 1. (b) Pulso de aceleração para o modelo 2.

- **Posição do *dummy***

Para posicionar o modelo do *dummy*, os elementos INITIAL.JOINT_POS no *software* MADYMO devem ser usados. No posicionamento de todas as articulações necessárias do *dummy*, os elementos INITIAL.JOINT_POS tem definidos os tipos de juntas livres e juntas esféricas, para os deslocamentos e com os graus de liberdade de rotação. O posicionamento completo do *dummy* foi realizado na junta simulada (Dummy_int) que é uma união livre que conecta o H-ponto do *dummy* a seu entorno. De acordo com as direções na Figura 3.14, que apresenta as direções de translação e rotação positivas, para todas as articulações, com respeito do sistema de coordenadas de referência do *dummy* e o veículo, é posicionado o *dummy* nas direções desejadas.

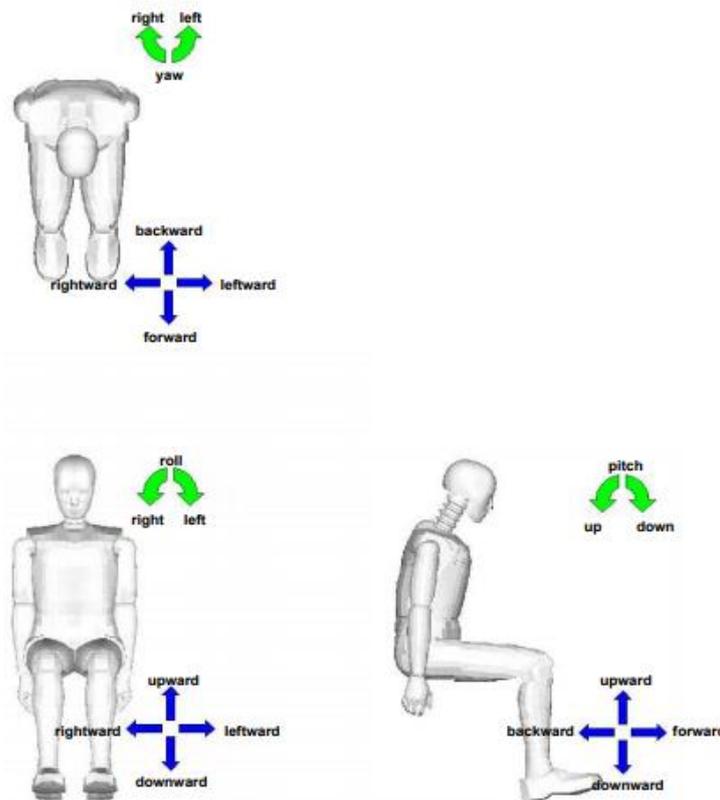


Figura 3-14: Translações e rotações para juntas de posicionamento para o modelo do *dummy*.

- **Modelo do cinto de segurança**

O dummy aparece no modelo sentado numa posição de equilíbrio e posicionado ao sistema de coordenadas do espaço de referência global. O cinto de segurança é um modelo de 3 pontos como na Figura 3.15. Os pontos recomendados são já predefinidos como elementos em POINT_OBJECT no arquivo de usuário do modelo de *dummy*, mas para o presente trabalho foi necessário modificar as posições desses pontos, coerentes com os dados apresentados nos relatórios dos testes reais escolhidos para a simulação.

O cinto de segurança consiste num conjunto de segmentos de correia continua interligados. As extremidades de um segmento do cinto são chamadas de pontos de fixação que estão fixos no assento. O modelo explica o deslizamento do material da correia de um segmento para um segmento adjacente. Em um ponto de fixação, o cinto só pode deslizar na direção do segmento da correia. O material e condições deformáveis da correia pode ser definidas no modelo do cinto de segurança [65].

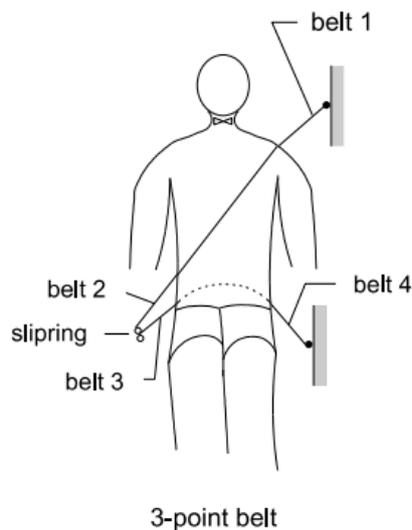


Figura 3-15: Aplicação do modelo do cinto de segurança

- **Modelo do *airbag***

O *airbag* deve ser especificado como um modelo de elementos finitos. Pela discretização da pele do tecido em elementos finitos, o movimento do tecido e os contatos com objetos permitem uma descrição mais precisa. Os efeitos da inércia do golpe do saco e das forças de pressão sobre os objetos que entram em contato são contabilizados durante o enchimento do *airbag*. O gás na câmara do *airbag* é tratado como mistura de gases ideais e

as variáveis de estado, pressão e temperatura, são assumidas como uniformes em toda a câmara.

Outros tipos de elementos também podem ser usados no mesmo modelo de EF para o *airbag*, desde que não façam parte da superfície da pele do *airbag*. Por exemplo, elementos de armadura podem ser usados na rigidez adicional do modelo causado por costuras.

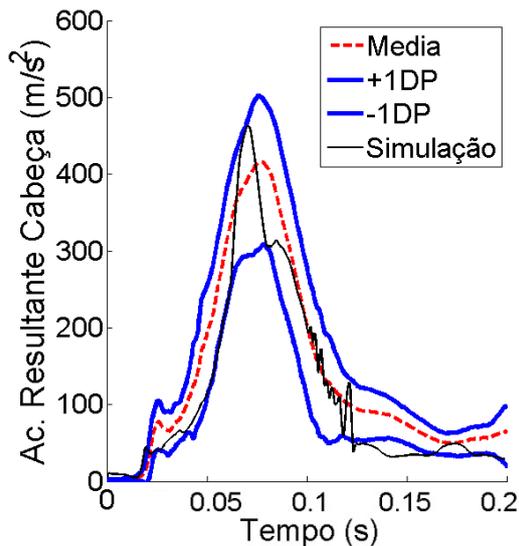
3.4 VALIDAÇÃO DA SIMULAÇÃO

O modelo biomecânico foi validado dinamicamente frente a impactos frontais de duas formas. Na primeira validação, é utilizada a metodologia feita por Watson et al. [34]. No seu processo de validação o autor compara o modelo dentro de uma faixa que compreende os valores entre a média e ± 1 o desvio padrão dos testes experimentais desenvolvidos em testes de colisão lateral. Isto para garantir que a dinâmica simulada da resposta do veículo, fora semelhante ao que se pode esperar em provas de colisão nos testes reais. Na segunda validação se submetem os modelos a uma serie de simulações completas para se ter certeza que as funções do veículo funcionam como seus equivalentes, isto é, os testes reais de colisão frontal da NHTSA [66]. Esta validação é a mais utilizada por diferentes autores no momento de avaliar o comportamento modelado [67][68].

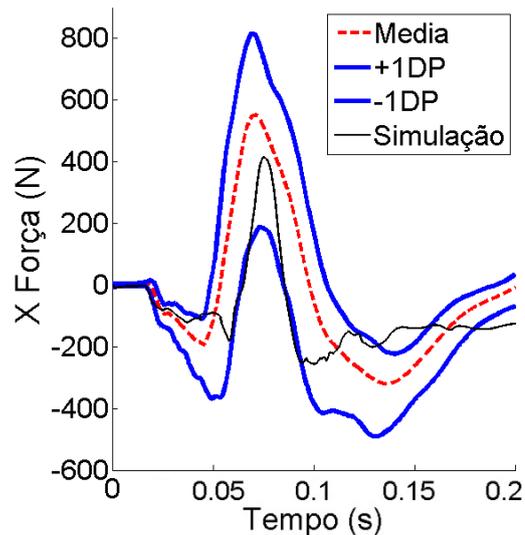
Baseado nas etapas descritas anteriormente, por meio dos sensores existentes no *dummy* matemático foi adquirido o seguinte conjunto de dados: Aceleração na cabeça, Força em X, Força em Z e Torque em Y para parte superior do pescoço, obtidos na simulação e comparados com os dados reais obtidos no banco de dados no NHTSA no intervalo descrito para a primeira validação.

3.4.1 Resultados obtidos para o modelo 1 na primeira validação:

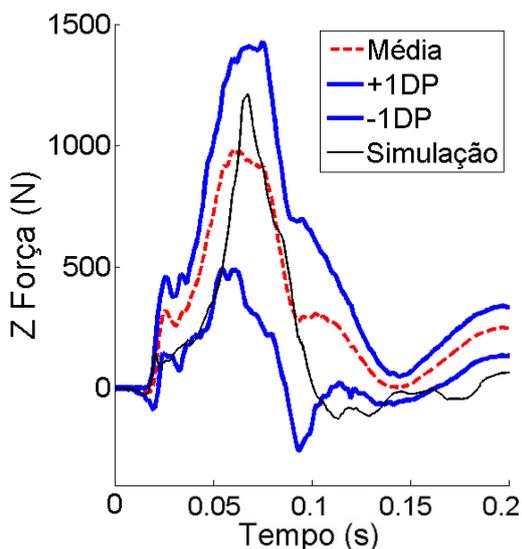
Nesta seção, são comparadas as respostas da simulação, com os dados obtidos para os 45 testes da NHTSA para uma primeira avaliação do sistema simulado. Na primeira Figura 3.16, está apresentada a resposta de aceleração resultante para a cabeça em comparação com a faixa do desvio padrão dos testes reais e a curva da simulação. Como se observa, a curva da simulação em MADYMO e as curvas experimentais apresentam formas semelhantes. As respostas do *dummy* se encontram dentro da faixa experimental.



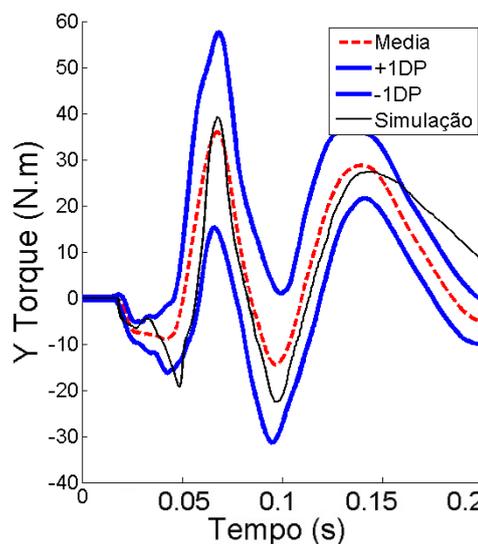
(a) Aceleração resultante da cabeça



(b) Força em X



(c) Força em Z



(d) Torque em Y

Figura 3-16: Comparação dos resultados obtidos na simulação com MADYMO e as repostas do teste real da NHTSA para o modelo 1.

A Figura 3.16 mostra as Forças no pescoço em X (3.16 b)) e em Z (3.16 c)), para os dados experimentais do NHTSA e os simulados. Ambos comportamentos simulados estão dentro do intervalo de confiabilidade dos testes reais até aproximadamente 100 ms.

O comportamento do torque em Y (3.16 d)) do modelo 1, está dentro da faixa de confiabilidade dos testes experimentais. Os máximos e mínimos da curva estão dentro da faixa no tempo de maior análise da colisão aproximadamente 120 ms.

3.4.2 Resultados obtidos para o modelo 2 na primeira validação:

A Figura 3.17, apresenta a comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e a faixa de testes experimentais da NHTSA para o modelo 2.

As respostas obtidas da simulação ficaram dentro das faixas de respostas apresentadas nas Figuras 3.5 – 3.8, desenvolvidas no começo do Capítulo e agora comparadas com as obtidas na simulação. Para todos os casos, as respostas obtidas na simulação situaram-se dentro das faixas dos testes experimentais desenvolvidos. Nas regiões em que as curvas experimentais tiveram picos, as respostas da simulação também apresentaram estes picos máximos o mínimos que são os de maior relevância para o análises posterior.

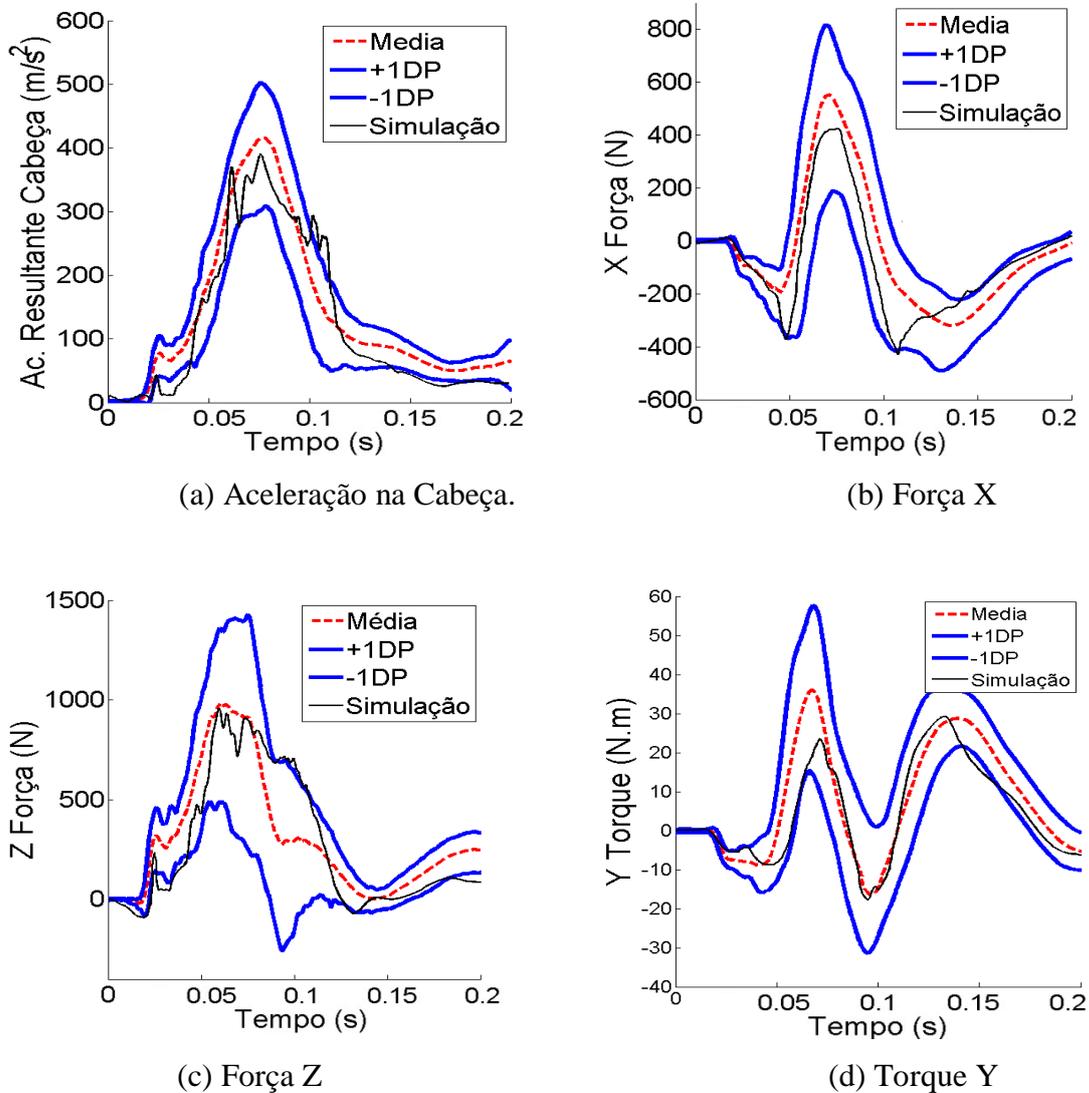
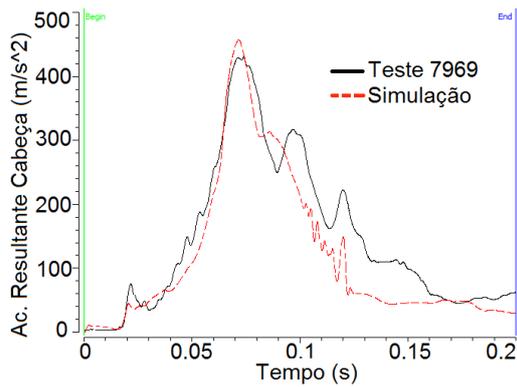


Figura 3-17: Comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e a faixa de testes experimentais da NHTSA para o modelo 2.

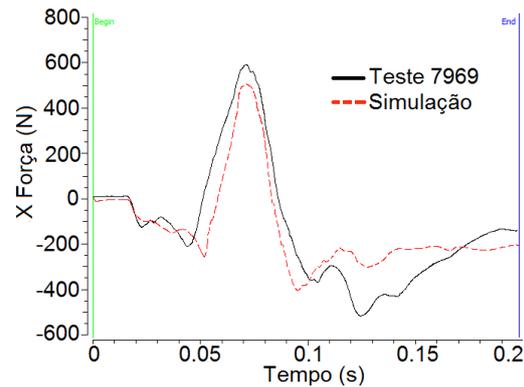
3.4.3 Resultados obtidos para o modelo 1 na segunda validação:

Para validar ainda mais os modelos, as respostas simuladas dos veículos foram comparadas com os testes de colisão realizados pela NHTSA para os modelos 1 e 2, e compreender melhor a capacidade do modelo para prever as respostas da colisão. Se utilizaram para este caso mais específico dois testes para cada modelo. Só um resultado para cada modelo é apresentada em esta parte. O teste para o modelo 1 (NHTSA teste #7969) foi um teste NCAP padrão em um Toyota Venza Sedan 2013 com ocupantes nos assentos dianteiros *Hybrid III*. O modelo desenvolvido para MADYMO utilizado tem a estrutura do veículo com algumas atualizações no interior. Para o modelo 2 o teste utilizado (NHTSA teste #8035) foi um teste NCAP em um Honda Accord Sedan 2013 também com modelos dianteiros *Hybrid III*. O modelo de simulação utilizado foi desenvolvido no ano 2013 [18]. Com estes casos de validação, tanto o veículo como a resposta dos ocupantes foram estudados.

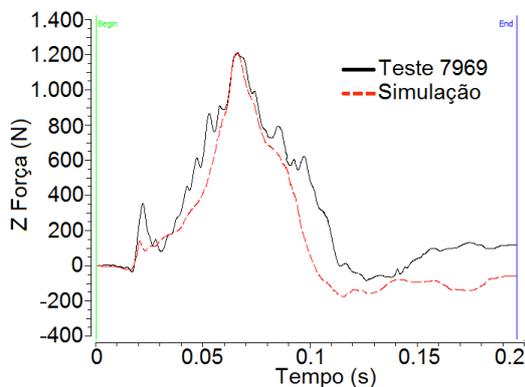
As respostas do veículo simulado em relação a aceleração na cabeça, forças e torque, foram representadas graficamente junto com as respostas dos testes realizados pela NHTSA para proporcionar uma comparação qualitativa. O modelo apresentou respostas similares às obtidas nos testes experimentais. Observando-se as Figuras 3.18 nota-se que as curvas simuladas mostram um comportamento muito similar ao dos testes reais. A força em X difere em pouco no valor máximo, mas alcança um comportamento semelhante no tempo de resposta. Isto ocorre em parte devido à falta de um ocupante no assento dianteiro, o que proporcionaria uma inércia adicional ao modelo e reduziria a aceleração experimentada, em geral os comportamentos são bastante semelhantes.



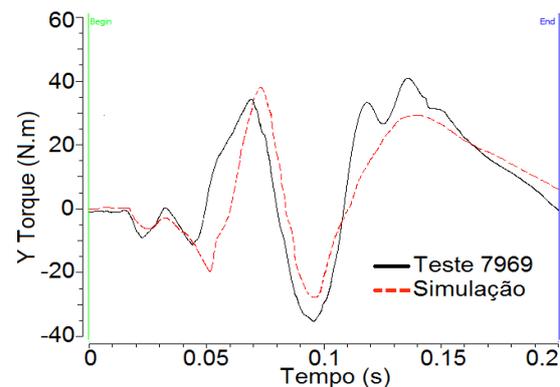
(a) Aceleração na cabeça



(b) Força em X no pescoço



(c) Força em Z no pescoço



(d) Torque em Y no pescoço

Figura 3-18: Comparação dos resultados obtidos na simulação com MADYMO e as respostas do teste real da NHTSA para o modelo 1.

Para comparar numericamente as curvas, se utilizou a ferramenta *Objective Rating* de MADYMO, onde são comparados os valores das respostas simuladas com cada resposta experimental. Por meio de métodos de classificação e associação os valores máximos e mínimos globais no tempo das funções são correlacionados entre si. São obtidos a partir desta ferramenta índices de correlação percentual entre os valores GMaxV (Global Max Value) que representa o máximo global dentro da função. GMaxT (Global Max Time) é o tempo onde se apresenta o máximo global. GMinV (Global Min Value) é o valor mínimo global da função e o GMinT (Global Min Time) representa o tempo onde se obtêm o valor do mínimo global [69], que indicam quão alta ou baixa correlação tem as respostas simuladas com respeito às respostas experimentais.

Na Tabela 3.1, são apresentados os índices de correlação entre as respostas de simulação e os testes de referência. Nela podemos observar que para a aceleração na cabeça, existe um alto percentual de correlação no índice do máximo global. No entanto no valor mínimo

existe um valor pequeno de correlação. Este indicador permite empregar a simulação como válida para fazer o cálculo dos critérios de dano, porque nestes critérios, são utilizados os valores máximos apresentados nas respostas.

Tabela 3.1 Índice de correlação entre as respostas de simulação e os testes de referência para o modelo 1.

	GMaxV%	GMaxT%	GMinV%	GMinT%
Aceleração na cabeça	93.07	97.02	0.07	100
Força X	82.55	95.88	77.03	74.57
Força Z	99.84	99.41	27.42	95.63
Torque Y	91.04	56.80	90.76	93.60

Na resposta da componente da força percebida pelo pescoço no eixo X, obteve-se um valor de correlação de 82.55%. A componente no eixo Z com uma percentagem de 99.84% e a componente do torque no eixo Y com uma percentagem de correlação no máximo global de 91.04%. Além das altas pontuações de correlação nos máximos globais, tem-se altos valores de correlação no tempo.

Com base aos altos valores de correlação, foram calculados os critérios de lesão HIC_{15} e N_{ij} para os resultados obtidos da simulação. Estes resultados da simulação foram comparados com os valores obtidos experimentalmente Tabela 3.2.

Tabela 3.2 Comparação dos critérios experimentais HIC_{15} e N_{ij} da base de dados da NHTSA, com os critérios calculados a partir dos resultados da simulação para o modelo 1.

Critérios de lesão	Resultados Experimentais	Resultados Simulados
Head Injury Criteria (HIC_{15})	167	168.3
Neck Injury Criteria (N_{ij})	0.34	0.40

Considerando os altos percentuais de correlação entre os resultados da simulação e os resultados dos testes da NHTSA para os máximos e mínimos globais, para a correlação temporal, além da correlação nos critérios, as simulações são consideradas válidas para

realizar cálculos dos critérios de lesão na cabeça e pescoço com uma probabilidade alta de confiabilidade para este modelo de simulação.

3.4.4 Resultados obtidos para o modelo 2 na segunda validação:

Com a identificação da capacidade do modelo anterior para prever a resposta do veículo e do condutor, foi efetuada a mesma análise para o modelo 2 validando a dinâmica do *dummy* para mais especificamente analisar os critérios de lesão objeto deste estudo. A Figura 3.19 apresenta a comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e as respostas do teste da NHTSA para o modelo 2.

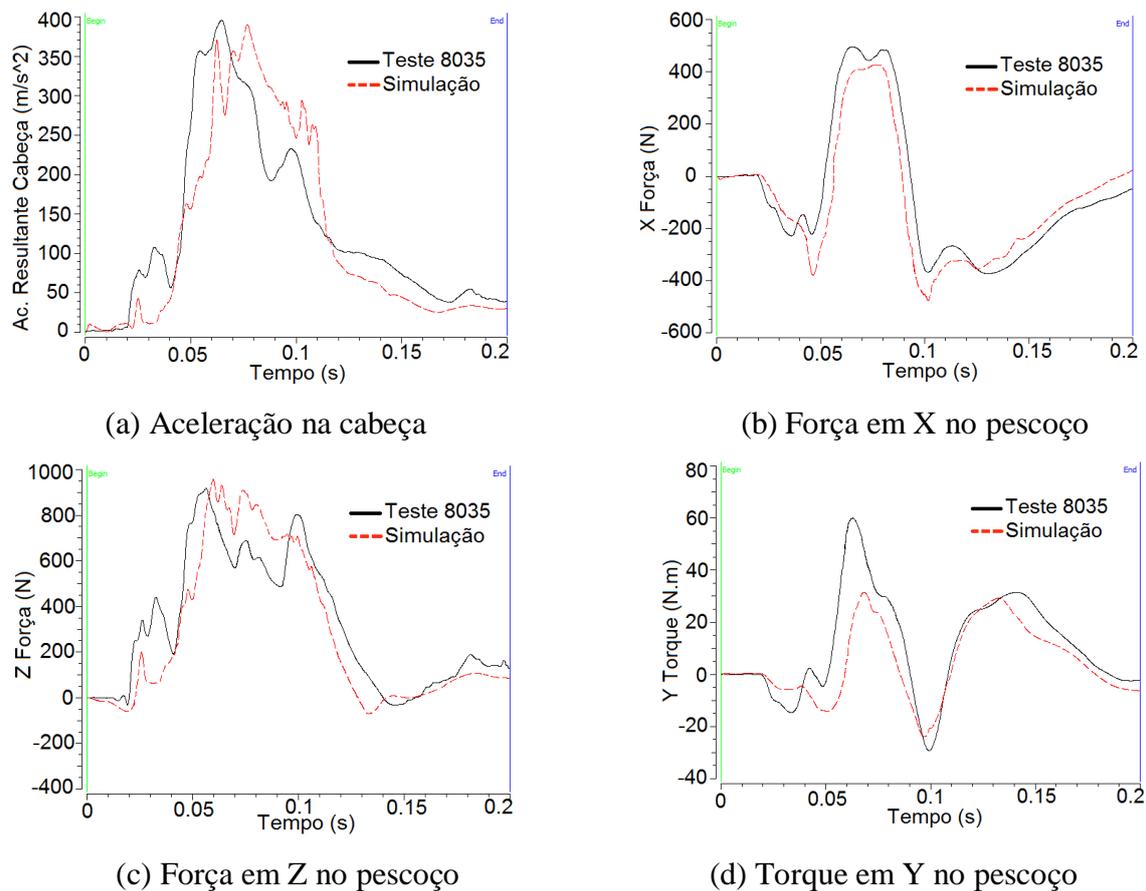


Figura 3-19: Comparação do resultado obtido na simulação com MADYMO e as respostas do teste da NHTSA para o modelo 2.

Tabela 3.3 Índice de correlação entre as respostas de simulação e os testes de referência para o modelo 2.

	GMaxV%	GMaxT%	GMinV%	GMinT%
Aceleração na cabeça	98.70	86.02	0.15	70.97
Força X	92.72	91.56	70.84	81.26
Força Z	95.78	95.30	44.29	60.91
Torque Y	74.68	46.87	85.73	48.39

Na tabela 3.3, são apresentados os resultados das correlações para as funções de resposta da simulação dos testes da NHTSA. Nesta, Tabela se observa uma alta correlação para resultados tais como: aceleração na cabeça com um máximo de correlação de 98,70. As respostas simuladas de forças e o torque têm valores muito próximos às respostas experimentais. Considerando a boa correlação dos dados se cálculo os critérios de HIC_{15} e N_{ij} para o modelo 2, os resultados são apresentados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 Comparação dos critérios experimentais HIC_{15} e N_{ij} da base de dados da NHTSA, com os critérios calculados a partir dos resultados da simulação para o modelo 2.

Critérios de lesão	Resultados Experimentais	Resultados Simulados
Head Injury Criteria (HIC_{15})	131.7	128.5
Neck Injury Criteria (N_{ij})	0.29	0.20

Por meio da simulação com MADYMO, foram obtidas na etapa anterior as respostas simuladas dos modelos 1 e 2 dos veículos Venza e Accord numa colisão frontal. Tendo em vista a boa correlação destas respostas quando comparadas com aquelas coletadas nos testes de colisão frontal realizados pela NHTSA em modelos similares de veículos, foi possível efetuar a validação desta simulação com MADYMO, usada neste trabalho.

A etapa seguinte deste trabalho consistiu na avaliação, via simulação do efeito de cada uma das diferentes posições das mãos no volante (casos A, B, C e D), da gravidade das lesões na cabeça e no pescoço do condutor do veículo durante uma colisão frontal.

4. RESULTADOS E ANÁLISIS

Neste capítulo estão descritos os principais resultados das simulações, pois o principal objetivo do trabalho é verificar as possíveis lesões que podem ser ocasionadas nos condutores de veículos, com as mãos em diferentes posições no volante. Mas é importante ressaltar que estes resultados só foram possíveis após de várias simulações e análises realizadas anteriormente, escolhendo um pulso de entrada que represente o comportamento do veículo para uma colisão frontal e a filtragem dos dados. Além disso, os modelos computacionais precisaram de tempo razoável de preparação. As simulações exigiram um tempo médio de 60 a 120 min para gerar resultados num computador com processador core i7 placa de vídeo Nvidia 840.

Foram estudados quatro casos em que o condutor usa somente uma das mãos (A, B, C e D). O caso E representa a posição padrão, em que o condutor utiliza as duas mãos para conduzir o veículo, empregada nos testes de colisão frontal para os dois modelos de veículos (Venza e Accord). Em cada um dos quatro casos usando somente uma das mãos, a posição das mãos do condutor é modificada, mantendo sempre a condição de colisão frontal. Para cada conjunto de simulações realizadas neste capítulo, foram incluídas as curvas de resposta aos critérios de lesão (análise para o HIC, SFC, Nij) e o pico de aceleração na cabeça. Esse capítulo inicia-se com uma seção qualitativa descrevendo cada aspecto do estudo realizado e os parâmetros que foram alterados, e a progressão do impacto frontal para as posições do *dummy* propostas no trabalho.

Existem diferentes tipos de sistema de retenção em MADYMO para a simulação do cinto de segurança, como por exemplo, três pontos de apoio, dois pontos de apoio e de ombro. Para as simulações efetuadas neste trabalho, o tipo de sistema de retenção utilizado foi de três pontos de ancoragem, um de cada lado da zona pélvica do *dummy*, e o outro no ombro esquerdo (Figura 4.1).

Como no modelo de simulação disponibilizado pela NHTSA não foram considerados os contatos entre o *airbag - mão* e *mão - cabeça*, estes contatos foram estabelecidos utilizando a ferramenta XMADgic do *software* MADYMO, seguindo as funções de contato e valores fixos para o coeficiente de resistência entre as superfícies.

Considerando a posição das mãos no volante dos veículos selecionados, foi efetuada uma relação entre estas posições e as dos ponteiros do relógio no mostrador. Para uma referência comparativa, na Figura 4.2 (posição ideal) está mostrada a mão direita

posicionada entre 2 e 3 horas e a mão esquerda entre 9 e 10 horas. Estas posições foram selecionadas baseadas em avaliações efetuadas sobre as melhores posições das mãos para um controle mais eficaz do volante.



Figura 4-1: Modelo do *dummy* com sistema de retenção de três pontos.

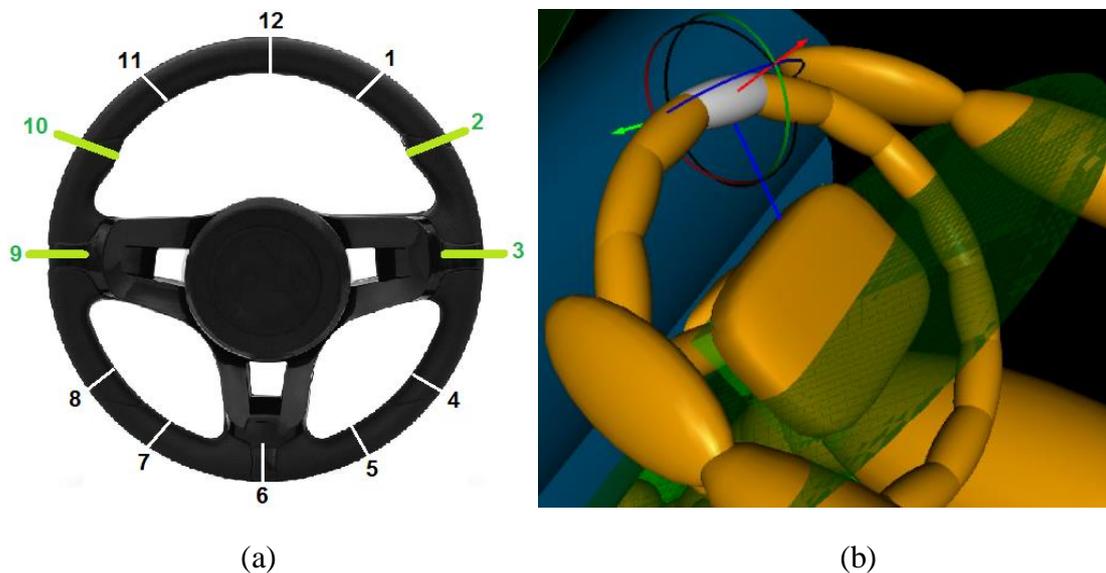


Figura 4-2: a) Posicionamento ideal das mãos ao volante (entre 2 e 3 para a mão direita e entre 9 e 10 para a mão esquerda). b) Posicionamento das mãos do *dummy* no software MADYMO, de acordo com o intervalo estabelecido.

Neste trabalho, foram analisados os efeitos das cargas mecânicas sobre o condutor, principalmente na cabeça e o pescoço quando as mãos não estão no posicionamento ideal

no volante. As principais características de cada caso são apresentadas a seguir. Para diferenciar cada situação mostrada, as Figuras obtidas de XMGADgic do *software* MADYMO foram nomeadas utilizando a seguinte nomenclatura:

- *Dummy* caso A - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próximo a buzina no centro do volante;
- *Dummy* caso B - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas, e a mão direita está em repouso fora do volante;
- *Dummy* caso C - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita entre 9 e 10 horas e a mão esquerda está em repouso fora do volante;
- *Dummy* caso D - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita próxima ao rosto;
- *Dummy* caso E – Colisão frontal – O condutor dirige com ambas mãos, na posição padrão, estando a mão esquerda entre 9 e 10 horas e a mão direita entre 2 e 3 horas;

O critério de lesão mais utilizado para avaliar o potencial de lesão na cabeça conforme apresentado em seções anteriores, é o HIC (*Head Injury Criterion*). Este critério mede a probabilidade de lesões na cabeça causadas por impacto originado em colisão veicular. Está baseado na aceleração linear média na cabeça durante o impacto. Outros critérios suplementares foram incluídos na análises, tais como a probabilidade de fratura no crânio (SFC) e as probabilidades de lesão AIS+2 e AIS+3, que descrevem as possíveis lesões na cabeça.

Para lesões no pescoço, o critério para estudo é o N_{ij} ou *Neck Injury Criterion*. Este critério é calculado a partir das forças de tração axial e de compressão do pescoço, assim como os momentos de flexão do pescoço durante o impacto.

Cada um deles é normalizado em relação a uma força crítica e um momento respectivamente, conforme apresentado na Seção 2.6.4. Para avaliações de lesões no pescoço, foi efetuado o estudo para os casos de carga N_{cf} (compressão e flexão de pescoço), N_{ce} (compressão e extensão de pescoço), N_{tf} (tração e flexão de pescoço) e N_{te} (tração e extensão de pescoço). São descritos a seguir os cálculos e análise dos efeitos da aceleração e das cargas mecânicas sobre o corpo humano, na cabeça e o pescoço para cada caso proposto.

4.1 MODELO 1

4.1.1 *Dummy* caso A - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próximo a buzina no centro do volante.

4.1.1.1 Lesão na cabeça

Para o caso A, o *dummy* foi configurado como mostra a Figura 4.3 no instante inicial, dirigindo com a mão direita. O *dummy* condutor mantém a mão esquerda próxima a buzina, no centro do volante.

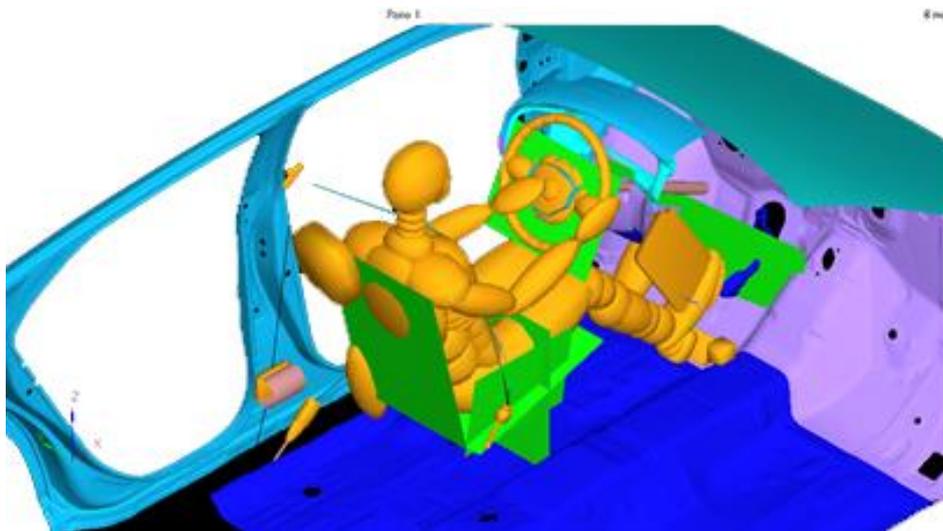


Figura 4-3: Caso A: Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próximo a buzina no centro do volante.

A sequência de imagens obtida como resultado da simulação para o caso A tem uma diferença de 0.02 s entre uma imagem e a seguinte. Na Figura 4.4 são mostrados os instantes de tempo 0 s a 0.18 s, na ordem da esquerda para a direita e de cima para baixo, visando apresentar a sequência do processo.

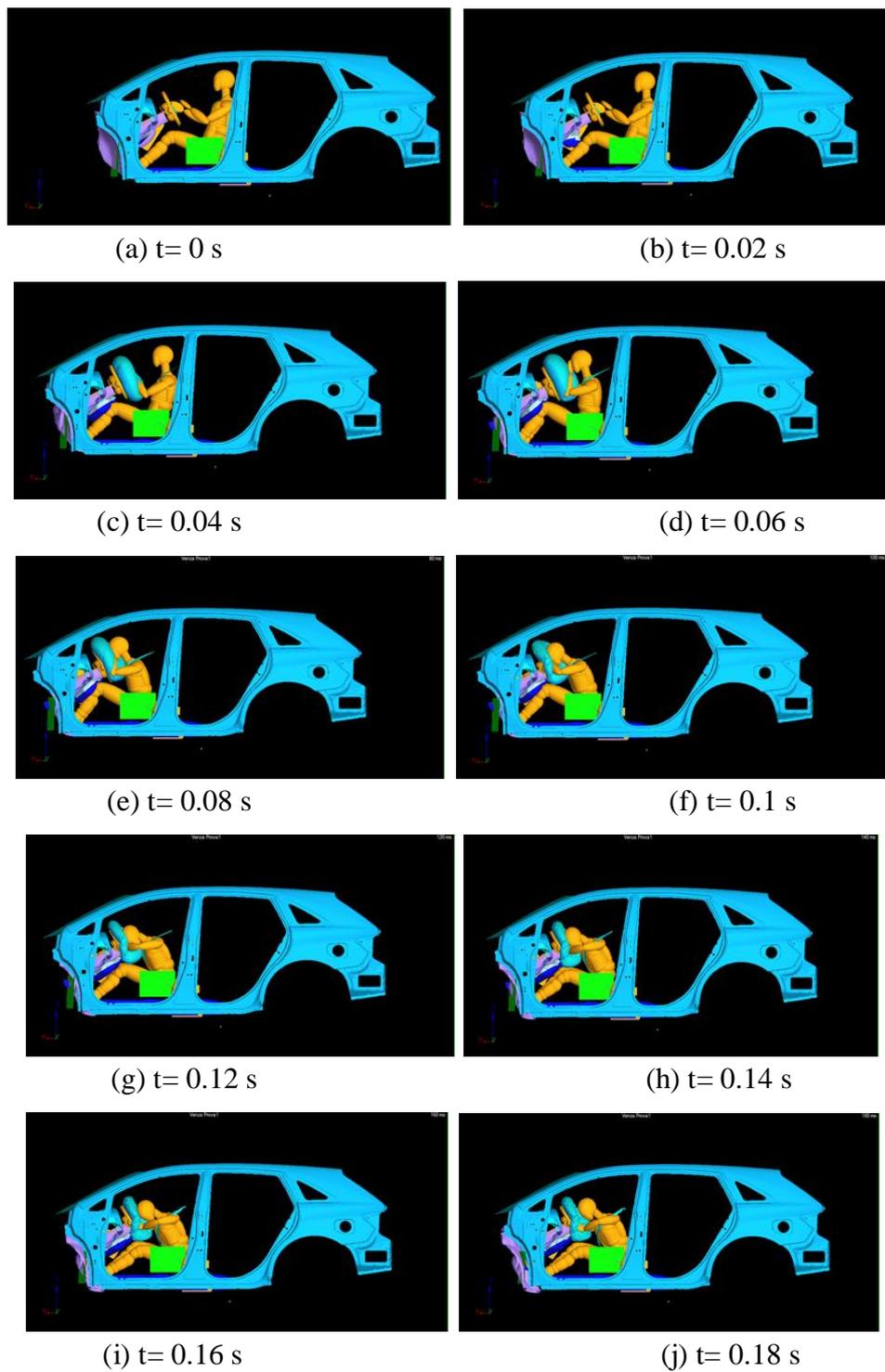


Figura 4-4: Sequencia da colisão frontal, para o caso A do modelo 1.

4.1.1.2 Dano na cabeça

Na Figura 4.5 se observa o momento do maior impacto frontal e a resposta da aceleração na cabeça, para este caso A. A aceleração na cabeça apresenta valores máximos locais

obtidos do centro de massa da cabeça do *dummy*. No tempo 0.048 s o valor da aceleração tem um valor máximo de 330 g. Este valor tão elevado representa a primeira interação da cabeça com a mão esquerda, o que representa um valor de desaceleração por contato. No instante 0.068 observa-se outro pico de aceleração, produzido por um segundo contato da cabeça com a mão esquerda que está sobre o *airbag* plenamente ativado. Este valor de aceleração 195 g, é um pouco menor que o anterior, devido principalmente à aceleração produzida pelo impacto inicial da cabeça na mão. Já nos instante de tempo de 0.095 s, o valor da aceleração apresenta um valor de 211 g, maior que no instante anterior. Neste caso, o valor do pico é ocasionado pelo contato da cabeça e mão com o volante. Finalmente, no tempo 0.10 s, a aceleração resultante na cabeça tem um valor de 57 g, mais baixo, mais não menos perigoso, em comparação com os picos iniciais da sequência. Este último valor foi causado pelo impacto no volante.

Como estabelece a norma [32], o cálculo do HIC é efetuado após obtida a função de aceleração na cabeça e depois do processo de filtragem do sinal. O gráfico para o HIC_{15} mostrando a aceleração da cabeça em função do tempo está apresentada na Figura 4.6. O valor obtido para o HIC_{15} na simulação do caso A foi de 1.512 estabelecendo como instante inicial de impacto 47.6 ms e instante final de 48.9 ms. Este valor supera o máximo permitido pela norma FMVSS 208, que estabelece $HIC_{15} = 700$.

Este máximo representa uma lesão grave na cabeça, tendo em vista que o limite que suporta o corpo humano em impactos deste tipo é de 10 g [70], para que não haja um trauma severo na cabeça. Pelos dados obtidos conclui-se que o condutor sofre uma lesão severa na cabeça considerando somente o primeiro contato entre a mão e a cabeça, mesmo usando cinto de segurança e *airbag*.

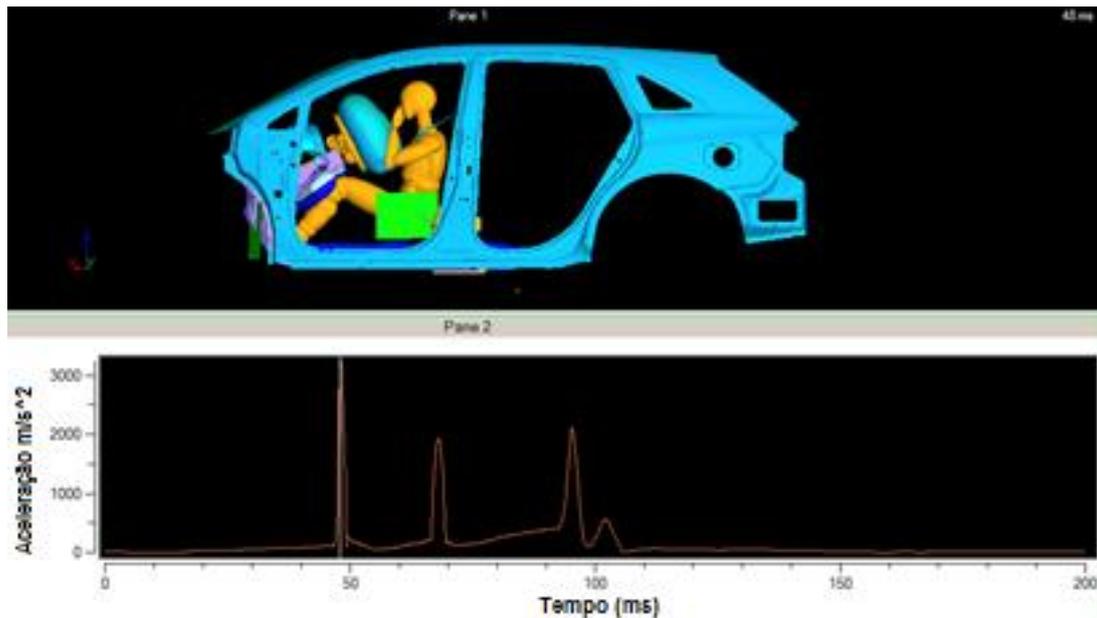


Figura 4-5: Caso A: Momento do impacto frontal e a resposta da aceleração resultante da cabeça.

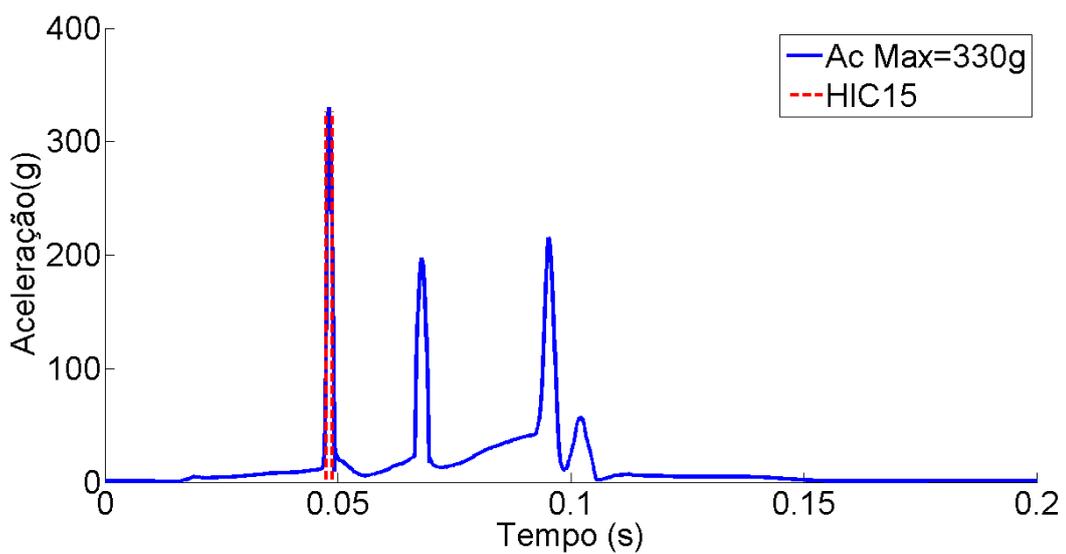


Figura 4-6: Caso A: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC_{15}

Utilizando-se as Equações do item 2.6.2 pode-se determinar a probabilidade de lesões na cabeça do condutor a partir do valor de $HIC_{15} = 1.512$ obtido na simulação. A Figura 4.7 apresenta a probabilidade de dano na cabeça em função do HIC_{15} , para AIS+2 e AIS+3 para o caso A. Observa-se nesta Figura que, para $HIC_{15} 1.512$, as probabilidades de dano para AIS+2= 67% e para AIS+3= 44%.

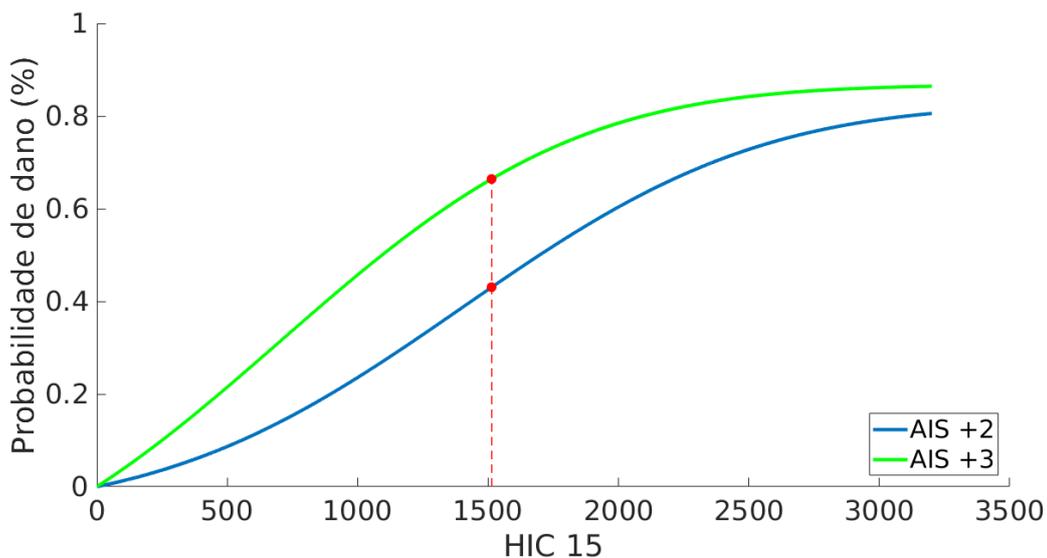


Figura 4-7 Caso A: Correlação entre o HIC₁₅ (1.512 neste caso A) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.

Como complemento para o estudo da lesão na cabeça para uma colisão frontal em cada caso (A, B, C e D), de acordo com as Equações da Seção 2.5.2 se obteve o valor do SFC e gráfico 4.8, que apresenta a probabilidade de fratura no crânio para SFC, tendo em conta os grandes valores picos de aceleração. O valor obtido para o SFC no caso A é de 265 g.

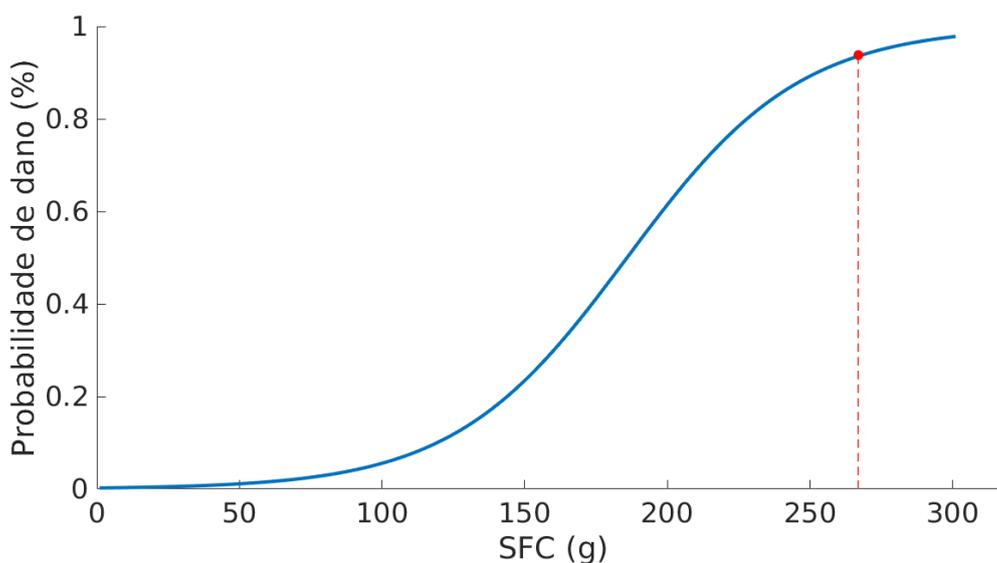


Figura .4-8: Caso A: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso A, SFC calculado = 265 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio acima de 93.2%.

4.1.1.3 Lesão no pescoço

O primeiro passo para a avaliação de possíveis lesões e traumas ocasionados no pescoço do condutor durante o evento de colisão do veículo é comparar os valores de pico de esforços obtidos na simulação com os limites fornecidos pelos estudos biomecânicos encontrados em [23].

O pescoço do *dummy* para o caso A sofreu um pico de força de tração na direção Z de 2.998 N. Segundo Nyquist [12], 3.300 N seria o valor de tração tolerável para o *dummy* utilizado nas simulações efetuadas neste trabalho. Verifica-se portanto que a probabilidade de lesão como resultado da tração observada na simulação é consideravelmente alta. Este pico de tração na direção Z no pescoço aparece após do contato da mão esquerda com a cabeça. Outro indício de que o impacto inicial da mão com a cabeça do condutor retarda a ação efetiva do *airbag*.

A flexão no pescoço do *dummy*, que pode ser verificada nas sequencias da Figura 4.5, apresentou um pico de 38.81 Nm, um valor menor que seu limite de tolerância de 190 Nm, definido na Tabela 2.5. A força cisalhante medida na região superior do pescoço, que segundo [12], não deve exceder 3.100 N, apresenta pico de 645.60 N. Com estes valores é possível efetuar o cálculo do critério de lesão no pescoço e verificar possíveis lesões ocasionadas na coluna cervical.

Como se utiliza o *dummy Hybrid III 50th* masculino, os valores críticos quando se trata de tração-flexão ($N_{ij}=N_{tf}$) no pescoço são os seguintes: tração 6.806 N e flexão 310 Nm. Utilizando a Equação 2.12 para cálculo de N_{tf} , tem-se: $N_{tf}=0.60$.

A Figura 4.9, apresenta os valores do critério N_{ij} em função do tempo de duração do impacto. Observam-se neste caso os efeitos combinados dos esforços possíveis no pescoço, durante o tempo de impacto. Nesta figura, as quatro curvas representam estes esforços.

Apresentam-se os valores máximos das combinações de esforços, sendo maiores neste caso, os momentos de tração e flexão no pescoço.

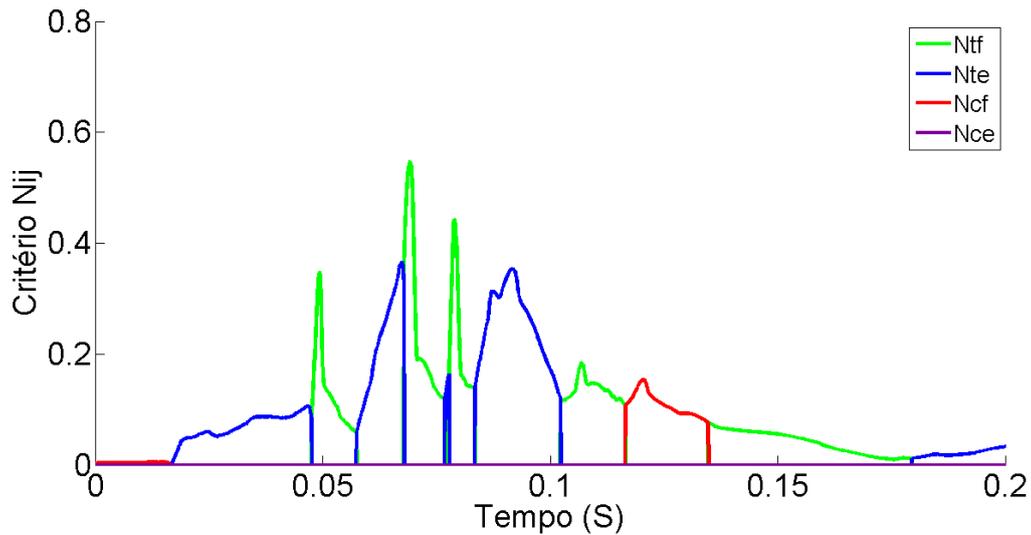


Figura 4-9: Caso A: Critério N_{ij} Vs Tempo de duração.

O gráfico 4.10 é um indicador da lesão do pescoço com base numa combinação linear de carga de força axial crítica do pescoço e momento crítico de flexão do pescoço. Estes valores formam o losango de valores críticos propostos por Prasad e Daniel [23]. São incluídos nesta figura geométrica os modos combinados de carregamento do pescoço tração-extensão, tração-flexão, compressão-extensão e compressão-flexão.

Os pontos de dados da simulação que estejam dentro da figura geométrica são os que atendem aos critérios correspondentes, como é o resultado obtido para o caso A.

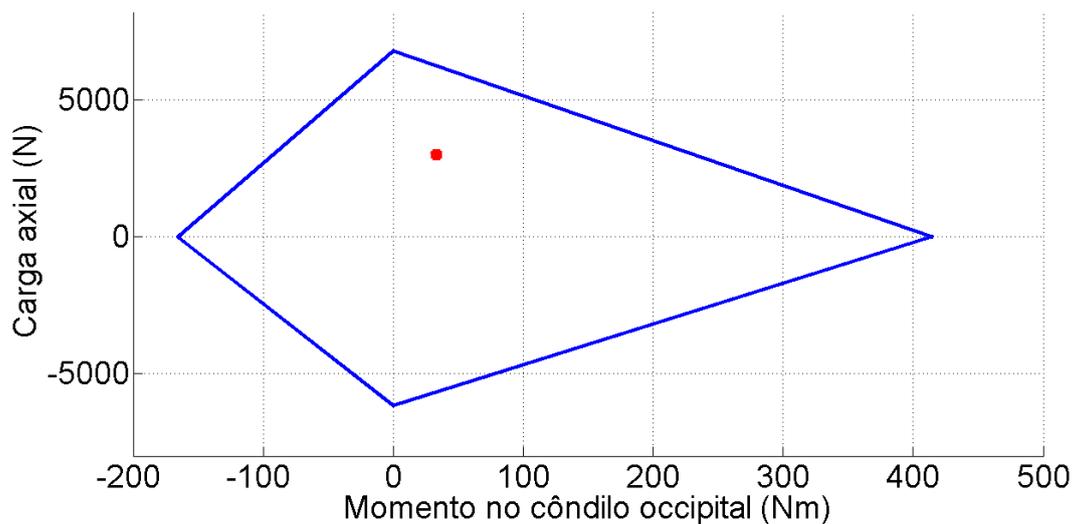


Figura 4-10: Caso A: Carga axial x momento no côndilo occipital (Nm). Critério N_{ij} dentro do limite de tolerância.

De acordo com as Equações do item 2.15-2.18, usadas para calcular as probabilidades de lesões com severidades distintas (AIS+2, AIS+3, etc.) a Figura 4.11 mostra que, para este caso A, a probabilidade de lesão no pescoço e como consequência na coluna cervical, considerando o critério combinado de lesão $N_{ij}= 0.60$, é de 20% para AIS+2 e de 10% para AIS+3.

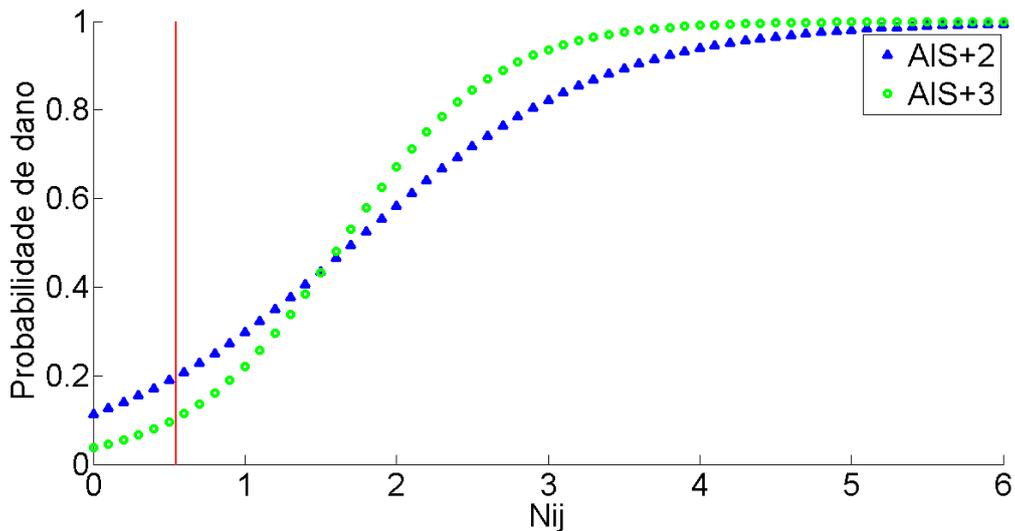


Figura 4-11: Caso A: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS +2 e AIS +3 da escala abreviada de lesões em função do critério N_{ij} . Para $N_{ij}= 0.60$ deste caso A, as probabilidades de lesões com estas severidades são de 20% e 10% respectivamente.

4.1.2 *Dummy* caso B - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita está em repouso fora do volante.

4.1.2.1 Lesão na cabeça

Como no caso anterior, a colisão simulada é numa velocidade de 56 km/h. A Figura 4.12 mostra uma vista geral no momento inicial. Neste caso o *dummy* dirige com a mão esquerda na posição entre 2 e 3 horas e a mão direita está em repouso.

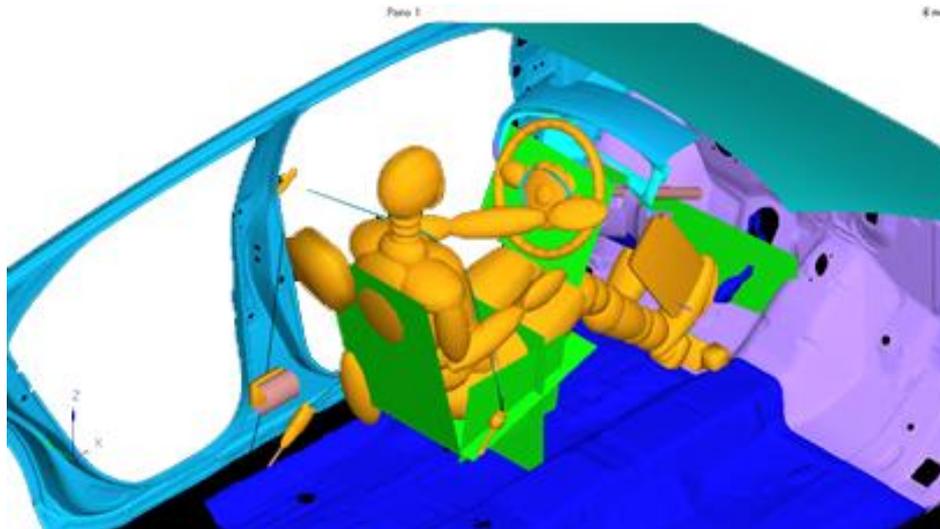


Figura 4-12: Caso B: Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita está em repouso fora do volante.

As sequencias de imagens são apresentadas, como no caso anterior, a cada 0.02 s para acompanhar passo a passo o comportamento do impacto da mão/braço esquerdo com a cabeça durante a colisão, devido ao acionamento do *airbag* Figura 4.13.

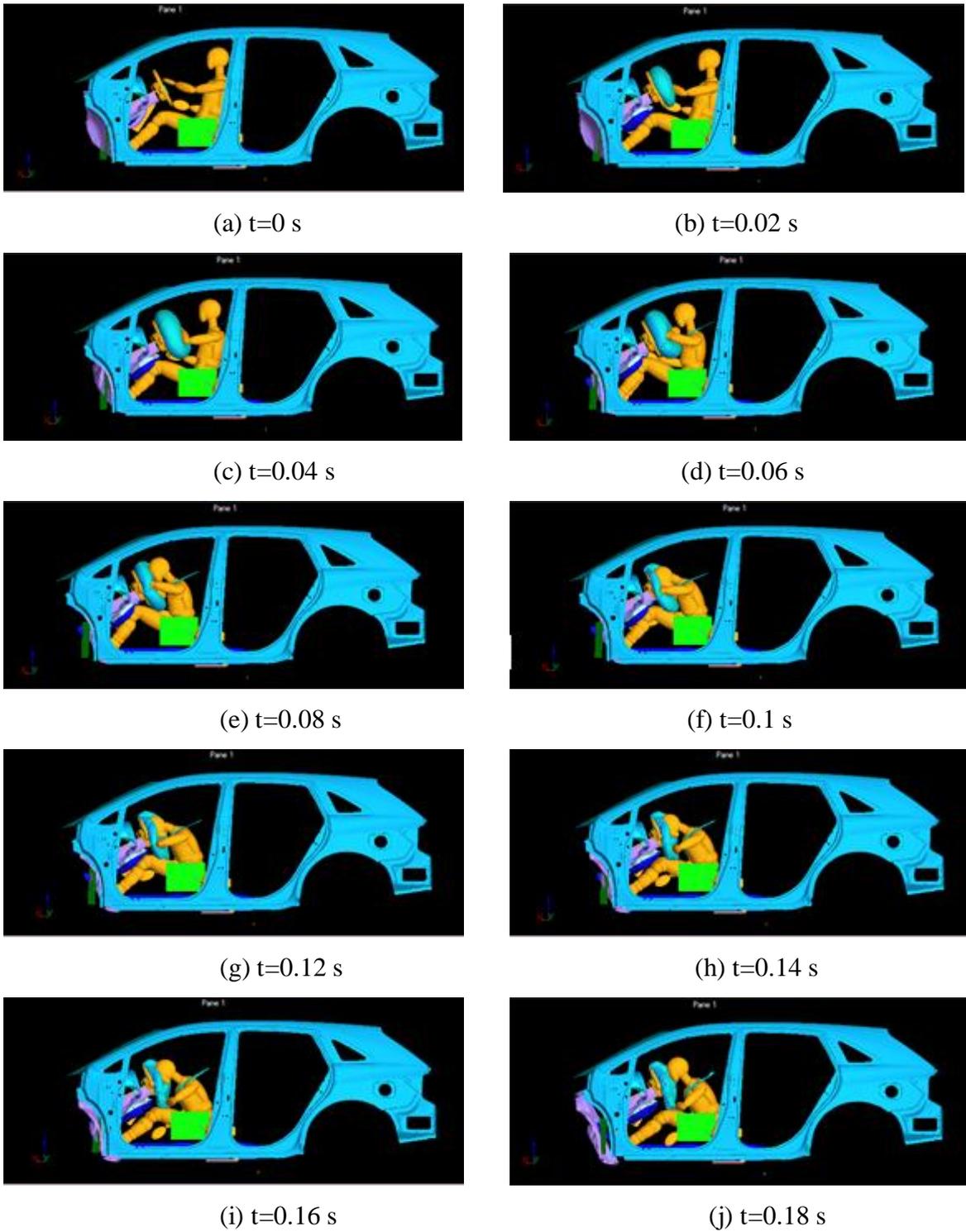


Figura 4-13: Sequencia da colisão frontal, para o caso B do modelo 1.

Em seguida, é apresentada, para o caso B, a resposta da aceleração da cabeça com a informação para o pico mais destacado.

4.1.2.2 Dano na cabeça

Na Figura 4.14, observa-se para este caso B que o valor máximo na aceleração da cabeça foi de 304 g na aceleração da cabeça. Na imagem da sequência se observa que o contato da cabeça com a mão/braço é o que provoca o alto valor na aceleração.

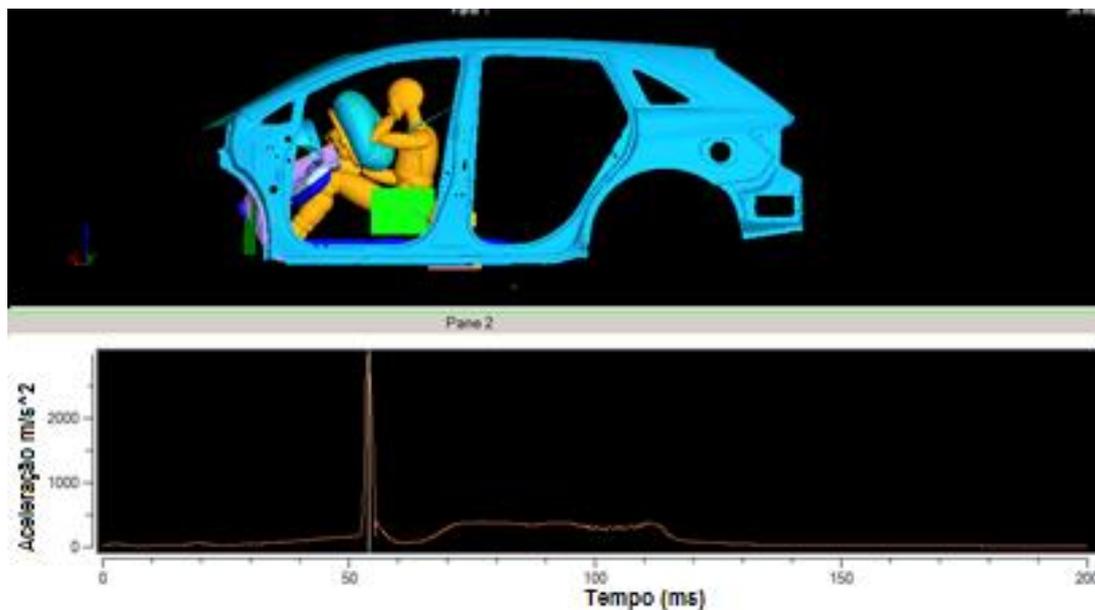


Figura 4-14: Caso B: Sequencia da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça.

O valor calculado para o critério de lesão na cabeça neste caso B é 1.609 para o HIC_{15} nos instantes inicial de 53.2 ms e final 54.9 ms. Este valor supera o máximo permitido pela norma ($HIC= 700$). Se comprova na imagem da sequência (Figura 4.14) que o único pico no instante em que a mão/braço bate contra a cabeça, está incluído no intervalo de tempo definido anteriormente t_i e t_f (Figura 4.15).

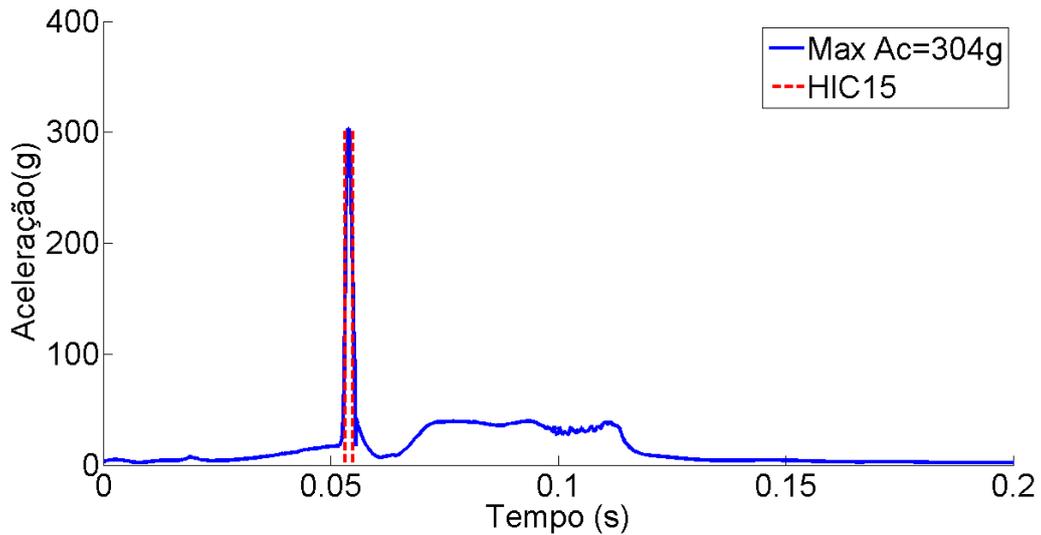


Figura 4-15: Caso B: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC₁₅

Na Figura 4.16 determinou-se a probabilidade de lesões na cabeça do condutor a partir do valor de HIC 1.609. Verifica-se nesta Figura a probabilidade de 69% de lesão tipo AIS+2 (lesão moderada) e probabilidade de 45% de lesão tipo AIS+3 (lesão grave na cabeça).

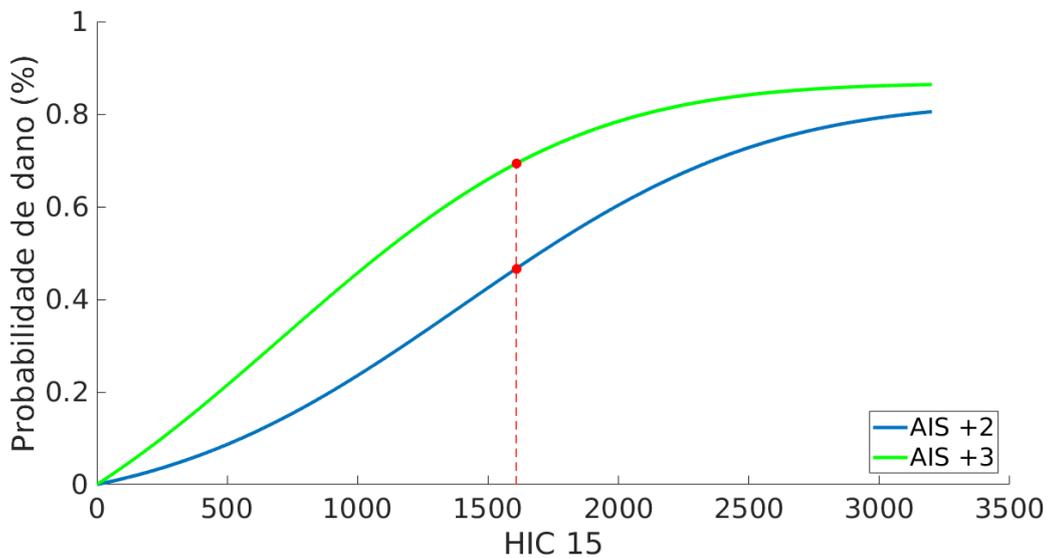


Figura 4-16: Caso B: Correlação entre o HIC₁₅ (1.609 neste caso B) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.

Utilizando-se a equação 2.9, o valor calculado do SFC para o caso B atinge o valor de 246 g. Neste caso, os valores de probabilidade de fratura no crânio podem ser obtidos na Figura 4.17, que para um SFC de 246 g, gera uma probabilidade de aproximadamente 89.1% de fratura no crânio.

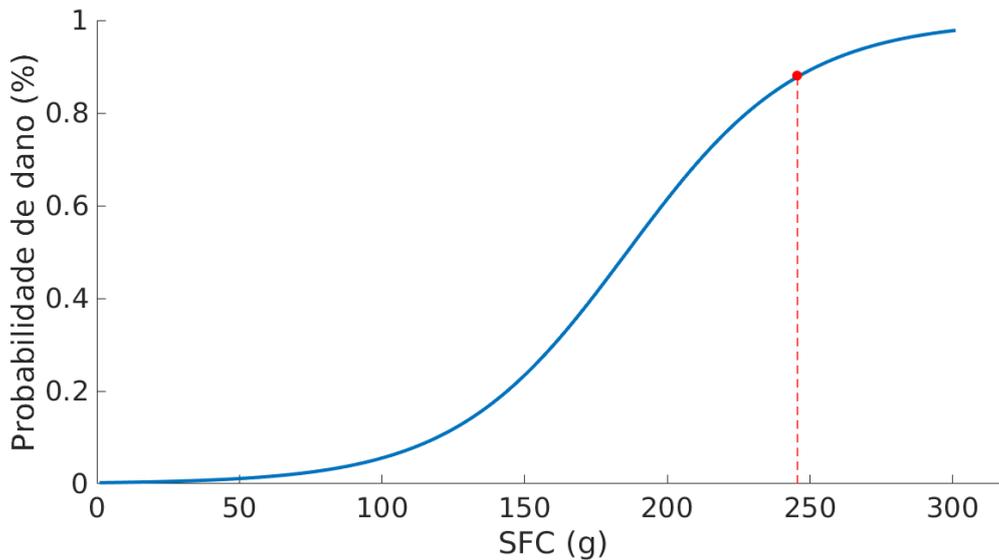


Figura 4-17: Caso B: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso B, SFC calculado = 246 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 89.1%.

4.1.2.3 Lesão no pescoço

O pico de força de tração que ocorreu no pescoço do *dummy* neste caso B foi de 7.053 N. Como já descrito anteriormente, segundo Nyquist [12], 3.300 N seria o valor tolerável para o *dummy* utilizado nas simulações efetuadas neste trabalho. Este valor de carga de tração de 7.053 N é quase o dobro do valor de referência tolerável. Obtêm-se este valor como resultado da resposta dinâmica da cabeça do *dummy* restrito por cinto de segurança devido às forças de inercia geradas durante o impacto frontal. Neste movimento ocorre um momento fletor de 143.19 Nm, também medido na parte superior do pescoço. Este pico do momento fletor ocorre no instante em que a mão/braço esquerdo entra em contato com a cabeça do *dummy*. Este é o maior pico de desaceleração, pois o *dummy* está restrito pelo cinto de segurança e sua cabeça fica livre para movimentar-se, como pode se observar na Figura 4.14.

A força cisalhante medida na região superior do pescoço, que segundo [12], não deve exceder 3.100 N, apresentou em pico de 2.392 N. Considerando os valores toleráveis para as cargas no pescoço, o valor da carga de pico registrada pode provocar grandes lesões, pois a tração (7.053 N) é superior à tolerável. A flexão (143.19 Nm) e a força cisalhante (2.392 N) foram menores que os valores toleráveis.

Com estes dados apresentados também foi realizado o cálculo para o critério de lesão no pescoço e conseqüentemente a verificação das lesões ocasionadas na coluna cervical. Como utiliza-se o *dummy Hybrid III 50th* masculino, os valores críticos quando se trata de tração-flexão ($N_{ij}=N_{tf}$) no pescoço são, para a tração 6.806 N e a flexão 310 Nm. Utilizando a Equação 2.12 se obtém-se: $N_{tf}= 1.50$.

Nos estudos de Yoganandan et al. em [67], que relatou as experiências de Sances e adicionou os resultados de testes aplicando cargas de tração à cabeça, foram obtidos valores de carga de tração próximos à metade da observada neste caso B. Mesmos com valores bem abaixo dos observados no presente trabalho, os casos avaliados por Yoganandan et al. resultaram em lesões da coluna vertebral superior, incluindo fraturas. Desta forma, o valor de N_{tf} obtido neste caso B resulta em lesões de alta gravidade. Cabe mencionar outro estudo feito por Hopper et al. em [71] para cargas de tração, onde fraturas do crânio basilar foram produzidas com uma carga de tração média de 4.300 N. A Figura 4.18 apresenta os efeitos combinados dos esforços no pescoço, durante o tempo transcorrido durante o impacto para o caso B. O pico mais pronunciado é aquele que representa o maior efeito lesivo no pescoço considerando os seus resultados de carga de tração, seu momento fletor e sua força cisalhante.

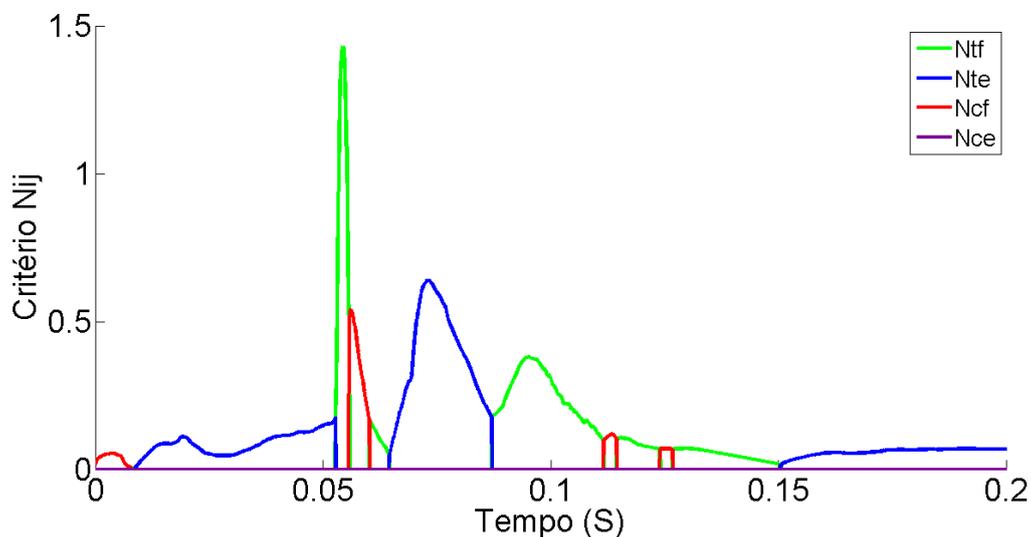


Figura 4-18: Caso B: Critério N_{ij} Vs Tempo de duração.

Na figura 4.19 está apresentado o indicador N_{ij} que descreve a combinação linear de tração-flexão e seu momento no cêndilo occipital para o caso B. Devido ao alto valor alcançado por este indicador, ele ficou fora dos limites toleráveis para uma lesão deste tipo.

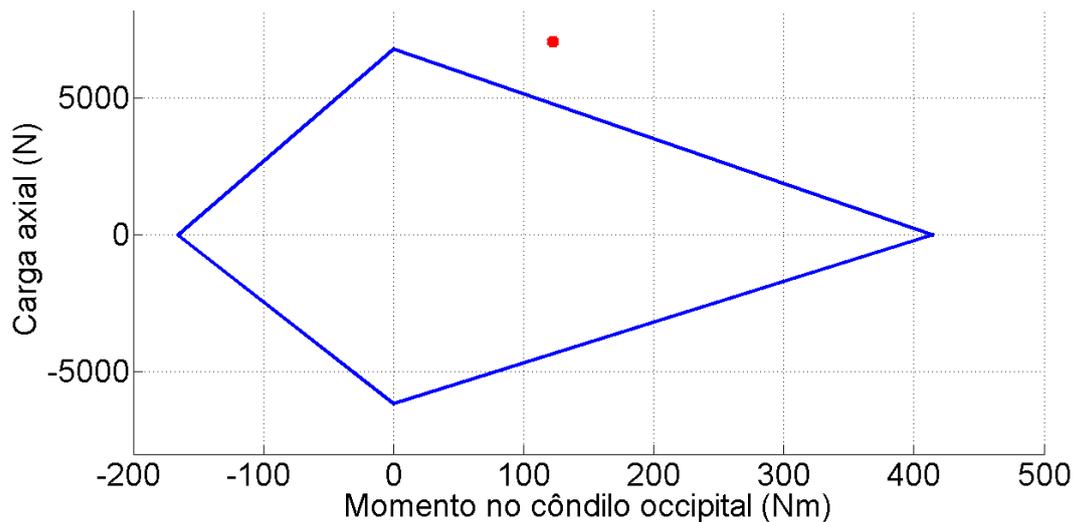


Figura 4-19: Caso B: Carga axial x momento no condilo occipital (Nm). Critério N_{ij} fora do limite de tolerância.

A probabilidade de lesão no pescoço em função do N_{ij} , considerando o N_{tf} , está apresentada na Figura 4.20, para os casos AIS+2 e AIS+3. Observa-se que para o $N_{ij} (N_{tf}) = 1.50$, os valores para AIS+2= 40% (lesão moderada) e para AIS+3= 41% (lesão grave). Estes valores de probabilidade, tendo em consideração estudos de cargas de tração acompanhadas de flexões relativas, representam desde graves dores cervicais e lombares, alterações discais lombares, até um rompimento dos ligamentos que conectam C2 com o crânio, que é efetivamente responsável por manter a cabeça presa na coluna cervical [72].

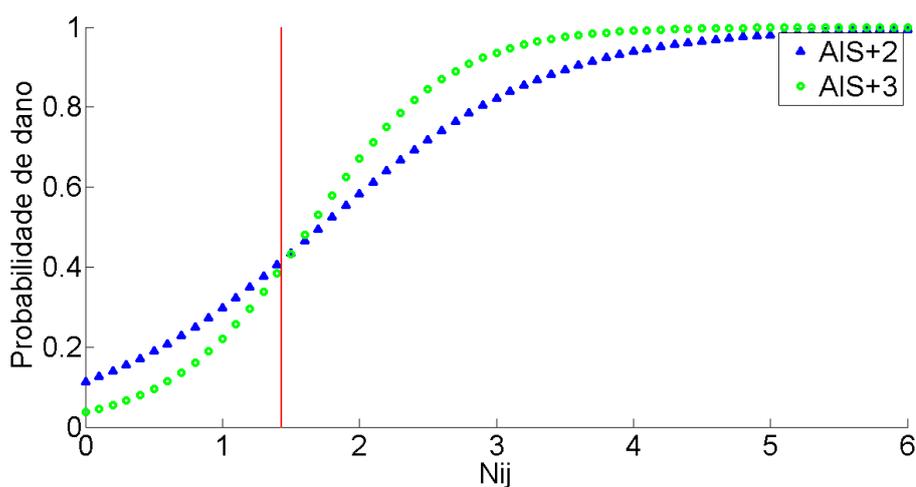


Figura 4-20: Caso B: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS +2 e AIS +3 da escala abreviada de lesões em função do critério N_{ij} . Para $N_{ij} = 1.50$ deste caso B.

4.1.3 *Dummy* caso C - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão direita entre 9 e 10 horas e a mão esquerda está em repouso fora do volante.

4.1.3.1 Lesão na cabeça

O caso C, é semelhante ao anterior (caso B). Possui os mesmos elementos de segurança e os mesmos parâmetros de colisão frontal. A diferença entre estes casos baseia-se na troca de mão. O *dummy* agora dirige com mão direita entre 9 e 10 horas e a mão esquerda está em repouso. A Figura 4.21 apresenta esta posição.

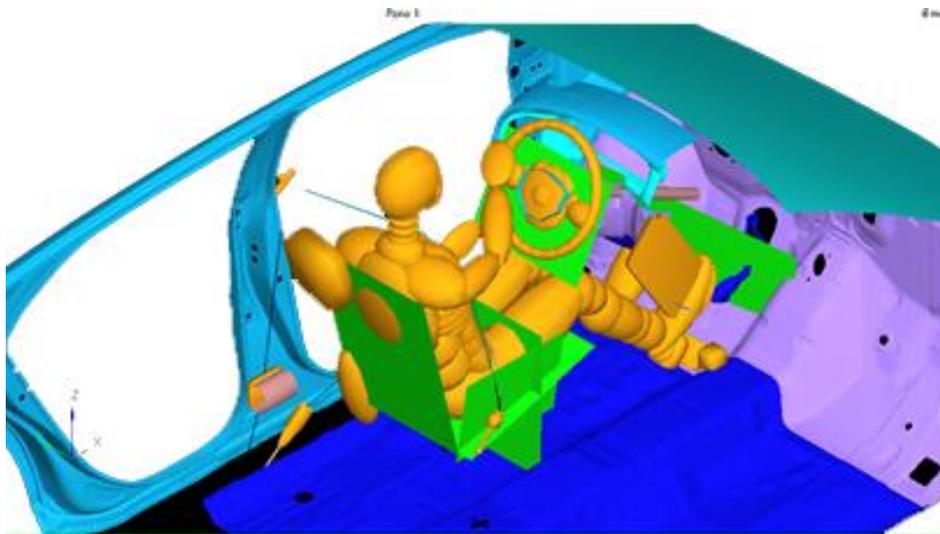
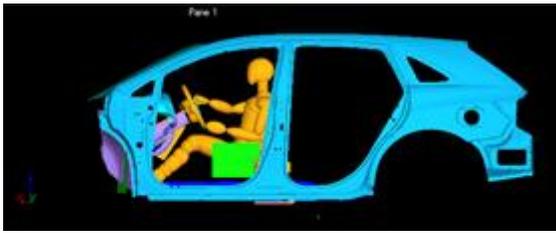
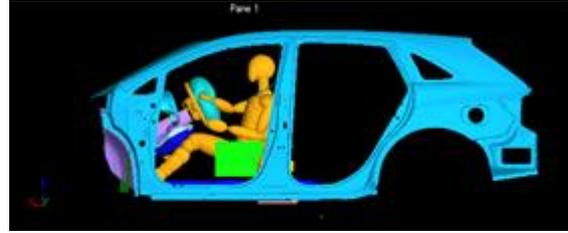


Figura 4-21: Caso C: O condutor dirige com a mão direita entre 9 e 10 horas, a mão esquerda está em repouso.

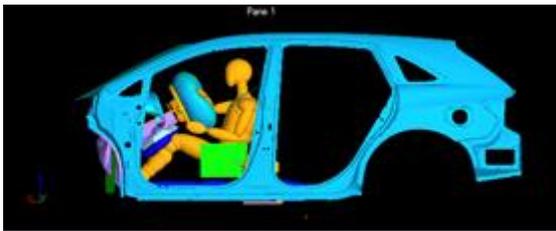
Para o caso C a sequência da colisão está apresentada na Figura 4.22, em ordem cronológica de esquerda à direita e de cima para abaixo. A Figura visa mostrar a sequência real do processo.



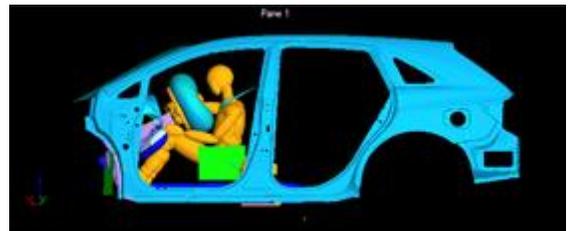
(a) $t=0$ s



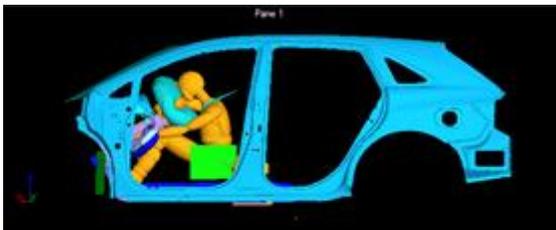
(b) $t=0.02$ s



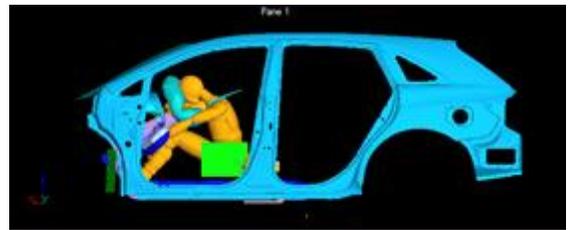
(c) $t=0.04$ s



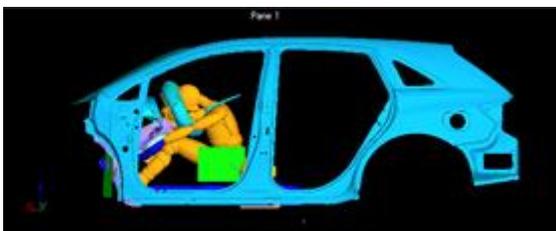
(d) $t=0.06$ s



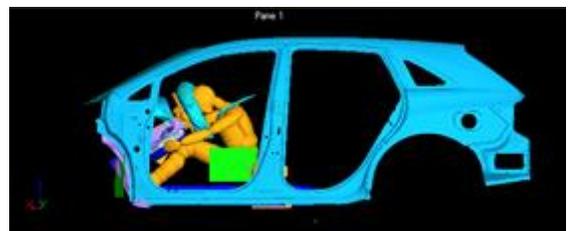
(e) $t=0.08$ s



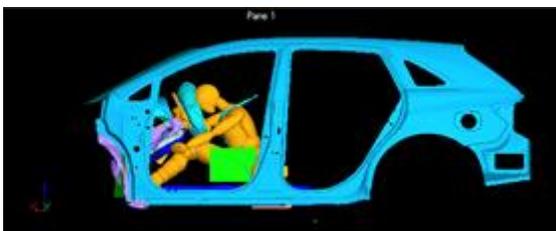
(f) $t=0.1$ s



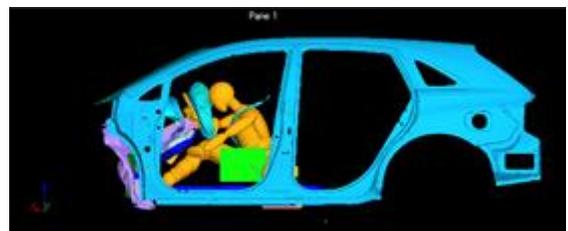
(g) $t=0.12$ s



(h) $t=0.14$ s



(i) $t=0.16$ s



(j) $t=0.18$ s

Figura 4-22: Sequência da colisão frontal, para o caso C do modelo 1.

4.1.3.2 Dano na cabeça

É mostrado na figura 4.23 os três picos nos máximos valores de aceleração, justamente no primeiro impacto. No tempo 0,053 s, o valor da aceleração é de 357 g. Este valor é causado pelo primeiro contato da cabeça com a mão/braço direito. No instante 0,083 s ocorre uma aceleração de 170 g. Este valor representa o segundo contato da cabeça com a mão, mas neste caso, a mão/braço está em contato com o *airbag* o que amortece o impacto. O terceiro pico ocorre em 0.11 s atingindo um valor considerável de aceleração de 78 g, quando a cabeça colide com o volante.

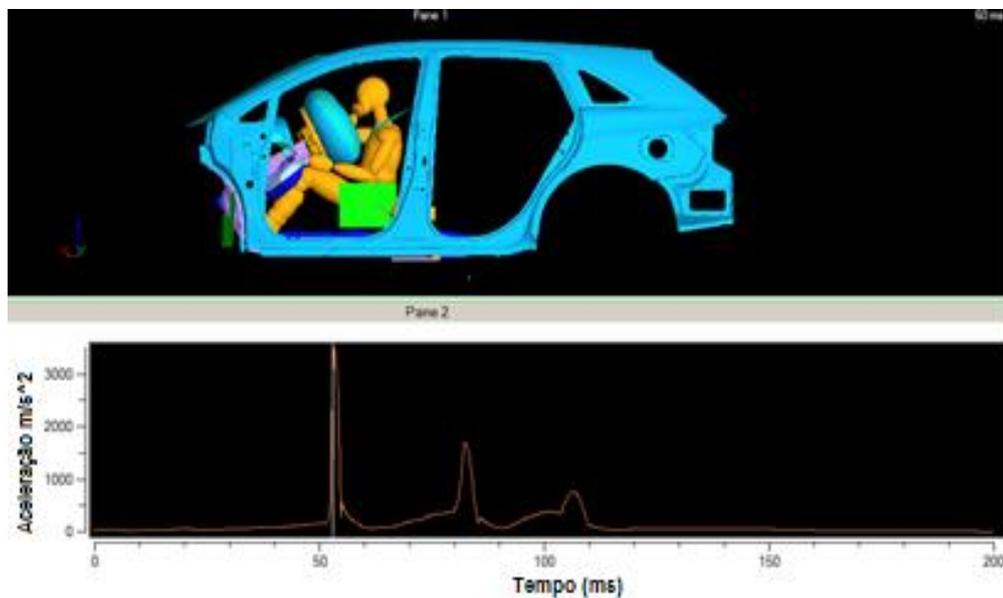


Figura 4-23: Sequência da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça, para o caso C.

Como é estabelecido no critério do HIC o valor da aceleração resultante da cabeça é integrado durante todo o evento (Figura 4.24). O HIC calculado para este caso C foi de 2.418, considerando os instantes inicial e final em 52.7 ms e 54.4 ms respectivamente.

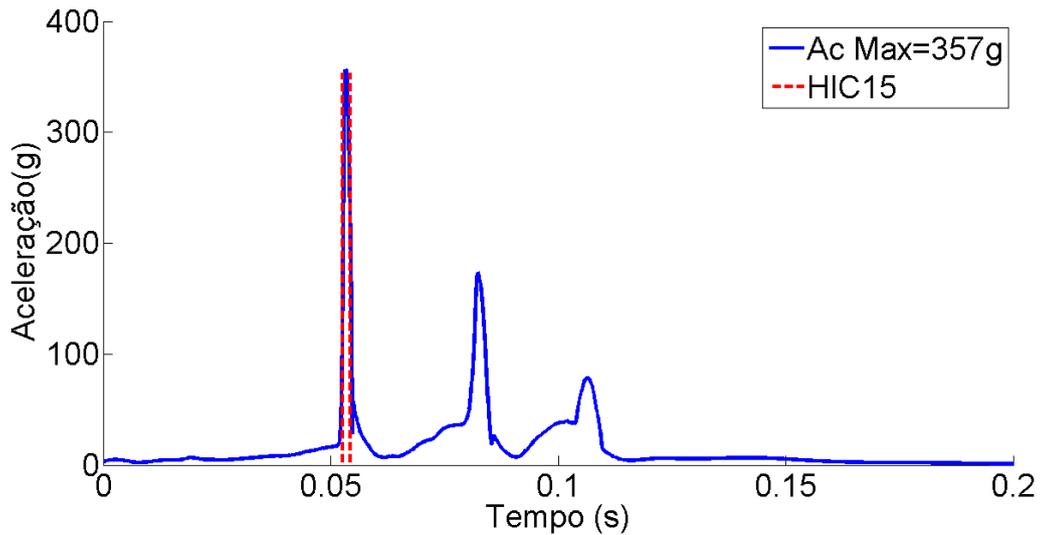


Figura 4-24: Caso C: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC₁₅.

A Figura 4.25 apresenta a relação entre a probabilidade de dano dos tipos AIS+2 e AIS+3 e o valor do HIC₁₅. As probabilidades de lesão, para o HIC₁₅ de 2.418, foram respectivamente AIS+2= 85% e AIS+3= 69%. O valor tão alto de HIC resulta em probabilidades elevadas de uma lesão grave na cabeça (Figura 4.25).

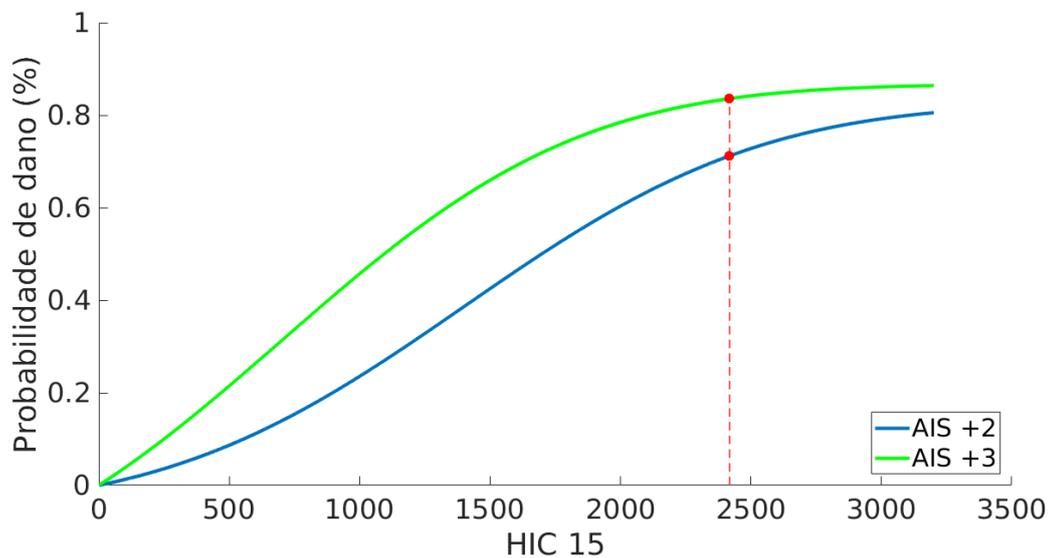


Figura 4-25: Caso C: Correlação entre o critério de lesão na cabeça HIC₁₅ e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.

A Figura 4.26 apresenta a relação entre SFC e probabilidade de fratura no crânio. Para este caso o valor alcançado do SFC foi de 289 g, resultando numa probabilidade de 96.4% de fratura cranial.

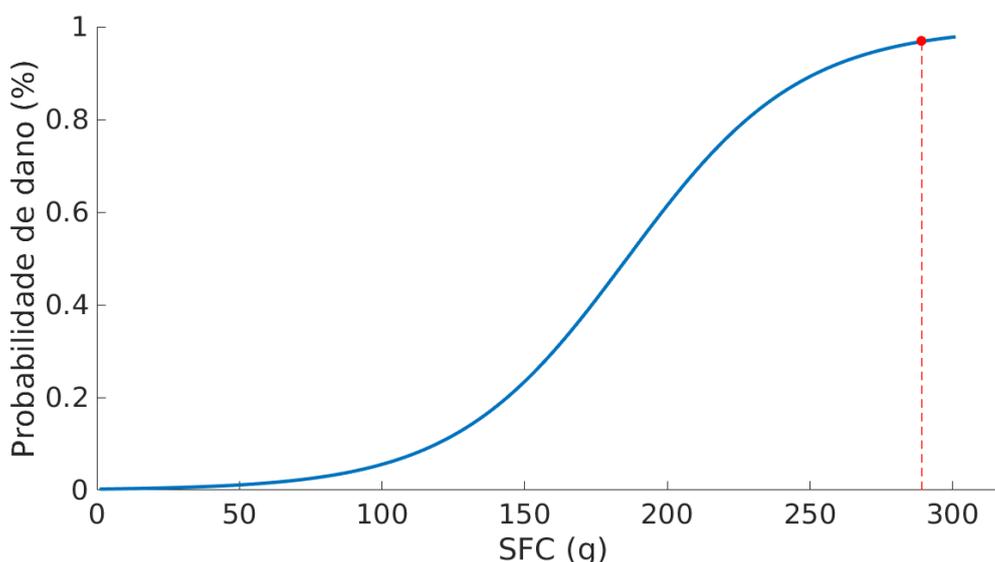


Figura 4-26: Caso C: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso C, SFC calculado =289 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 96.4 %

4.1.3.3 Lesão no pescoço

O gráfico 4.27 apresenta critério N_{ij} vs tempo de duração, mostrando os efeitos combinados dos esforços no pescoço. Obteve-se o maior valor de dano no pescoço por meio desta combinação de carregamentos. Como resultado para o caso C, o maior pico de força de tração foi de 6.457 N. Este valor máximo pode, em casos excepcionais, promover o rompimento da quinta vértebra na articulação com o sacro [23].

Na flexão longitudinal obteve-se um pico de 233 Nm, que ocasionaria rompimento da traqueia e dos ligamentos que mantêm as vértebras unidas, além de graves danos na medula espinhal [23]. Por último e consideravelmente grave está a força cisalhante que apresenta um pico de 3.565 N, acima da tolerância a este tipo de esforço no pescoço.

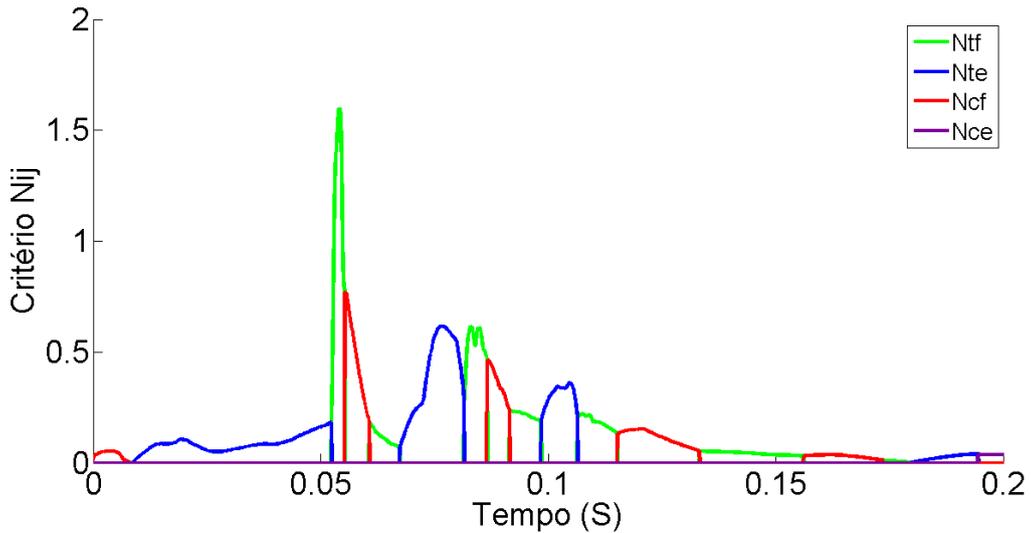


Figura 4-27: Caso C: Critério N_{ij} Vs Tempo de duração.

O valor do N_{ij} calculado para o caso C foi $N_{tf}= 1.70$. Para este caso, a combinação de maior intensidade é tração-flexão no momento subsequente ao impacto da mão/braço direito com a cabeça do *dummy*. É um evento de grande intensidade que resulta em graves danos no pescoço. Em função disso, o valor N_{tf} fica fora do gráfico de limites toleráveis, conforme mostrado Fig. 4.28.

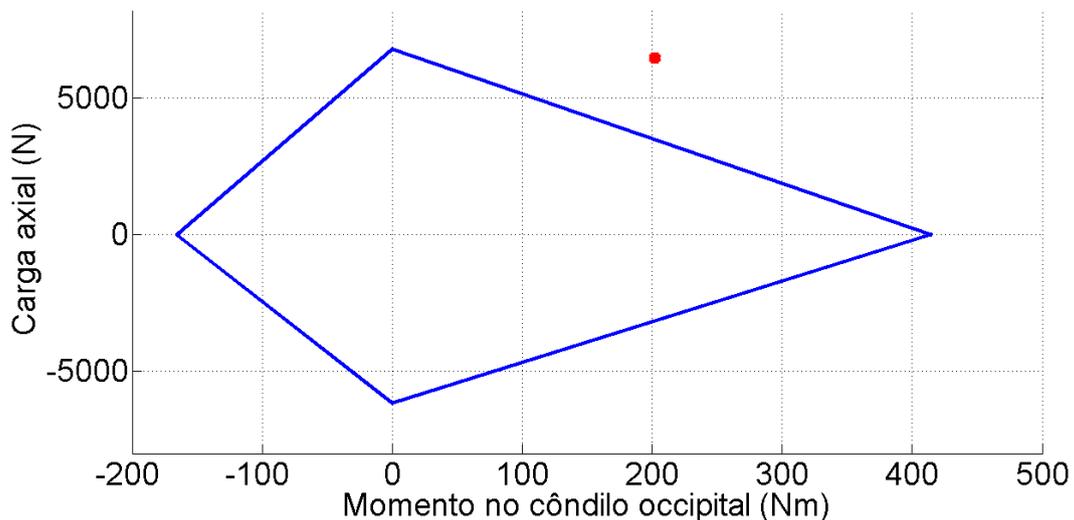


Figura 4-28: Caso C: Carga axial x momento no côndilo occipital (Nm). Critério N_{ij} fora do limite de tolerância.

A probabilidade de lesão no pescoço em função do N_{ij} , considerando o N_{tf} , está apresentada na Figura 4.29, para os casos AIS+2 e AIS+3. Observa-se que para o N_{ij} (N_{tf})=

1.70, os valores para AIS+2 (lesão moderada) = 46% e para AIS+3 (lesão grave) = 48%. Segundo os níveis de severidade (Seção 2.3), tem-se lesões graves de fratura na região cervical.

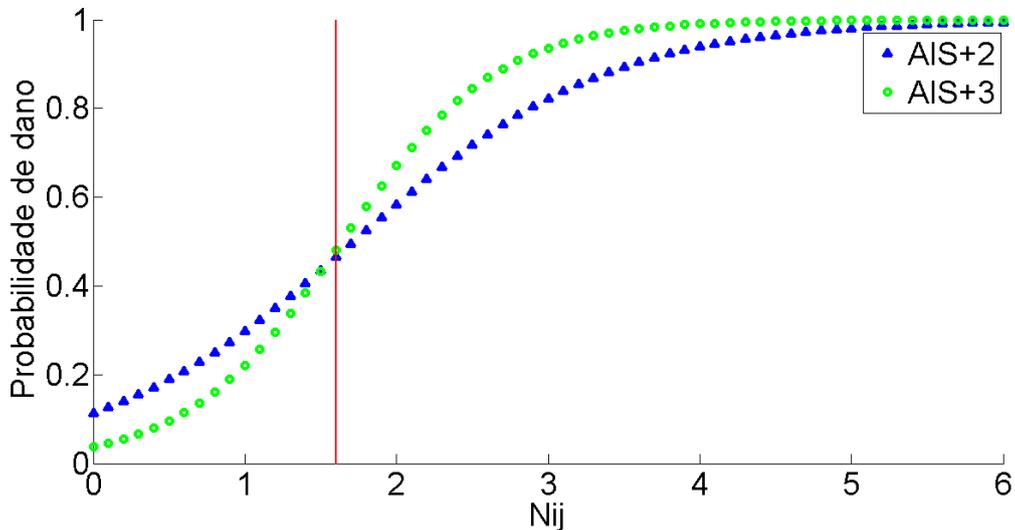


Figura 4-29: Caso C: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesões em função do critério N_{ij} . Para o caso C onde $N_{ij} = 1.70$.

4.1.4 Dummy caso D - Colisão frontal - O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e a mão direita próxima ao rosto.

4.1.4.1 Lesão na cabeça

No caso D, o *dummy* dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas, mantendo a mão direita junto ao rosto, simulando estar se alimentando, conforme mostrado na Figura 4.30.

A sequência de imagens obtida tem, neste caso D, uma diferença de 0.02 s entre uma imagem e a seguinte. Os instantes de tempo representados são 0 s para a posição inicial e as demais posições para os tempos 0.02 s, 0.04 s, 0.06 s, 0.08 s, 0.10 s, 0.12 s, 0.14 s, 0.16 s e 0.18 s. O comportamento do *dummy* dentro do veículo foi avaliado em cada destes tempos.

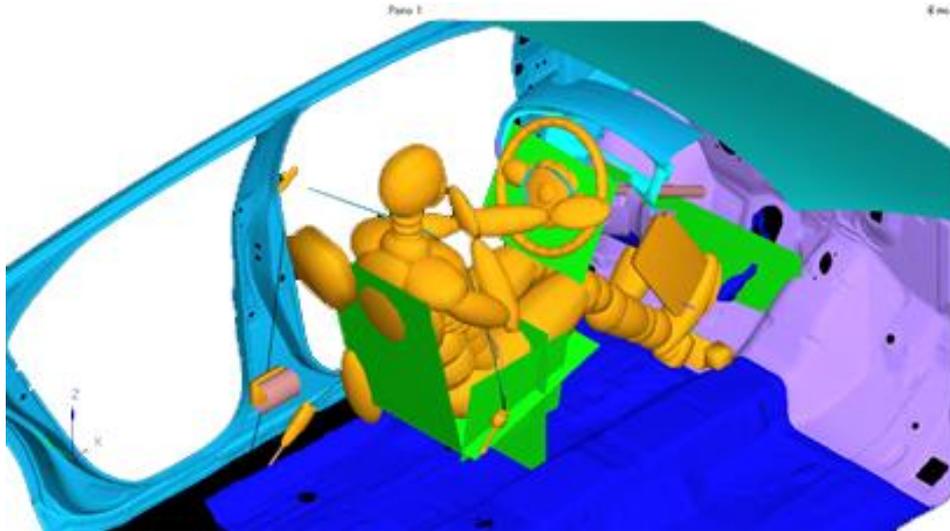
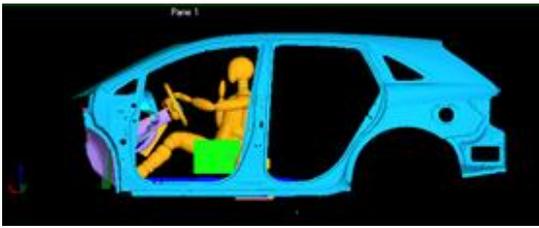
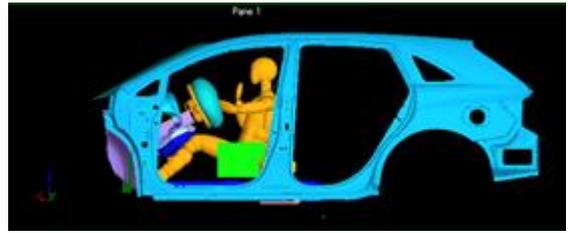


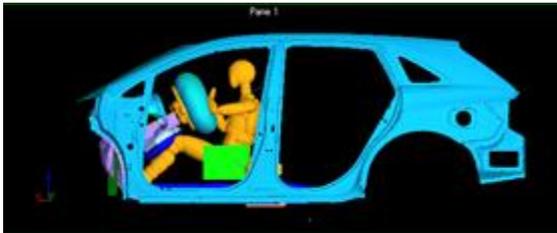
Figura 4-30: Caso D: O condutor dirige com a mão esquerda entre 2 e 3 horas e mantém a mão direita próximo ao rosto.



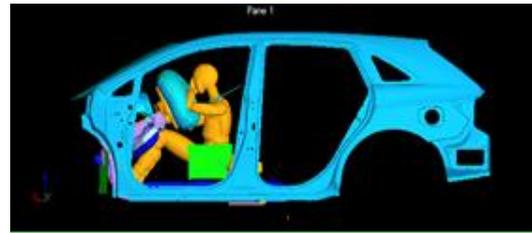
(a) $t=0$ s



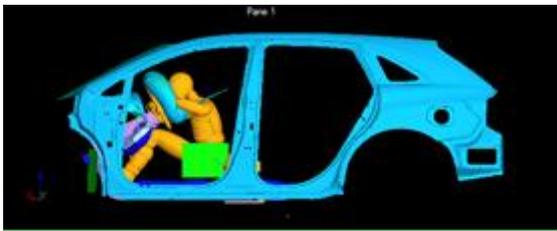
(b) $t=0.02$ s



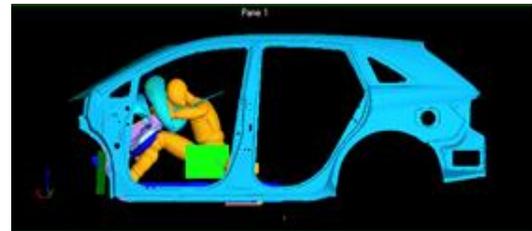
(c) $t=0.04$ s



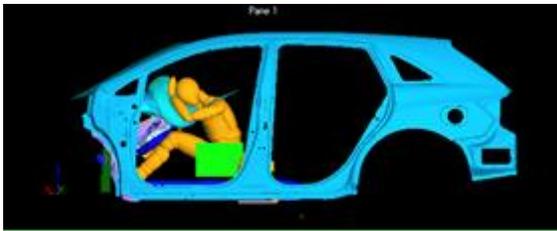
(d) $t=0.06$ s



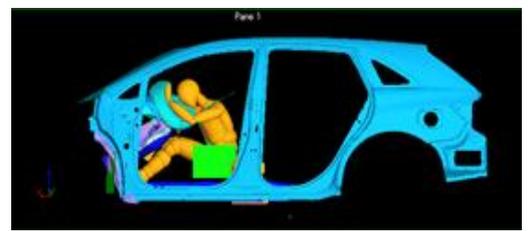
(e) $t=0.08$ s



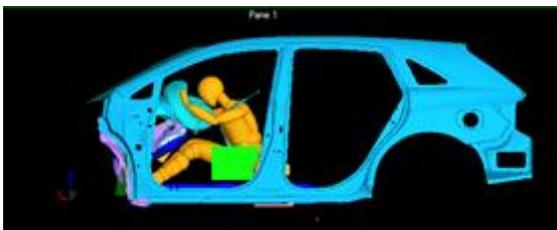
(f) $t=0.1$ s



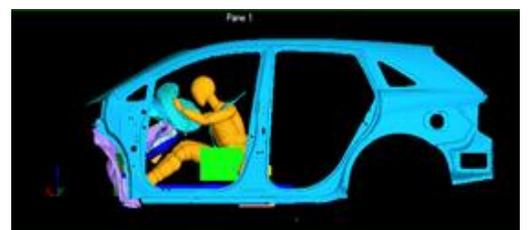
(g) $t=0.12$ s



(h) $t=0.14$ s



(i) $t=0.16$ s



(j) $t=0.18$ s

Figura 4-31: Sequencia da colis3o frontal, para o caso D do modelo 1.

4.1.4.2 Lesão na cabeça

Para o caso D, as respostas da aceleração resultante da cabeça apresentam três máximos locais visíveis em três tempos distintos, conforme apresentado na Figura 4.32. O primeiro máximo de aceleração, com um valor de 331 g, ocorre para um tempo de 0.061 s. O segundo máximo com valor 220 g é observado em 0.08 s. O último máximo ocorre para um tempo de 0.10 s, atingindo um valor de aceleração resultante de 79 g.

O primeiro máximo, resultante do contato da mão/braço direito com a cabeça, gera o alto valor de aceleração e máximo global. Já em 0.08 s, o contato simultâneo do braço esquerdo com a mão direita e a cabeça gera outro máximo na função da aceleração resultante na cabeça. O terceiro máximo local é causado pelo contato da cabeça com o braço esquerdo quando este repousa no *airbag*, o que faz com que o contato seja mais leve.

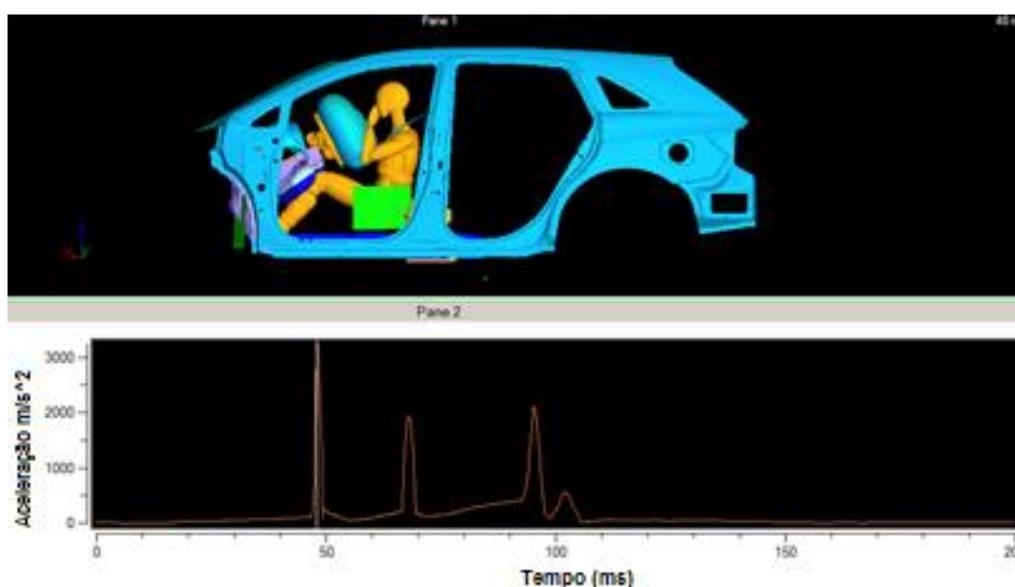


Figura 4-32: Sequência da colisão frontal e resposta da aceleração resultante da cabeça, para o caso D.

O gráfico para cálculo do HIC_{15} apresentado na Figura 4.33, descreve os valores da aceleração da cabeça em função do tempo, durante o impacto frontal simulado para o caso D do modelo 1. O valor obtido do HIC_{15} é de 1.715 com instante inicial de impacto $t_i = 60.5$ ms e o instante final $t_f = 62.0$ ms. Este valor supera o máximo permitido pela norma FMVSS 208. Pode-se observar na sequência de imagens que o instante em que a cabeça

impacta contra a mão, $t=61.0$ ms (Figura 4.32), está incluído dentro do intervalo de tempo definido t_i e t_f .

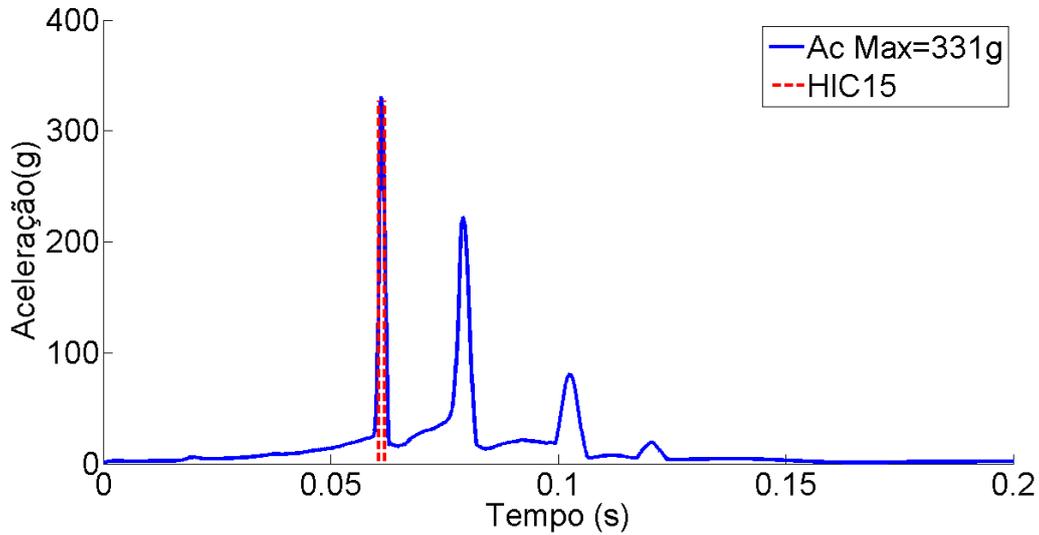


Figura 4-33: Caso D: aceleração da cabeça x tempo. Gráfico usado para cálculo do HIC_{15} .

A Figura 4.34 apresenta a correlação entre o critério de lesão na cabeça HIC_{15} com a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão. No caso D o HIC_{15} com valor 1.715. Com este valor de HIC_{15} , e usando-se o gráfico probabilidade de lesão x HIC_{15} , obtém-se a probabilidade de lesão na cabeça do condutor com um nível de severidade AIS+2 (lesões moderadas) de 72%. A probabilidade de lesão na cabeça com nível de severidade AIS+3 (lesões graves) é de 50%.

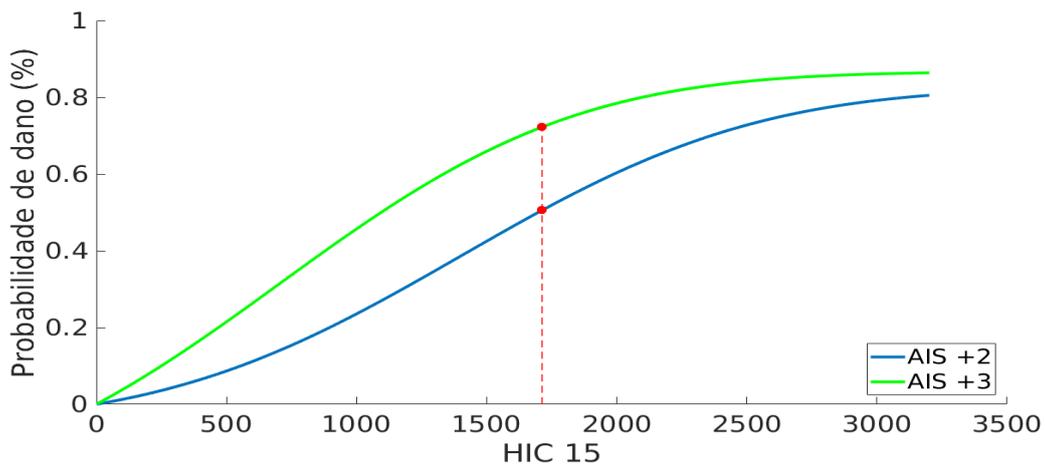


Figura 4-34: Caso D: Correlação entre o critério de lesão na cabeça HIC_{15} (1.715 neste caso D) e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão.

A Figura 4.35 apresenta a relação entre o critério de fratura no crânio SFC e a probabilidade de fratura do crânio. Para este caso D, o valor alcançado do SFC usando-se a Equação 2.9 foi de 267 g, resultando numa probabilidade de 94.2% de fratura do crânio, conforme estudos das fraturas de crânio em [23].

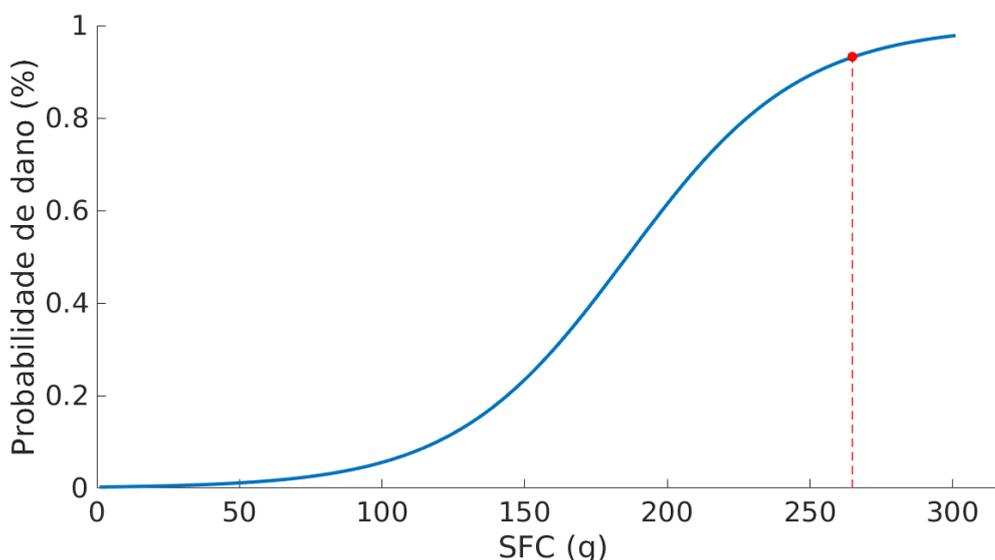


Figura 4-35: Caso D: Probabilidade de fratura no crânio em função do critério de fratura no crânio (SFC). Neste caso D, SFC calculado =267 g, resultando numa probabilidade de fratura no crânio de 94.2 %.

4.1.4.3 Lesão no pescoço

O pescoço do *dummy* no caso D sofreu um pico de força de tração de 712.12 N. Quando comparado este valor com o valor de 3.300 N, que segundo Nyquist, seria o valor tolerável para o *dummy* utilizado nas simulações, se observa que a probabilidade de lesão devido a tração é extremadamente baixa. A força cisalhante medida na parte superior do pescoço, que segundo Nyquist em [23] não pode exceder 3.100 N, apresenta um pico de 718.83 N, e um valor de flexão no pescoço de 81.69 Nm que não supera o valor tolerável de 190 Nm. Como nos casos anteriores estes valores máximos resultados da lesão no pescoço podem ser utilizados na verificação das lesões ocasionadas na coluna cervical [73].

A Figura 4.36 relaciona o critério N_{ij} vs tempo de duração durante o impacto frontal para o caso D. Este gráfico apresenta a combinação dos feitos no pescoço resultantes dos esforços de tração-flexão, tração-extensão, compressão-flexão e compressão-extensão. Nestes resultados, para o caso D, não se observam valores que causem lesões consideráveis no

pescoço. Observa-se somente um valor máximo (0.40) relativo a tração-extensão ($N_{ij}=N_{te}$) no pescoço.

Um valor pequeno na combinação tração-extensão, como obtida para este caso, representa um valor tolerável dentre dos limites para o *dummy*, como mostrado na Figura 4.37.

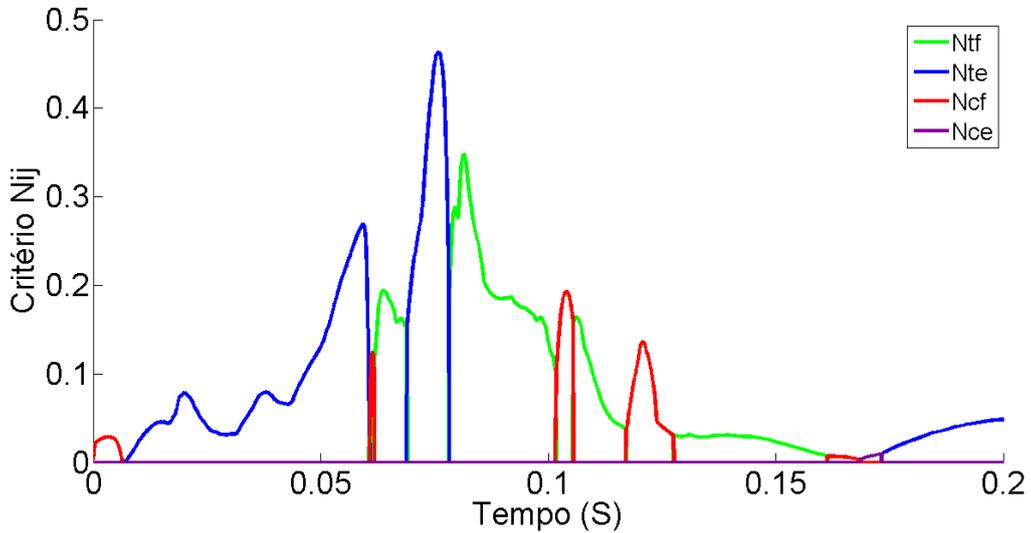


Figura 4-36: Caso D: Critério N_{ij} Vs Tempo de duração.

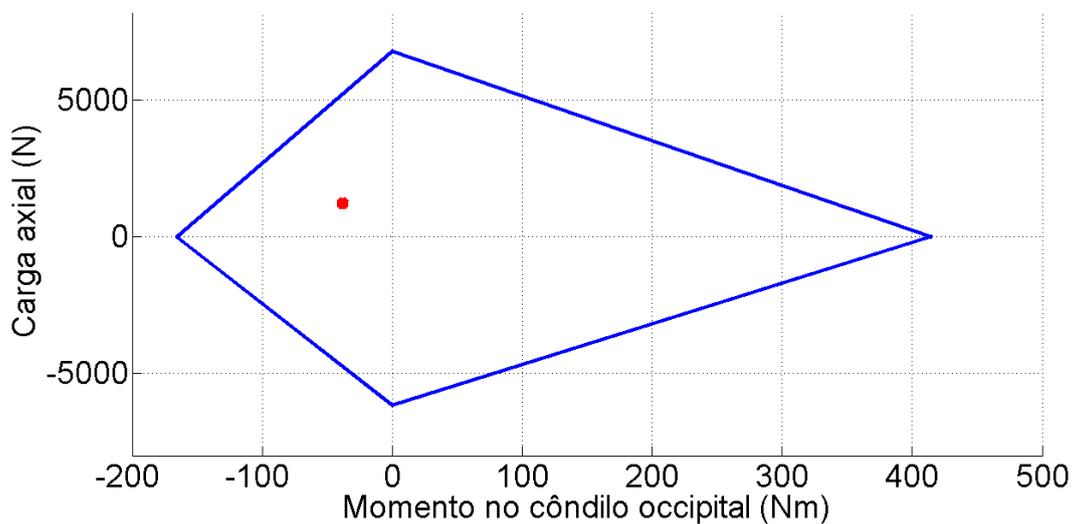


Figura 4-37: Carga axial x momento no cõndilo occipital (Nm). Caso D: Critério N_{ij} dentro do limite de tolerância.

O impacto entre o braço esquerdo e a mão direita durante a colisão (Vide Figura 4.31) produz uma redução na quantidade de movimento do braço esquerdo, ao transferir parte do

seu movimento neste primeiro contato com a mão, reduzindo a velocidade para o impacto que se produz depois entre a mão/braço esquerdo com a cabeça. A Figura 4.38 apresenta a curva de probabilidade de lesões com severidade AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesões em função do critério N_{ij} , igual a 0.40 para o caso D. Observa-se neste caso uma probabilidade de 18%, para o nível de severidade moderada AIS+2 e uma probabilidade de 10% para o nível de severidade grave AIS+3.

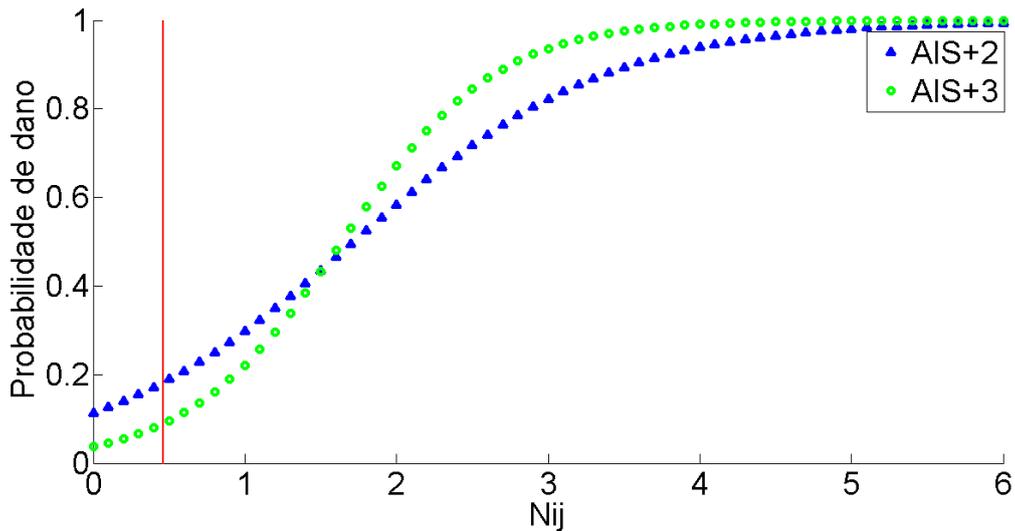


Figura 4-38: Caso D: Curva de probabilidade de lesões com severidade AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesões em função do critério N_{ij} . Para o caso D onde $N_{ij}= 0.40$.

Na Tabela 4.1 estão apresentados os valores para os critérios e probabilidades de lesão na cabeça do modelo 1 nos quatro casos (A, B, C e D), em comparação com os resultados para o caso E, quando o condutor dirige com ambas mãos para o modelo 1.

Tabela 4.1: Resultados dos critérios e probabilidades de lesão para a cabeça, nos 4 casos em comparação com o caso E do condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 1

	HIC₁₅	SFC (g)	SFC (%)	AIS+2 (%)	AIS+3 (%)
Caso A	1.512	265	93.2	67	44
Caso B	1.609	246	89.1	69	45
Caso C	2.418	289	96.4	85	69
Caso D	1.715	267	94.2	72	50
Caso E	168	42	0.012	0.018	0.007

Analisando a Tabela 4.1, observa-se que para o HIC o menor valor nos quatro casos de estudo (Caso A – HIC = 1.512) é 9 vezes superior que para o caso E (Conductor dirigindo com as duas mãos no volante) no Modelo1. Já no critério de fratura no crânio (SFC), o menor valor para condução do veículo com uma das mãos é 246 g, o que supera em aproximadamente 6 vezes o caso de condução padrão com as duas mãos. Estes valores demonstram o enorme risco de condução do veículo somente com uma das mãos, no caso de impacto frontal.

Na Tabela 4.2 estão apresentados os valores para os critérios e probabilidades de lesão no pescoço para o modelo 1 nos quatro casos (A, B, C e D), em comparação com os resultados para o caso E, quando o condutor dirige com ambas mãos.

Tabela 4.2: Resultados do critério N_{ij} e as probabilidades de lesão para o pescoço, nos 4 casos em comparação com o caso E o condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 1

	N_{ij}	AIS+2 (%)	AIS+3 (%)
Caso A	0,6	20	10
Caso B	1,5	41	40
Caso C	1,7	46	48
Caso D	0,52	18	10
Caso E	0,38	16	7

Nesta Tabela 4.2 para o modelo 1 de veículo, em termos de lesões no pescoço os casos B e C apresentam valores que ultrapassam o valor limite sugerido pela norma [23]. Já os casos A e D permanecem dentro dos valores de tolerância do *dummy*. Mesmo assim, em todos os casos de direção com uma das mãos, as lesões causadas no pescoço são superiores às observadas para o caso E.

4.2 MODELO 2

Nesta seção apresenta-se o resumo dos resultados obtidos para o modelo 2 seguindo os mesmos princípios de análise que foram usados para o modelo 1. As posições iniciais do condutor no modelo 2 são apresentadas na Figura 4.39. Analisando-se os valores calculados para o critério de lesão na cabeça para o HIC_{15} , se observa que, para este modelo 2, o condutor teria lesões na cabeça considerando os altos valores que superam de

forma perigosa os limites de aceleração tolerável. Os picos de aceleração para este modelo 2, embora difiram em magnitude dos valores do modelo 1, são comparáveis em termos de gravidade.

Em ordem decrescente para lesões na cabeça deste modelo 2, identifica-se o caso C como o mais perigoso, com altos níveis e alta percentagem de lesões moderadas. Aparecem em seguida o caso D, seguido do caso B e por último e não menos perigoso o caso A. Os valores obtidos para os casos (A, B, C e D) estão na Tabela 4.3, em comparação com os resultados do caso E.

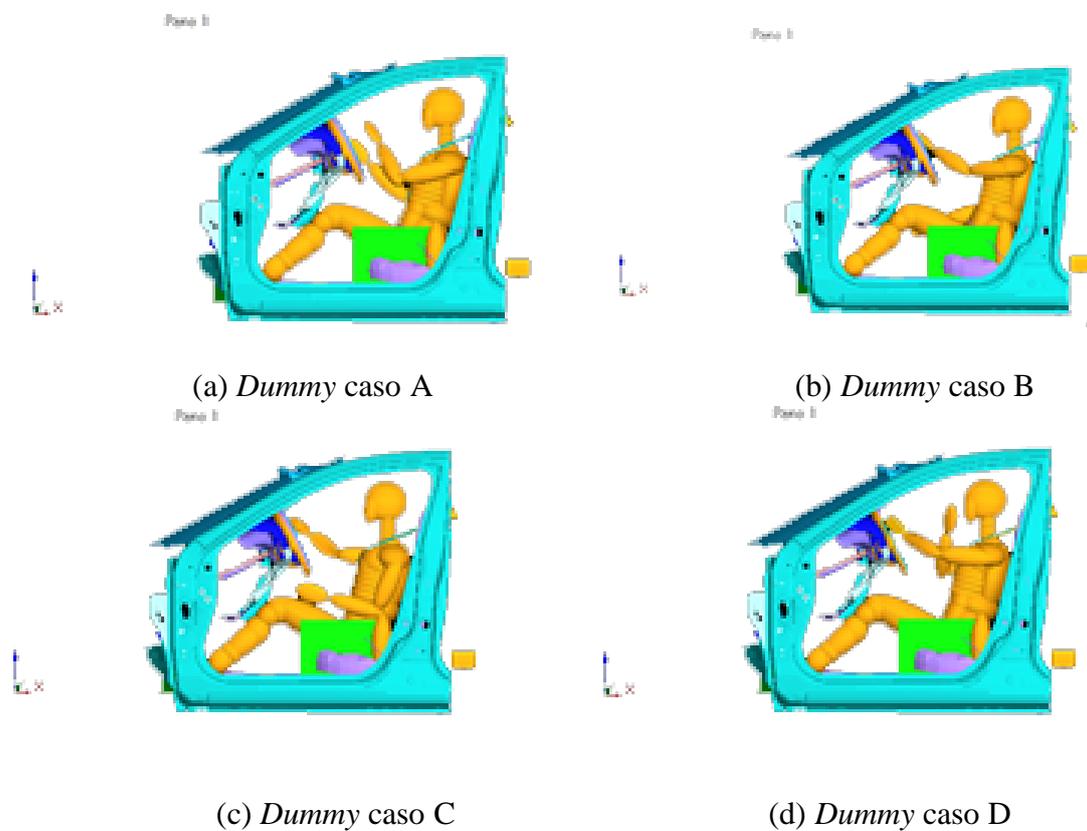


Figura 4-39: Posições iniciais para os 4 casos propostos no modelo 2 (vista lateral esquerda do condutor).

Tabela 4.3: Resultados dos critérios e probabilidades de lesão para a cabeça, nos 4 casos em comparação com o caso E o condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 2

	HIC₁₅	SFC (g)	SFC (%)	AIS+2 (%)	AIS+3 (%)
Caso A	1.966	296	96.4	77	58
Caso B	2.466	298	96.3	85	70
Caso C	2.902	315	97.1	89	77
Caso D	2.545	313	96,9	85	70
Caso E	128	37	0.012	0.011	0.007

A maior parte das lesões são recebidas pela cabeça. Os valores de AIS+2 apresentam percentagem de 77% para o caso A e 89% para o caso C neste modelo 2. Para o AIS+3, atingiu-se o percentual de 58% para o caso A e de 77% para o caso C. Por outro lado, devido aos altos valores do SFC, fraturas nos ossos temporais e occipitais estariam presentes, com uma probabilidade superior a 96% para os quatro casos (A, B, C e D), dados os altos níveis de pico de aceleração em intervalos de tempo tão pequenos. Testes foram feitos por Hodgson et al em [23] onde investigaram a biomecânica das regiões frontal, lateral, occipital e facial.

Os valores toleráveis para as cargas no pescoço estão disponíveis na FMVSS 208 [55]. Para os casos A e D a tração é inferior ao limite tolerável de 3.300 N. O caso C apresenta um comportamento muito próximo ao valor limite e o caso B supera sobremaneira o limite tolerável, gerando uma hipertração do pescoço. Assim como a flexão dos casos A, B e D são menores que a tolerável de 190 Nm, o caso C supera o valor tolerável de flexão. A força cisalhante no pescoço foi muito menor para o caso A, mais apresentou valores muito altos para os casos B e D. O valor tolerável de 3.100 N só foi superado pelo caso C. Os valores máximos dos parâmetros par o *dummy* nos 4 casos para o modelo 2 estão apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4: Valores máximos dos parâmetros para o *dummy* nos 4 casos para o modelo 2.

	Força axial (N)	Momento (Nm)	Força cisalhante (N)	N_{ij}	AIS+2 (%)	AIS+3 (%)
Caso A	602.12	38.94	642.48	0.38	16	7
Caso B	7.233	182.06	2.874	1.65	46	47
Caso C	3.256	326.35	4.530	1.53	41	40
Caso D	983.31	123.35	2.071	0.54	19	9

Para este modelo 2, também foi realizado o cálculo para o critério de lesão no pescoço da mesma forma que para o modelo 1, para verificar as possíveis lesões ocasionadas na coluna cervical. Também para este modelo, os valores mais representativos são durante os esforços de tração-flexão ($N_{ij} = N_{tf}$) nos casos B, C. No caso A estão presentes esforços de tração-extensão N_{te} de 0.38 o que não representaria uma lesão considerável considerando os baixos percentagens lesivos (AIS+2= 16%) e (AIS+3= 7). De acordo com a probabilidade de lesão no pescoço e conseqüentemente na coluna cervical, considerando o critério combinado de lesão para os valores mais altos da Tabela 4.6, se obteve que o caso B tem uma probabilidade de 46% de um nível de severidade moderada AIS+2 e uma probabilidade de 47% de severidade grave AIS+3. No caso C, obteve-se 41% de lesões moderadas AIS+2 e 40% de lesões graves no pescoço e a coluna cervical. Os casos A e D não apresentam grande probabilidade lesiva no pescoço.

Na tabela comparativa para o modelo 2 (Tabela 4.3), a relação entre o menor valor do HIC_{15} 1.966, para os quatro casos e o HIC_{15} para o caso E é de 16 vezes, enquanto que para o (SFC) está razão é de 8 vezes superior.

Para os critérios de lesão no pescoço do modelo 2 ocorrem valores similares ao observado no modelo1, onde os casos B e C têm valores superiores ao sugeridos pela norma e os outros casos (A, D e E) não ultrapassam os limites toleráveis segundo estas mesmas normas.

Tabela 4.5: Resultados do critério N_{ij} e as probabilidades de lesão para o pescoço, nos 4 casos de condução do veículo com uma das mãos, em comparação com o caso E do condutor dirigindo com duas mãos, para o modelo 2

	N_{ij}	AIS+2 (%)	AIS+3 (%)
Caso A	0,38	16	7
Caso B	1,65	46	47
Caso C	1,53	41	40
Caso D	0,54	19	9
Caso E	0,26	13	3

Alguns autores que argumentam que o HIC não tem uma relação direta com o nível de lesão. Newman et al. [74], por exemplo, argumenta que a dependência do tempo assumido da aceleração média tolerável leva a previsões de que eventos de curta duração e alta aceleração e eventos de longa duração e baixa aceleração produzem riscos iguais de ferimento na cabeça. Outros autores como Henn no trabalho [46], seguem a mesma linha de raciocínio.

Levando em consideração estes argumentos e as observações feitas onde alguns valores obtidos no análise do HIC em correlação com as probabilidades de lesão AIS+2 e AIS+3 não refletem a gravidade dos impactos recebidos, para tão altos valores de aceleração obtidos nas simulações. Com o propósito de contribuir de forma técnica e científica nas análises destes casos propostos ao dirigir um veículo, se fez um análise dinâmica para cada caso (A, B, C e D) no modelo 1 de veículo, em comparação com a dinâmica de impacto de boxeadores que recebem impactos diretos na cabeça e na face.

4.3 ANÁLISE DINÂMICA DO IMPACTO

Com o objetivo de identificar e definir os fatores responsáveis pela gravidade das lesões durante as situações propostas no projeto, foi realizada uma análise dinâmica do impacto do modelo 1, para quantificar as respostas do *dummy*, com o intuito de prever o momento que são superados os limites de resistência mecânica. Tendo em consideração que muitas das lesões durante uma colisão veicular podem ser ocasionadas por objetos animados, o

estudo da velocidade e as forças dos objetos definem a linha de estudo a ser desenvolvida nesta seção.

4.3.1 Velocidade e força de Impacto

No caso A, o condutor dirige com a mão direita na posição entre 2 e 3 horas. A mão esquerda permanece próxima à buzina no centro do volante. Na Figura 4.40 estão apresentadas as velocidades da cabeça (linha azul-continua), da mão esquerda (linha vermelha) e a velocidade resultante (linha verde) calculada durante os 200 ms tempo total da colisão frontal na simulação MADYMO. O primeiro impacto acontece quando a mão esquerda, que está próxima à buzina, é impactada pelo *airbag*. Esse primeiro encontro reduz a velocidade da mão, dirigindo-a contra a cabeça que vai na direção da colisão. Esse impacto tem uma velocidade $V_i=9.2$ m/s. Estudos feitos sobre proteção da cabeça em lutas de boxe [41], revelam que o punho de um boxeador de peso super pesado alcança uma velocidade de impacto de 8.3 m/s com uma força de impacto máximo de 4.345 N.

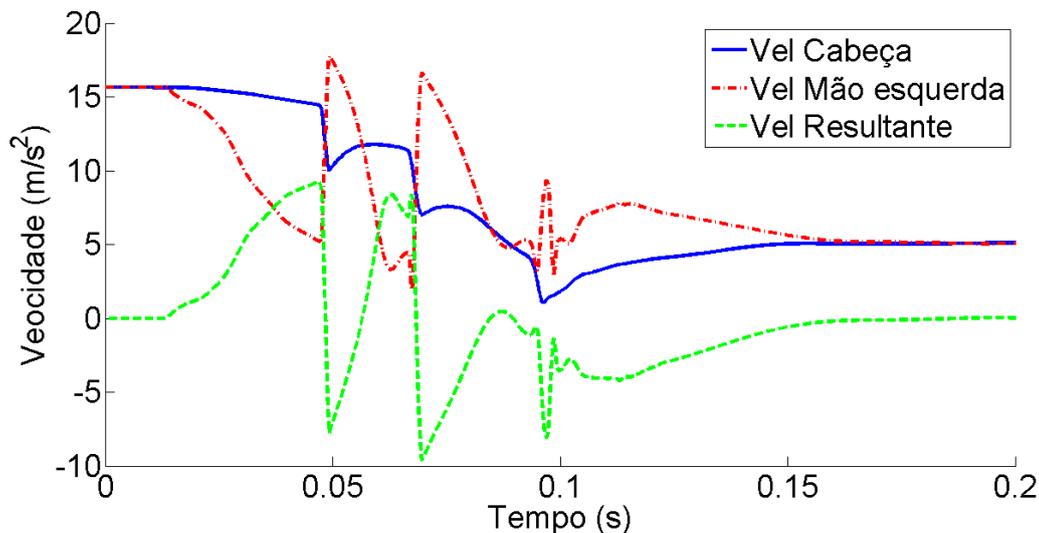


Figura 4-40: Caso A: Velocidades durante a colisão.

O problema de impacto foi analisado como a colisão entre duas massas pontuais, onde a quantidade de movimento linear se conserva. A quantidade de movimento é o produto da massa m pela velocidade v [75]. Na Equação 4.1 de conservação de quantidade de movimento para a colisão de dois corpos, a grandeza v_{ji} representa a velocidade inicial da massa j e v_{jf} a velocidade da massa depois do impacto. Esses valores foram obtidos diretamente da simulação.

$$m_1 v_{1i} + m_2 v_{2i} = m_1 v_{1f} + m_2 v_{2f} \quad (4.1)$$

O cálculo foi feito tendo em consideração as massas efetivas. Em função disso, deve-se levar em conta que ao estar a mão unida ao braço, não se pode tratar da massa real do punho isolado do braço como o referem em [29][76]. Para os valores das massas foram utilizados os valores padrões do *dummy Hybrid III* como visto na Seção 2.6. Para m_1 se considerou a massa da mão unida ao braço, e para m_2 se considerou a massa da cabeça e pescoço, como é observado também no comportamento de movimento na Figura 4.4 da sequência de movimentos durante a colisão. A Tabela 4.7 apresenta os valores calculados para as massas efetivas e os valores de velocidades apresentados foram obtidos diretamente dos resultados da simulação (vide Figura 4.40).

Tabela 4.6: Valores de massa calculados do *dummy* e velocidades obtidas da simulação para o caso A.

$m1$ (kg)	$m2$ (kg)	v_{1i} (m/s)	v_{2i} (m/s)	v_{1f} (m/s)	v_{2f} (m/s)
2.27	6.08	5.22	14.43	17.76	6,36

Os dados de força no impacto entre a mão e a cabeça são apresentados na Figura 4.41. Este resultado foi obtido diretamente da simulação. O resultado da força deste impacto para o caso A foi de $F_i = 17$ kN. Segundo o estudo de Allsop et al. [76], sobre a tolerância ao impacto do crânio e dos ossos faciais, depois de realizar testes de impacto na região temporo-parietal, os dados de nível médio de força de fratura para esta região foi de 12.5 kN. Portanto, a força de impacto observada para este caso A entre a mão e a cabeça levaria a uma elevada probabilidade de fratura na região temporo-parietal.

Outros autores como Hodgson que pesquisaram a biomecânica das regiões frontal, lateral, occipital e facial, em [9], em estudo realizado com testes de queda de alturas pré-estabelecidas, reportaram forças de impacto máximo que variaram de 5.5 kN a 17.8 kN, com acelerações máximas pico de 190 a 325 g. Para o caso A da simulação usada neste trabalho, a aceleração pico foi de 364 g o que levaria a cabeça experimentar uma força de 17 kN. Segundo o estudo de Nahum et al., o osso frontal suportaria uma aceleração máxima de 80-200 g. O maxilar superior em torno de 25 g. A mandíbula suporta no

máximo 40 g. Já o limite para os ossos nasais seria 30 g e, para os dentes, 100 g. Estes limites são superados pelo caso A de estudo. O tempo de aplicação da força representativa do pico do impacto com instante inicial em 47.6 ms e instante final 49.0 ms, representa um tempo de aplicação menor aos 3 ms, o que faz que a força seja pontual numa região da cabeça e portanto com maior gravidade que se comparado com forças que atuam por mais tempo segundo o estudo apresentado em [9].

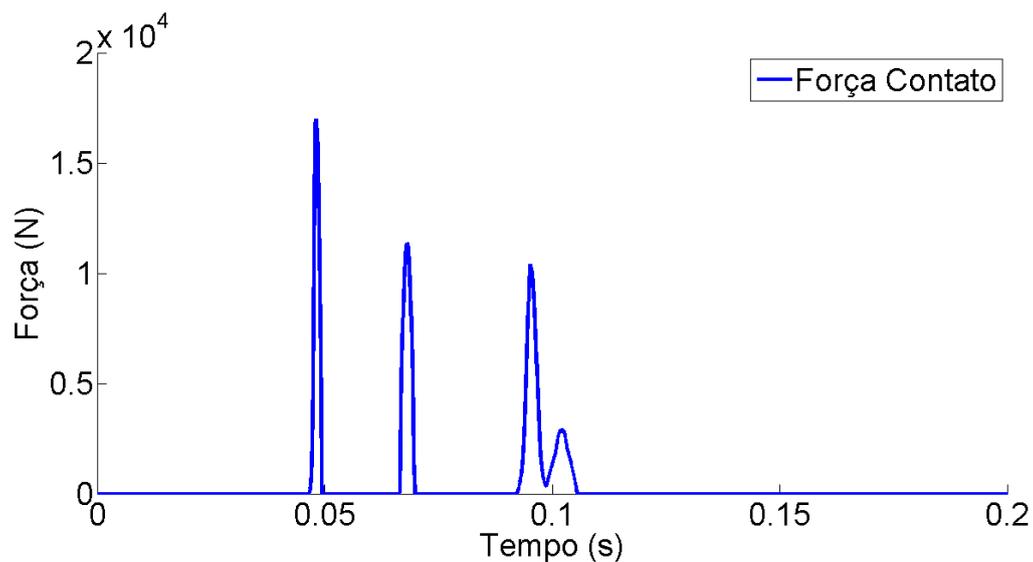


Figura 4-41: Caso A: Força do contato.

A Tabela 4.7 são apresentados os valores do estudo dinâmico, as velocidades para os quatro casos com direção usando uma das mãos. Nestes dados, todos os casos apresentam uma velocidade e força de impacto que superam os valores encontrados no estudo de [10], o que supõe uma lesão grave na cabeça, superior à ocasionada com o impacto com o punho de um boxeador profissional super pesado que pode alcançar uma velocidade de impacto de 8.37 (m/s) com uma força de 4.345 N [41]. Esta força de impacto do punho do boxeador é superada em mais de 3 vezes nos impactos dos casos de estudo.

Tabela 4.7: Resultados da dinâmica do Impacto.

	Vi (m/s)	Fi (kN)
Caso A	9.0	16.98
Caso B	8.91	15.64
Caso C	9.2	19.45
Caso D	9.02	17.03

A gravidade aumenta com respeito as condições de segurança e posicionamento das mãos. Os boxeadores profissionais aplicam golpes com alta velocidade de impacto e transferência de energia, podendo causar desde contusões cerebrais [75] até morte por knockout [77].

5. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Neste trabalho foi efetuada a implementação, processamento e posterior análise de simulação numérica visando avaliar a extensão das lesões no *dummy* durante uma colisão frontal, especificamente, lesão da região da cabeça e do pescoço, em cinco condições distintas em termos de posição das mãos do *dummy* em relação ao volante.

Foi inicialmente efetuada uma pesquisa na base de dados da NHTSA no programa de avaliação de carros novos (NCAP), investigando-se as lesões na cabeça e pescoço de *dummies* em uma série de testes de colisão frontal em veículos. Foram escolhidos automóveis tipo Sedan. As respostas destes testes foram utilizadas para a validação de dois modelos de simulação para uma colisão frontal. Um dos modelos de veículo foi o Venza 2013 e o outro foi um Accord 2013. Cada um dos modelos estava equipado com um *dummy Hybrid III 50%* masculino, com sistemas de segurança passiva (*airbag* e cinto de segurança de três pontos). Estes modelos foram criados e executados no *software* MADYMO. Os modelos simulados representaram o comportamento do veículo e do seu ocupante expostos a uma colisão frontal com grande fidelidade e excelente correlação com os testes reais.

A validação mostrou que a resposta da simulação estava dentro da faixa (intervalo de confiança) criada a partir dos testes da NHTSA. Como pulso de entrada para as simulações, foram selecionados funções de entrada de aceleração, obtendo-se o comportamento global do veículo durante o impacto frontal. Estas funções e os demais resultados da simulação foram filtradas empregando-se o Filtro de Butterworth de quarta ordem implementada em MATLAB.

As análises obtidas nas simulações para as lesões de cabeça e pescoço, em todas as quatro posições avaliadas em que o condutor usava apenas uma das mãos para direção do veículo demonstraram alto risco de lesões graves quando as mãos do condutor não estão em posição adequada para um controle completo do veículo em movimento. O critério de lesão na cabeça HIC de forma isolada, não forneceu informação relevante sobre o dano físico real que pudesse ocorrer no condutor durante uma colisão frontal, já que não especifica a lesão e não se relaciona diretamente com a gravidade da lesão. Os gráficos que estabelecem a combinação dos resultados obtidos no HIC e a probabilidade de lesão tipo AIS+2 e AIS+3 da escala abreviada de lesão, permitiram estabelecer probabilidade percentual da ocorrência de lesão classificada como moderada (AIS+2) e grave (AIS+3).

Todos os casos de direção com uma das mãos (A, B, C e D) resultaram em lesões com índice de severidade muito superior ao caso em que o condutor estava na posição padrão (caso E), dirigindo com ambas as mãos no volante.

Pelos resultados obtidos na simulação dos quatro casos de condução com uma das mãos somente, em caso de colisão frontal do veículo, existe para o modelo 1 (Venza) a probabilidade superior a 67% do condutor apresentar lesões na cabeça do tipo AIS+2 da escala abreviada de lesão, que pode resultar em lesões moderadas na face. Observa-se também nestes casos uma probabilidade percentual superior de 44% de ocorrência de lesão grave AIS+3, para fraturas do esqueleto da face. Já para o modelo 2, a probabilidade de lesões na cabeça do tipo AIS +2 é de 77% e a de AIS+3 é de 58%. O critério de fratura no crânio (SFC), calculado para os quatro casos, proporcionou resultados mais específicos sobre o dano no crânio durante a colisão. Em todos os casos a percentagem de fratura cranial superou o valor de 89% para ambos os modelos de veículos, o que representa uma alta probabilidade de morte causada pelas lesões recebidas quando a mão impacta na cabeça do condutor.

Em relação aos danos no pescoço, o critério combinado N_{ij} permitiu concluir que a maior lesão apresentada foi a combinação de tração-flexão do pescoço durante as colisões e pelo impacto da mão com a cabeça, para os casos B e C apresentando percentagem de probabilidade de dano superior ao 40% no AIS+2 e AIS+3 para ambos os modelos, o que se refletiria em lesões graves na medula espinhal.

Conclui-se que as forças de impacto envolvidas também superaram os valores encontrados no estudo do impacto gerado pelo golpe de boxeadores profissionais. A menor força de impacto observada foi de 16.98 kN nos quatro casos. Este valor é mais de 3 vezes superior ao valor máximo gerado por um pugilista de peso pesado (4.35 kN) [41].

Pode-se concluir que dos quatro casos estudados nos dois modelos, o caso C apresentou os valores mais altos nos critérios de lesão para a cabeça, e valores fora da tolerância para o pescoço, além de os valores mais altos de força e energia no análise dinâmica. Na sua comparação com o caso B por exemplo, isto pode estar relacionado ao fato que o braço direito que está livre da restrição do cinto de segurança, oferece maior liberdade de movimento para causar dano com a mão que impacta direito com a cabeça do condutor. Mas o caso B no modelo 2 é superior ao valor de N_{ij} , isto devido a um alto valor na força axial de quase o dobro de força o que ocasiona que seja superior a lesão no caso B em comparação ao caso C.

Como dedução final, da compilação dos resultados obtidos das simulações dos quatro casos, além do veículo estar equipado com sistemas de proteção passiva e ativa, pode-se concluir que os sistemas de proteção não podem evitar lesões graves e inclusive podem contribuir na lesão do condutor, quando estiverem dirigindo de forma distraída e deixando o controle do volante a uma das mãos.

A partir deste trabalho é possível realizar outros testes experimentais para comparar os resultados das simulações e estudar com mais detalhe as lesões que especificamente provocaria o impacto da mão na cabeça e pescoço.

O seguinte passo pode ser utilizar o *dummy* com maior fidelidade na resposta biomecânica com o caso do *dummy* Thor o utilizar um modelo humano que forneça dados mais reais da resposta humana para um amplo análise dos carregamentos na simulação e a falha física que existe.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, “Control De La Velocidad,” p. 16, 2017.
- [2] “World Health Organization,” 2017. [Online]. Available: <http://www.who.int/>.
- [3] National Center for Statistics and Analysis, “Early Estimate of Motor Vehicle Traffic Fatalities for the First 9 Months of 2016,” *Traffic Saf. Facts*, no. Report No. DOT HS 812 269, pp. 1–2, 2017.
- [4] “DATASUS,” 2017. [Online]. Available: <http://datasus.saude.gov.br/>.
- [5] “DPVAT,” 2017. [Online]. Available: <https://www.seguradoralider.com.br/>.
- [6] A. Sociedade, “ACIDENTES DE TRÂNSITO NAS RODOVIAS FEDERAIS BRASILEIRAS CARACTERIZAÇÃO, TENDÊNCIAS E CUSTOS PARA A SOCIEDADE Relatório de Pesquisa,” 2015.
- [7] J. R. Treat, N. S. Tumbas, S. T. McDonald, D. Shinar, R. D. Hume, R. E. Mayer, R. L. Stansifer, and N. J. Castellan, “Tri-level Study of the Causes of Traffic Accidents,” *Dep. Transp. United States Am.*, 1979.
- [8] U. S. N. H. T. S. Administration, *The Automobile safety belt fact book*. Washington, 1982.
- [9] P. D. Bois, C. C. Chou, B. B. Fileta, A. I. King, and H. F. Mahmood, “Vehicle crashworthiness and occupant protection,” *Am. Iron Steel Inst.*, p. 372, 2004.
- [10] R. Eppinger, E. Sun, F. Bandak, M. Haffner, N. Khaewpong, M. Maltese, S. Kuppa, T. Nguyen, E. Takhounts, R. Tannous, A. Zhang, and R. Saul, “Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II By,” no. November, 1999.
- [11] W. N. Hardy, T. B. Khalil, and A. I. King, “Literature review of head injury biomechanics,” *Int. J. Impact Eng.*, vol. 15, no. 4, pp. 561–586, 1994.
- [12] G. W. Nyquist, P. C. Begman, A. I. King, and H. J. Mertz, “Correlation of field injuries and GM hybrid III dummy responses for Lap-shoulder Belt Restraint,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 102, no. 2, pp. 103–109, 1980.
- [13] A. S. McIntosh and D. A. Patton, “Boxing headguard performance in punch machine tests,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 49, no. 17, pp. 1108–1112, 2015.
- [14] N. Li, H. Fang, C. Zhang, M. Gutowski, E. Palta, and Q. Wang, “A numerical study of occupant responses and injuries in vehicular crashes into roadside barriers based on finite element simulations,” *Adv. Eng. Softw.*, vol. 90, pp. 22–40, 2015.

- [15] D. Otte, *Comparison and Realism of Crash Simulation Tests and Real Accident Situations for the Biomechanical Movements in Car Collisions*. SAE International, 1990.
- [16] T. L. Teng, F. A. Chang, Y. S. Liu, and C. P. Peng, “Analysis of dynamic response of vehicle occupant in frontal crash using multibody dynamics method,” *Math. Comput. Model.*, 2008.
- [17] Y. Zhang, C. Ju, G. Yue, X. Chen, and H. Sun, “Simulation analysis of the rear seat female in front impact,” *Proc. - 2012 3rd Int. Conf. Digit. Manuf. Autom. ICDMA 2012*, pp. 767–770, 2012.
- [18] “NHTSA,” 2017. [Online]. Available: www.nhtsa.org.
- [19] L. Delgrossi and T. Zhang, *Vehicle Safety Communications*, A JOHN WIL. Canada, 2012.
- [20] M. analíticos Enfoque de salud pública Matriz de Haddon Enfoque sistémico, “Factores de riesgo de colisiones.”
- [21] “Observatorio Nacional de segurança viaria,” 2017. [Online]. Available: www.onsv.org.br.
- [22] B. Heißing and M. Ersoy, Eds., *Chassis Handbook*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2011.
- [23] A. Nahum and J. Melvin, *Accidental Injury*. 2014.
- [24] X. Luo, W. Du, and J. Zhang, “Safety benefits of belt pretensioning in conjunction with precrash braking in a frontal crash,” in *IEEE Intelligent Vehicles Symposium, Proceedings*, 2015.
- [25] W. Post, “Car braking systems,” in *Brakes, Brake Control and Driver Assistance Systems*, K. Reif, Ed. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2014, pp. 28–39.
- [26] M. U. Khan and M. Moatamedi, “A review of airbag test and analysis,” *Int. J. Crashworthiness*, vol. 13, no. 1, pp. 67–76, 2008.
- [27] K. Reif, *Fundamentals of Automotive and Engine Technology*. 2014.
- [28] A. J. R. Andrew Livesey, *The Repair of Vehicle Bodies*, Fifth Edit. Elsevier, 2006.
- [29] G. Davies, “Materials for consideration and use in automotive body structures,” in *Materials for Automobile Bodies*, Elsevier, 2012, pp. 93–143.
- [30] “Normativas de Homologação (Union Europea),” 2017. [Online]. Available: <http://eur-lex.europa.eu/legal-content/ES/TXT/?uri=LEGISSUM:n26100>.
- [31] J. E. Duffy, *Auto body repair technology*, Fifth. United States of America, 2009.

- [32] N. Regulamento, “R94-Regulamento,” pp. 77–135, 2012.
- [33] S. Internationalization, “R12-Regulamento,” no. 1, 2001.
- [34] B. Watson, “Evaluation of Thoracic Response in Side Impact Crash By,” 2010.
- [35] CARHS, “Safety Companion,” p. 19, 2015.
- [36] O. C. Protection, W. Mounting, and W. Z. Intrusion, “NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION LABORATORY TEST PROCEDURE FOR FMVSS 208 , Occupant Crash Protection FMVSS 212 , Windshield Mounting FMVSS 219 , Windshield Zone Intrusion FMVSS 301F , Fuel System Integrity – Frontal,” 2008.
- [37] A. Nahum and J. Melvin, *Biomechanical Aspects of Cervical Trauma, In: Accidental Injury - Biomechanics and Prevention*, Second Edi. 2002.
- [38] G. Belingardi G. Chiandussi, “Impact Engineering of Composite Structures,” SERGE ABRA., New York: Springer Wien, 2011.
- [39] E. G. Takhounts, S. a Ridella, S. Rowson, and S. M. Duma, “Kinematic Rotational Brain Injury Criterion (BRIC),” *22nd Enhanc. Saf. Veh. Conf. Proc.*, p. Paper No. 11–0263, 2011.
- [40] M. Shojaati, “Correlation between injury risk and impact severity index ASI,” *Swiss Transp. Res. Conf.*, pp. 1–10, 2003.
- [41] T. J. Walilko, “Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 10, pp. 710–719, 2005.
- [42] G. P. Fife, D. M. O’Sullivan, W. Pieter, D. P. Cook, and T. W. Kaminski, “Effects of Olympic-style taekwondo kicks on an instrumented head-form and resultant injury measures,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 47, no. 18, pp. 1161–1165, 2013.
- [43] P. S. Deshmukh, “Rollover and Roof Crush Analysis of Low0-Floor Mass Transit Bus,” 2006.
- [44] G. J. Tortora, *Corpo Humano Anatomia e Fisiologia*, 4th ed. ArtMed, 2010.
- [45] R. L. Drake, *Anatomía Gray para estudiantes*. 2015.
- [46] H. Henn, “Crash Tests and the Head Injury Criterion,” *Teach. Math. its Appl.*, vol. 17, no. 4, pp. 162–170, 1998.
- [47] K. H. Digges, “Injury Measurements and Criteria,” *NORTH Atl. TREATY ORGANITATION RTO-MP-20*, vol. 323, no. August, 1999.
- [48] B. Mueller, A. MacAlister, J. Nolan, and David Zuby, “Comparison of HIC and BrIC Head Injury Risk in IIHS Frontal Crash Tests to Real-world Head Injuries,” *Enhanc. Saf. Veh.*, pp. 1–18, 2015.

- [49] T. H. E. United and S. Of, “SAE J211-1 (1995): Instrumentation for Impact Test, Part 1, Electronic Instrumentation,” vol. 552, 2001.
- [50] C. R. C. P. Llc, *Vehicle Crash Mechanics*. 2002.
- [51] P. Prasad and H. J. Mertz, “The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment,” no. January 1985, 1985.
- [52] M. Vander Vorst, J. Stuhmiller, K. Ho, N. Yoganandan, and F. Pintar, “Statistically and biomechanically based criterion for impact-induced skull fracture.,” *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.*, vol. 47, pp. 363–81, 2003.
- [53] P. Chan, Z. Lu, P. Rigby, E. Takhounts, J. Zhang, N. Yoganandan, and F. Pintar, “Development Of Generalized Linear Skull Fracture Criterion,” *20th Int. Tech. Conf. Enhanc. Saf. Veh.*, pp. 1–11, 2007.
- [54] Berkeley; and E. F. King, “Head and Neck Injury Criteria,” *Oxford Univ.*, vol. XXX, p. 352, 1859.
- [55] W. Hollowell, H. Gabler, S. Stucki, S. Summers, and J. Hackney, “Updated review of potential test procedures for FMVSS No.208,” p. 110, 1998.
- [56] Workgroup Data Processing Vehicle Safety, “Crash Analysis Criteria Description,” *Data Process.*, no. May, 2008.
- [57] Instituto de Conductores Profesionales Albert Einstein, “Distracciones al volante,” *Inst. Conduct. Prof. Albert Einstein*.
- [58] “TASS international,” 2017. [Online]. Available: <https://www.tassinternational.com/madymo>.
- [59] TASS, “Design, Simulation and Virtual Testing (joints),” *MADYMO Util. Man.*, 2013.
- [60] R. Happee and A. Janssen, “Application of MADYMO occupant models in LS-DYNA/MADYMO coupling,” *4th Eur. LS- ...*, pp. 3–10, 2003.
- [61] TASS, “Design, Simulation and Virtual Testing (commands),” *MADYMO Util. Man.*, 2013.
- [62] B. Hauch and R. De Castro, “Veículos eléctricos : aspectos básicos , perspectivas e oportunidades,” pp. 267–310, 2010.
- [63] C. 92301 KARCO ENGINEERING, LLC. 9270 HOLLY ROAD ADELANTO, “NEW CAR ASSESSMENT PROGRAM (NCAP) FRONTAL BARRIER IMPACT TEST,” 2013.
- [64] C.-D. Kan, D. Marzougui, G. T. Bahouth, and N. E. Bedewi, “Crashworthiness

- Evaluation Using Integrated Vehicle and Occupant Finite Element Models,” *Int. J. Crashworthiness*, vol. 6, no. 3, pp. 387–397, 2001.
- [65] TASS, “Design, Simulation and Virtual Testing (airbag, belt, model),” *MADYMO Util. Man.*, 2013.
- [66] A. Zaouk, D. Marzougui, and N. Bedewi, “Development of a detailed vehicle finite element model part I: methodology,” *Int. J. Crashworthiness*, vol. 5, no. 1, pp. 25–36, 2000.
- [67] T. Kiuchi, “a Simulation Study on Inflation Induced Injury and Ncap With Depowered Air Bag,” *Esv*, pp. 2518–2525, 1998.
- [68] M. B. Panzer, J. B. Fice, and D. S. Cronin, “Cervical spine response in frontal crash,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 9, pp. 1147–1159, 2011.
- [69] T. International, “Objective Rating Help Manual,” 2015. [Online]. Available: http://0eca4fe331aaaa0387ab-39017777f15f755539d3047328d4a990.r16.cf3.rackcdn.com/downloads/MADYMO_manuals/ObjectiveRating/html/index.html.
- [70] J. T. Barth, J. R. Freeman, D. K. Broshek, and R. N. Varney, “Acceleration-Deceleration Sport-Related Concussion: The Gravity of It All,” *J. Athl. Train.*, vol. 36, no. 3, pp. 253–256, 2001.
- [71] M. Hopper RH, McElhaney JH, “Mandibular and basilar skull fracture tolerance,” in *Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*, Vol 942213., 1994, p. pp 123–131.
- [72] S. E. Van Ee CA, Nightingale RW, Camacho DL, Chancey VC, Knaub KE, *Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine*. Stapp Car Crash J 44:85–102.
- [73] R. Jackson, “The classic: the cervical syndrome. 1949.” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 468, no. 7, pp. 1739–1745, 2010.
- [74] M. C. P. E.W. Nelson, Charles L. Best, W.G. McLean, *Engenharia Mecânica Dinâmica: Coleção Schaum*. 2013.
- [75] D. M. Erlanger, “Exposure to sub-concussive head injury in boxing and other sports,” *Brain Inj.*, vol. 29, no. 2, pp. 171–174, 2015.
- [76] C. Allsop, L., D., Pert, T., and Warner, “Force Deflection and Fracture Characteristics of the Temporo parietal Region of Human Head,” *SAE Tech. Pap.* 912907, 1991.
- [77] L. C. Baird, C. B. Newman, H. Volk, J. R. Svinth, J. Conklin, and M. L. Levy,

“Mortality resulting from head injury in professional boxing,” *Neurosurgery*, vol. 67, no. 5, pp. 1444–1450, 2010.