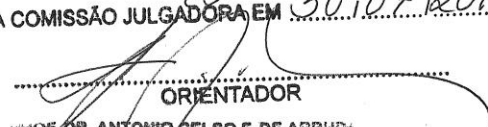


ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR *Maria de Castro*
Monteiro Loffredo E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM *30.10.2010*


ORIENTADOR
PROF. DR. ANTONIO CELSO F. DE ARBUS
UNICAMP/FEN/DEP
Matrícula 036518

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Maria de Castro Monteiro Loffredo

**Lesões em Crianças Causadas por Acidente
Automobilístico: Avaliação dos Dispositivos de
Retenção Infantil**

Campinas, 2010

105/2010

Maria de Castro Monteiro Loffredo

Lesões em Crianças Causadas por Acidente Automobilístico: Avaliação dos Dispositivos de Retenção Infantil

Tese apresentada ao Curso de
Doutorado da Faculdade de Engenharia
Mecânica da Universidade Estadual de
Campinas, como requisito para a
obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Orientador: Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda

Campinas
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

L826L Loffredo, Maria de Castro Monteiro
Lesões em crianças causadas por acidente de trânsito:
avaliação dos dispositivos de retenção infantil / Maria de
Castro Monteiro Loffredo. --Campinas, SP: [s.n.], 2010.

Orientador: Antonio Celso Fonseca de Arruda.
Tese de Doutorado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Acidentes de trânsito. 2. Crianças. 3. Dispositivos
de retenção infantil de uso automotivo. 4. Avaliação. I.
Arruda, Antonio Celso Fonseca. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia
Mecânica. III. Título.

Título em Inglês: Children injury caused by traffic accident: an evaluation of
child restraint systems

Palavras-chave em Inglês: Traffic accident, Children, Child restraint devices for
automotive use, Evaluation

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Titulação: Doutor em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Roberto Teixeira Mendes, Emilio Carlos Elias Baracat,
Carlos Alberto Fortulan, Maria Aparecida Pinto

Data da defesa: 30/07/2010

Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DOS MATERIAIS E
PROCESSOS DE FABRICAÇÃO**

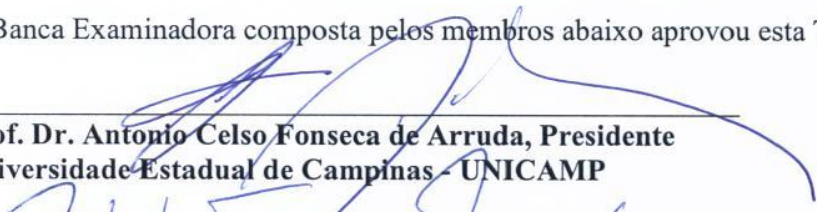
TESE DE DOUTORADO

**Lesões em Crianças Causadas por Acidente
Automobilístico: Avaliação dos Dispositivos de
Retenção Infantil**

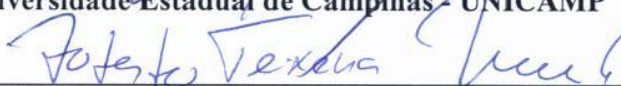
Autora: Maria de Castro Monteiro Loffredo

Orientador: Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Tese:



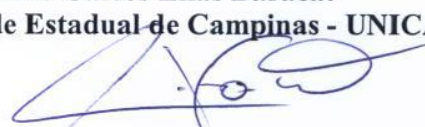
Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda, Presidente
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP



Prof. Dr. Roberto Teixeira Mendes
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP



Prof. Dr. Emilio Carlos Elias Baracat
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP



Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan
Universidade de São Paulo – USP



Prof. Dr. Maria Aparecida Pinto
Universidade Federal de Ouro Preto - UFOP

Campinas, 30 de Julho de 2010

Dedicatória

A todas as crianças do Brasil.

Agradecimentos

São muitas as pessoas e entidades que, de diferentes maneiras, contribuíram para a realização deste trabalho. Começo por agradecer aos colegas e aos Professores da UNICAMP, pelo apoio na busca de respostas a questões pertinentes do transporte seguro de crianças em veículos.

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu Orientador Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda, pela ajuda a enfrentar novos desafios.

Ao grupo do Labiomec, coordenado pela Prof. Dra. Cecília Zavaglia, pelo apoio e amizade.

À aluna de doutorado Guinéa Cardoso, que foi minha substituta em coletar dados de pacientes em hospitais locais enquanto estive fazendo Doutorado Sanduíche por 1 ano.

Ao Prof. Dr. Marcelo Reis, Médico Pediatra responsável pelo Pronto Socorro Infantil do Hospital das Clínicas (UNICAMP), pela ajuda na coleta de dados de crianças internadas por acidente de trânsito.

À companhia e amizade de Alex Maia do Nascimento.

À Profa. Dra. Leonor de Castro Monteiro Loffredo (UNESP – Araraquara) pelo delineamento estatístico usado em epidemiologia.

À General Motors do Brasil (Indaiatuba), representada por Marco Gouvea, Humberto e Gustavo Prado, pela generosidade de oferecer seus recursos.

Aos funcionários e pesquisadores do Instituto de Transporte da Universidade de Michigan (UMTRI), a quem eu gostaria de manifestar minha gratidão. Sheila Ebert contribuiu

com a coleta de dados de testes estáticos além de fornecer dados numéricos de pontuação quanto ao posicionamento do cinto em relação ao corpo da criança nos *boosters*. Miriam Manary, Nichole Ritchie, Stewart Simonnet e Charles Bradley contribuíram com a realização de ensaios dinâmicos de assentos infantis.

À Zonda Ketota e à Rachel Hamilton, pela ajuda integral na adaptação ao novo ambiente de trabalho.

Aos colegas de trabalho estrangeiros, Mark, Julia, Monica, Stephanie, Zach, Rajan, Justin, Alexa e Elliot pela amizade e recepção.

Um agradecimento especial vai ao pesquisador colaborador externo, Matthew P. Reed. Obrigada Matt, pelas produtivas discussões, conselhos, ensino e informações técnicas, que amplamente influenciaram o meu conhecimento e métodos de pesquisa. Não só agradeço a colaboração profissional, como também agradeço a amizade e incrível recepção em minha estada nos Estados Unidos.

À Loren Marulis, da Faculdade de Educação da Universidade de Michigan, pela oportunidade de trabalhar com novos conceitos e pela confiança.

Aos familiares de Campinas, Tia Linda, Marita, Tio Betinho e Primos, pela companhia alegre e afetiva durante esses anos de pesquisa.

Aos meus pais, Francisco e Leonor. Muito obrigada, Pai e Mãe, pela ajuda, pelo apoio e incentivo para estudar e elaborar esta tese, que contém informações úteis para a mudança do panorama da situação atual de saúde da criança em relação às lesões causadas por acidente de trânsito no Brasil.

Por fim, um agradecimento especial à CAPES, fonte financiadora do programa de doutorado e doutorado sanduíche.

Resumo

Os acidentes de trânsito representam uma causa comum de lesões em crianças passageiras de automóveis. Este trabalho buscou identificar o perfil dessas lesões e analisar biomecanicamente os dispositivos de retenção infantil, ou seja, cadeirinhas com sistema de cinco pontos e assentos elevatórios (*boosters*). Dessa forma, este trabalho apresenta duas linhas de pesquisa: uma que se caracteriza pela observação de lesões em crianças que sofreram acidente automobilístico por meio de estudo retrospectivo de casos e outra que trata do estudo experimental sobre conforto e segurança dos dispositivos. O estudo experimental compreendeu a análise de distribuição de pressão na interface assento-*dummy*, como forma de avaliar conforto, e a análise do posicionamento das tiras em relação a referências anatômicas específicas de um *dummy*, como forma de analisar o nível de segurança do dispositivo. Os resultados do estudo retrospectivo de casos mostraram que diferentes lesões ocorrem em crianças retidas e não-retidas e que essas lesões apresentam associação de ocorrência de acordo com o tipo de impacto e tipo de retenção usado. Em relação aos estudos experimentais, a distribuição de pressão nos diferentes dispositivos testados mostrou ser diferente conforme o método de inclinação do dispositivo, sendo mais ou menos confortável se a pressão no contato assento-*dummy* aumentava ou diminuía de acordo com o grau de inclinação. Em relação à segurança, a avaliação do posicionamento das tiras, tanto do sistema de cinco pontos quanto do cinto adulto, mostrou uma grande variação no seu posicionamento em relação ao *dummy* nos diferentes modelos testados. Como conclusão, tem-se que o próprio *design* do dispositivo influencia no direcionamento das tiras no corpo da criança, sendo que essas devem passar por pontos específicos de forma a prevenir lesões.

Palavras-chave: Acidente de trânsito, crianças, lesão, dispositivos, avaliação

Abstract

Traffic accidents are a common cause of injury in children as car passengers. The present study sought to analyze injury patterns in children younger than 10 years old and to evaluate harness systems and booster seats biomechanically. Hence, the present study follows two research lines: an observational study of children's injury pattern by a retrospective case review and an experimental study of comfort and safety level of car seats. The experimental study comprised on seat pressure distribution on the seat-dummy surface, as a comfort evaluation, and seat belt fit and harness fit as a safety evaluation of car seats. Results obtained from case reviews showed different injury patterns between restrained and unrestrained children. Such injuries can be related to impact direction and type of restraint used. Regarding to the experimental study, the pressure distribution may have been influenced by the method of inclination of car seat's back support on the different models tested thus being more or less comfortable according to pressure values on the specific angle of inclination. Regarding to car seats safety level, seat belt fit and harness fit varied broadly among car seats. It can be concluded that car seat's design has a significant influence on seat belt and harness fit that lead to different levels of car occupant protection.

Key-words: Traffic accidents, children, injury, child restraints, evaluation

Lista de Ilustrações

2.1. Mortalidade proporcional em crianças de 0 a 9 anos de idade segundo grupo de causas. Datasus, 2010	10
2.2. Número de mortes na faixa etária de 0 a 19 anos de idade por grupo de causas. Datasus, 2010	11
2.3. Imagem de CT mostrando típica <i>chance-fracture</i> da coluna lombar em um paciente adulto. A flecha mostra a fratura iniciada na região posterior da vértebra (processo espinhoso) se estendendo para o corpo vertebral. Bernstein et al., 2006) ...	20
2.4. Lesão abdominal após acidente automobilístico. Dodds et al., 2006	22
2.5. Sequência do efeito submarino clássico em que a pelve escorrega por baixo da tira abdominal do cinto adulto com o torso reclinado para trás	24
2.6. Comparação entre os posicionamentos da criança no banco traseiro do carro. Reed et al., 2005	26
2.7. Anatomia do tórax	27
2.8. Anatomia da região pélvica	28
3.1. Banco traseiro de automóvel usado para a instalação dos assentos infantis	39
3.2. Digitalizador em 3D (Faro Arm) mostrando as articulações e a ponta digitalizadora	40
3.3. Esquema mostrando as marcas pré-determinadas no <i>dummy</i> (em pontos vermelhos) e no assento (em pontos amarelos)	41
3.4. Esquema sequencial mostrando a digitalização das marcas pré-determinadas no <i>dummy</i> (em pontos vermelhos), 1. Em 2, o Faro Arm é acionado e simultaneamente as coordenadas dos pontos medidos são passadas em 3D para uma planilha, como mostrado em 3	42
3.5. Digitalização do ponto 2 (Tabela 3.2) no <i>dummy</i> de 3 anos	43
3.6. Digitalização do ponto onde a tira abdominal passa pelo abdômen do <i>dummy</i> ...	45
3.7. Passagem da tira abdominal pela pelve. A imagem da esquerda mostra pontuação positiva, e à direita, pontuação negativa	46

3.8. Vista lateral mostrando as passagens possíveis da tira abdominal em relação às EIAS. Em A, valores positivos passam abaixo das EIAS (flecha azul). Em B, valores negativos passam acima (flecha vermelha)	46
3.9. Cálculo da distância (em mm) da tira abdominal em relação às EIAS	47
3.10. Situações de passagem da tira de torso (os pontos brancos indicam as bordas medial e lateral da tira de torso). À esquerda, a tira passa mais lateralmente ao osso manúbrio. À direita, a tira passa sobre o osso manúbrio compreendendo a base do pescoço	47
3.11. Cálculo do posicionamento (<i>belt fit</i>) da tira de torso. Os valores foram calculados em relação à borda medial da tira (ponto branco). Valores positivos caíam mais lateralmente ao ATD e valores negativos caíam medialmente ao ATD ..	48
3.12. X-Sensor mostrando a manta flexível e porta de entrada para o <i>software</i>	49
3.13. Ângulos de inclinação do assento infantil, sendo 0° o ângulo mais vertical e 40°, o ângulo mais inclinado	51
3.14. Sistemas de inclinação do enconsto de costas nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3	51
3.15. Quadro disponibilizado pelo software do X-Sensor, mostrando áreas de pressão em 2D (acima, à esquerda), áreas de pressão em 3D (acima, à direita), ocorrência de valores de pressão (abaixo, à esquerda) e variação da pressão ao longo tempo (abaixo, à direita)	52
4.1. Tipo de lesão ocorrida em crianças segundo uso de dispositivo	59
4.2. Lesões segundo tipo de impacto em crianças que não estavam retidas no momento do acidente	60
4.3. Lesões em crianças não-retidas segundo idade	60
4.4. Lesões segundo tipo de impacto em crianças que estavam retidas no momento do acidente automobilístico	61
4.5. Lesões segundo o tipo de impacto e tipo de retenção usado no momento do acidente. F: frontal; L: lateral; C: capotamento	65

4.6. Esquema mostrando a força abdominal horizontal (flecha branca) e as forças criadas no interior das vértebras (esquema em vermelho). O eixo de rotação é mostrado pelo ponto preto. LN é a linha neutra que se forma no momento fletor, separando as estruturas que serão tracionadas (posteriores) e comprimidas (anteriores)	66
4.7. Flexão do tronco em torno da tira abdominal do cinto de 2 pontos após impacto (<i>jackknifing</i>)	68
4.8. Flexão do pescoço em torno da tira de torso do cinto de 3 pontos após o impacto	68
4.9. Uso do cinto de 5 pontos e flexão excessiva do pescoço após o impacto	70
4.10. Vista frontal do ensaio do impacto lateral em um ATD adulto usando o cinto de 3 pontos. O impacto ocorreu do mesmo lado da tira de torso do cinto, provocando grande excursão lateral do tronco e cabeça. Bostrom e Haland (2005) ...	71
4.11. Vista frontal do ensaio de capotamento em um ATD adulto usando o cinto de 3 pontos	72
4.12. Pontos digitalizados para avaliar o posicionamento das tiras de ombro. O ponto vermelho representa o <i>slot</i> e o ponto amarelo representa a articulação do ombro do <i>dummy</i>	74
4.13. Distância entre a articulação do ombro do <i>dummy</i> e os <i>slots</i> nos assentos CRS1, CRS2 and CRS3. As medidas (em mm) são indicadas na direção vertical (plano Z de coordenadas)	75
4.14. Posicionamento das tiras abdominais no <i>dummy</i> em relação aos diferentes assentos infantis	76
4.15. Posicionamento do fecho do cinto nos modelos de assentos testados. A linha preta foi traçada na altura da articulação do quadril do ATD	77
4.16. Vista lateral mostrando a altura do centro de gravidade (CG) da cabeça do <i>dummy</i> (símbolo amarelo e preto) e o limite vertical do protetor lateral de cabeça do assento (ponto branco)	78
4.17. Posicionamento do protetor lateral de cabeça (PL) em relação ao CG da cabeça do <i>dummy</i> , vista lateral. Os pontos circulares representam CG e losangos representam o PL de cada assento. As medidas estão em milímetros	79

4.18. Posicionamento da tira entre pernas no <i>dummy</i> de 3 anos de idade em 3 diferentes modelos de assentos infantis	80
4.19. Posicionamento das tiras de torso e abdominal na condição com encosto (inclinação 0°) e sem encosto de costas. A flecha indica o ponto padronizado para avaliação qualitativa da passagem da tira de torso	82
4.20. Valores de <i>belt fit</i> para a tira de torso (esquerda) e abdominal (direita) para 41 <i>boosters</i> testados. Reed et al., 2009A	85
4.21. Esquema mostrando a distância ideal para a passagem da tira de torso no <i>dummy</i> de 6 anos	86
4.22. Variação dos valores de pressão nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3 segundo ângulos de inclinação	88
4.23. Distribuição de pressão nos modelos testados a 0°, 30° e 40° de inclinação e escala de pressões (em mmHg)	89
4.24. Sistemas de inclinação nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3	90
4.25. Rotação do sacro segundo a inclinação do tronco. Em A, posição ereta. Em B, rotação posterior do sacro com inclinação do tronco e aumento do ângulo coxo-femoral	91

Lista de Tabelas

1.1. Objetivos	7
2.1. Lista de códigos das causas de mortalidade, CID 2008	9
2.2. Óbitos em número (n) e em porcentagem (%) por categoria de causas em crianças de 0 a 9 anos de idade no ano de 2008. Datasus, 2010	11
2.3. Grupos de massa e respectivo tipo de assento usado com os respectivos componentes de segurança, NBR 14400 (1999)	15
2.4. Configurações de ensaio para assentos <i>foward-facing</i> , segundo FMVSS 213 e NBR 14400	16
2.5. Pontuações atribuídas aos erros comuns do uso do sistema de cinco pontos. Czernakowski e Müller, 1993	31
3.1. Variáveis dependentes e independentes analisadas no estudo de lesões em crianças menores de 10 anos	36
3.2. Pontos digitalizados do <i>dummy</i> para o teste nos assentos <i>foward-facing</i>	40
3.3. Pontos digitalizados do assento (<i>forward-facing</i>)	41
3.4. Pontos digitalizados no <i>dummy</i>	44
3.5. Pontos digitalizados no <i>booster</i> e cinto adulto	44
4.1. Resultados do preenchimento dos protocolos	57
4.2. Lesões observadas em crianças retidas, segundo tipo de retenção usado	62
4.3. Ocorrência de associação das lesões abdominais e fraturas da coluna lombar, segundo tipo de retenção	63
4.4. Descrição das lesões abdominais em crianças que estavam retidas no carro e que sofreram acidente automobilístico	63
4.5. Nível de fratura segundo tipo de retenção usado	64
4.6. Pontuação (em mm) da tira de torso nos <i>boosters</i> testados nas condições com e sem encosto de costas	84
4.7. Pontuação (em mm) da tira abdominal nos <i>boosters</i> testados nas condições com e sem encosto de costas	84

4.8. Áreas de contato nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3 segundo ângulos de inclinação	91
--	----

Lista de Abreviaturas e Siglas

Unidades

[g] – aceleração da gravidade

Abreviaturas

ATD - *Anthropomorphic test device*, também conhecido como *dummy*.

ELIAS - Espinha ilíaca ântero-superior

CRS - *Child restraint system*

Siglas

CID - Classificação Internacional de Doenças

Dummy - bonecos representativos de humanos para ensaios de dispositivos de retenção.

NHTSA - *National Highway Traffic Safety Administration*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Justificativas	1
1.2 Apresentação do problema	3
1.3 O estado da arte	4
OBJETIVOS	6
2 REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1 Informações epidemiológicas	8
2.2 Informações sobre o uso de assentos infantis	13
2.3 Lesões observadas em crianças que usavam o cinto de segurança	19
2.4 Atualidades sobre a avaliação dos dispositivos de retenção	25
3 MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1 Considerações iniciais	33
3.2 Estudo retrospectivo de casos	34
3.3 Avaliação dos assentos	37
3.3.1 <i>Belt fit 1</i> - Digitalização dos dados nos assentos forward-facing	38
3.3.2 <i>Belt fit 2</i> - Digitalização dos dados no booster	43
3.4 Mapeamento de Pressão	49
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1 Qualidade de informação de saúde	54

4.2 Estudo retrospectivo de casos	57
4.3 Digitalização dos dados	73
4.3.1 <i>Belt fit</i> 1 – Sistema de 5 pontos (cadeirinhas)	73
4.3.2 <i>Belt fit</i> 2 – <i>Booster</i>	81
4.4 Mapeamento de pressão – sistema de 5 pontos (cadeirinhas)	88
5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	93
5.1 Conclusões	93
5.2 Limitações do trabalho	94
5.3 Sugestões para trabalhos futuros	95
REFERÊNCIAS	97
ANEXOS	110

1 INTRODUÇÃO

1.1 Justificativas

O estudo biomecânico de assentos infantis usados para o transporte veicular de crianças foi o foco de estudo deste trabalho. A idéia inicial originou-se das muitas reclamações de familiares ou responsáveis em relação às formas de fixação dos dispositivos de retenção (chamadas cadeirinhas), ao manuseio dos componentes de retenção ou a acidentes que aconteciam com suas crianças mesmo quando estavam usando o assento infantil.

Ao longo do crescimento das crianças, diferentes dispositivos de retenção são usados justamente para amenizar os déficits anatômicos característicos da fase de crescimento. Assim, cada tipo de dispositivo contém componentes de segurança específicos para a necessidade da criança em determinadas faixas de estatura e peso. Esses componentes de segurança devem interagir adequadamente ao corpo da criança, o que garante o encaixe perfeito desta no assento.

Sabe-se que o uso do assento infantil é fundamental para prevenir lesões fatais em crianças. Além de ser fundamental, autoridades exigem que ele seja usado corretamente (NHTSA, 1996). Isso porque alguns erros relacionados ao uso dos assentos foram muitas vezes descritos (Czernakowski e Müller, 1993; Decina e Lococo, 2005; Vesentini e Willems, 2007), sendo que o uso incorreto dos dispositivos de retenção geralmente é associado ao elevado grau de severidade das lesões ocorridas em crianças no momento do impacto (Lutz et al., 2004; Javouhey et al., 2006). Segundo Brown et al. (2006A), há diferenças entre o posicionamento perfeito e quase-perfeito da criança no assento, ou seja, condições de fixação do assento no carro e da criança no assento perfeitamente adequados ou adequados em menor grau. Essa diferença pode levar à falta de proteção à criança comprometendo sua saúde.

Muitas são as dúvidas em relação ao uso dos dispositivos de retenção para crianças. O tipo de dispositivo adequado para cada faixa etária representa um dos desafios do uso correto dos assentos. A forma como a criança interage no assento, ou seja, se ela está corretamente posicionada ou usando as tiras de proteção em local específico de seu corpo também representam um grande desafio no posicionamento correto da criança nos dispositivos de retenção. Sendo assim, o estudo atual irá mostrar como pode ser feita a análise da interação entre dispositivos e crianças, pois sabe-se que a análise biomecânica dos assentos pode promover a evolução de seu *design* e, assim, otimizar a segurança da criança no transporte automobilístico.

Este trabalho está organizado em seis capítulos. O primeiro (Capítulo 1 – Introdução) descreve de um modo geral as informações relacionadas ao tema de estudo com sucinta apresentação do problema, e descrição dos objetivos. O Capítulo 2 (Revisão da Literatura) trata da revisão da literatura, com dados epidemiológicos sobre acidentes de trânsito em crianças, assuntos técnicos sobre o transporte infantil em automóveis e atualidades sobre os parâmetros usados para avaliar um dispositivos de retenção do ponto de vista biomecânico.

Em Materiais e Métodos (Capítulo 3) será mostrado como foi feita a coleta de informações sobre os achados hospitalares de crianças traumatizadas em acidente automobilístico. Também será descrita a forma de análise biomecânica dos assentos. Os métodos para realização deste trabalho foram realizados em diferentes etapas e países. A coleta de dados sobre lesões em crianças foi feita no Brasil, por revisão retrospectiva de prontuários de pacientes em hospitais da cidade de Campinas-SP e também por busca *online* de relatos de casos. Já os ensaios estáticos foram feitos no Departamento de Biociências do Instituto de Transporte da Universidade de Michigan (UMTRI), Ann Arbor-MI, Estados Unidos da América, dentro do período de 1 ano, durante o programa de Doutorado Sanduíche.

Os resultados obtidos serão mostrados e discutidos na sessão Resultados e Discussão (Capítulo 4). Dados sobre o perfil de lesões em crianças serão mostrados de

acordo com o uso de retenção, tipo de retenção usado e tipo de impacto sofrido. Também foi feita a análise qualitativa de assentos infantis do grupo I (cadeirinhas equipadas com 5 pontos), com apresentação de mensurações obtidas pela digitalização dos pontos de interesse, o que auxilia a avaliação observacional dos dispositivos. Também foram analisados os dispositivos do grupo II e III, referente aos *boosters*, qualitativa e quantitativamente. Por fim, os dados obtidos da distribuição de pressão na interface assento-*dummy* serão primeiramente apresentados.

Pode-se, então, caracterizar as lesões mais frequentes observadas em crianças, apresentadas na sessão Conclusões (Capítulo 5). O efeito biomecânico dos componentes de retenção no caso de impacto também foi associado aos achados referentes às lesões. Assim pode-se concluir sobre o efeito dos diferentes sistemas de inclinação dos assentos na pressão de contato assento-*dummy*. Muitos fatores limitantes foram encontrados neste trabalho, também descritos no Capítulo 5. Outros estudos foram sugeridos como de interesse para trabalhos futuros, originados a partir das limitações deste trabalho e também como continuação desta pesquisa, mostrados no Capítulo 5. As referências bibliográficas utilizadas neste estudo estão descritas no Capítulo 6.

1.2 Apresentação do problema

Em muitos países, os acidentes de trânsito compreendem um significativo problema de saúde pública. Estudos epidemiológicos são feitos frequentemente para avaliar a situação da morbimortalidade em relação aos vários setores do transporte, como pedestres, ciclistas, passageiros de veículos e outros, a fim de prevenir os acidentes e suas conseqüentes lesões. Para isso, programas de educação são aplicados de acordo com a necessidade local observada (Ekman et al., 2001; Thelot, 2008).

Nos dez primeiros anos de vida, diferentes tipos de dispositivos de retenção são designados para determinadas fases da criança até que o cinto adulto possa ser usado sem

a presença de assentos extras. Isso porque crianças menores de 10 anos apresentam estatura incompatível com o banco traseiro do carro (Huang e Reed, 2006) e, por isso, é imprescindível o uso dos dispositivos. Estes possuem também diferentes *designs* para melhor adaptar as características anatômicas da criança às estruturas do carro.

Porém, lesões originadas do mecanismo de ação do dispositivo no momento do impacto ainda podem ocorrer (Arbogast et al., 2007; Lee et al., 2010). Segundo Shah et al. (2005), os quais analisaram a severidade de lesão em 51 crianças menores de 3 anos de idade, graves lesões de cabeça foram observadas após acidentes automobilísticos, tanto em crianças retidas como não-retidas.

Muitas lesões observadas em crianças passageiras de automóveis podem também estar associadas ao uso incorreto dos dispositivos de retenção. Como mostraram Brown et al. (2006B) em estudo sobre a qualidade do uso de assentos infantis, a maioria das crianças observadas usavam dispositivos que seriam designados a crianças mais velhas, o que influencia significativamente o nível de proteção da criança.

Observando o grande número de lesões em crianças que usavam algum tipo de retenção em acidentes de trânsito, o estudo biomecânico dos dispositivos tornou-se necessário. Diversos estudos têm sido direcionados à análise dos *boosters* (Arbogast et al., 2005; Reed et al., 2005). No entanto, muito ainda deve ser feito em termos de avaliação para caracterizar o posicionamento adequado dos assentos com sistema de 5 pontos (cadeirinhas) usado em crianças menores de 4 anos.

1.3 O estado da arte

Segundo Bostrom e Haland (2005), os dispositivos de retenção são componentes obrigatórios para a proteção do ocupante no carro. Seu uso significa diminuir o risco de morte e diminuir o grau de severidade de lesões, mas ainda há espaço para melhorias na

segurança do passageiro. Isso porque o cinto interage com estruturas anatômicas do corpo humano e, dependendo do uso (correto ou incorreto) e da área anatômica que rodeia, diferentes consequências podem ser ocasionadas conforme a natureza do impacto.

Sendo assim, um modelo de análise biomecânica é fundamental para a execução da avaliação do dispositivo em termos de nível de segurança. Quando se trata de segurança de passageiros de veículos, tanto a biomecânica como a ergonomia (conforto) devem ser levados em consideração.

Por isso, este trabalho buscou avaliar a interação entre assento-criança, desenvolvendo um método de caracterização dos dispositivos de retenção, tanto dos assentos com sistemas de 5 pontos (cadeirinhas) quanto *boosters*.

Um modelo de avaliação do posicionamento da criança em relação ao assento é então proposto neste trabalho. De acordo com os resultados obtidos a partir da avaliação biomecânica dos assentos, em relação ao corpo da criança, pode-se prever se há conforto desta no assento e também pode-se analisar o nível de segurança proporcionada pelo *design* do assento.

Como ainda há espaço para melhorias em relação às características dos dispositivos de retenção (Bostrom e Haland, 2005), o *design* destes estão em constante desenvolvimento para reduzir a incidência e grau de severidade das lesões ocorridas em acidentes de trânsito (Arbogast e Jermakian, 2007). Sabe-se que programas de educação, leis mandatórias e fiscalizações aumentam o uso dos dispositivos (Zaza et al., 2001; O'Neil et al., 2009) e a evolução do *design* contribui na promoção da segurança (Dowd et al., 2002; Arbogast et al., 2004). A análise biomecânica proposta neste trabalho pode, então, avaliar os efeitos de mudança de *design* dos assentos e, também, contribuir para novos projetos mais seguros.

Os objetivos gerais e específicos deste estudo estão descritos a seguir.

OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é associar as lesões observadas em crianças de 0 a 9 anos de idade às características dos dispositivos de retenção dos grupos I, II e III, ou seja, cadeirinhas (Grupo I) e *boosters* (com encosto de costas e sem encosto de costas – Grupos II e III, respectivamente).

Foram objetivos específicos deste trabalho:

Objetivo 1: Análise das lesões em crianças retidas e não-retidas

O objetivo inicial deste trabalho foi avaliar o perfil de lesões em crianças passageiras de automóveis (0 a 9 anos de idade) em função do uso ou não de dispositivos de retenção infantil e direção do impacto. No caso das crianças retidas, pretendeu-se avaliar se houve associação de lesão segundo tipo de dispositivo usado.

Objetivo 2: Análise estática de assentos infantis do grupo de massa I (cadeirinhas)

O segundo objetivo deste trabalho foi caracterizar qualitativamente o posicionamento dos componentes de segurança de assentos infantis equipados com cinco pontos (cadeirinhas) em relação a marcas corpóreas pré-determinadas em um *dummy* de 3 anos. Os componentes de segurança que foram observados são as tiras de ombro, tiras abdominais, tira entre pernas e protetor lateral de cabeça.

Objetivo 3: Análise estática do *booster*, dispositivo usado para o grupo de massa II e III

Pretendeu-se caracterizar qualitativamente e quantitativamente o posicionamento das tiras de torso e abdominal do cinto adulto usado no *booster* em relação a marcas corpóreas pré-determinadas em um *dummy* de 6 anos. As condições testadas foram: uso do encosto de costas e não uso do encosto de costas.

Objetivo 4: Análise da distribuição de pressão de contato dos assentos infantis do grupo I (cadeirinhas)

A pressão de contato na interface do assento foi feita para verificar o efeito de diferentes meios de inclinação de costas dos assentos infantis do grupo I (cadeirinhas). O ensaio foi realizado usando um *dummy* de 3 anos de idade. Dois métodos diferentes de inclinação foram testados em 3 assentos: o manual, no qual a inclinação se dava por torques rotacionais e o de alavanca, no qual uma alavanca fixava 3 ângulos de inclinação.

A Tabela 1.1 mostra, resumidamente, os objetivos deste trabalho.

Tabela 1.1. Objetivos.

População/Material	Objetivos
Crianças (0 a 9 anos de idade)	Identificar o perfil das lesões causadas em crianças por acidente automobilístico
Assentos Infantis Grupo I (cadeirinhas)	Avaliação do posicionamento dos componentes de proteção; Avaliação da distribuição de pressão no contato assento-criança
<i>Booster</i>	Avaliação do posicionamento dos componentes de proteção

2 REVISÃO DA LITERATURA

Informações sobre a situação do transporte infantil se basearam em dados epidemiológicos de acidentes de trânsito em crianças passageiras de veículos, assim como o panorama atual de estudos epidemiológicos no Brasil e em outros países. Informações sobre transporte seguro infantil, leis regulamentadoras dos dispositivos de retenção e achados sobre o seu uso também serão mencionadas e atualidades sobre as formas de avaliação dos assentos e o campo hoje explorado no estudo do aperfeiçoamento dos mesmos.

2.1 Informações Epidemiológicas

Os acidentes de trânsito representam um fator causal significativo da morbimortalidade de pessoas em todo o mundo. Uma atenção especial é dada à situação da criança, considerando que, hoje, este é um tipo de acidente que representa uma das principais causas de lesões infantis (Shah et al., 2005; WHO, 2009).

Os acidentes de trânsito se contituem em causa não natural, que se enquadra no grupo das Causas Externas classificadas no Capítulo XX da Décima Revisão da Classificação Internacional de Doenças (CID - 10). As causas de mortalidade estão sucintamente descritos na Tabela 2.1, segundo o CID - 10 (2008).

Segundo a Tabela 2.1, as causas externas de morte estão classificadas no Capítulo XX, sendo subdividido em categorias, V01 a Y98. Esses códigos correspondem a diferentes tipos de causas externas, assim, o código V é atribuído aos acidentes de transporte, W e X a outras lesões acidentais, como quedas, agressões, complicações, afogamento e outras. Aos ocupantes de automóveis que apresentaram algum tipo de lesão em acidentes de trânsito (tema deste trabalho), é dado o código V40-V49.

Tabela 2.1. Lista de códigos das causas de mortalidade, CID 2008.

Capítulo	Códigos	Título
I	A00-B99	Algumas doenças infecciosas e parasitárias
II	C00-D48	Neoplasmas (tumores)
III	D50-D89	Doenças do sangue e dos órgãos hematopoéticos e alguns transtornos imunitários
IV	E00-E90	Doenças endócrinas, nutricionais e metabólicas
V	F00-F99	Transtornos mentais e comportamentais
VI	G00-G99	Doenças do sistema nervosa
VII	H00-H59	Doenças do olho e anexos
VIII	H60-H95	Doenças do ouvido e da apófise mastóide
IX	I00-I99	Doenças do aparelho circulatório
X	J00-J99	Doenças do aparelho respiratório
XI	K00-K93	Doenças do aparelho digestivo
XII	L00-L99	Doenças da pele e do tecido subcutâneo
XIII	M00-M99	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo
XIV	N00-N99	Doenças do aparelho geniturinário
XV	O00-O99	Gravidez, parto e puerpério
XVI	P00-P96	Algumas afecções originadas no período perinatal
XVII	Q00-Q99	Malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas
XVIII	R00-R99	Sintomas, sinais e achados anormais de exames clínicos e de laboratório, não classificados em outra parte
XIX	S00-T98	Lesões, envenenamentos e algumas outras consequências de causas externas
XX	V01-Y98	Causas externas de morbidade e de mortalidade
XXI	Z00-Z99	Fatores que influenciam o estado de saúde e o contato com os serviços de saúde
XXII	U00-U99	Códigos para propósitos especiais

Atualmente, a transição epidemiológica ocorre no Brasil, ou seja, houve mudanças das causas de morte ao longo dos anos, como observado por Prata (1992) e Schramm et al. (2004). As causas externas se igualaram, em proporção de óbito, a doenças infecciosas/parasitárias e doenças respiratórias, as quais representavam as principais causas de morte em crianças há mais de 10 anos atrás (Datasus, 2010). A Figura 2.1 mostra a mortalidade proporcional em crianças de 0 a 9 anos, segundo grupo de causas no período 1996-2006.

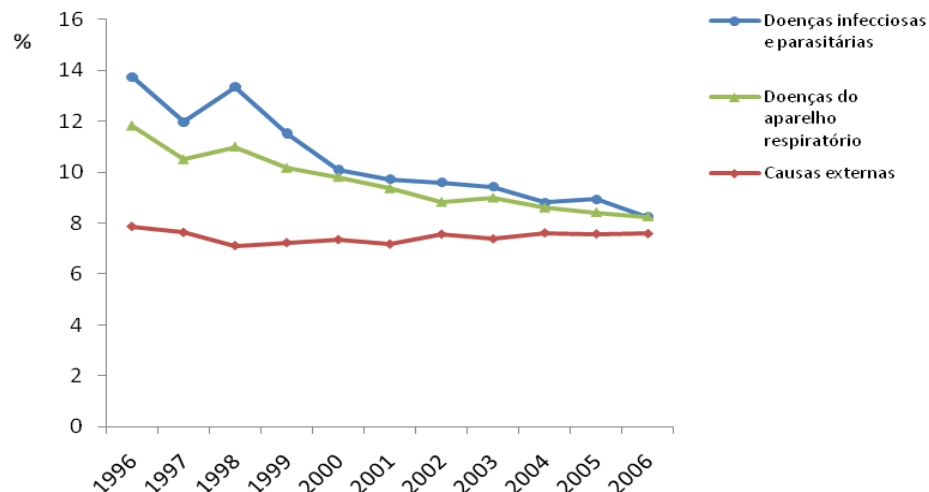


Figura 2.1. Mortalidade proporcional em crianças de 0 a 9 anos de idade segundo grupo de causas. Datasus, 2010.

De acordo com a Figura 2.1, a incidência de óbitos causados por patologias diminuíram consideravelmente durante o período 1996-2006, período mais recente disponível pelo Datasus para os dados de interesse. No entanto, a incidência de mortes por causa externa se manteve estável, o que indica resultados positivos em relação ao avanço da medicina e medidas preventivas quanto às doenças infecciosas/parasitárias e do aparelho respiratório, porém retrata o descuido referente a uma causa evitável de morte em menores, que compreendem todos os grupos de causas externas, entre elas os acidentes de trânsito.

Ao se observar a mortalidade segundo a faixa etária, tem-se que os acidentes de transporte (considerando-se todas as categorias de acidente de transporte terrestre) são a principal causa de morte na faixa etária de 5 a 19 anos de idade, enquanto as doenças infecciosas e do aparelho respiratório ainda são a causa mais comum de morte nos primeiros cinco anos de vida. A Figura 2.2 mostra o número de mortes na faixa etária de 0 a 19 anos, no ano de 2008, por grupos de causa (Datasus, 2010). Neste caso, considera-se todas as causas de acidente de trânsito incluindo pedestres, ciclistas, passageiros de caminhões, caminhonetes, carros e outros.

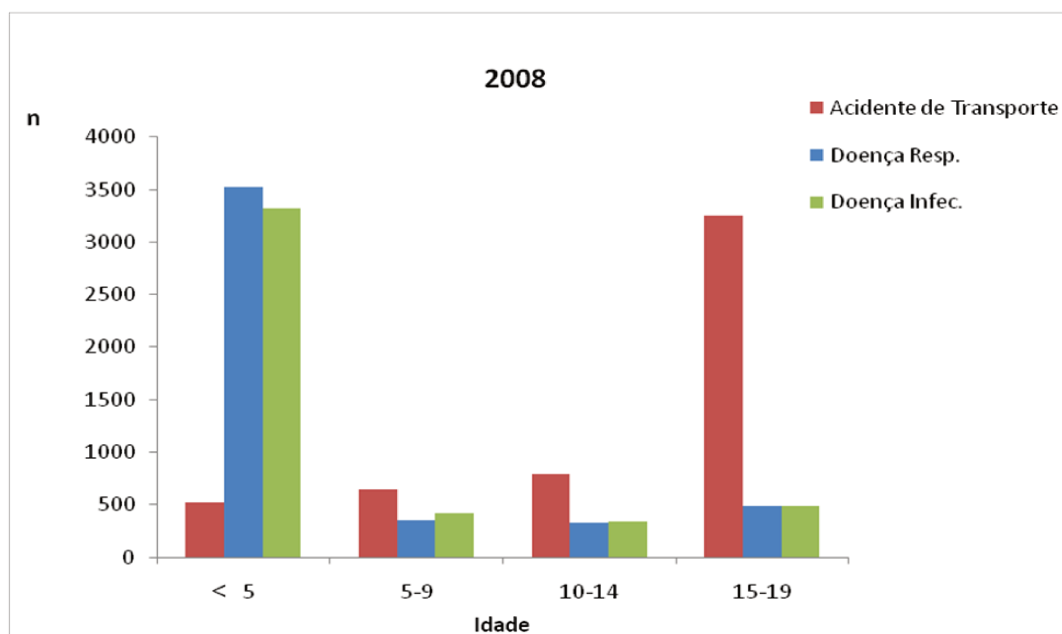


Figura 2.2. Número de mortes na faixa etária de 0 a 19 anos de idade por grupo de causas. Datasus, 2010.

Ao analisar os casos de óbitos por categorias referentes aos acidentes de transporte, tem-se a Tabela 2.2, mostrando que, dentre os óbitos ocorridos por acidentes de transporte com crianças de 0 a 9 anos em 2008, a maioria delas era pedestre. Em segundo lugar, com frequência ordinal de acontecimentos, estão as crianças passageiras de automóveis.

Tabela 2.2. Óbitos em número (n) e em porcentagem (%) por categoria de causas em crianças de 0 a 9 anos de idade no ano de 2008. Datasus, 2010.

Grupo CID 10	(n)	%
Pedestre	513	59,2
Ocupante de automóvel	280	32,3
Ciclista	45	5,2
Motociclista	28	3,2
Total	866	99,9

Assim como os dados mostrados na Tabela 2.2, Souza et al. (2007) já haviam observado, em 2003, que os acidentes de trânsito em passageiros de automóveis estão entre a segunda maior causa de óbito na faixa etária de 0 a 14 anos, sendo a primeira causa de morte desta faixa etária relacionada ao atropelamento.

Segundo as estatísticas do Departamento de Trânsito dos Estados Unidos - NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*), 26.700 pessoas morreram como ocupantes de veículos em acidentes de trânsito, no ano de 2008, nos Estados Unidos. Para o mesmo período, a taxa de mortalidade de crianças fatalmente acidentadas como passageiras chegou a 3 por 100.000 crianças (NHTSA, 2010).

No Brasil, segundo o Datasus (Banco de Dados do Sistema Único de Saúde), 12.556 pessoas foram internadas por acidente automobilístico como ocupantes de veículo em 2009, entre elas, 687 eram crianças entre 0 a 9 anos (Datasus, 2010). Os acidentes de trânsito, além de representarem um problema de saúde pública, representam também um grande impacto econômico para o país. No ano de 2003, um total de R\$ 5,3 bilhões foram gastos somente com consequências dos acidentes de trânsito, como custos médico-hospitalares, danos à propriedade, perda de função entre outros (Denatran, 2009). Nos EUA, esse valor chegou a R\$ 400 bilhões no ano de 2000 (NHTSA, 2002).

Atualmente, muitos estudos sobre a morbimortalidade em crianças por acidente automobilístico são analisados para fins epidemiológicos nos diversos países desenvolvidos e em desenvolvimento. Segundo Ekman et al. (2001) somente a situação local pode gerar programas efetivos de prevenção e educação no trânsito.

Como resultados de programas de intervenção na Suécia, Ekman et al. (2001) observaram uma diminuição na taxa de mortalidade de crianças no período 1970-1996, logo após a promoção do uso de dispositivos de retenção, tanto nos bancos traseiros, como dianteiros de automóveis.

Em um estudo de revisão de literatura, Turner et al. (2005) identificaram uma redução significativa do risco de lesão na comunidade alvo após a implementação de um programa baseado no incentivo do uso de dispositivos de segurança na Austrália.

Thelot (2008) avaliou as lesões causadas por acidentes de trânsito em crianças francesas, no ano de 2006, mostrando o alto número de traumas em todas as faixas etárias. Para esse autor, o estudo epidemiológico detalhado de causa e efeito é necessário para prevenção e promoção da saúde.

Do mesmo modo, Salvanari et al. (2009) introduziram um programa de prevenção de acidentes de trânsito em Maringá-PR (Brasil) com base no modelo americano “*Think First*”, um programa de prevenção de lesões no trânsito relacionado principalmente a lesões cerebrais (TBI – *Traumatic Brain Injury*). No período pós-intervenção, pôde ser evidenciado então, uma redução consistente na severidade de traumas após a implementação do programa. Segundo esses autores, os acidentes de trânsito são responsáveis pela maioria das mortes causadas em crianças na primeira década de vida.

Assim como os estudos anteriores, Louis et al. (2008) promoveram um programa de aumento do uso do assento *booster* em crianças de 4 a 8 anos em Michigan (EUA). Após a conclusão do programa, os autores identificaram um aumento no número de crianças que usavam o dispositivo.

Dessa forma, evidencia-se que, com base nos achados epidemiológicos locais, pode-se traçar o programa de intervenção populacional específico e assim, promover o uso correto de dispositivos de retenção e melhorar a situação do transporte infantil prevenindo lesões traumáticas.

2.2 Informações sobre o uso de assentos infantis

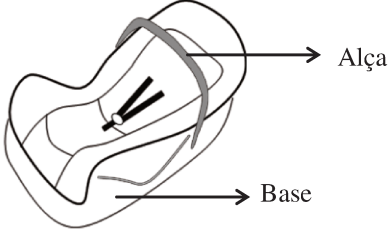
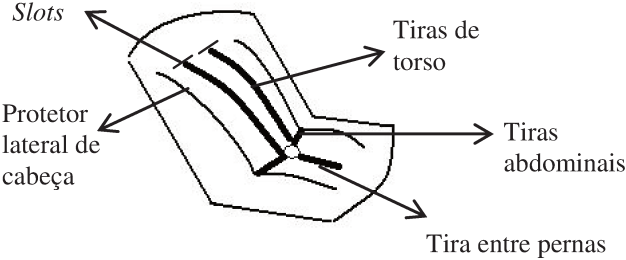
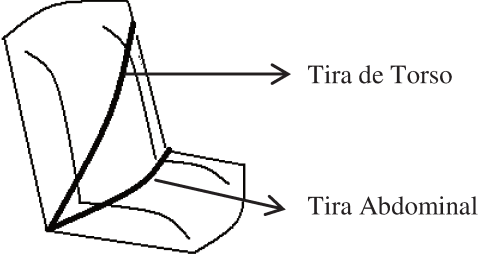
As leis regulamentadoras do uso de assentos infantis variam entre países. No Brasil, a lei exige que crianças de até 10 anos devem ser transportadas em assentos próprios de retenção para automóveis (Conatran, Resolução 277, Maio/2008). No entanto, a norma que padroniza a qualidade e uso de assentos infantis segue as regulamentações européias, e exige que crianças de até 36kg, ou 7,5 anos de idade, sejam transportadas em dispositivos de retenção (NBR 14400). Nos Estados Unidos, crianças até 8 anos de idade devem usar o sistema de retenção (NHTSA, 2008). Na União Européia, crianças de até 36kg devem ser transportadas em dispositivos próprios para cada faixa etária (ECE R44).

A Tabela 2.3 mostra os tipos de assentos obrigatórios por lei para uso da criança durante o transporte automobilístico, sua graduação de acordo com a estatura da criança ou grupos de massa (segundo a NBR 14400), e seus respectivos componentes de segurança que serão muitas vezes mencionados neste trabalho.

Sabe-se que dispositivos de retenção próprios para cada faixa etária ajudam a prevenir lesões no caso de acidentes de trânsito. O uso do *booster* diminui em 75% o risco de lesão em crianças de 4 a 8 anos de idade (Winston et al., 2000). Em crianças menores, o sistema de 5 pontos (*harness*) diminui o risco de internação hospitalar em até 79% (Arbogast et al., 2004).

As normas que regulamentam os assentos infantis para sua legalização no mercado também variam. No Brasil, utiliza-se a norma da ABN NBR 14400 (1999), que segue os mesmos padrões da norma européia ECE R44. Nos EUA, a norma utilizada é a *Federal Motor Vehicle Safety Standard* (FMVSS 213, 2005), da *National Highway Transportation Safety Administration*. Elas diferenciam entre si quanto às configurações do ensaio e formas de avaliação do assento. Em relação ao ensaio de assentos infantis virados para frente (*forward facing*), tais diferenças estão descritas na Tabela 2.4.

Tabela 2.3. Grupos de massa e respectivo tipo de assento usado com os respectivos componentes de segurança, NBR 14400 (1999).

GRUPOS DE MASSA	TIPOS DE ASSENTOS E COMPONENTES DE SEGURANÇA
Grupo 0 Até 10kg Até 9 meses de idade Virados para trás	 Alça Base
Grupo 0+, I 9kg até 18kg De 9 meses a 3 anos de idade	 Slots Protetor lateral de cabeça Tiras de torso Tiras abdominais Tira entre pernas
Grupo II 15kg até 25kg Virados para frente Até 5 anos Uso do cinto adulto	 Tira de Torso Tira Abdominal
Grupo III 22kg até 36kg Virados para frente Até 7,5 anos de idade Uso do cinto adulto	 Tira de Torso Tira Abdominal

*Slots são os furos de passagem das tiras de torso nos assentos equipados com sistema de 5 pontos.

** Grupo 0+ tem direção contrária ao sentido do carro.

Tabela 2.4. Configurações de ensaio para assentos *foward-facing*, segundo FMVSS 213 e NBR 14400.

REQUISITOS	FMVSS 213	NBR 14400
<i>Configuração do ensaio</i>		
Velocidade (km/h)	48	50
Aceleração (g)	25	28
Fixação no banco	Âncoras inferiores, <i>Latch</i> , <i>Tether</i> + 2 pontos, 2 pontos (Anexo A)	3 pontos, 2 pontos
<i>Análise dos Resultados</i>		
Integridade do Sistema	Não separação de qualquer parte do assento	Não separação de qualquer parte do assento
	Permanecer na mesma posição estabelecida antes do ensaio	
	Não permitir ângulo entre encosto de costas e base do assento menor que 45°	
Critério de Lesão	Limitar aceleração de cabeça em 1000g	Limitar aceleração do tronco em 55g
	Limitar aceleração do tronco em 60g	Identificar sinais visíveis de lesão no abdômen
	Limitar HIC ₃₆ em 1000g	
Excursão do Ocupante	Excursão horizontal da cabeça = 813mm	Excursão horizontal da cabeça = 550mm
	Excursão horizontal do joelho = 915mm	

**Latch* = sistema de âncoras que fixam o assento ao carro (Anexo A);

**2 pontos = tira abdominal, apenas;

***HIC₃₆ = *Head Injury Criterion*, cálculo da resultante de aceleração da cabeça em dois pontos no tempo, ou seja, t1 e t2, separados por não mais que 36 milissegundos, sendo t1 menor que t2.

De acordo com a Tabela 2.4, pode-se notar diferenças consideráveis entre as normas, principalmente no que se trata dos quesitos “configuração do assento” e

“critérios de lesão”. Alguns experimentos já mostraram que diferenças nas configurações de ensaio podem influenciar drasticamente na performance dos assentos. Klinich et al. (2003) mostraram que a excursão lateral da cabeça no ensaio de impacto lateral pode ser amenizada conforme a fixação do assento. Esses autores mostraram que, quando fixado com cinto de 3 pontos, sendo a tira de torso fixada do mesmo lado do impacto testado, o assento (*forward-facing*) produziu menor excursão lateral de cabeça, independente do modelo de assento testado. O uso do “*tether*” (faixa ligando a porção superior do assento com a âncora do carro - Anexo A) junto ao cinto de 3 pontos também mostrou ser eficaz na redução da excursão lateral de cabeça.

Analizando as configurações de ensaio de assentos brasileiros, Loffredo et al. (2009) observaram que a maioria dos dispositivos de retenção são fabricados para serem fixados no carro com a configuração de três pontos, apenas. Considerando a configuração dos bancos traseiros da maioria dos carros brasileiros, em que a posição central ainda é equipada com cinto de 2 pontos, testes com essa configuração de fixação também deveriam ser considerados, já que existe a possibilidade de erro por parte do usuário. Além disso, Bell e Burleigh (1997) afirmam que somente as condições locais devem ser levadas em conta para o *design* perfeito de dispositivos de retenção, ou seja, eles devem ser fabricados de acordo com as possibilidades de fixação presente do mercado. Além disso, alguns estudos já mostraram que o banco traseiro central do carro é a região mais segura para crianças (Howard et al., 2004; Lardelli-Claret et al., 2006), portanto deveria ser configurada para serem instalados os dispositivos de retenção.

Em relação ao posicionamento no carro, os assentos devem ser fixados seguindo as leis locais de uso. Muitos estudos já mostraram que o banco traseiro do carro é o lugar mais seguro para a criança (Berg et al., 2000; Glass et al., 2000), diminuindo em 40% o risco de sofrerem lesões (Durbin et al., 2005). Howard et al. (2004) ainda mostraram que especificamente o banco central traseiro do carro é uma posição altamente segura para instalar o assento infantil ou posicionar a criança. Essa afirmação foi baseada na hipótese de que, se houver impacto, a criança pode ter contato direto com elementos do carro se posicionada nas laterais.

Além dos desafios de engenharia em se desenvolver um dispositivo de retenção infantil seguro, há também uma grande barreira referente à educação populacional quanto ao uso dos assentos. Atualmente, sabe-se que muitas lesões ocorrem em crianças passageiras de automóveis no momento do impacto e que ocorre basicamente pela negligência no uso do dispositivo de retenção (Vesentini e Willems, 2007; Lardelli-Claret et al., 2006), ou pelo uso incorreto dos mesmos (Brown et al., 2008; Lee et al., 2008; Snowden et al., 2008).

Segundo a NHTSA, a orientação imprópria dos assentos infantis e o posicionamento incorreto das tiras do cinto, seja do sistema de cinco pontos ou cinto adulto, são as formas mais comuns do uso incorreto dos dispositivos de retenção. De acordo com Decina e Lococo (2005), o posicionamento impróprio do sistema de cinco pontos em relação à criança e a frouxidão do cinto do carro que fixa a cadeirinha são erros mais comuns encontrados em assentos infantis (*foward-facing*), como também observado por Beringer-Brown et al. (2005).

Ainda em relação aos assentos infantis equipados com 5 pontos, Arbogast e Jermakian (2007) verificaram que mesmo usando o sistema LATCH de fixação (Anexo A), este ainda pode ser instalado erroneamente provocando lesões em crianças no momento do impacto. Para Czernakowski e Müller (1993), quanto maior o número de opções para ajustar o assento infantil e o cinto à criança, maior é a chance de erro de instalação.

Do mesmo modo, O'Neil et al. (2009) observaram as características do uso incorreto do cinto adulto em crianças que usavam o *booster*. Os erros mais comuns encontrados foram o mau posicionamento das tiras do torso e abdominal. Muitas vezes, a criança posiciona a tira de torso atrás das costas. Já em relação à tira abdominal, o maior erro encontrado foi posicioná-la muito acima na região do abdômen, tanto em cintos de 3 pontos quanto de 2 pontos (Arbogast et al., 2005; Reed et al., 2005).

Segundo relatórios da NHTSA, muitos erros relacionados ao uso de dispositivos de retenção tem sido reportados nos anos mais recentes. Esses erros são encontrados tanto para assentos infantis de cinco pontos (chegando a 80% dos casos observados) quanto para *boosters*, com o uso do cinto adulto (NHTSA, 1996).

Para comprovar a alta ocorrência do uso incorreto de assentos infantis, Duchossois et al. (2008) planejaram um programa de intervenção no qual participantes fixavam o assento no carro antes e após treinamento. Como esperado, vários tipos de uso incorreto foram observados antes do treinamento, como frouxidão na fixação no carro e posicionamento das tiras do sistema de cinco pontos incorreto. Sendo assim, o uso correto do assento infantil deve ser considerado tão importante quanto a prática de seu uso na prevenção de acidentes com crianças.

2.3 Lesões observadas em crianças que usavam o cinto de segurança

Embora Porter e Zhao (1998) terem mostrado que o uso do cinto de segurança não serve como base discriminativa para identificar lesões específicas do cinto de segurança, constatando que os mesmos tipos de lesões foram encontradas tanto em passageiros que usavam o cinto quanto em passageiros que não usavam nenhum tipo de retenção durante o impacto, algumas lesões já são conhecidas como lesões características ocasionadas pelo cinto de segurança e hoje são identificadas como a “síndrome do cinto de segurança” (Lane, 1994).

Em 1948, Chance (1948) descreveu um tipo de fratura da coluna vertebral causada pelo mecanismo de flexo-distensão. Esse tipo de fratura ficou então conhecida como *chance-fracture* e geralmente estava associada ao uso do cinto de segurança de dois pontos. Segundo Chance (1948), essa fratura é causada pela flexão excessiva em torno de um eixo de rotação formado pelo cinto havendo distensão das partes posteriores das estruturas envolvidas na coluna vertebral.

O quadro clínico das *chance-fractures* caracteriza-se pela separação horizontal da vértebra, começando pelo processo espinhoso ou pedículo e se estende anteriormente para o corpo vertebral. O corpo vertebral tende a ser comprimido anteriormente no momento de hiperflexão da coluna podendo apresentar uma fratura compressiva na sua região anterior, enquanto que as estruturas posteriores da vértebra são distendidas.

A Figura 2.3 mostra uma imagem de Tomografia Computadorizada (CT) de uma paciente vítima de acidente automobilístico, mostrando *chance fracture* típica da coluna lombar.



Figura 2.3. Imagem de CT mostrando típica *chance-fracture* da coluna lombar em um paciente adulto. A flecha mostra a fratura iniciada na região posterior da vértebra (processo espinhoso) estendendo-se para o corpo vertebral. Bernstein et al., 2006.

As fraturas por hiperflexão (*chance-fractures*) eram até então observadas apenas em adultos. Outras lesões também foram associadas ao uso do cinto de 2 pontos no adulto, como as lesões abdominais (Cocke e Meyer, 1963).

As lesões em crianças devido ao uso do cinto de 2 pontos somente entraram em evidência no final da década de 80 (Taylor e Eggli, 1988). Porém, Smith e Kaufer (1969), estudando casos de pessoas que tiveram fraturas da coluna lombar em acidentes automobilístico e que estavam usando cinto de dois pontos, encontraram um caso no qual uma criança de 9 anos apresentava ruptura dos elementos posteriores das vértebras lombares L2 e L3.

Posteriormente, Hubbard (1974) também observou alguns casos de *chance fracture* em crianças de 3 a 16 anos causada por acidente automobilístico (7% da amostra de 42 casos). As crianças que usavam cinto de segurança tiveram fraturas torácicas e lombares. Da mesma maneira, Blasier e Lamont (1985) encontraram um caso de *chance fracture* da quarta vértebra lombar em uma criança de 6 anos que estava posicionada no banco traseiro do carro e que usava cinto de dois pontos.

Dos 365 casos clínicos estudados por Taylor e Eggli (1988) para avaliar lesões traumáticas em crianças, cinco casos (1,4%) eram da faixa etária entre 5 e 14 anos que usavam o cinto de segurança e sustentaram fraturas lombares após acidente automobilístico.

Até então, as fraturas da coluna lombar ainda eram as mais conhecidas. Em 1991, Hayes et al. (1991) observaram que lesões da coluna lombar causadas pelo cinto de 2 pontos geralmente vinham acompanhadas de lesão abdominal. Do mesmo modo, Rumball e Jarvis (1992) estudaram 10 casos de crianças que passaram por acidente automobilístico e que usavam cinto de segurança de dois pontos. As fraturas lombares ocorreram entre L2 e L3, sendo que lesões da parede abdominal foram observadas em todos os casos. Adaptou-se, então, o termo “síndrome do cinto de segurança” para as lesões da coluna lombar que estavam associadas com lesões abdominais também para as crianças (Lane, 1994).

A Figura 2.4 mostra os sinais abdominais de lesão após acidente de trânsito e uso do cinto de 2 pontos.

Ainda na década de 90, Hoy e Cole (1993) observaram outro tipo de lesão que ocorria em crianças que usavam tanto o cinto adulto de 3 pontos ou o sistema de 4 pontos (hoje o sistema de 4 pontos é conhecido como sistema de 5 pontos, ou cadeirinhas). Esses autores fizeram um estudo retrospectivo de crianças vítimas de acidente automobilístico e notaram que 1,3% das crianças sofreram lesões da coluna cervical.



Figura 2.4. Lesão abdominal após acidente automobilístico. Dodds et al., 2006.

Outros casos de lesões da coluna cervical também foram identificados em crianças menores de 3 anos que usavam sistema de cinco pontos após acidente automobilístico (Steele e Aks, 1995; Winter et al., 2003).

Beringer-Brown et al. (2005) avaliaram um caso de acidente automobilístico no qual uma criança de 18 meses que usava o sistema de cinco pontos foi traumatizada em um impacto frontal. A criança teve lesões severas, como fraturas de crânio e lesões intracerebrais.

Deutsch e Badawy (2008) analisaram um caso de criança de 5 anos de idade que usava apenas o cinto de 3 pontos. Após colisão frontal, a criança teve lesões sérias da coluna cervical, indicativas de fratura e de edema de medula. Segundo esses autores, o uso incorreto do cinto de segurança pode ter sido o fator causal para tal lesão.

Para classificar as lesões ocorridas por acidente automobilístico, foram desenvolvidos índices para padronizar o nível de gravidade do trauma. O AIS (*Abbreviated Injury Scale*) foi primeiramente introduzido em 1971 para fornecer dados precisos sobre o nível de severidade das lesões e também para padronizar referências para descrever lesões ocorridas por acidente automobilístico. Vários órgãos e instituições contribuíram para desenvolver a escala de lesões, como a Associação Americana de

Medicina (AMA), Associação Americana de Medicina Automotiva (AAAM), Sociedade de Engenheiros Automotivos (SAE) entre outros. Conhecido no Brasil como índice de gravidade anatômico, as lesões podem ser numericamente classificadas entre 1 (menos severas) e 6 (severas, não sobrevivente). As lesões são classificadas de acordo com o acometimento por área anatômica (Anexo B). Para avaliar a situação geral do paciente, tem-se o ISS (*Injury Severity Score*) que usa de métodos matemáticos para avaliar o grau de severidade geral do paciente unindo todas as regiões anatômicas acometidas e rotuladas pelo AIS (Anexo B).

Arbogast et al. (2007) observaram lesões em crianças menores de 12 anos que tinham sofrido acidente automobilístico e que estavam usando cinto de segurança no momento do acidente. Todas as crianças tiveram lesão AIS ≥ 2 em órgãos abdominais. Do mesmo modo, Lutz et al. (2004) encontraram lesões abdominais AIS ≥ 2 em crianças retidas, de 4 a 15, anos após acidente automobilístico. Louman-Gardiner et al. (2008) avaliaram lesões entre passageiras de automóveis de 3 a 16 anos, que, após acidente automobilístico, apresentaram fraturas vertebrais AIS2. Segundo Lutz et al. (2004) lesões classificadas com AIS2 são consideradas significativas para o estado de saúde da criança.

Javouhey et al. (2006) compararam os efeitos do acidente automobilístico entre menores de 15 anos e adultos. Segundo os autores, o risco de lesões fatais diminui em pessoas que usavam o dispositivo de retenção, porém, dentre as crianças que tiveram índice ISS ≥ 16 , estavam crianças retidas e não-retidas, não apresentando diferenças significativas entre esses grupos. Em comparação com os adultos, as crianças retidas (5-9 anos) tinham quase 3 vezes mais chance de sustentar lesões abdominais AIS ≥ 2 , e também apresentaram maior tendência de sofrer lesões de cabeça AIS ≥ 2 .

Ainda recentemente, acreditava-se que as lesões secundárias ao impacto que envolvem o cinto adulto somente estavam associadas com o chamado efeito submarino, em que a pelve escorrega por baixo da tira abdominal no momento do impacto e o tronco se reclina para trás, Figura 2.5 (Arbogast et al., 2007). O efeito submarino também pode ocorrer com o uso do sistema de 5 pontos (cadeirinhas), e já foi observado na década de

90 (Czernakowski e Müller, 1993). Brown et al. (2010) também observaram maior chance de ocorrer o efeito submarino em sistemas de 4 pontos, usados como assessorio ao cinto adulto ou booster em *dummies* de 6 anos.

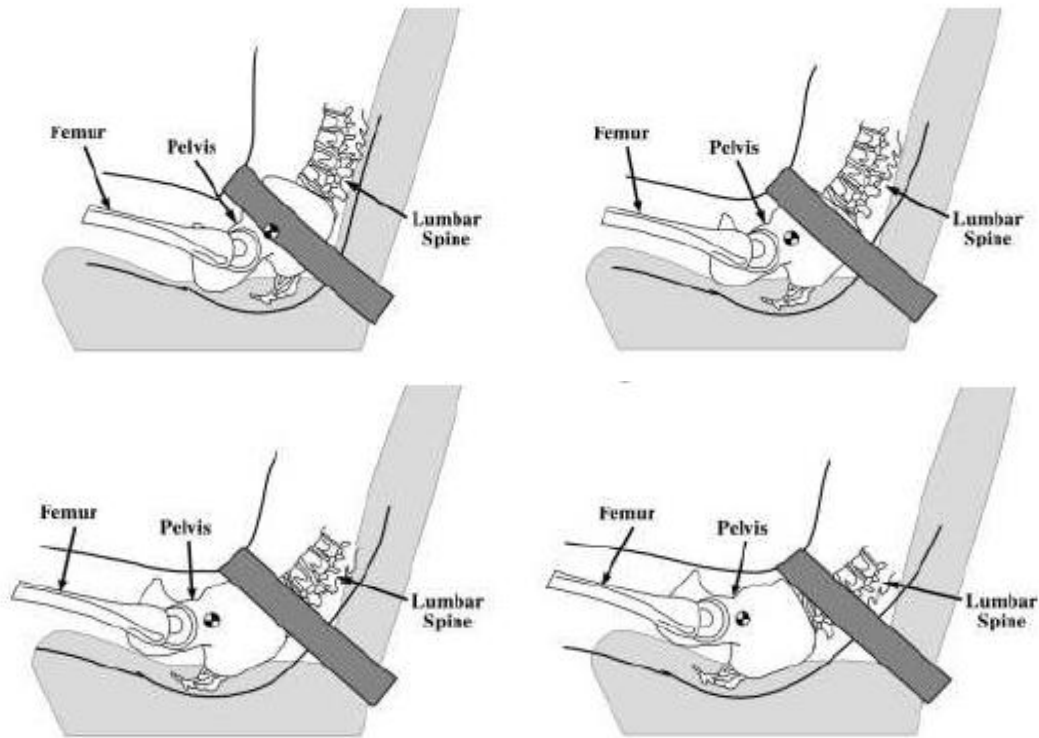


Figura 2.5. Sequência do efeito submarino clássico em que a pelve escorrega por baixo da tira abdominal do cinto adulto com o torso reclinado para trás.

Arbogast et al. (2007) conduziram um estudo sobre lesões em crianças passageiras de automóveis e concluíram que a pressão exercida pelo cinto no momento do impacto diretamente no órgão lesado foi o mecanismo de ação mais comum que levou à lesão. Sendo assim, as lesões foram causadas pela força de compressão da tira abdominal e de torso do cinto.

Por isso, o estudo de fatores biomecânicos relacionados aos componentes de segurança dos dispositivos de retenção tem ganhado amplo interesse no campo da segurança no transporte. Assim, o posicionamento das tiras, seja do cinto adulto ou sistema de cinco pontos (cadeirinhas), é um importante fator a ser analisado. Já se sabe

que os efeitos do cinto de segurança devem ser otimizados pelas áreas corpóreas que percorrem, e que, áreas rígidas de tecido ósseo são preferidas para absorção de energia no impacto, protegendo assim áreas de tecido mole.

2.4 Atualidades sobre a avaliação dos dispositivos de retenção

Nos períodos mais recentes, tornou-se frequente a observação do uso inadequado de dispositivos de retenção em crianças devido ao alto número de lesões encontradas (NHTSA, 1996). Muitas vezes a criança era observada no carro usando um dispositivo designado a crianças mais velhas. Esse fato ficou, então, sendo chamado como graduação prematura dos dispositivos de retenção (Vesentini e Willems, 2007), um dos meios incorretos de uso do dispositivo de retenção observados por relatórios técnicos da NHTSA (1996).

Muitos estudos têm analisado a biomecânica dos componentes de proteção do cinto analisando-se o local da passagem das tiras pelo corpo da criança para tentar otimizar seu efeito por meio do uso correto e, assim, evitar lesões secundárias ao impacto (Arbogast et al., 2005; Reed et al., 2009A). Essa nova forma de analisar e reavaliar os dispositivos de retenção foi necessária devido à freqüente ocorrência de lesões encontradas em crianças mesmo quando usavam o dispositivo de retenção (Lutz et al., 2004; Ceroni et al., 2004; Choit et al., 2006; Mulpuri et al., 2007).

Com isso, Huang e Reed (2006) avaliaram dados antropométricos de crianças e adolescentes entre 2 e 18 anos em relação às dimensões dos bancos traseiros de 56 modelos de carros. Esses autores notaram uma grande desproporção entre as dimensões do carro e destes passageiros, o que ocasiona má postura, afetando assim, seu nível de segurança por causar mal posicionamento do cinto em seu corpo.

Sendo assim, a caracterização da postura da criança em relação ao uso do cinto adulto foi estudada qualitativamente por Reed et al. (2005) e está mostrado na Figura 2.6. Os padrões de postura adquiridos pela criança no carro com e sem o uso de *booster* pode ser avaliado.

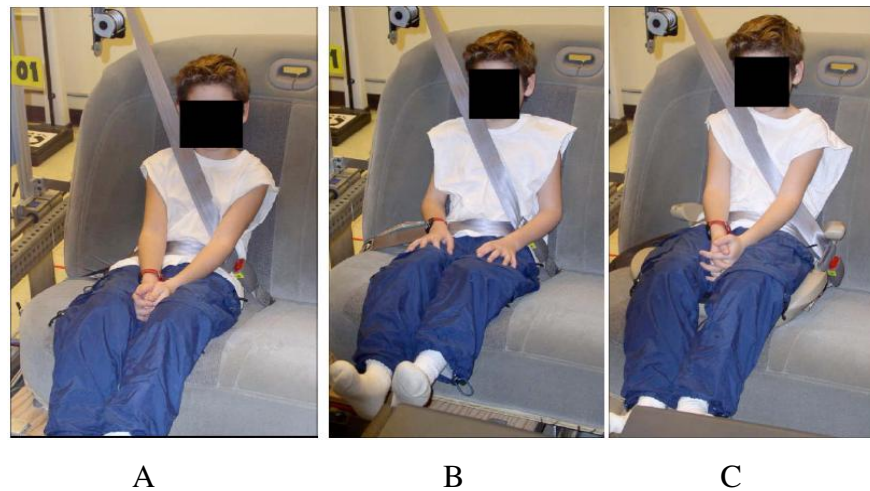


Figura 2.6. Comparação entre os posicionamentos da criança no banco traseiro do carro. Reed et al., 2005.

Conforme a Figura 2.6, observa-se que existe uma diferença na altura da criança de acordo com o tipo de postura e também no posicionamento do cinto nas diferentes configurações testadas, sendo que em A, a criança escolheu a posição, em B, a criança foi instruída a sentar corretamente, e em C, a criança está sentada no *booster*. Percebe-se que há diferenças quanto à passagem das tiras do cinto adulto pelo corpo da criança, e a melhor delas é observado em C, na qual a tira de torso passa um pouco mais distante do pescoço e a tira abdominal está direcionada inferiormente em relação às posturas A e B.

A partir do estudo da postura da criança e da passagem das tiras do cinto, pontos específicos no corpo da criança foram identificados como sendo pontos-chave para absorção de impacto. Dessa forma, conforme a passagem do cinto em relação a pontos específicos de seu corpo, pode-se classificar seu uso como adequado ou inadequado, dependendo das áreas anatômicas que rodeiam.

Segundo Reed et al. (2009A), o bom posicionamento do cinto é caracterizado pela passagem das tiras abdominais e de torso em áreas de estruturas ósseas que podem tolerar cargas recebidas do impacto sem causar lesões. Como já observado por Arbogast et al. (2005) essas áreas representam as espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) do osso do quadril e o ponto médio entre os ombros, ou seja, o osso esterno na altura do manúbrio (Anexo C), para as tiras abdominais e de torso, respectivamente.

Algumas características anatômicas dessas regiões são demonstradas nas Figuras 2.7 e 2.8. De acordo com a Figura 2.7, o manúbrio é a porção superior do esterno e representa o ponto médio do tórax no plano frontal.

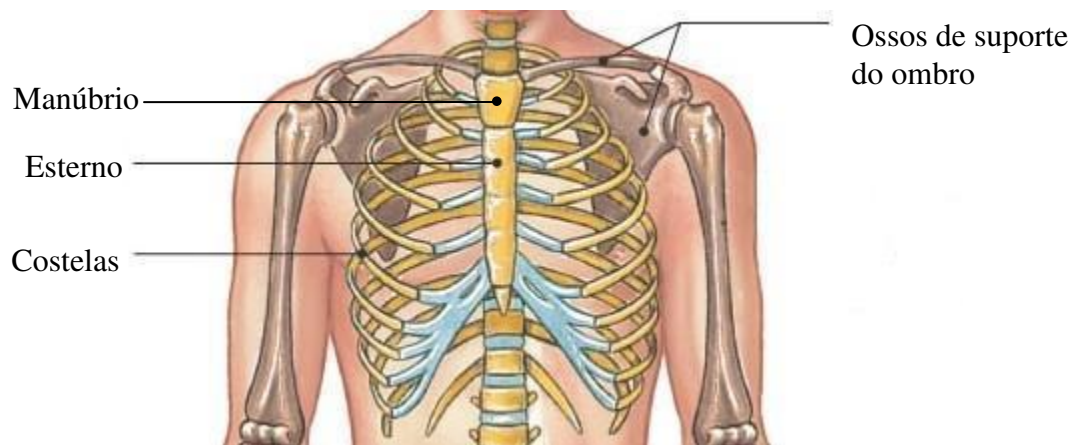


Figura 2.7. Anatomia do tórax.

A Figura 2.8 mostra a anatomia da região pélvica delimitada pelo osso do quadril, sacro e cóccix. As espinhas ilíacas antero-superiores (EIAS) representam a extremidade anterior do osso do quadril e são palpáveis.

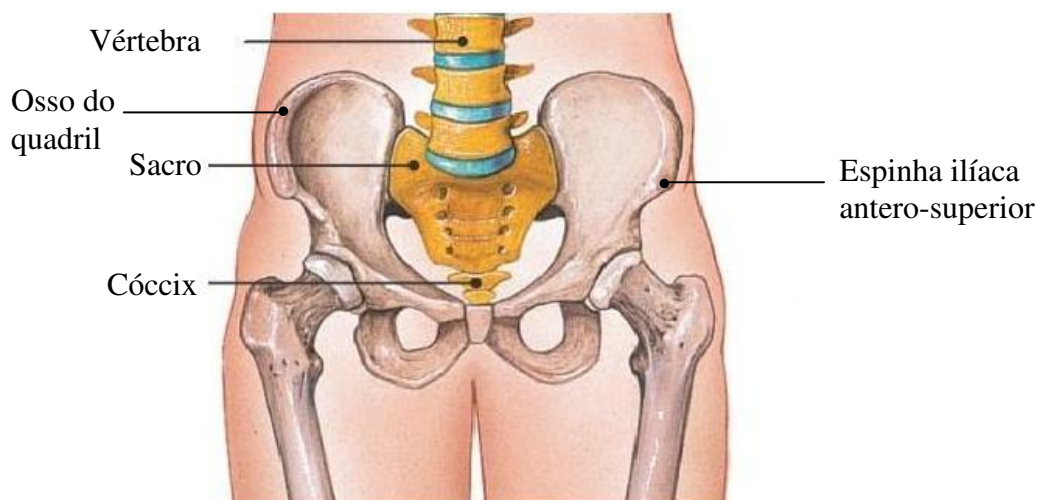


Figura 2.8. Anatomia da região pélvica.

Reed et al. (2008) analisaram numericamente o posicionamento (*belt fit*) do cinto adulto de 3 pontos em função desses pontos de referência em crianças e ATDs (*Anthropomorphic Test Devices*, ou *dummies*) de 6 e 10 anos de idade. O *belt fit* das tiras de torso e abdominal do cinto adulto foi pontuado estaticamente em crianças em função dos vários modelos de *boosters* disponíveis no mercado americano, pontuando negativamente situações em que o cinto não foi usado corretamente e pontuando positivamente situações em que o cinto está adequadamente posicionado, sendo o manúbrio e as EIAS os pontos de referência. Para isso, usou-se um equipamento de digitalização de coordenadas que mostra o local exato da passagem do cinto em áreas anatômicas específicas. Os resultados desse trabalho mostraram que a pontuação das tiras do cinto mostrou ser dependente do uso do *booster*, apresentando melhores pontuações neste caso. A estatura da criança também influenciou o posicionamento da tira abdominal e torso, sendo que crianças maiores apresentaram melhores pontuações. O *design* do assento foi outro fator associado ao *belt fit*, no qual as guias de passagem do cinto podem melhorar a passagem do cinto no corpo da criança, melhorando a segurança e o conforto.

Quando analisado o *belt fit* em *dummies*, a presença do encosto de costas mostrou melhorar o posicionamento das tiras de torso. Segundo Reed et al. (2009A), as

características do *design* do *booster* são responsáveis pelo posicionamento adequado do cinto.

O'Neil et al. (2009) investigaram a forma de uso do cinto adulto em crianças que usavam o *booster* por meio de observação *in situ* no estado de Indiana (EUA), em ambas populações urbanas e rurais. Os autores verificaram uma alta frequência de uso incorreto do cinto adulto nessas crianças. Os erros mais comuns observados foram posicionar a tira de torso sobre o descanso de braço do *booster*, posicionar a tira do torso distante da linha média (manúbrio), frouxidão das tiras, posicionar a tira de torso atrás das costas ou em baixo do braço. Pelo menos um erro quanto ao uso do cinto adulto foi observado em 65% das crianças.

Brown et al. (2009) avaliaram 17 *boosters* em impactos frontais para examinar dinamicamente os efeitos do posicionamento do cinto adulto oferecido por cada tipo de *booster*. Pôde ser observado diferentes níveis de proteção promovidos pelos assentos, sendo que a maioria dos *boosters* não mantiveram bom *belt fit* do cinto adulto durante o impacto.

Devido a frequentes observações do uso incorreto do cinto adulto, recentemente Brown et al. (2010) estudaram os efeitos do uso concomitante de cintos assessórios ao uso do cinto adulto ou *booster*. Com isso, foi avaliado um sistema de 4 pontos que poderia ser usado junto com o cinto adulto em um *dummy* de 6 anos de idade executando ensaios dinâmicos de impacto frontal. Os resultados mostraram que o uso do sistema de 4 pontos não promoveu melhor performance que o cinto adulto de 3 pontos, podendo inclusive provocar o efeito submarino mais facilmente. Além disso, as tiras abdominais poderiam ser posicionadas muito acima no abdômen, permitindo maiores excursões do *dummy*.

Com isso, as questões relacionadas ao uso correto de *boosters* e assim, do cinto adulto, já foram amplamente avaliadas. Entretanto, o estudo dos componentes de segurança do sistema de cinco pontos (cadeirinhas) ainda não foi explorado no campo da

segurança do transporte. Em uma pesquisa relacionando a probabilidade de ocorrência de lesões sérias em passageiros de veículos tomando como base a idade do passageiro, Lardelli-Claret (2006) mostrou que crianças menores de 3 anos estão entre as que possuem o maior risco de sofrerem lesões em acidentes de transporte e representam a faixa de idade que usam o sistema de 5 pontos.

Bilston e Sagar (2007) foram os pioneiros em avaliar dados antropométricos de crianças e as dimensões de assentos infantis com sistema cinco pontos. Estes autores estudaram a altura do encosto de costas, largura do assento e altura do furo de passagem das tiras do ombro (*slots*) de 17 assentos infantis em relação a dados antropométricos de crianças de até 5 anos de idade. Os resultados mostraram boas condições dimensionais dos assentos em relação às crianças, não explicando, desse modo, a graduação prematura para outros assentos relacionados a crianças maiores, sendo esta uma situação comum observada como forma de uso incorreto do dispositivo, ou seja, crianças que ainda tinham estatura para usarem sistemas de 5 pontos, usavam o *booster*.

Previamente, os erros potenciais relacionados ao uso de assentos com sistema de cinco pontos e que podem causar sérias lesões nas crianças já haviam sido determinados por Czernakowski e Müller (1993). Esses autores criaram um procedimento chamado “*Misuse Mode and Effect Analysis*” (MMEA), o qual pontua em uma escala de 0 a 10 a forma de erro mais comum encontrada em assentos infantis *foward-facing* e *rear-facing*, sendo 10 o efeito mais negativo possível para a segurança da criança. A Tabela 2.5 mostra o sistema de pontuação dos erros comumente observados. Pontuações maiores de 4 foram consideradas inaceitáveis e comprometem a eficácia do uso dos dispositivos de retenção.

Tabela 2.5. Pontuações atribuídas aos erros comuns do uso do sistema de cinco pontos. Czernakowski e Müller, 1993.

Tipo de Erro	Pontuação para <i>rear-facing</i>	Pontuação para <i>forward-facing</i>
Posição de inclinação não apropriada	3	5
Não fixação com o cinto do carro	10	10
Sistema de cinco pontos frouxo	1	4
<i>Slots</i> mais altos ou baixo que os ombros	1	9
Passagem errada do cinto do carro	5	7

Sendo assim, nota-se que o uso dos assentos com sistema de cinco pontos não se limita apenas à instalação no carro e fixação da criança. Outros fatores também fazem parte da segurança da criança, como utilizar a altura adequada das tiras de ombro (ou escolher o *slot* correto para a passagem das tiras), estabelecer corretamente a direção do assento (virados para frente ou para trás) e também verificar a inclinação do assento, de acordo com o tamanho da criança. Experimentos mostraram que erros cometidos segundo esses fatores comprometem consideravelmente a segurança da criança, como fizeram Hummel et al. (1997) ao realizarem ensaios dinâmicos de *sled tests* em assentos de cinco pontos instalando erroneamente os bonecos de ensaio. Vinte ensaios foram feitos com os tipos mais frequentes de erros e graves consequências foram observadas, como desengatamento do dispositivo de retenção, grandes deslocamentos do *dummy*, altas excursões de cabeça e tronco e efeito submarino. Para esses autores, o *design* adequado dos assentos pode proteger o usuário de cometer erros na instalação do assento e criança, otimizando o efeito de segurança.

Em um estudo realizado por Rudin-Brown et al. (2003), no qual 42 participantes tinham que instalar 4 diferentes tipos de assentos com sistema de cinco pontos, foi observado que a maioria ainda cometia os erros de instalação citados acima, principalmente nos assentos virados para trás (*rear-facing*), comprometendo a eficácia do dispositivo de retenção.

Como já estudado por Arbogast et al. (2005), as características anatômicas da pelve e do abdômen das crianças mais jovens as favorecem a obter lesões durante o impacto. Por isso, atualmente, muitos estudos são focados não apenas nos métodos mais seguros de fixação e uso dos dispositivos, mas também na interação criança-assento otimizando assim, a distribuição de cargas no caso de impacto.

Para isso, atualmente, o foco de estudo em assuntos do transporte concentra-se na simulação dimensional dos ATDs, destacando os processos anatômicos considerados importantes no estudo da passagem dos componentes de proteção dos dispositivos de retenção infantil (Arbogast et al., 2005; Reed et al., 2009B), o que leva à constante transformação do *design* dos dispositivos de segurança, minimizando os efeitos do impacto. Porém, ainda se nota desproporções dimensionais entre ATDs e crianças, sendo este outro tema de estudo que atualmente tem ganhado peso nas pesquisas de segurança veicular (Reed et al., 2009B).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Considerações iniciais

Este trabalho identificou e analisou lesões em crianças causadas por acidente automobilístico na condição de passageiras de automóveis. Para isso, foram coletados e organizados dados sobre trauma em crianças de 0 a 9 anos de idade. É importante considerar que o perfil das lesões foi analisado de acordo com as características do acidente: tipo de impacto, uso de retenção e tipo de retenção usado, não, portanto, analisado segundo características geográficas e localidade de ocorrência.

Associou-se as lesões encontradas em crianças retidas ao estudo biomecânico dos assentos infantis, que compreende outra sessão deste trabalho, em que ensaios estáticos dos assentos foram executados para avaliar o posicionamento dos componentes de proteção em relação ao corpo de um *dummy* (termo chamado de *belt fit*). Outro fator importante de se notar foi a ordem não necessariamente cronológica entre a coleta de dados sobre trauma em crianças e avaliação estática dos assentos. Com isso, a avaliação dos assentos foi feita anteriormente à etapa de coleta dos dados, não influenciando, portanto, os parâmetros achados nos ensaios.

Outro tipo de ensaio estático foi feito para verificar a distribuição de pressão na interface do assento e corpo, como outro método de avaliação dos dispositivos, descrito também nas sessões seguintes.

O ensaio estático difere do ensaio dinâmico em termos de avaliação do assento, pois permite analisar a passagem dos componentes de proteção no corpo da criança. O ensaio dinâmico apenas testa o desempenho do assento quanto aos critérios de aceleração do tronco e cabeça, excursão da cabeça entre outros, portanto não considerando o posicionamento anatômico do cinto. Visto ser um importante aliado na prevenção de lesões, o posicionamento do cinto será o foco de pesquisa deste trabalho, sendo, então, avaliado estaticamente.

3.2 Estudo retrospectivo de casos

Neste trabalho, o estudo retrospectivo de casos foi feito em artigos técnicos de relatos de caso de crianças que sofreram acidentes de trânsito e em achados médicos de arquivos hospitalares por revisão retrospectiva. Os critérios de inclusão para realização do estudo retrospectivo são descritos a seguir: crianças de 0 a 9 anos de idade, passageiras de automóveis, uso de dispositivo de retenção, não uso de dispositivo de retenção (analisados separadamente), envolvimento em algum tipo de acidente de trânsito.

Primeiramente, a coleta de dados em crianças segundo os critérios mencionados foram planejados para serem adquiridos em dois hospitais da cidade de Campinas-SP. Assim, para identificar as lesões ocorridas, um protocolo de avaliação das lesões foi aplicado dentro da Unidade de Pronto Socorro Infantil do Hospital das Clínicas – UNICAMP e também no Hospital Municipal Mario Gatti. O protocolo consta do Anexo D. O conteúdo do protocolo traz informações sobre a idade do paciente, tipo de lesão, meio de transporte usado no momento do acidente, tipo de retenção usado, lugar de ocupação no automóvel, mecanismo do trauma, tipo de acidente envolvido e evolução do caso. Para aplicação deste protocolo, o projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da UNICAMP, processo 053/2007, e pelo Comitê de Ética do Hospital Municipal Mario Gatti (processo 019/2008).

No entanto, o protocolo foi apenas aplicado pelo docente responsável da Unidade de Pronto Socorro Infantil do HC - UNICAMP, colhendo informações diretamente com membros da família ou unidade responsável pelo encaminhamento da criança. Quando não era possível aplicar o protocolo, o Comitê de Ética autorizou adquirir as informações por entrevista telefônica, como planejado para o Hospital Mario Gatti.

Adicionalmente, uma revisão retrospectiva dos prontuários dos pacientes também foi executada. Assim, uma pesquisa foi conduzida no Sistema de Informação do Hospital das Clínicas – UNICAMP, a qual recuperou dados de pacientes de até 9 anos de idade completos,

nas sessões de internação, de registro de óbitos e de Pronto Socorro, no período de 1991 a 2009, utilizando o CID-10 com codificação da causa V40-V49.

Devido ao pequeno contingente de casos, o estudo do perfil de lesões em crianças de 0 a 9 anos de idade por acidente de trânsito também foi conduzido por meio de coleta de artigos científicos. A revisão bibliográfica de lesões causadas em crianças por acidente automobilístico foi feita na base de dados do *Science Direct* e, para realizar a busca, as seguintes palavras-chave foram inseridas: *children, injury, seat belt, accident*.

Os estudos foram agrupados e analisados segundo variáveis de interesse. Dessa maneira, duas planilhas foram criadas: uma para crianças retidas e outra para crianças não-retidas, sendo que as informações analisadas para crianças retidas foram obtidas por meio de artigos técnicos de relatos de caso e, as informações analisadas para crianças não-retidas foram obtidas nos protocolos médicos da unidade hospitalar. As variáveis analisadas estão descritas na Tabela 3.1. Anteriormente à coleta de dados, foi realizada prova-piloto de 20 artigos técnicos para definição das variáveis independentes e dependentes do estudo.

Dentre as variáveis independentes, informações sobre o tipo de impacto, tipo de retenção usado e posição da criança no carro foram algumas das variáveis mais relevantes para o estudo.

Dentre as variáveis dependentes, a variável “lesão” se referia à região do trauma encontrado na criança. Assim, lesões abdominais compreendiam todas as lesões causadas na região do abdômen. Lesões da coluna vertebral compreendiam tanto as fraturas quanto lesões de partes moles. As lesões de cabeça representavam fraturas do crânio ou lesão cerebral. Lesões de tórax representam lesões pulmonares e as lesões de extremidades referem-se a qualquer ocorrência nos membros superiores ou inferiores.

No campo criado para entrada da variável “diagnóstico”, a descrição completa deste era inserida. A partir desses dados, a seleção para o “tipo de diagnóstico” era feita, como vascular (lesão de vasos), visceral (órgãos internos abdominais comprometidos), pulmonar (contusão pulmonar), muscular (lesão muscular), cerebral (lesões no cérebro) e fratura.

Tabela 3.1. Variáveis dependentes e independentes analisadas no estudo de lesões em crianças menores de 10 anos.

Tipo de Variável	Variável	Categorias
Independentes	Ano	XXXX
	Gênero	M/F
	Idade	0-9
	Grupos de Idade	<1; 1-4; 5-7; 8-9
	Tipo de Impacto	Frontal; lateral; capotamento; traseiro
	Posição no Carro	Traseira, dianteira
	Tipo de Retenção	2 pontos; 3 pontos; 5 pontos
	Uso do <i>Booster</i>	Sim; Não
Dependentes	Local do Trauma	Abdominal, coluna vertebral, cabeça, tórax, extremidades
	Diagnóstico	_____
	Estrutura lesada	Vascular, pulmonar, visceral, muscular, fratura, cerebral
	Local da Fratura	Crânio, Cervical, Lombar, Pelve, Extremidades Superiores, Extremidades Inferiores
	Sintoma Data 1	Imediato; <10 dias; ≥10 dias
	Sintoma Data 2	Imediato; <10 dias; ≥10 dias
	Conduta	_____
	Sequela	Sim; Não
	Óbito	Sim; Não

*Todas as variáveis continham o código “na” para “não aplicável” ou “ni” para “não informado”.

A região de aparecimento de fraturas foi codificada na variável “nível de fratura”. As fraturas de pelve correspondem a fraturas do osso do quadril. Outros níveis de fratura se caracterizavam pelo nível da cuna vertebral acometido (lombar, cervical ou torácica).

O período de aparecimento dos sintomas foi uma variável analisada visto o grande número de casos em que o diagnóstico final era retardado pela ausência de sintomas imediatos. Dessa forma, o aparecimento de sintomas foi dado como “imediato”, “menos de 10 dias”, ou “10 dias ou mais”.

Em “conduta”, a descrição da conduta informada pelo relato médico era inserida na planilha. Informações sobre a evolução do caso foram codificadas nas variáveis “sequela” e “óbito”.

O levantamento dos dados foi feito durante o período de 18 meses. Para análise dos dados, foi realizada análise exploratória segundo cada variável de análise. Para a análise de associação, empregou-se o teste do qui-quadrado (χ^2) ou teste exato de Fisher, adotando-se um nível de 5% para a tomada de decisão. Foram estimadas as prevalências de lesão segundo uso (ou não) de dispositivo de retenção e sua comparação foi feita pelo cálculo do *odds ratio (OR)*, com respectivo intervalo de 95% de confiança (95%IC).

A análise dos dados foi feita usando o Pacote Estatístico STATA, versão 8.0.

3.3 Avaliação dos assentos

Duas formas de avaliação estática dos assentos infantis foram executadas neste trabalho: *belt fit* e análise da pressão de contato.

O termo *belt fit* foi dado à análise do posicionamento do cinto, seja do sistema de 5 pontos ou cinto adulto de 3 pontos, em relação ao corpo da criança ou *dummy*. Trata-se de uma avaliação estática do assento na qual o posicionamento dos componentes de proteção são analisados de acordo com processos anatômicos específicos. Neste trabalho, *dummies* foram usados para realizar as medidas, pois representam seres humanos antropomorficamente. A faixa etária designada para cada tipo de assento foi considerada, ou seja, *dummies* de 3 e 6 anos foram

utilizados para medidas nas cadeirinhas (sistema de 5 pontos) e *booster*, respectivamente. Outras faixas etárias de *dummies* para testes de segurança veicular compreendem o *dummy* recém-nascido, 1 ano, 10 anos e adultos feminino e masculino.

Assentos infantis com sistema de 5 pontos e também assentos tipo *booster* foram avaliados estaticamente quanto ao posicionamento de seus componentes de segurança em relação a marcas corpóreas específicas de um *dummy* específico para cada tipo de assento. Para isso, um equipamento de digitalização de coordenadas (Faro Arm) foi usado para ler espacialmente os pontos de interesse e comparar dados de localização entre as tiras do cinto e o *dummy*.

A análise das pressões de contato entre assento e *dummy* compreendia também um teste de avaliação dos dispositivos e foi feito apenas nos assentos do grupo I. Usando um colchão moldável com sensores de pressão, avaliou-se o comportamento de distribuição de pressão em diferentes níveis de inclinação dos assentos equipados com cinco pontos.

3.3.1 Belt fit 1 - Digitalização dos dados nos assentos forward-facing

Três modelos de assentos infantis com sistema de cinco pontos foram usados para avaliação estática do posicionamento dos componentes de segurança. Os assentos foram classificados como: CRS1, CRS 2, CRS3. Os assentos eram fabricados e disponíveis no Brasil.

O ensaio foi realizado em um laboratório de ensaios estáticos do Instituto de Transporte da Universidade de Michigan (UMTRI). Foi usado um banco traseiro de automóvel da marca Pontiac (2002) equipado com cinto adulto de três pontos para a fixação dos dispositivos. Os ângulos do banco do carro foram fixados em 23° para o encosto de costas (SAE A40) e 14,5° para almofada de assento (SAE A27). O comprimento do banco era de 400mm (Figura 3.1).

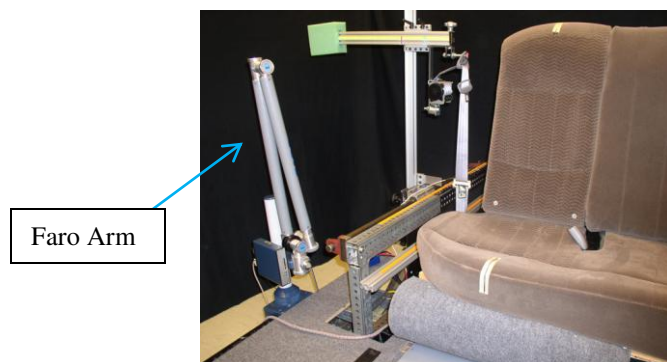


Figura 3.1. Banco traseiro de automóvel usado para a instalação dos assentos infantis.

Os assentos infantis foram instalados no banco do automóvel seguindo as instruções de cada fabricante. Um *dummy* de 3 anos de idade da família Híbrido III foi usado para a coleta dos dados. O *dummy* foi instalado de acordo com os procedimentos da norma americana *Federal Motor Vehicle Safety Standard* (FMVSS 213) para ensaios estáticos. Assim, uma força de 177N foi aplicada na região do tórax do *dummy* antes da fixação do sistema de cinco pontos. A força foi aplicada usando um dinamômetro manual com uma superfície quadrada de 25cm².

Para analisar o posicionamento dos componentes de segurança de cada assento infantil em relação ao *dummy*, utilizou-se um equipamento de digitalização de coordenadas, o Faro Arm, modelo B08 Bronze, da FAROTechnologies, Lake Mary, Florida, EUA (Figura 3.2). O Faro Arm possui alta flexibilidade garantida pelas articulações que o fazem alcançar qualquer ponto para a mensuração. O equipamento é constituído de braços e uma ponta digitalizadora. Há uma sonda na ponta que digitaliza a posição do ponto em 3D. Assim, localiza-se o ponto de interesse e posiciona-se a ponta digitalizadora em cima do mesmo. Suas coordenadas são geradas apertando-se um botão na própria ponta do equipamento, sendo imediatamente processadas para uma planilha com alta precisão. O erro de medida foi da ordem de $\pm 0,304\text{mm}$.

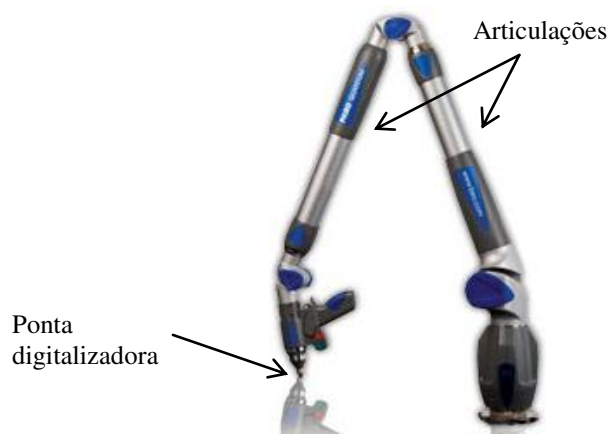


Figura 3.2. Digitalizador em 3D (Faro Arm) mostrando as articulações e a ponta digitalizadora.

Para a digitalização dos dados, primeiramente foram estabelecidas marcas pré-determinadas no corpo do *dummy* (Tabela 3.2) e no assento (Tabela 3.3).

Tabela 3.2. Pontos digitalizados do *dummy* para o teste nos assentos *forward-facing*.

Regiões	Pontos Digitalizados
1. Cabeça	Centro de gravidade (CG)
2. Tórax	Região superior do tórax, no ponto médio entre as articulações do ombro
3. Abdômen	Marcas laterais do lado direito e esquerdo
4. Extremidades superiores	Articulação do ombro, cotovelo e punho
5. Extremidades inferiores	Articulação do quadril, joelho, tornozelo e maléolo lateral

A Figura 3.3 mostra a localização das marcas pré-estabelecidas para o *dummy* e assento de acordo com os pontos descritos nas Tabelas 3.2 e 3.3. Pontos em vermelho representam as marcas no *dummy* (esquematizadas apenas do lado esquerdo) e pontos em amarelo representam as marcas no assento (esquematizadas do lado direito).

Tabela 3.3. Pontos digitalizados do assento (*forward-facing*).

Região	Pontos
1. <i>Slots</i>	Passagem das tiras de ombro, borda medial e lateral
2. Sistema de cinco pontos	Local de origem das tiras do ombro; Ponto de contato das tiras de ombro no <i>dummy</i>
	Local de origem das tiras; Ponto de contato das tiras pélvicas no <i>dummy</i>
3. Protetores laterais de cabeça	Na região mais proeminente

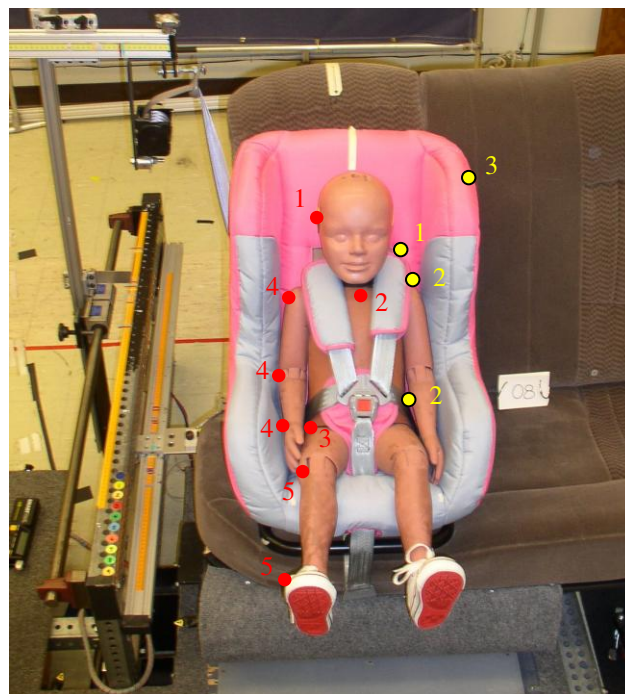


Figura 3.3. Esquema mostrando as marcas pré-determinadas no *dummy* (em pontos vermelhos) e no assento (em pontos amarelos).

A digitalização dos pontos foi feita individualmente em cada assento. O Faro Arm foi posicionado à direita do banco de teste, como mostra a Figura 3.1. Antes de cada digitalização, o equipamento era calibrado usando-se um sistema de coordenadas em uma plataforma fixada no chão à frente do banco traseiro do carro. Nesta plataforma, as coordenadas X, Y e Z marcavam

respectivamente, as direções anterior-posterior, latero-lateral e superior-inferior. Os valores (em mm) eram positivos para trás, à direita e para cima em relação à posição sentada do *dummy*.

Para computar os dados, a ponta digitalizadora era colocada em cima do ponto pré-determinado de interesse, acionando um botão na ponta digitalizadora. Suas coordenadas eram, então, geradas simultaneamente no *software*. O esquema da Figura 3.4 mostra a digitalização dos dados.

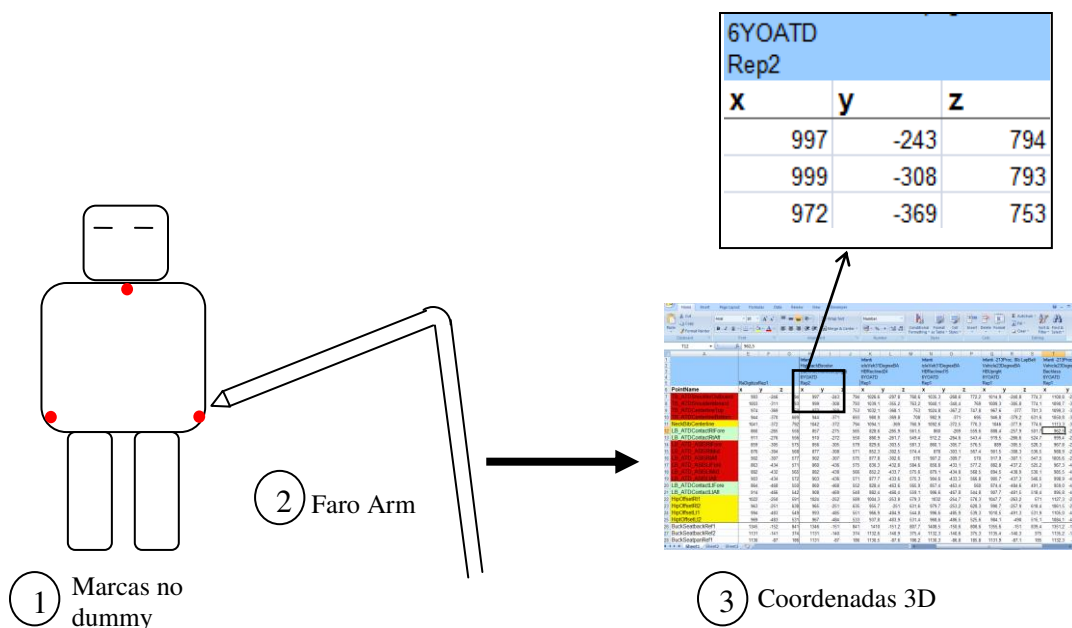


Figura 3.4. Esquema sequencial mostrando a digitalização das marcas pré-determinadas no *dummy* (em pontos vermelhos), 1. Em 2, o Faro Arm é acionado e simultaneamente as coordenadas dos pontos medidos são passadas em 3D para uma planilha, como mostrado em 3.

A Figura 3.5 mostra o momento de digitalização dos dados do *dummy* no assento de cinco pontos (*forward-facing*).

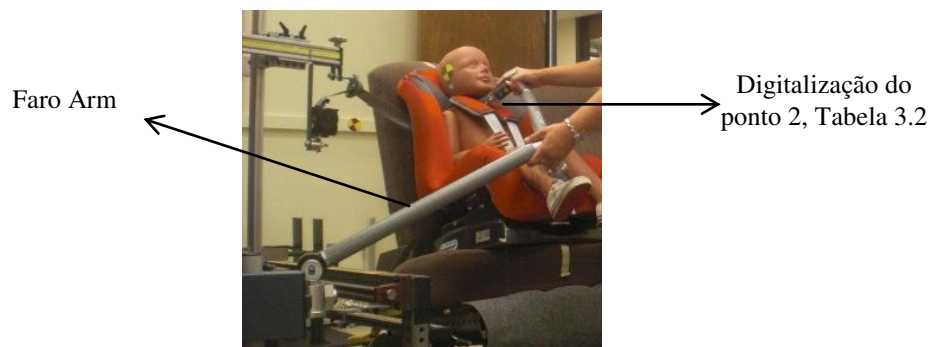


Figura 3.5. Digitalização do ponto 2 (Tabela 3.2) no *dummy* de 3 anos.

3.3.2 *Belt fit 2 - Digitalização dos dados no booster*

O mesmo procedimento descrito anteriormente para digitalização dos dados em assentos infantis com sistema de cinco pontos foi feito para os *booster* testados.

O *belt fit* das tiras de torso e abdominal foi feito para três modelos de *booster* disponíveis no mercado brasileiro (A, B e C). O *belt fit* foi estudado de acordo com duas condições: uso do encosto de costas (condição 1) e não uso do encosto de costas (condição 2), formando assim as identidades A1, A2; B1, B2; C1, C2.

Um *dummy* de 6 anos, da família Híbrido III, foi usado para a coleta dos dados. Nesta etapa, o cinto adulto de três pontos foi avaliado quanto a sua passagem pelo torso e abdômen do *dummy*.

As marcas pré-determinadas que foram digitalizadas no *dummy* estão descritas na Tabela 3.4. A Tabela 3.5 mostra os pontos digitalizados no *booster* e cinto adulto.

Tabela 3.4. Pontos digitalizados no *dummy*.

Regiões	Pontos Digitalizados
1. Cabeça	Topo da cabeça; extremidade dos olhos
2. Tórax	Manúbrio
3. Abdômen	EIAS direita; EIAS esquerda
4. Extremidades superiores	Articulação do ombro; cotovelo e punho
5. Extremidades inferiores	Articulação do quadril, joelho, tornozelo e maléolo lateral

Tabela 3.5. Pontos digitalizados no *booster* e cinto adulto.

Cinto adulto	
Tiras do torso	Tiras abdominais
Onde cruza as clavículas	Onde cruza as EIAS
Onde cruza o corpo na altura no manúbrio	Passagem pelo corpo

A Figura 3.6 mostra o uso do Faro Arm na coleta de dados no *booster*.

É possível para o *booster* quantificar numericamente o posicionamento das tiras de torso e abdominal do cinto adulto. Em suma, o posicionamento adequado das tiras de torso e abdômen devem obter pontuação positiva. As pontuações negativas indicam o posicionamento inadequado das tiras.



Figura 3.6. Digitalização do ponto onde a tira abdominal passa pelo abdômen do *dummy*.

Segundo Arbogast et al. (2005), o bom posicionamento das tiras do cinto é caracterizado por sua passagem em pontos mais rígidos do corpo humano como estruturas ósseas. Assim, as cargas relativas ao impacto são direcionadas a essas estruturas, evitando, portanto, lesões de tecidos moles.

No caso da tira abdominal, um bom posicionamento, ou seja, um valor positivo de posicionamento, é dado em relação à sua passagem considerando a localização das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) do osso do quadril (Arbogast et al., 2005; Reed et al., 2008). A pontuação será positiva se a tira abdominal passar abaixo das EIAS. Se houver pontuação negativa, indica que a tira passa acima das EIAS, portanto, comprometendo a região abdominal. A Figura 3.7 mostra casos de pontuação positiva e negativa para a tira abdominal.

O cálculo da pontuação da tira abdominal é dada pela distância (em mm) entre a borda superior da tira e as EIAS. A Figura 3.8 mostra o esquema de posicionamento da tira abdominal abaixo e acima das EIAS, na vista lateral.

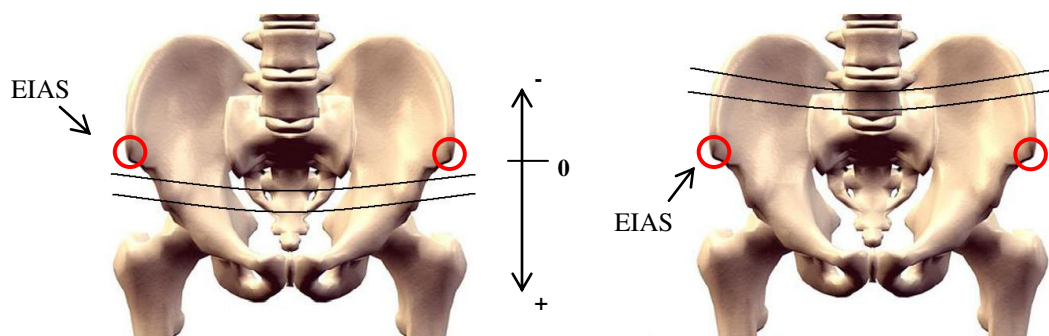


Figura 3.7. Passagem da tira abdominal pela pelve. A imagem da esquerda mostra pontuação positiva, e à direita, pontuação negativa.

Para calcular o posicionamento da tira abdominal, as bordas superiores da tira e o ponto localizado nas EIAS, tanto direito quanto esquerdo, foram digitalizados pelo Faro Arm. A distância pode ser calculada, então, pela reta formada entre os pontos, como mostrado na Figura 3.9.

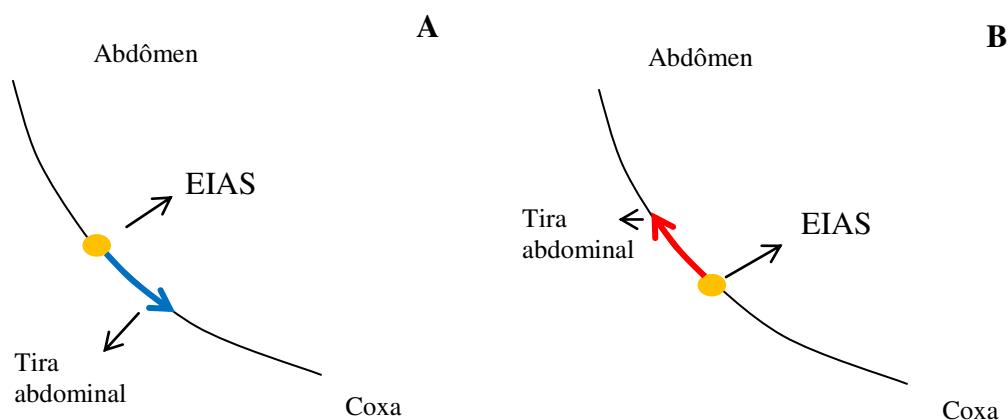


Figura 3.8. Vista lateral mostrando as passagens possíveis da tira abdominal em relação às EIAS. Em A, valores positivos passam abaixo das EIAS (flecha azul). Em B, valores negativos passam acima (flecha vermelha).

Tem-se, então, que a passagem adequada da tira abdominal deve ser abaixo e à frente das EIAS, apresentando um valor positivo de pontuação.

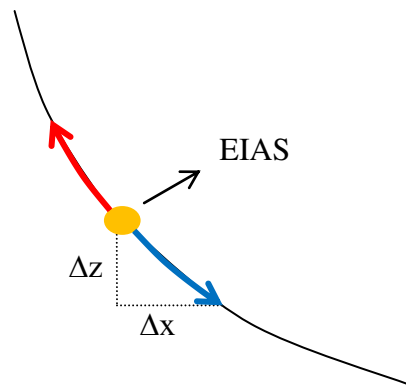


Figura 3.9. Cálculo da distância (em mm) da tira abdominal em relação às EIAS.

Em relação à tira do torso do cinto adulto, a pontuação é dada pela distância horizontal entre a linha média do tronco e a porção interna da tira. Pontuações positivas indicam que a tira passa a uma distância lateral da linha média, enquanto que pontuações negativas indicam que a tira passa sobre a linha média do *dummy*, tocando a região do pescoço. A Figura 3.10 mostra situações de passagem da tira de torso.

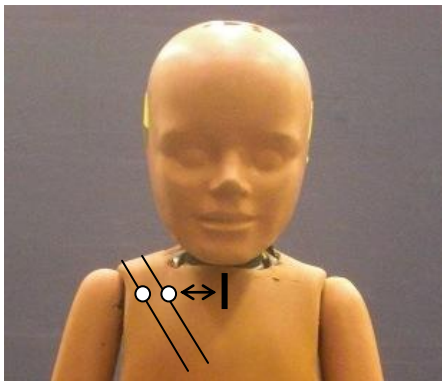


Figura 3.10. Situações de passagem da tira de torso (os pontos brancos indicam as bordas medial e lateral da tira de torso). À esquerda, a tira passa mais lateralmente ao osso manúbrio. À direita, a tira passa sobre o osso manúbrio compreendendo a base do pescoço.

Para calcular o *belt fit* da tira de torso, sua borda interna foi digitalizada quando passava pela altura da linha média do *dummy*, como mostrado na Figura 3.10 (os pontos brancos representam as bordas externa e interna da tira de torso digitalizados para o cálculo do *belt fit*).

Assim, o posicionamento foi numericamente caracterizado pela distância (em mm) da borda interna da tira de torso à linha média do ATD, representado pelo traço vertical preto. A pontuação aumentava com o posicionamento mais externo da tira, e diminuía com o posicionamento mais interno. Valores negativos foram atribuídos quando a tira se posicionava internamente além da linha média, sendo este o ponto de referência obtendo pontuação zero. A Figura 3.11 esquematiza a pontuação do *belt fit* para a tira do torso.

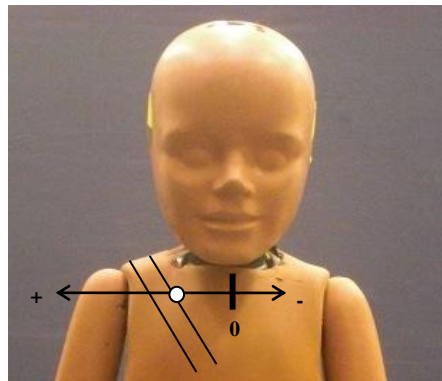


Figura 3.11. Cálculo do posicionamento (*belt fit*) da tira de torso. Os valores foram calculados em relação à borda medial da tira (ponto branco). Valores positivos caíam mais lateralmente ao ATD e valores negativos caíam medialmente ao ATD.

Um posicionamento adequado da tira de torso é dado pela sua passagem na área entre base do pescoço e ombro, não comprometendo nenhuma dessas duas áreas, como mostrado na imagem à esquerda da Figura 3.11 (Reed et al., 2008).

Primeiramente, o procedimento de digitalização de coordenadas foi feito por dois investigadores em um modelo de *booster*. A pontuação final apresentada variou em menos de 10mm entre os investigadores. Já a digitalização das coordenadas final foi realizada somente pela pesquisadora.

Duas análises foram, então, executadas: a análise qualitativa, na qual o posicionamento das tiras do cinto adulto (*belt fit*) é apenas observado visualmente e análise quantitativa, na qual o *belt fit* é numericamente avaliado como adequado (valores obtidos positivos) ou inadequado (valores obtidos negativos).

3.4 Mapeamento de pressão

As medidas de pressão dos assentos infantis equipados com sistema de cinco pontos foram obtidos com o equipamento de mapeamento de pressões X-Sensor, modelo XS96, versão 4.2.5 medical (2005). O sistema incluía uma manta flexível de 36cm x 36cm, cabos interconectores, dispositivos de entrada dos cabos com duas portas de entrada e o *software* do X-Sensor (Figura 3.12). A manta continha sensores internos separados isoladamente por células de área de 1,25cm². O mapeamento de pressão foi medido usando-se um *dummy* de 3 anos da família Híbrido III em 3 modelos de cadeirinhas disponíveis no mercado brasileiro.



Figura 3.12. X-Sensor mostrando a manta flexível e porta de entrada para o *software*.

Os testes foram feitos também no laboratório de ensaios estáticos do Instituto de Transporte da Universidade de Michigan (UMTRI). O processo de obtenção das pressões de contato na interface assento-*dummy* inclui as fases de calibração do sistema e aquisição dos dados, descritos a seguir.

A calibração do sistema foi feita seguindo as instruções do fabricante da manta. O processo utiliza uma câmara e plataformas de insulflação. As mantas são uniformemente e isoladamente colocadas entre os dois sistemas de insulflação. Antes de cada calibração, verifica-se se há rugas e irregularidades nas mantas para evitar a concentração de pressão. Depois de colocar as mantas na plataforma, uma pressão contínua é adicionada pela câmara de calibração.

A calibração inclui um processo de precisão de leitura das mantas a 200mmHg e a 10mmHg, valores máximo e mínimo, respectivamente.

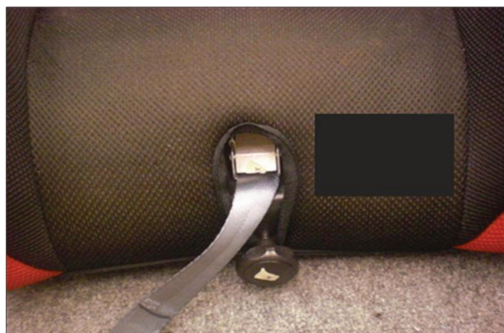
Primeiramente, a câmara infla as plataformas até a pressão atingir 200mmHg. Com a ajuda de um barômetro, esta pressão é mantida por cerca de 5min. Depois de feita a calibração da máxima pressão, faz-se o mesmo processo para a leitura precisa da mínima pressão, porém mantendo essa pressão por apenas 1 min. O sistema apresentou erro de leitura de $\pm 3\text{mmHg}$.

Para a aquisição dos dados, a manta foi posicionada em três diferentes modelos de assentos infantis (CRS1, CRS2 e CRS3) equipados com sistema de cinco pontos. Os assentos foram instalados individualmente no banco traseiro de um veículo da marca Pontiac (2002), Figura 3.1, em um laboratório para ensaios estáticos de dispositivos de segurança veicular. Depois de instalar os assentos de acordo com as instruções de cada fabricante, a manta de 36cm x 36cm foi posicionada na região do assento onde descansa as costas e a região glútea. Na região das costas, a manta foi posicionada logo abaixo do *slot* usado, o mais superior possível, podendo assim encostar a área maior possível das costas do *dummy* sobre a manta. Durante a colocação do *dummy* no assento, fitas adesivas foram usada para fixar a manta no assento e assim garantir sua estabilidade local na colocação do *dummy*.

Os dados da pressão foram adquiridos em três diferentes ângulos de inclinação do assento (0°, 30° e 40°), Figura 3.13. Os assentos CRS2 e CRS3 tinham o mesmo método de inclinação que permitia dois ângulos além da posição zero (inclinação de 0°). Nesse caso, os assentos tinham uma alavanca em sua base que ajustava a inclinação em dois outros ângulos, ou seja, 30° e 40°. O assento CRS1, porém, possuía outro sistema de inclinação, onde havia uma manivela de rotação na base do assento, permitindo diferentes graus de inclinação conforme o número de rotações que era dado (Figura 3.14).



Figura 3.13. Ângulos de inclinação do assento infantil, sendo 0° o ângulo mais vertical e 40°, o ângulo mais inclinado.



Manivela rotativa – CRS1



Alavanca – CRS2/CRS3

Figura 3.14. Sistemas de inclinação do encosto de costas nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3.

Com um goniômetro, os ângulos de inclinação foram identificados a partir dos assentos CRS2 e CRS3. Constatou-se que a primeira e a segunda inclinação desses assentos tinham ângulo de 30° e 40°, respectivamente. Com isso, rodando-se manualmente a manivela do assento CRS1, o mesmo ângulo de inclinação foi estabilizado. A posição 0° foi estabelecida pela posição mais ereta possível, para cada assento.

Depois de fixadas as inclinações de interesse, cada assento foi testado pela leitura do medidor de pressões que era disponibilizado pelo *software* (X-Sensor). A Figura 3.15 mostra a tela de leitura originada pelo *software* simultaneamente ao teste.

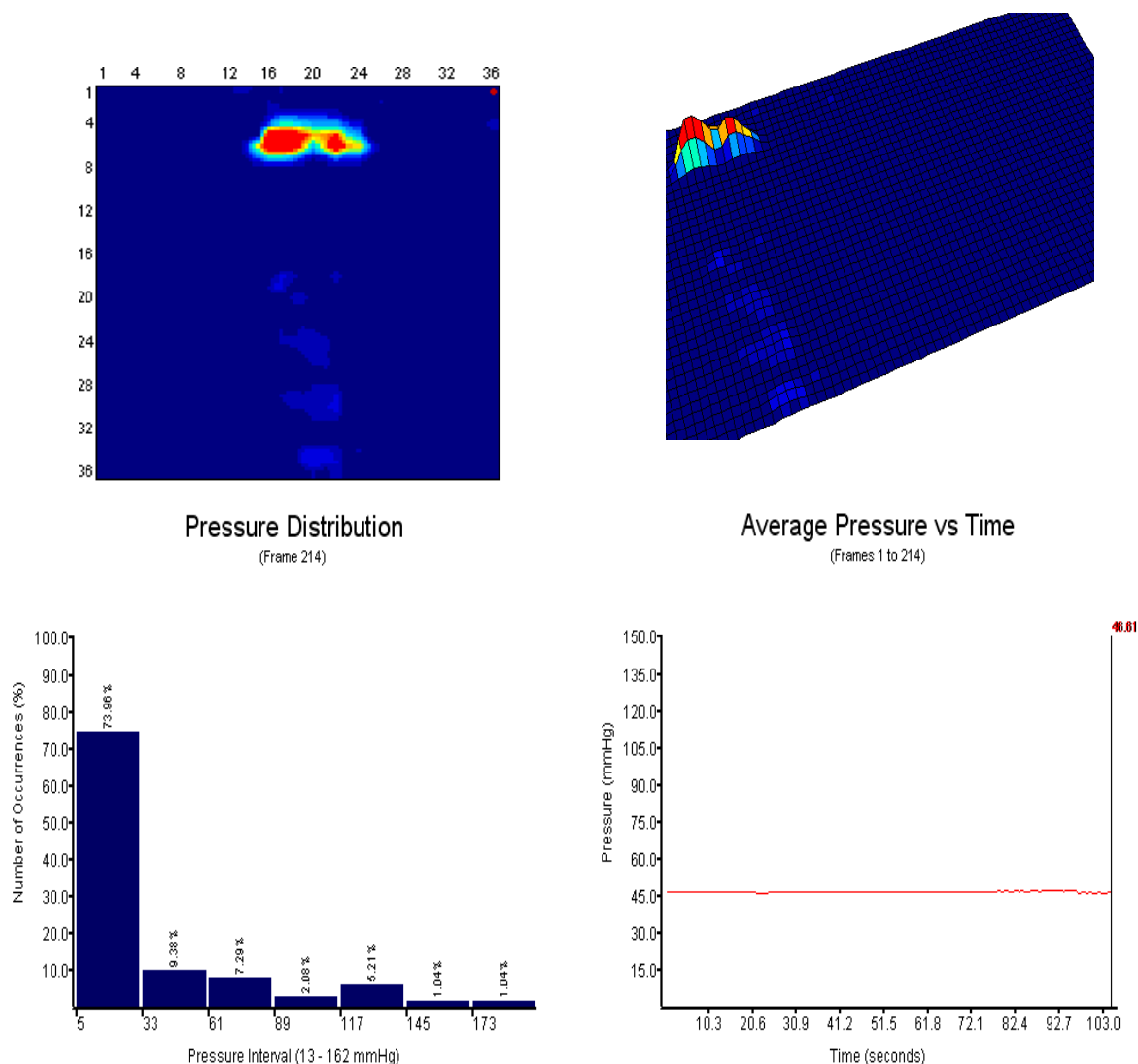


Figura 3.15. Quadro disponibilizado pelo *software* do X-Sensor, mostrando áreas de pressão em 2D (acima, à esquerda), áreas de pressão em 3D (acima, à direita), ocorrência de valores de pressão (abaixo, à esquerda) e variação da pressão ao longo tempo (abaixo, à direita).

O medidor de pressão de contato oferecia, então, imagens da distribuição de pressão em 2D e 3D, valores absolutos de pressão por intervalo de tempo, e número relativo de ocorrências (em %) por intervalo de pressões, como visto na Figura 3.15.

Para as leituras de pressão, foi estabelecido um tempo de 2 minutos para cada ângulo testado. Anteriormente às medidas de pressão, um teste piloto foi feito usando um assento e seus diferentes ângulos de inclinação por 5min. Observou-se que a pressão não apresentou variações no intervalo de tempo medido. Para Crawford et al. (2005), o intervalo de 2 min é suficiente para

efetuar medidas de pressão, apresentando dados mais evidentes neste intervalo. De acordo com o estudo, a leitura da pressão ainda pode ser sobrestimada em intervalos crescentes de tempo.

O uso do *dummy* para a leitura de pressão também foi outro fator analisado para estabelecer o tempo de leitura. Como trata-se de um modelo rígido, não haveria então movimentação, o que poderia alternar as medidas de pressão ao longo do tempo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Qualidade de informação de saúde

Um dos objetivos deste trabalho foi avaliar as lesões causadas por acidente de trânsito em crianças passageiras de automóveis por meio de coleta de dados de unidades hospitalares da cidade de Campinas-SP. No entanto, apenas um hospital foi colaborativo com a pesquisa, efetuando a aplicação do protocolo para cada caso de interesse.

Uma das dificuldades encontradas no levantamento dos dados foi a falta de acesso aos prontuários dos pacientes. Neste caso, o próprio Departamento de Informação de Saúde do hospital não colaborativo alegou que a busca pela causa primária do trauma (V40-V49, CID-10) seria prejudicada pelo próprio sistema computacional, que registra somente a causa de internação, ou seja, o trauma sofrido pelo paciente, como por exemplo, fraturas e lesões sem indicar a causa das mesmas.

Também não foi possível aplicar o protocolo neste hospital, restando a opção de observar e escolher os casos prováveis de interesse pelo caderno de registro de entrada no PS e a partir disso, coletar os dados por entrevista telefônica.

A educação populacional sobre o tema também representou um desafio na busca por informações. Neste trabalho, os dados do protocolo poderiam ser adquiridos ou mesmo complementados por entrevista telefônica diretamente com os familiares da criança, porém sua participação foi nula na obtenção dos dados. Muitas vezes, os familiares se recusavam a dar a entrevista pois não se sentiam confortáveis em fornecer as informações e ficavam desconfiados quanto ao interesse da pesquisadora em adquirir dados mais precisos do acidente, apesar do esforço em apresentar os objetivos do trabalho e citar que o Hospital estava ciente da entrevista logo no início da ligação.

Quanto ao número de casos encontrados, acredita-se que esteja subestimado, evidenciando-se o comprometimento da qualidade das informações em saúde em relação aos acidentes de trânsito, como já observado por Andrade e Mello-Jorge (2001), Mello-Jorge et al. (2002), Souza et al. (2007), Matos et al. (2007).

Apenas 32 casos foram encontrados na unidade hospitalar pesquisada no período de 1991 a 2009. Acredita-se que esses números não representam, porém, o perfil de internações ocorridas por acidente automobilístico em crianças. Como comparação, uma pesquisa feita em uma unidade hospitalar em Seattle (EUA), entre o período 1996-2001, menor que o período analisado neste trabalho, 51 casos de crianças acidentadas como ocupantes de automóveis foram encontrados. As crianças eram todas menores de 36 meses e tinham sofrido apenas trauma cerebral (Shah et al., 2005), o que significa um alto índice de exclusão de casos, e mesmo assim, ultrapassou os números deste estudo que inclui crianças menores de 10 anos, passageiras de automóveis com qualquer tipo de lesão. Da mesma forma, Su et al. (2006) encontraram 50 casos para análise em crianças menores de 14 anos passageiras de automóveis em apenas uma unidade hospitalar em Montreal-CA, durante o período 2001-2004.

Em um estudo sobre o sistema de informação e a mortalidade, Mello-Jorge et al. (2002) também acharam má qualidade de informação após reanálise de DOs (Declaração de Óbito) ocorridas por causas externas em 2000, nos estados de Sergipe, São Paulo e Mato Grosso. Os autores acharam mudanças consideráveis nos números após a reanálise, alterando consideravelmente o número de mortes por causa externa do tipo “ignorado” e preenchendo as reais causas de morte, melhorando assim a qualidade de informação. Andrade e Mello-Jorge (2001) também avaliaram a cobertura e qualidade de informação em vítimas de acidentes de trânsito em Londrina-PR, e acharam a mesma falta de informações de campo, principalmente nos setores de internação e de óbito. As autoras sugerem que investimentos são necessários para melhorias na qualidade de informação de saúde. Segundo Matos et al. (2007), ainda há necessidade de melhoria de informação em laudos médicos e achados policiais, principalmente no que se refere às mortes por acidentes de trânsito e quedas.

Andrade e Mello-Jorge (2001) ainda avaliaram a cobertura policial e a validade dos dados registrados em fichas de pronto-socorro, internação e declarações de óbito em vítimas de acidentes automobilísticos em Londrina-PR, verificando baixa concordância entre as informações obtidas originalmente e após investigação. Os registros policiais dos acidentes também mostraram baixa cobertura de informações quanto aos acidentes terrestres de transporte.

Considerando que as informações de saúde colaboram como guias de implementação de programas de redução de acidentes e educação no trânsito, há então, necessidade de primeiramente adaptar o sistema de informação de saúde para poder adequar políticas de segurança no trânsito. Nantulya e Reich (2002) mostraram que as informações constadas em protocolos de pesquisa em acidentes de trânsito em países em desenvolvimento é significativamente diferente daquelas presentes em protocolos de pesquisa de países desenvolvidos, sendo melhores neste último.

Comprovando esse fato, tem-se o efetivo sistema de informação de acidentes de trânsito nos Estados Unidos. A maior seguradora de veículos (*State Farm Insurance Corporation*) financia um projeto que resgata dados sobre a sobrevivência de crianças após acidente automobilístico (*Partners for Child Passenger Safety – PCPS*). As informações cobrem 16 estados americanos, sendo adquiridas por entrevista telefônica ou coleta de dados *in situ*. O *National Accident Sampling System – Crashworthiness Data System* (NASS – CDS) é outro programa que relata dados sobre acidentes de trânsito nos EUA. Esse programa contém um banco de dados de 5000 casos/ano e representa a amostra estatística para avaliação de dados. Outro sistema de informação de acidentes de trânsito é dado pelo CIREN, um programa patrocinado pela NHTSA que investiga a cena do acidente, associando a reconstrução do impacto com dados médicos. Dez hospitais em posições geográficas distintas dos EUA participam do programa.

Segundo o Ministério da Saúde do Brasil, uma ficha de avaliação de Acidentes e Violências foi especificamente desenvolvida para uso em Unidades de Urgência e Emergência (Anexo E) e, de acordo com a ficha, as informações obtidas poderiam compor um excelente banco de dados sobre acidentes por causas externas no país.

Sendo assim, neste trabalho, o levantamento de dados também utilizou informações técnicas sobre lesões infantis encontradas em relatos de caso médicos. Para isso, artigos técnicos da literatura que reportavam casos de crianças menores de 10 anos de idade que sofreram acidente de trânsito como passageiras de automóveis foram analisados. Esses artigos descreviam frequentemente a cena do acidente, condições dos passageiros no veículo, tipo de acidente, diagnóstico médico, conduta e evolução do caso. As informações de interesse de cada caso foram separadas e organizadas para desenvolvimento do estudo retrospectivo de casos.

4.2 Estudo retrospectivo de casos

No total, 83 casos foram analisados neste estudo, sendo 32 sobre crianças não-retidas e 51 de crianças retidas, resultando 110 lesões. A idade média das crianças foi de 6 anos, variando entre 0 e 9 anos. A Tabela 4.1 mostra o resultado obtido pelo preenchimento do banco de dados.

Tabela 4.1. Resultados do preenchimento dos protocolos.

Variável		N	%	Variável		N	%
Casos		83	100	Lesão	Cabeça	17	15,4
Retidas		51	61,5		Tórax	4	3,6
Não-retidas		32	38,5		Extremidades	6	5,4
Posição no carro	BD	8	14,5		Abdômen	34	30,9
	BT	47	85,5		Coluna Vertebral	34	30,9
	ni	28	-		Politrauma	15	13,6
Impacto	F	33	61,1				
	L	4	7,4				
	C	14	25,9				
	T	3	5,5				
	ni	29	-				

*ni: dados não informados; BD: banco dianteiro; BT: banco traseiro; F: frontal; L: lateral; C: capotamento; T: traseiro.

De todos os casos analisados, 61% das crianças estavam usando alguma forma de retenção, como o sistema de 5 pontos, cinto adulto de 2 pontos e cinto adulto de 3 pontos. Uma criança estava usando o assento de elevação (*booster*) concomitante com o cinto adulto.

Em relação ao posicionamento no carro, houve falha de preenchimento para 28 prontuários e, entre as 55 com esse tipo de informação, 85,4% estavam posicionadas no banco traseiro e 14,5% estavam no banco dianteiro.

Para tipo de impacto, a falta de informação constou de 29 prontuários, e nos demais (54), foi mais frequente o impacto frontal (61,1%), seguido do capotamento (25,9%), impacto lateral (7,4%) e impacto traseiro (5,5%).

O perfil das lesões foi analisado de acordo com a condição de retenção das crianças, se retidas ou não.

A Figura 4.1 ilustra a ocorrência das lesões ocorridas em crianças segundo o uso de dispositivos, na qual observou-se associação significativa ($p < 0,05$).

De acordo com a Figura 4.1, dentre os pacientes que não estavam retidos no carro, o politrauma foi a lesão predominante (47%). Fraturas das extremidades do corpo, como nos membros inferiores e superiores foram observadas apenas em 19% das crianças que não estavam retidas no momento do acidente. Lesões de cabeça ocorreram tanto em crianças não-retidas (34%) como retidas (8%), sendo que o risco de ocorrerem em crianças não-retidas foi maior ($OR = 3,9$; 95% IC: 1,2-12,7; $p = 0,01$). Lesões abdominais (43,5%) e da coluna vertebral (43,5%) foram predominantemente observadas em crianças retidas, tendo sido observadas também lesões de tórax (5%). Houve associação significativa entre uso de retenção e local da lesão (Teste Exato de Fisher: $p < 0,001$).

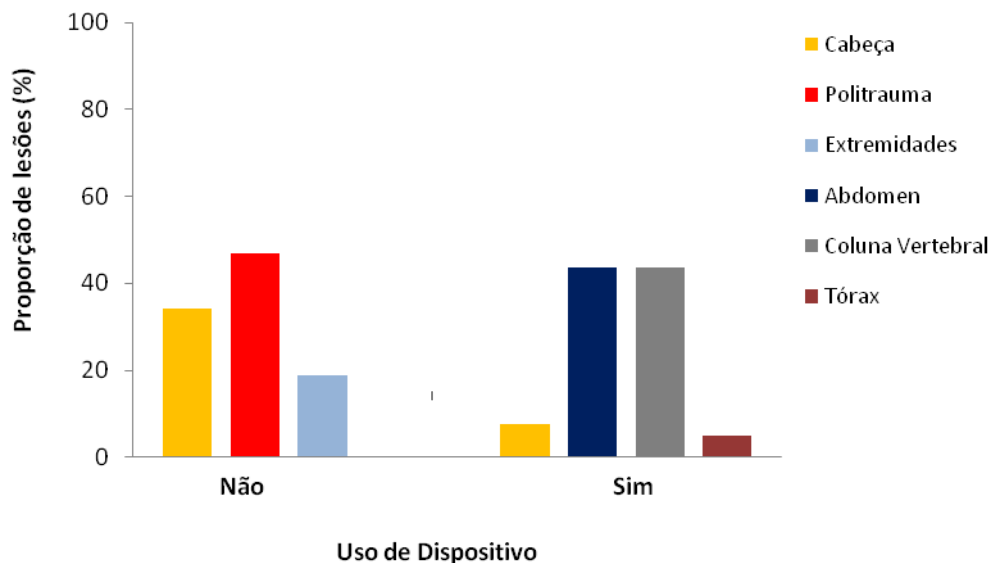


Figura 4.1. Tipo de lesão ocorrida em crianças segundo uso de dispositivo.

As lesões ocorridas em crianças que não usavam retenção foram analisadas segundo tipo de impacto, tendo sido observado, novamente, falta desta informação nos prontuários. Nesta análise, contaram-se apenas os casos em que a lesão poderia ser identificada de acordo com o tipo de impacto sofrido, assim como nas outras análises.

O gráfico da Figura 4.2 mostra as lesões ocorridas em crianças segundo o tipo de impacto nos casos em que não usavam retenção.

De acordo com a Figura 4.2, lesões da cabeça foram observadas nos impactos frontal, capotamento e traseiro, sendo o único tipo de lesão ocorrido no impacto traseiro. Fraturas das extremidades foram observadas apenas no impacto frontal, enquanto que o politrauma ocorreu nos impactos frontal, lateral e capotamento, sendo a única lesão observada no impacto lateral. Houve associação significativa entre tipo de impacto e local da lesão encontrado nas crianças não-retidas (Teste Exato de Fisher: $p < 0,05$).

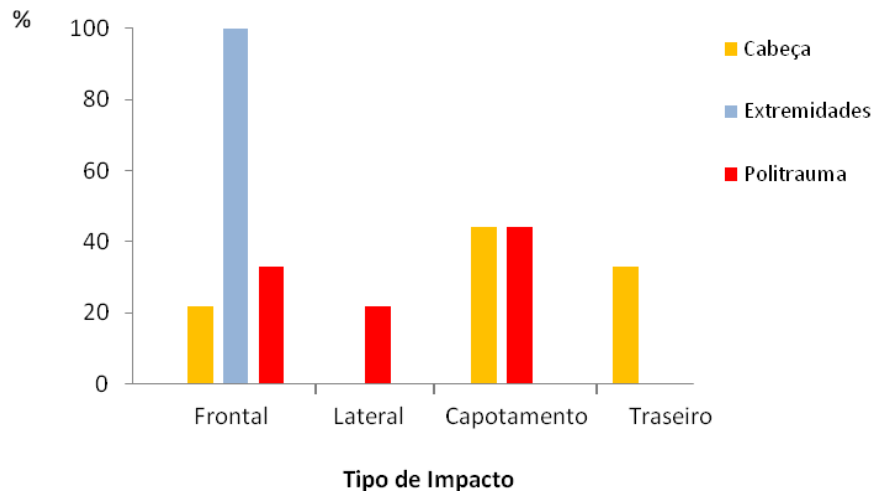


Figura 4.2. Lesões segundo tipo de impacto em crianças que não estavam retidas no momento do acidente.

O gráfico da Figura 4.3 mostra as lesões encontradas em crianças não-retidas segundo a idade do paciente, sendo que lesões de cabeça e o politrauma foram as lesões predominantes para todas as faixas etárias.

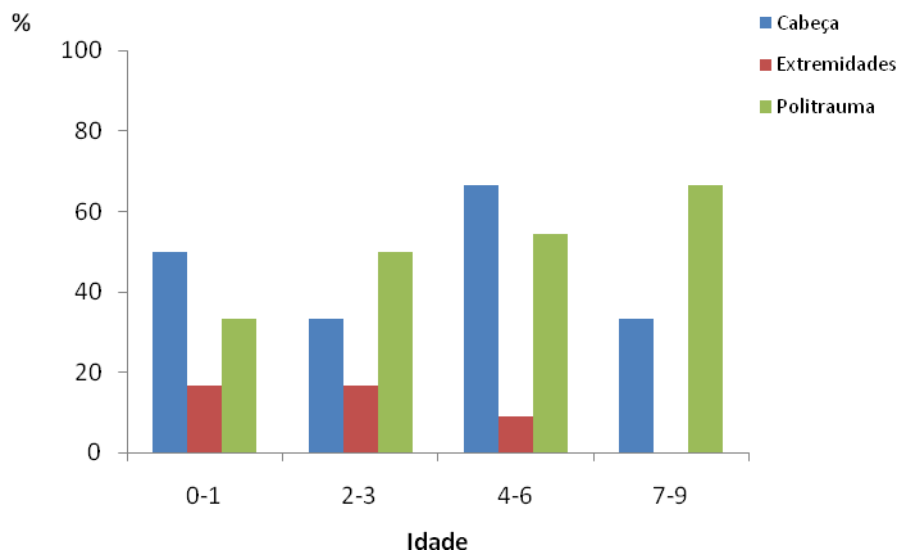


Figura 4.3. Lesões em crianças não-retidas segundo idade.

Em relação às crianças retidas, o tipo de lesão mostrou ter associação segundo tipo de impacto no momento do acidente, mostra a Figura 4.4.

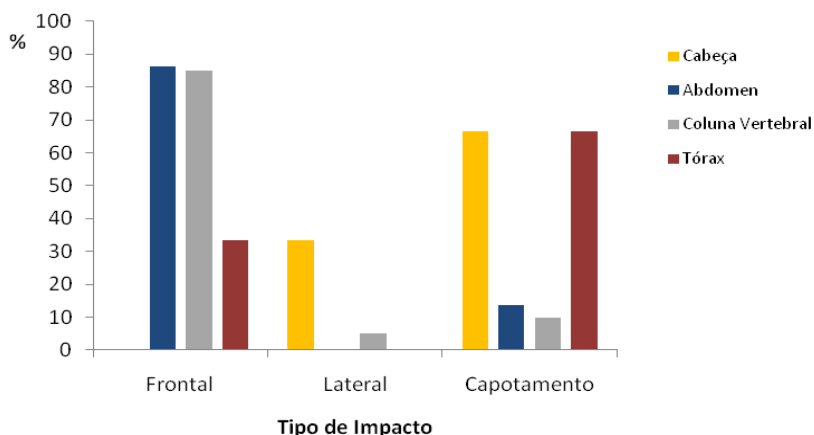


Figura 4.4. Lesões segundo tipo de impacto em crianças que estavam retidas no momento do acidente automobilístico.

De acordo com a Figura 4.4, houve prevalência de lesões abdominais (86,3%) e da coluna vertebral (85%) no impacto frontal. Lesões de cabeça ocorreram tanto no capotamento (66%) quanto no impacto lateral (33%), e as lesões de tórax foram observadas no impacto frontal e capotamento, com maior frequência no capotamento (66%). Verificou-se associação significativa entre tipo de impacto e tipo de lesão em crianças retidas (Teste Exato de Fisher: $p=0,004$).

O tipo de lesão em crianças retidas foi também analisado segundo tipo de retenção que usavam (Tabela 4.2). Neste caso, a faixa etária não foi tomada como base para a análise pois a graduação do tipo de assento usado pela criança depende exclusivamente de suas dimensões, sendo a idade um fator apenas subjetivo para a escolha do assento. Esta sessão também desconsiderou qualquer tipo de uso incorreto do dispositivo de retenção, sendo que as formas incorretas observadas no uso de dispositivos de retenção serão discutidas nas próximas sessões.

Tabela 4.2. Lesões observadas em crianças retidas, segundo tipo de retenção usado.

RETENÇÃO*		Lesão			
		Abdominal	Coluna lombar	Cabeça*	Tórax
2	n	29	18		
	%	86	86	-	-
3	n	5	3	7	4
	%	14	14	44	100
5	N			9	
	%	-	-	56	-
TOTAL	N	34	21	16	4
	%	100	100	100	100

*Retenção: 2 (cinto adulto de dois pontos), 3 (cinto adulto de três pontos), 5 (sistema de cinco pontos). Lesões de cabeça incluem traumas no crânio ou cérebro e fraturas da coluna cervical.

Conforme a Tabela 4.2, lesões abdominais ocorreram predominantemente com o uso do cinto de 2 pontos, assim como lesões da coluna lombar. Lesões de cabeça e coluna cervical foram mais observadas com o uso do cinto de 3 pontos e no sistema de 5 pontos. As lesões de tórax ocorreram apenas com o uso do cinto de 3 pontos. Houve associação entre o tipo de lesão e tipo de retenção usado (Teste Exato de Fisher: $p < 0,005$).

As lesões predominantes em crianças retidas foram analisadas isoladamente, como visto na Tabela 4.2. No entanto, foi observado que a maioria das lesões abdominais ocorreram simultaneamente às fraturas lombares. A associação entre lesões abdominais e fraturas da coluna lombar (muitas vezes caracterizadas como *chance fractures*) representaram um alto padrão de ocorrência e geralmente estavam associadas ao uso do cinto de 2 pontos, como mostra a Tabela 4.3.

É importante considerar que lesões associadas, como abdômen e coluna, poderiam ser classificadas como politrauma, descrito na Figura 4.1. Porém, devido ao fato de lesões abdominais apresentarem um padrão de associação com fraturas da coluna lombar (Bernstein et al., 2006), ela não foi considerada como um politrauma neste trabalho. O politrauma foi, então, classificado como fraturas e escoriações de mais de uma região do corpo e foi o diagnóstico presente nos prontuários médicos para representar lesões diversas do corpo, sem apresentar

alguma forma de padrão. As fraturas de extremidades também ocorriam isoladamente e por isso não foram classificadas como politraumas.

Tabela 4.3. Ocorrência de associação das lesões abdominais e fraturas da coluna lombar, segundo tipo de retenção.

RETENÇÃO	Tipo de Lesão		
	Abdominal	Abdominal + Coluna Lombar	Coluna Lombar
2	n 12 100	17 85,7	1 100
3	n - %	3 14,3	-
TOTAL	n 12 100	20 100	1 100

As lesões abdominais compreenderam lesões de diagnósticos diversos e podem estar associadas a lesões viscerais, vasculares e musculares, como mostra a Tabela 4.4.

Tabela 4.4. Descrição das lesões abdominais em crianças que estavam retidas no carro e que sofreram acidente automobilístico.

Órgãos	Lesões Abdominais	
	Vasos	Músculos
Intestino	Aorta abdominal	Parede abdominal*
Bexiga	Artéria ilíaca externa	Reto abdominal
Fígado	Artéria mesentérica	Psoas
Jejuno	Veia cava inferior	-
Mesentério	Artéria vertebral	-
Uretra	-	-
Duodeno	-	-

*Assim descrito pelos autores para indicar avulsão de músculos

Bernstein et al. (2006) observaram que lesões do intestino e de mesentério foram as mais frequentes em pacientes acometidos com *chance fractures* após acidente automobilístico. Porém, segundo Bouliane et al. (2001), a síndrome do cinto de segurança é apenas caracterizada por

lesão intestinal e do mesentério acompanhadas por *chance-fracture* da coluna lombar. Conforme os achados desse trabalho, outros tipos de lesões poderiam também compor o quadro de lesões caracterizadas pela síndrome do cinto de segurança.

Segundo a Tabela 4.2, lesões torácicas ocorreram com o uso do cinto de 3 pontos e compreendiam transecção da traquéia, obstrução de vasos como a veia cava superior e contusões pulmonares. Lesões da cabeça e da coluna cervical também foram identificadas no uso de 3 e 5 pontos. As lesões de cabeça compreendiam contusões cerebrais e fraturas de crânio.

A Tabela 4.5 mostra o local das fraturas ocorridas nas crianças retidas segundo o tipo de retenção usado.

Tabela 4.5. Nível de fratura segundo tipo de retenção usado.

RETENÇÃO		Nível de Fratura		
		Lombar	Cervical	Pelve
2	n	18		1
	%	85,71	—	50
3	n	3	7	1
	%	14,29	50	50
5	n		7	
	%	—	50	—
TOTAL	n	21	14	2
	%	100	100	100

Considerando o local das fraturas analisado (Tabela 4.5), houve diferença significativa entre as fraturas da coluna cervical e lombar e o tipo de retenção usado, sendo que as fraturas lombares ocorreram predominantemente com o uso do cinto de 2 pontos e lesões cervicais ocorreram predominantemente com o uso de 3 e 5 pontos (Teste Exato de Fisher: $p < 0,005$). As fraturas de crânio foram agrupadas às fraturas da coluna cervical para maior estabilidade dos resultados, e foram também observadas em crianças que usavam o cinto de 3 pontos e sistema de 5 pontos. As fraturas de pelve representaram fraturas do osso do quadril, observadas em crianças que usavam cintos de 2 e 3 pontos.

Para verificar a prevalência de lesões ocorridas segundo o tipo de impacto nos diferentes dispositivos usados, a Figura 4.5 mostra a relação entre tipo de impacto e tipo de retenção usado no momento do acidente.

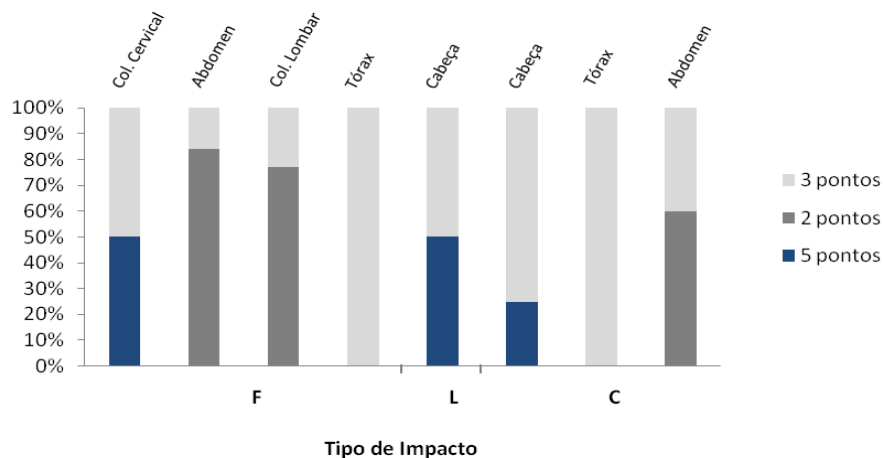


Figura 4.5. Lesões segundo tipo de impacto e tipo de retenção usado no momento do acidente. F: frontal; L: lateral; C: capotamento.

Analisando as lesões observadas segundo tipo de retenção e tipo de impacto (Figura 4.5), tem-se que o impacto frontal é a principal causa de lesão abdominal e da coluna lombar em passageiros que usavam o cinto de 2 pontos. Já o impacto lateral e capotamento prevaleceram entre passageiros usando o cinto adulto de 3 pontos para lesões de cabeça. A mesma situação foi observada em passageiros que usavam o sistema de 5 pontos. O impacto frontal também desencadeou lesões da coluna cervical em passageiros que usavam o sistema de 5 pontos. O capotamento foi contributivo para a ocorrência de lesões torácicas em passageiros que usavam cinto adulto de 3 pontos (Teste Exato de Fisher: $p = 0,02$).

Ainda na década de 90, as lesões abdominais causadas por acidentes de trânsito eram diagnosticadas posteriormente ou mesmo, não diagnosticadas. Neste estudo, o qual incluiu achados médicos de 1991 a 2009, ainda se observou o atraso de diagnóstico de lesões abdominais. Em 30% dos casos, o diagnóstico final foi atrasado por demora do aparecimento dos

sintomas. Porém, não houve associação entre tipo de lesão e tempo de aparecimento dos sintomas.

Dentre os casos que relataram a evolução do paciente, 35% deles tiveram algum tipo de sequela devido à fratura sofrida. As sequelas foram descritas como paraplegia, paralisia ou hipotrofia dos membros. Em 7% dos casos o quadro evoluiu para óbito, sendo que as causas que levaram ao óbito foram lesões abdominais, cerebrais, politrauma e fraturas da coluna cervical.

De acordo com os achados desse estudo, houve uma associação entre tipo de lesão, tipo de retenção e tipo de impacto no momento do acidente, como também observado Brown et al., 2006B. Considerando tal associação, adaptou-se um termo usado para as lesões causadas pelo cinto de segurança, chamado de síndrome do cinto de segurança (Fish e Wright, 1965; Lane et al., 1994). Esse termo, porém, é apenas empregado para as lesões abdominais e da coluna lombar.

Dessa forma, tem-se a Figura 4.6, que mostra o esquema de forças geradas na coluna vertebral pela ação do cinto abdominal no impacto frontal.

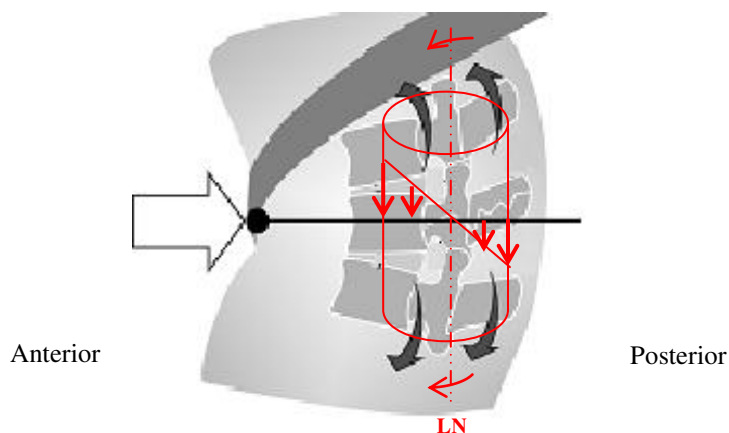


Figura 4.6. Esquema mostrando a força abdominal horizontal (flecha branca) e as forças criadas no interior das vértebras (esquema em vermelho). O eixo de rotação é mostrado pelo ponto preto. LN é a linha neutra que se forma no momento fletor, separando as estruturas que serão tracionadas (posteriores) e comprimidas (anteriores).

De acordo com a Figura 4.6, a força da desaceleração é transferida para o cinto e se caracteriza como uma força pontual aplicada. O corpo se divide, então, em duas partes, seguindo

a linha horizontal preta mostrada na Figura 4.6. Uma parte fixa é caracterizada pela região em que o cinto está posicionado, e a parte móvel é a região do corpo acima e abaixo desse ponto. Com isso, o ponto de apoio do cinto faz um eixo de rotação pelo qual a parte móvel do corpo se desloca anteriormente em consequência do momento fletor gerado. Assim, as estruturas posteriores da coluna se tensionam, e as anteriores, se comprimem. Como existem ligamentos interespinhosos ligando uma vértebra à outra (Anexo C), estes também serão tensionados, tracionando o processo espinhoso bilateralmente, tanto o ligamento da vértebra superior quanto o ligamento da vértebra inferior, promovendo assim, a trinca transversal que geralmente se inicia no processo espinhoso, como observado na Figura 2.3 (Bernstein et al., 2006). A flexão excessiva do nível da coluna atingido aproxima o corpo vertebral anteriormente, promovendo compressão das estruturas anteriores, como mostrado no esquema da Figura 4.6.

Tomando como base a biomecânica de ação do cinto descrita anteriormente, alguns mecanismos de ação característicos do *design* de cada tipo de retenção podem ser facilitadores para que os padrões de lesões observados neste estudo aconteçam, como discutido a seguir.

Com o uso do cinto adulto de 2 pontos, o tronco e a cabeça ficam livres apresentando uma ampla excursão no caso do impacto frontal. Como esse tipo de dispositivo é ancorado apenas por dois pontos, a carga do impacto é direcionada completamente para a região de fixação. Geralmente, o cinto de dois pontos, que possui apenas a tira abdominal, está posicionada sobre a região do abdômen, comprometendo, assim, órgãos internos pelo mecanismo de ação direta de sobrecarga no impacto (Arbogast et al., 2007). Em relação à coluna vertebral, a tira abdominal exerce uma força na direção horizontal, formando um eixo de rotação que leva ao mecanismo de flexo-distensão. A Figura 4.7 mostra o mecanismo de flexão excessiva do tronco em torno do cinto de dois pontos.

De acordo com a Figura 4.7, o tronco é totalmente fletido no sentido do impacto, mecanismo esse conhecido como *jackknifing*, ou efeito canivete (Humell et al., 1997). Neste trabalho, lesões abdominais e da coluna lombar foram associadas ao uso do cinto de 2 pontos. As lesões abdominais podem ocorrer pela passagem do cinto na região abdominal mais superiormente, o que também provoca forças tensionais nos níveis lombares.

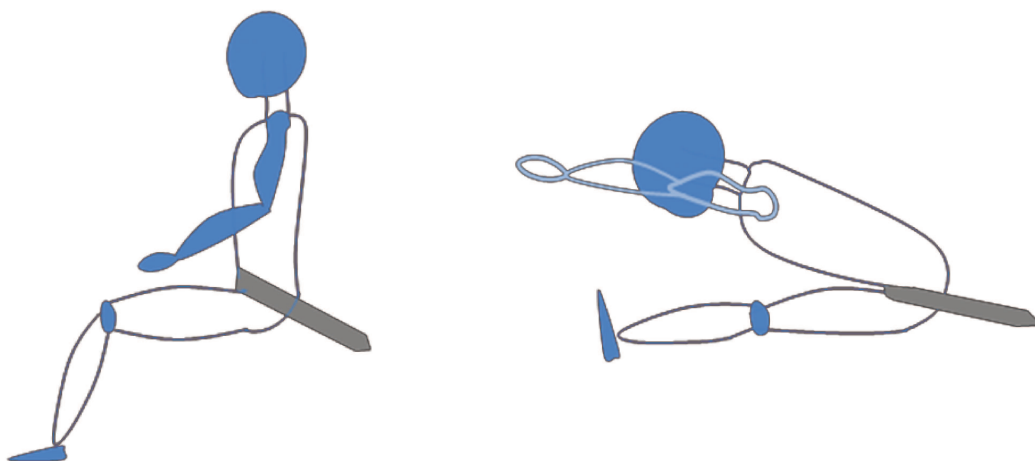


Figura 4.7. Flexão do tronco em torno da tira abdominal do cinto de 2 pontos após impacto (*jackknifing*).

Já em relação ao cinto adulto de 3 pontos, o qual possui uma tira abdominal e outra de torso, a excursão do tronco é consideravelmente menor quando comparada com o cinto de dois pontos no impacto frontal. Porém, a cabeça ainda representa o ponto livre, apresentando desta vez, grande excursão no impacto frontal. O mecanismo de flexo-distensão é então observado na coluna vertebral, mas para os níveis cervicais. A Figura 4.8 mostra o mecanismo de ação do cinto de 3 pontos no impacto frontal.

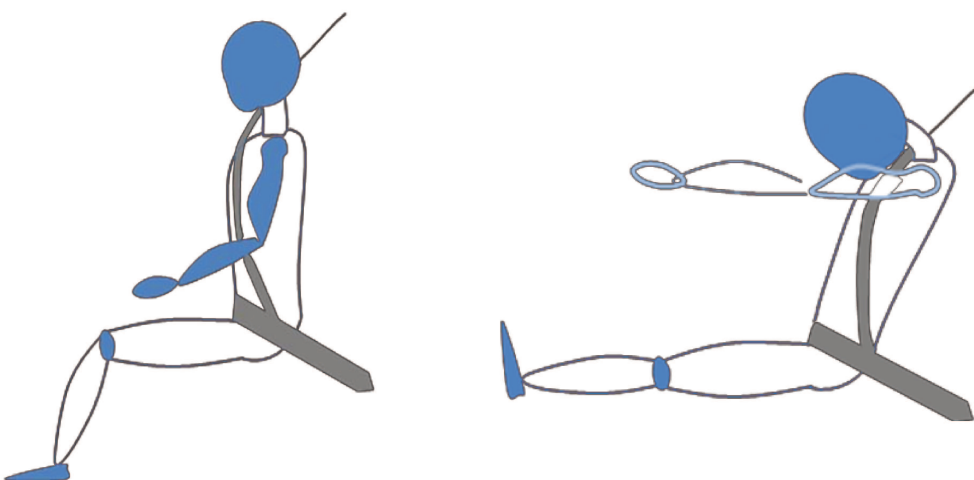


Figura 4.8. Flexão do pescoço em torno da tira de torso do cinto de 3 pontos após o impacto.

Com a presença da tira de torso, há pouco deslocamento do tronco, porém, há maior chance de ocorrer o efeito submarino no qual a pelve escorrega por baixo da tira abdominal. Isso pode promover também lesões abdominais na criança, como observado nos achados desse estudo (Tabela 4.2). Também observou-se lesões da coluna lombar em crianças que usavam o cinto de 3 pontos. Não se sabe, porém, se houve uso incorreto do cinto nos casos estudados neste trabalho. O uso incorreto do cinto de 3 pontos pode alterar a desaceleração normal do tronco ocasionada pelo cinto, o que permite grandes excursões, provocando, assim, as lesões de coluna, como observado no efeito canivete. O uso incorreto do cinto de 3 pontos pode ser caracterizado pela passagem da tira de torso atrás das costas ou abaixo do braço.

Lesões torácicas também foram observadas no impacto frontal com o uso de cinto de 3 pontos. Neste trabalho, pelo estudo retrospectivo de casos, a principal lesão ocorrida nesse tipo de impacto foi a transecção da traquéia, indicando que a tira de torso estava posicionada além da linha média do tórax, o que compromete a região do pescoço, sendo altamente sobrecarregada pela força de retenção do cinto no momento do impacto.

Em relação ao sistema de 5 pontos (cadeirinhas), as tiras de torso também fixam o tronco de maneira a deixar a cabeça da criança livre. A faixa etária das crianças que usam sistema de 5 pontos compreende geralmente crianças de 1 a 4 anos, quando o assento é virado para frente no carro. Nessa idade, a cabeça ainda apresenta dimensões desproporcionais ao corpo, sendo mais volumosa, o que também permite grandes excursões no caso do impacto frontal. Assim, pelo mesmo mecanismo de flexo-distensão, a coluna cervical é altamente tensionada com a movimentação anterior, causando fraturas e rupturas de partes moles da coluna. A Figura 4.9 mostra o mecanismo de ação do sistema de 5 pontos.

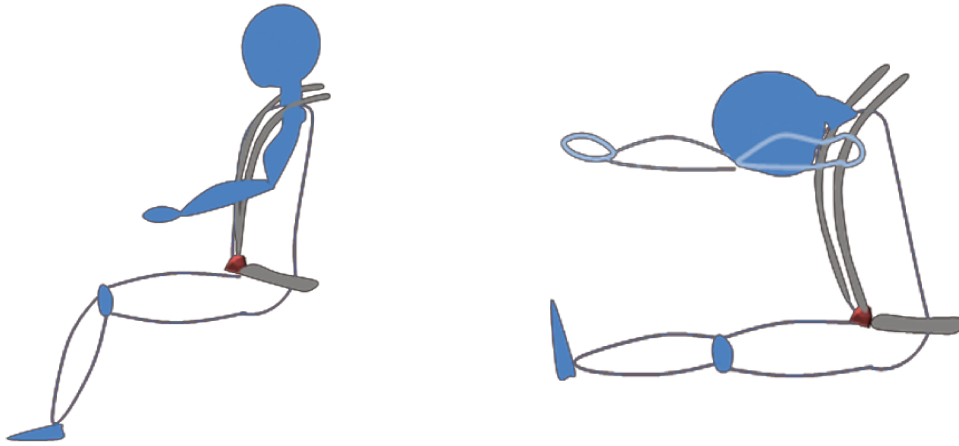


Figura 4.9. Uso do cinto de 5 pontos e flexão excessiva do pescoço após o impacto.

No caso da coluna cervical, porém, não foi observado o mesmo tipo de fratura que na região lombar (*chance fracture*). Neste trabalho, as lesões observadas na coluna cervical foram fraturas instáveis entre níveis, fraturas do processo odontóide, avulsão de raízes nervosas e contusão da medula espinhal.

Em 1993, lesões da coluna cervical e cabeça foram primeiramente observadas no uso do cinto adulto de 3 pontos e sistema de 4 pontos (Hoy e Cole, 1993). Hendey e Votey (1994) também verificaram lesões da coluna cervical em crianças que usavam o sistema de 5 pontos virado para frente (*forward-facing*), mas ainda não era considerado algum mecanismo de ação ligado ao sistema.

Em relação ao impacto lateral, a cabeça e tronco superior podem também apresentar grande excursão. Considerando o uso do cinto de 3 pontos, a tira de torso pode não reter a região do tronco quando o impacto lateral for do mesmo lado no qual o indivíduo está posicionado. A Figura 4.10 mostra a situação na qual o impacto lateral ocorreu do mesmo lado onde foi posicionado um *dummy* adulto.

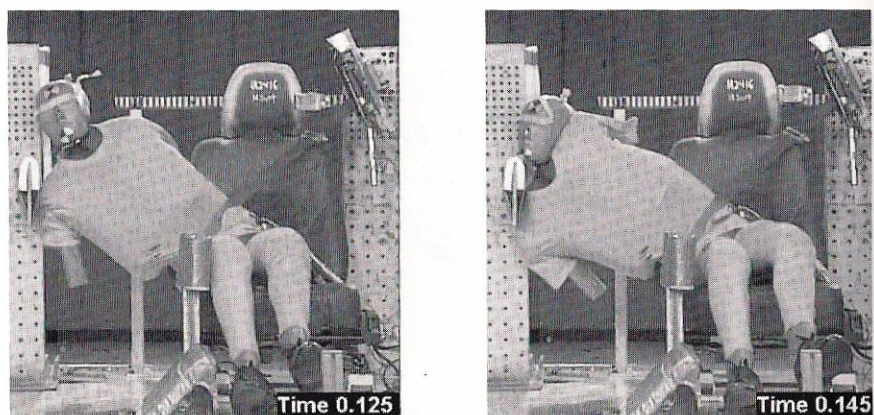


Figura 4.10. Vista frontal do ensaio do impacto lateral em um ATD adulto usando o cinto de 3 pontos. O impacto ocorreu do mesmo lado da tira de torso do cinto, provocando grande excursão lateral do tronco e cabeça. Bostrom e Haland, 2005.

Pode-se observar que a tira de torso, neste caso, não retém o tronco bilateralmente, estando os ocupantes propensos a apresentar grande excursão lateral o que leva ao contato direto da cabeça com elementos do carro. Neste trabalho, lesões de cabeça em crianças que usavam 3 pontos foram observadas no impacto lateral, indicando que esse mecanismo pode ter ocorrido.

Da mesma forma, Bostrom e Haland (2005) observaram o grande número de lesões de cabeça no impacto lateral e ensaiaram um tipo de cinto que possuía duas tiras extras de torso, diminuindo assim, a excursão lateral do tronco durante o impacto. Fildes et al. (2002) já haviam relatado que o cinto de 3 pontos era menos efetivo para amenizar o deslocamento do ocupante na direção lateral de dentro do carro.

Quanto ao sistema de 5 pontos, o impacto lateral também causa grande excursão de cabeça. Neste trabalho, a única lesão observada em crianças que usavam sistema de 5 pontos no impacto lateral foi contusão cerebral, indicando que o movimento brusco da cabeça causado pela força do impacto pode ter promovido lesões cerebrais internas. Sendo que o impacto lateral representa situação de gravidade para o ocupante, Klinich et al. (2003) investigaram o deslocamento lateral da cabeça de *dummies* em assentos *forward-facing*, de acordo com diferentes métodos de fixação no carro, determinando assim, o método mais seguro para minimizar a excursão lateral de cabeça no *dummy*. No entanto, o efeito dos componentes de

proteção próprios dos assentos infantis ainda não foram avaliados em relação ao efeito de proteção lateral da criança.

Em relação ao capotamento, o cinto de 3 pontos também pode não manter o tronco fixado, levando ao contato direto da cabeça com estruturas internas do veículo (Fildes et al., 2002), podendo acontecer o mesmo com o sistema de 5 pontos. A Figura 4.11 mostra um ensaio dinâmico de capotamento com um *dummy* adulto evidenciando o deslocamento superior do boneco no qual o cinto de 3 pontos não retém a movimentação vertical do tronco. Isso explica a maior incidência de lesões de cabeça no cinto adulto de 3 pontos e sistema de 5 pontos, as quais se caracterizavam por fraturas do crânio. Em relação ao sistema de 5 pontos, o deslocamento vertical da criança pode ser causado pela frouxidão das tiras de torso, pelo escorregamento das tiras caindo sobre os braços, ou frouxidão de fixação do assento infantil no carro, situações de uso incorreto do sistema de 5 pontos.

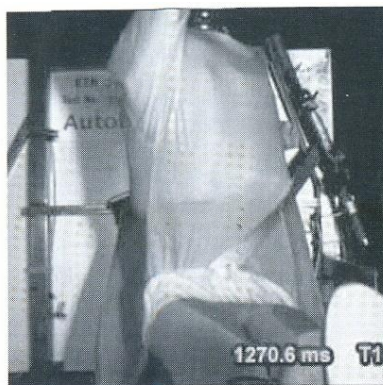


Figura 4.11. Vista frontal do ensaio de capotamento em um ATD adulto usando o cinto de 3 pontos.

O capotamento pode também ter direções diversas, como capotamento frontal ou lateral (Parenteau et al., 2003). Como mostrado na Figura 4.11, houve deslocamento vertical do *dummy*, sendo que a parte inferior do corpo é mantida pela tira abdominal, o que poderia explicar o acontecimento de lesões abdominais encontradas neste trabalho quando cintos de 2 e 3 pontos eram usados (Figura 4.5). As lesões torácicas observadas neste trabalho, ocorridas no capotamento, eram caracterizadas por contusões pulmonares, que podem ter sido provocadas pelo contato direto desta região com elementos do carro (Parenteau et al, 2003).

Sendo assim, ao contrário dos achados de Porter e Zhao (1998), os quais verificaram que os mesmos tipos de lesões ocorriam tanto em pessoas retidas quanto não retidas dentro do carro, este estudo mostrou que há uma associação entre tipo de lesão e condição do nível de segurança do passageiro, como também observado por Hayes et al. (1991). Segundo Brown et al. (2006B), alguns traumas são mais predispostos a ocorrer dependendo da condição de retenção da criança.

Dessa forma, acredita-se que o mecanismo de ação ocasionado pela força de retenção do cinto desencadeia lesões que hoje já são conhecidas como a síndrome do cinto de segurança por ocorrerem secundariamente ao impacto. Geralmente, as lesões ocorrem devido ao uso incorreto dos dispositivos, e, por consequência, acabam guiando as tiras do cinto em regiões vulneráveis do corpo da criança, expondo-as a um risco maior de lesão como já observado por Arbogast et al. (2005) e Reed et al. (2005). Em função disso, atualmente, Lee et al. (2010) trabalham no desenvolvimento de um novo modelo de distribuição de forças do cinto adulto para desviar a carga do impacto de regiões vulneráveis como a região abdominal. Para esses autores, o estudo biomecânico do posicionamento dos componentes de retenção é relevante e fundamental para o desenvolvimento de novos dispositivos ainda mais seguros.

4.3 Digitalização dos dados

Esta sessão mostra os resultados obtidos a partir do estudo biomecânico dos dispositivos de retenção infantil. As características dos componentes de segurança serão descritos e analisados, de forma a associá-los aos padrões de lesões encontrados nesta sessão.

4.3.1 Belt fit 1- Sistema de 5 pontos (cadeirinhas)

As características gerais dos assentos foram analisadas em termos do posicionamento das tiras de ombro em relação à localização dos furos de passagem das tiras (*slots*), posicionamento

das tiras abdominais em relação às marcas pré-determinadas na região abdominal do *dummy*, localização da tira entre pernas em relação ao quadril do *dummy*, e localização do protetor lateral de cabeça do assento em relação ao CG (centro de gravidade) da cabeça do *dummy*.

Em relação às tiras do ombro, houve uma variação no posicionamento das tiras de acordo com a altura da passagem das tiras. Neste estudo, foi analisado, previamente, a altura da passagem no caso do *dummy* de três anos, chegando-se à conclusão de que o *slot* ideal seria o superior para todos os assentos testados (Weber, 2000). A Figura 4.12 mostra os dois pontos medidos para avaliar o posicionamento das tiras de ombro: a articulação do ombro do *dummy* (ponto amarelo) e o furo de passagem superior do assento – *slots* (ponto vermelho).



Figura 4.12. Pontos digitalizados para avaliar o posicionamento das tiras de ombro. O ponto vermelho representa o *slot* e o ponto amarelo representa a articulação do ombro do *dummy*.

A Figura 4.13 mostra a distância vertical entre os dois pontos mostrados na Figura 4.12.

Por meio da análise qualitativa (Figura 4.12) e quantitativa (Figura 4.13) desses pontos, nota-se que quanto maior a distância entre eles, as tiras de ombro tendem a passar muito próximas à região da base do pescoço (CRS 3, Figura 4.12). Quando a distância entre o *slot* e o ombro é menor (Figura 4.13, CRS2), as tiras passam mais aderidas ao ombro do *dummy*, não tocando a base da cabeça ou à região do pescoço (CRS1 e CRS2, Figura 4.12).

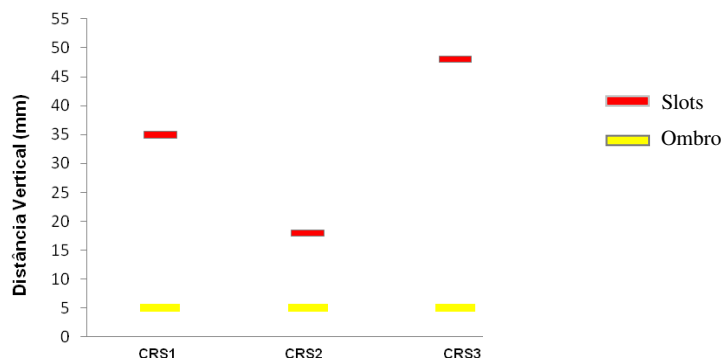


Figura 4.13. Distância entre a articulação do ombro do *dummy* e os *slots* nos assentos CRS1, CRS2 and CRS3. As medidas (em mm) são indicadas na direção vertical (plano Z de coordenadas).

Esses resultados mostram que o melhor posicionamento das tiras do ombro dependem do *slot* pelo qual passam. Assim, o posicionamento ideal observado foi aquele em que a tira de torso passa rente ao ombro. Por outro lado, se o *slot* usado está muito acima da altura do ombro, a tira pode apresentar frouxidão levando a picos de desaceleração da cabeça e do tronco superior, no caso de impacto frontal. O mesmo pode acontecer se o *slot* usado estiver abaixo da altura dos ombros. Segundo as lesões observadas na sessão 4.2 deste trabalho, crianças que usavam o sistema de 5 pontos no momento do acidente tiveram fraturas da coluna cervical no impacto frontal. O mecanismo pode ter sido ocasionado pelo uso incorreto do *slot*, influenciando as forças geradas na cabeça e tronco superior no momento do impacto.

Analisando os efeitos do uso incorreto de assentos infantis *forward-facing*, Czernakowski e Müller (1993) notaram que, se houver folga nas tiras de cadeirinhas, haverá estrangulamento da criança causada pelo efeito submarino no momento do impacto. Segundo os autores, acidentes como esses já foram observados na Alemanha.

O *slot* usado incorretamente também pode fazer com que as tiras de ombro escorreguem lateralmente e caiam sobre os braços, levando à alta excursão de tronco em caso de impacto. Tal efeito poderia ser minimizado pela colocação de “clips” que unam as duas tiras do ombro na altura do tórax, impedindo, portanto, o escorregamento das tiras para fora dos braços.

É válido destacar que, dentre os assentos analisados, o número de *slots* variou entre 2 e 3 pares. Considerando a faixa de estatura das crianças que usam esse tipo de retenção, o maior número de pares seria relevante, uma vez que aumentariam as opções de altura dos *slots* proporcionalmente à altura do ombros das crianças.

Em relação ao posicionamento das tiras abdominais nos assentos infantis, as diferenças da passagem das tiras estão demonstradas na Figura 4.14.

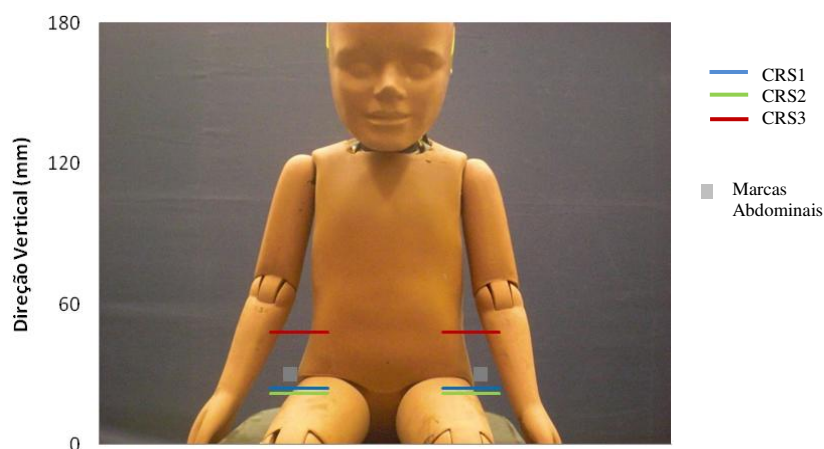


Figura 4.14. Posicionamento das tiras abdominais no *dummy* em relação aos diferentes assentos infantis.

Analisando as posições das tiras abdominais e marcas laterais feitas no abdômen do *dummy*, observa-se uma passagem das tiras muito acima na região abdominal no CRS3. A passagem das tiras abaixo das marcas abdominais que direcionariam a carga de impacto para estruturas rígidas da pelve, como visto nos assentos CRS1 e CRS2, seria a passagem mais adequada.

O posicionamento das tiras abdominais foram analisadas em relação ao ponto abdominal lateral inferior do *dummy* de 3 anos. Um ponto de referência ideal seria as EIAS, porém essa idade de *dummy* ainda não apresenta localidades de proeminências ósseas importantes para analisar o *belt fit* do sistema de 5 pontos.

O sistema de 5 pontos é designado a crianças mais novas devido à delicada estrutura óssea da faixa etária em questão. Segundo Weber (2000), quanto mais pontos de apoio do cinto, maior é a área de distribuição de forças causadas pelo impacto. Como crianças mais novas ainda não possuem estruturas ósseas muito rígidas e desenvolvidas, esse é um tipo de sistema mais adequado ao uso de faixas etárias mais baixas. Como observado nos resultados do estudo retrospectivo de casos, não houve lesões abdominais em crianças que usavam sistema de 5 pontos. Isso pode ser apenas uma consequência do número baixo de casos analisados. Mas, segundo a norma brasileira NBR 14400, sinais de perfurações abdominais devem ser observados após ensaio dinâmico nesse tipo de assento, confirmando a hipótese de que cargas geradas pelo impacto podem ser direcionadas à região do abdômen. Por isso, a passagem das tiras abdominais ainda deve seguir os métodos avaliados por Arbogast et al. (2005) e se posicionar sobre estruturas mais rígidas da pelve como as EIAS.

Tiras abdominais posicionadas muito acima da região abdominal, em que o fecho do sistema de cinco pontos se encontra na região da barriga, também podem provocar o efeito submarino por causar o escorregamento da criança por baixo da tira. Esse caso já foi observado por Hummel et al. (1997) em ensaios dinâmicos de cadeirinhas (sistema de 5 pontos). Nos assentos analisados neste trabalho, esta seria uma situação que poderia ocorrer no CRS3, como mostra a Figura 4.15, em que os diferentes níveis de posicionamento do fecho do cinto podem ser observado, tomando como base a linha horizontal traçada na altura da articulação do quadril do *dummy*.



Figura 4.15. Posicionamento do fecho do cinto nos modelos de assentos testados. A linha preta foi traçada na altura da articulação do quadril do ATD.

A linha preta da Figura 4.15 mostra exatamente a linha da articulação do quadril do *dummy*. Pela Figura 4.15, o fecho do CRS3 encontra-se muito acima da região abdominal em comparação com CRS1 e CRS2, sendo que neste último caso, encontra-se abaixo da linha preta, ou seja, comprometendo pouco a região abdominal.

A localização dos protetores laterais de cabeça foi também analisada em função da posição do centro de gravidade (CG) da cabeça do *dummy* (Figura 4.16).

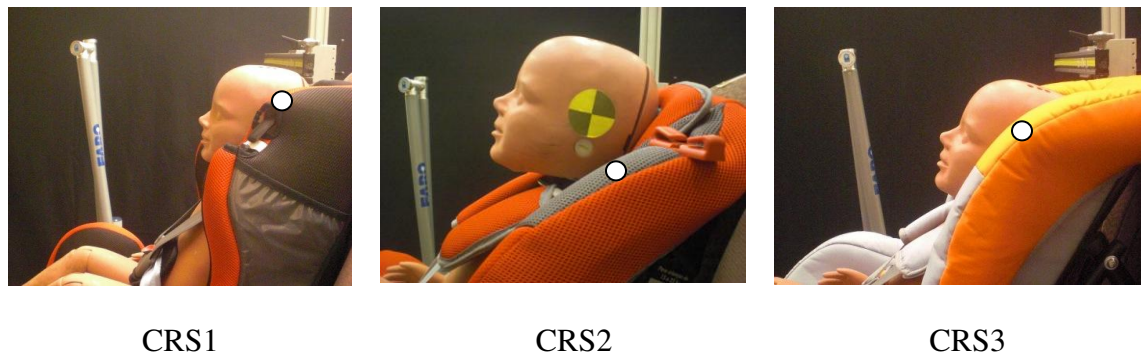


Figure 4.16. Vista lateral mostrando a altura do centro de gravidade (CG) da cabeça do *dummy* (símbolo amarelo e preto) e o limite vertical do protetor lateral de cabeça do assento (ponto branco).

Embora todos os assentos cumprissem com o critério de altura do encosto de costas no qual o centro de gravidade da cabeça é situada abaixo do topo do encosto, o componente lateral de proteção pode estar desalinhado com a altura da cabeça, como mostra a Figura 4.16 para o CRS2, no caso do *dummy* de 3 anos. Pela Figura 4.16, nota-se que o CG da cabeça do *dummy* (indicado pelo símbolo amarelo e preto) está posicionado muito acima do componente de proteção lateral (indicado pelo ponto branco).

O CG pode ser mais protegido se for totalmente coberto pelo protetor lateral, como visto no esquema da Figura 4.17 para os assentos CRS1 e CRS3.

De acordo com a Figura 4.17, o CG do *dummy* está protegido pelo protetor lateral de cabeça em cerca de 5cm na direção vertical para os assentos CRS1 e CRS3. Por outro lado, o CG

do *dummy* está totalmente exposto no CRS2, sendo situado cerca de 10cm acima do protetor lateral de cabeça.

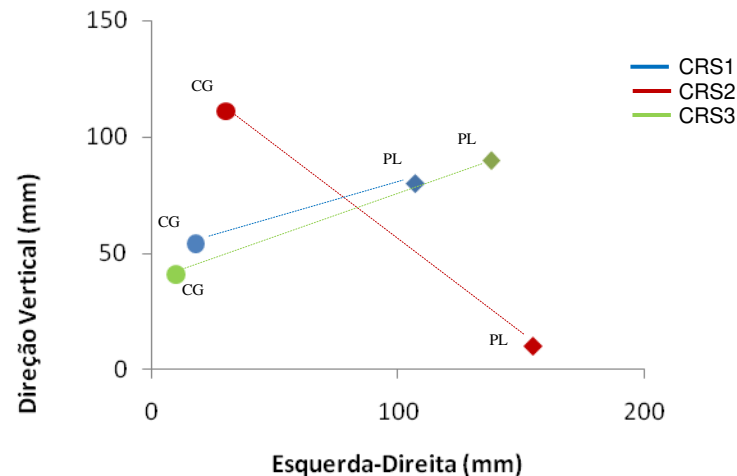


Figura 4.17. Posicionamento do protetor lateral de cabeça (PL) em relação ao CG da cabeça do *dummy*, vista lateral. Os pontos circulares representam CG e losangos representam o PL de cada assento. As medidas estão em milímetros.

Os assentos infantis virados para frente (*forward-facing*) são geralmente usados para crianças de 1 a 4 anos de idade. Considerando que a altura sentada das crianças aumenta ao longo dos anos, o componente lateral de proteção da cabeça deveria apresentar uma ampla faixa de altura vertical. Como visto na Figura 4.17, o componente lateral de proteção dos assentos CRS1 e CRS3 posiciona-se acima do centro de gravidade de cabeça do *dummy*, garantindo a limitação do deslocamento lateral da cabeça. Já no assento CRS2, nota-se que o CG da cabeça do *dummy* está muito superior ao componente lateral do assento, indicando um aumento de risco de lesão no caso de impactos laterais (Lai et al., 2008).

Segundo Ehrlich et al. (2006), as lesões mais graves observadas em crianças ocorreram na cabeça durante impactos laterais. Neste trabalho constatou-se que lesões graves de cabeça ocorreram no impacto lateral em crianças que usavam sistema de 5 pontos, indicando que o alinhamento entre a altura da cabeça da criança e o protetor lateral do assento é fundamental na

prevenção dessas lesões. Outros fatores também mostraram contribuir com a limitação da excursão lateral de cabeça em impactos laterais, como os métodos de fixação do assento estudado por Klinich et al. (2003).

O posicionamento da tira entre pernas foi também avaliado em relação à localidade da articulação do quadril do *dummy* de 3 anos. A Figura 4.18 mostra o posicionamento da tira entre pernas nos modelos de assentos infantis *forward-facing*.

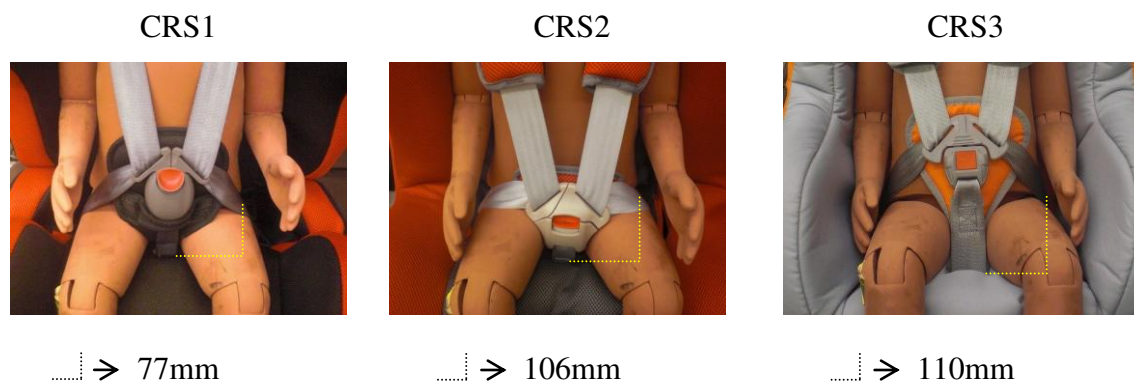


Figura 4.18. Posicionamento da tira entre pernas no *dummy* de 3 anos de idade em 3 diferentes modelos de assentos infantis.

Pela Figura 4.18, nota-se que há somente um ponto de passagem da tira entre pernas para todos os modelos testados, levando a apenas uma opção de passagem da tira. O distanciamento entre o ponto de passagem da tira e *dummy* foi analisado observando-se a localização da articulação do quadril do *dummy*, já que não há referência da sínfise púbica neste ATD (Anexo C). A distância entre os pontos está mostrado na Figura 4.18 e foi obtido pelos dados do Faro Arm na direção da reta tracejada amarela da direção vertical.

Considerando o tamanho único do ATD usado, de 3 anos, a distância observada varia razoavelmente entre os assentos. Ainda não há referências literárias sobre a melhor forma de encaixar a tira entre pernas na criança. Visto que as crianças que usam esse tipo de dispositivo estão na faixa etária de 1 a 4 anos, e que sua estatura também muda em grande escala, é de se esperar mais opções de distanciamento da tira entre pernas, evitando tanto a fixação frouxa da tira quanto uma grande pressão na área púbica da criança.

De acordo com os achados dessa sessão, os pontos-chave de avaliação da interação assento-criança no *dummy* de 3 anos são o CG, altura dos ombros, região abdominal delimitada à região das EIAS e região entre pernas, delimitada pela sínfese púbica da pelve.

4.3.2 *Belt fit 2 – Booster*

A análise qualitativa do posicionamento das tiras de torso e abdominal do cinto adulto foi primeiramente avaliada no *dummy* de 6 anos de idade, nas condições com e sem encosto de costas. A Figura 4.19 mostra o *belt fit* nos 3 *boosters* avaliados.

De acordo com a Figura 4.19, nota-se que o uso do encosto modifica o posicionamento das tiras do cinto. A fita branca vista no tórax do ATD foi colocada para representar a linha média entre ombros (manúbrio). A mudança no posicionamento da tira de torso pode ser avaliada de acordo com sua passagem pelo ponto amarelo indicado pela flecha, e que representa o manúbrio. Como visto na Sessão 3.3 deste trabalho, a borda interna da tira do cinto deve passar a uma distância do ponto amarelo especificado.

Observando a condição 1 (com encosto de costas), tem-se que A1 e B1 produziram boa passagem da tira de torso segundo os critérios adotados neste trabalho. Reed et al. (2009A), estudando *belt fit* em 41 *boosters*, verificaram que os guias de passagem do cinto no assento são eficazes para o bom direcionamento do cinto no corpo da criança. No entanto, na condição C1 (com encosto), a porção interna da tira de torso passa por dentro do ponto amarelo, indicando que a eficácia dos guias de passagem das tira depende também de suas características de *design* e orientação.

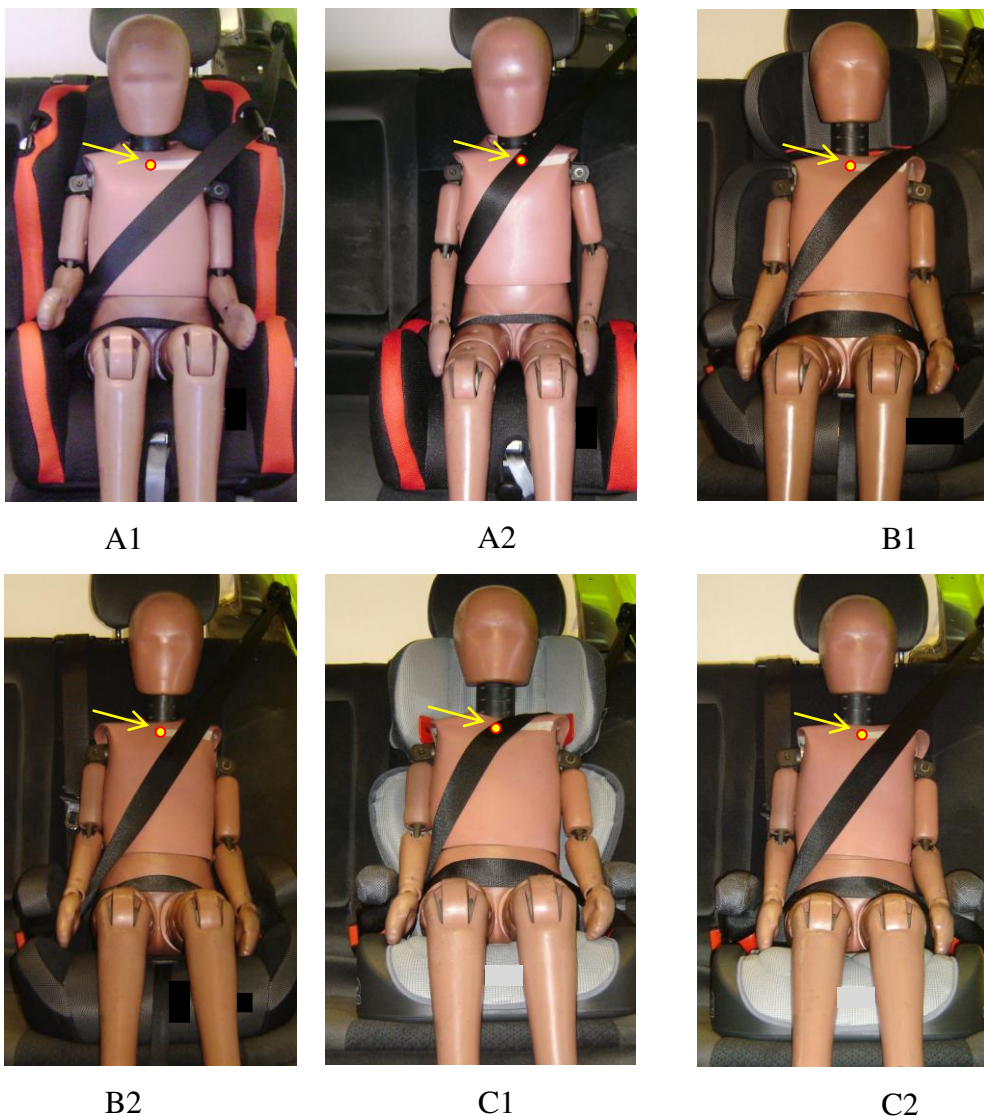


Figura 4.19. Posicionamento das tiras de torso e abdominal na condição com encosto (inclinação 0°) e sem encosto de costas. A flecha indica o ponto padronizado para avaliação qualitativa da passagem da tira de torso.

Nas condições sem encosto de costas, nota-se que as tiras de torso passam exatamente a uma certa distância da linha média nos *boosters* B2 e C2. Na condição A2, porém, a tira passa levemente sobre o ponto amarelo. Para o mesmo *dummy*, nota-se então, que diferenças no posicionamento das tiras de torso são ocasionadas pela presença do encosto de costas.

Quanto à tira abdominal, nota-se que seu posicionamento varia de acordo com os modelos de *booster* testados (Figura 4.19). Nas condições B1 e C1, a tira abdominal posiciona-se

mais superiormente na região do abdômen, em comparação com a condição A1. Nas condições sem encosto de costas, as tiras abdominais posicionaram-se mais inferiormente, o que significa melhor *belt fit*. Reed et al. (2009A) também verificaram a influência do uso do encosto de costas no posicionamento das tiras abdominais, sendo que melhores posicionamentos das tiras foram atribuídos à ausência do encosto de costas, muitas vezes por direcionar o ATD mais posteriormente em relação ao banco do carro.

Segundo os resultados vistos na sessão 4.2 (estudo retrospectivo de casos), as lesões predominantes em crianças que usavam o cinto adulto de 2 e 3 pontos foram lesões abdominais e da coluna vertebral. As lesões abdominais podem ter sido ocasionadas pela força compressiva diretamente aplicada na região abdominal durante o impacto, como também observado por Arbogast et al. (2007). A passagem da tira abdominal em áreas mais rígidas como as EIAS poderia evitar esse tipo de lesão, por se posicionar mais inferiormente distribuindo a força do impacto para estruturas ósseas. Por isso, pode-se dizer que o uso incorreto desse tipo de retenção é caracterizado pela sua passagem acima das EIAS transferindo a carga do impacto diretamente para órgãos abdominais.

Em relação às fraturas da coluna lombar, o posicionamento da tira abdominal abaixo das EIAS é uma situação favorável. Se analisarmos o mecanismo de ação da tira abdominal do cinto (Figura 4.6), nota-se um eixo rotacional em torno da tira, promovendo a excursão anterior excessiva do tronco sobre esse eixo, distendendo estruturas vertebrais posteriores, no caso de impacto frontal. Considerando que as EIAS estão horizontalmente alinhadas ao osso do sacro (Anexo C) e se a tira abdominal for posicionada abaixo das EIAS, o mesmo mecanismo de ação pode ocorrer, porém, a força gerada pelo cinto será direcionada para o sacro e não para os níveis vertebrais lombares, diminuindo as chances de separação dos níveis.

Para verificar quantitativamente o *belt fit* do cinto adulto, a Tabela 4.6 mostra os valores do *belt fit* da tira de torso do cinto adulto obtidos no ensaio estático dos *boosters*, com e sem encosto de costas.

Tabela 4.6. Pontuação (em mm) da tira de torso nos *boosters* testados nas condições com e sem encosto de costas.

CONDIÇÃO	<i>Belt fit - Torso</i>		
	A	B	C
Com encosto	72	16,7	-4
Sem encosto	-5,4	22,3	23

De acordo com a Tabela 4.6, a pontuação da tira de torso mudou consideravelmente nas duas condições para todos os modelos testados. O *booster* A apresentou a maior pontuação na condição com encosto de costas, apresentando, porém, pontuação negativa quando testado sem o encosto de costas. O *booster* B apresentou pontuações positivas em ambas as situações, enquanto que o *booster* C teve pontuação negativa com encosto de costas e pontuação positiva sem o encosto de costas.

A Tabela 4.7 mostra os valores do *belt fit* para a tira abdominal do cinto adulto. Pontuações positivas foram adquiridas pelo *booster* A, nas duas condições de ensaio, indicando que a tira abdominal passava abaixo das EIAS. No entanto, valores negativos foram observados nos *boosters* B e C na presença do encosto de costas, o que significa que as tiras passavam superiormente na região do abdômen, ou acima das EIAS.

Tabela 4.7. Pontuação (em mm) da tira abdominal nos *boosters* testados nas condições com e sem encosto de costas.

CONDIÇÃO	<i>Belt fit - Abdominal</i>		
	A	B	C
Com encosto	46	-14	-15,6
Sem encosto	46,8	11,7	0

Para analisar os valores encontrados nas Tabelas 4.6 e 4.7, tem-se a Figura 4.20 que mostra uma concentração de valores no mesmo tipo de ensaio em 41 *boosters* testados, analisados por Reed et al. (2009A).

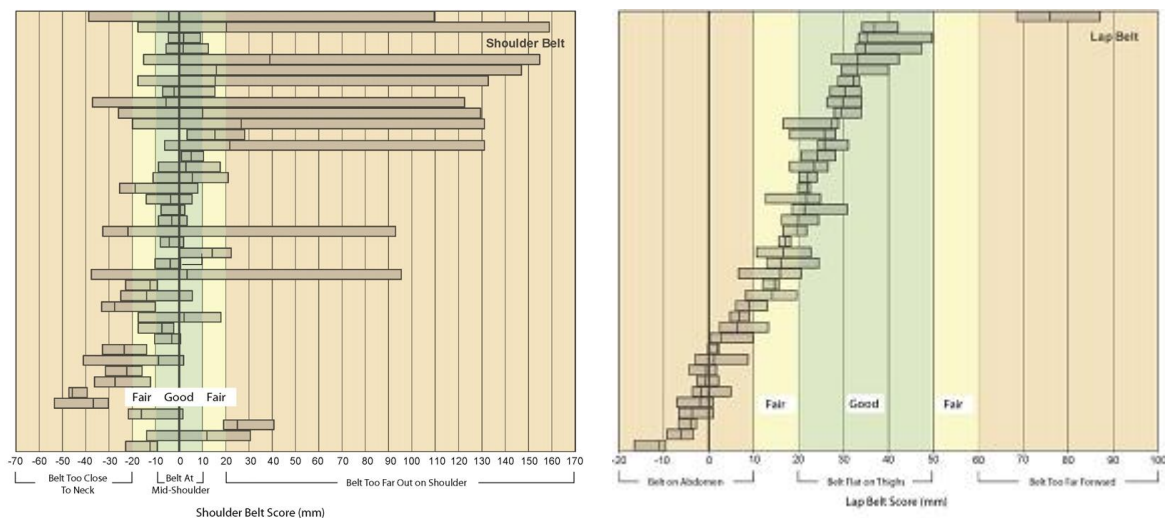


Figura 4.20. Valores de *belt fit* para a tira de torso (esquerda) e abdominal (direita) para 41 *boosters* testados. Reed et al., 2009A.

De acordo com a Tabela 4.6, o *belt fit* da tira de torso do cinto adulto variou entre 72mm e -5,4mm. Valores iguais a zero indicam que a tira está justamente caindo sobre a linha média do ombro, enquanto que valores maiores indicam posicionamento mais lateral (para fora do ombro). De acordo com a Figura 4.20, valores entre -10mm e 10mm estão na faixa “good” para o posicionamento da tira. “Fair” foi atribuído a valores entre 10mm para ambos os lados da faixa “good” (Reed et al., 2009A). Porém, valores positivos muito altos, como observado na Tabela 4.6 (72mm) para o booster A1, representa um posicionamento que passa fora do ombro, podendo não restringir o movimento frontal do tórax e cabeça no caso de impacto frontal (Reed et al., 2009A). Esse pode ser um tipo de uso incorreto da tira de torso, o qual limita o deslocamento do passageiro apenas com a tira abdominal.

Por outro lado, valores negativos excessivos da tira de torso, como abaixo de -20mm de acordo com a Figura 4.20, poderiam causar sensação de sufocamento por passar no pescoço, o que poderia representar outra forma de uso incorreto do cinto (Reed et al., 2009A). Neste trabalho, um tipo de lesão torácica observada no estudo das lesões em crianças foi a transecção

da traquéia, que pode ter sido causada por esse tipo incorreto de uso da tira de torso. Além disso, quando a tira passa muito próxima ao pescoço, a criança tende a colocá-la atrás das costas ou abaixo do braço, aumentando as chances de lesões no caso de impacto.

Analisando o posicionamento da tira de torso qualitativa e quantitativamente, observou-se uma ótima pontuação da tira de torso do cinto adulto quando o *belt fit* tinha valores positivos entre 15mm e 30mm. Assim, as condições B1, B2 e C2 mostradas na Figura 4.19, apresentaram melhor *belt fit* para o *dummy* de 6 anos analisado. Isso porque valores iguais ou próximos de zero caracterizam passagem da tira rente à linha média do tronco, o que ainda pode levar ao contato da borda medial com a base do pescoço (condição A2, Figura 4.19). Por isso, uma margem de 15mm a 30mm além da linha média seria uma posição preferível para o *dummy* de 6 anos, como esquematizado na Figura 4.21.

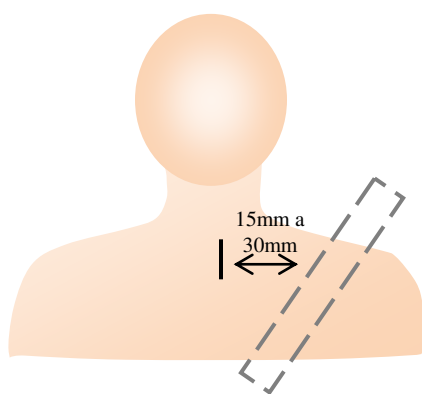


Figura 4.21. Esquema mostrando a distância ideal para a passagem da tira de torso no *dummy* de 6 anos.

Em relação à tira abdominal, de acordo com a Figura 4.20 e a Tabela 4.7, nota-se que o *booster* “A” possui uma boa pontuação para o posicionamento da tira abdominal, tanto na presença (46mm) quanto na ausência (46,8mm) do encosto de costas, pontuações que estão na faixa “*good*” segundo o estudo de Reed et al. (2009A), Figura 4.20. Valores iguais a zero indicam que a porção superior da tira abdominal está sobre a marca feita nas EIAS do *dummy*. A pontuação foi considerada “*fair*” se a tira caísse totalmente abaixo das EIAS (10mm - 20mm) e “*good*” se parte da tira estivesse sobre a coxa (20mm - 50mm). Valores acima de 60mm indicam

que a tira está totalmente caída sobre a coxa. Portanto, pontuações positivas acima desses valores, ou seja, tiras posicionadas muito abaixo das EIAS caindo sobre as coxas, poderiam produzir maiores excursões do ocupante, o que levam a picos de aceleração e também a maior chance de contato do ocupante com elementos interiores do veículo.

Por outro lado, a pontuação negativa da tira abdominal se associa ao posicionamento superior da tira, ou seja, acima das EIAS. Nesse caso, provavelmente, ocorrerá o efeito submarino no ocupante o que direciona toda a força do impacto para os órgãos abdominais (Reed et al., 2009A) e níveis lombares da coluna vertebral, como pode ter ocorrido nos casos observados neste estudo, nos quais uma alta frequência de lesões abdominais associadas a fraturas da coluna lombar ocorreram em crianças que usavam o cinto adulto de 2 ou 3 pontos.

Neste trabalho, um bom *belt fit* da tira abdominal foi dada a valores positivos entre 10mm e 30mm. Associando-se esses valores à análise qualitativa mostrada na Figura 4.19, tem-se que, quando a tira abdominal passa de 10mm a 30mm abaixo das EIAS (condição B2), a largura da tira acompanha a dobra da articulação do quadril na posição sentada e ainda apresenta-se ancorada pelas EIAS prevenindo a ocorrência do efeito submarino em caso de impacto. Já valores positivos acima de 30mm, fazem com que a tira se posicione em uma posição mais horizontal (condição A1 e A2), não acompanhando a curva da articulação do quadril, o que pode gerar grande excursão de tronco no impacto. Valores iguais a zero, ou seja, quando a borda superior da tira abdominal se posiciona na mesma altura das EIAS (condição C2), poderá promover o escorregamento da tira superiormente, já que não estão ancoradas pelas EIAS, comprometendo também a região abdominal, como acontece no efeito submarino.

Nota-se que as pontuações da tira abdominal dos *boosters* B e C variaram consideravelmente com a presença e ausência do encosto de costas, sendo que melhores pontuações foram adquiridas na ausência do encosto. Isso pode ser explicado pelo deslocamento posterior do *dummy* no banco do carro quando é tirado o encosto de costas. Segundo Reed et al. (2009A), quanto mais próximo está o *dummy* em relação aos guias de passagem da tira abdominal, melhor será sua passagem pela pelve do *dummy*. Se o *dummy* estiver mais afastado

dos guias no *booster*, este pode permitir que as tiras abdominais se direcionem mais superiormente.

4.4 Mapeamento de pressão – sistema de 5 pontos (cadeirinhas)

O mapeamento de pressão dos assentos foi obtido para os modelos CRS1, CRS2 e CRS3 usando o sistema de 5 pontos no *dummy* de 3 anos. O comportamento dos valores de pressão ao longo das inclinações está representado na Figura 4.22.

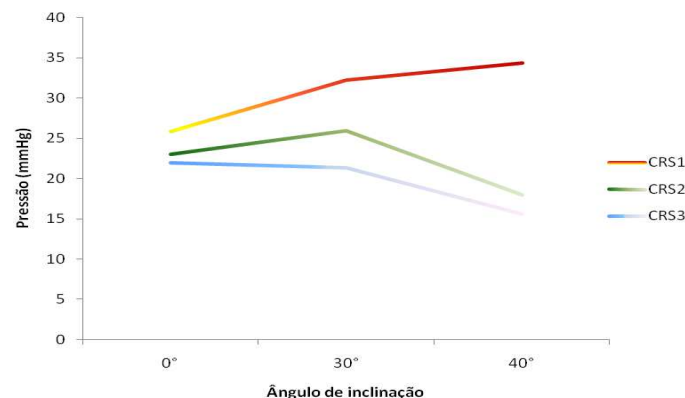


Figura 4.22. Variação dos valores de pressão nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3, segundo ângulos de inclinação.

Os valores absolutos de pressão variaram consideravelmente entre os modelos testados em relação aos diferentes ângulos de inclinação. De acordo com a Figura 4.22, as pressões dos assentos são quase similares para todos os modelos na posição zero. Entretanto, conforme o aumento do ângulo de inclinação, a pressão absoluta aumenta proporcionalmente no assento CRS1. Em contraste, a pressão absoluta diminui consideravelmente conforme o aumento total da inclinação nos assentos CRS2 e CRS3.

A Figura 4.23 mostra a área de contato e variação da distribuição de pressão em imagens 2D adquiridas para todos os assentos nos diferentes ângulos de inclinação.

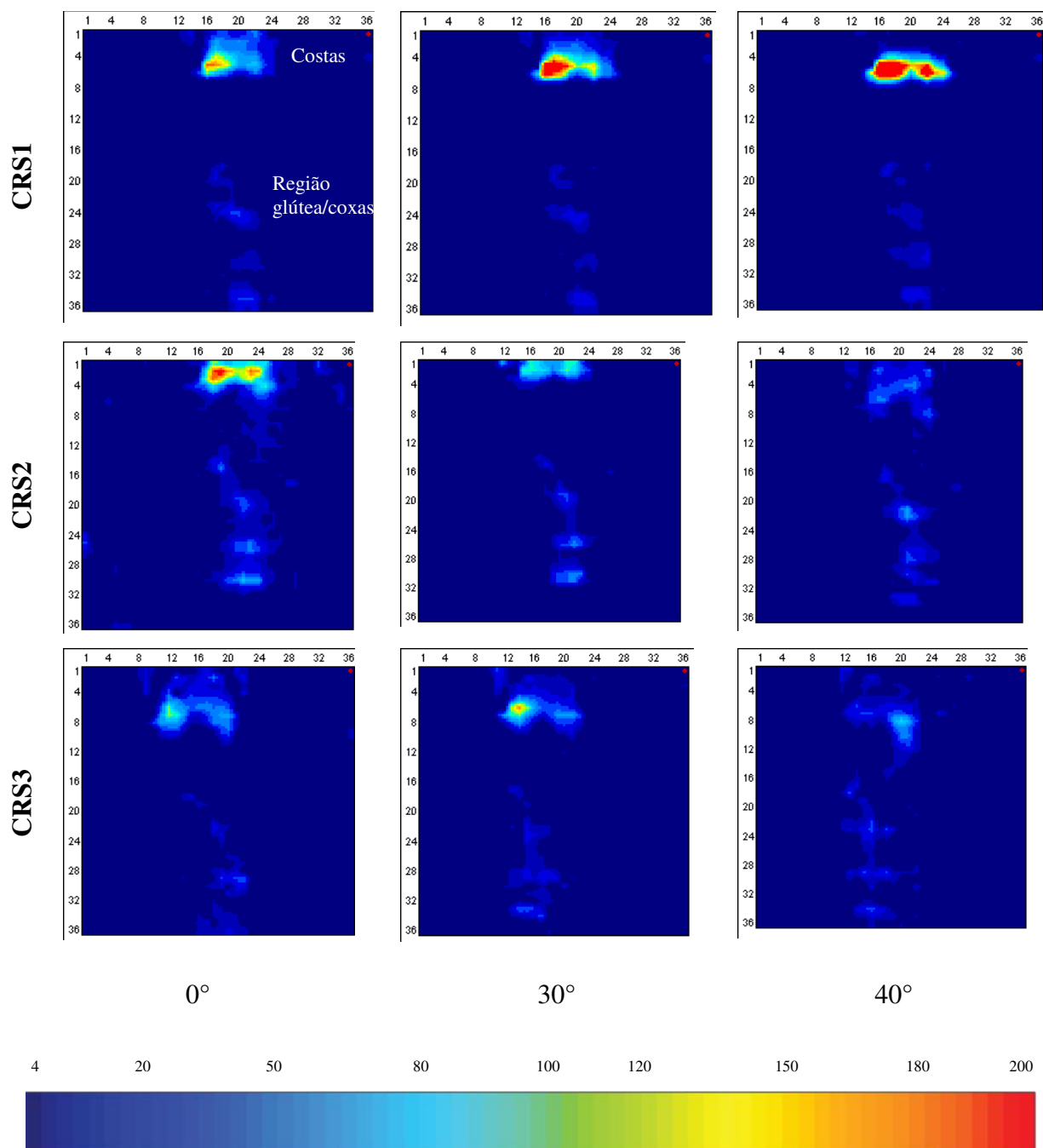


Figura 4.23. Distribuição de pressão nos modelos testados a 0°, 30° e 40° de inclinação e escala de pressões (em mmHg).

De acordo com a Figura 4.23, pode-se observar que áreas com picos de pressão (pontos vermelhos) aumentaram no assento CRS1 conforme o aumento do ângulo de inclinação para a região das costas. Contrariamente, os assentos CRS2 e CRS3 diminuíram as áreas de picos de

pressão, ou de pontos vermelhos, com o aumento do ângulo de inclinação desses assentos (predominância de áreas azuis ou cores menos intensas).

Isso pode ter sido causado pelo diferente método de inclinação do assento CRS1, a qual utiliza torques rotativos para aumentar o ângulo, reclinando, dessa forma, apenas o encosto de costas, como esquematizado na Figura 4.24. Em relação aos assentos CRS2 e CRS3, todo o sistema é reclinado, permitindo assim, o mesmo ângulo entre encosto de costas e parte inferior do assento.

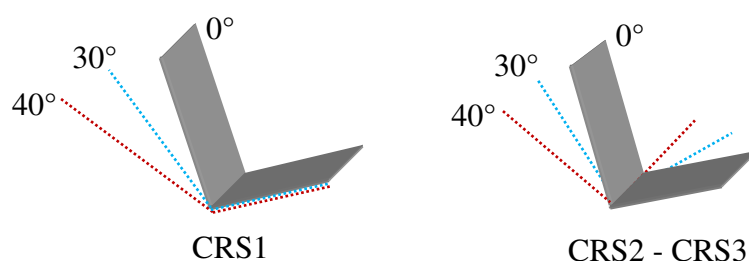


Figura 4.24. Sistemas de inclinação nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3.

O método de inclinação do CRS1 modifica, então, o ângulo da articulação coxo-femoral (Anexo C), que também promove mudanças no ângulo da pelve. Ao contrário, os assentos CRS2 e CRS3 possuem uma alavanca que trava cada ângulo de inclinação, reclinando simultaneamente o encosto de costas e parte inferior do assento, não promovendo mudanças no ângulo da coxo-femoral (Figura 4.25).

Dessa maneira, no caso do CRS1, aumentando-se a inclinação do assento, ocorre o aumento do ângulo coxo-femoral, levando à rotação posterior da pelve, como mostrado na Figura 4.25. Segundo Geffen et al. (2009), mudanças na rotação da pelve podem influenciar consideravelmente a pressão de contato na região das costas. Considerando que a área de pressão nas costas observada nesse trabalho refere-se à região torácica (Figura 4.23), na rotação posterior da pelve, a curvatura lombar muda de uma posição mais lordótica para uma leve cifose. Isso faz com que a região torácica receba maiores cargas corpóreas, correspondente à diminuição de carga recebida pela região lombar. O contrário também pode ser observado quando a pelve é

rotacionada para frente, ou seja, na posição ereta do tronco. Maiores cargas são suportadas pela coluna lombar, aliviando as cargas da coluna torácica (Makhsous et al, 2003; Geffen et al., 2010).

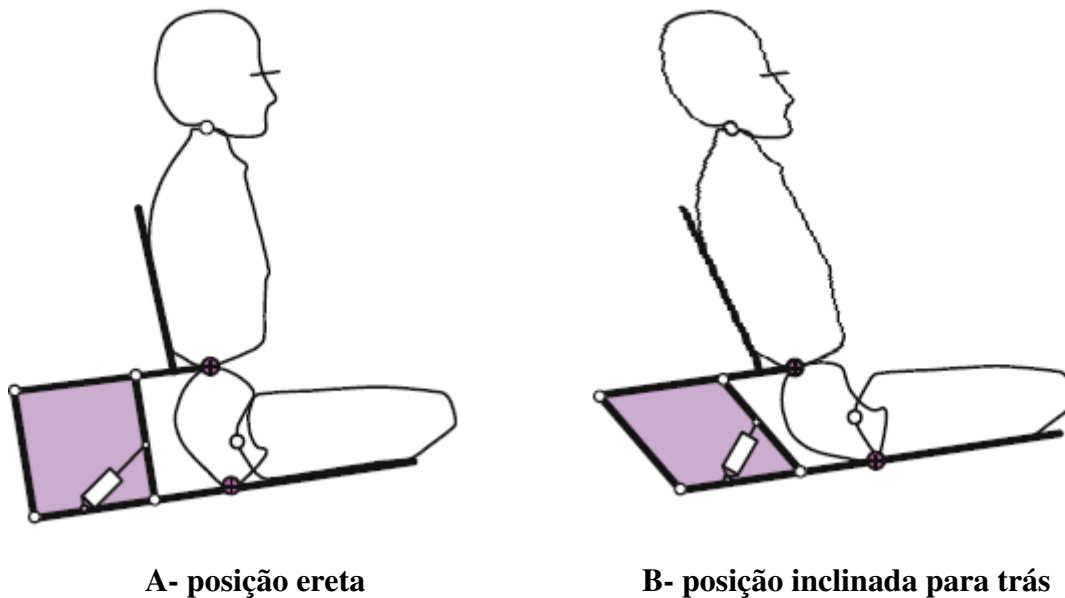


Figura 4.25. Rotação do sacro segundo a inclinação do tronco. Em A, posição ereta. Em B, rotação posterior do sacro com inclinação do tronco e aumento do ângulo coxo-femoral.

Em relação à área de contato, a Tabela 4.8 mostra os valores nos três modelos de assentos nos diferentes ângulos testados.

Tabela 4.8. Áreas de contato nos assentos CRS1, CRS2 e CRS3, segundo ângulos de inclinação.

Ângulo de inclinação	Área de contato (cm ²)		
	CRS1	CRS2	CRS3
0°	146,25	325	188,75
30°	135	125	182,5
40°	128,75	198,75	202,5

De acordo com a Tabela 4.8, houve diminuição da área de contato conforme o aumento do ângulo para o assento CRS1. Para o assento CRS2, a área maior foi observada a 0° e a menor, a 30°. Já para o assento CRS3, a área maior foi a 40° e a menor a 30°.

A ocorrência de picos de pressão caracterizados por pontos vermelhos na Figura 4.23 poderia também ser explicada pela diminuição da área de contato nos assentos, o que ocasiona concentrações de pressão. Porém, a Tabela 4.8 mostra alguns valores em que a área de contato era praticamente a mesma, como em 40° para o CRS1 (128,75cm²) e 30° para CRS2 (125cm²). Deve se observar que, a concentração de pressão foi consideravelmente diferente nos dois assentos, apresentando picos de pressão no CRS1. Considerando que o mesmo *dummy* de 3 anos foi usado, então a área de contato pode ter pouca influência na concentração de pressão observada neste trabalho.

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA PRÓXIMOS TRABALHOS

5.1 Conclusões

Como conclusão ao objetivo 1 proposto neste trabalho, relacionado ao estudo das lesões em crianças que sofreram acidente automobilístico, tem-se que:

- Os tipos de lesões podem diferir quanto ao uso ou não de dispositivos de retenção e quanto ao tipo de impacto sofrido. Apesar de não recomendado, o cinto adulto fixado com apenas 2 pontos foi muito observado em crianças.

Em relação ao objetivo 2 deste estudo, no qual propôs-se caracterizar o posicionamento dos componentes de segurança dos dispositivos de retenção com sistema de 5 pontos (cadeirinhas), obteve-se as seguintes conclusões:

- Em relação aos dispositivos com sistema de 5 pontos, há uma grande variação de posicionamento dos componentes de segurança entre os diferentes modelos analisados. O protetor lateral de cabeça pode não estar alinhado com a cabeça do *dummy* de 3 anos. As tiras de torso podem estar incorretamente posicionadas dependendo do *slot* (furos de passagem das tiras de ombro) que passam. As tiras abdominais podem passar muito acima na região do abdômen, onde a passagem adequada é o osso do quadril. O local de passagem das tiras entre pernas variaram também entre os modelos testados.

Como conclusão ao objetivo 3 proposto, o estudo do posicionamento do cinto adulto nos *boosters* testados, tem-se que:

- Os *boosters* podem levar a uma ampla faixa de posicionamento do cinto adulto em relação às tiras de torso e abdominal no *dummy* de 6 anos. Esses posicionamentos podem estar associados a diferentes níveis de proteção do ocupante, que podem levar a lesões

específicas no caso de impacto. Neste caso, as duas referências que devem ser levadas em consideração para o posicionamento perfeito da criança são a linha média do tórax, para a tira de torso, se posicionada de modo a não ultrapassar a linha média, e EIAS (espinhas ilíacas ântero-superiores), para a tira abdominal, se posicionada abaixo destas, independente se o *booster* tem ou não encosto de costas.

Em relação ao estudo do mapeamento de pressão dos assentos com sistema de 5 pontos, como proposto no objetivo 4, tem-se:

- O teste de mapeamento de pressão dos assentos infantis equipados com sistema de 5 pontos mostrou que a pressão de contato varia conforme o método de inclinação de cada assento. Quando se utiliza alavanca, o ângulo do quadril se mantém o mesmo, diminuindo a pressão na região glútea e torácica quando se aumenta a inclinação do assento. No entanto, no sistema de inclinação manual, o ângulo do quadril aumenta conforme o aumento da inclinação do assento, o que levou à maior pressão de contato no *dummy* de 3 anos.

5.2 Limitações do trabalho

Durante a realização deste estudo, alguns fatores limitantes foram encontrados. Um deles refere-se à anatomia dos ATDs (*Anthropometric Test Devices*) de 3 anos de idade para a coleta de dados e avaliação do posicionamento das tiras do sistema de 5 pontos, sendo que pontos anatômicos são fundamentais para analisar a interação assento-criança. O *dummy* Híbrido III de 3 anos não provém de processos anatômicos de partes fundamentais para o estudo estático dos componentes de proteção, como um modelo anatômico de pelve e tronco. Segundo Reed et al. (2009B), quanto melhor a simulação anatômica do ATD em relação à estrutura da população alvo, melhor será a análise dos efeitos subconsequentes ao impacto.

Em relação aos ensaios estáticos, outro desafio encontrado foi trabalhar com crianças devido à baixa faixa etária. Esses ensaios exigem que a criança não se movimente por algum período de tempo para a coleta precisa dos dados, o que representa uma tarefa difícil para crianças de 3 anos. Por isso o estudo biomecânico dos dispositivos de retenção ainda dependem dos ATDs, o que torna ainda mais importante a relação antropométrica destes com as crianças.

A quantidade de assentos testados também foi uma das limitações deste trabalho, o qual priorizou assentos brasileiros para executar os testes.

A análise dos resultados deste trabalho também enfrentou outras limitações referentes à quantidade de casos para o estudo epidemiológico de lesões. A pesquisadora submeteu o protocolo de identificação de lesões em dois hospitais da cidade de Campinas-SP, porém apenas um hospital foi colaborativo, aplicando adequadamente o protocolo. Não apenas a quantidade de casos encontrados foi um dos fatores limitantes, como também a qualidade da informação obtida deixou registros de que melhorias são fundamentais no sistema de informação de saúde de causas externas. Por isso, este trabalho contou com outras fontes de informação de relatos médicos de outras nacionalidades.

5.3 Sugestões para trabalhos futuros

Alguns trabalhos futuros são sugeridos a partir dos achados deste estudo. São eles:

1. Desenvolver um novo sistema de informatização de redes hospitalares a fim de melhorar a qualidade de informação de saúde em relação às causas externas de morbimortalidade;
2. Aplicar e implementar a ficha de avaliação de acidentes e violência (Anexo E) em Unidades Emergenciais Hospitalares para adultos e crianças;
3. Realizar um estudo epidemiológico com análise multivariada, onde seriam selecionadas as variáveis associadas estatisticamente às lesões, possibilitando conhecer a força da associação de uma variável em presença de outras;

4. Desenvolver um método de avaliação quantitativo do posicionamento do sistema de 5 pontos em assentos infantis *rear-facing* e *foward-facing*;
5. Desenvolver um modelo anatômico de pelve e tórax para *dummies* de 3 anos de idade;
6. Aplicar o método quantitativo do *belt fit* em *boosters* disponíveis no mercado brasileiro em crianças de 4 a 8 anos;
7. Analisar lesões decorrentes de acidente automobilístico em função do uso correto e incorreto do dispositivo de retenção e cinto adulto;
8. Avaliar qualitativamente o *belt fit* do cinto adulto em gestantes e desenvolver um modelo de passagem das tiras.

Referências

- ANDRADE, S.M.; MELLO-JORGE, M.H.P. Acidentes de transporte terrestre em cidade da Região Sul do Brasil: avaliação da cobertura e qualidade dos dados. **Caderno de Saúde Pública**, v.17, p.1449-56, 2001.
- ARBOGAST, K.B.; DURBIN, D.R.; CORNEJO, R.A.; KALLAN, M.J.; WINSTON, F.K. An evaluation of the effectiveness of forward facing child restraint systems. **Accident Analysis and Prevention**, v.36, p. 585-589, 2004.
- ARBOGAST, K.B.; MONG, D.A.; MARI-GOWDA, S.; et al. Evaluating pediatric abdominal injuries. In: **19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles**, 2005. Paper 05-0046, 2005.
- ARBOGAST, K.B.; JERMAKIAN, J.S. Field use patterns and performance of child restraints secured by lower anchors and tethers for children (LATCH). **Accident Analysis and Prevention**, v.39, p.530-535, 2007.
- ARBOGAST, K.B.; KENT, R.W.; MENON, R.A; GHATI, Y.; DURBIN, D.R.; ROUHANA, S.W. Mechanisms of Abdominal Organ Injury in Seat Belt-Restrained Children. **J Trauma**, v.62, p.1473–1480, 2007.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14400**: Veículos rodoviários – dispositivos de retenção para crianças – requisitos de segurança: Rio de Janeiro, 1999, 49p.
- BELL, R.; BURLEIGH, D.W. An Empirical Comparison of the Fmvss 213 and Ece 44.03 Standards for Child Restraints. In: **41st Stapp Car Crash Conference**, 1997, Fl, USA, 1997.

- BERG, M. D.; COOK, L.; CORNELI, H. M.; VERNON, D. D., DEAN, J. M. Effect of seating position and restraint use on injuries to children in motorvehicle crashes. **Pediatrics**, v. 105, p.831–835, 2000.
- BERINGER-BROWN, C.; PEARCE, J.; RUSH, C. Child restraints misuse: a case example and strategies for injury prevention. **Accident and Emergency Nursing**, v.13, p.82-86, 2005.
- BERNSTEIN, M.P.; MIRVIS, S.E.; SHANMUGANATHAN, K. Chance-type fractures of the thoracolumbar spine: Imaging analysis in 53 patients. **AJR**, v.187, p.859-868, 2006.
- BILSTON, L.E.; SAGAR, N. Geometry of rear seats and child restraints compared to child anthropometry. **Stapp Car Crash Journal**, v.51, p.275–298, 2007.
- BLASIER, R. D.; LAMONT, R. L. Chance fracture in a child: a case report with non operative treatment. *Journal of Pediatrics Orthopedics*, v. 5, pp, 92-93, 1985.
- BOSTROM, O.; HALAND, Y. Benefits of a 3+2-point system and an inboard torso side support in frontal, far-side and rollover crashes. **Int. J. Vehicle Safety**, v.1, n1/2/3, p.181-199, 2005.
- BOULIANE, M. J.; MOREAU, M. J.; MAHOOD, J. Instability resulting from a missed chance-fracture. **Canadian Journal of Surgery**, v.44, n.1, p.61-62, 2001.
- BROWN, J.; McCASKILL, M. E.; HENDERSON, M.; BILSTON, L. E. Serious injury is associated with suboptimal restraint use in child motor vehicle occupants. **Journal of Paediatrics and Child Health**, v.42, n6, p. 345–349, 2006A.

- BROWN J. K.; JING Y.; WANG S.; EHRLICH P. F. Patterns of severe injury in pediatric car crash victims: Crash Injury Research Engineering Network database. **Journal of Pediatric Surgery**, v. 41, p. 362– 367, 2006B.
- BROWN, S. H. M.; GRONDIN, D. E.; POTVIN, J. R. Strength limitations to proper child safety seat installation: Implications for child safety. **Applied Ergonomics**, v.40, p.617-621, 2008.
- BROWN, J.; KELLY, P.; SURATNO, B.; PAINE, M.; GRIFFITHS, M. The need for enhanced protocols for assessing the dynamic performance of booster seats in frontal impacts. **Traffic Injury Prevention**, v. 10, p.58-69, 2009.
- BROWN, J.; WAINOHU, D.; AQUILINA, P.; SURATNO, B.; KELLY, P.; BILSTON, L.E. Accessory child safety harnesses: Do the risks outweigh the benefits? **Accident Analysis and Prevention**, v. 42, p. 112–121, 2010.
- CERONI, D.; MOUSNY, M.; LIRONI, A.; KAE LIN, A. Pediatric seatbelt injuries: unusual Chance's fracture associated with intra-abdominal lesions in a child. **Eur Spine J**, v.13, p.167–171, 2004.
- CHANCE, G.Q. Note on a type of flexion fracture of the spine. **Br J Radiol**, v.21, p.452–453, 1948.
- CHOIT, R.L.; TREDWELLA, S.J.; LEBLANC, J.G. Abdominal aortic injuries associated with Chance fractures in pediatric patients. **Journal of Pediatric Surgery**, v.41, p.1184– 1190, 2006.
- CID - **Classificação Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde**. 10^a ed. rev. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 2007.

- COCKE, W. M.; MEYER, K. K. Splenic Rupture Due to Improper Placement of Automobile Safety Belt. **J. Am. Med. Assn.**, v.183, p.693, 1963.
- CRAWFORD, S. A.; STINSON, M. D.; WALSH, D. M.; PORTER-ARMSTRONG, A. P. Impact of Sitting Time on Seat-Interface Pressure and on Pressure Mapping With Multiple Sclerosis Patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, p.1221-1225, 2005.
- CZERNAKOWSKI, W.; MÜLLER, M. Misuse mode and effects analysis – an approach to predict and quantify misuse of child restraints systems. **Accident Analysis and Prevention**, v. 25, n.3, p. 323-333, 1993.
- DATASUS – BANCO DE DADOS DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE. Disponível em <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php>. Acesso: Fevereiro/2010.
- DECINA, L. E.; LOCOCO, K. H. Child restraint system use and misuse in six states. **Accident Analysis and Prevention**, v.37, p.583-590, 2005.
- DENATRAN – Departamento Nacional de Trânsito. Disponível em: <http://www.denatran.gov.br/>. Acesso em: Outubro, 2009.
- DEUTSCH, R. J.; BADAWY, M. K. Pediatric Cervical Spine Fracture Caused by an Adult 3-Point Seatbelt. **Pediatric Emergency Care**, v. 24, n. 2, 2008
- DODDS, M.; GUL, R.; CASSIDY, N. Late-diagnosed seat-belt syndrome: A second Chance? **Injury Extra**, v. 37, p.25-27, 2006.
- DOWD, M.D.; KEENAN, H.T.; BRATTON, S.L. Epidemiology and prevention of childhood injuries. **Crit Care Med**, v.30, S385-S392, 2002.

DUCHOSSOIS, G.P.; NANCE, M. L.; WIEBE, D. J. Evaluation of child safety seat checkpoint events. **Accident Analysis and Prevention**, v. 40, p.1908-1912, 2008.

DURBIN, D. R.; CHEN, I.; SMITH, R.; ELLIOT, M. R.; WINSTON, F. K. Effects of seating position and appropriate restraint use on the risk of injury to children in motor vehicle crashes. **Pediatrics**, v. 115, p.e305–e309, 2005.

EHRlich, P.F.; BROWN, J.K.; SOCHOR, M.R.; WANG, S.C.; EICHELBERGER, M.E. Factors influencing pediatric Injury Severity Score and Glasgow Coma Scale in pediatric automobile crashes: results from the Crash Injury Research Engineering Network. **Journal of Pediatric Surgery**, v.41, p.1854– 1858, 2006.

EKMAN, R.; WELANDER, G.; SVANSTROM, L.; SCHELP, L. Long-term effects of legislation and local promotion of child restraint use in motor vehicles in Sweden. **Accident Analysis and Prevention**, v.33, p.793–97, 2001.

FEDERAL MOTOR VEHICLE SAFETY STANDARD. **FMVSS 213**. Child Restraints Systems. 43 p, 2005.

FILDES, B.; SPARKE, L.; BOSTROM, O.; PINTAR, F.; YOGANANDANM, N.; MORRIS, A. **Suitability of current side impact test dummies in far side impacts fildes**. In: Proceedings of IRCOBI Conference, Munich, 2002.

FISH, J.; WRIGHT, R. H. The Seat-Belt Syndrome - Does it Exist? **J. Trauma**, v.5, p.746-750, 1965.

FRAGA, G. P.; ORDÓÑEZ, C. A.; HIRANO, E. S. Cálculo dos índices de trauma. In: Ferrada, R.; Rodriguez, A. **Trauma – Sociedade Panamericana de Trauma**. Rio de Janeiro, Editora Atheneu, 2010. P. 43-61. ISBN: 978-85-388-0082-8.

- GEFFEN, P. V.; REENALDA, J.; VELTINK, P. H.; KOOPMAN, B. Decoupled pelvis rotation in sitting: a passive motion technique that regulates buttock load associated with pressure ulcer development. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p.1288-1294, 2009.
- GEFFEN, P.; REENALDA, J.; VELTINK, P. H.; KOOPMAN, B. Decoupled pelvis adjustment to induce lumbar motion: A technique that controls low back load in sitting. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 40, p. 47–54, 2010.
- GLASS, R.J.; SEGUI-GOMEZ, M.; GRAHAM, J.D. Child passenger safety: decisions about seating location, airbag exposure, and restraint use. **Risk Anal.**, v. 20, p.521–527, 2000.
- HAYES, C. W.; CONWAY, W. F.; WALSH, J. W.; COPPAGE, L.; GERVIN, A. S. Seat belt injuries: radiologic findings and clinical correlation. **Radiographics**, v.11, p.23-36, 1991.
- HENDEY, G. W.; VOTEY, S. R. Injuries in restrained motor vehicle accident victims. **Annals of Emergency Medicine**, v.24, p.77-84, 1994.
- HOY, G. A.; COLE, W. G. The paediatric cervical seat belt syndrome. **Injury**, v.24, n.5, p.297-299, 1993.
- HOWARD, A.; ROTHMAN, L.; MOSES, A.; PAZMINO-CANIZARES, J.; MONK, B.; COMEAU, J.; MILLS, D.; BENG, S.; HALE, I.; GERMAN, A. Children in side-impact motor vehicle crashes: seating positions and injury mechanisms. **The Journal of TRAUMA Injury, Infection, and Critical Care**, v. 56, p.1276–1285, 2004.
- HUANG, S.; REED, M. P. Comparison of child body dimensions with rear seat geometry. In: SAE World Congress, 2006, Detroit. **SAE Technical Papers Series** (2006-01-1142), Detroit-MI, 2006.

- HUBBARD, D. D. Injuries of the spine in children and adolescents. **Clin Orthop Relat Res**, n. 100, p. 56-65, 1974.
- HUMMEL, T.; LANGWIEDER, K.; FINKMEINER, F.; HELL, W. Injury risks, misuse rates and the effect of misuse depending on the kind of child restraint system. **In: Proceedings of the 2nd Symposium on Child Occupant Protection, 1997, Buena Vista**. SAE Paper (973309), Buena Vista-Fl, pp. 165–180, 1997.
- JAVOHEY, E.; GUÉRIN, A.; GADEGBEKU, B.; CHIRON, M.; FLORET, D. Are restrained children under 15 years of age in cars as effectively protected as adults? **Arch Dis Child**, v. 91, p.304-308, 2006.
- KLINICH, K.D.; RITCHIE, N.L.; MANARY, M.A.; REED, M.P.; TAMBORRA, N.; SCHNEIDER, L.W. Kinematics of the Q3S ATD in a child restraint under far-side impact loading. In: Proceedings of the 19th ESV Conference (05-0262), 2003. <http://wwwnrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv19/05-0262-O.pdf>, 2003.
- LAI H.; CHEN C.; CHEN Y.; YEH J.; LAI C.F. Product design evaluation model of child car seat using gray relational analysis. **Advanced Engineering Informatics**, v.23, p.165-173, 2008.
- LANE, J.C. The seat belt syndrome in children. **Accident Analysis and Prevention**, v.26, p.813-820, 1994.
- LARDELLI-CLARET, P.; JIMENEZ-MOLEON, J.J.; LUNA-DEL-CASTILLO, J.D.; BUENO-CAVANILLAS, B. Individual factors affecting the risk of death for rear-seated passengers in road crashes. **Accident Analysis and Prevention**, v.38, p.563–566, 2006.

- LEE, J.; CONROY, C.; COIMBRA, R.; TOMINAGA, G.T.; HOYT, D.B. Injury patterns in frontal crashes: the association between knee-thigh-hip (KTH) and serious intra-abdominal injury. **Accident Analysis and Prevention**, v. 42, p.50-55, 2010.
- LEE, K. C.; SHULTS, R. A.; GREESPAN, A. I.; HAILEYESUS, T., DELLINGER, A. M. Child passenger restraint use and emergency department–reported injuries: A special study using the National Electronic Injury Surveillance System–All Injury Program, 2004. **Journal of Safety Research**, v.39, p.25–31, 2008.
- LOFFREDO, M.; MANARY, M.; REED, M. P.; ARRUDA, C. Dynamic performance of two-point belt securement. In: Congresso e exposição internacionais da tecnologia da mobilidade, 18°, 2009, São Paulo. **SAE Technical Paper Series** (2009-36-0183), 2009.
- LOUIS, R.M.; PAROW, J.E.; EBY, D.W.; BINGHAM, C.R.; HOCKANSON, H.M.; GREENSPAN, A.I. Evaluation of community-based programs to increase booster seat use. **Accident Analysis and Prevention**, v.40, p. 295-302, 2008.
- LOUMAN-GARDINER, K.; MULPURI, K.; PERDIOS, A.; TREDWELL, S.; CRIPTON, P.A. Pediatric lumbar Chance fractures in British Columbia: Chart review and analysis of the use of shoulder restraints in MVAs. **Accident Analysis and Prevention**, v. 40, p. 1424–1429, 2008.
- LUTZ, N.; NANCE, M.L.; KALLAN, M.J.; ARBOGAST, K.B.; DURBIN, D.R.; WINSTON, F.K. Incidence and clinical significance of abdominal wall bruising in restrained children in motor vehicle crashes, **J. Pediatr. Surg.**, v.39, n.6, p. 972–975, 2004.
- MAKHSOUS, M.; LIN, F.; HENDRIX, R. W.; HEPLER, M.; ZHANG, L. Q. Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes. **Spine**, v. 28, p.1113–1121, 2003.

MACKENZIE, E.J.; SHAPIRO, S.; EASTHAM, J.N. The abbreviated injury scale and injury severity score: levels of inter- and intrarater reliability. **Medical Care**, v. 23, p. 823-835, 1985.

MATOS, S. G.; PROIETTI, F. A.; BARATA, R. C. B. Reliability of cause of death due to violence from information systems in Belo Horizonte, southern Brazil. **Rev Saúde Pública**, v.41, n.1, p.1-8, 2007.

MELLO-JORGE, M.H.P., GOTLIEB, S.L.D.; LAURENT, R. O sistema de informação sobre mortalidade: problemas e propostas para o seu enfrentamento: II – Mortes por causas externas. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v.5, p.212-23, 2002.

MULPURI, K.; REILLY, C.W.; PERDIOS, A.; TREDWELL, S. J.; BLAIR, G. K. The Spectrum of Abdominal Injuries Associated with Chance Fractures in Pediatric Patients. **Eur J Pediatr Surg**, V.17, p. 322–327, 2007.

NANTULYA, V. M.; REICH, M. R. The neglected epidemic: road traffic injuries in developing countries. **British Medical Journal**, v.324, p.1139-1141, 2002.

NHTSA - NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION. Blincoe, L.; Seay, A.; Zaloshnja, E.; Miller, T.; Romano, E.; Lutcher, S.; Spicer, R. **The economic impact of motor vehicle crashes**, 2000. DOT HS 809446, Maio 2002.

NHTSA - NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION. **Observed patterns of misuse of child safety seats**. US Department of Transportation, Washington, DC, Available at: <http://www.nhtsa.dot.gov/people/outreach/traftech/pub/tt133.pdf>, 1996.

NHTSA - NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION. **Strengthening Seat Belt Use Laws**. US Department of Transportation, Washington, DC, Available at:

<http://www.nhtsa.dot.gov/staticfiles//DOT/NHTSA/Communication%20&%20Consumer%20Information/Articles/Associated%20Files/810890.pdf>, 2008.

NATIONAL HIGHWAY TRAFFIC SAFETY ADMINISTRATION (NHTSA). **Traffic Safety Facts**, US Department of Transportation, Washington, DC, Available at: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/Pubs/811170.pdf>, 2010.

O'NEIL, J.; DANIELS, D.M.; TALTY, J.L.; BULL, M.J. Seat belt misuse among children transported in belt-positioning booster seats. **Accident Analysis and Prevention**, v.41, p.425-429, 2009.

PARENTEAU, C. S.; VIANO, D. C.; SHAH, M.; GOPAL, M.; DAVIES, J.; NICHOLS, D.; BRODEN, J. Field relevance of a suite of rollover tests to real-world crashes and injuries. **Accident Analysis and Prevention**, v. 35, pp.103–110, 2003.

PORTER, R.S.; ZHAO, N. Patterns of injury in belted and unbelted individuals presenting to a trauma center after motor vehicle crash: seat belt syndrome revisited. **Annals of Emergency Medicine**, v.34, n.4, p.418-424, 1998.

PRATA, P. A transição epidemiológica no Brasil. **Caderno de Saúde Pública**, v.8, p.168-75, 1992.

REED, M.P.; EBERT-HAMILTON, S.M.; MANARY, M.A.; KLINICH, K.D.; SCHEIDER, L.W. A new database of child anthropometry and seated posture for automotive safety applications. **SAE Transactions, Journal of Passenger Cars: Mechanical Systems**, v.114, p. 2222–2235, 2005.

- REED, M. P.; EBERT-HAMILTON, S. M.; KLINICH, K. D.; MANARY, M. A. **Quantification of the belt fit provided by belt positioning boosters.** University of Michigan Transportation Research Institute. Technical Report UMTRI-2008-3, 2008.
- REED, M.P.; EBERT, S.M.; SHERWOOD, C.P.; KLINICH, K.D.; MANARY M.A. Evaluation of the static belt fit provided by belt-positioning booster seats. **Accident Analysis and Prevention**, v.41, n.3, p.598-607, 2009A.
- REED, M.P.; SOCHOR, M.M.; RUPP, J.D.; KLINICH, K.D.; MANARY, M.A. Anthropometric specification of child crash dummy pelves through statistical analysis of skeletal geometry. **Journal of Biomechanics**, v.42, p.1143-1145, 2009B.
- RUDIN-BROWN, C. M.; KUMAGAI, J. K.; ANGEL, H. A.; IWASA-MADGE, K. M.; NOY , Y. I. Usability issues concerning child restraint system harness design. **Accident Analysis and Prevention**, v. 35, pp.341–348, 2003.
- RUMBALL, K.; JARVIS, J. Seat-belt injuries of the spine in young children. **JBoneJointSurg**, v. 74-B, p. 571-4, 1992.
- SALVANARI, C.P.; COLLI, B.O.; CARLOLLI JUNIOR, C.G. Impact of a program for the prevention of traffic accidents in a Southern Brazilian city: a model for implementation in a developing country. **Surgical Neurology**, v.72, p. 6–14, 2009.
- SCHRAMM, J.M.A.; OLIVEIRA, A.F.; LEITE, I.C.; VALENTE, J.G.; GADELHA, A.M.J; PORTELA, M.C.; CAMPOS, M. R. Transição epidemiológica e o estudo de carga de doença no Brasil. **Ciência Saúde Coletiva**, v.9, p.897-908, 2004.

- SHAH, M.; VAVILALA, M.S.; FELDMAN, K.W.; HALLAM, D.K. Motor vehicle crash brain injury in infants and toddlers: A suitable model for inflicted head injury? **Child Abuse & Neglect**, v.29, p. 953–967, 2005.
- SMITH, W.S.; KAUFER, H. Patterns and mechanisms of lumbar injuries associated with lap seat belts. **J Bone Joint Surg Am**, v. 51A, pp.239–253, 1969.
- SNOWDOWN, A.W.; HUSSEIN, A.A.; AHMED, S.E. Children at risk: Predictors of car safety seat misuse in Ontario. **Accident Analysis and Prevention**, v.40, p.1418–1423, 2008.
- SOUZA, M. F. M.; MALTA, D. C.; CONCEIÇÃO, G. M. S.; SILVA, M. M. A.; GAZAL-CARVALHO, C.; MORAIS, O. L. Análise descritiva e de tendência de acidentes de transporte terrestre para políticas sociais no Brasil. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v.16, n.1, p.33-44, 2007.
- STEELE, A. G.; AKS, S. E. Infant Involved in a Motor Vehicle Accident. **Ann Emerg Med**, v. 26, p. 508-514, 1995.
- SU, W.; HUI, T.; SHAW, K. All-terrain vehicle injury patterns: are current regulations effective? **Journal of Pediatric Surgery**, v.41, p. 931–934, 2006.
- TAYLOR, G. A.; EGGLI, K. D. Lap-Belt Injuries of the Lumbar Spine in Children: A Pitfall in CT Diagnosis. **AJR**, v. 150, pp.1355-1388, 1988.
- TURNER, C.; McCLURE, R.; NIXON, J.; SPINKS, A. Community-based programs to promote car seat restraints in children 0-16 years – a systematic review. **Accident Analysis and Prevention**, v.37, p.77-83, 2005.

- THELOT, B. Epidemiologie des accidents chez les enfants et les adolescents. **Archives de Pédiatrie**, v.15, p.758-760, 2008.
- UNITED NATIONS REGULATION. **ECE R44.03**: Child Car Seats Safety Standards, Reino Unido, 2005.
- VESENTINI, L.; WILLEMS, B. Premature graduation of children in child restraints systems: An observational study. **Accident Analysis and Prevention**, v.39, p.867-872, 2007.
- WEBER, K. Crash protection for child passengers: A review of best practices. **UMTRI Research Review**, v. 31, n. 3, 2000. 28p.
- WINSTON, F. K.; DURBIN, D. R.; KALLAN, M.J.; MOLL, E. K. The danger of premature graduation to seat belt for young children. **Pediatrics**, v.105, p.1179-1183, 2000.
- WINTER, S.C.A.; QUAGHEBEUR, G.; RICHARDS, P.G. Unusual cervical spine injury in a 1 year old. **Injury, Int. J. Care Injured**, v. 34, p. 316–319, 2003.
- WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. Global Status Report on Road Safety. Disponível em: http://whqlibdoc.who.int/publications/2009/9789241563840_eng.pdf
Acesso em Dezembro, 2009.
- ZAZA, S.; SLEET, D.A.; THOMPSON, R.S. Reviews of evidence regarding interventions to increase use of child safety seats. **Am J Prev Med**, v. 21, p.31-47, 2001.

ANEXO A - Sistema de fixação do dispositivo de retenção *forward-facing* LATCH

O sistema de fixação LATCH foi introduzido para diminuir os problemas encontrados durante a fixação do assento infantil no carro. Esse sistema usa pontos de acoplamento no carro ao invés do cinto adulto. É mais usado atualmente nos Estados Unidos, sendo que todos os veículos e assentos infantis fabricados a partir de 2002 foram regulamentados a se adaptarem ao novo sistema (Arbogast e Jermakian, 2007). Segundo a norma americana FMVSS 213, o sistema LATCH pode ser fixado ao carro apenas com as âncoras superiores (*top tether*) e cinto de 2 pontos do carro, ou somente usando as âncoras inferiores ou o sistema completo.

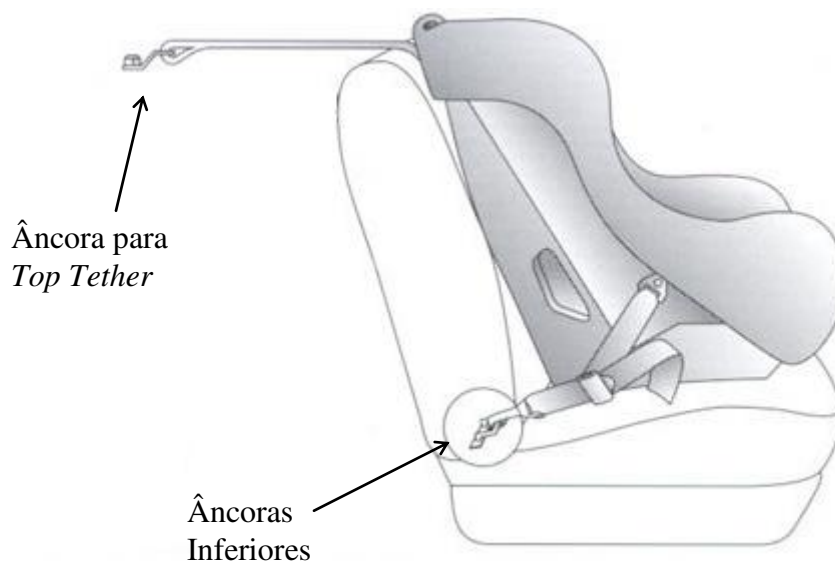


Figura A1. Sistema LATCH de fixação (âncoras superiores – *top tether* – e âncoras inferiores).

ANEXO B – Escalas de gravidade de lesão

O AIS (*Abbreviated Injury Scale*) foi primeiramente introduzida em 1971 para fornecer dados precisos do nível de severidade das lesões e também para padronizar referências para descrever lesões ocorridas por acidente automobilístico. Vários órgãos e instituições contribuíram para desenvolver a escala de lesões, como a Associação Americana de Medicina (AMA), Associação Americana de Medicina Automotiva (AAAM), Sociedade de Engenheiros Automotivos (SAE) entre outros.

AIS é reconhecido como o índice de gravidade anatômico e representa uma escala ordinal de dados numéricos variando entre 1 (lesão com mínima severidade) e 6 (máxima severidade de lesão com poucas chances de sobrevivência), como mostra a Tabela B1.

Tabela B1. Severidade de lesões e respectivos AIS.

Lesão	AIS
Mínima	1
Moderada	2
Séria	3
Severa	4
Crítica	5
Sem sobrevivência	6

O índice é baseado em regiões anatômicas e hoje já está na sua sexta versão (1976; 1980; 1985; 1990; 2005). O AIS05 contém 50% mais códigos que a última versão, aumentando os códigos das regiões corporais. No Brasil, é mais conhecido como índice de gravidade anatômico. A Tabela B2 mostra os índices AIS segundo regiões anatômicas (Fraga et al., 2010).

Tabela B2. Índice AIS das lesões.

Escala AIS	1 Menor	2 Moderado	3 Grave	4 Severo	5 Crítico
Cabeça e pescoço	Cefaleia, vertigem secundário ao trauma craneoencefálico. Estiramento da coluna cervical sem FT ou Desl	Amnésia desde o acidente. Letargia, estupor, obnubilação. Resposta com estímulo verbal. Incons. menos de 1 hora. FT simples da calota craneana. Cont. da tireoide. FT ou Desl. do processo espinhoso/transverso. Compressão. FT de vértebra por compressão menor ou igual a 20%	Incons. de 1 a 6 horas. Incons. menos de 1 hora com déficit neurológico. FT em base de crânio, depressão ou cominutiva da calota craneana. Cont. cerebral e hemorragia subaracnoidea. Trombose ou desprendimento da íntima da A. carótida. Cont. da laringe, faringe e medular. FT ou Desl. da lâmina, corpo, pedículo ou faceta do corpo vertebral. FT mais de 1 vértebra ou deslizamento anterior maior ou igual a 20%	Incons. de 1 a 6 horas com déficit neurol. Incons. por 6-24 horas, Resposta apropriada com estímulo doloroso. FT depressão do crânio, dilatação menor 2 cm da duramater ou perda de tecido. Hematoma intracraniano menor ou igual a 100 ml. Esmagamento da laringe. Desprendimento da íntima ou trombose da A. carótida com déficit neurol	Incons. com movimentos inapropriados. Incons. mais de 24 horas. Lesão da ponte medular. Hematoma intracraniano maior do que 100 ml. Lesão cervical em C4 ou acima
Face	Lac. da córnea e da língua. FT do ramo da mandíbula ou nariz. FT, avulsão ou Desl. de dente	FT órbita, arco zigomático, corpo ou processo subcondilar da mandíbula. FT LeFort I. Lac. da córnea ou esclera	Lac. do nervo óptico. FT LeFort II	FT LeFort III	
Tórax	FT 1 costela, apófises espinhais. Cont. do gradil costal ou do esterno	FT de 2 ou 3 costelas, esterno ou de vértebra torácica menor ou igual a 20%. Desl. ou FT com minina compressão do processo espinhoso ou transverso da vértebra torácica	Lac. ou Cont. pulmonar menor ou igual a 1 lóbulo. Hemo ou Pntx. unilateral. Ruptura diafragmática. FT de 4 ou mais costelas. Dilatação, Lac. mínima ou trombose da A. Inominada ou subclávia. Queimadura por inalação. Desl. ou FT da faceta, pedículo, corpo ou lâmina da coluna torácica. FT compressiva mais de 1 vértebra. Esmagamento anterior maior de 20%. Contusão medular com sinais neurol. transitórios	Cont. ou Lac. multilobular. Hemo ou Pntx. bilateral. Tórax instável. Contusão miocárdica. Pntx. hipertensivo. Hemotórax maior de 1.000 ml. FT traqueia. Lac. importante da A. subclávia e inominada ou dilatação da íntima. Síndrome medular completa	Lac. importante da aorta e cardíaca. Ruptura da traqueia ou brônquio. Tórax flácido. Queimadura por inalação que requer suporte ventilatório. Separação da laringe e traqueia. Lac. pulmonar multilobular com Pntx. hipertensivo, hemo ou pneumomediastino ou hemotórax maior 1.000 ml. Lac. ou lesão completa medular
Abdome	Cont. abrasiva ou Lac. superficial do escroto, vagina, vulva ou pêneo. Hematúria. Distanciamento das apófises espinhosas lombares	Lesão de raiz nervosa. Cont./Lac. superficial do ID, estômago, mesentério, uretra ou ureter. Cont. ou Lac. mínima do rim, fígado, baço, pâncreas, duodeno ou cólon. FT ou Desl. de apófise espinhosa ou transversa ou lâmina de vértebra lombar	Lac. importante de duodeno, cólon ou reto. Perfuração do ID, mesentério, bexiga, ureter e uretra. Cont. ou Lac. mínima de vasos maiores ou hemoperitônio menor de 1.000 ml. Lac. A. ou V. Iliaca. Desl. ou FT da lâmina, corpo, faceta ou pedículo vertebral. Esmagamento anterior de vértebra maior de 20%. Cont. medular com sinais neurol. transitórios	Perfuração do estômago, duodeno, cólon ou reto. Perfuração ou perda de tecido do estômago, bexiga, ureter ou uretra. Síndrome medular incompleta. Descolamento da placenta	Lac. importante com perda de tecido do duodeno, cólon ou reto com grande contaminação. Ruptura completa de fígado, baço, rim, pâncreas. Lesão medular completa
Extremidades	Cont. cotovelo, ombro, punho ou tornozelo. FT ou Desl. de dedos das mãos ou pé. Entorse de articulação do cotovelo, dedo, ombro ou punho	FT úmero, rádio, ulna, fíbula, clavícula, escápula, carpo, tarso, metatarso, ramo púbico ou FT simples da pelve. Luxação da articulação do cotovelo, ombro ou mão. Lac. ou dilatação mínima da íntima da A. poplitea, axilar, braquial, V. axilar ou femoral	FT cominutiva da pelve. FT fêmur, luxação joelho, quadril, punho ou tornozelo Amputação ou esmagamento do joelho. Ruptura de ligamentos do joelho. Lac. do nervo ciático. Lac. ou dilatação mínima A. femoral. Trombose A. poplitea, axilar ou V. poplitea, axilar ou femoral	FT pélvica por esmagamento. Amputação traumática acima do joelho. Lac. da A. braquial ou femoral	FT pélvica aberta por esmagamento
Extemo	Cont. abrasiva menor ou igual a 25 cm no rosto, mão e maior de 25 cm em todo corpo. Lac. menor ou igual a 5 cm no rosto, mão, e menor de 10 cm em todo o corpo. Queimadura de 1° ou 10%. Queimadura menor de 10% ou de 2° ou 3° graus	Abrasão ou cont maior de 25 cm no rosto ou mão, ou mais de 50% do corpo todo. Lac. rosto ou mão, menor de 10 cm em todo corpo. Queimaduras 2° ou 3° graus, de 10 a 19% do corpo	Queimadura 2° ou 3° graus de 20 a 29% da superfície corporal total	Queimadura 2° ou 3° graus de 30 a 39% da superfície corporal total	Queimadura 2° ou 3° graus, de 40 a 89% da superfície corporal total

FT: fratura; Lac.: laceração; A.: artéria; V.: veia; N.: nervo; ID: intestino delgado; Cont.: contusão; Desl.: deslocamento; Incons.: inconsciência; Pntx.: pneumotórax; neurol.: neurológico.

Outro sistema de classificação da severidade de lesões também foi desenvolvido a partir do AIS para caracterizar o nível de severidade total. O ISS (*Injury Severity Score*), avalia a severidade de lesões por regiões corpóreas por meio de modelos matemáticos. São seis regiões corpóreas descritas pela ISS: cabeça e pescoço, face, tórax, abdômen ou região pélvica, extremidades e superfície externa (Mackenzie et al., 1985). Assim, tem-se o ISS pela soma dos quadrados dos escores obtidos em AIS para diferentes regiões do corpo mais gravemente traumatizadas. A pontuação do ISS varia entre 0 e 75. Apenas as três regiões mais afetadas e que possuem maior AIS são usadas para o cálculo do ISS. A Tabela B3 mostra um exemplo de cálculo do ISS.

Tabela B3. Exemplo de cálculo do ISS.

Região	Descrição da lesão	AIS	x²
Cabeça e Pescoço	Contusão cerebral	3	9
Face	-	0	
Tórax	Pneumotórax	4	16
Abdômen	Leve contusão fígado	2	25
	Ruptura do baço	5	
Extremidades	Fratura fêmur	3	
Externa	-	0	
		ISS:	50

ANEXO C - Noções de anatomia

Tórax

A porção superior do tórax é uma região de importância neste trabalho visto ser a região de passagem das tiras de torso do sistema de cinco pontos e da tira de torso do cinto adulto. Neste trabalho, uma ênfase é dada ao manúbrio, porção superior do osso esterno e referência de ponto médio entre os ombros (Figura C1).

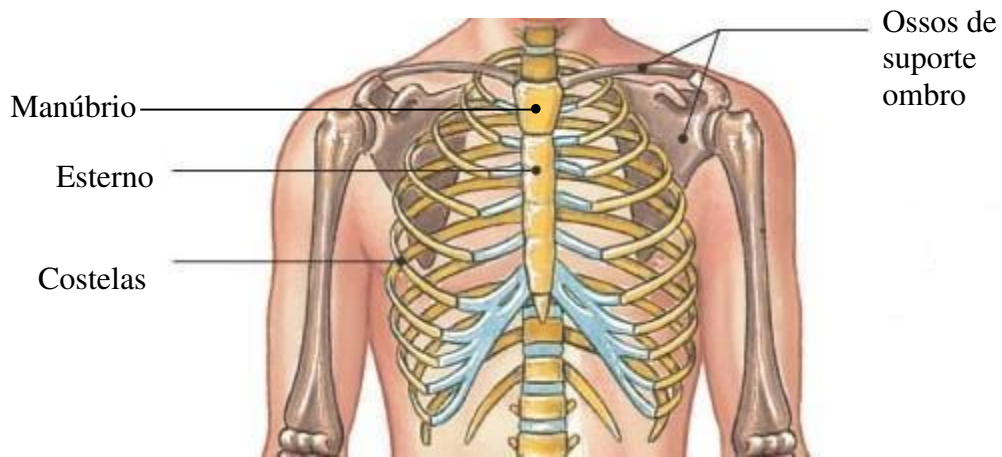


Figura C1. Anatomia do tórax.

Quadril

A região do quadril também foi muito explorada neste estudo, sendo a região de passagem das tiras abdominais, tanto do sistema de cinco pontos, quanto do cinto adulto, de dois ou três pontos. A Figura C2 mostra a região do quadril e a localização das espinhas ilíacas antero-superiores (EIAS).

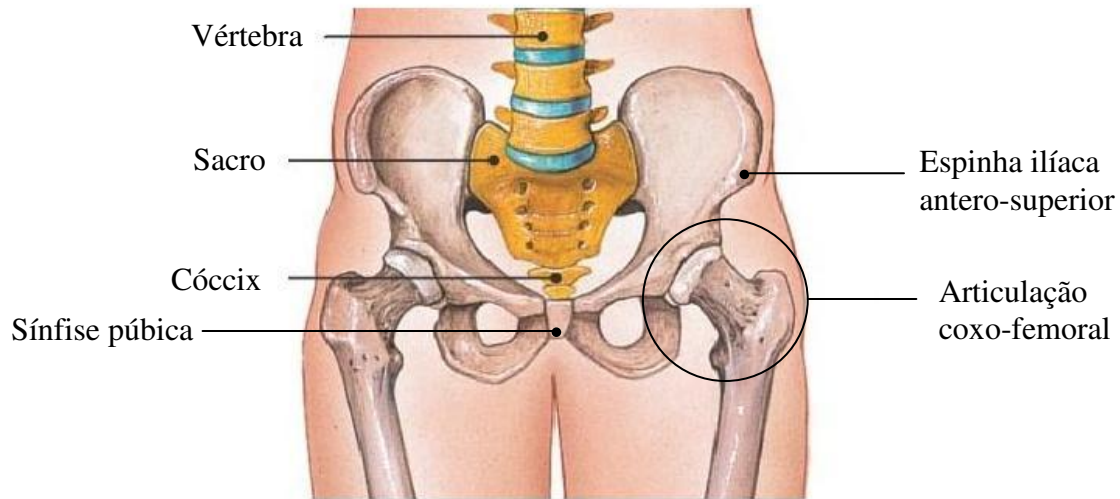


Figura C2. Anatomia do osso do quadril.

Coluna Vertebral

A coluna vertebral é formada por 33 vértebras, divididas nas regiões cervical, torácica, lombar, sacral e coccígea. As vértebras são separadas pelo disco intervertebral. Cada vértebra possui anteriormente o corpo vertebral, posteriormente o processo espinhoso e lateralmente o processo transversal. A Figura C3 mostra os planos sagital e transversal da vértebra.

Os processos espinhosos são unidos por dois ligamentos: supraespinhoso e interespinhoso. O ligamento supra-espinhoso liga os vértices dos processos e constitui um forte cordão de tecido fibroso. O ligamento interespinhoso dá continuidade ao supraespinhoso.

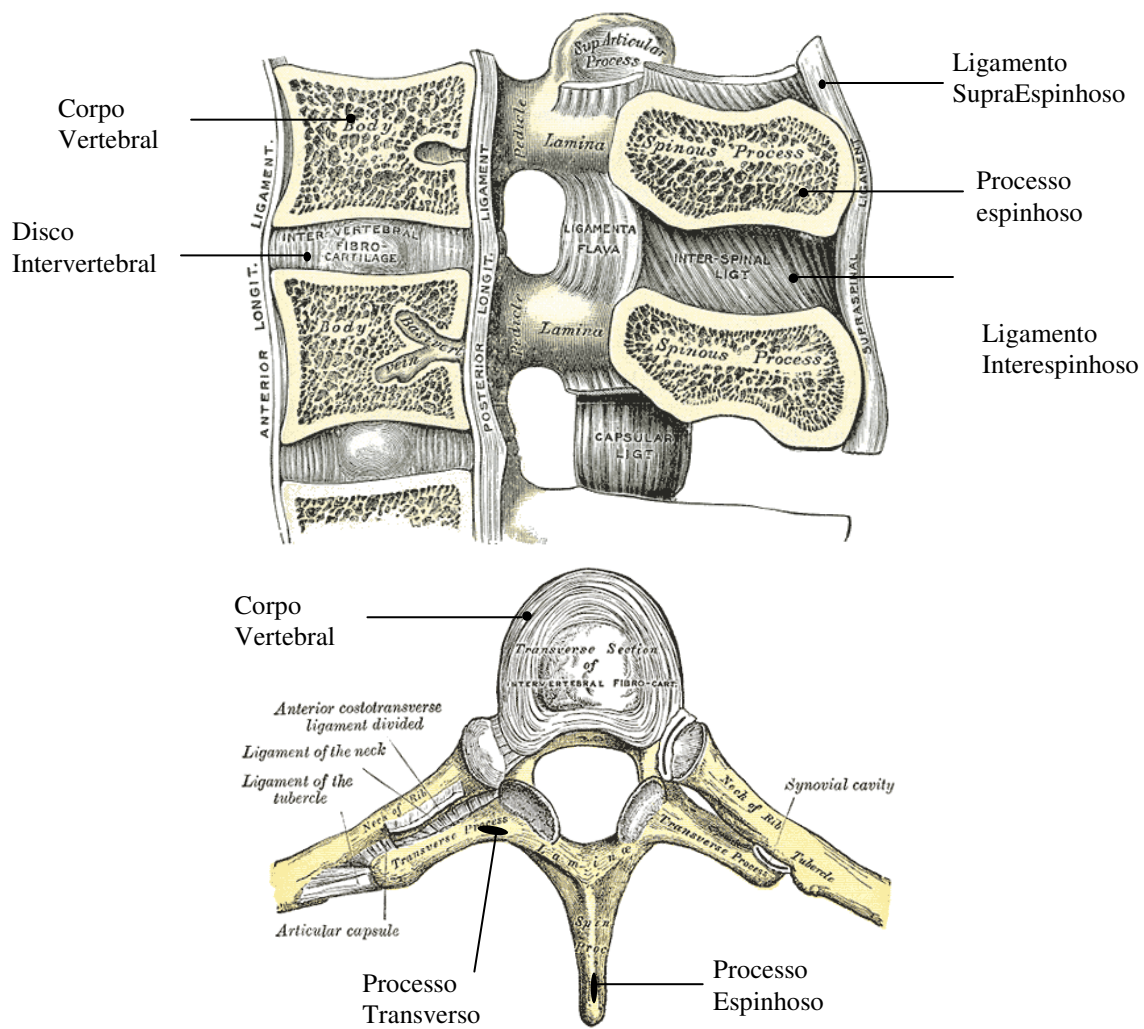


Figura C3. Processos anatômicos das vértebras. Acima, vista sagital; abaixo, vista transversal.

**ANEXO D - Questionário padronizado de coleta de dados em pacientes vítimas do
transporte automobilístico**

Nome:

Nº

Matrícula:

Ano:

1. Gênero:

3) 5 pontos

1) feminino

2) masculino

7. Uso do *booster*, se aplicável:

0- Não

1- Sim

2. Idade: _____

3. Tipo de impacto

1- frontal

2- capotamento

3- lateral

4- traseiro

8. Diagnóstico: _____

9. Região da Lesão: _____

4. Posição no carro

1- frente

2- atrás

10. Sintoma

1- imediato

2- em 10 dias

3- mais de 10 dias

5. Uso de dispositivo de retenção

0- Não

1- Sim

11. Evolução do caso:

1- alta

2- sequela

3- óbito

6. Tipo de retenção:

1) 2 pontos

2) 3 pontos

ANEXO E – Acidentes e violência em unidades de urgência e emergência



República Federativa do Brasil
Ministério da Saúde
Secretaria de Vigilância em Saúde

FICHA DE NOTIFICAÇÃO DE ACIDENTES E VIOLÊNCIAS EM UNIDADES DE URGÊNCIA E EMERGÊNCIA

Nº

Dados Gerais	1 Data da Notificação		2 UF		3 Município de Notificação		Código (IBGE)	
	4 Unidade de Saúde		Código (CNES)		5 Data da Ocorrência do evento		6 Hora da ocorrência do evento (0 - 24 horas)	
Dados da Pessoa Atendida	7 Nome							
	8 Data de Nascimento		9 Idade		10 Sexo		11 Cor	
	12 Escolaridade		13 Ocupação		14 Como chegou ao hospital?		15 Possui algum tipo de deficiência?	
	16 UF		17 Município de Residência		18 Bairro de residência		19 Logradouro (rua, avenida,...)	
Dados da Ocorrência	20 Número		21 Complemento (apto., casa, ...)		22 CEP		23 (DDD) Telefone	
	24 Zona		25 País (se residente fora do Brasil)		26 Intencionalidade		27 Tipo de ocorrência (acidente / violência)	
	28 Suposta de uso de álcool		29 Meio de transporte		30 Local de ocorrência		31 Atividade realizada	
	32 Evento relacionado ao trabalho?		33 UF		34 Município de Ocorrência		35 Bairro de ocorrência	
Acidentes	36 Logradouro de ocorrência (rua, avenida,...)		37 Número		38 Zona de ocorrência		39 Tipo de transporte	
	40 Tipo de vítima		41 Tipo de queda		42 Tipo de Queimadura		43 Outros acidentes	
	44 Suicídio/tentativa		45 Suspeita de maus-tratos		46 Tipo de agressão		47 Provável autor da agressão	
	48 Sexo do provável autor da agressão		49 Natureza da lesão (considerar somente o diagnóstico principal)		50 Parte do corpo atingida		51 Evolução do Caso	

Acidentes e violências em unidades de urgência e emergência

SVS 28/06/2005

ANEXO F - Pontos digitalizados pelo Faro Arm

Assentos Infantis – Grupo I

Pontos	CRS1			CRS2			CRS3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
HeadrestRef1	1173	-371	868	1144	-386	851	1225	-377	902
UpperLateralFrameRef1	1064	-218	880	1039	-187	890	1021	-170	810
LowerLateralFrameRef1	758	-211	633	767	-178	663	731	-175	695
SlotAInboard_Rt	1133	-297	739	1095	-311	740	1134	-301	780
SlotAOutboard_Rt	1133	-334	734	1094	-346	737	1136	-339	779
SlotAInboard_Lf	1131	-408	732	1092	-426	734	1142	-408	772
SlotAOutboard_Lf	1130	-452	729	1094	-461	733	1139	-453	771
5HarnessDummyContact_ShoulderRt_In board	1067	-300	735	1016	-311	733	1106	-302	792
5HarnessDummyContact_ShoulderRt_Ou tboard	1069	-339	737	1014	-342	736	1124	-340	789
5HarnessShoulderEnd_InboardRt	887	-330	604	825	-345	626	832	-336	667
5HarnessShoulderEnd_OutboardRt	897	-364	626	843	-374	646	853	-367	687
5HarnessDummyContact_ShoulderLf_In board	1108	-413	736	1027	-420	740	1123	-419	790
5HarnessDummyContact_ShoulderLf_Ou tboard	1071	-453	731	1031	-458	722	1110	-456	780
5HarnessShoulderEnd_InboardLf	893	-384	626	837	-399	639	855	-384	681
5HarnessShoulderEnd_OutboardLf	875	-415	598	815	-427	619	842	-411	654
5HarnessLapUpperStart_Rt	906	-247	428	903	-248	451	912	-229	520
5HarnessLapLowerStart_Rt	894	-248	435	864	-249	450	872	-234	536
5HarnessDummyContact_LapRt_Upper	922	-267	492	880	-283	527	898	-273	607
5HarnessDummyContact_LapRt_Lower	881	-263	492	837	-282	531	860	-264	609
5HarnessLapUpperEnd_Rt	899	-330	599	848	-352	625	862	-351	680
5HarnessLapLowerEnd_Rt	885	-330	579	814	-339	605	840	-328	656
5HarnessLapUpperStart_Lf	918	-481	419	895	-501	434	908	-460	505
5HarnessLapLowerStart_Lf	885	-500	442	860	-502	435	877	-470	532

Pontos	CRS1			CRS2			CRS3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
5HarnessDummyContact_LapLf_Upper	917	-470	492	872	-475	539	908	-461	536
5HarnessDummyContact_LapLf_Lower	874	-474	522	836	-476	520	865	-468	565
5HarnessLapUpperEnd_Lf	900	-418	602	847	-411	631	863	-389	668
5HarnessLapLowerEnd_Lf	879	-412	579	816	-434	609	846	-410	647
5HarnessCenterInboard_Start	848	-352	489	722	-360	519	797	-345	571
5HarnessCenterOutboard_Start	849	-380	485	719	-400	518	797	-374	580
5HarnessCenterInboard_End	864	-356	525	785	-374	601	812	-359	631
5HarnessCenterOutboard_End	862	-383	523	786	-395	600	813	-374	629
LockerUpperCenter	895	-374	625	850	-389	647	859	-368	692
LockerLowerCenter	854	-370	543	787	-385	598	812	-368	628
LockerRedCenter	869	-373	595	800	-386	617	827	-368	662
LockerUpper_Inboard	885	-328	598	817	-337	622	834	-320	669
LockerUpper_Outboard	876	-417	593	815	-437	616	841	-415	657
LockerFoam_UpperInboardRt	906	-308	580	819	-313	583	838	-319	652
LockerFoam_UpperOutboardRt	923	-325	628	865	-341	636	886	-332	665
LockerFoam_UpperInboardLf	903	-444	578	814	-446	588	845	-416	644
LockerFoam_UpperOutboardLf	924	-425	627	857	-431	625	892	-413	669
LockerFoam_UpperCenter	926	-378	641	861	-389	645	883	-369	675
LockerFoam_Lower_InboardDummyContact	865	-340	544	761	-355	555	807	-341	604
LockerFoam_Lower_OutboardDummyContact	867	-400	542	761	-405	567	816	-384	595
HeadCGRt	1076	-307	854	1051	-315	841	1121	-295	911
HeadCGLf	1074	-444	845	1045	-451	836	1124	-432	902
Acromion Rt	1062	-259	722	1018	-268	709	1071	-249	786
Acromion Lf	1054	-488	714	1005	-497	708	1070	-478	780
Supraesternale	1022	-373	737	968	-382	737	1037	-365	806
ShoulderRt	1061	-256	704	1006	-264	696	1065	-244	767

Pontos	CRS1			CRS2			CRS3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	Z
ShoulderLf	1057	-492	700	995	-500	695	1071	-482	766
ElbowRt	1026	-230	561	934	-241	566	991	-225	630
WristRt	896	-236	532	802	-251	577	871	-232	627
HipJointRt	926	-275	462	838	-279	481	897	-269	548
HipJointLf	926	-458	453	829	-479	473	902	-455	542
KneeMark	755	-275	559	675	-270	583	737	-259	657
Ankle	590	-301	493	502	-269	537	578	-273	588
LateralAbdomenRt	933	-255	511	933	-255	511	933	-255	511
AndomenCentralMark	926	-362	655	926	-362	655	926	-362	655
LateralAbdomenLf	933	-462	512	933	-462	512	933	-462	512

Booster – Grupo II e III

Pontos	A1			A2			B1			B2		
	x	y	z	x	y	z	x	Y	z	x	y	z
TB_ATDShoulderOutboard	998	-244	793	1100,8	-294,3	758,3	919,3	-335	659,3	942,7	-339	651
TB_ATDShoulderInboard	1002	-313	792	1090,7	-366,1	757,8	956,5	-326,6	659,9	959,9	-333,7	653,1
TB_ATDCenterlineTop	977	-370	755	1099,3	-358,1	764,6	890,1	-340,1	665	946	-354,2	643,9
TB_ATDCenterlineBottom	948	-370	697	1050,8	-361,8	700,5	875,9	-352,5	663,6	938	-351	646
NeckBibCenterline	1046	-377,9	774,6	1113,3	-360,7	758,9	885,2	-343,0	662,6	957,9	-356,7	638,2
LB_ATD_ASISRtFore	860	-306	578	967,8	-294,8	526,8	680,9	-272,1	428,6	763,4	-308,3	431
LB_ATD_ASISRtMid	882	-307	570	988,9	-295,9	517,3	700,3	-278,5	437,9	786,4	-309,5	431,1
LB_ATD_ASISRtAft	905	-307	580	1005,6	-296,3	500,0	716,3	-277,3	456,6	807,9	-310	443,1
LB_ATD_ASISLtFore	865	-434	572	967,3	-433,2	526,4	678,1	-360,8	428,4	765,8	-428,1	429,4
LB_ATD_ASISLtMid	884	-432	566	985,5	-431,4	517,1	700,1	-357,4	434,9	787,7	-420,2	426,9
LB_ATD_ASISLtAft	906	-433	575	998,9	-432,1	495,4	712,8	-396,7	455,9	808,2	-420,6	439,9
LB_ATDContactRtFore	866	-467	552	959,0	-462,7	507,0	674,8	-241,6	417,1	727	-281,8	416
LB_ATDContactRtAft	916	-465	545	995,8	-466,4	480,6	718	-264,6	442,2	770,3	-282,9	419,5
LB_ATDContactLtFore	874,4	-484,6	491,3	959,0	-462,7	507,0	686,5	-406,6	408,6	732,1	-470,2	409,8
LB_ATDContactLtAft	907,7	-481,5	518,4	995,8	-466,4	480,6	725,9	-383,1	439,7	777,2	-452,3	420,2
ShoulderJointRt	1054	-255	767	1133	-239	733	903,9	-198,1	592,4	974	-227	559,5
ElbowRt	908	-238	680	993,2	-221,6	638,9	790,7	-198,4	470,5	888,5	-231,8	414,1
WristRt	761	-253	596	837,8	-242,5	569,8	660,2	-198,4	429,3	745,6	-231,8	420,8
ASISRt	915	-307	595	1029,8	-297,5	533,9	706,5	-285,5	448,3	808,8	-309,2	443,3
ASISLt	916	-440	592	1030,0	-430,7	536,5	704,9	-397,3	442,6	808,8	-423,6	436,0
PS	870	-371	551	996,5	-363,5	484,6	666,7	-343	382,5	726,2	-338,9	373,1
SuprapatellaRt	715	-316	597	855,6	-301,9	550,5	535	-302,2	479,8	603,2	-327,9	481,1
KneeRt	673	-290	594	813,3	-275,8	529,7	483	-260,7	449	547,8	-284,9	453,6
AnkleRt	561	-301	357	571,9	-294,6	431,0	348,6	-251,6	244,9	352,9	-282,7	303,7
BallOfFoot	449	-272	349	483,6	-265,7	507,2	244,4	-231,3	209,8	233,8	-262,8	283

Continuação:

Pontos	C1			C2		
	x	y	z	x	Y	Z
TB_ATDShoulderOutboard	945,6	-311,3	658,1	958,1	-351,6	672,3
TB_ATDShoulderInboard	984,7	-359,3	655,2	979,9	-348,1	673,9
TB_ATDCenterlineTop	909,5	-349,9	667,4	965,9	-368,0	665,3
TB_ATDCenterlineBottom	898,1	-354,0	670,6	946	-367,0	663,2
NeckBibCenterline	907,2	-355,3	668,7	971,2	-370,4	669,7
LB_ATD_ASISRtFore	716	-280,5	434,0	728,8	-315,7	426,9
LB_ATD_ASISRtMid	731,4	-283	452,1	752,4	-317,7	428,5
LB_ATD_ASISRtAft	751,5	-283,2	464,5	767,7	-318,4	434,5
LB_ATD_ASISLtFore	710,7	-408,7	433,6	728,8	-436	426,2
LB_ATD_ASISLtMid	726,7	-406,4	445,6	752,6	-432	420,1
LB_ATD_ASISLtAft	743,4	-405,6	465,1	768,1	-430,3	435,2
LB_ATDContactRtFore	725,7	-244,3	418,7	764,8	-269,7	406
LB_ATDContactRtAft	762,4	-261,5	442,2	813,5	-273,8	420,3
LB_ATDContactLtFore	709,6	-443	425,5	770,2	-466,2	412,2
LB_ATDContactLtAft	752,5	-431	445,3	814,2	-299	428,8
ShoulderJointRt	927,7	-220,9	598,5	986,4	-234,4	599,2
ElbowRt	820,4	-208	475,8	881,7	-228,2	469,6
WristRt	687,4	-207,5	436,4	741,2	-245	443,9
ASISRt	745,0	-282,9	453,9	770,8	-317,7	435,3
ASISLt	732,2	-400,8	450,2	767	-431,3	431,7
PS	693,3	-287,2	385,4	773,4	-365,5	382,6
SuprapatellaRt	565,2	-238,9	480,3	634,3	-333,1	462,7
KneeRt	518,6	-238,9	454,3	581,7	-290,8	433,1
AnkleRt	371	-217,3	257,1	381,7	-289,3	299
BallOffFoot	263	-183,2	222,3	257,2	-273,6	305,3

ANEXO G - Resultados obtidos pelo X-Sensor

CRS 1 – 30°

13	18		12	16	19	13	12	19	17	1		
12	15		2	33	29	33	36	27	22	15	14	11
			23	5	43	43	43	35	3	16	19	
			56	124	11	82	69	59	57	32	26	
			24	27	184	139	88	99	115	48	39	
	17	59	189	144	123	52	33	49	92	46	42	21
		15	23	24	19				17			
											15	
				14	19				11			
				24								
				13	17	15						
			12	16	11	16						
				14	16	25	23	18				
						13	21	16				
							11	13				
					11			12	11			
							15	12	17			
							12		11			
							1					
			11			16	19	2	11			
						17	22	22	19			
							14	11	17			

CRS 1 - 40°

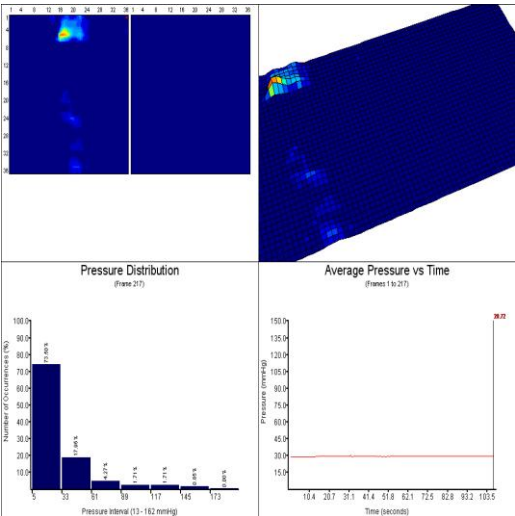
11	13			11									
			13										1
			11	23	2	21	25	18	17				
			35	76	76	62	53	48	47	28	23		
			212	22	219	176	125	134	154	73	5		
	23	15	22	22	22	127	61	128	22	127	112	39	
	11	38	76	81	59	29	13	26	47	31	3	13	
												16	
				2	14				16				
			12	26									
					13	16							
				1		14	11						
				11	14	17	16	17					
						11	17	12					
							11	15					
							11	1	11				
				12	17	13	1	14	18				
					12	12	17	17	23				
							12	11	12				
						17	22	23	15		1		
						2	27	23	19				
							1		14				

CRS 1 - 0°

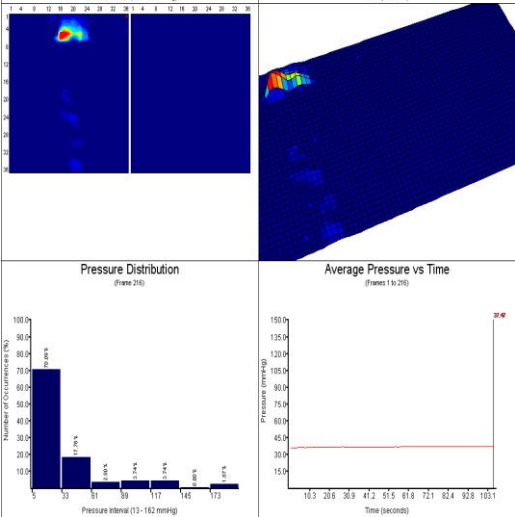
15	2		13	27	33	2	18	28	4	24		
12	16		25	5	4	43	46	37	31	23	22	13
			27	6	46	45	45	36	33	17	23	
			49	15	91	66	54	47	46	27	22	
			145	138	117	83	49	57	63	31	25	
	1	32	86	62	52	28	18	27	41	25	23	
										16		
				11	19							
				26								
			1	17	16	13						
						12						
						13						
			13	2	16	19						
				16	19	3	3	21	11			
				1		14	26	23	15			
							13	13	13			
								12	11			
						1	15	11	17			
						11	14	11	14	1		
					11							
						1	12	11				
			12			18	21	22	13			
						18	28	3	27		15	
						12	21	17	21			

Leitura da distribuição de pressão do CRS1

0°



30°



40°

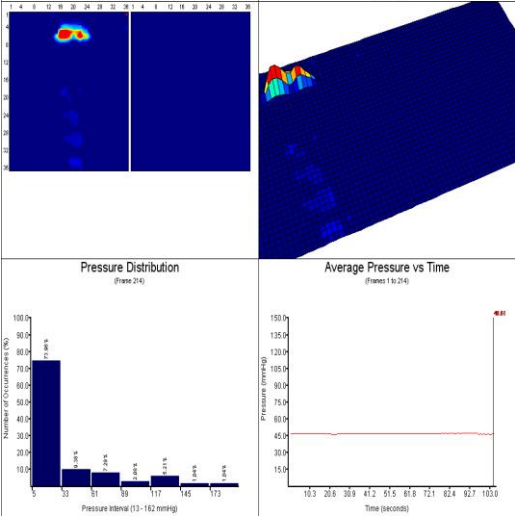


Figura G1. Leitura da distribuição de pressão para o CRS1.

CRS 2 – 30°

48	22	1	35	77	66	55	46	48	75	76	36	11			
			82	78	73	66	44	57	84	67	45	28			
	14	21	34	41	38	29	11	16	3	34	19	14			
		13	17	16	11										
					19	12									
					11	21	13								
							11								16
								13							
						11		19							
						11	13	31	28	17					
							1	2	29	19					
								11	19	1					
									12	1					
									11	1					
									13	12					
							12	24	19	33	23	12	1		
							13	27	32	42	31	12			
								1							
								1	12	16					
							14	11	2	18	13				
							23	32	35	42	39				
							23	34	36	4	18	11			

CRS 2 - 40°

17	14			19	27	14	17	17	26	25			11		
18	2		11	4	25	24	18	2	22	25	39		12		
	13		16	2	17	25	25	27	31	24	26				
15			16	29	27	29	36	38	42	24	2				
			28	36	33	31	27	22	28	15					
			31	38	38	21	11	13	21	17	26				
	11	14	23	22	16				2	25	25				
			12	18	18				18	27	36	14			
			11							13	2				
									11		13				
									1	1					
									12						
					13					11					
					26	13									
				11	25	11									
						1	16							12	19
							13								
						11	18	14	12						
					16	19	32	49	19	26	1	11			
					1	12	3	5	35	2	13				
							12	21	17						
									15						
								1	17	12					
							1	17	17	15	13				
							11	28	23	25	15	17			
							1	34	28	22	15	13			
						12	16	17	13						
							13	29	23	15					
						12			18	16	19	19			
						18	22	22	18						
						11	17	21	2	12					

CRS 2 - 0°

131

	12	12	31	89	73	59	69	69	79	65	67	24	18	16	11
			72	143	174	135	12	99	142	131	52	23	12	16	1
		2	89	142	118	78	64	91	11	69	54	28		11	14
11	24	32	39	72	45	24	16	27	32	64	74	42	18	13	12
		13	18	31	15	1		27	25	41	36	23	1		
			1	13			13	1	13	24	27	15			
		1	11					1	12	13	15	11	1	11	
									14	1	13				
								11		13	1	11	11		
					1			14	12	12	1		11		
							11		11	11	13	1			
					13	1				11	1	13	11		
					17	16				1					
				27	23	1			11	13	1				
			11	18	43	15									
		1			12	13	11						11		
					12	12	15							24	16
					13	13	19	1	1	1					
					13	13	28	31	19	15	12				
					1	12	2	36	26	14	18				
							13	25	14	11	12	1			
						1	1	16	12	13		1			
						1	14	13	15	13	11				
						1	12	17	17	15	1		1		
					11	14	33	28	42	26	18	15	11		
					1	12	29	29	41	3	2	16			
						14	17	17	2	15	1				
						15	17	2	21	21	11				
		1		1	11	17	24	28	24	22	13	13			13
			1	1	15	35	38	58	46	49	17	11			11
					12	17	16	26	25	21	12				1
								13							

33	1			
24	16	1		
		12	16	
			19	
			16	
				1
18			11	
28			1	
17		1		
1				
15		11	11	

Leitura da distribuição de pressão do CRS2

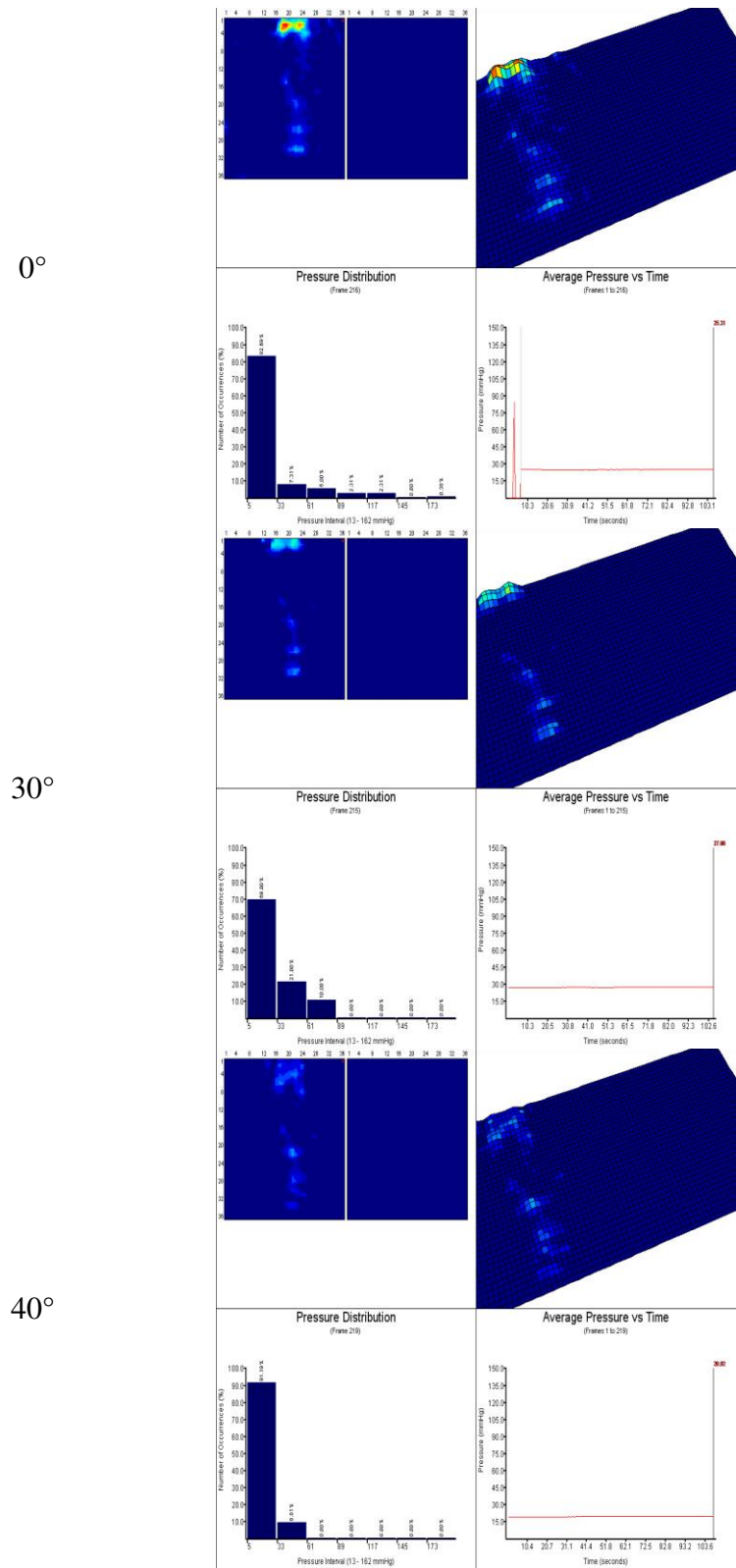


Figura G2. Leitura da distribuição de pressão para o CRS2.

CRS 3 – 30°

11	29	16											
	23	16			25	16	16	11	15	12			12
	23	1	11	24	14	18	16	17	15	16	16		
	15		15	27	22	23	2	18	17	12	19		
			31	57	46	38	29	24	25	2	21		
			96	134	87	51	34	34	35	3	26	12	
	17	51	74	84	48	33	18	3	46	47	52	33	
		16	33	46	29	12		12	29	31	28	18	
			13	25	15				14	24	21	11	
											15		
										11			11
			22	14									
				16									
					17								
					15								
			11		2	1	11	1					
					22	19	17	12					
					18	15							
					11	12							
					1	12	11						
					11	11	11						
			14	15	25	13	19	2	11				
			16	15	21	17	25	22	2		11		
		1	11	11			12			19			
					12	14	13	12					
				1			12	14					
			2	36	34	25	16						
			1	13	17	24	31						
								1					

CRS 3 - 40°

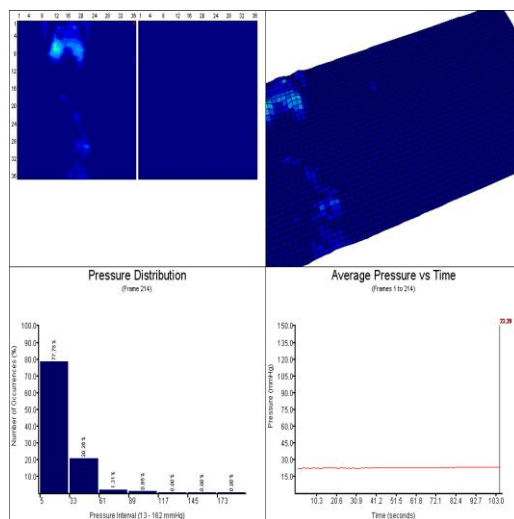
18	2														
21	1		1	24	13								12		
12			16	13	1		1	11							
13			11					13	13						
		13	1	15	15	15	14	13		13					
	17	28	15	13	18	2	21	2	22	11					13
13	27	27	29	28	19	25	34	33	23	15			19	13	
	12	17	13	16	1	16	53	7	54	28					
		11		11		1	33	45	34	19					
							19	41	38	15					
							17	32	34	15			14		
							11	19	21	15					
							13	13	12						
							12	14							
		1				15	11								
		15				11									
	15	21													
1	3														
		13	19												
			15	13					1						
			1	14						13					
13	17	12	14	28											
1	18	15	25	33	11	3	15								
			21	2	1	15									
			14	18											
			1	12											
				14											
			12	14		12				1					
	2	14	29	19	27	28	12	11	11	11					
	11		11	14	12	13	15								
				19						14					
			1	1											
		23	26	33	23	17									
		13	13	19	16	17	15			11					
				14				1							

CRS 3 - 0°

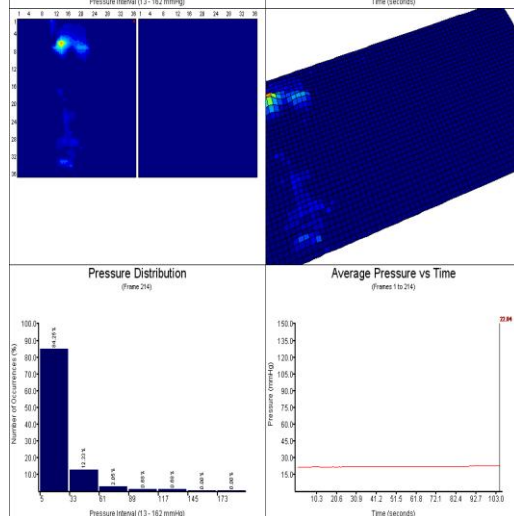
11	19	1						13	21	12			21	14
11	21				29	23	15	19	26	38	22		13	23
	19			24	25	15	19	21	2	12	19			13
	18		11	35		14	26	22	21	21	21	11		18
			14	45	44	28	33	36	35	36	28	24		
			28	84	52	43	35	38	42	36	39	33		
			46	9	77	52	21	17	29	43	5	51	21	
		29	47	49	49	31	13	1	21	37	41	42	15	
			25	34	36	17				12	33	38	11	
			1	14	11						18	25		
											1	12		
														11
														1
						15	19							
								17	11					
										11				
										26	12	12		
										15	2			
											15			
											1			
												14	12	
												12	11	
										17	18	11	2	
						12					28	27	29	32
									11	17	18		24	25
												18	17	11
										11				
										11	1			
								11		11	13	16	12	
								14	19		17	12	14	
								12	11	13	15	23	11	14

Leitura da distribuição de pressão do CRS3

0°



30°



40°

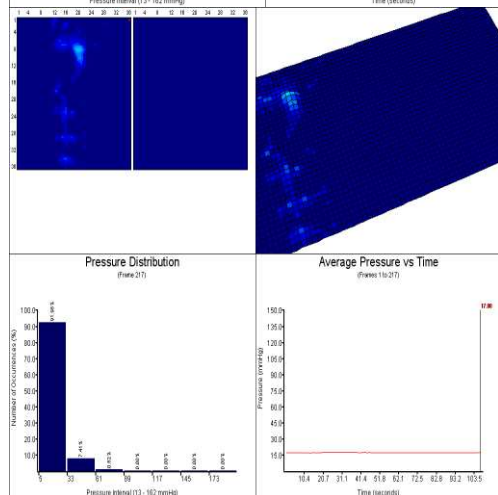


Figura G3. Leitura da distribuição de pressão para o CRS3.

ANEXO H - Artigos relacionados à Tese

Artigos aceitos para publicação em periódicos:

- Loffredo, M.; Ebert, S.; Arruda, C.; Reed, M. Static analysis of harness fit in forward-facing child restraints. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. Submetido em Novembro, 2009.

Artigos em avaliação em periódicos:

- Loffredo, M.; Arruda, C.; Loffredo, L. C. M. Geographical region and age related mortality rate in children caused by traffic accidents. Revista Brasileira de Epidemiologia. Submetido em Setembro, 2009.

Artigos publicados em eventos:

- Loffredo, M.; Manary, M.; Reed, M.; Arruda, C. Dynamic Performance of Child Restraints with Two-Point Belt Securement. In: 18º Congresso e Exposição Internacionais da Tecnologia da Mobilidade, 2009, São Paulo. SAE Technical Paper Series, 2009.
- Loffredo, M.; Brasil, C.; Arruda, C. Analysis of pelvis dimensions for crash test dummies. In: The 6th Latin American Congress of Artificial Organs and Biomaterials. Gramado, Brasil, Agosto-2010.
- Loffredo, M.; Arruda, C. Segurança veicular e mortalidade infantil. In: I Congresso de Ciências da Saúde da Uniara, 2007, Araraquara. I Congresso de Ciências da Saúde da Uniara (CONCISU), 2007.