

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Geisiel Moreira de Assis

**MODELO NUMÉRICO PARA AVALIAÇÃO DA SOLICITAÇÃO DO CINTO DE
SEGURANÇA SOBRE O TÓRAX DE UM OCUPANTE DE UM VEÍCULO EM UM
*SLED TEST***

Belo Horizonte

2014

Geisiel Moreira de Assis

**MODELO NUMÉRICO PARA AVALIAÇÃO DA SOLICITAÇÃO DO CINTO DE
SEGURANÇA SOBRE O TÓRAX DE UM OCUPANTE DE UM VEÍCULO EM UM
*SLED TEST***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Belo Horizonte

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

A848m Assis, Geisiel Moreira de
Modelo numérico para avaliação da sollicitação do cinto de segurança sobre o tórax de um ocupante de um veículo em um *sled test* / Geisiel Moreira de Assis. Belo Horizonte, 2014.
97 f. : il.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

1. Biomecânica. 2. Automóveis - Cintos de segurança - Teste. 3. Tórax - Propriedades mecânicas. 4. Automóveis - Medidas de segurança. 5. Método dos elementos finitos. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 629.113.047

Geisiel Moreira de Assis

**MODELO NUMÉRICO PARA AVALIAÇÃO DA SOLICITAÇÃO DO CINTO DE
SEGURANÇA SOBRE O TÓRAX DE UM OCUPANTE DE UM VEÍCULO EM UM
*SLED TEST***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador) – PUC Minas

Prof. Dr. Jánes Landre Junior (Membro interno) – PUC Minas

Prof. Dr. Pedro Américo Almeida Magalhães Junior (Membro interno) – PUC Minas

Prof. Dr. Daniel Neves Rocha (Membro externo) – IFMG- Congonhas

Belo Horizonte, 31 de Julho de 2014.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por esta conquista.

À minha esposa Josiane pela compreensão e apoio incondicional.

Aos meus familiares por me apoiarem na realização deste trabalho.

Ao professor e orientador Claysson Vimieiro pelo incentivo e atenção.

À Vision Graphic por disponibilizar os recursos técnicos e aos colegas do departamento CAE pela contribuição no desenvolvimento deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram e incentivaram à realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

Nos últimos anos as exigências do mercado global em relação aos critérios de segurança veicular levaram os governos de diversos países e os órgãos regulamentadores a revisarem os requisitos de segurança para a integridade dos ocupantes dos veículos de passageiros com o propósito de redução dos acidentes com feridos graves ou fatais. Este estudo tem como objetivo a elaboração de um modelo numérico para a avaliação do tórax em função da solicitação do cinto de segurança em um ensaio de trenó com a utilização de um cinto de três pontas e com o modelo de manequim tipo híbrido III 50 percentil. Os procedimentos de análises foram baseados na Resolução 221 do CONTRAN que estabelece os requisitos de proteção aos ocupantes dos novos projetos veiculares. Na primeira parte do trabalho foram avaliados os modelos dos testes de certificação em diferentes velocidades para avaliação da rigidez torácica do manequim. A segunda parte do estudo consiste na elaboração e validação do modelo numérico do cinto e na sequência a elaboração do banco e realização da análise de posicionamento do manequim. Na parte final desta dissertação foi desenvolvido o modelo numérico para simulação do *sled test* com a utilização do software Radioss em uma análise dinâmica explícita e os resultados encontrados com a metodologia aplicada a este modelo numérico indicam um procedimento bastante útil na avaliação do risco de lesões.

Palavras-chave: Biomecânica. Segurança veicular. Ensaio de trenó. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

In recent years the demands of the global market in relation to vehicular safety criteria led governments of various countries and regulators institutes to revise the security requirements for the integrity of occupants of passenger cars and reducing accidents with serious injuries or death. This study aims at the development a numerical model for the evaluation of the chest due to the request of the belt in sled test with the use of a three-point belt and the model of Hybrid III 50th dummy. The procedures for analysis were based on Resolution 221 of CONTRAN that establishing requirements for assessment of the protection of occupants in new vehicle designs. In the first part of this work were used the models of certification tests in different speeds for evaluation of the stiffness in a thorax of dummy. The second part of the study consists in the development and validation of the numerical model belt and then the preparation and carrying out of the seat and analysis of the dummy positioning under the seat. In finally was developed the numerical model to simulate the sled test using the RADIOSS software in an explicit dynamic analysis and the results found with the methodology applied to this numerical model indicate a very useful procedure for assessing the risk of injury.

Keywords: Biomechanical. Vehicle safety. Sled test. Finite element method.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Vendas de veículos – Fechamento 2012.....	17
FIGURA 2 – Primeiro cinto patenteado por Edward J. Claghorn.....	27
FIGURA 3 – Modelos de cinto de segurança	30
FIGURA 4 – Componentes do sistema de cinto de segurança anterior três pontos .	30
FIGURA 5 – Teste de impacto frontal realizado pela LatinNCAP	35
FIGURA 6 – Manequim adulto da família Híbrido III	49
FIGURA 7 – Limites de força no pescoço em função do tempo.....	53
FIGURA 8 – Modelo em elementos finitos do manequim <i>Hybrid III 50th percentile semi rigid</i>	57
FIGURA 9 – Subconjuntos do dummy	58
FIGURA 10 – Subconjuntos do dummy	59
FIGURA 11 – Modelo em elementos finitos do revestimento do tórax	60
FIGURA 12 – Modelo em elementos finitos da espuma do tórax.....	61
FIGURA 13 – Modelo em elementos finitos da cobertura do tórax	62
FIGURA 14 – Modelo em elementos finitos da costela	63

FIGURA 15 – Modelo em elementos finitos do osso esterno	64
FIGURA 16 – Modelo em elementos finitos da coluna e ombro.....	65
FIGURA 17 – Elementos rígidos de fixação da coluna e ombro	65
FIGURA 18 – Condições do teste de certificação do tórax	66
FIGURA 19 – Contato entre o pêndulo e o <i>dummy</i> para os testes de certificação ...	67
FIGURA 20 – Definição das superfícies de contato	68
FIGURA 21 – Ensaio de tração para validação do cadarço	69
FIGURA 22 – Especificações do banco para o ensaio de <i>sled test</i>	70
FIGURA 23 – Modelo do manequim posicionado sobre o banco.....	71
FIGURA 24 – Pulso de aceleração aplicado para o ensaio do <i>sled test</i>	72
FIGURA 25 – Ponto de aplicação do pulso de aceleração no ensaio do <i>sled test</i>	73
FIGURA 26 – Definição dos contatos entre as superfícies do modelo.....	74
FIGURA 27 – Modelo do transdutor	75
FIGURA 28 – Resultados do teste de certificação do tórax – velocidade: 6,70 m/s..	77
FIGURA 29 – Resultados parciais do teste de certificação – velocidade: 6,70 m/s ..	78
FIGURA 30 – Resultado da compressão do tórax – velocidade: 6,70 m/s.....	79

FIGURA 31 – Resultados do teste de certificação do tórax – velocidade: 4,20 m/s..	79
FIGURA 32 – Resultados parciais do teste de certificação – velocidade: 4,20 m/s ..	80
FIGURA 33 – Resultado da compressão do tórax – velocidade: 4,20 m/s.....	81
FIGURA 34 – Características dimensionais do cadarço para a carga de 9800 N	82
FIGURA 35 – Deformação plástica no cadarço para a carga de 15000 N	82
FIGURA 36 – Resultados da aceleração para o posicionamento do manequim.....	83
FIGURA 37 – Resultados do deslocamento do dummy no <i>sled test</i>	84
FIGURA 38 – Resultado da compressão do tórax no <i>sled test</i>	85
FIGURA 39 – Resultados parciais do <i>sled test</i> – Intervalo de tempo: 0 – 40ms	86
FIGURA 40 – Resultados parciais do <i>sled test</i> – Intervalo de tempo: 50 – 100ms ...	87

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Requisitos exigidos na regulamentação ECE R94	38
QUADRO 2 – Manequim Híbrido III – Sub-partes e dimensões externas	50
QUADRO 3 – Evolução do modelo <i>Hybrid III 50th semi rigid dummy</i>	57
QUADRO 4 – Valores de atrito adotados nas superfícies de contato do modelo.....	74

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Número de acidentes no Brasil em 2011 por gravidade da ocorrência	18
TABELA 2 – Número de pessoas envolvidas por estado físico em 2011	19
TABELA 3 – Métodos alternativos de integração	42

LISTA DE SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

CTB – Código de Trânsito Brasileiro

CONTRAN – Conselho Nacional de Trânsito

DENATRAN – Departamento Nacional de Trânsito

ECE – *United Nations Economic Commission for Europe*

EuroNCAP – *European New Car Assessment Program*

FEM – *Finite Element Method*

FMVSS – *Federal Motor Vehicle Safety Standards and Regulations*

HIC – *Head Injury Criteria*

IIHS – *Insurance Institute for Highway Safety*

JNCAP – *Japan New Car Assessment Program*

LatinNCAP – *Latin New Car Assessment Program*

MEF – Método dos Elementos Finitos

NCAP – *New Car Assessment Program*

NHTSA – *National Highway Traffic Safety*

NIC – *Neck Injury Criteria*

ThCC – *Thorax Compression Criterion*

VC – *Viscous Criterion*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 Objetivo.....	16
1.1.1 <i>Objetivos específicos</i>	16
1.2 Justificativa	16
1.3 Estado da Arte.....	20
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1 Segurança veicular	25
2.2 Cinto de segurança.....	27
2.2.1 <i>Modelos de cinto de segurança</i>	29
2.2.2 <i>Requisitos dos cintos de segurança</i>	32
2.2.3 <i>Ancoragem dos cintos de segurança</i>	33
2.3 Normas de segurança veicular	34
2.4 Resolução do CONTRAN 221/07	37
2.5 Método dos Elementos finitos	39
2.5.1 <i>Análise não linear</i>	40
2.5.2 <i>Análises dinâmicas</i>	41
2.5.3 <i>Método implícito</i>	42
2.5.4 <i>Método explícito</i>	43
2.6 Modelo biomecânico.....	48
2.6.1 <i>Cabeça</i>	51
2.6.2 <i>Pescoço</i>	52
2.6.3 <i>Tórax</i>	54
3 METODOLOGIA	56
3.1 Caracterização do modelo <i>dummy</i>	56
3.1.1 <i>Revestimento do tórax</i>	59
3.1.2 <i>Espuma do tórax</i>	61
3.1.3 <i>Cobertura do tórax</i>	61
3.1.4 <i>Costela</i>	62
3.1.5 <i>Ossos esterno</i>	63
3.1.6 <i>Coluna e ombro</i>	64
3.2 Requisitos para os testes de certificação.....	66

3.3	Elaboração do modelo do cinto.....	68
3.4	Elaboração do modelo do banco.....	70
3.5	Posicionamento do manequim	71
3.6	Elaboração do modelo de <i>sled test</i>	72
3.7	Cálculo da compressão do tórax.....	75
4	RESULTADOS.....	77
4.1	Análise dos resultados: Testes de certificação	77
4.2	Avaliação do cinto de segurança	81
4.3	Posicionamento do manequim	83
4.4	Avaliação da compressão do tórax.....	84
5	CONCLUSÃO	88
5.1	Sugestões de estudo	89
	REFERÊNCIAS.....	90

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos as exigências do mercado global em relação aos critérios de segurança veicular levaram os governos de diversos países e os órgãos regulamentadores a reverem os requisitos de segurança para a integridade dos ocupantes dos veículos de passageiros e redução dos acidentes com feridos graves ou fatais.

A regulamentação de colisão frontal foi introduzida no Brasil em 1970, através da resolução CONTRAN nº 463/73, baseada na regulamentação da Comissão Econômica das Nações Unidas para a Europa (ECE R12). Em 1998, entrou em vigor a nova regulamentação das Nações Unidas sobre o impacto frontal, a Resolução ECE R94. Segundo esta resolução, nos assentos dianteiros do veículo são colocados dois manequins do tipo *Hybrid III*. Esses manequins são instrumentados com sensores de força, aceleração e deslocamento e podem registrar 20 sinais do corpo. A partir dos sinais obtidos pelos manequins são definidos critérios biomecânicos para avaliar o grau das lesões dos ocupantes do veículo submetidos ao mesmo tipo de colisão frontal. Atualmente, o Conselho Nacional de Trânsito Brasileiro através da regulamentação de impacto frontal Resolução nº 221, em vigor desde janeiro de 2012 e baseada na regulamentação das Nações Unidas ECE R94, que é uma das mais modernas e abrangentes existentes hoje no mundo, estabelece os requisitos de proteção aos ocupantes definidos pelos critérios estruturais do veículo e critérios biomecânicos para homologação dos novos projetos veiculares.

Este trabalho visa elaborar um modelo numérico para avaliação do tórax em função da solicitação do cinto de segurança em um ensaio de colisão frontal. A avaliação da caixa torácica foi escolhida por ser tratar de uma região do corpo humano com os principais órgãos vitais. Para o modelo biomecânico foram adotadas as características de um manequim do tipo híbrido III 50 percentil, modelo que representa características dimensionais, proporções em peso e articulações de um corpo humano e que fornece o comportamento dinâmico e avaliação da gravidade de lesões em diferentes regiões do corpo. Na representação do evento do impacto, destaca-se a utilização do ensaio de trenó, conhecido como *sled test*. Este tipo de ensaio é um procedimento bastante difundido pelas montadoras em novos projetos

veiculares na avaliação da estrutura do banco e comportamento do manequim. Para a simulação do ensaio de impacto, através do método de elementos finitos, utiliza-se o pacote computacional Altair RADIOSS. Os procedimentos empregados nesta pesquisa são baseados na norma ABNT NBR 7337:2011.

1.1 Objetivo

O objetivo principal deste trabalho é a avaliação numérica computacional da compressão do tórax de um ocupante em função da solicitação do cinto de segurança em um ensaio de impacto frontal utilizando o método dos elementos finitos.

1.1.1 Objetivos específicos

- Desenvolver uma metodologia capaz de avaliar os critérios biomecânicos através do ensaio do *sled test*;
- identificar as principais propriedades e materiais para caracterização do modelo *dummy*;
- investigar o comportamento do modelo do *dummy* através dos testes de certificação;
- avaliar o comportamento do cinto de segurança.

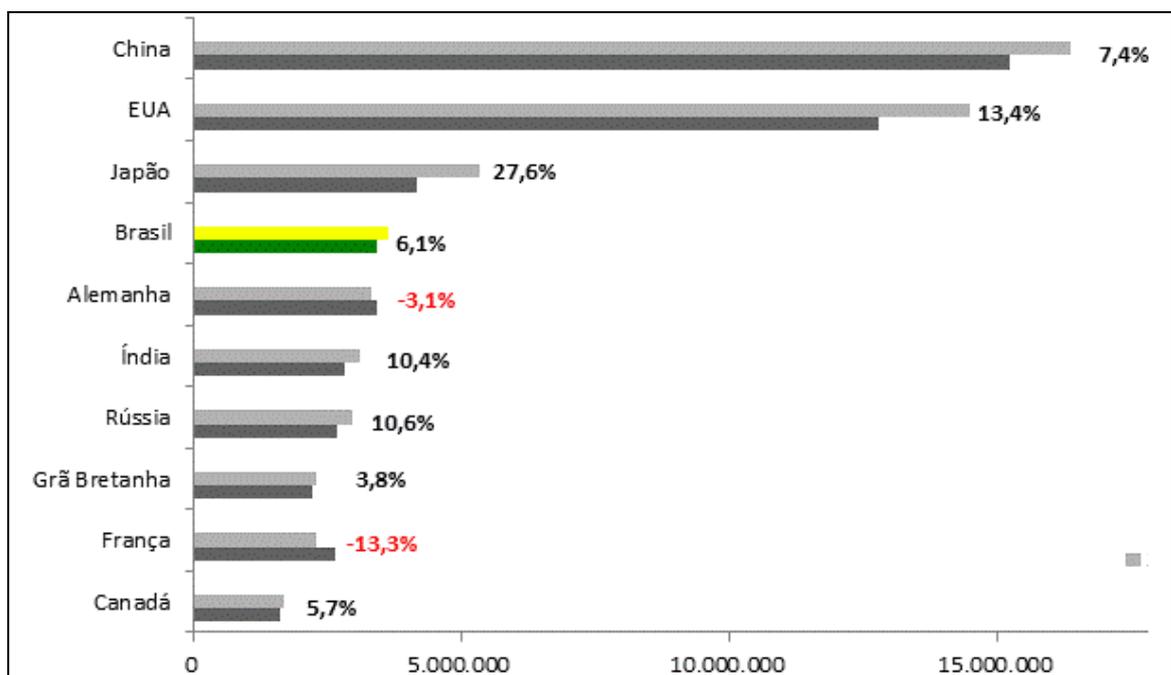
1.2 Justificativa

Os sistemas de segurança veicular são itens básicos em qualquer projeto automotivo, devido às novas leis ou até mesmo para satisfazer a demanda dos clientes. Segundo Marcus Romaro (2010), as empresas automotivas investem constantemente em novos produtos, com o propósito de desenvolverem uma maior variedade de sistemas que ofereçam segurança ativa e passiva para os ocupantes

dos veículos, proporcionando estabilidade veicular, conforto e integridade física dos ocupantes.

Segundo o levantamento realizado pela Jato Dynamics (2013), o Brasil ficou em quarto lugar no ranking de maiores mercados de automóveis do mundo no fechamento de 2012, atingindo um crescimento de 6,1% na venda de veículos em relação ao ano anterior e a marca de 3,6 milhões de unidades. O levantamento dos dados de vendas de veículos são apresentados na Figura 1.

Figura 1 – Vendas de veículos – Fechamento 2012



Fonte: JATO DYNAMICS, 2013

Os incentivos constantemente oferecidos pelo Governo Federal principalmente através da redução do imposto sobre produtos industrializados, permite o aumento considerável da frota de veículos no país, conforme tendência de crescimento apresentada na Figura 01 (JATO DYNAMICS, 2013). Segundo dados do Departamento Nacional de Trânsito (DENATRAN), o Brasil terminou 2011 com uma frota de 70,5 milhões de veículos. Este número inclui automóveis, comerciais leves, caminhões, ônibus, carretas e motocicletas. Na comparação com a frota de 32 milhões de veículos que circulava no país em 2001, houve um aumento de 121%.

Este avanço expressivo da frota reflete também na qualidade de vida da população em relação à segurança nas estradas. (DENATRAN, 2013)

Conforme levantamento da WORLD HEALTH ORGANIZATION (2009), mais de 1,2 milhões de pessoas morreram em estradas do mundo no ano de 2009 e aproximadamente outras 50 milhões de pessoas ficaram feridas. O Brasil é o quinto entre os países recordistas em acidentes de trânsito, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS). De acordo com o Departamento Nacional de Infraestrutura de Transportes (DNIT), o número de acidentes de trânsito no país no ano de 2011 ultrapassou 188 mil ocorrências. A Tabela 1 apresenta o número de acidentes no Brasil em 2011.

Tabela 1 – Número de acidentes no Brasil em 2011 por gravidade da ocorrência

DISTRIBUIÇÃO MENSAL	Com Morto	Com Ferido	Sem Vítima	Não Informado	Total
Janeiro	621	5.491	10.442	85	16.639
Fevereiro	521	4.923	8.926	78	14.448
Março	602	5.408	10.332	77	16.419
Abril	580	5.574	9.959	94	16.207
Maio	642	5.464	9.657	108	15.871
Junho	579	5.501	9.785	100	15.965
Julho	651	5.656	10.448	106	16.861
Agosto	551	5.142	9.511	77	15.281
Setembro	546	5.031	8.765	105	14.447
Outubro	606	5.397	9.533	91	15.627
Novembro	532	5.015	9.144	113	14.804
Dezembro	577	5.378	10.289	112	16.356
Total	7.008	63.980	116.791	1.146	188.925

Fonte: Adaptado de DEPARTAMENTO NACIONAL DE INFRAESTRUTURA DE TRANSPORTES, 2013

As consequências do acidente de trânsito afetam diretamente a sociedade, sejam por aspectos relacionados com a morte, com a incapacitação física, pelas

perdas materiais e dentre outros, podendo provocar sérios distúrbios psicológico, muitas vezes de difícil superação. As sequelas envolvendo o psíquico e o social não saltam aos olhos nos primeiros momentos dos acidentes (THOMAS, 2002). Elas não surgem de imediato, no instante do evento, e sim no acompanhamento e na observação das vítimas.

Outro ponto crucial é em relação aos custos sociais relacionados a essas mortes e feridos. As perdas geradas em função das lesões custam aos governos entre 1,0 a 3,0% de seus produtos internos brutos, além da alta demanda de profissionais da saúde, leitos hospitalares e unidades de terapia intensiva. No Brasil, os custos do governo federal com vítimas não fatal de acidente é em torno de 14 mil reais por vitimado (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2009). E, ainda tem-se que, "O Brasil é um dos recordistas mundiais de acidentes de trânsito, constituindo um alto custo social." (ARAGÃO, 2003, p. 23). A Tabela 2 apresenta um consolidado com o número de pessoas envolvidas em acidentes e o seu estado físico.

Tabela 2 – Número de pessoas envolvidas por estado físico em 2011

ESTADO FÍSICO	Ileso	Lesões Leves	Lesões Graves	Morto	Não Informado	Total
Janeiro	59.551	7.171	2.651	761	1.251	71.385
Fevereiro	44.555	5.839	2.129	622	1.136	54.281
Março	52.666	6.664	2.418	740	1.387	63.875
Abril	52.898	6.747	2.400	690	1.425	64.160
Maiο	48.286	6.093	2.399	748	1.402	58.928
Junho	50.488	6.324	2.390	679	1.452	61.333
Julho	54.351	6.699	2.640	789	1.482	65.961
Agosto	47.140	5.890	2.196	664	1.344	57.234
Setembro	44.023	5.879	2.211	654	1.326	54.093
Outubro	47.511	6.345	2.401	754	1.400	58.411
Novembro	46.584	5.757	2.177	639	1.233	56.390
Dezembro	53.330	6.686	2.342	740	1.436	64.534
Total	601.383	76.094	28.354	8.480	16.274	730.585

Fonte: Adaptado de DEPARTAMENTO NACIONAL DE INFRAESTRUTURA DE TRANSPORTES, 2013

As causas dos acidentes de trânsito são consideradas como: veículo, via e homem (QUEIROZ; MARIN, 2000, p. 89). E segundo Valdemar Luz, "O erro humano em todo o mundo, é responsável por mais de 90% dos acidentes registrados, tendo a imprudência como principal determinante de acidentes com vítimas no Brasil." (LUZ, 2005, p. 104).

Segundo o IPEA (2004), o acidente de trânsito é a principal causa de morte para homens entre 15 e 44 anos e a quinta causa de mortalidade para as mulheres com a mesma faixa etária. Os acidentes de trânsito são um grave problema em todo o mundo.

Em face dos inúmeros transtornos decorrentes dos acidentes de trânsito, o conceito de segurança veicular está no contexto das empresas automotivas mundiais entre as tendências de maior importância no desenvolvimento de novos projetos. Daí a importância de estudos e pesquisas na área de acidentes e segurança como suporte ao desenvolvimento de novas tecnologias para limitação dos ferimentos após um acidente.

1.3 Estado da Arte

Viano e outros (1989a) analisaram os aspectos para definição de mecanismos de lesão de impacto, a quantificação da resposta biomecânica ao impacto, a determinação dos níveis de tolerância de impacto, bem como o desenvolvimento e utilização de dispositivos de avaliação de danos e técnicas para avaliação de sistemas de prevenção de lesões.

Viano e outros (1989b) realizaram experimentos que indicam que as lesões no peito e na região abdominal podem ocorrer por um mecanismo viscoso durante a rápida fase de compressão do corpo e que as respostas viscosa e de compressão são medidas eficazes e complementares de risco de lesões em impactos laterais.

Mertz e outros (1991) descobriram que o critério de compressão do tórax também se aplica para prever o risco da região torácica sob o carregamento do cinto.

Kallieris et al. (1996) e Crandall et al. (1996) mostraram que o cinto combinado e com o airbag ofereceu proteção torácica mais eficaz, especialmente com um cinto de limitação de carga. A redução da carga de cinto de ombro permite que o risco de lesão torácica seja reduzido. Ao mesmo tempo, o airbag evita o aumento dos riscos de lesões da cabeça e pescoço, devido a um maior movimento do tronco.

Kuppa e Eppinger (1998) propuseram o critério de lesão torácica combinada de modo a prever o risco torácica, seja qual for o sistema de retenção.

Lizee e outros (1998) desenvolveram um critério ponderado que é calculado tendo em conta os diferentes riscos relacionados com o cinto e o airbag, onde se supõe que, mesmo que o risco associado com a força do cinto sobre o ombro pode ser influenciado pela geometria, a sua utilização para equilibrar a contribuição de diferentes fontes de carregamento é melhor do que a utilização direta da deflexão central no peito seja qual for o tipo de restrição.

De modo a analisar as propriedades de impactos humanos, Furu e outros (2001) desenvolveram um modelo de elementos finitos de todo o corpo humano. Neste trabalho, o modelo de tórax foi desenvolvido e validado por comparação com os dados de testes em cadáver, onde foram calculados os danos da região torácica em função de impactos laterais.

Petitjean e outros (2002) confirmaram a melhor eficácia de um sistema de retenção combinado em comparação com um sistema de retenção do cinto sobre o ombro. Este critério inclui a aceleração parte superior da coluna, que é dependente de impacto da cabeça em possíveis componentes do veículo.

Noureddine, Eskandarian e Digges (2002) desenvolveram um modelo de elementos finitos para o manequim do tipo híbrido III para simulações de impacto. Realizaram um comparativo com os resultados obtidos no modelo numérico com os testes físicos exigidos pelo Código de Regulamentos Federais dos Estados Unidos. A precisão obtida a partir da simulação foi útil para as simulações de resistência ao choque, quando combinada com outros modelos de veículos e de sistemas de retenção.

Petitjean, Baudrit e Trosseille (2003) descreveram sobre o critério de deflexão equivalente, que leva em conta as diferentes contribuições para o risco de cargas localizadas e distribuídas, é mais adequado para prever o risco do tórax para todos os tipos de retenção do que o critério de deflexão do esterno.

Kent e Patrie (2005) descreveram sobre a tolerância de deformação da caixa torácica sobre uma distribuição de carregamento. A análise mostra que o risco de lesão não foi dependente da condição de carga, mas que é sensível à idade. Tal condição é importante na definição dos tipos de modelos de manequim nas análises de impacto.

Yoganandan e Pintar (2005) apresentaram um estudo para os testes de trenó com a avaliação das respostas biomecânicas resultantes de um impacto lateral. Avaliaram as forças de impacto, índice de trauma torácico, compressão torácica e os critérios viscosos. A probabilidade de lesão foi estimada e as taxas de deformação foram calculadas para cada região do corpo.

Kapoor e outros (2006) desenvolveram uma pesquisa para avaliação do potencial de lesão em crianças em colisões frontais. Foi utilizado um modelo numérico empregando as mesmas configurações de um teste de colisão experimental para verificação através das simulações numéricas das acelerações na cabeça e no peito, bem como cargas no pescoço. Observou-se uma correlação razoável entre os dados numéricos e o modelo experimental.

Huang e outros (2007) realizaram um estudo de calibração em um modelo numérico da caixa torácica do manequim híbrido III. O modelo utilizado no trabalho dos autores foi comparado com resultados de testes experimentais em cadáveres.

Dehner e outros (2008) investigaram a influência de dados antropométricos da cinemática da coluna cervical e os fatores de risco para sustentar uma lesão no pescoço durante colisões traseiras que ocorrem em um teste de trenó.

Coimbra e outros (2008) avaliaram a importância do uso do cinto de segurança para diminuir a gravidade da lesão cerebral para os ocupantes em colisões frontais.

Li e outros (2010) investigaram a sensibilidade das respostas estruturais e fraturas ósseas das costelas em função do refinamento da malha, espessura cortical e as propriedades do material de modo a fornecer diretrizes para o desenvolvimento de modelos em elementos finitos do tórax para a utilização em análises de impacto.

Bostrom e Kruse (2011) descreveram um método de teste de trenó com uma ferramenta para avaliação da capacidade dos sistemas de retenção na proteção dos ocupantes de veículos para em acidentes de pequena sobreposição.

Han e outros (2012) realizaram um estudo sobre o mecanismo de lesão torácica e da eficácia do teste de impacto na cabeça para a proteção do peito dos pedestres a partir dos testes de atropelamentos com veículos.

Beeman e outros (2012) avaliaram a cinemática dos ocupantes de veículos em testes de deslizamento de baixa velocidade frontal. Os testes dinâmicos de trenó para impacto frontal mostraram que as diferenças na resposta cinemática de um ocupante são importantes e devem ser consideradas, pois refletem o potencial de diferentes interações com dispositivos de segurança e interior do veículo. Tais interações modificadas podem dar origem a diferentes riscos de lesões.

Salim e outros (2013) desenvolveram um trabalho para a compreensão da importância do correto e eficaz local de retenção dos ocupantes de um veículo a fim de minimizar a possibilidade de fracasso do sistema de ancoragem quando submetido aos ensaios de impacto. O estudo mostrou que o teste de ancoragem do cinto de segurança representa as forças de interação com o assento durante as colisões frontais e é considerado como um dos mais importantes testes para avaliar a estrutura do assento.

Ito e outros (2013) realizaram uma série de testes de trenó e avaliaram as relações entre as relações entre a cinemática do corpo, força de retenção, ativação muscular e o efeito de um cinto de segurança motorizado para manter na posição a postura durante um impacto frontal de baixa velocidade simulando uma travagem de um pré-impacto. Os resultados dos testes mostraram que os esforços musculares influenciam a manutenção da postura para os sistemas de retenção analisados.

Beeman e outros (2013) analisaram as respostas cinéticas e cinemáticas em manequins do tipo híbrido III em testes de trenó para impacto frontal de alta

velocidade. O estudo apresenta um conjunto de dados que abrange as forças no cinto, forças de reação, dados de aceleração e deslocamento que podem ser usados para avaliar o desempenho de dispositivos de testes antropomórficos e validar modelos computacionais.

Poulard e outros (2013) avaliaram a resistência mecânica da região torácica em função de características específicas de ocupantes de veículos. O estudo mostra que os indivíduos com sobrepeso apresentaram significativamente maiores forças resultantes no cinto em relação aos indivíduos com peso normal, onde o índice de massa corporal pode influenciar a vulnerabilidade humana em acidente.

Woitsch e Sinz (2014) avaliaram diferentes configurações dos sistemas de retenção. Neste trabalho, as simulações em elementos finitos para os testes de colisão mostraram que os deslocamentos do manequim para frente devido à frenagem antes da colisão não necessariamente aumenta os níveis de carga sobre o manequim. A influência é avaliada pelos carregamentos diretamente no boneco, bem como os riscos de contato entre o manequim e o interior do veículo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Atualmente, o aumento significativo do trânsito e a preocupação com a integridade dos ocupantes em colisões frontais levaram os governos de diversos países e órgãos regulamentadores a revisarem os requisitos de segurança, até então, observada apenas nos centros de desenvolvimento das montadoras de veículos. Entre os principais itens de desenvolvimento dos veículos, como o *design*, consumo, potência e conforto, pode-se destacar o requisito de segurança dos ocupantes como um fator importante já considerado pelos consumidores em todo o mundo no momento da aquisição de um novo veículo.

2.1 Segurança veicular

O surgimento da Engenharia de Segurança Veicular tem seu início efetivo no pós-guerra no século XX. Inicialmente, os esforços foram concentrados na indústria aeronáutica e posteriormente grande parte do conhecimento adquirido foi migrada para centros de pesquisas automotivos, principalmente na Europa e nos Estados Unidos. Conforme Marcelo Bertocchi (2005), até 1935, os primeiros passos foram dados no sentido de entender a dinâmica das colisões veiculares. O entendimento das forças e das deformações às quais o veículo era submetido e os conceitos de absorção de energia aplicados no veículo começaram a ganhar corpo.

Devido ao número de acidentes e vítimas de trânsito nos Estados Unidos, foi realizada em 1953 uma pesquisa que mostrava que a taxa de fatalidade era de aproximadamente 17 mortes para cada 100 milhões de milhas viajadas, sendo a principal causa da morte dos ocupantes, o choque contra o volante e/ou painel e a ejeção do veículo. Em 1996 esta taxa já era de 1,6 mortes para cada 100 milhões de milhas viajadas, melhora que se deve a um trabalho contínuo da evolução tecnológica no que diz respeito à segurança dos veículos, mas também à modernização da infraestrutura rodoviária e ao progresso da educação dos motoristas no trânsito. (BERTOCCHI, 2005).

Nos primórdios da segurança do trânsito, a ênfase era dada ao controle do homem e na melhoria das vias. No Brasil, as modernizações nas construções das principais estradas iniciaram-se no século XIX. A partir das décadas de 40 e 50, a construção das rodovias ganhou grande impulso devido à criação do Fundo Rodoviário Nacional. Desde então, o Brasil ampliou sua rede de malha viária, mas de forma desordenada, sem planejamento. O Brasil nunca conseguiu montar um sistema de trânsito que atendesse suas necessidades até os dias de hoje. (FRANZ; SEBERINO, 2012).

Historicamente o Brasil nunca demonstrou profundo interesse na segurança do trânsito. O número anual de mortos, feridos e mutilados no trânsito é algo assustador, entretanto nunca sequer foi discutida com a devida seriedade a criação de um órgão específico para a segurança do trânsito com a missão de diminuir as fatalidades. O fato mais importante que ocorreu foi em 1998 com a introdução do novo Código de Trânsito Brasileiro (CTB), veio com algumas novidades de peso em relação às multas pelas infrações, e conseguiu dar uma freada no número dos acidentes. (FRANZ; SEBERINO, 2012).

Atualmente a segurança veicular tem uma maior abrangência e atua praticamente em todo o veículo. Dos diversos ramos existentes dentro da segurança veicular, o desenvolvimento de cintos de segurança mereceu maior empenho nas pesquisas realizadas até hoje. (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2004). Paralelamente, atividades que se referem ao desenvolvimento de bancos, painéis de instrumentos, *airbags*, volantes como também avanços na área experimental, através da execução de *crash tests*, melhorias na biofidelidade e instrumentação dos veículos, ainda são objeto de estudos e pesquisas. (MACKAY, 2007).

Destaca-se ainda que segurança veicular é composta de três fases com características distintas no projeto, sendo definida como segurança ativa, segurança passiva e pós acidente, como sugere Marcus Romaro (2010, p. 5). A segurança ativa de um veículo são todos aqueles sistemas e dispositivos com características que permitem ao condutor evitar uma colisão, tais como os sistemas de freios, suspensão, sistemas de direção, dentre outros. A segurança passiva é composta por uma série de dispositivos e sistemas que, mesmo sem a vontade dos usuários,

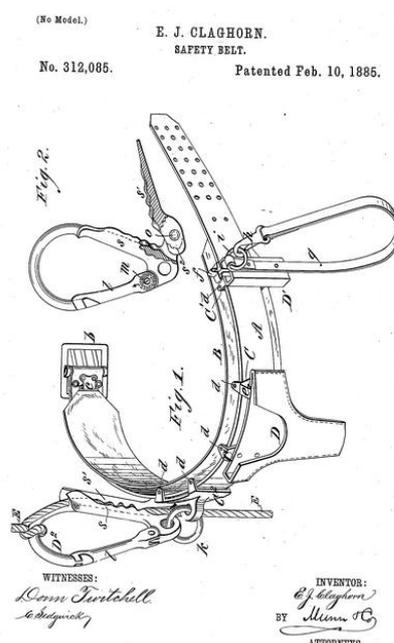
trabalham de forma a amenizar as consequências causadas pelas colisões, como por exemplo, o cinto de segurança e o *airbag*.

2.2 Cinto de segurança

O cinto de segurança é um dispositivo de defesa dos ocupantes de um meio de transporte. O mesmo serve para, em caso de colisão, não permitir a projeção do passageiro para fora do veículo e nem que este bata a cabeça contra o para-brisa ou outras partes do veículo. É inquestionável o fato que este mecanismo possui em reduzir a probabilidade de mortes e de lesões graves dos ocupantes de um veículo. Ainda hoje não há qualquer outra solução de engenharia que supere a proteção proporcionada pelo cinto de segurança. (MIRANDA; BRAGA, 2004).

O primeiro cinto de segurança foi patenteado em 1885 nos Estados Unidos por Edward J. Claghorn destinado para turistas, pintores, bombeiros, etc que estavam sendo levantadas ou abaixadas. A Figura 2 ilustra a primeira patente do cinto de segurança registrada por Claghorn.

Figura 2 – Primeiro cinto patenteado por Edward J. Claghorn



Fonte: UNITED STATES PATENT, 1885

Conforme descrito na Patente US 312085 (UNITED STATES PATENT, 1885), o cinto foi projetado para ser aplicado à pessoa, e desde que com ganchos e outros dispositivos para proteger a pessoa a um objeto fixo, de modo para deixar as mãos e os pés do usuário em liberdade quando se trabalha em uma elevação.

Um importante nome no desenvolvimento dos cintos de segurança foi Hugh De Haven, jovem canadense da força aérea que dedicou sua carreira nas análises de acidentes de aviões e automóveis nas décadas de 1940 e 1950. Em suas pesquisas, De Haven percebeu que além da importância do cinto de segurança, o sistema de retenção é fundamental para a retenção dos ocupantes durante uma colisão veicular.

Em 1953, a Sociedade Médica do estado do Colorado nos Estados Unidos publicou uma política apoiando a instalação de cintos de segurança subabdominais em todos os veículos, mas somente em 1956, a Volvo colocou no mercado o cinto diagonal de 2 pontos como acessório. (BERTOCCHI, 2005). Os cintos de dois pontos amarrado em todo o corpo, com uma fivela e colocado sobre o abdômen, eram conhecidos por causar lesões internas graves.

Outro marco importante na história dos cintos de segurança foi em 1958, através do então engenheiro de segurança veicular da Volvo Car Corporation, o sueco Nils L. Bohlin (1920-2002). Bohlin é considerado o inventor do cinto de segurança de três pontos, considerado uma das inovações mais importantes em segurança do automóvel. Ele foi o responsável por descobrir que através de um acinturamento na região do tórax e outro na região subabdominal, os ocupantes poderiam ser retidos de forma eficiente em casos de acidentes. Destaca-se no obituário de Bohlin: "Foi apenas uma questão de encontrar uma solução que fosse simples, eficaz e pode ser colocado convenientemente com uma mão." (PRODUÇÃO..., 2011).

Desde 1959, os engenheiros tem trabalhado para melhorar o cinto de três pontos - dispositivo de segurança padrão na maioria dos carros, mas o projeto básico permanece o desenvolvido por Bohlin. Na época da morte de Bohlin em setembro de 2002, a Volvo estimou que o cinto de segurança tinha salvo mais de um milhão de vidas nas quatro décadas desde que foi introduzido. Nos Estados Unidos,

de acordo com a Administração Nacional de Segurança do Tráfego Rodoviário, cintos de segurança salvam mais de 11.000 vidas por ano.

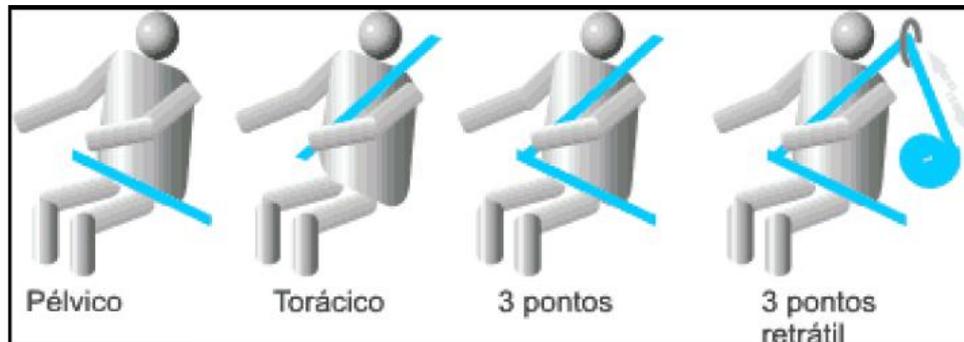
2.2.1 Modelos de cinto de segurança

Os cintos de segurança são classificados quanto aos pontos de fixação, ou seja, conforme os pontos de ancoragem ligados aos bancos e conhecido também de sistema de retenção. De acordo com Marcelo Bertocchi (2005, p. 87-90), os principais tipos são:

- a) cinto de segurança subabdominal – denominado também de cinto de segurança de dois pontos ou ainda, pélvico. Possui um ponto de fixação de cada lado do assento do ocupante, passa pela região pélvica e retém apenas a região abdominal. Este modelo é geralmente utilizado nos assentos traseiros e na posição central;
- b) cinto de segurança diagonal ou torácico – cinto cujo cadarço atravessa diagonalmente ao tórax sobre dois pontos, um dos ombros e um dos lados do quadril. Pouco utilizado devido à sobrecarga na região torácica, onde estão localizados vários órgãos vitais;
- c) cinto de segurança três pontos – possui além dos dois pontos inferiores de fixação na região subabdominal, possui um terceiro ponto localizado geralmente na coluna central do veículo para propiciar a retenção torácica dos ocupantes. Utilizado nos assentos dianteiros e traseiros. Apresenta duas fixações na carroceria e uma na estrutura do assento;
- d) cinto de segurança três pontos retrátil – mesma configuração do modelo anterior, porém com a inclusão do retrator, equipamento responsável por oferecer ao ocupante livre circulação do cinto na parte superior do tronco, enquanto fornece também um método para limitar este movimento em caso de um acidente.

A Figura 3 destaca um esquema dos principais tipos de cintos de segurança.

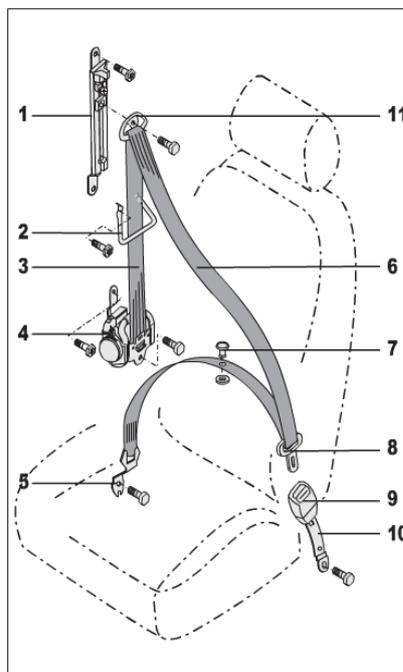
Figura 3 – Modelos de cinto de segurança



Fonte: CHRIS CINTOS, 2013

Para o estudo utiliza-se o modelo de cinto de segurança três pontos. Na Figura 4 são apresentados os componentes do sistema do cinto anterior e na sequência são destacadas suas respectivas funções.

Figura 4 – Componentes do sistema de cinto de segurança anterior três pontos



Fonte: BEROCCHI, 2005, p. 85

Conforme destacado na figura 4, temos os seguintes componentes para o cinto de segurança de três pontos retrátil:

- 1 – Regulador de altura: dispositivo que tem a função de adequar ergonomicamente o cinto ao padrão de altura do usuário.
- 2 – Desviador do cinto: Componente que tem a função de manter a trajetória correta do cadarço tanto na condição normal de uso como quando o cinto é solicitado em uma colisão.
- 3 – Cadarço do cinto: Tira flexível, em geral feita de material tecido que exercerá a função de reter o usuário durante uma colisão ou frenagem brusca.
- 4 – Retrator: Mecanismo responsável por alojar o cadarço total ou parcialmente (através do recolhimento automático) e exercer as funções de bloqueamento do cadarço quando necessário.
- 5 – Terminal de ancoragem: Um dos pontos de fixação do sistema cinto de segurança à estrutura do veículo.
- 6 – Parte diagonal do cadarço: Responsável pela retenção da região torácica do usuário.
- 7 – Botão posicionador da lingueta: Responsável por limitar o deslocamento da lingueta no cadarço.
- 8 – Lingueta: Componente que permite o travamento do cinto junto à estrutura do veículo (através do fecho), após o acinturamento do usuário.
- 9 – Fecho: Componente que recebe a lingueta para travamento do cinto junto à estrutura do veículo.
- 10 – Haste do fecho: Ligação entre fecho e carroceria.
- 11 – Alterador de direção: Componente que permite a rotação do ponto superior de ancoragem do cinto à estrutura, de modo a propiciar um assentamento e uma direção de deslizamento adequado do cadarço em uso normal ou em caso de colisões.

De acordo com a norma ABNT NBR 7337 que estabelece os requisitos exigíveis para cintos de segurança e métodos para determinação das características de cintos de segurança, utilizados como equipamento de proteção individual em

veículos rodoviários automotores com o objetivo de reduzir os riscos de lesões corporais em caso de um acidente, a definição de cinto de segurança é:

Um conjunto constituído basicamente de cadarços, fechos, dispositivos de regulagem e elementos de ligação, destinados a reduzir o risco de danos corporais ao usuário em certos tipos de acidentes e desacelerações bruscas do veículo, pela limitação de liberdade de movimento do corpo do usuário, quando ancorado devidamente no interior de um veículo automotor e utilizado adequadamente. (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2011, p. 2).

São vários os benefícios para a utilização do cinto de segurança. Conforme Marcus Romaro (2005), pode-se destacar:

- a) mantém os ocupantes no lugar com a parada brusca do veículo;
- b) evita que as pessoas sejam lançadas para fora do veículo quando de uma colisão;
- c) absorve parte da energia remanescente do impacto e distribui a restante pelos pontos mais fortes do corpo dos ocupantes (clavícula e pélvis, respectivamente para os cadarços diagonal e abdominal);
- d) minimiza a chamada segunda colisão, ou seja, que os ocupantes se choquem contra o interior do veículo e/ou entre si;
- e) diminui a possibilidade de perda da consciência em um acidente, o que poderia inviabilizar a rápida saída dos ocupantes do veículo;
- f) garante uma posição correta e estável de dirigir, sem a necessidade de se segurar em curvas acentuadas, solavancos e/ou paradas bruscas, diminuindo a fadiga e as chances do envolvimento em um acidente.

2.2.2 Requisitos dos cintos de segurança

Os métodos para determinação das características dos cintos de segurança utilizados em veículos automotores no Brasil é definido pela norma ABNT NBR 7337:2011. São definidos os requisitos de fabricação para os materiais utilizados,

bem como os ensaios específicos para avaliar se os cintos de segurança e seus componentes estão adequados para utilização.

Os cintos de segurança são fabricados por uma fibra flexível, normalmente feito de fibras sintéticas tais como nylon, polipropileno ou poliéster. O material do cadarço deve ter boa capacidade de absorção e dissipação de energia para que a pressão exercida sobre o usuário seja uniforme e que o mesmo não torça sob tensão. (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2011)

Conforme ABNT NBR 7337, o cadarço deve ser submetido aos ensaios de resistência à tração sob condições normais de fabricação e também após condicionamento especial, como: condicionamento à alta temperatura e baixa temperatura, exposição à água, luz e abrasão, além de solidez da cor à luz, avaliação da resistência a microorganismos e solidez da cor ao atrito e ao suor. Para o estudo apresentado neste trabalho não considera-se as condições ao condicionamento especial por se tratar de uma avaliação estrutural deste componente. Os requisitos estabelecidos para validação do cinto de segurança em relação à sua resistência à tração, são:

- a) carga de ruptura do cadarço deve ser maior ou igual a 14700 N;
- b) largura do cadarço sob carga de 9800 N não deve ser menor que 46 mm;
- c) alongamento do cadarço deve ser inferior a 26%.

2.2.3 Ancoragem dos cintos de segurança

A ancoragem dos cintos de segurança é definida como os pontos de fixação do cinto de segurança sobre o veículo. É essencial, quando o cinto for instalado, que sua ancoragem obedeça à norma ABNT NBR 6091 que determina as áreas homologativas onde se devem efetuar as fixações dos cintos sobre o veículo, bem como os requisitos que devem ser atendidos. (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2009). Ainda conforme esta norma, o posicionamento dos pontos de fixação deve atender aos seguintes parâmetros:

- a) no meio do curso do banco (ajuste longitudinal), a fixação dos cintos à estrutura do veículo deve se dar no prolongamento da bissetriz do ângulo formado pelas linhas médias do assento e encosto (para bancos com regulagem contínua de encosto, este deve formar um ângulo de 25° com a vertical);
- b) o 3º (e 4º ponto, quando houver) deve se localizar acima da altura dos ombros, devendo o cinto passar na parte central da clavícula da pessoa sentada.
- c) a distância entre os pontos de fixação inferior dos cintos deve ser no mínimo de 350mm.

Conforme previsto na ABNT NBR 6091, a área permitida para a fixação superior do cinto de segurança é definida por um plano horizontal localizado acima do ponto H do banco e com distância definida pelo modelo do veículo. Os pontos de ancoragem devem atender ao ensaio de tração onde é aplicada uma força de $13.500 \pm 220\text{N}$. Para os casos específicos subabdominais, a força de aplicação sobre os mesmos deve ser de $22.250 \pm 200\text{N}$.

2.3 Normas de segurança veicular

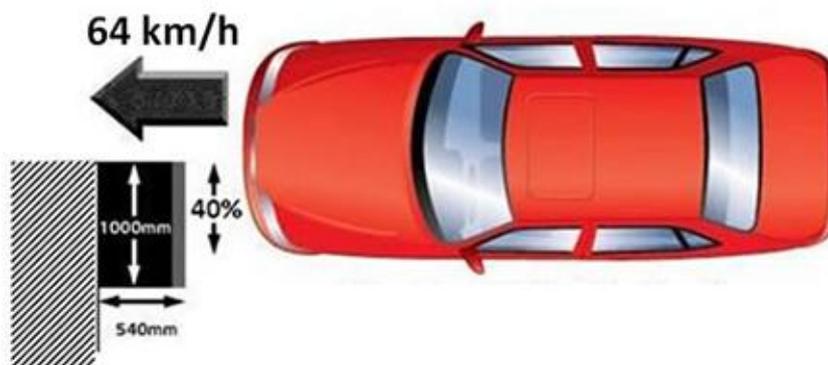
Atualmente, para desenvolvimento de um novo veículo, as montadoras precisam atender a diversos requisitos legais para homologar e posteriormente comercializá-lo. As normas são específicas a cada país, como por exemplo, as normas americanas – *Federal Motor Vehicle Safety Standards and Regulations* (FMVSS) e as normas europeias – *United Nations Economic Commission for Europe* (ECE). As normas de segurança podem compreender a avaliação de toda estrutura do veículo, bem como, existem normas direcionadas para avaliação de componentes ou subconjuntos do veículo.

Instituições independentes também avaliam os veículos através de critérios próprios, condições estas geralmente mais severas que as normas legais e com o objetivo de repassar ao consumidor informações comparativa, precisa e confiável em relação ao desempenho da segurança dos veículos. Dentre os mais importantes

órgãos e reconhecidos por especialistas da área, cita-se o EuroNCAP (*European New Car Assessment Program*), o IIHS (*Insurance Institute for Highway Safety*), LatinNCAP (*Latin New Car Assessment Program*), JNCAP (*Japan New Car Assessment Program*).

O Programa de Avaliação de Automóveis Novos LatinNCAP utiliza a mesma métrica de testes do EuroNCAP para o impacto frontal, onde o veículo é submetido a uma velocidade de 64km/h e impacta contra uma barreira deformável descentrada (40% de sobreposição = 40% da largura da parte do carro, não incluindo os espelhos retrovisores). A Figura 5 apresenta as condições de avaliação do teste de impacto.

Figura 5 – Teste de impacto frontal realizado pela LatinNCAP



Fonte: LATINNCAP, 2014

Basicamente, os fabricantes tem três diferentes razões para realizar testes de colisão:

- aprovar o veículo nos requisitos das normas americanas (FMVSS) e europeias (ECE), com o objetivo de aprovação oficial e homologação para utilização nas estradas de vários países;
- atender às exigências de vários testes de instituições independentes, como EuroNCAP, US-NCAP, JNCAP, que classificam os veículos em relação ao nível de segurança;

- c) testes de pesquisa e desenvolvimento que fornecem aos engenheiros de projeto informações valiosas para criação de carros mais seguros.

A norma de impacto americana FMVSS208 emitida pela Administração Nacional de Segurança do Tráfego Rodoviário dos Estados Unidos (NHTSA) é utilizada como critério no desenvolvimento de novos veículos e tem por objetivo medir e avaliar as lesões ocasionadas na cabeça, pescoço, peito, cintura e pernas extraídos dos *dummies*, (modelos de manequins utilizados durante os testes que substituem o ser humano). Grande parte da classificação global do veículo é baseada em critérios biomecânicos e objetivos estruturais. A metodologia de avaliação dos veículos é através de pontuação de estrelas que significam a probabilidade de risco de vida num impacto frontal. A pontuação varia de 1 a 5 estrelas, sendo com 1 (uma) estrela a probabilidade de risco de vida acima de 45% e veículo com 5 (cinco) estrelas, condição de menos de 10% de risco de vida.

Os regulamentos relacionados aos testes de segurança na Europa são fornecidos pela Comissão Econômica das Nações Unidas (ECE), instituição responsável pela elaboração de padrões para diferentes tipos de testes, como o impacto frontal, lateral, traseiro, cintos de segurança, proteção ao pedestre, dentre outros. As principais normas de proteção à colisão frontal fornecidas pela ECE são as normas ECE R12 (Proteção do condutor relativamente ao dispositivo de condução - homologação de veículos) e a ECE R94 (Proteção dos ocupantes). Segundo a resolução ECE R94, nos assentos dianteiros do veículo são colocados manequins instrumentados com sensores e a partir dos sinais medidos, tem-se os critérios biomecânicos para avaliação do grau das lesões nos ocupantes do veículo submetidos ao teste de colisão frontal, que conforme investigações mostram que cerca de metade das mortes nas estradas ocorrem com este tipo de impacto sendo que nessas colisões a gravidade muitas vezes é significativamente mais elevada do que o nível de testes de colisão comuns. (WOITSCH; SINZ, 2013).

A regulamentação de colisão frontal foi introduzida no Brasil em 1970, através da resolução CONTRAN nº 463/73, baseada na regulamentação das Nações Unidas (ECE R12). Em 1998, entrou em vigor a nova regulamentação europeia das Nações Unidas sobre o impacto frontal (resolução ECE R94). Em 2012, o Brasil adequou-se

à regulamentação de impacto frontal contra barreira, através da CONTRAN 221, adotando o mesmo modelo da regulamentação das Nações Unidas ECE R94, que atualmente é uma das mais modernas e abrangentes existentes.

2.4 Resolução do CONTRAN 221/07

A fim de aumentar a segurança dos ocupantes dos veículos de passageiros, o Conselho Nacional de Trânsito Brasileiro estabeleceu a partir de janeiro de 2012 através da Resolução CONTRAN 221/07 para todos os novos projetos de veículos e em 2014 para os veículos homologados antes desta data, os requisitos de proteção aos ocupantes e integridade do sistema de combustível decorrente de impacto nos veículos. A norma define os critérios biomecânicos relativo à proteção dos ocupantes para homologação de veículo. Estes requisitos são determinados através de índices máximos de lesão da cabeça, compressão máxima do tórax, força transmitida através dos fêmures e critérios de lesão no pescoço, além da movimentação da coluna de direção quando o veículo é submetido a um impacto frontal.

Referente à proteção ao ocupante em ensaio de impacto frontal, a resolução do CONTRAN 221/07 estabelece os requisitos de avaliação dos critérios biomecânicos através das normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, sendo: ABNT NBR 15300-1, em conjunto com a norma ABNT NBR 15300-2 ou com a norma ABNT NBR 15300-3, a critério do fabricante. A diferença entre as normas ABNT NBR 15.300-2 e 15.300-3 são basicamente as condições onde são realizadas as provas de impacto frontal, sendo a primeira com uma velocidade de 48km/h contra uma barreira rígida a 100% frontal e a segunda norma nas condições de velocidade de 56km/h contra uma barreira deformável a 40% do frontal do veículo.

Outro ponto de destaque na Resolução do CONTRAN 221/07 é em relação ao desempenho estrutural do veículo. Para tal, faz-se necessário a definição das regiões que são medidas antes e depois do ensaio. As regiões avaliadas devem levar em consideração a possibilidade de influência nas lesões dos ocupantes, como

por exemplo: coluna de direção, painel de instrumentos, contorno da porta e a região do assoalho próximo aos pés do ocupante.

Os critérios definidos pela CONTRAN 221/07 são os mesmos estabelecidos pela norma das Nações Unidas ECE R94, estes apresentados no Quadro 1 a seguir. Destaca-se o critério biomecânico de compressão do tórax (ThCC - *Thorax Compression Criterion*), parâmetro de estudo deste trabalho para avaliação do modelo numérico.

Quadro 1 – Requisitos exigidos na regulamentação ECE R94

Condições de ensaio	Tipo de barreira	Deformável
	Área frontal de impacto do veículo	40%
	Velocidade (km/h)	56
	Energia cinética (100% a 48 km/h)	136
	Utilização dos bonecos (Dummies)	2 ocupantes do tipo Hybrid III
Critérios Estruturais do Veículo	Deslocamento máximo da coluna de direção	horizontal - 100mm vertical - 80mm
	Abertura e travamento das portas	Proibida abertura de portas ou travamento intempestivo durante o ensaio
	Evacuação dos ocupantes	A evacuação dos ocupantes deve ocorrer da seguinte maneira: ESTRUTURAIS - sem modificação da regulagem dos assentos - todas as funções dos assentos devem permanecer operacionais VEÍCULO - possibilidade de abrir pelo menos uma porta por fileira - abertura do cinto de segurança mediante esforço máximo de 6daN aplicado no fecho.
	Integridade do circuito de combustível	Vazamento máximo de 30 gramas por minuto após o impacto
	Critérios Bio-Mecânicos	
	Critério de lesão da cabeça (HIC)	Cabeça: HIC < 1000 e aceleração resultante < 80g (3 ms)
	Critério de lesão do pescoço (NIC)	Pescoço: limites dos esforços de cisalhamento, tração e flexão
	Critério de compressão do tórax (TCC)	Tórax: compressão < 50mm
	Critério viscoso para o tórax (VC)	Critério de viscosidade VC < 1
	Critério de esforços no fêmures (FFC)	Compressão < 7,6 kN
	Critério de esforço de compressão nas tíbias (TCFC)	Compressão < 8 kN
	Índices das tíbias (TI)	TI < 1,3
	Movimentação das juntas deslizantes do joelho (KS)	Cisalhamento < 15 mm

Fonte: Adaptado de UNITED NATIONS ECONOMIC COMMISSION FOR EUROPE, 2009

Estas regras da resolução do CONTRAN 221/07 são similares às normas americana e europeia. Nos Estados Unidos, a lei que regulamenta o critério para segurança dos ocupantes para a colisão frontal é a 49 CRF 571.208 (NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION, 1999) e na Europa, tem-se a Diretiva 96/79/EC que também segue as mesmas diretrizes do Regulamento 94 (UNITED NATIONS ECONOMIC COMMISSION FOR EUROPE, 2009).

Antes de 2007, a norma para avaliação do impacto frontal no Brasil era definida pela Resolução 463 de 1973. Esta resolução avaliava apenas o sistema de direção e o tanque de combustível. Assim, somente após 30 anos, o Brasil apresentou a atualização nas normas de segurança veicular através da Resolução do CONTRAN 221/07, um atraso na criação de novas regras em comparação às demais entidades, como por exemplo: nos Estados Unidos a avaliação dos mesmos critérios biomecânicos foi criada em 1986 e na Europa, em 1995.

2.5 Método dos Elementos finitos

Para determinados problemas da engenharia, como por exemplo, as análises de impacto, uma solução analítica é bastante complexa, pois resultam em uma quantidade enorme de variáveis, levantamento de hipóteses e teorias para o modelo matemático e demanda um grande esforço de cálculos na busca da solução. Desta forma, um processo amplamente utilizado por engenheiros na resolução destes problemas é o chamado Método dos Elementos Finitos (MEF), ou também conhecido com FEM (*Finite Element Method*). O MEF é uma forma de resolução numérica através de um sistema de equações diferenciais parciais e que possibilita a análise e a previsão dos fenômenos físicos. O método é aplicado às diversas áreas: análises estruturais, mecânica dos solos, dinâmica, análise térmica, análise elétrica, dentre outros. Esta ferramenta pode ser utilizada na concepção de um novo projeto ou na avaliação de produtos já existente como forma de prever e melhorar e/ou otimizar o desempenho e confiabilidade, além de reduzir protótipos físicos e testes.

O método dos elementos finitos é utilizado para reduzir um modelo contínuo a um modelo numérico discreto. O contínuo é dividido em elementos finitos que

representam por uma aproximação sua forma real e estes elementos são conectados entre si por um número discreto de pontos, formando assim a malha de elementos finitos, que pode ser criada utilizando elementos unidimensional, bidimensional ou tridimensional. Enquadra-se também ao modelo as propriedades estruturais de material e as definições de contorno que determinam aos pontos do modelo seus respectivos graus de liberdades, que são definidos como o número de movimentos menos o número de equações de restrição. Assim, tem-se os principais tipos de análises realizadas: estáticas lineares e não-lineares, frequência natural, resposta dinâmica, flambagem e transferência de calor.

O processo de análise pelo método dos elementos finitos resume-se a três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento (HUGHES, 1987). No pré-processamento define-se os tipos de elementos com a discretização do modelo, estabelece as condições de restrições, carregamentos e propriedades dos materiais e faz-se a escolha das funções de interpolação. A etapa da solução baseia-se em resolver o conjunto das equações diferenciais aplicadas na fase anterior através do processamento computacional. O pós-processamento é a etapa onde se coletam os resultados da análise.

2.5.1 *Análise não linear*

Para a análise não linear deve ser levada em consideração uma característica quando se propõe realizar simulações que envolvem colisões que é o comportamento não linear do fenômeno. A não linearidade ocorre por várias causas e conforme Lui e Quek (2003), podem ser agrupadas em não linearidade geométrica, não linearidade de material e mudanças de status (contato). Ainda segundo Bathe (1996), o comportamento não linear pode ser atribuído a três causas principais:

- a) comportamento não linear do tipo cinemático devido a grandes deslocamento, rotações e deformações que ocorrem no processo;

- b) comportamento linear do tipo constitutivo, devido ao caráter inelástico (plástico, viscoplástico, degradação) que caracteriza as deformações do material;
- c) caráter não linear das condições de contorno devido à interação (contato e atrito) que se produz entre os sólidos que atuam no processo ao longo de um superfícies de contato que não é conhecida inicialmente e que varia ao longo do processo.

2.5.2 *Análises dinâmicas*

A análise dinâmica é um tipo de análise para a resposta estrutural em um dado intervalo de tempo contínuo sujeita a variações de deslocamentos, velocidades e acelerações. Segundo Bathe (1996), a análise dinâmica é um problema de aproximação das variações temporais, que é feita tradicionalmente utilizando-se algum método de integração no tempo, como o Método de Newmark, o Método de Houbolt, o Método da Diferença Central ou o Método de Superposição Modal. De acordo com Bathe (1996) e Stevenson (2006), os Métodos de Integração Direta são classificados em métodos implícitos e métodos explícitos, onde a principal diferença entre estes métodos consiste na consideração da velocidade ou aceleração. Ainda conforme Bathe (1996), para um sistema massa mola amortecido, a equação que relaciona a massa m , o amortecimento c , a rigidez k e a força F , é dada pela 2ª lei de Newton e é apresentada na equação 1:

$$m \cdot \ddot{x}(t) + c \cdot \dot{x}(t) + k \cdot x(t) = F(t) \quad (1)$$

De acordo com Bathe (1996), a equação (1) representa um sistema de equações lineares de segunda ordem e a solução para tais equações pode ser obtida através de procedimentos padrões de solução de equações diferenciais. Tais procedimentos podem ser divididos em dois grupos: métodos de integração direta no tempo e métodos de superposição de modos. Embora as duas técnicas possam no

primeiro momento parecem ser diferentes, na verdade, elas são diretamente relacionadas e a escolha por um método ou outro é determinada somente pela sua eficiência numérica (ALTAIR ENGINEERING, 2012). A Tabela 3 apresenta os métodos alternativos de integração.

Tabela 3 – Métodos alternativos de integração

Métodos de integração direta	Métodos de superposição de modos
- Método de Newmark	- Mudança de bases para deslocamento generalizado
- Método de diferenças centrais	- Análise desconsiderando amortecimento
- Método de Houbolt	- Análise considerando amortecimento
- Método θ de Wilson	

Fonte: Adaptado de SÁNCHEZ, 2001

De acordo com Stevenson (2006) e Liu e Quek (2003), os métodos de integração numérica adotados pelos programas de análise dinâmica através do Método dos Elementos Finitos podem ser divididos em: implícitos e explícitos.

Os programas computacionais implícitos são mais rápidos e eficientes, mas têm a sua aplicação restrita em comparação aos explícitos (STEVENSON, 2006). Segundo Liu e Quek (2003), os métodos implícitos são geralmente mais eficiente para um fenômeno relativamente lento, enquanto que o método explícito é mais recomendado para eventos de curta duração, como por exemplo, as análises de impacto e explosão.

2.5.3 Método implícito

Em um método implícito o deslocamento não é uma função do tempo, onde considera-se para as integrações no tempo, valores de aceleração constante. Os fatores de massa e de amortecimento negligenciados (STEVENSON, 2006). De acordo com Lui e Quek (2003), a solução é dada com base na definição do

incremento adotado no modelo e segundo Chopra (1995), considera-se um equilíbrio no tempo para que o método resultante possa ser estável, garantindo assim que a solução numérica não apresente divergências nos resultados, mesmo que para tempos relativamente grandes. O método implícito baseia-se no método de Newton-Raphson para garantia da condição de equilíbrio das forças internas e externas a cada incremento, onde uma força incremental é aplicada para fazer avançar a solução no início de uma etapa. No entanto, as forças internas e forças externas não estarão em equilíbrio a menos que a rigidez seja linear para um certo passo. Assim, a fim de atingir o equilíbrio, devem ser feitas as correções ao deslocamento através da utilização de iterações de Newton-Raphson. (YAW, 2009).

2.5.4 Método explícito

O método explícito é utilizado para problemas dinâmicos com comportamentos geométricos e de materiais altamente não-lineares, útil na resolução de problemas dependentes do tempo e com alta taxa de deformação, como por exemplo, análises de explosão e impacto. O procedimento da dinâmica explícita realiza um grande número de pequenos incrementos de tempo de forma eficiente. O operador de diferença central explícito satisfaz as equações de equilíbrio dinâmico no início do incremento e as acelerações calculadas no tempo são usadas para avançar a solução velocidade ao tempo e à solução de deslocamento em função do tempo. (ALTAIR ENGINEERING, 2011).

Na análise dinâmica transiente, o método de integração direta é normalmente escolhido. O método utilizado no software RADIOSS é derivado da integração de tempo pelo método de Newmark. (ALTAIR ENGINEERING, 2012)

2.5.4.1 Método de Newmark

O método de Newmark é um método de integração onde o estado do sistema num dado instante de tempo $t_{n+1} = t_n + h$ é calculado usando a fórmula de Taylor:

$$f(t_n + h) = f(t_n) + hf'(t_n) + \frac{h^2}{2} f^{(2)}(t_n) + \dots + \frac{h^s}{s!} f^{(s)}(t_n) + R_s \quad (2)$$

onde

$$R_s = \frac{1}{s!} \int_{t_n}^{t_n+h} f^{(s+1)}(\tau) [t_n + h - \tau]^s d\tau \quad (3)$$

A fórmula anterior (equação 2), permite o cálculo de deslocamentos e as velocidades do sistema no momento $t_n + 1$, assim:

$$\dot{u}_{n+1} = \dot{u}_n + \int_{t_n}^{t_{n+1}} \ddot{u}(\tau) d\tau \quad (4)$$

$$u_{n+1} = u_n + h\dot{u}_n + \int_{t_n}^{t_{n+1}} (t_{n+1} - \tau) \ddot{u}(\tau) d\tau \quad (5)$$

A aproximação consiste em calcular as integrais de aceleração das equações 4 e 5 pela quadratura numérica¹:

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} \ddot{u}(\tau) d\tau = (1-\gamma)h\ddot{u}_n + \gamma h\ddot{u}_{n+1} + r_n \quad (6)$$

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} (t_{n+1} - \tau) \ddot{u}(\tau) d\tau = \left(\frac{1}{2} - \beta\right)h^2\ddot{u}_n + \beta h^2\ddot{u}_{n+1} + r'_n \quad (7)$$

¹ Método básico de integração numérica que permite calcular o valor aproximado de um integral definida sem conhecer uma expressão analítica de sua primitiva. (SPERANDIO e outros, 2003).

² É um osso mediano, chato, que se parece de modo geral com uma adaga romana. Nele distinguem-

Substituindo as equações 6 e 7, tem-se:

$$\dot{u}_{n+1} = \dot{u}_n + (1-\gamma)h\ddot{u}_n + \gamma h\ddot{u}_{n+1} \quad (8)$$

$$u_{n+1} = u_n + h\dot{u}_n + \left(\frac{1}{2} - \beta\right)h^2\ddot{u}_n + \beta h^2\ddot{u}_{n+1} + r'_n \quad (9)$$

De acordo com Altair Engineering (2012), diferentes algoritmos podem ser derivados conforme com os valores de γ e β :

- $\gamma = 0$ e $\beta = 0$: algoritmo explícito puro;
- $\gamma = 1/2$ e $\beta = 1/2$: algoritmo de Fox & Goodwin;
- $\gamma = 1/2$ e $\beta = 1/6$: aceleração linear;
- $\gamma = 1/2$ e $\beta = 1/4$: aceleração média.

2.5.4.2 Algoritmo da diferença central

O algoritmo da diferença central corresponde ao algoritmo de Newmark quando $\gamma = 1/2$ e $\beta = 1/2$ de modo que as equações 8 e 9 passam a ser:

$$\dot{u}_{n+1} = \dot{u}_n + \frac{1}{2}h_{n+1}(\ddot{u}_n + \ddot{u}_{n+1}) \quad (10)$$

$$u_{n+1} = u_n + h_{n+1}\dot{u}_n + \frac{1}{2}h_{n+1}^2 * \ddot{u}_n \quad (11)$$

onde h_{n+1} é o intervalo de tempo entre t_n e t_{n+1} .

Pode-se ainda mostrar que o algoritmo da diferença central pode ser alterado para uma forma equivalente com três incrementos de tempo:

$$\ddot{u}_n = \frac{u_{n+1} - 2u_n + u_{n-1}}{h^2} \quad (12)$$

se o incremento de tempo for constante.

Do ponto de vista algorítmico, é mais eficiente usar velocidades em metade do intervalo de tempo:

$$\dot{u}_{n+\frac{1}{2}} = \dot{u}(t_{n+\frac{1}{2}}) = \frac{1}{h_{n+1}}(u_{n+1} - u_n) \quad (13)$$

de modo que:

$$\ddot{u}_n = \frac{1}{h_{n+\frac{1}{2}}}\left(\dot{u}_{n+\frac{1}{2}} - \dot{u}_{n-\frac{1}{2}}\right) \quad (14)$$

$$h_{n+\frac{1}{2}} = (h_n + h_{n+1})/2 \quad (15)$$

A integração no tempo é explícita, em que se a aceleração \ddot{u}_n é conhecida, as velocidades e deslocamentos são calculados a partir de valores (conhecidos) no tempo onde $\dot{u}_{n+\frac{1}{2}}$ é obtido anteriormente na equação 14. Assim, tem-se:

$$\dot{u}_{n+\frac{1}{2}} = \dot{u}_{n-\frac{1}{2}} + h \ddot{u}_n \quad (16)$$

A mesma fórmula é usada para velocidades de rotação, onde u_{n+1} é calculado antes na equação 13.

$$u_{n+1} = u_n + h_{n+1} \dot{u}_{n+\frac{1}{2}} \quad (17)$$

A precisão do sistema é de ordem h^2 , ou seja, se o intervalo de tempo é reduzido pela metade, o erro associado no cálculo é um quarto do original. O tempo do incremento h pode ser variável de um ciclo para outro. Ele é recalculado após forças internas serem computadas.

2.5.4.3 Algoritmo da diferença central

O método de discretização do tempo explícito expresso requer um intervalo de tempo menor do que um valor crítico t_{cr} . Se o intervalo de tempo for maior do que o intervalo de tempo crítico, a solução das equações é amplificado durante o procedimento da análises, devido à acumulação do erro de discretização. (ALTAIR ENGINEERING, 2012).

O tempo crítico para sistema sem amortecimento pode ser simplificado a uma forma fechada, como sugere Liu e Quek (2003), pela equação 18:

$$\Delta t_{cr} = \frac{2}{\omega_{max}} \quad (18)$$

onde ω_{max} é a maior frequência angular no sistema. Para um sistema discreto, o intervalo de tempo deve ser pequeno o suficiente para excitar todas as frequências na malha de elementos finitos. Isso requer um passo de tempo curto para que a onda de choque percorra todos os nós do modelo. Tal situação é importante para garantir a confiabilidade dos resultados. Conforme Zienkiewicz e Taylor (2000), essa formulação pode ser expressa para modelos discretos pelas equações 19 e 20:

$$\Delta t_{cr} = \frac{l_c}{c_s} \quad (19)$$

$$c_s = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (20)$$

onde l_c é o comprimento crítico dos elementos do modelo, c_s é a velocidade de propagação do som no material do elemento, E é o módulo de elasticidade e ρ sendo a massa específica do material.

2.6 Modelo biomecânico

Os estudos da biomecânica iniciaram-se em laboratórios especializados, onde se tenta reproduzir ao máximo as condições reais que acontecem em um impacto frontal, daí surgiram então os primeiros manequins (*dummies*), ou *Crash Test Dummies*. O primeiro boneco de testes é de 1949, chamado de Sierra Sam e desenvolvido por Alderson Research Labs. Em 1950 tem-se o conhecimento de outro *dummy*, chamado de Gard Dummy, este criado pelo laboratório de aeronáutica

Cornell Aeronautical Laboratories. (BERTOCCHI, 2005). Conforme Beeman e outros (2013), devido à complexidade das respostas humanas em colisões de automóveis, é fundamental a realização de testes de laboratório e simulações de computador com a utilização dos *dummies* para entender completamente os mecanismos que levam à mortalidade e morbidade em colisões de automóveis.

Os primeiros manequins que já obedeciam aos padrões ergonômicos de 5%, 50% e 95% tiveram suas aplicações na indústria automotiva entre as décadas de 50 e 70. Devido a uma necessidade de padronização, em 1971 foi desenvolvido o primeiro modelo híbrido (*Hybrid I*). Em 1973 houve uma atualização com melhor biofidelidade na região dos ombros, coluna e joelhos. Já em 1976, com medições inclusive sobre a região torácica, foi introduzido o modelo Híbrido III, modelo apresentado na Figura 6 a seguir. Ao longo dos anos, as melhorias foram feitas para o boneco para torná-lo mais semelhante à humana.

Figura 6 – Manequim adulto da família Híbrido III



Fonte: BERTOCCHI, 2005

O modelo de boneco híbrido III 50 percentil, originalmente desenvolvido pela General Motors para fins de segurança automotiva, representa o homem adulto médio e é o boneco mais usado em testes de colisão frontal e avaliação de

assentos. Os manequins são fabricados conforme especificações federais, como por exemplo, o Código de Regulamentos Federais da NHTSA, e conforme descrito nestas referências, o modelo deve apresentar características importantes em sua estrutura para uma boa representatividade de um tamanho adulto masculino médio, seja em peso, tamanho e proporção.

As dimensões oficiais do manequim são definidas no Apêndice A da norma americana *PART 572E Federal Regulation*. As especificações dimensionais definidas pela regulamentação estabelecem os valores nominais e as tolerâncias aceitáveis para modelo do manequim para um controle efetivo dos *dummies* de análise. No Quadro 2 são apresentadas algumas destas tolerâncias dimensionais do conjunto.

Quadro 2 – Manequim Híbrido III – Sub-partes e dimensões externas

DIMENSÃO	DESCRIÇÃO	DETALHES	MONTAGEM CONJUNTO (polegadas)
A	Altura do assento total	Superfície do assento para o ponto mais alto na parte superior da cabeça.	34,60 – 35,00
B	Altura do pivotamento do ombro	Centro do parafuso de pivô do ombro até a superfície do assento.	19,90 – 20,50
C	Altura do ponto H	Referência	3,30 – 3,50
D	Localização do ponto H até a linha posterior	Referência	5,30 – 5,50
E	Pivotamento do ombro até a linha posterior	Centro do gancho do ombro até a superfície vertical traseira	3,30 – 3,70
F	Coxa	Medida no ponto mais alto da parte superior do fêmur	5,50 – 6,10
G	Cotovelo até o pivotamento do pulso	Parte posterior do cotovelo até o eixo de rotação do pulso	11,40 – 12,00
H	Cabeça até linha posterior	Parte posterior do crânio até a superfície posterior vertical	1,60 – 1,80
I	Comprimento do cotovelo ao ombro	Medida por cima do ombro para a parte mais baixa do cotovelo	13,00 – 13,60
J	Restante altura cotovelo	Medida abaixo do eixo do cotovelo para a superfície de assento	7,50 – 8,30
K	Comprimento do joelho até a nádega	Maior parte da frente do joelho para a superfície vertical traseira	22,80 – 23,80

Fonte: Adaptado de National Traffic Safety Administration, 2008

Nos modelos de *dummies*, suas cabeças são projetadas para responder como a cabeça humana em uma situação de acidente. O projeto do pescoço simula a rotação, flexão e extensão e é feito de borracha. A estrutura do ombro é projetada para melhor fidelidade de interação com o cinto de segurança. Ele é simétrico e pode representar bem a maneira que uma pessoa se fere em uma colisão. A cavidade torácica tem seis costelas de aço de alta resistência e com polímero (material de amortecimento para simular características das forças e/ou deflexões no peito humano em um acidente). Os joelhos também são projetados para responder ao impacto, semelhante aos joelhos humanos. O manequim híbrido III tem uma pele de vinil e é equipado com ferramentas eletrônicas sofisticadas, incluindo acelerômetros, potenciômetros e células de carga. Estes medem a aceleração, deflexão e as forças durante as experiências neles realizados para várias partes do corpo durante a queda de desaceleração. Conforme Huang e outros (2007), para desenvolver um manequim de forma eficaz é necessário o conhecimento em áreas da engenharia multidisciplinar, como: desenho mecânico, biomecânica, dinâmica, e antropometria, etc.

Com a utilização dos *dummies* nos ensaios de impacto, tem-se a possibilidade de avaliação do nível de proteção dos ocupantes através dos índices biomecânicos nas diversas partes do corpo humano. A seguir apresentam-se os requisitos biomecânicos para os principais membros do manequim.

2.6.1 Cabeça

Devido à inércia provocada em um impacto frontal, a biomecânica da cabeça preocupa porque provoca níveis significativos de pressões positivas e negativas causadas pelo movimento relativo entre o cérebro e o crânio. Uma medida da probabilidade de traumatismo ou lesão na cabeça resultante de um impacto é o HIC (*Head Injury Criteria*).

O critério HIC é um parâmetro adimensional utilizado para medir o potencial de lesão na cabeça. Para o cálculo do HIC, deve-se considerar um acelerômetro no centro de gravidade da cabeça para levantamento de dados das acelerações ao

longo de um intervalo de tempo. A equação 21 apresenta a fórmula do HIC, fórmula empírica baseada em dados experimentais:

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (21)$$

onde temos o coeficiente a como a aceleração resultante do centro de gravidade da cabeça em unidades de aceleração da gravidade e os parâmetros t_1 e t_2 como os pontos no tempo durante o acidente.

O critério HIC inclui os efeitos de aceleração da cabeça e função do tempo de duração deste evento, onde demonstra-se a tolerância de elevadas acelerações para tempos muito curtos. Destaca-se que o tempo de duração máximo do HIC é limitado a um valor específico entre 3 e 36 ms, sendo um valor normal de 15 ms a ser considerado para avaliações da cabeça.

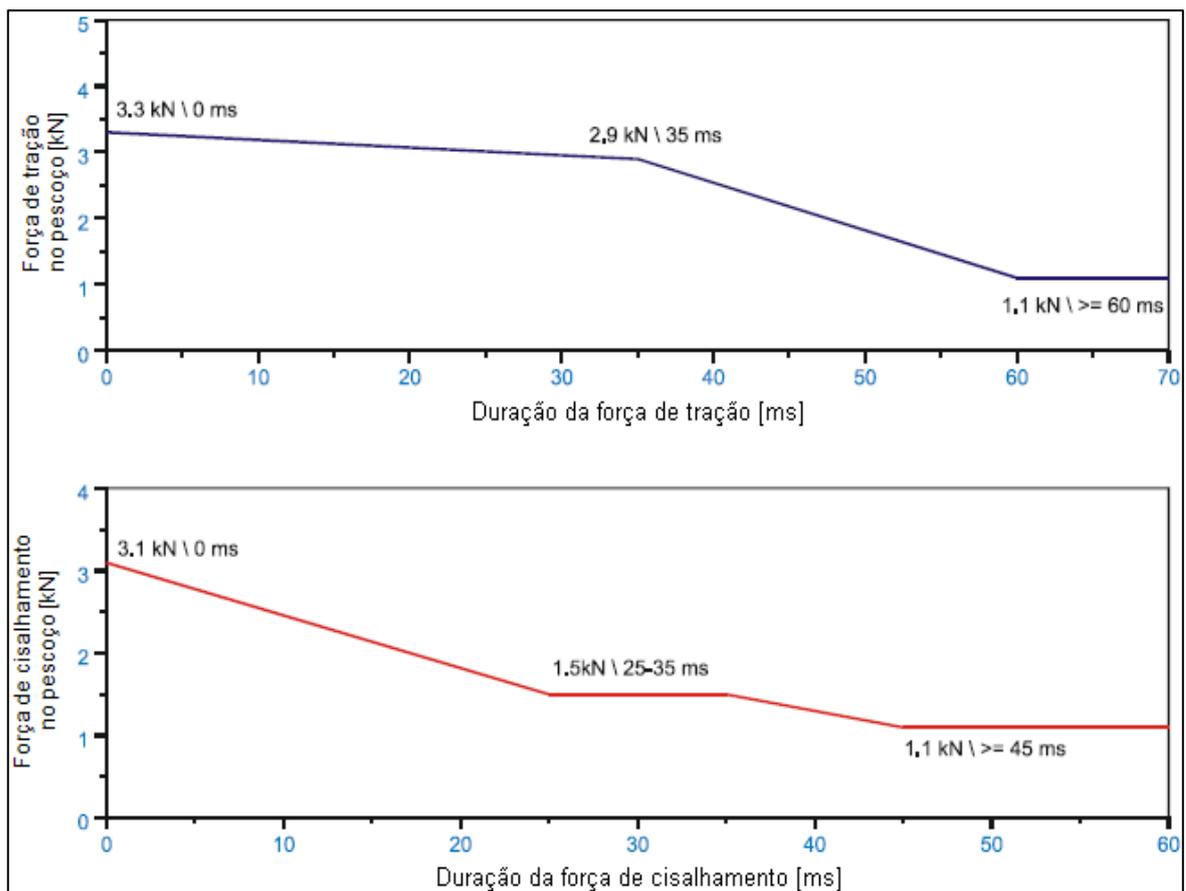
A normativa europeia ECE R94 relativa aos impactos frontais (56 km/h para 40% *offset* contra barreira deformável), indica que a aceleração resultante na cabeça não deve exceder 80 g por mais de 3 ms e o HIC deve ser menor que 1000. O HIC é um importante índice utilizado por institutos de avaliação veicular para qualificar os automóveis em relação ao nível de segurança.

2.6.2 **Pescoço**

Segundo Silva (2004), as principais lesões e traumas causadas no pescoço estão diretamente relacionados com os traumas que ocorrem na coluna. Trata-se de uma complexa região do corpo humano e de grande importância para algumas funções vitais, onde as consequências das lesões podem persistir por um longo período. A resposta mecânica da coluna cervical é quantificada pela quantidade de rotação da cabeça em torno do tórax e os esforços sobre o pescoço são: flexão, compressão, tração, torque e cisalhamento.

O critério para avaliação das lesões no pescoço é definido pelo NIC (*Neck Injury Criteria*). O NIC é determinado em função da máxima força de compressão axial, máxima força de tração axial e a máxima força de cisalhamento pelo tempo de duração, sendo estes valores medidos no pescoço durante o ensaio. Os critérios de forças máximas estabelecidos pela norma europeia ECE R94 são ilustrados na Figura 7.

Figura 7 – Limites de força no pescoço em função do tempo



Fonte: Adaptado de UNITED NATIONS ECONOMIC COMMISSION FOR EUROPE, 2009

Para a norma americana considera-se como 4000 N a máxima força de compressão no eixo axial do pescoço e para a força de tração, valores abaixo de 4170 N. Esta norma ainda prevê para o índice N_{ij} (valor calculado a partir das forças e momentos no pescoço) um valor não superior a 1.0.

2.6.3 Tórax

O tórax está localizado na parte superior do tronco humano situado entre o abdômen e o pescoço. Seu esqueleto forma a caixa torácica, espaço compreendido entre o osso esterno², a coluna vertebral e pela curvatura das costelas. É responsável pela proteção dos principais órgãos do sistema circulatório e respiratório, como o coração, pulmões, fígado, baço e rins.

No tórax se encontram vários tipos de lesões por se tratar de uma região ósseas com diferentes tecidos e órgãos. Existem duas principais condições que podem causar lesões aos ocupantes nesta região. A primeira é referente ao impacto de objetos que produzem fraturas nas costelas com a penetração no tórax causando danos aos órgãos internos e uma segunda, devido às altas acelerações em toda a região torácica produzindo lesões nos órgãos e está diretamente relacionada à compressão torácica. A biomecânica da lesão no tórax está diretamente relacionada com a quantidade e taxa de deformação que ocorrem nesta região durante uma situação de impacto. Conforme Silva (2004), a resposta biomecânica do tórax tem essencialmente três componentes:

- a) componente de inércia – em função da oposição às acelerações induzidas pelo impacto na região;
- b) componente elástica – associada à rigidez dos ossos e tecidos que são fundamentais nos impactos de baixa velocidade;
- c) componente viscosa – associada às características viscosas dos tecidos moles e que é particularmente importante para o desenvolvimento de uma força resistente limitadora da deformação durante impactos a velocidades elevadas.

Segundo Anderson Lima (2009), em testes de impacto realizados em cadáveres mostram que uma compressão na cavidade torácica de 20% produz o

² É um osso mediano, chato, que se parece de modo geral com uma adaga romana. Nele distinguem-se três partes: uma superior, dita manúbrio; uma intermediária, dita corpo; e uma inferior, pequena, chamada apófise xifóide ou apêndice xifóide. (SISTEMA ÓSSEO, 2014)

início da fratura na costela, enquanto que uma compressão de 40% causa múltiplas e sérias fraturas de costelas e lesões no peito, com sérias consequências e traumas aos órgãos interno, além de ruptura de grandes vasos sanguíneos que estão ligados a esses órgãos, o que leva a hemorragia interna.

Adota-se como referência os critérios definidos pela CONTRAN 221/07, baseado na normativa ECE R94. Assim, dois critérios biomecânicos são utilizados para avaliação da proteção da região torácica: o critério de compressão do tórax definido por ThCC (*Thorax Compression Criterion*) e o critério viscoso para o tórax, definido por VC (*Viscous Criterion*). De acordo com a norma brasileira, o critério ThCC deve apresentar um valor de compressão abaixo de 50 mm enquanto que para o critério VC o valor deve ser menor que 1 m/s. Destaca-se que a norma americana FMVSS 208 com a utilização do manequim Híbrido III considera como objetivo uma aceleração máxima do tórax de 60 g e para a compressão do tórax um deslocamento de 63 mm.

O critério de compressão do tórax é dado pela medida entre o esterno e a espinha. O parâmetro do critério viscoso devido ao mecanismo de compressão e resposta viscosa é definido pela equação 22:

$$VC = V(t) \cdot C(t) = \frac{d[D(t)]}{dt} \cdot \frac{D(t)}{D} \quad (22)$$

onde VC é uma função do tempo formado pelo produto da velocidade de compressão $V(t)$ e a função de compressão instantânea $C(t)$. A variável $V(t)$ é calculada pela diferenciação da deformação e $C(t)$ é calculada em relação à espessura inicial do tronco (D).

Destaca-se que os ferimentos graves aos tecidos e órgãos ocorrem no momento no pico da resposta viscosa, bem antes da deflexão máxima. Com o critério viscoso identifica-se que a baixa compressão produz níveis de lesão semelhantes quando a velocidade de impacto é maior. A compressão torácica máxima é necessária para proteger contra lesões de esmagamento, que podem ocorrer durante a deformação lenta ou estática do tórax.

3 METODOLOGIA

A metodologia deste estudo tem por objetivo avaliar a região torácica quanto ao nível de lesão em função da sollicitação do cinto de segurança em um ensaio de *sled test* para o uso de um manequim do tipo híbrido III 50 percentil. As análises serão realizadas com base na norma ABNT NBR 7337:2011 que define os requisitos e tipos de ensaios para os cintos de segurança e também na resolução nº 221 do CONTRAN, que estabelece os critérios biomecânicos para os ensaios de impacto frontal. Serão necessárias as seguintes atividades:

- a) revisão bibliográfica referente à segurança veicular, caracterização do modelo de cinto de segurança, métodos de avaliação para provas de impacto frontal e os métodos computacionais;
- b) estudo e detalhamento do modelo *dummy*;
- c) elaboração do teste de certificação;
- d) calibração do modelo do cinto de segurança;
- e) definição do modelo do banco;
- f) posicionamento do manequim;
- g) realização da simulação da prova de *sled test*;
- h) avaliação da compressão do tórax.

3.1 Caracterização do modelo *dummy*

O modelo numérico do *dummy* adotado para os estudos foi fornecido pela Altair Engineering, Inc., com a referência de manequim *Hybrid III 50th semi rigid – H350V20A Model* versão 2.0 A R07 e desenvolvido para o software Altair Radioss V5 do pacote computacional Altair HyperWorks 11.0. Trata-se de um manequim utilizado em regulamentos europeus e norte-americanos (ECE R94 e FMVSS208, respectivamente) para os testes de colisão frontal. O Quadro 3 a seguir indica a evolução deste modelo.

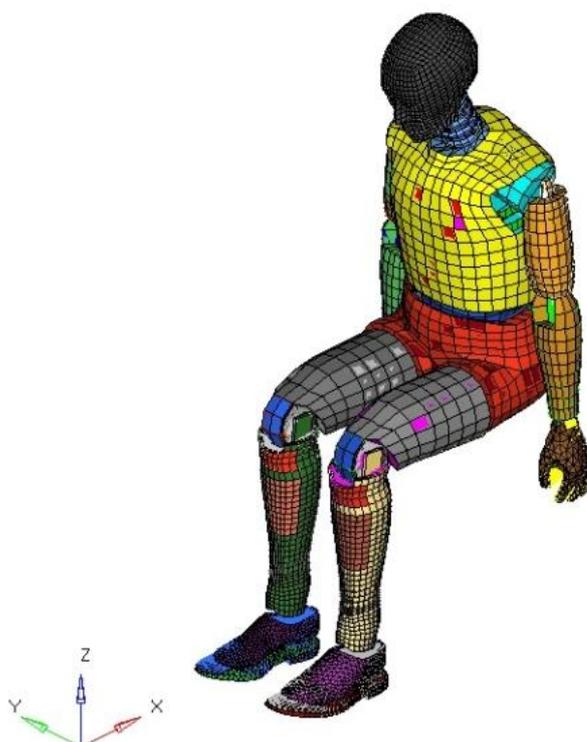
Quadro 3 – Evolução do modelo *Hybrid III 50th semi rigid dummy*

Versão Modelo	Data da atualização	Comentários
2.0, versão alpha	Abril, 2008	Versão alfa
2.0, versão beta	Junho, 2008	Versão beta
2.0, versão A R05	Agosto, 2008	Primeira versão oficial
2.0, versão A R06	Setembro, 2008	Novo design para suporte Pélvis e abdômen. Espuma no peito e colete estendida. Rigidez das costelas atualizada.
2.0, versão A R07	Março, 2009	Atualização da célula de carga.

Fonte: Adaptado de Altair Engineering, 2009, p. 5

O manequim contempla componentes deformáveis e rígidos e sua massa total é de 79,45 kg, incluindo sapatos. O manequim *Hybrid III 50th percentile semi rigid* apresentado na Figura 8 foi desenvolvido e validado utilizando amplamente as literaturas para procedimentos de performance de manequins. (ALTAIR ENGINEERING, 2009).

Figura 8 – Modelo em elementos finitos do manequim *Hybrid III 50th percentile semi rigid*



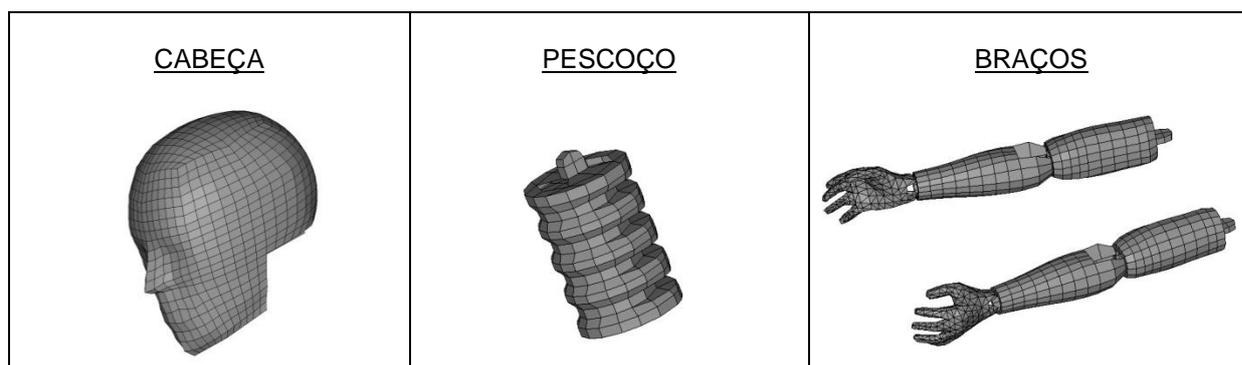
Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

O modelo em elementos finitos do *dummy* contempla a seguinte estrutura:

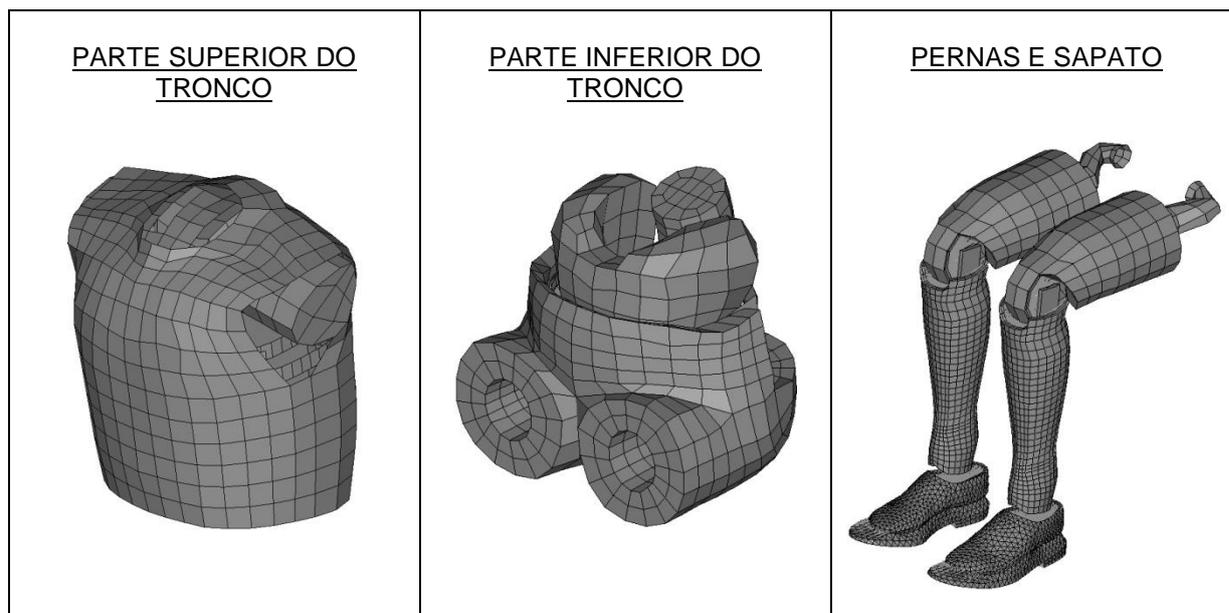
- Nós de ligação: 13381
- Elementos tetraédricos: 0
- Elementos hexaédricos: 1554
- Elementos de casca com três nós: 7262
- Elementos de casca com quatro nós: 7714
- Propriedades: 78
- Materiais: 41
- Superfícies de contato: 51
- Funções: 59
- Elementos de corpo rígido: 33
- Elementos de barra: 0
- Elementos de treliça: 20
- Sistemas de coordenadas locais: 25
- Acelerômetros: 3
- Molas: 35

O modelo está organizado em uma estrutura hierárquica usando subconjuntos para todos os segmentos. Os conjuntos são divididos em: cabeça, pescoço, braços, pernas, tronco, transdutores e sapatos. As Figuras 9 e 10 ilustram estes conjuntos.

Figura 9 – Subconjuntos do dummy



Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

Figura 10 – Subconjuntos do dummy

Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

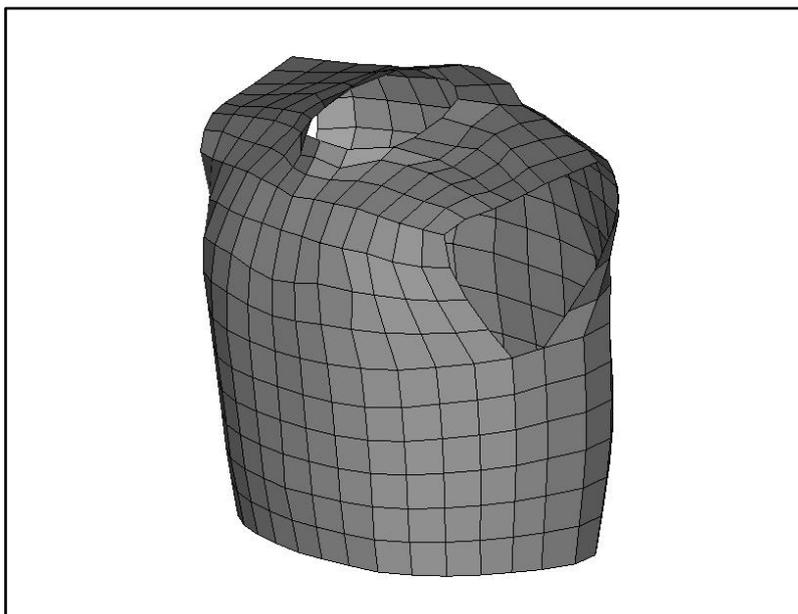
Para os estudos faz-se necessário a caracterização do *dummy* através da descrição do modelo de elementos finitos com a identificação dos tipos de elementos, as propriedades associadas aos componentes e os materiais. A seguir são destacadas estas referências para os componentes da região torácica, região de avaliação deste estudo.

3.1.1 *Revestimento do tórax*

Na parte externa do *dummy* tem uma primeira camada de elementos que refere-se ao revestimento do tórax. Este componente é construído em elemento de casca onde são definidas as propriedades e formulação do tipo de elemento.

O revestimento tem a propriedade de modos ortogonais viscoelásticos para deformação e modos rígidos. Destaca-se ainda a não linearidade geométrica no tipo de formulação do elemento e também a não linearidade do material. A Figura 11 mostra a malha em elementos finitos do revestimento que apresenta uma espessura de 4,00 mm.

Figura 11 – Modelo em elementos finitos do revestimento do tórax



Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

No revestimento utiliza-se um material elástico isotrópico que uma relação linear entre tensão e deformação. O módulo de cisalhamento do material (G) pode ser calculado através da relação entre o módulo elástico (E) e o coeficiente de Poisson (ν), conforme apresentado na equação 23:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (23)$$

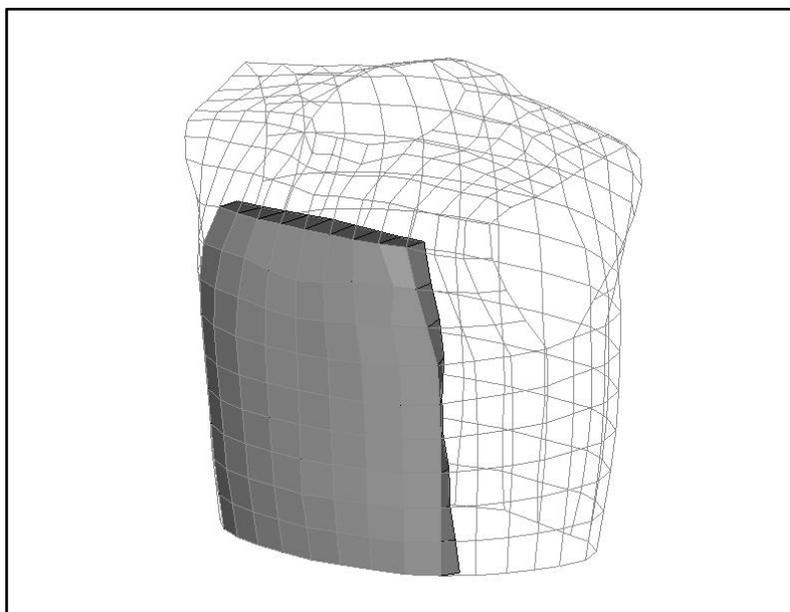
onde módulo elástico é dado em GPa e o coeficiente de Poisson é adimensional.

Para o revestimento adota-se os valores de módulo elástico de 0,05 GPa e Poisson de 4,99e-01. A utilização de valor é pela condição de que não haja qualquer alteração líquida no volume durante as simulações entre os contatos do cinto de segurança e a região externa do manequim. Destaca-se este valor de Poisson, pois 0,50 é o valor máximo aceitável para este coeficiente sobre o conjunto de todos os meios elásticos (VIANA, 2005).

3.1.2 Espuma do tórax

Após a camada externa tem-se uma espuma do tórax construída em elemento hexaédrico e com propriedade de estabilização física e não linearidade geométrica. Adota-se um material de espuma viscoelástico que tem o modelo generalizado de Maxwell Kelvin Voigt, onde a viscosidade é baseada em equações de Navier Stokes. A densidade é dada por $1,50e-07 \text{ kg/mm}^3$, módulo elástico de $0,21 \text{ GPa}$. Destaca-se o coeficiente adimensional de viscosidade em cisalhamento puro de $7,08e-04$ e a constante de Stokes de $6,50e-04$. A Figura 12 mostra a malha em elementos sólidos da espuma do tórax.

Figura 12 – Modelo em elementos finitos da espuma do tórax

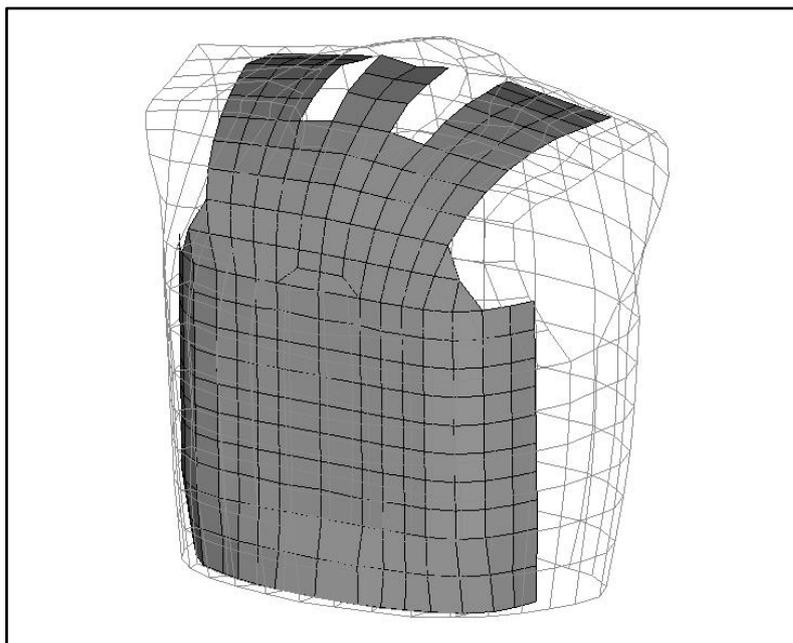


Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

3.1.3 Cobertura do tórax

Após a espuma e antes da região óssea, tem-se uma cobertura do tórax. Este componente é feito em elemento de casca e apresentado na Figura 13. A espessura da cobertura é de $3,00 \text{ mm}$.

Figura 13 – Modelo em elementos finitos da cobertura do tórax



Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

A conectividade se dá pela ligação dos nós dos elementos de casca da cobertura do tórax e com os nós em uma das faces dos elementos sólidos da espuma do tórax.

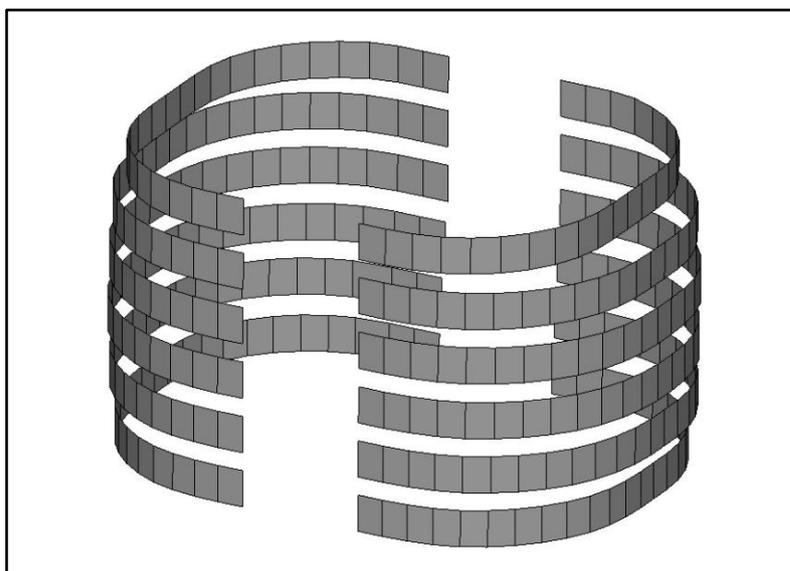
A cobertura apresenta propriedade no elemento de modos ortogonais viscoelásticos e não linearidade geométrica. O material utilizado é o isotrópico elástico-plástico usando o modelo de Johnson-Cook. O modelo expressa o fluxo de tensão do material como uma função da taxa de deformação e da temperatura. A densidade é dada por $1,42e-09 \text{ kg/mm}^3$, o valor do módulo elástico de $1,50 \text{ GPa}$ e coeficiente de Poisson de $0,30$.

3.1.4 Costela

Um importante componente estrutural é a costela, que é um conjunto de ossos alongados que se estendem da coluna vertebral até o osso esterno. Este componente é construído em elemento de casca com espessura de $2,50 \text{ mm}$ e propriedades de modos ortogonais viscoelástico e não linearidade geométrica.

O material utilizado é o isotrópico elástico-plástico usando o modelo de Johnson-Cook, mesma configuração da cobertura do tórax. A densidade do componente é de $7,80e-06 \text{ kg/mm}^3$, módulo elástico de 90,00 GPa e Poisson de 0,30. A Figura 14 mostra o modelo da costela.

Figura 14 – Modelo em elementos finitos da costela



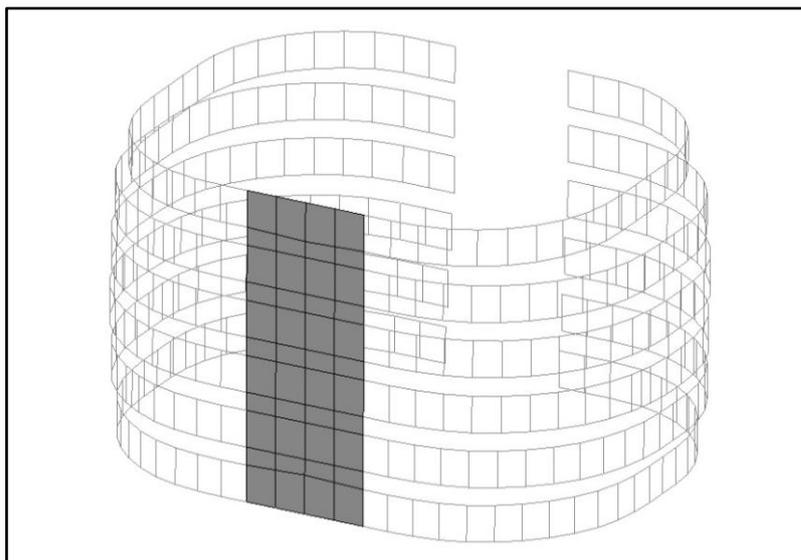
Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

3.1.5 Osso esterno

Outro componente que já faz parte da região torácica é o osso esterno. Para representação deste elemento utiliza-se um modelo em elemento de casca e propriedades de modos ortogonais viscoelástico para deformação e modos rígidos. Na formulação do elemento é considerado a não linearidade geométrica e a não linearidade do material.

No modelo do osso é utilizado o material isotrópico elástico-plástico usando o modelo de Johnson-Cook. Adota-se as mesmas propriedades da costela, com densidade de $7,80e-06 \text{ kg/mm}^3$, módulo elástico de 90,00 GPa e Poisson de 0,30. A espessura é de 3,00 mm e o modelo é apresentado na Figura 15.

Figura 15 – Modelo em elementos finitos do osso esterno



Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

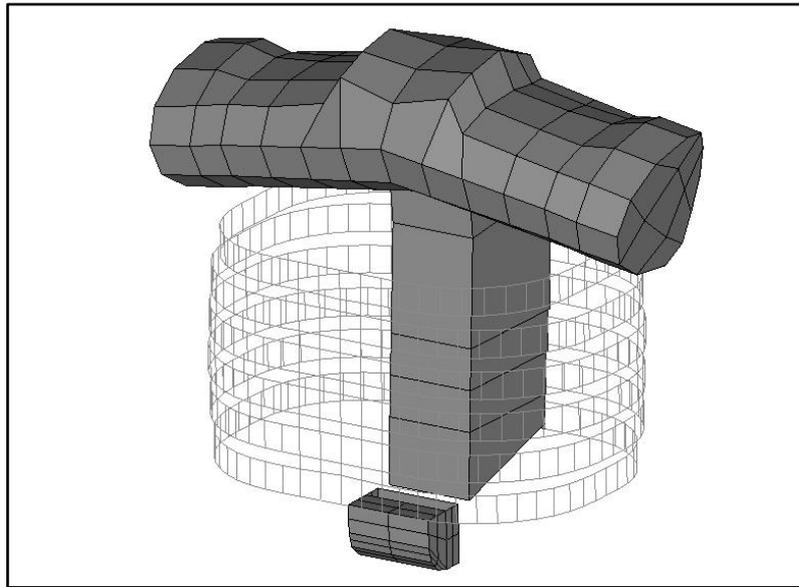
O modelo do osso esterno é conectado em suas extremidades com os elementos de casca da costela.

3.1.6 Coluna e ombro

Para complemento da região torácica e para fixação das costelas, temos a coluna e o ombro que são feitos em elemento de casca e propriedades de modos ortogonais viscoelástico para deformação e modos rígidos, além da não linearidade geométrica e do material.

O material adotado nestes componentes é o *Void Material*, modelo de material disponível no software Radioss. Este tipo material é utilizado para definir os elementos que atuam como uma lacuna, ou um espaço vazio (ALTAIR ENGINEERING, 2011). A utilização deste material é apenas para obter uma massa correspondente ao conjunto coluna e ombro. O valor utilizado para a densidade é de $4,05e-05 \text{ kg/mm}^3$ e módulo elástico igual a 69,00 GPa. Considera-se para ambos modelos uma espessura de 1,00 mm para ambos componentes e os este modelos são apresentados na Figura 16.

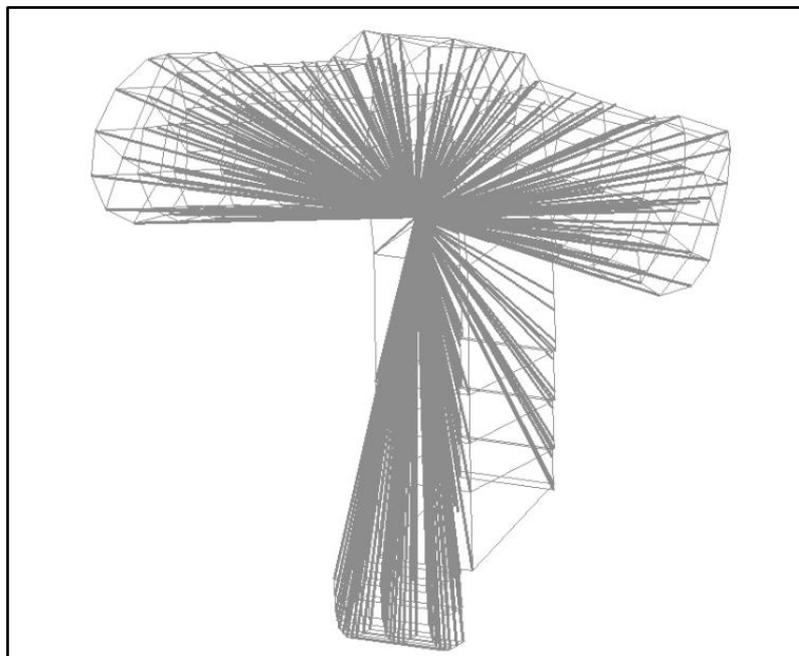
Figura 16 – Modelo em elementos finitos da coluna e ombro



Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

Para a fixação dos elementos da coluna e ombro são utilizados elementos rígidos, conforme apresentado na Figura 17.

Figura 17 – Elementos rígidos de fixação da coluna e ombro



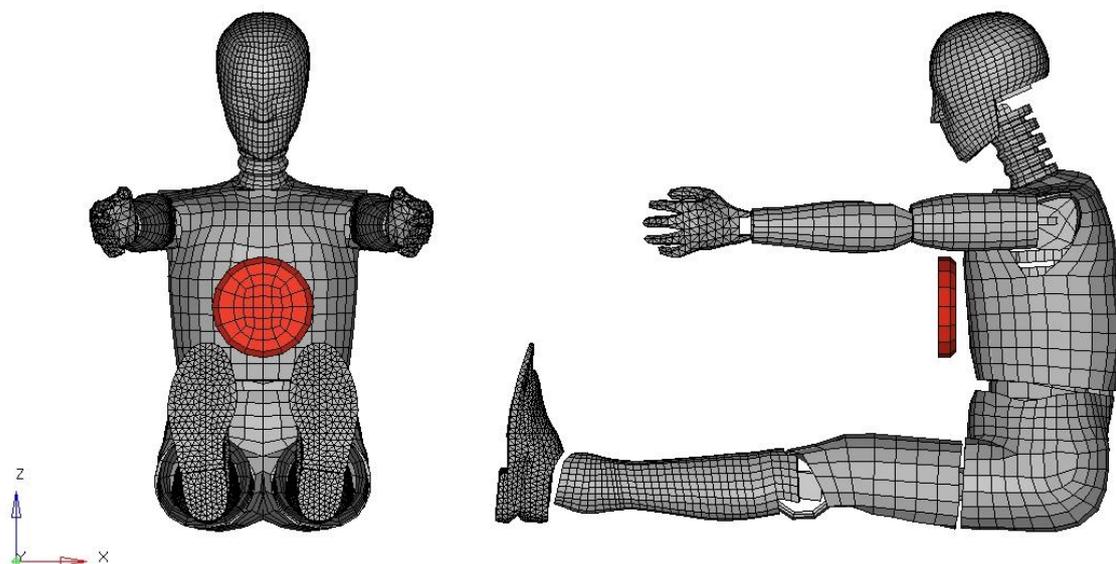
Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

3.2 Requisitos para os testes de certificação

Antes da avaliação do manequim para a solicitação do cinto de segurança no impacto frontal, faz-se necessário a reprodução dos testes de certificação para constatação da funcionalidade do *dummy* em relação aos requisitos definidos na regulamentação americana 49 CFR PART 572-E. Utiliza-se esta norma como referência para a certificação do modelo devido ao fato do manequim fornecido pela Altair Engineering ter sido desenvolvido segundo esta normativa. A norma americana define os critérios a serem atendidos para as partes do manequim, tais como, impacto do joelho, deslizamento do joelho, extensão do pescoço, flexão do pescoço e o teste de impacto do tórax. Considera-se apenas este último teste para verificação do modelo, pois trata-se da região de interesse para as simulações.

No teste de certificação do tórax utiliza-se um dispositivo cilíndrico rígido e feito em elemento de casca com diâmetro de 152,40 mm e com massa de 23,50 kg. O componente é posicionado paralelamente ao tórax do manequim e sua linha de centro está alinhada em 12,70 mm abaixo da terceira costela. Para as configurações a serem avaliadas, considera-se o manequim sentado e de tal maneira que os reforços são horizontais. A Figura 18 ilustra as condições do ensaio.

Figura 18 – Condições do teste de certificação do tórax

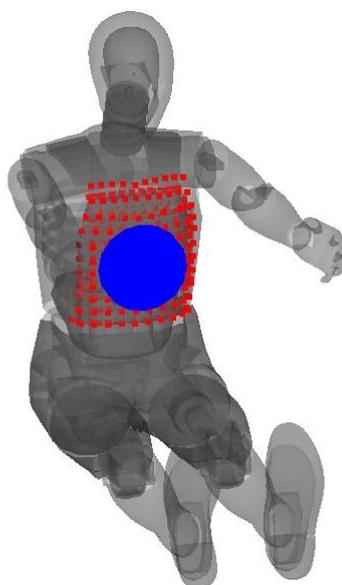


Fonte: ALTAIR ENGINEERING, 2009

O dispositivo é submetido a uma velocidade de 6,70 m/s. Após o impacto contra a caixa torácica é avaliada a deformação nesta região e a compressão máxima do tórax deve estar compreendida entre 63,50 mm e 72,60 mm. A força de impacto medida no pêndulo deve situar-se entre 5,16 kN e 5,89 kN para atender aos requisitos estabelecidos em norma. Outra configuração com velocidade de 4,20 m/s também é realizada. Neste caso, a deformação da caixa torácica deve estar entre 33,50 mm e 40,60 mm. A força de impacto deve situar-se entre 3,20 kN e 3,90 kN.

A Figura 19 demonstra a região de contato na região de impacto do pêndulo com o *dummy* para as simulações dos testes de certificação.

Figura 19 – Contato entre o pêndulo e o *dummy* para os testes de certificação

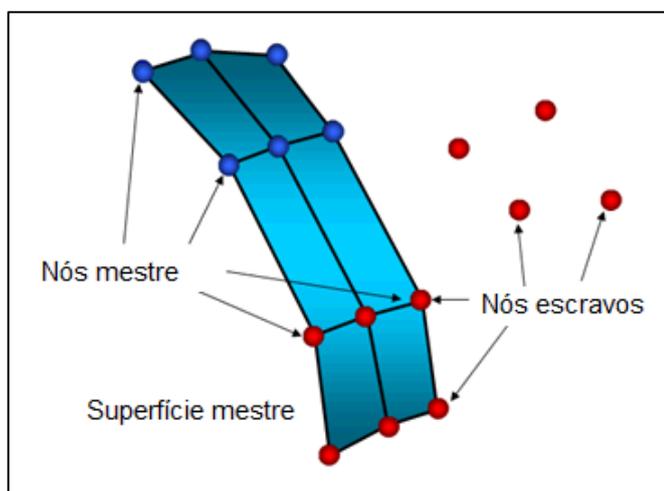


Fonte: Elaborado pelo autor

O contato entre o pêndulo e o *dummy* é do tipo /INTER/TYPE 7, disponível no pacote computacional do software Radioss. Conforme Altair Engineering (2011), este tipo de contato é utilizado para simular todos os modelos de impacto entre um conjunto de nós e uma superfície principal. Trata-se de um modelo de contato com aplicação geral e empregado principalmente durante simulações com grandes deformações. Ainda segundo Altair Engineering (2011), a principal vantagem deste modelo de contato é que a rigidez não é constante e aumenta com a penetração,

impedindo assim que os nós escravos possam adentrar por meio da superfície definida como mestre, conforme apresentado na Figura 20.

Figura 20 – Definição das superfícies de contato



Fonte: Adaptado de ALTAIR ENGINEERING, 2011

3.3 Elaboração do modelo do cinto

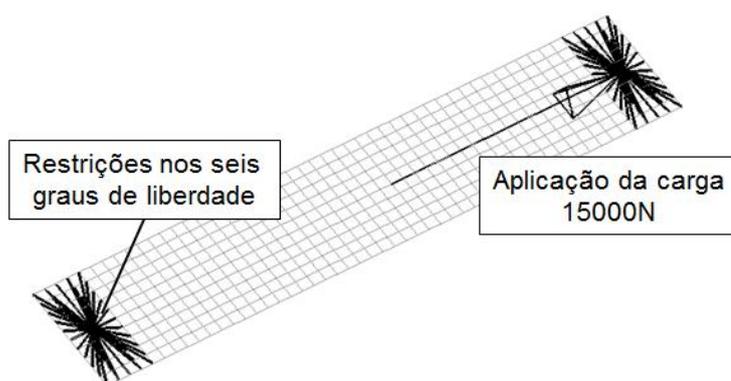
Os métodos para determinação das características dos cintos de segurança utilizados em veículos automotores no Brasil é definido pela norma ABNT NBR 7337:2011. A regulamentação estabelece os requisitos exigíveis para os cintos de segurança e os métodos para determinação das características de cintos de segurança e seus componentes com o objetivo de minimizar os riscos de lesões em um acidente.

Na reprodução do teste de calibração, utiliza-se um modelo do cinto de segurança criado por elementos de casca e propriedades com modos ortogonais viscoelástico e não linearidade geométrica. O modelo do cinto tem espessura de 1,20 mm, largura de 50 mm e comprimento de 250 mm. O material adotado para o cinto é o Nylon 100%, modelo conforme referência de teste experimental realizado pela Altair HyperWorks (2012), onde tem-se o levantamento das propriedades do cinto seguindo os procedimentos da norma ABNT NBR 7337: 2011.

Para o modelo em elementos finitos utiliza-se a referência do software Radioss /MAT/LAW19(FABRIC) que corresponde um material ortotrópico elástico e utilizado para os modelos de tecidos. Para os ajustes dos parâmetros do material, considera-se a densidade igual a $1,36e-06$ kg/mm³, módulo elástico a 7,20 GPa, Poisson de 0,40 e alongamento máximo de 20%.

O procedimento para calibração do cinto, conforme os requisitos na norma brasileira, consiste em um teste de tração com as análises de carga sobre o cinto. Avaliam-se os deslocamentos e as cargas sobre o componente para obtenção dos limites de resistência do cadarço. A análise é dividida em duas etapas subsequentes, onde no primeiro momento mede-se a largura do cadarço quando o mesmo está sob a carga de 9800 N. O objetivo é que esta medida não seja menor que 46 mm. Na etapa seguinte avalia-se a carga de ruptura do cadarço. O limite estabelecido é que o valor deve ser maior ou igual a 14700 N. Ainda conforme a norma, o alongamento do cadarço deve ser inferior a 26%. A Figura 21 mostra as condições do modelo em elementos finitos do cinto de segurança para o teste tração.

Figura 21 – Ensaio de tração para validação do cadarço



Fonte: Elaborado pelo autor

Com os valores obtidos no teste de calibração do cinto de segurança, tais como a largura do cadarço sob carga, o alongamento e a carga de ruptura, e atendendo os valores mínimos estabelecidos pela norma, utiliza-se as propriedades

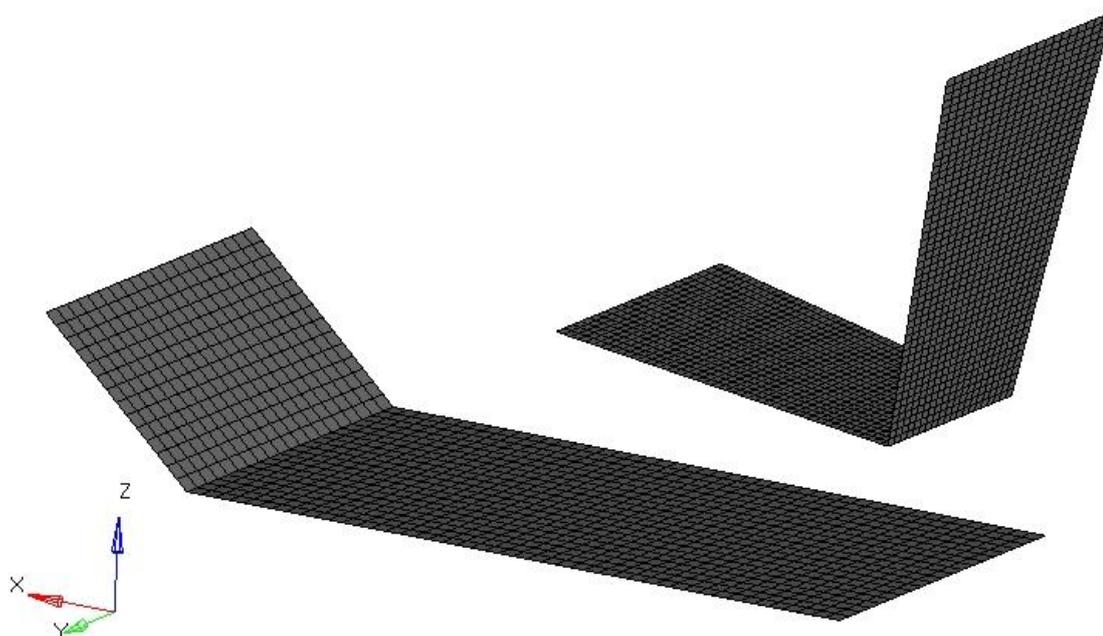
do cinto configuradas no teste de calibração para o modelo do *sled test* na avaliação dos critérios biomecânicos.

3.4 Elaboração do modelo do banco

Conforme recomendações das ABNT NBR 7337:2011 – Anexo A, o banco utilizado na avaliação do cinto de segurança em um *sled test*, deve ser de construção rígida e possuir superfícies lisas. Recomenda-se ainda que nenhuma parte metálica do banco tenha contato com a superfície do cinto durante a realização do ensaio.

O modelo em elementos finitos do banco é construído em elementos de casca seguindo as características dimensionais descritas na norma. Adota-se um material rígido para a estrutura deste componente. A Figura 22 ilustra o modelo do banco a ser utilizado para o *sled test*.

Figura 22 – Especificações do banco para o ensaio de *sled test*



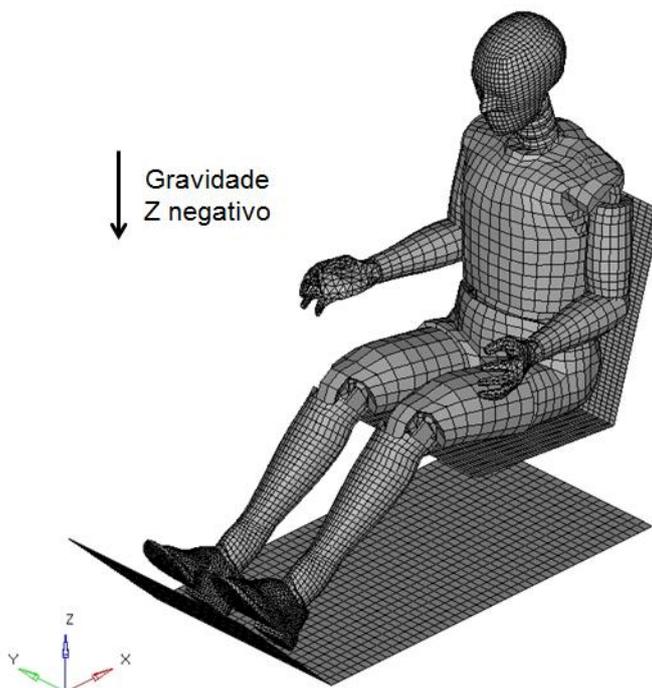
Fonte: Elaborado pelo autor

3.5 Posicionamento do manequim

Após a elaboração do modelo do banco realiza-se o processo de posicionamento do manequim sobre a estrutura do assento na condição de sentado numa posição de equilíbrio. As movimentações no modelo do manequim acontecem nas juntas de rotação existentes no modelo. O plano das costas do manequim deve coincidir com o plano do encosto do banco. Nas superfícies de contato entre o *dummy* e o banco são adotados o tipo de contato /INTER/TYPE7 do software Radioss, modelo de contato detalhado na seção 3.2.

Para o posicionamento do manequim realiza-se na simulação do *sled test* com a aplicação da carga da gravidade (valor de $9,81 \text{ m/s}^2$ na direção de Z negativo) por 5 milissegundos antes da aplicação do pulso de aceleração referente ao impacto frontal. A Figura 23 apresenta a condição do posicionamento do manequim sobre a estrutura do banco.

Figura 23 – Modelo do manequim posicionado sobre o banco



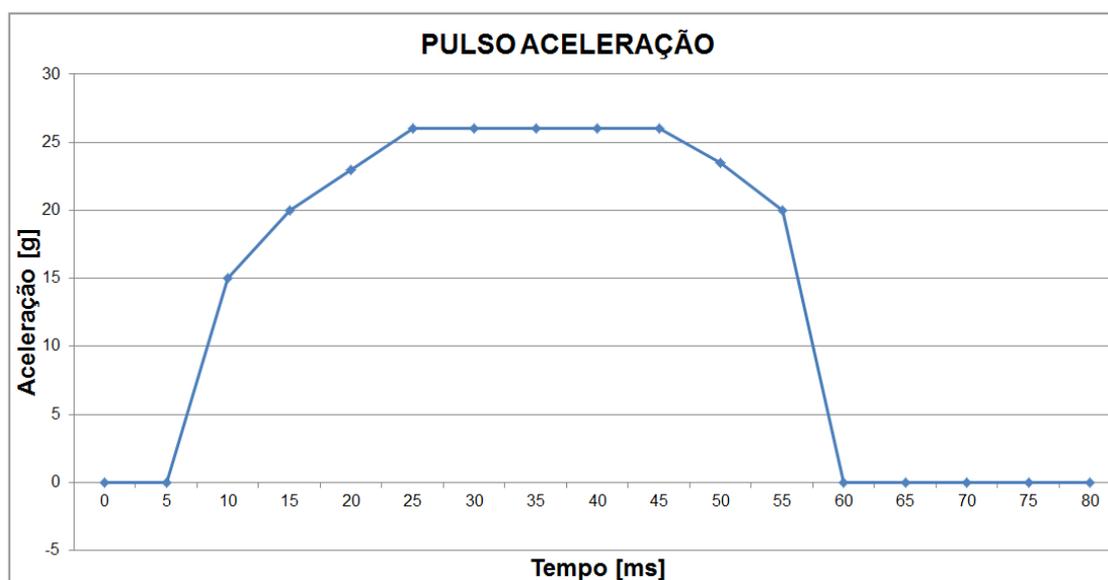
Fonte: Elaborado pelo autor

3.6 Elaboração do modelo de *sled test*

Nesta etapa serão realizadas as simulações de impacto frontal através do modelo de ensaio do trenó para identificação do critério biomecânico de compressão do tórax de acordo com a norma ABNT NBR 7337:2011. O modelo será submetido a uma aceleração em função do tempo como forma de representação do momento do impacto, ou seja, a representação de uma velocidade de impacto a 56 km/h e com sobreposição de 40% da largura do veículo.

Seguindo a normativa brasileira, adota-se para o modelo deste estudo, uma curva específica do pulso de aceleração em função do tempo. Esta curva é construída com os valores médios dos limites máximo e mínimo destacados na ABNT NBR 7337:2011. A Figura 24 apresenta a curva do pulso de aceleração.

Figura 24 – Pulso de aceleração aplicado para o ensaio do *sled test*

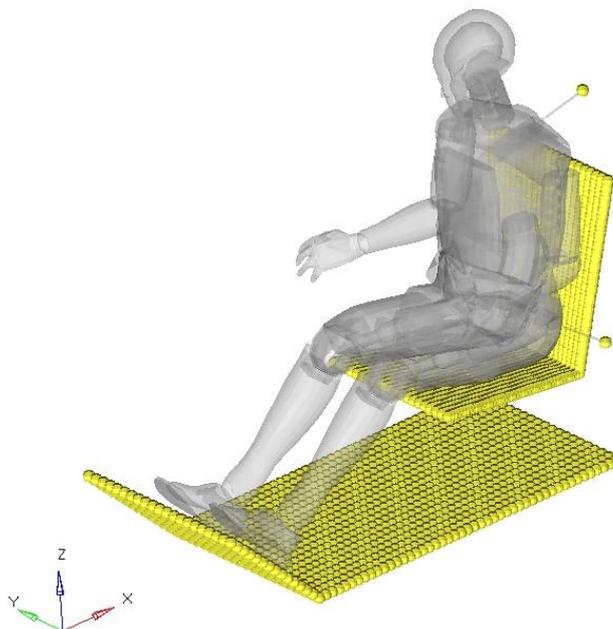


Fonte: Elaborado pelo autor

O pulso de aceleração é aplicado na direção do eixo X positivo sobre a estrutura do banco e nos pontos de fixações do cinto. As fixações do cinto de segurança estão de acordo com a ABNT NBR 6091, onde as ancoragens devem atender a uma área prevista na norma. Adota-se neste estudo o ponto central da

área permitida na ancoragem superior e nas ancoragens inferiores. As restrições são apresentadas na Figura 25.

Figura 25 – Ponto de aplicação do pulso de aceleração no ensaio do *sled test*



Fonte: Elaborado pelo autor

Na preparação do modelo do *sled test*, além dos contatos previamente estabelecidos entre as partes do *dummy*, faz-se necessário as definições de contato entre as partes do manequim, as superfícies do assento e o cinto. Nas superfícies de contato entre o *dummy*, o cinto e o banco são utilizados o mesmo tipo de contato detalhado na seção 3.2, o tipo de contato /INTER/TYPE7 do software Radioss, modelo indicado para as análises de impacto.

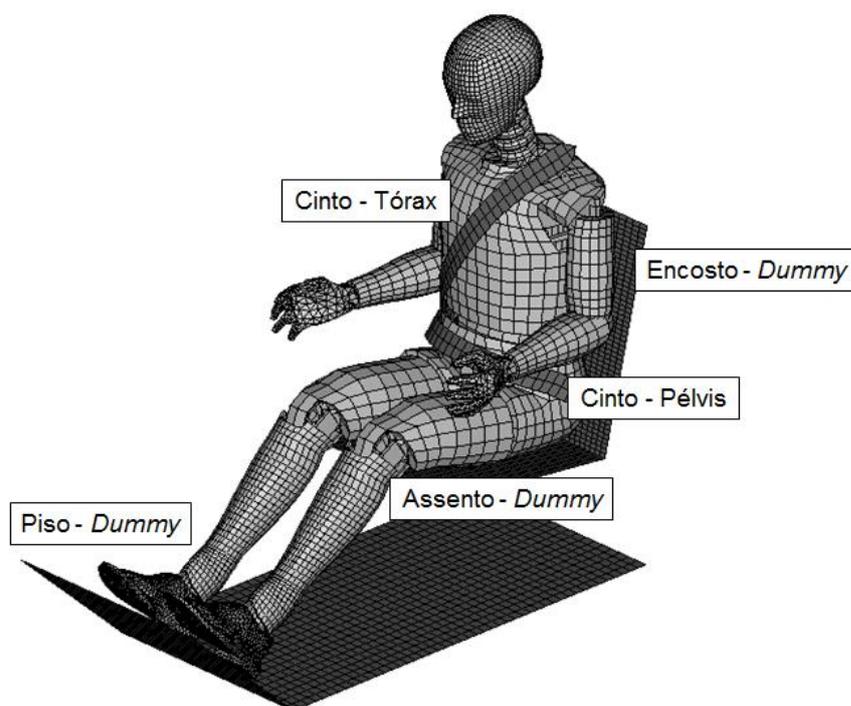
Em seguida, determinam-se os valores de atrito para cada região de contato. Várias formulações de atrito estão disponíveis dentro do pacote computacional do software Radioss. Segundo a Altair Engineering (2011), a formulação mais simples, que também é a mais utilizada, é a lei de atrito de Coulomb. Esta formulação apresenta resultados precisos em análise de impacto e requer apenas um parâmetro (coeficiente de atrito de Coulomb, μ). Assim, considera-se os valores apresentados no Quadro 4.

Quadro 4 – Valores de atrito adotados nas superfícies de contato do modelo

Descrição do contato	Grupo Mestre	Grupo Escravo	Observações
Cinto de segurança para o manequim	Cinto de segurança	Tórax	Atrito 0,10
Cinto de segurança para o abdômen	Cinto de segurança	Pélvis	Atrito 0,10
Encosto e <i>dummy</i>	Encosto	<i>Dummy</i>	Atrito 0,30
Assento e <i>dummy</i>	Assento	<i>Dummy</i>	Atrito 0,30
Piso e <i>dummy</i>	Piso	<i>Dummy</i>	Atrito 0,40

Fonte: Elaborado pelo autor

Dentre os valores de atrito destacados no quadro anterior, tem-se para as superfícies de contato entre o *dummy* e o cinto, valores utilizados na calibração dos testes de certificação do manequim. Para os demais contatos entre a estrutura do banco e o boneco, os valores são conforme modelos de atrito elaborados por Berger (2002). As regiões do modelo que foram definidos os contatos são mostradas na Figura 26.

Figura 26 – Definição dos contatos entre as superfícies do modelo

Fonte: Elaborado pelo autor

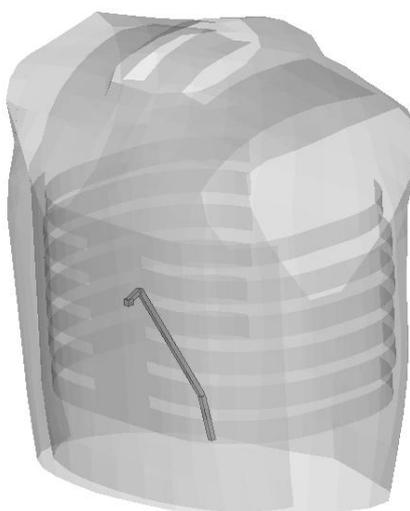
Conforme Berger (2002), para diversas aplicações da engenharia, o sucesso de modelos de previsão de resultados experimentais permanece fortemente sensível ao modelo de atrito. Este fenômeno é muito complicado e experiências mostram sua dependência sobre uma grande variedade de parâmetros, tais como: aceleração, temperatura, carga normal e materiais.

3.7 Cálculo da compressão do tórax

Com os resultados obtidos para a simulação proposta do *sled test*, realiza-se a coleta de informações do modelo numérico, tais como: deslocamentos, acelerações, forças, tensões, etc. Assim, tem-se a possibilidade de avaliação dos critérios biomecânicos.

O passo seguinte é a avaliação de desempenho da região torácica através do critério biomecânico de compressão do tórax, o ThCC. O objetivo desta análise é um valor de intrusão máxima abaixo de 50 mm. Para a medição da deflexão no peito, usa-se um transdutor ligado à placa do osso esterno, conforme apresentado na Figura 27. O transdutor é construído em elemento sólido e definido como material rígido.

Figura 27 – Modelo do transdutor



A deflexão é obtida a partir do comprimento de braço do transdutor, que para o *dummy* utilizado vale 154,52 mm, e em função da rotação do mesmo. O cálculo da deflexão é dado pela equação 24:

$$Dx = 154,52 \times \text{sen}(r) \quad (24)$$

onde Dx é a deflexão do tórax em milímetros e r é o ângulo em radianos de rotação da base do transdutor.

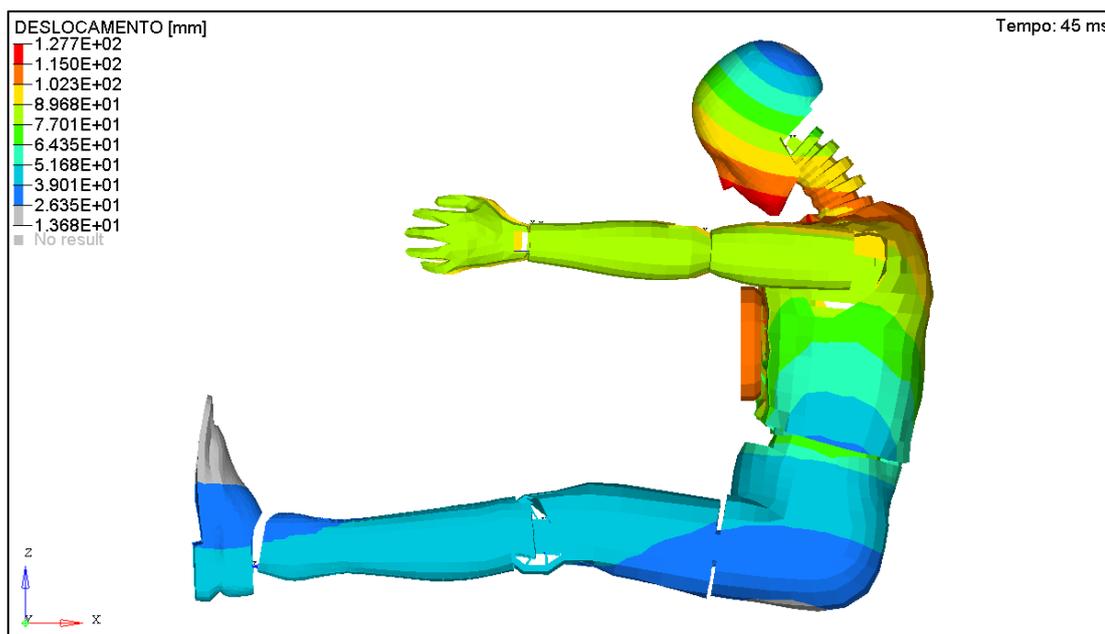
4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados conforme a metodologia empregada neste trabalho para validação do modelo numérico do *dummy* e as avaliações no ensaio de *sled test*.

4.1 Análise dos resultados: Testes de certificação

Inicialmente, apresenta-se a deflexão no tórax para a configuração em que o dispositivo é submetido a uma velocidade de 6,70 m/s. Na Figura 28 são plotados os resultados dos deslocamentos sobre o *dummy*.

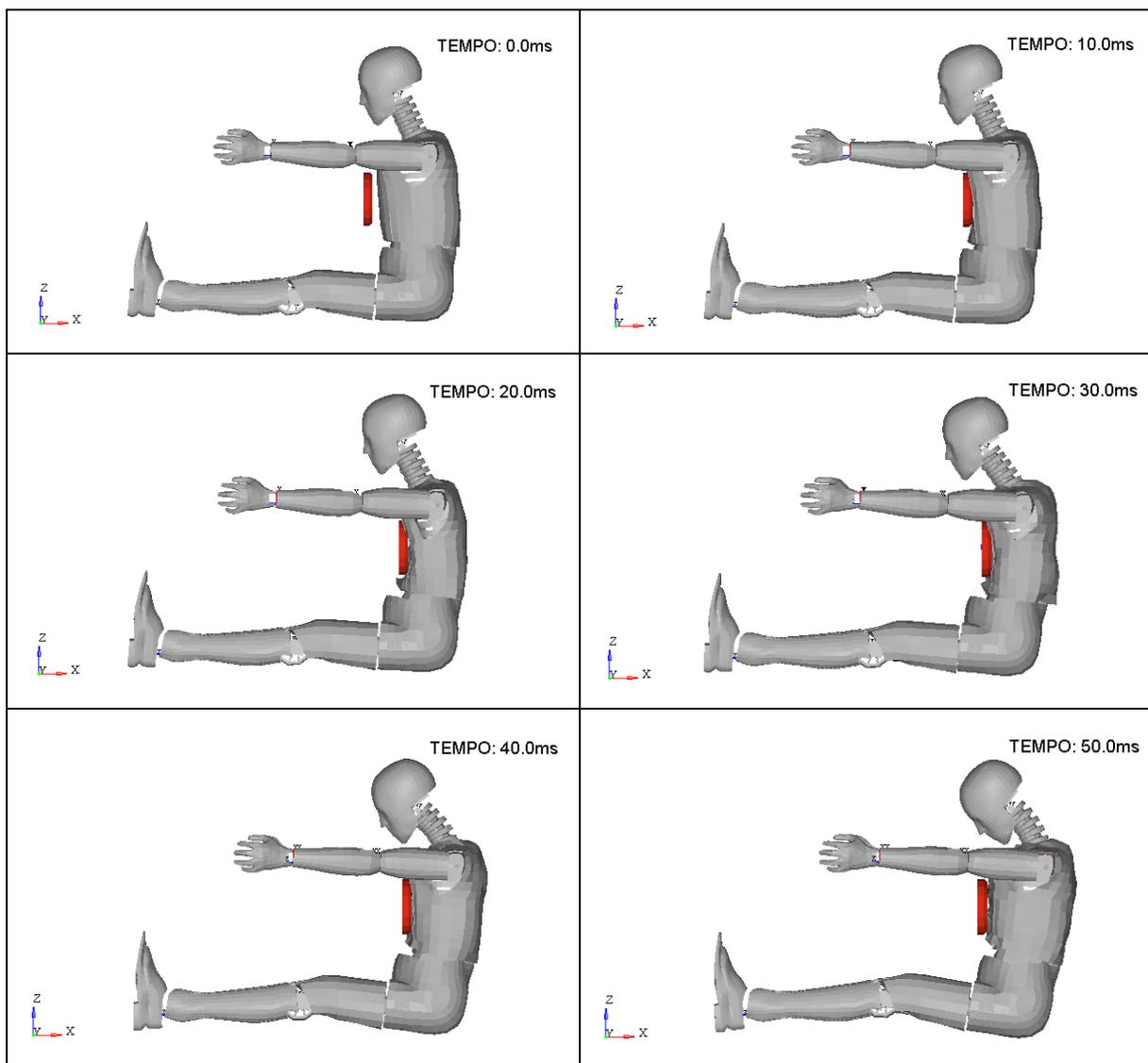
Figura 28 – Resultados do teste de certificação do tórax – velocidade: 6,70 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

Observa-se um deslocamento máximo de 127,70 mm na região da cabeça. A figura 29 apresenta a cinemática do *dummy* com resultados parciais durante o tempo de análise do teste de certificação.

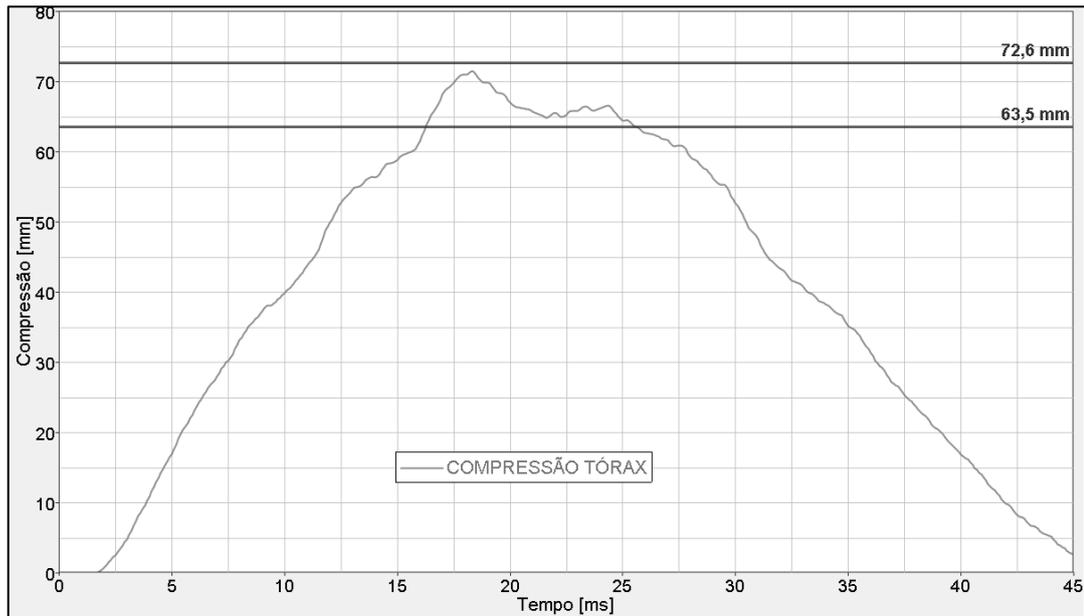
Figura 29 – Resultados parciais do teste de certificação – velocidade: 6,70 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

Com os valores de deslocamento no *dummy*, calcula-se a deflexão do tórax em função do deslocamento e rotação do transdutor aplicado ao modelo e conforme a equação 24 destacada anteriormente, obtém-se a compressão. Os resultados da análise são apresentados na Figura 30 onde observa-se um máximo valor de compressão em 71,59 mm, sendo que o limite admissível para a análise são valores entre 63,50 mm e 72,60 mm. A máxima rotação medida no transdutor é de 0,48 graus radianos no tempo de 18,30 ms. A força máxima de impacto no contato entre o pêndulo e o tórax é de 5,85 kN.

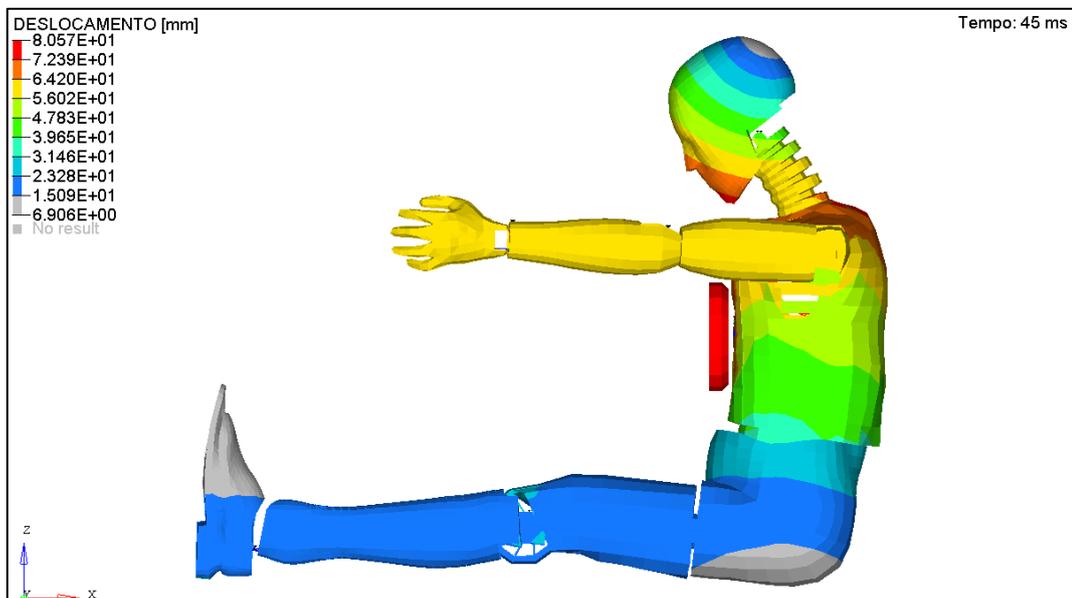
Figura 30 – Resultado da compressão do tórax – velocidade: 6,70 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

Outra configuração avaliada é para o teste de certificação com velocidade do pêndulo de 4,20 m/s. A Figura 31 os resultados do deslocamento sobre o *dummy*.

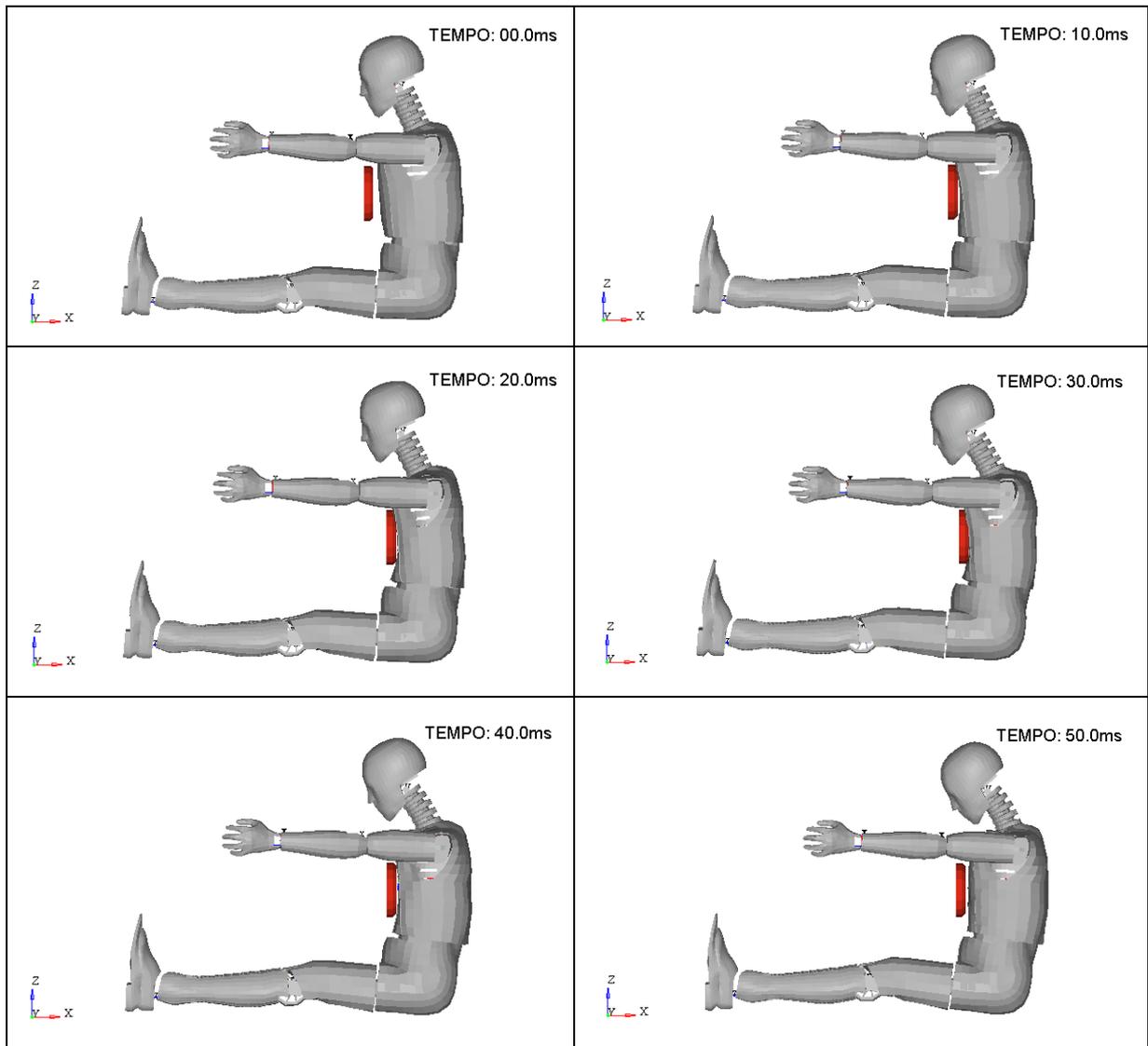
Figura 31 – Resultados do teste de certificação do tórax – velocidade: 4,20 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

Este modelo apresenta um deslocamento máximo de 80,57 mm na região da cabeça. A Figura 32 apresenta a cinemática do *dummy* durante o tempo de análise do teste de certificação para a velocidade 4,20 m/s.

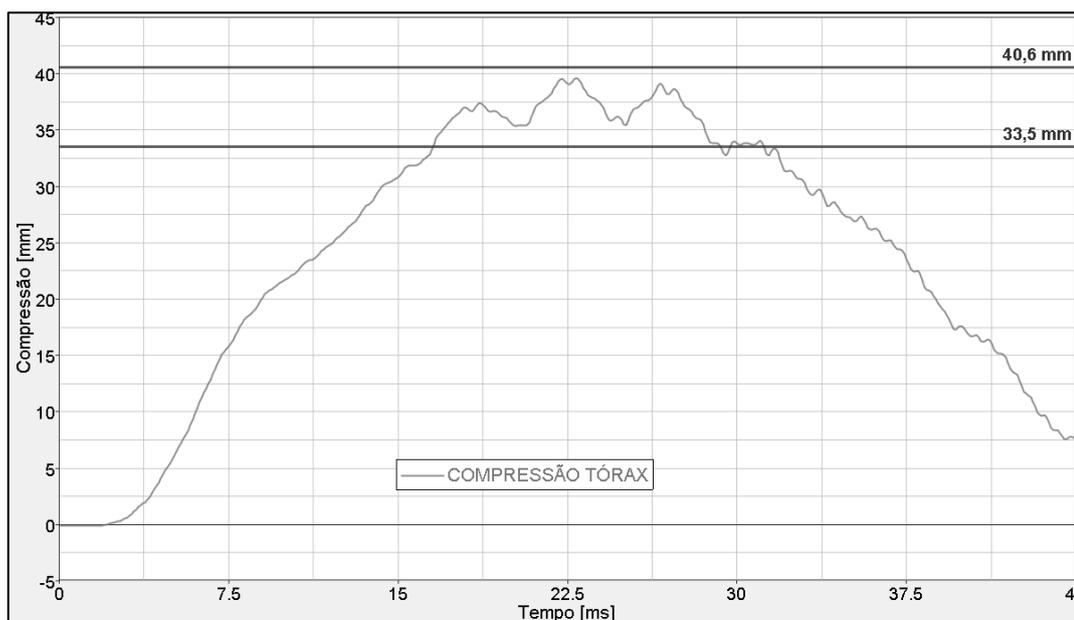
Figura 32 – Resultados parciais do teste de certificação – velocidade: 4,20 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

Para o cálculo da compressão, o máximo valor foi de 39,59 mm no tempo de 22,20 ms, resultados que são apresentados na Figura 33. A rotação máxima do transdutor é de 0,26 graus radianos e a força máxima de impacto medida na região de contato entre o pêndulo e o tórax é de 3,65 kN.

Figura 33 – Resultado da compressão do tórax – velocidade: 4,20 m/s



Fonte: Elaborado pelo autor

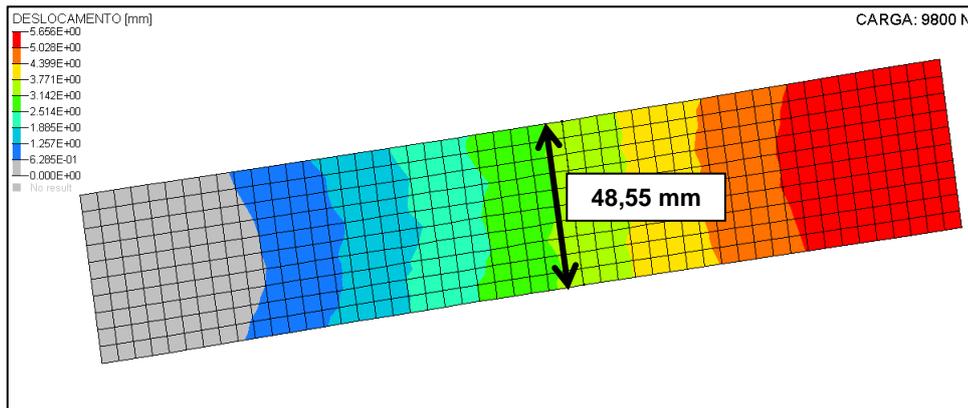
Para os dois casos dos testes de certificação avaliados os limites de compressão máxima do tórax estão em conformidade com os valores destacados na normativa americana 49 CFR PART 572-E, norma utilizada como referência para validação da região torácica do *dummy* antes da submissão do conjunto ao ensaio de *sled test*.

4.2 Avaliação do cinto de segurança

Este tópico apresenta os resultados do comportamento do cinto de segurança mediante ao procedimento para validação das características do material deste componente em relação a sua resistência à tração e com base nos requisitos da norma ABNT NBR 7337:2011.

No primeiro estágio da análise tem-se a verificação da largura do cadarço quando submetido a uma carga de 9800 N. A Figura 34 apresenta os deslocamentos no modelo numérico onde é possível observar uma medida mínima de 48,55 mm, sendo o objetivo da largura um valor igual ou acima de 46,00 mm.

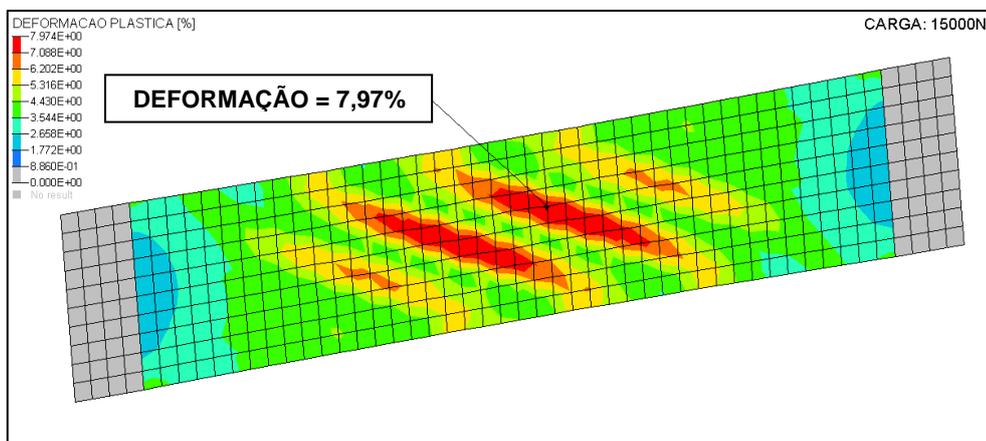
Figura 34 – Características dimensionais do cadarço para a carga de 9800 N



Fonte: Elaborado pelo autor

Ainda com o mesmo modelo numérico, porém para uma carga aplicada de 15000 N, tem-se a avaliação da taxa de deformação plástica no cinto. O requisito da norma brasileira estabelece um objetivo de alongamento do cadarço inferior a 26% e considera-se ainda que a ruptura seja maior ou igual a 14700 N. Os dados obtidos são plotados na Figura 35 e observa-se uma deformação máxima no cadarço de 7,97%, valor abaixo do alongamento máximo de 20% considerado para o material. Tais resultados do cadarço condiciona a utilização do modelo de material do cinto como componente de retenção do *dummy* na análise no *sled test*.

Figura 35 – Deformação plástica no cadarço para a carga de 15000 N

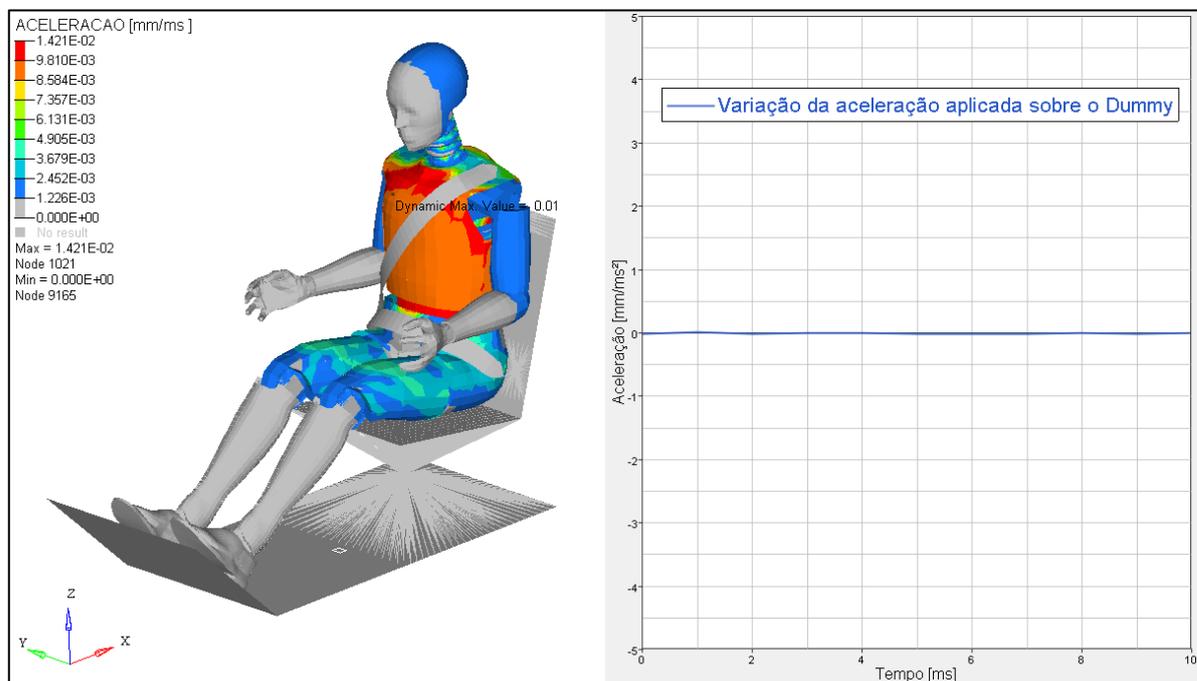


Fonte: Elaborado pelo autor

4.3 Posicionamento do manequim

Na análise do *sled test* tem-se inicialmente, até o tempo de 5 ms, apenas a aplicação da aceleração da gravidade no modelo numérico. Tal situação é necessária para o posicionamento do manequim antes que o mesmo seja submetido ao pulso de aceleração referente ao impacto. Neste intervalo de tempo avalia-se os picos de aceleração no *dummy* e que são mostrados na Figura 36. Observa-se que a variação da aceleração é praticamente nula. Esta diferença é calculada pelo valor máximo de aceleração no *dummy* pelo valor da aceleração aplicada sobre o modelo.

Figura 36 – Resultados da aceleração para o posicionamento do manequim



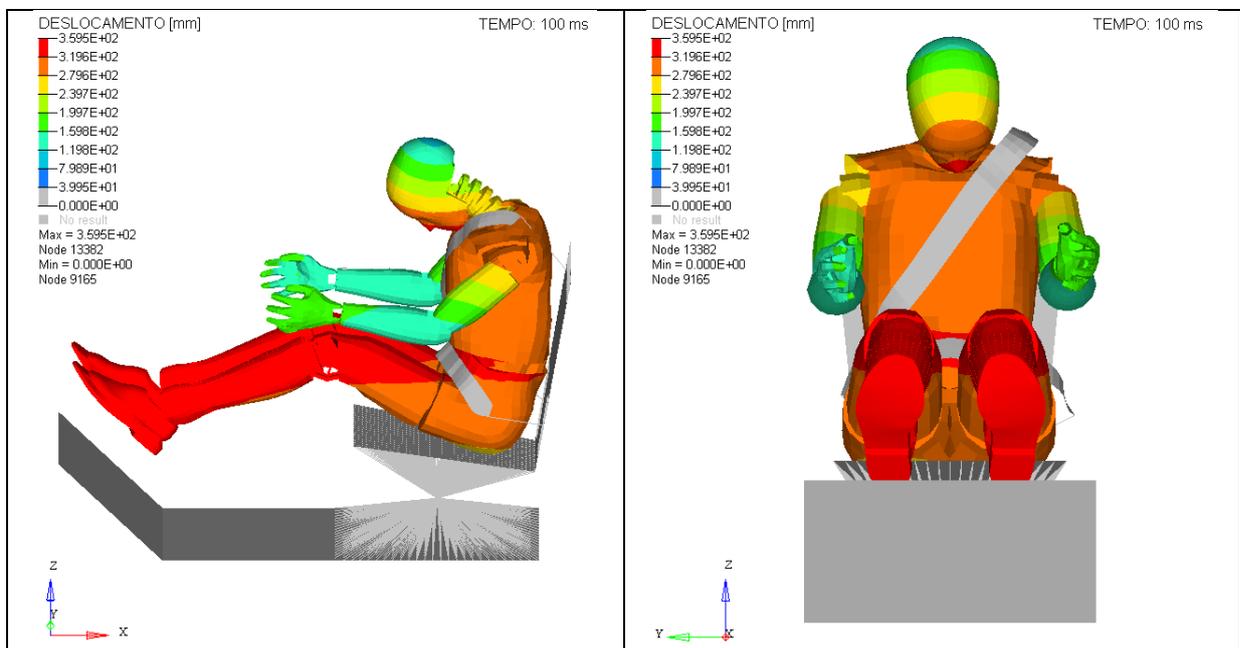
Fonte: Elaborado pelo autor

Conforme Altair Engineering (2011), o boneco pode ser considerado em posição de equilíbrio quando os picos de aceleração nesta avaliação permanecerem perto do nível zero. Assim, adota-se que o modelo apresenta a posição de equilíbrio necessária antes do início da avaliação do pulso referente ao impacto e que o posicionamento está de acordo com os parâmetros descritos na norma ABNT NBR 7337:2011.

4.4 Avaliação da compressão do tórax

Com a realização do *sled test* de acordo com os parâmetros descritos na metodologia deste trabalho, que estão de acordo com a norma ABNT NBR 7337:2011, permite-se a avaliação do critério biomecânico de compressão do tórax. O primeiro ponto é a avaliação do deslocamento apresentado pelo modelo e verificação da funcionalidade das superfícies de contato que foram definidas. O máximo deslocamento do *dummy* é de 359.53 mm na região das pernas. Os resultados podem ser verificados na Figura 37.

Figura 37 – Resultados do deslocamento do dummy no *sled test*



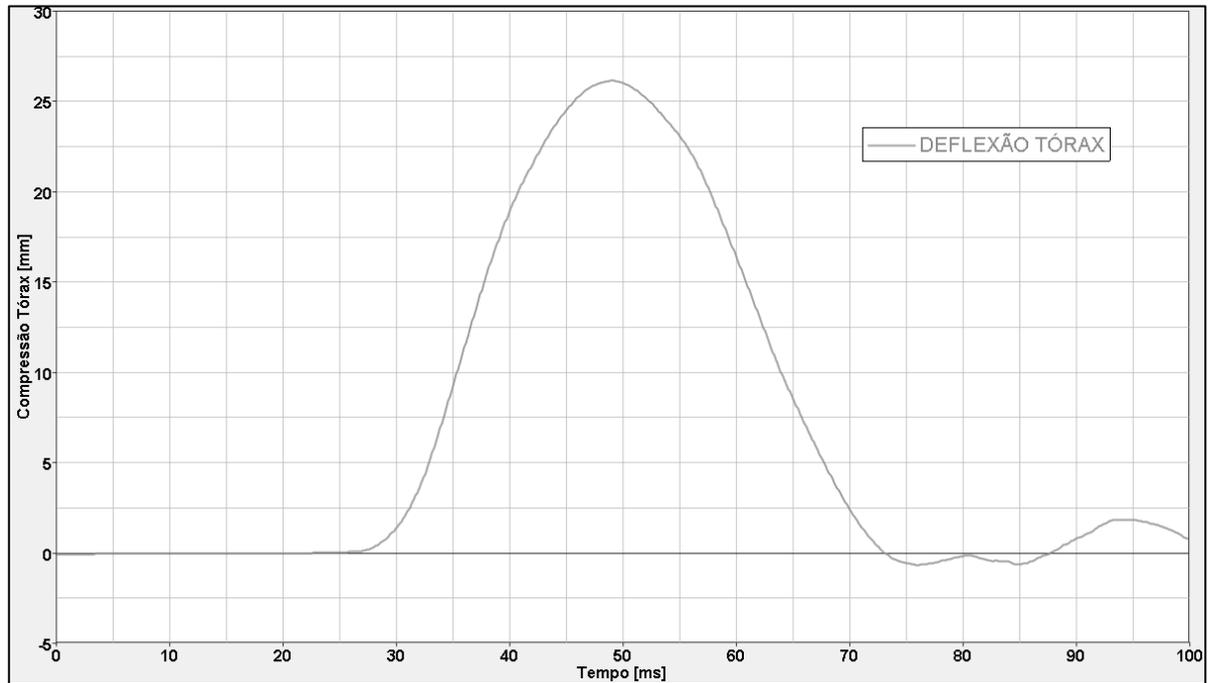
Fonte: Elaborado pelo autor

Com o mapeamento dos deslocamentos no *dummy* após a aplicação do pulso de aceleração no *sled test*, observa-se que o boneco apresenta comportamento adequado, pois o mesmo não apresentou penetrações entre os elementos do cinto e do banco durante o intervalo de tempo avaliado.

O próximo passo, é o cálculo do critério de compressão do tórax, o ThCC. Como já destacado anteriormente nos testes de certificação, a deflexão do tórax é

calculada em função do transdutor montado na região torácica do *dummy*. Os resultados deste cálculo são ilustrado na Figura 38, no qual o valores são dependentes da rotação angular do transdutor.

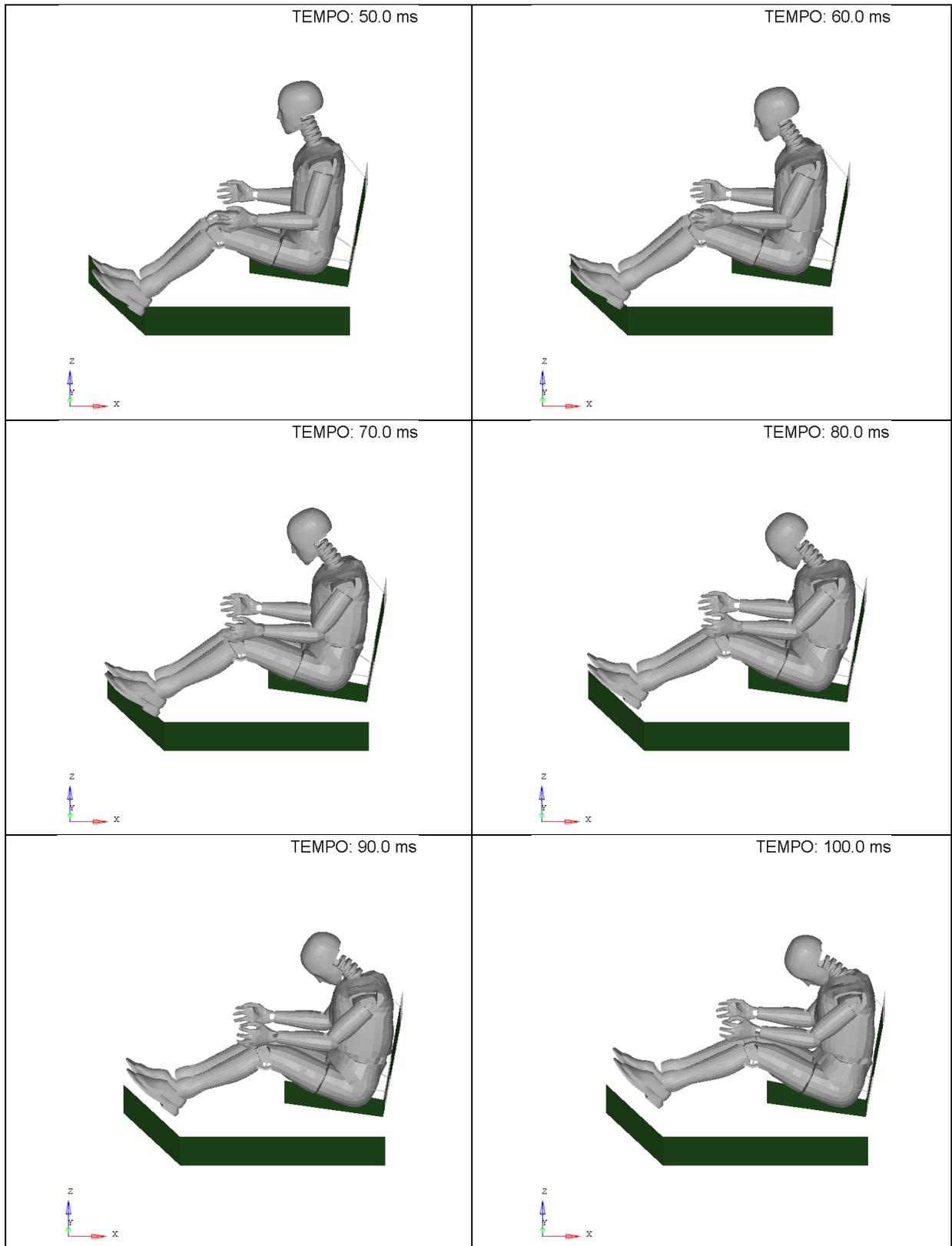
Figura 38 – Resultado da compressão do tórax no *sled test*



Fonte: Elaborado pelo autor

Pode-se destacar que durante a aplicação do pulso, que representa a intensidade do impacto frontal na simulação do ensaio do trenó, em nenhum instante de tempo tem-se valores de compressão do tórax acima do limite de 50 mm, sendo o máximo valor de compressão do tórax de 26,20 mm. O valor apresentado propõe que as condições simuladas para retenção do manequim no modelo apresentam uma ancoragem satisfatória, sem possibilidade do risco de lesões ao ocupante durante um acidente. Estas condições mencionadas referem-se basicamente ao conjunto do cinto e seus pontos de fixação na estrutura do veículo.

As Figuras 39 e 40 apresenta a cinemática do *dummy* durante o tempo de análise do *sled test* onde é possível verificar o comportamento do manequim durante a aplicação do pulso de aceleração.

Figura 40 – Resultados parciais do *sled test* – Intervalo de tempo: 50 – 100ms

Fonte: Elaborado pelo autor

5 CONCLUSÃO

A análise inicial teve como objetivo estudar o comportamento do *dummy* com a realização dos testes de certificação. Foram avaliados dois modelos para constatação da rigidez torácica. Os resultados obtidos para os valores de compressão do tórax e força máxima do pêndulo, indicam que a região torácica apresenta uma rigidez dentro dos limites estabelecidos na norma brasileira com boa absorção dos impactos em diferentes velocidades. Avalia-se também a satisfatória interação dos contatos entre os elementos do *dummy*, condição necessária para continuidade do trabalho desenvolvido.

A segunda parte das análises consiste na elaboração dos modelos do cinto e banco, componentes indispensáveis na realização deste estudo. Inicialmente tem-se a elaboração e validação do modelo numérico do cinto de segurança através da análise de tração sobre o componente e com o objetivo de avaliar os esforços e deformações sobre o cadorço. A validação do modelo de material do cinto é evidenciada pelos resultados de carga de ruptura e alongamento apresentados pelo cadorço. Em seguida, foi desenvolvida a estrutura do banco a partir de características dimensionais definidas em norma e a realização da análise do posicionamento do manequim com a verificação dos picos de aceleração sobre o *dummy* e com a identificação da posição de equilíbrio em função da variação da aceleração ser praticamente nula.

A terceira parte das análises foi concluída com a realização do modelo numérico do *sled test* utilizando critérios estabelecidos na norma brasileira e com o objetivo de analisar o critério de compressão do tórax, ThCC. Após analisar o modelo e resultados obtidos, tem-se que o comportamento do *dummy* mostrou ser satisfatório, onde o valor de compressão do tórax é de 26,20 mm, sendo o limite máximo de 50 mm estabelecido na Resolução 221 do CONTRAN. Os resultados encontrados com a metodologia aplicada ao modelo numérico do *sled test* e com um modelo de cinto de segurança de três pontos indicam uma metodologia bastante útil na avaliação do risco de lesões.

Os objetivos inicialmente propostos foram alcançados e conclui-se que os modelos numéricos são importantes ferramentas no desenvolvimento de novos projetos veiculares e na avaliação da proteção aos ocupantes.

5.1 Sugestões de estudo

Para trabalhos futuros tem-se como sugestão:

- utilização de um cinto de três pontas retrátil, com a inclusão do limitador de carga e do pré-tensionador;
- consideração de uma estrutura de banco com a inclusão das taxas de deformação;
- avaliação do risco de lesão para os demais membros no *sled test*;
- realização de testes experimentais nas mesmas condições das simulações para calibração e homologação.

REFERÊNCIAS

ALTAIR ENGINEERING. **Altair RADIOSS Safety Models: Hybrid III 50th percentile semi rigid crash test dummy.** 2009.

ALTAIR ENGINEERING. **Altair Hyperworks v11.0:** Manual do usuário. 2011.

ALTAIR ENGINEERING. **Radioss Theory Manual 12.0 version:** Large Displacement Finite Element Analysis. 2012.

ALTAIR HYPERWORKS. **Hybrid II aero v110A validation:** Altair Safety. 2012.

ARAGÃO, Ranvier Feitosa. **Acidentes de trânsito:** aspectos técnicos e jurídicos. Campinas: Millenium, p. 21-25, 2003.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6091:** veículos rodoviários automotores: ancoragens de cintos de segurança: localização e resistência à tração. Rio de Janeiro: ABNT, 2009.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 7337:** veículos rodoviários automotores: cintos de segurança: requisitos e ensaios. Rio de Janeiro: ABNT, 2011.

BATHE, K. J. **Finite element procedures.** Upper Saddle River: Prentice Hall, 1996. 1050p. ISBN 0-13-301458-4.

BEEMAN, S. M.; KEMPER, A. R.; MADIGAN, M. L.; DUMA, S. M. **Kinetic and kinematic responses of post mortem human surrogates and the Hybrid III ATD in high-speed frontal seld test.** Journal Accident Analysis and Prevention, 55 (2013) 34-47, 2013.

BEEMAN, S. M.; KEMPER, A. R.; MADIGAN, M. L.; FRANCK, C. T. **Occupant kinematics in low-speed frontal sled tests: Human volunteers, Hybrid III ATD, and PMHS.** Journal Accident Analysis and Prevention, 47 (2012) 128-139, 2012.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. J.; DEWOLF, J. T. **Mechanics of materials**. 3^aed. New Delhi: The McGraw-Hill, 2006. 780p. ISBN 0-07-053510-8.

BERGER, E. J. **Friction modeling for dynamic system simulation**. University of Cincinnati. American Society of Mechanical Engineers, 2002.

BERTOCCHI, Marcelo. **Segurança veicular**: Acidentes de Trânsito, Colisões Veiculares, Cintos de Segurança, Airbags, História da Segurança Veicular, Dados sobre Acidentes, Proteção aos Pedestres e muito mais. Skill Elaboração de Materiais Didáticos Ltda, 2005. Disponível em: <<http://issuu.com/marcelobertocchi/docs/bertocchi>>. Acesso em: 03 dez. 2013.

BOSTROM, Ola; KRUSE, Dion. **A sled test method for small overlap crashes and fatal head injuries**. Proceedings of the 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Washington, 11-0369, 2011.

CHOPRA, A. K. **Dynamics of structures**: Theory and Applications to Earthquake Engineering. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1995. ISBN 0-13-855214-2.

CHRIS CINTOS. **Chris cintos de segurança**. Disponível em: <<http://www.chriscintos.com.br/>>. Acesso em: 18 nov. 2013.

COIMBRA, R.; CONROY, C.; HOYT, D. B.; PACYNA, S.; MAY, M.; ERWIN, S.; TOMINAGA, G.; KENNEDY, F.; SISE, M.; VELKY, T. **The influence of damage distribution on serious brain injury in occupants in frontal motor vehicle crashes**. Journal Accident Analysis and Prevention, 40 (2008) 1569-1575, 2008.

CONSELHO NACIONAL DE TRÂNSITO. **Resolução Nº 221**: Requisitos de proteção aos ocupantes e integridade do sistema de combustível decorrente de impacto nos veículos. Brasília: CNT, 2007.

CRANDALL, J. R.; BASS, C. R.; PILKEY, W. D.; MILLER, H.J.; SIKORSKI, J.; WILKINS, M. **An evaluation of thoracic response and injury with belt, airbag, and force limited belt restraint systems**. Proceedings of the NATO-ASI on Crashworthiness of Transportation Systems Structural Impact and Occupant Protection, 1996.

DEHNER, C.; SCHICK, S.; ARAND, M.; ELBEL, M.; HELL, W.; KRAMER, M. **Influence of anthropometry on the kinematics of the cervical spine and the risk of injury sled tests in female volunteers.** Journal Accident Analysis and Prevention, 40 (2008) 1305-1312, 2008.

DENATRAN. **Anuário frota 2011.** Disponível em: < <http://www.denatran.gov.br/frota.htm>>. Acesso em: 11 out. 2013.

DEPARTAMENTO NACIONAL DE INFRAESTRUTURA DE TRANSPORTES. **Dados estatísticos de acidentes de trânsito.** Disponível em: < <http://www.dnit.gov.br/rodovias/operacoes-rodoviaras/estatisticas-de-acidentes/estatisticas-de-acidentes/?searchterm=ACIDENTES>>. Acesso em: 15 out. 2013.

FRANZ, Cristine Maria; SEBERINO, José Roberto Vieira. **A história do trânsito e sua evolução.** Monografia - Faculdade Dom Bosco, Joinville, 24f., 2012.

FURUSU, Katsuya; WATANABE, Isao; KATO, Chiharu; MIKI, Kazuo; HASEGAWA, Junji. **Fundamental study of side impact analysis using the finite element model of the human thorax.** JSAE Review, 22 (2001) 195 - 199. 2001.

HAN, Y.; YANG, J.; MIZUNO, K.; MATSUI, Y. **A study on chest injury mechanism and the effectiveness of a headform impact test for pedestrian chest protection from vehicle collisions.** Journal Safety Science, 50 (2012) 1304-1312, 2012.

HUANG, T. J.; YEH, C. Y.; WU, C. T.; DAI, Yi. **Impact analysis and simulation of crash test dummy ribcage mechanism.** Journal of Biomechanics 40(S2). XXI ISB Congress, Poster 178, Poster Session 2. 2007.

HUGHES, T. J. R. **The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis.** 1ª ed. New York: Dover Publications, 1987. 803p. ISBN 0-486-41181-8.

IPEA, Instituto de Pesquisas Econômica Aplicada. **Impactos sociais e econômicos dos acidentes de trânsito nas aglomerações urbanas brasileiras.** Brasília, 2004.

ITO, D.; EJIMA, S.; KITAJIMA, S.; KATOH, R.; ITO, H.; SAKANE, M.; NISHINO, T.; NAKAYAMA, K.; ATO, T.; KIMURA, T. **Occupant kinematic behavior and effects of a motorized seatbelt on occupant restraint of human volunteers during low speed frontal impact: Mini-sled tests with mass production car seat.** IRCOBI Conference. IRC-13-100, 2013.

JATO DYNAMICS. **Vendas de Veículos:** Fechamento 2012. Disponível em: < <http://www.jato.com/Brazil/Pages/default.aspx>>. Acesso em: 11 nov. 2013.

KALLIERIS, D.; RIZZETTI, A.; WIREN, B. V.; MATTERN, R. **The influence of force limiter to the injury severity by using a 3-point belt and driver airbag in frontal collisions.** International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, 96-S3-O-08, 1996.

KAPOOR, T.; ALTENHOF, W.; WANG, Q.; HOWARD, A. **Injury potential of a three-year-old Hybrid III dummy in forward and rearward facing positions under CMVSS 208 testing conditions.** Journal Accident Analysis and Prevention, 38 (2006) 786-800, 2006.

KENT, R.; PATRIE, J. **Chest deflection tolerance to blunt anterior loading is sensitive to age but not load distribution.** Forensic Science International, 149 (2005) 121-128, 2005.

KUPPA, S.; EPPINGER, R. H. **Development of an improved thoracic injury criterion.** Proceedings 42nd Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, (1998) 139-154, 1998.

LATINCAP. **Para carros mais seguros.** Disponível em: < <http://www.latinncap.com/po/?pg=home>>. Acesso em: 20 jan. 2014.

LI, Z.; KINDIG, M. W.; SUBIT, D.; KENT, R. W. **Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction.** Medical Engineering & Physics, 32 (2010) 998-1008, 2010.

LIMA, Anderson. **Simulação numérica de capotamento de veículos automotores: Comparação entre normas e verificação de riscos de lesões ao condutor.** 2009. 189f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

LIMA, Anderson; MARCZAK, Rogério José. **Análise da dinâmica do ocupante em acidentes de rolamento veicular (Rollover):** Métodos computacionais. Departamento de Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

LIU, G. R.; QUEK, S. S. **The Finite Element Method: A Practical Course.** Oxford: Butterworth-Heinemann, 2003. 365p. ISBN 0-7506-5866-5.

LIZZE, E.; ROBIN, S.; SONG, E.; BERTHOLON, N.; LE COZ, J-Y.; BESNAULT, B.; LAVASTE, F. **Development of a 3D finite element model of the human body.** Proceedings 42nd Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, p. 1-23, 983152, 1998.

LUZ, Valdemar P. **Trânsito e veículos: responsabilidade civil e criminal.** 5^a ed. Florianópolis: OAB/Santa Catarina, 2005. p. 102-106. ISBN 8-5983-0424-7.

MACKAY, M. **The increasing importance of the biomechanics of impact trauma.** Sadhana, v. 32, n. 4, p. 397-408, 2007.

MERTZ, H.; HORSCH, J.; HORN, G.; LOWNE, R. **Hybrid III sternal deflection associated with thoracic injury severities of occupantes restrained with force-limiting shoulder belts.** Society of Automotive Engineers International Congress and Exposition, Warrendale, PA. 910812, 1991.

MIRANDA, V.; BRAGA, M. **Segurança de trânsito no Brasil: Propostas para as empresas.** In: XIII CONGRESSO PANAMERICANO DE ENGENHARIA DE TRÂNSITO E TRANSPORTE, Anais eletrônicos (CD), New York, 2004.

NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION. **FMVSS No. 208: Updated Review of Potential Test Procedures.** Office of Vehicle Safety Research: NHTSA, 1999.

NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION. **PART 572E: Dummy performance calibration test procedure.** Office of Vehicle Safety Research: NHTSA, 2008.

NOUREDDINE, A.; ESKANDARIAN, A.; DIGGES, K. **Computer modeling and validation of a Hybrid III dummy for crashworthiness simulation.** The George Washington University, Washington. Mathematical and Computer Modelling, 35 (2002) 885-893. 2002.

PETITJEAN, Audrey; BAUDRIT, Pascal; TROSSEILLE, Xavier. **Thoracic injury criterion for frontal crash applicable to all restraint systems.** Stapp Car Crash Journal, 2003-22-0015. 2003.

PETITJEAN, A.; LEBARBE, M.; POTIER, P.; TROSSEILLE, X.; LASSAU, J-P. **Laboratory reconstructions of real world frontal crash configurations using the Hybrid III and THOR dummies and PMHS.** Stapp Car Crash Journal, 46: 27-54, 2002.

POULARD, David; BERMOND, François; COMPIGNE, Sabine; BRUYÈRE, Karine. **In-vivo analysis of thoracic mechanical response under belt loading: The role fo body mass index thorax stiffness.** Journal of Biomechanics, 46 (2013) 883-889, 2013.

PRODUÇÃO de C. S. Omas. Nils Bohlin, 82, Inventor of a Better Seat Belt: Archives. **THE NEW YORK TIMES.** New York, 26 set. 2002. Disponível em: <<http://www.nytimes.com/2002/09/26/business/nils-bohlin-82-inventor-of-a-better-seat-belt.html>>. Acesso em: 25 jan. 2014.

QUEIROZ, L.; MARIN, M. S. **A atualidade dos acidentes de trânsito na era da velocidade:** Uma visão geral. Cadernos de Saúde Pública, Rio de Janeiro, 16(1): 7-21, p. 87-93, 2000.

ROMARO, Marcus. **Comportamento dos cintos de segurança infantis em impactos veiculares.** 2005. 59f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.

ROMARO, Marcus. **Cinto de segurança**. In: III Seminário Denatran de Educação e Segurança no Trânsito, 2010, Brasília. p. 3-7.

SALIN, H. M.; SANJAY, D. Y.; SHINDE, D.; DESHPANDE, G. **Importance of federal motor vehicle safety standards 207/210 in occupant safety - A case study**. International Conference on Design and Manufacturing, Procedia Engineering, 64 (2013) 1099 - 1108. 2013.

SÁNCHEZ, C. A. A. **Estudo de impacto usando elementos finitos e análise não linear**. 2001. 129 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

SPERANDIO, D.; MENDES, J. T.; MONKEN E SILVA, L. H. **Cálculo numérico: Características matemáticas e computacionais dos métodos numéricos**. [s.l.]Pearson, 2003.

SILVA, M. **Curso de biomecânica do movimento (BM322)**: Engenharia Biomédica. Instituto Superior Técnico: Universidade Técnica de Lisboa, 2004.

SISTEMA ÓSSEO. **Ciências da saúde: Esqueleto do tórax**. Disponível em: <<http://www.sogab.com.br/floresdias/torax.htm>>. Acesso em: 11 abr. 2014.

STEVENSON, T. J. **Simulation of vehicle-pedestrian interaction**. Tese (Doutorado) - University of Canterbury, New Zealand. 325f. 2006.

THOMAS, C. S. **Psychological consequences of traumatic injury**. The British Journal of Psychiatry, BJP 180:392-393, 2002.

UNITED NATIONS ECONOMIC COMMISSION FOR EUROPE. **Regulation No. 94**: Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants in the event of a frontal collision. Europe: ECE, 1998.

UNITED STATES PATENT. **US.Patent.312085**: Safety Belt - Edward J. Claghorn. New York: US Patent, 1885.

VIANA, H. M. **Propriedades Mecânicas**. Engenharia de Materiais. Centro Universitário Fundação Santo André. 2005.

VIANO, D. C.; KING, A. I.; MELVIN, J. W.;WEBER, K. **Injury biomechanis research: An essential element in the prevention of trauma**. Journal Biomechanics, v. 22, n. 5, Great Britain, 0021-9290/89. 1989a.

VIANO, D. C.; LAU, I. V.; ASBURY, C.; KING, A. I.; BEGEMAN, P. **Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact**. Journal Accident Analysis and Prevention, v. 21, n. 6, Great Britain, 0001-4575/89. 1989b.

WOITSCH, Gernot; SINZ, Wolfgang. **Influences of pre-crash braking induces dummy - Forward displacements on dummy behaviour during EuroNCAP frontal crashtest**. Journal Accident Analysis and Prevention, 62 (2014) 268-275, 2013.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **World report on road traffic injury prevention**. Geneva: WHO, 2004. ISBN 92-4-159131-5.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global status report on road safety**. Geneva: WHO, 2009. ISBN 978-92-4-156384-0.

YAW, Louie L. **Nonlinear static: Explicit and implicit analysis example**. Walla Walla University, 2007.

YOGANANDAN, Narayan; PINTAR, Frank A. **Responses of side impact dummies in sled tests**. Journal Accident Analysis and Prevention, 37 (2005) 495-503, 2005.

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The Finite Element Method**. 5ª Ed. Orfoxd: McGraw Hill, Vol. 1: The Basis. 689f. 2000. ISBN 0 7506 5049 4.