

Universidade de Brasília – UnB  
Campus Gama – FGA  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

**PROPOSTA E IMPLEMENTAÇÃO DE UM NOVO CRITÉRIO  
DE LESÃO DE CABEÇA UTILIZANDO *Hybrid III 50%*,  
CONSIDERANDO VELOCIDADES E ACELERAÇÕES ANGULARES  
EM COLISÕES VEICULARES FRONTAIS**

**JOSELMA DA SILVA GUIMARÃES**

Orientador: PROF. CRISTIANO JACQUES MIOSSO, PHD  
Coorientadora: PROFA. RITA DE CÁSSIA SILVA, DR. ING.



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA



**PROPOSTA E IMPLEMENTAÇÃO DE UM NOVO CRITÉRIO  
DE LESÃO DE CABEÇA UTILIZANDO *Hybrid III 50%*,  
CONSIDERANDO VELOCIDADES E ACELERAÇÕES ANGULARES  
EM COLISÕES VEICULARES FRONTAIS.**

**JOSELMA DA SILVA GUIMARÃES**

ORIENTADOR: PROF. CRISTIANO JACQUES MIOSSO, PHD

CO-ORIENTADORA: PROFA. RITA DE CÁSSIA SILVA, DR. ING.

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM  
ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 158A/2022

BRASÍLIA/DF, NOVEMBRO DE 2022

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FGA – FACULDADE GAMA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

PROPOSTA E IMPLEMENTAÇÃO DE UM NOVO CRITÉRIO  
DE LESÃO DE CABEÇA UTILIZANDO *Hybrid III 50%*,  
CONSIDERANDO VELOCIDADES E ACELERAÇÕES ANGULARES  
EM COLISÕES VEICULARES FRONTAIS.

JOSELMA DA SILVA GUIMARÃES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

APROVADA POR:

---

Prof. Cristiano Jacques Miosso, PhD

(Orientador)

---

Profa. Rita de Cássia Silva, Dr. Ing.

(Co-orientadora)

---

Prof. Alessandro Borges de Sousa Oliveira, Dr. Ing.

(Examinador externo)

---

Francisco Vieira Garonce, Dr.

(Examinador externo)

**FICHA CATALOGRÁFICA**

GUIMARÃES, JOSELMA

Proposta e implementação de um novo critério de lesão de cabeça utilizando *Hybrid III 50%*, considerando velocidades e acelerações angulares em colisões veiculares frontais.

[Distrito Federal], 2022.

140p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2022).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                       |                                 |
|-----------------------|---------------------------------|
| 1. Segurança Veicular | 2. Critérios de lesão           |
| 3. Impacto Frontal    | 4. Lesões traumáticas cerebrais |
| I. FGA UnB/UnB.       | II. Título (série)              |

**REFERÊNCIA**

GUIMARÃES, JOSELMA (2022). Proposta e implementação de um novo critério de lesão de cabeça utilizando *Hybrid III 50%*, considerando velocidades e acelerações angulares em colisões veiculares frontais. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 158A/2022, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 140p.

**CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: Joselma da Silva Guimarães

TÍTULO: Proposta e implementação de um novo critério de lesão de cabeça utilizando *Hybrid III 50%*, considerando velocidades e acelerações angulares em colisões veiculares frontais

GRAU: Mestre

ANO: 2022

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

---

[joselma@unb.br](mailto:joselma@unb.br)

Brasília, DF – Brasil

## RESUMO

Dados do Registro Nacional de Acidentes e Estatísticas de Trânsito – RENAEST – nos alertam para a realidade de altos índices de sinistros envolvendo automóveis e consequente alto número de vítimas, feridos e levados a óbito nos últimos 4 anos no Brasil. Apesar de uma redução significativa de 50% nos indicadores do número de sinistros por 100 mil habitantes - registrados nos últimos 10 anos, os números informados pelos órgãos responsáveis são preocupantes. Associado ao número de vítimas em sinistros de trânsito, encontra-se o índice que motivou esse estudo: o percentual de feridos leves e moderados por lesão na cabeça. Segundo a Organização Mundial de Saúde, do inglês *World Health Organization* (OMS), lesões na cabeça são a principal causa de morte e de gerar traumas incapacitantes em usuários de veículos motorizados. Atualmente, agências governamentais internacionais e Programas de Avaliação de Carros Novos (como por exemplo, o Australasian NCAP (Austrália e Nova Zelândia), o Japan NCAP (Japão), o Euro NCAP (Reino Unido, Alemanha, Áustria, Luxemburgo, Suécia, Espanha, Itália, França, Noruega, Países Baixos e Bélgica) e o Latin NCAP (Bolívia, Chile, Colômbia, Costa Rica, Uruguai, Argentina, Brasil e México) entre outros) executam excelentes trabalhos ao submeter veículos novos a uma ampla gama de testes de colisão, a fim de oferecer aos consumidores informação independente sobre os níveis de segurança que possuem os diferentes modelos de veículos no mercado. Esses programas usam critérios de lesão para diversas partes do corpo e o critério que será a base desse estudo é o Critério de Lesão na Cabeça, do inglês *Head Injury Criterion* (HIC). O problema de pesquisa levantado em torno desse critério é: Quais lesões - leves e moderadas - poderia acometer uma pessoa que sofre um impacto frontal em um veículo se o HIC for menor que 700 (limite de segurança imposto pelo regulamento que rege o Programa de Avaliação para Carro Novo, do inglês *New Car Assessment Program* (NCAP))? Em busca da resposta a essa pergunta, observou-se dois fatores importantes: 1) O HIC possui a aceleração translacional como componente central de sua fórmula, contudo, desde a década de 40, cientistas investigam os danos que a aceleração angular pode provocar ao cérebro e mesmo encontrando resultados interessantes, as agências que realizam as avaliações em automóveis novos não incluíram no cálculo do HIC uma componente angular; 2) A investigação feita nesse estudo levou a propositura e a implementação de um novo critério de lesão que leva em consideração o movimento rotacional (componentes centrípeta e tangencial) da cabeça de *dummies* durante o teste de colisão frontal. Esse critério foi comparado com outros critérios existentes e mostrou-se mais expressivo do que o HIC para prever o risco de lesão ao cérebro. O estudo prevê ainda a possibilidade do uso de um *dummy Hybrid III 50% Male* no lugar do *dummy THOR 50% Male* para o cálculo de acelerações e velocidades angulares e isso tornaria o ensaio menos oneroso.

**Palavras-chave:** lesão cerebral traumática, concussão, impacto frontal, critério de lesão na cabeça.

## **ABSTRACT**

Data from the National Registry of Accidents and Traffic Statistics – RENAEST - alert us to the reality of high accident rates involving automobiles and the consequent high number of victims, injured, and killed in the last 4 years in Brazil. Despite a significant reduction of 50% in the indicators of the number of accidents per 100 thousand inhabitants - registered in the last 10 years - the numbers reported by the organizations responsible for is worrying. Associated with the number of victims in traffic accidents is the index that motivated this study: the percentage of light and moderate injuries due to head injuries. According to the World Health Organization - WHO, head injuries are the leading cause of death and debilitating trauma in motor vehicle users. Nowadays international government agencies and New Car Assessment Programs (such as Australasian NCAP (Australia and New Zealand), Japan NCAP, Euro NCAP (UK, Germany, Austria, Luxembourg, Sweden, Spain, Italy, France, Norway, Netherlands and Belgium) and Latin NCAP (Bolivia, Chile, Colombia, Costa Rica, Uruguay, Argentina, Brazil and Mexico) and more) do excellent work in submitting new cars to a wide range of crash tests in order to provide consumers with autonomous information about the safety levels of different vehicle models in the market. These programs use injury criteria for different parts of the body and the criterion that will be the basis of this study is the Head Injury Criterion - HIC. The research problem raised around this criterion is: What injuries - mild and moderate - a person who suffers a frontal impact accident could have if the HIC is less than 700 (the safety limit imposed by the regulation that governs the NCAP)? In search for an answer to this question, two important factors were observed: 1) The HIC has translational acceleration as a central component of its formula, however, since the 1940s, scientists have investigated the damage that angular acceleration can cause to the brain and even finding interesting results, the agencies that carry out evaluations on new cars did not include an angular component in the HIC calculation; 2) The investigation carried out in this study led to the proposal and implementation of a new injury criterion that takes into account the rotational movement (centripetal and tangential components) of the dummy head during the frontal crash test. This criterion was compared with other existing criteria and proved to be more significant than the HIC in predicting the risk of brain injury. The study also predicts the possibility of using a Hybrid III 50% Male dummy instead of THOR 50% Male dummy for the calculation of angular accelerations and angular velocities and this option would make the test less expensive.

**Keywords: traumatic brain injury, concussion, crash test, head injury criterion**

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Atual contexto do trânsito no Brasil . . . . .	1
1.2	Sinistros de trânsito e Lesões na cabeça . . . . .	4
1.3	Lacunas a serem respondidas sobre lesões advindas de impacto frontal entre veículos . . . . .	5
1.4	Proposta da Pesquisa . . . . .	5
1.5	Objetivos . . . . .	6
1.5.1	Objetivo Geral . . . . .	6
1.5.2	Objetivos Específicos . . . . .	6
1.5.3	Justificativa . . . . .	7
<b>2</b>	<b>Base Teórica para a contextualização dos critérios de lesão</b>	<b>8</b>
2.1	<i>Head Injury Criterion</i> - HIC - contexto histórico . . . . .	8
2.1.1	Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne . . . . .	8
2.1.2	Índice de Severidade de Gadd . . . . .	9
2.2	Considerações gerais sobre o HIC . . . . .	11
2.2.1	Limites na duração do HIC - 15ms x 36ms . . . . .	11
2.3	Movimentos x Acelerações envolvidas . . . . .	12
2.4	Momentos Principais de Inércia para o Centro de Massa da Cabeça . . . . .	15
2.4.1	Eixo de Referência - Centro de Massa da Cabeça . . . . .	15
2.4.2	Formulações matemáticas . . . . .	17
2.5	Protocolo de Avaliação & valores de HIC . . . . .	18
2.5.1	Aceleração Resultante Máxima em 3 ms . . . . .	19
2.5.2	Abbreviated Injury Scale - AIS . . . . .	19

2.5.3	Por que AIS 3? . . . . .	22
2.6	Lesões Cerebrais . . . . .	22
2.6.1	<i>Traumatic Brain Injury - TBI</i> . . . . .	22
2.6.2	Classificação das Lesões Cerebrais Traumáticas . . . . .	23
2.6.3	Estudos sobre o comportamento da aceleração rotacional no cérebro x AIS . . . . .	27
2.6.4	Limites propostos para Lesões x AIS . . . . .	31
2.6.5	Aplicação efetiva do impacto na cabeça . . . . .	32
2.7	Critério de Lesão Angular na Cabeça - AHIC . . . . .	32
2.7.1	Crítérios de Lesão Comparativos . . . . .	33
<b>3</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>41</b>
3.1	Descrição do ensaio de impacto frontal . . . . .	41
3.1.1	<i>Crash test - 40% Overlap</i> . . . . .	41
3.1.2	<i>Crash test - Full Frontal</i> . . . . .	43
3.2	Família dos <i>Dummies</i> . . . . .	44
3.2.1	Instrumentação dos <i>Dummies</i> . . . . .	45
3.2.2	Teoria Centrípeta . . . . .	46
3.2.3	<i>THOR 50% Male</i> . . . . .	47
3.3	Demonstração real do ensaio . . . . .	48
3.3.1	Veículos ensaiados com air bag: 3815, 2214 e 4913 - 40% Overlap	48
3.3.2	Veículos ensaiados sem air bag: 1315, 1814 e 1313 - 40% Overlap .	49
3.3.3	Veículos ensaiados com air bags: 10999 e 09295 - Full frontal . . .	51
3.4	MATLAB <sup>®</sup> e o processamento do sinal . . . . .	51
3.5	Qual a duração do sinal a ser analisado? . . . . .	52
3.6	Referenciais de lesões para os preditores . . . . .	54
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>57</b>
4.1	Análise dos sinais de entrada - Aceleração linear e Aceleração angular . .	58
4.1.1	Resultados encontrados para cada veículo . . . . .	70



4.2	Síntese dos resultados . . . . .	79
4.3	Gráficos comparativos - HIC versus AHIC . . . . .	85
4.4	Análise das Acelerações 3ms . . . . .	88
4.5	Localização dos veículos na Curva dos Limites Propostos . . . . .	89
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>90</b>
	<b>Lista de Referências</b>	<b>92</b>
	<b>Anexo A</b>	<b>104</b>
	<b>Anexo B</b>	<b>120</b>
	<b>Anexo C</b>	<b>128</b>

## LISTA DE TABELAS

1.1	Dados gerais para contextualização . . . . .	2
1.2	Detalhamento da gravidade da lesão provocada às vítimas . . . . .	3
1.3	Dados envolvendo óbitos . . . . .	3
1.4	Informações gerais sobre tipos de vítimas e veículos . . . . .	3
1.5	Detalhamento do % de sinistros provocados por automóveis . . . . .	4
2.1	Momentos Principais de Inércia para a cabeça do <i>Dummy</i> . . . . .	17
2.2	Limites para aceleração e velocidade angular do cérebro x Escala Abreviada de Lesões do inglês <i>Abbreviated Injury Scale</i> (AIS) . . . . .	30
2.3	Limites de aceleração angular resultante proposto para Lesões Cerebrais Traumáticas Leves do inglês <i>Mild Traumatic Brain Injury</i> (mTBI) . . . . .	31
2.4	Velocidade Angulares Críticas . . . . .	37
3.1	Veículos testados x Estrelas atribuídas . . . . .	50
3.2	Probabilidade de lesão para A3ms . . . . .	54
3.3	Probabilidade de mTBI para o pico de aceleração linear . . . . .	54
3.4	Probabilidade de Concussão para aceleração angular resultante - $\alpha$ . . . . .	54
3.5	Probabilidade de mTBI para aceleração angular resultante - $\alpha$ . . . . .	55
3.6	Probabilidade de <b>Concussão: <math>1 \leq \text{AIS} \leq 3</math></b> e Lesão Axonal Difusa do inglês <i>Diffuse Axonal Injury</i> (DAI) para Critério de Lesão Cerebral Rotacional Cinemático do inglês <i>Kinematic Rotational Brain Injury Criterion</i> (BRIC) . . . . .	55
3.7	Probabilidade de <b>Concussão</b> para Modelo Generalizado para o Limite de Aceleração em Lesões Cerebrais do inglês <i>Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold</i> (GAMBIT) . . . . .	55
3.8	Probabilidade de <b>Concussão: <math>1 \leq \text{AIS} \leq 3</math></b> para Critério de Lesão Rotacional do inglês <i>Rotational Injury Criteria</i> (RIC) . . . . .	55

3.9	Probabilidade de <b>Concussão: AIS <math>\leq</math> 2</b> para Critério de Lesão na Cabeça - Potência da Rotação do inglês <i>Power Rotational Head Injury Criterion</i> (PRHIC) . . . . .	55
3.10	Probabilidade de <b>Concussão</b> para Potência do Impacto na Cabeça do inglês <i>Head Impact Power</i> (HIP) . . . . .	56
3.11	Probabilidade de lesão para a combinação de $\alpha$ x $\omega$ . . . . .	56
4.1	Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos sem <i>air bag</i>	59
4.2	Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos sem <i>air bag</i>	61
4.3	Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos - Tipo de impacto <i>Full Frontal</i> . . . . .	63
4.4	Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos sem <i>air bag</i>	65
4.5	Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos sem <i>air bag</i>	67
4.6	Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos - Tipo de impacto <i>Full Frontal</i> . . . . .	69
4.7	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1315 . . . . .	70
4.8	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1315 . . .	70
4.9	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1814 . . . . .	71
4.10	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1814 . . .	71
4.11	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1313 . . . . .	72
4.12	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1313 . . .	72
4.13	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 3815 . . . . .	73
4.14	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 3815 . . .	73
4.15	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 2214 . . . . .	74
4.16	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 2214 . . .	74
4.17	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 4913 . . . . .	75
4.18	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 4913 . . .	75
4.19	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 10999 . . . . .	76
4.20	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 10999 . .	76
4.21	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 09295 . . . . .	77
4.22	Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 09295 . .	77

4.23	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 3815 . . . . .	79
4.24	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 2214 . . . . .	81
4.25	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 4913 . . . . .	82
4.26	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 10999 . . . . .	83
4.27	Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 09295 . . . . .	84
4.28	Análise Comparativa: 10999 x 09295 . . . . .	84
4.29	Efetividade do impacto . . . . .	88
4.30	Acelerações angulares e Velocidades angulares dos veículos com <i>AIR BAG</i>	89

## LISTA DE QUADROS

2.1	Valores limites dos critérios para cabeça - Veículos com <i>air bags</i> . . . . .	18
2.2	Valores limites dos critérios para cabeça - Veículos sem <i>air bags</i> . . . . .	18
2.3	Classificação AIS e Exemplos de lesão . . . . .	20
2.4	Classificação AIS para Graus de Concussão Cerebral em 1995 . . . . .	29
2.5	Classificação AIS para Graus de Concussão Cerebral em 2015 . . . . .	30
5.1	Classificação de lesões AIS para os níveis 2 e 3 . . . . .	92

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne . . . . .	10
2.2	Comparação entre HIC <sub>15</sub> e HIC <sub>36</sub> feita com dados da Programa de Avaliação para Carro Novo, do inglês <i>New Car Assessment Program</i> (NCAP)	12
2.3	Movimentos considerados em testes de impacto frontal . . . . .	13
2.4	Análise do movimento rotacional do ponto P sobre o corpo rígido . . . . .	13
2.5	Análise das acelerações no movimento rotacional do ponto P sobre o corpo rígido . . . . .	15
2.6	Resultante das acelerações no ponto P . . . . .	15
2.7	Plano de Frankfurt . . . . .	16
2.8	Orientação do Eixo de Referência da cabeça do <i>dummy</i> usado nos cálculos	17
2.9	Possíveis lesões cerebrais . . . . .	24
2.10	Exemplos de lesões na cabeça - Hematomas . . . . .	24
2.11	Lesão na cabeça - Contusão . . . . .	25
2.12	Situações que podem gerar concussão . . . . .	26
2.13	Hematoma Epidural . . . . .	26
2.14	Deformação por Tração e por Cisalhamento . . . . .	28
2.15	Localização das contusões parassagitais . . . . .	28
2.16	Localização dos lobos cerebrais . . . . .	29
2.17	Curva com os limites propostos para Lesões x AIS . . . . .	31
3.1	Configuração do teste de Impacto frontal - 40% <i>Overlap</i> . . . . .	42
3.2	Configuração do teste de Impacto frontal - <i>Full Frontal</i> . . . . .	43
3.3	Família de <i>dummies</i> . . . . .	44
3.4	Instrumentação no interior do <i>Hybrid III</i> . . . . .	45
3.5	Dimensões da cabeça do <i>Hybrid III 50%</i> usadas nos cálculos . . . . .	46

3.6	Instrumentação da cabeça e pescoço do <i>THOR 50% Male</i> . . . . .	47
3.7	Ilustração a partir de uma montagem de figuras de [89] . . . . .	48
3.8	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 3815 com <i>Air Bag</i> . . . . .	48
3.9	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 2214 com <i>Air Bag</i> . . . . .	49
3.10	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 4913 com <i>Air Bag</i> . . . . .	49
3.11	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 1315 sem <i>Air Bag</i> . . . . .	49
3.12	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 1814 sem <i>Air Bag</i> . . . . .	50
3.13	Teste de colisão frontal - 40% <i>Overlap</i> : Veículo 1313 sem <i>Air Bag</i> . . . . .	50
3.14	Teste de colisão frontal: Veículo 10999 com <i>Air Bag</i> . . . . .	51
3.15	Teste de colisão frontal: Veículo 09295 com <i>Air Bag</i> . . . . .	51
3.16	Teste de colisão <i>Full Frontal</i> : Veículo 11204 com <i>Air Bag</i> . . . . .	53
3.17	Teste de colisão 40% <i>Overlap</i> : Veículo 11205 com <i>Air Bag</i> . . . . .	53
4.1	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Programa de Avaliação de Carros Novos para América Latina e o Caribe (Latin NCAP) 1315 sem <i>air bag</i> . . . . .	58
4.2	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1814 sem <i>air bag</i> . . . . .	58
4.3	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1313 sem <i>air bag</i> . . . . .	59
4.4	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 3815 com <i>air bag</i> . . . . .	60
4.5	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 2214 com <i>air bag</i> . . . . .	60
4.6	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 4913 com <i>air bag</i> . . . . .	61
4.7	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Administração Nacional de Segurança de Tráfego Rodoviário do governo federal dos EUA do inglês <i>National Highway Traffic Safety Administration of the U. S. federal government</i> (NHTSA) 10999 com <i>air bag</i> . . . . .	62
4.8	Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 09295 com <i>air bag</i> . . . . .	62
4.9	Convenção dos sinais para os momentos nas direções x, y e z. . . . .	63

4.10	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1315 sem <i>air bag</i> . . . . .	64
4.11	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1814 sem <i>air bag</i> . . . . .	64
4.12	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1313 sem <i>air bag</i> . . . . .	65
4.13	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 3815 com <i>air bag</i> . . . . .	66
4.14	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 2214 com <i>air bag</i> . . . . .	66
4.15	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 4913 com <i>air bag</i> . . . . .	67
4.16	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 10999 com <i>air bag</i> . . . . .	68
4.17	Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 09295 com <i>air bag</i> . . . . .	68
4.18	Comparação do HIC <sub>15</sub> com o Critério de Lesão Angular na Cabeça do inglês <i>Angular Head Injury Criterion</i> (AHIC) para os veículos <b>com Air Bag</b> - Janela de integração de 15 ms . . . . .	85
4.19	Comparação do HIC <sub>15</sub> com o AHIC para os veículos <b>sem Air Bag</b> - Janela de integração de 15 ms . . . . .	85
4.20	Comparação do HIC <sub>15</sub> com o AHIC para os veículos de teste <i>Full Frontal</i> NHTSA - Janela de integração de 15 ms . . . . .	86
4.21	Valores de HIC <sub>15</sub> e de AHIC para os veículos Latin NCAP <b>com Air Bag</b> - Janela de integração de 15 ms . . . . .	87
4.22	Valores de HIC <sub>36</sub> e de AHIC para os veículos Latin NCAP <b>com Air Bag</b> - Janela de integração de 36 ms . . . . .	87
4.23	Localização dos veículos na Curva com os limites propostos para Lesões x AIS . . . . .	89



## LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

**HIC** Critério de Lesão na Cabeça, do inglês *Head Injury Criterion*

**NCAP** Programa de Avaliação para Carro Novo, do inglês *New Car Assessment Program*

**OMS** Organização Mundial de Saúde, do inglês *World Health Organization*

**mTBI** Lesões Cerebrais Traumáticas Leves do inglês *Mild Traumatic Brain Injury*

**TBI** Lesões Cerebrais Traumáticas do inglês *Traumatic Brain Injury*

**PMHS** Sujeitos Humanos Pós-morte do inglês *Post Mortem Human Subject*

**WSTC** Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne do inglês *Wayne State Tolerance Curve*

**LSF** Fratura Linear do Crânio do inglês *Linear Skull Fracture*

**GSi** Índice de Severidade de Gadd do inglês *Gadd Severity Index*

**NHTSA** Administração Nacional de Segurança de Tráfego Rodoviário do governo federal dos EUA do inglês *National Highway Traffic Safety Administration of the U. S. federal government*

**FMVSS** Normativas Federais de Segurança de Veículos Motorizados do inglês *Federal Motor Vehicle Safety Standards*

**AP-AOP** Protocolo de Avaliação - Proteção de Ocupantes Adultos do inglês *Assessment Protocol - Adult Occupant Protection*

**AIS** Escala Abreviada de Lesões do inglês *Abbreviated Injury Scale*

**AAAM** Associação para o Avanço da Medicina Automotiva do inglês *Association for the Advancement of Automotive Medicine*

**GAMBIT** Modelo Generalizado para o Limite de Aceleração em Lesões Cerebrais do inglês *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold*

**HIP** Potência do Impacto na Cabeça do inglês *Head Impact Power*

**RIC** Critério de Lesão Rotacional do inglês *Rotational Injury Criteria*

**BRIC** Critério de Lesão Cerebral Rotacional Cinemático do inglês *Kinematic Rotational Brain Injury Criterion*

**BrIC** Critério de Lesão Cerebral do inglês *Brain Injury Criterion*

**PRHIC** Critério de Lesão na Cabeça - Potência da Rotação do inglês *Power Rotational Head Injury Criterion*

**GMSSA** Grupo de Modelagem e Simulação de Sistemas Automotivos

**CONTRAN** Conselho Nacional de Trânsito

**RENAEST** Registro Nacional de Acidentes e Estatísticas de Trânsito

**RENAVAM** Registro Nacional de Veículos Automotores

**RENACH** Registro Nacional de Condutores Habilitados

**RENAINF** Registro Nacional de Infrações

**PNATRANS** Plano Nacional de Redução de Mortes e Lesões no Trânsito

**GM** General Motors Corporation

**DAI** Lesão Axonal Difusa do inglês *Diffuse Axonal Injury*

**AHIC** Critério de Lesão Angular na Cabeça do inglês *Angular Head Injury Criterion*

**NFL** Liga Nacional de Futebol Americano Profissional do inglês *National Football League*

**CSDM** Medida do Dano por Deformação Cumulativa do inglês *Cumulative Strain Damage Measure*

**MPS** Deformação Principal Máxima do inglês *Maximum Principal Strain*

**ABNT** Associação Brasileira de Normas Técnicas

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 ATUAL CONTEXTO DO TRÂNSITO NO BRASIL

Esse estudo usará a terminologia definida pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR 10697:2020 [14], que define a palavra sinistro de trânsito como: todo o evento que resulte em dano ao veículo ou à sua carga. Segundo a Organização Mundial de Saúde, do inglês *World Health Organization* (OMS), sinistros de trânsito matam 1,35 milhão de pessoas todos os anos [79]. No Brasil, em 2016, 19,7 % dos mortos no trânsito eram motoristas ou passageiros em veículos motorizados de 4 rodas e 31,4 % eram motoristas ou passageiros em veículos motorizados de 2 ou 3 rodas [77]. Atualmente, 59 % dos veículos motorizados do mundo encontram-se em países de renda média, como o Brasil. Isso implica que 80 % das mortes no trânsito em todo o mundo ocorrem nesses países. [79].

No contexto nacional, o Conselho Nacional de Trânsito (CONTRAN) instituiu em 2006 o Registro Nacional de Acidentes e Estatísticas de Trânsito (RENAEST). O RENAEST é o sistema de registro, gestão e controle de dados estatísticos sobre acidentalidade no trânsito e é integrado aos sistemas do Registro Nacional de Veículos Automotores (RENAVAM), do Registro Nacional de Condutores Habilitados (RENACH) e do Registro Nacional de Infrações (RENAINF) [15]. O RENAEST possui uma base de dados de sinistros consolidada que somente teve seu início em 2018 porque o Governo Federal criou o Plano Nacional de Redução de Mortes e Lesões no Trânsito (PNATRANS) com a finalidade de definir dados mínimos sobre sinistros de forma padronizada e alinhar esses dados entre todas as Unidades Federativas [13]. O PNATRANS foi revisado em 2021 e trouxe um olhar atualizado sobre a segurança no trânsito. As abordagens de **Sistema Seguro** e **Visão Zero** reconhecem a segurança no trânsito como resultado da inter-relação de diversos componentes que formam um sistema [16]. Entre os princípios de um sistema seguro de mobilidade definiu-se que a responsabilidade é compartilhada por quem projeta, constrói, gerencia, fiscaliza e usa as vias e os veículos [16], dessa forma, esse estudo encontra-se alinhado com os princípios do plano nacional cuja intenção é reduzir mortes e lesões no trânsito.

Os dados das Tabelas 1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5 foram retirados da base de dados do

RENAEST [13]. Dentre outras conclusões é possível evidenciar que:

- Em relação aos dados levantados em 2016, pela OMS, o RENAEST acusa uma queda no percentual de óbitos em sinistros por 100.000 habitantes de 19,7% em 2016 para 11,49% em 2018;
- O número de sinistros por 100.000 habitantes aumentou em 33,2% de 2018 para 2019 e teve uma queda de 6,5% de 2019 para 2020;
- O número de feridos/ilesos aumentou em 33,9% de 2018 para 2019 e teve uma queda de 5,8% de 2019 para 2020;
- A maioria das vítimas em sinistros com veículos são homens;
- Automóveis se envolvem mais em sinistros do que motocicletas, contudo estas são mais letais do que aqueles.

Apesar do percentual de óbitos em sinistros por 100.000 habitantes ter diminuído na ordem de 55,51% de 2016 para 2018, entre 2018 e 2019, verifica-se uma tendência de crescimento na Tabela 1.1 que, infere-se, seria refletida em 2020 não fosse a conjuntura, à época, de trabalho remoto e os meses de *lockdown*. Em 2019 foram registrados 328.141 sinistros a mais do que em 2018, o que implicou em um aumento de 154 sinistros por 100.000 habitantes e mais 358.366 veículos envolvidos em sinistros.

**Tabela 1.1.** Dados gerais para contextualização

Informação	2018	2019	2020	2021
População registrada do país	208.494.900	210.147.125	211.755.692	213.317.639
Tamanho da Frota ativa	63.316.801	67.332.014	70.507.545	74.000.782
Nº de sinistros registrados	646.091	974.232	918.347	971.943
Nº de sinistros por 100.000 hab.	310	464	434	456
Nº de veículos envolvidos	990.451	1.348.80	1.212.504	1.149.356

A Tabela 1.2 evidencia a quantidade de pessoas, feridas ou não, que se envolveram nesses sinistros. Por exemplo, em 2020, apenas 13,30% (192.000) dos 1.420.872 total de vítimas envolvidas em sinistros veiculares saíram do veículo sem ferimentos.

**Tabela 1.2.** Detalhamento da gravidade da lesão provocada às vítimas

Informação	2018	2019	2020	2021
Nº total de vítimas <sup>1</sup>	1.020.674	1.532.077	1.446.059	1.373.281
Nº de feridos/ilesos	996.728	1.507.591	1.420.872	1.351.730
% de vítimas sem ferimentos	14,30%	14,70%	13,30%	31,90%
Nº de vítimas sem ferimentos	145.785	225.513	192.000	438.621
% de vítimas com ferimentos graves	8,40%	5,20%	5,30%	5,0%
Nº de vítimas feridas gravemente	85.321	79.303	76.655	68.727

<sup>1</sup>Nº total de vítimas = Nº de feridos/ilesos (Tabela 1.2) + Nº de óbitos (Tabela 1.3)

A Tabela 1.3 evidencia uma diminuição na taxa de mortalidade de 1,08% de 2018 para 2019 e um pequeno aumento de 0,18% de 2019 para 2020.

**Tabela 1.3.** Dados envolvendo óbitos

Informação	2018	2019	2020	2021
Nº de óbitos	23.946	24.486	25.172	22.647
Nº de óbitos por 100.000 hab.	11,49	11,65	11,89	10,62
Nº de óbitos por 10.000 veículos	2,38	2,34	2,33	2,03
Nº de óbitos a cada 100 sinistros	3,71	2,51	2,74	2,33
Taxa de mortalidade <sup>2</sup>	3,37%	2,29%	2,47%	2,14%

<sup>2</sup>Taxa de mortalidade = Total de sinistros com óbitos/Total de sinistros.

A Tabela 1.4 demonstra o perfil predominante das vítimas em sinistros de trânsito no Brasil. Infere-se que sejam passageiros no interior do veículo. A maioria das vítimas são os motoristas, em primeiro lugar do sexo masculino, em segundo lugar o sexo feminino. Como o número de sinistros envolvendo motocicletas pode gerar dúvidas quanto à predominância, apresenta-se o percentual de sinistros provocados por motos e automóveis. Colisões provocadas por automóveis são predominantes.

**Tabela 1.4.** Informações gerais sobre tipos de vítimas e veículos

Informação	2018	2019	2020	2021
Do total de vítimas quantos % eram motoristas	66,20%	65,10%	67,50%	52,30%
Do total de vítimas quantos % eram homens	65,10%	67,10%	68,90%	68,80%
Do total de vítimas quantos % eram mulheres	22,90%	24,60%	22,00%	23,30%
% de sinistros provocados por automóveis	57,13%	53,50%	51,90%	55,65%
% de sinistros provocados por motocicleta	24,53%	25,35%	22,71%	16,01%

A fim de explorar o item: % de sinistros provocados por automóveis - a Tabela 1.5 mensura o quanto a porcentagem de sinistros provocados por automóveis representa. Por

exemplo, do total de 646.091 sinistros registrados em 2018 na Tabela 1.1, 368.291 foram provocados por automóveis.

**Tabela 1.5.** Detalhamento do % de sinistros provocados por automóveis

Informação	2018	2019	2020	2021
% de sinistros provocados por automóveis	57,13%	53,50%	51,90%	55,65%
Quantidade de sinistros <sup>3</sup>	368.291	520.108	476.163	454.138
Quantidade de óbitos <sup>3</sup>	7.425	7.762	7.674	6.253

<sup>3</sup>Provocados por automóveis.

Essa visão do perfil dos sinistros veiculares no Brasil é um dos fatores que impulsiona essa pesquisa.

## 1.2 SINISTROS DE TRÂNSITO E LESÕES NA CABEÇA

Lesões causadas em sinistros de trânsito são a oitava causa de morte no mundo para todas as idades e constituem a principal causa de morte para crianças e jovens adultos dos 05 aos 29 anos de idade [79]. O Critério de Lesão na Cabeça, do inglês *Head Injury Criterion* (HIC) é um critério de lesão cujo estudo teve como base lesões na cabeça (concussão gerada em testes com animais e fratura no crânio de cadáveres) [109] e por causa dessa relação recebeu essa nomenclatura: Critério de Lesão na Cabeça. Lesões na cabeça são a principal causa de traumas incapacitantes em usuários de veículos motorizados [77]. Impedir que colisões provoquem o aumento nos indicadores de mortes no trânsito exigirá um trabalho em diversas frentes [78].

A indústria automobilística, por meio do *feedback* do desempenho de automóveis avaliados pelo Programa de Avaliação para Carro Novo, do inglês *New Car Assessment Program* (NCAP), aprimora dispositivos de segurança em busca da redução das lesões aos ocupantes [76], tendo como referência os critérios de lesões definidos em normas internacionais [68] [19]. O NCAP utiliza *dummies* em seus ensaios de impacto para que a resposta dos ocupantes, ao tipo de colisão ensaiado, possa ser objetivamente detectada [7] pelo registro dos sinais de aceleração, deslocamento, força e momento, medidos por meio de sensores distribuídos em locais específicos, como pode ser visto na Figura 3.4. *Dummies* são manequins instrumentados em pontos vitais com células de carga, acelerômetros e de transdutores de deslocamento e serão estudados de forma mais detalhada em 3.2. O Protocolo de Avaliação - Proteção de Ocupantes Adultos do inglês *Assessment Protocol - Adult Occupant Protection* (AP-AOP) é a norma que rege os ensaios realizados pelo Programa de Avaliação de Carros Novos para América Latina e o Caribe (Latin NCAP). Os limites dos critérios de lesão estabelecidos nesse documento fazem referências bibli-

ográficas. Tanto as referências bibliográficas citadas no AP-AOP, como um estudo aprofundado dos critérios de lesão listados no documento para a cabeça foram explorados, como pode ser visto em 2.2; 2.5; e 2.5.1.

### **1.3 LACUNAS A SEREM RESPONDIDAS SOBRE LESÕES ADVINDAS DE IMPACTO FRONTAL ENTRE VEÍCULOS**

Uma questão importante que motiva o estudo é:

- Quais lesões podem acometer uma pessoa que sofre um sinistro veicular, no qual ocorre uma colisão frontal, considerando um  $HIC < 700$ ?

O estudo do HIC e o impacto desse critério como preditor de lesões foi amplamente explorado no levantamento bibliográfico, bem como, as lesões que poderiam resultar de sinistros dessa natureza, a fim de elencar algumas possibilidades de lesões cerebrais. Além disso, o intuito é demonstrar - em um contexto de probabilidades - o quanto as lesões que não colocam em risco a vida do ocupante do veículo, se manifestam abaixo do limite estipulado pelo AP-AOP ( $HIC < 700$ ). A pesquisa em questão não se limita a esta análise e propõem o estudo e a implementação de um critério de lesão que contribui de forma significativa para alertar quanto ao risco de lesões cerebrais.

### **1.4 PROPOSTA DA PESQUISA**

O HIC é um indicador de lesão bastante questionado no meio científico [109] [63] [55] [104] [47] [103], por não considerar os efeitos da aceleração angular. Em 2003, King et al. [43] publicaram estudo reunindo as relações entre a aceleração linear, a aceleração angular e lesões cerebrais, bem como, evidenciaram como a aceleração angular vem sendo estudada ao longo dos anos, quanto às consequências na geração de lesões cerebrais, mesmo sem impacto direto na cabeça. O deslizamento entre o cérebro e suas membranas internas, provocado pela inércia do movimento, ocasiona o rompimento de vasos sanguíneos capaz de produzir um rol de lesões cerebrais que impactam na qualidade de vida da vítima. Esse trabalho - motivado pelo leque de lesões que podem acometer uma pessoa se o  $HIC < 700$  - pretende propor e implementar o cálculo de um novo critério de lesão a partir de considerações acerca do movimento rotacional da cabeça dos *dummies* dentro do veículo durante o impacto frontal.



## 1.5 OBJETIVOS

### 1.5.1 Objetivo Geral

A partir dos sinais das acelerações translacionais (nas direções x, y e z) registrados no centro de massa da cabeça do *Hybrid III - 50% - Male* por meio de três acelerômetros uniaxiais, juntamente com os sinais dos momentos fletores (nas direções x, y e z) registrados na parte superior do pescoço do *dummy* por meio de uma célula de carga, os movimentos lineares e angulares da cabeça foram analisados a fim de fornecer valores para a propositura e implementação de um novo preditor de lesão, bem como, para levantar as probabilidades de lesão na cabeça e no cérebro dentro da Escala Abreviada de Lesões do inglês *Abbreviated Injury Scale* (AIS). Os resultados obtidos nesses estudos, permitiram inferir: a) que o HIC pode ser aprimorado, a partir da inserção de uma parcela que considere o movimento rotacional; e, b) quais as probabilidades de lesões pode-se esperar de colisões frontais dentro das condições estudadas. Os dados fornecidos pelos *dummies* foram coletados de ensaios reais de impacto frontal e serão usados para o cálculo das incógnitas necessárias à implementação do novo preditor. Alguns critérios de lesão que consideram o efeito das componentes angulares (aceleração e velocidade) foram criados ao longo dos anos, desde 1986, como pode ser visto em 2.7.1. Esses critérios serão calculados, a fim de serem comparados por meio de suas probabilidades de lesão, com o preditor de lesão proposto nesse estudo.

### 1.5.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos compreendem:

1. Levantar as informações constantes na literatura científica:
  - HIC - estudar e compreender desde a sua criação até a sua aplicação no contexto atual;
  - Estudar a cinética e a cinemática dos movimentos de translação e rotação para aplicar no cálculo do novo preditor;
  - Explorar o protocolo que preconiza os ensaios segundo o Latin NCAP;
  - Conhecer as lesões cerebrais:
    - Primárias e secundárias;
    - Focais e difusas.
  - Enumerar outros preditores existentes e calculá-los, a fim de conhecer e relacionar as probabilidades de lesões entre os diversos preditores;

- Relacionar lesões cerebrais por meio da AIS com valores de HIC;
2. Desenvolver rotinas computacionais para calcular o HIC; e outros critérios que forem necessários ao desenvolvimento do estudo, a partir dos sinais registrados pelos *dummies* nos ensaios de impacto frontal.
  3. Propor um preditor que possa ser usado em paralelo com o critério de lesão de cabeça - HIC - onde se considerará a contribuição das acelerações tangencial e centrípeta devido ao movimento de rotação ocorrido na cabeça de um *Hybrid III - 50% - Male*.

### 1.5.3 Justificativa

O HIC é o critério de lesão usado desde 1971 pelos órgãos de fiscalização e regulamentação veicular internacionais. Esse estudo apresentará uma forma de considerar grandezas cinemáticas, associadas ao movimento de rotação da cabeça, no cálculo do critério de lesão proposto. Intenciona-se que a proposição desse preditor evidencie de forma mais eficaz a ocorrência de lesões leves e moderadas.

Lesões leves e moderadas, por vezes, são negligenciadas, mas afetam a qualidade de vida da vítima [4] [38]. Em segundo plano, a intenção é ampliar a visão dos riscos de lesões cerebrais em impacto frontal.

## 2 BASE TEÓRICA PARA A CONTEXTUALIZAÇÃO DOS CRITÉRIOS DE LESÃO

Este capítulo pretende dissertar sobre:

- a. O histórico dos estudos que levaram a criação do HIC;
- b. O comparativo entre as bases de tempo: 15 ms x 36 ms;
- c. Conceitos de cinemática de corpo rígido, que respaldam à proposição do novo preditor;
- d. Introdução do critério de lesão: aceleração resultante máxima em 3 ms - A3ms;
- e. Contexto histórico, definição e aplicação da AIS;
- f. Apresentação das equações de probabilidades de lesão criadas para diferentes graus de AIS;
- g. Lesões cerebrais: conceitos e classificações; e,
- h. Enumeração dos critérios escolhidos para correlacionar com o novo critério, por meio de suas probabilidades de lesão.

### 2.1 *Head Injury Criterion* - HIC - CONTEXTO HISTÓRICO

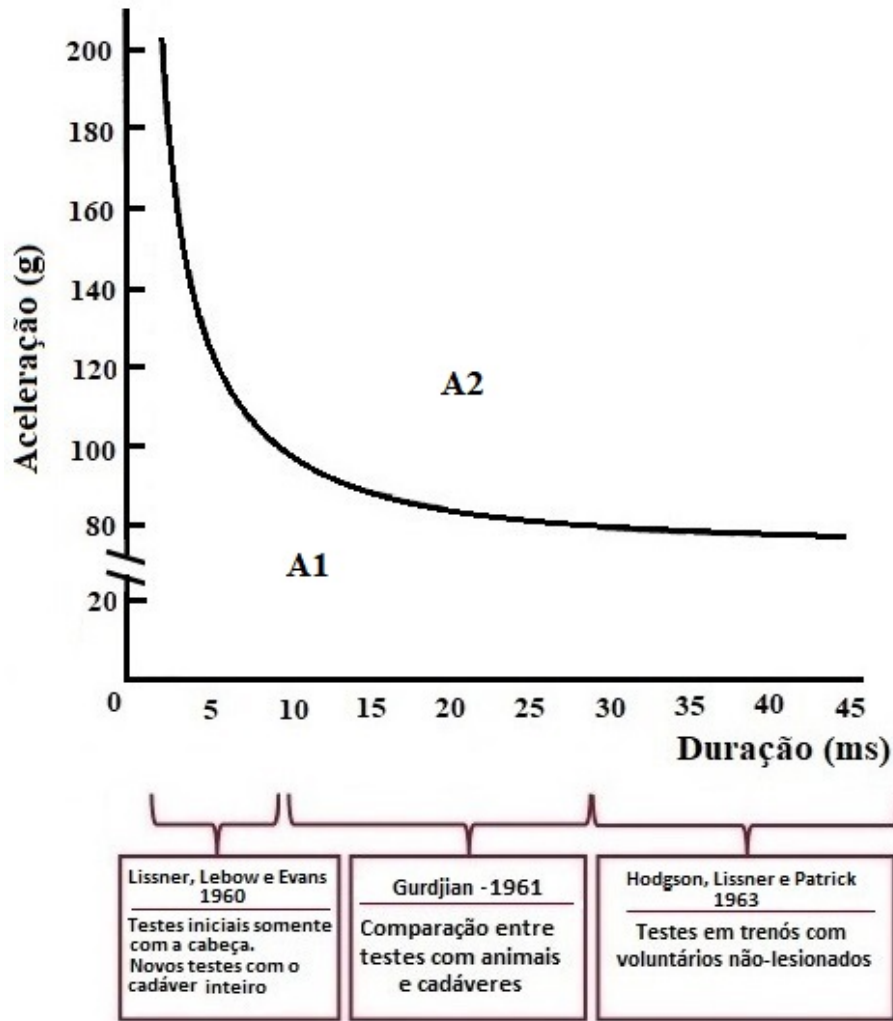
#### 2.1.1 Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne

Um dos primeiros passos dado com a intenção de diminuir a perda de vidas em rodovias foi em 1947, quando Gurdjian, Webster e Lissner [30] formaram um grupo para estudar os mecanismos capazes de provocar fratura no crânio. Os três cientistas mantiveram estudos correlatos à área, divulgando suas publicações no decorrer dos anos. Em 1960, Lissner, Lebow e Evans [46], a partir de testes de queda (*drop tests*) realizados em seis cabeças embalsamadas de Sujeitos Humanos Pós-morte do inglês *Post Mortem Human Subject* (PMHS) esboçaram um rascunho da Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne do inglês *Wayne State Tolerance Curve* (WSTC). A curva

possuía somente seis pontos que representavam a relação entre a magnitude da aceleração e os intervalos de tempo na faixa de 1 a 6 ms, nos quais ocorreram fraturas lineares no crânio [107]. Fraturas lineares ocorrem sem a penetração do crânio. É uma fratura na superfície externa do crânio [11]. Infelizmente, os valores de HIC para a WSTC, nesse intervalo de 1 a 6 ms, não foram calculados [87]. A intenção de Lissner et al. era evoluir no estudo de fraturas lineares do crânio. Entretanto, ao ser traçada, a curva tornou-se um referencial para avaliação de lesões na cabeça. Em 1961, a partir de novos testes e de comparações entre resultados de testes em animais e em cadáveres [29], Gurdjian acrescentou valores a WSTC que foram corroborados por inúmeros estudiosos no decorrer das duas décadas seguintes [87]. Nos estudos de Gurdjian o critério de Fratura Linear do Crânio do inglês *Linear Skull Fracture* (LSF) foi estudado em conjunto com a ocorrência de concussão em voluntários humanos sem lesão aparente [56]. Aproveitando-se desse estudo, em 1963, Hodgson et al. [35] sugeriu que a assíntota horizontal da WSTC fosse ajustada de 45g para 80g baseado em testes adicionais de impacto contra superfícies acolchoadas e publicou a WSTC como se conhece hoje. A Figura 2.1 possui duas regiões bem definidas: A1 e A2. A indicação de lesão baseia-se no valor atingido pela aceleração linear e pela duração da aplicação dessa aceleração na cabeça. Se um dado valor de aceleração foi aplicado em um intervalo de tempo à cabeça e esse par ordenado (tempo, aceleração) encontra-se abaixo da curva de tolerância - em A1 - considera-se que pode haver concussões cerebrais leves, sem efeitos colaterais permanentes e sem perigo à vida [56]. Em contrapartida, se o par ordenado encontra-se acima da WSTC - em A2 - as prováveis lesões à cabeça podem representar risco à vida ou lesões incapacitantes graves.

### 2.1.2 Índice de Severidade de Gadd

Em 1966, Charles Gadd, patrocinado pela General Motors Corporation (GM), propôs um fator de ponderação exponencial para avaliar, por meio de integração, a área sob os picos de  $g$  - de uma curva de aceleração x tempo - com o intuito de avaliar o risco de lesão. Percebeu que o risco aumenta com o aumento do tempo de exposição de uma carga agindo sobre o corpo (onde  $1\text{ g} = 9,81\text{ m/s}^2$ ) [21]. Gadd intencionava medir a importância da relação entre o tempo e a intensidade do pulso, pois considerava a lesão como uma função tanto da intensidade do carregamento, quanto da duração do mesmo. Para Gadd, a aceleração, a pressão, a força, e as tensões estão diretamente associadas à lesão e a aceleração não seria a melhor representação para a cinemática das lesões envolvidas [21]. Por isso, por vezes ele tratava a aceleração como um carregamento. Como resultado do estudo, Gadd deduziu o Índice de Severidade de Gadd do inglês *Gadd*



**Figura 2.1.** Curva de Tolerância da Universidade Estadual de Wayne. Histórico retirado do texto [11].

*Severity Index* (GSI) dado pela Equação 2.1:

$$GSI = \int_0^t a^n dt, \quad (2.1)$$

onde, para Gadd,  $a$  é a aceleração, a força ou a pressão da função de resposta que produz o limite de lesão para um dado nível;  $n$  é o fator de ponderação exponencial, maior que 1; e  $t$  é o tempo, medido em segundos.

Os dados indicaram ser justificável empregar  $n = 2,5$  para perigo de lesão à face. Entretanto, Gadd admitiu que o Índice de Severidade poderia ser graduado, de acordo com a área da cabeça afetada pelo impacto e concluiu que essa graduação deveria ser investigada.

## 2.2 CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O HIC

Como resultado dos estudos que originaram a WSTC, Versace em 1971 [105] revisou o GSI proposto por Gadd e propôs a primeira versão do HIC. Logo na sequência, em 1972, a Administração Nacional de Segurança de Tráfego Rodoviário do governo federal dos EUA do inglês *National Highway Traffic Safety Administration of the U. S. federal government* (NHTSA) optou por substituir a utilização do GSI e adotou o HIC como critério no documento Normativas Federais de Segurança de Veículos Motorizados do inglês *Federal Motor Vehicle Safety Standards* (FMVSS) nº 208 [44]. O HIC passou a ser dado pela Equação 2.2:

$$HIC = \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]_{max}^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (2.2)$$

Onde:

$a(t) \rightarrow$  é a aceleração translacional resultante no centro de gravidade da cabeça, dada em múltiplos de  $g$ ;

$t_1$  e  $t_2 \rightarrow$  são dois tempos arbitrários, durante o pulso de aceleração, dados em milissegundos [44].

Segundo Henn [32] a unidade do HIC é  $s.g^{2,5}$  que é normalmente omitida.

### 2.2.1 Limites na duração do HIC - 15ms x 36ms

Em 1972, Hodgson e Thomas determinaram que o intervalo de integração ( $t_2 - t_1$ ) seria de 15 ms. A premissa dos autores considerava dois pontos:

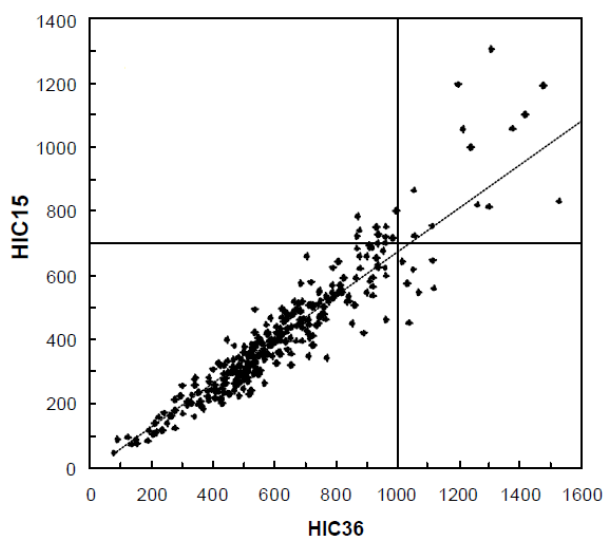
1. Apenas impactos contra superfícies relativamente rígidas produzidos em intervalos de tempos curtos são críticos.
2. Se o pulso de aceleração na cabeça **não** estivesse dentro de um intervalo de tempo **inferior** a 15 ms, o valor encontrado para HIC seria seguro no que diz respeito a concussão cerebral [36].

Concluindo, se um impacto na cabeça for em um intervalo de tempo de 15ms ou mais e, não for contra uma superfície relativamente rígida; esse pode ser considerado seguro no que diz respeito à concussão cerebral. Os cientistas chegaram a essa conclusão, depois de realizarem testes de impacto frontal de cabeça com cadáveres, *dummies* e voluntários e evidenciarem, além de valores altos de HIC, fraturas no crânio dentro do intervalo de 2 a 7 ms [36]. Baseando-se nos estudos de Prasad, Mertz e Hodgson em [87] Hodgson e Thomas ratificaram o intervalo de integração de 15 ms, pois não detectaram nos seus experimentos, fratura de crânio em intervalo de tempo maior que 13 ms e, a maioria dos

espécimes sofreram lesões dentro de intervalos de tempo inferiores a 10 ms. Contudo, em outubro de 1986, dando continuidade aos estudos do HIC de Prasad e Mertz em [29], a NHTSA sinalizou a intenção de alterar o intervalo de tempo máximo de HIC para 36 ms, uma vez que os carros aumentavam seus níveis de segurança com novas tecnologias e o uso de *air bag*.

Em 1999, com base em uma análise de 295 testes da NCAP [18], conforme pode ser visto na Figura 2.2 a NHTSA concluiu que os dois critérios -  $HIC_{15}$  e  $HIC_{36}$  oferecem a mesma restrição, pois se compensam. Essa compensação ocorre da seguinte forma: quando o valor estabelecido para o HIC for  $HIC < 700$ , a janela de integração será de  $(t_2 - t_1) = 15$  ms, em contrapartida, para o valor de  $HIC < 1.000$  a janela de integração deve ser ajustada para  $(t_2 - t_1) = 36$  ms. Para eventos de longa duração, os valores de  $HIC_{15}$  e  $HIC_{36}$  são igualmente seguros, todavia, para eventos de curta duração o  $HIC_{15}$  é considerado mais seguro. Os valores de HIC definidos pela NHTSA em 1999 são [68]:

- $HIC_{15} = 700$ ; e,
- $HIC_{36} = 1000$ .

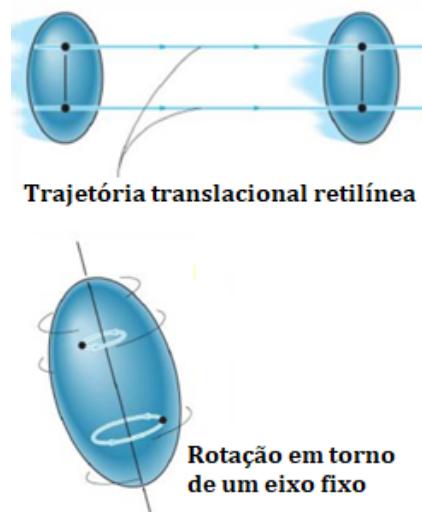


**Figura 2.2.** Comparação entre  $HIC_{15}$  e  $HIC_{36}$  feita com dados da NCAP. Adaptado de: [18].

## 2.3 MOVIMENTOS X ACELERAÇÕES ENVOLVIDAS

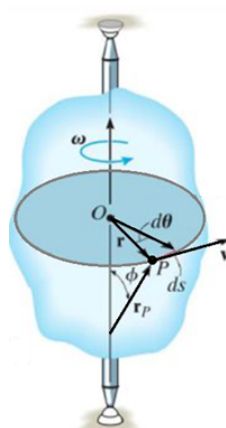
Esse item traz a conceituação do movimento de um corpo rígido considerando a rotação em torno de um eixo, o que remete ao conceito de acelerações tangencial e normal (ou centrípeta). Além disso será tratada a cinética do movimento de corpo rígido em seu conceito de força e aceleração.

No teste de impacto frontal, a cabeça do *dummy* realiza dois tipos de movimentos: de translação (devido ao deslocamento do carro na pista) e o de rotação (depois do impacto), conforme descrito na Figura 2.3. O presente trabalho irá relacionar o efeito desses movimentos com probabilidades de lesões cerebrais, a partir da formulação de cinemática e cinética de corpos rígidos, utilizando para seu cálculo sinais de aceleração e momento obtidos no ensaio de *crash test* utilizando o *dummy Hybrid III - 50% - Male*.



**Figura 2.3.** Movimentos considerados em testes de impacto frontal. Fonte: Adaptada de[33].

A notação  $\mathbf{x} = |\vec{x}|$ , é usada para todo vetor  $\vec{x}$ . Considere o movimento de rotação de um corpo rígido em torno de um eixo fixo conforme demonstrado na Figura 2.4. O ponto P sobre o corpo desloca-se ao longo de uma trajetória circular de raio  $\mathbf{r}$  com origem no ponto O.



**Figura 2.4.** Análise do movimento rotacional do ponto P sobre o corpo rígido. Fonte:[33].

Se o corpo girar  $d\theta$ , então P se deslocará  $ds = \mathbf{r} \cdot d\theta$ . A velocidade de P será



determinada por:

$$\mathbf{v} = \frac{ds}{dt} \quad (2.3)$$

$$\mathbf{v} = \mathbf{r} \cdot \frac{d\theta}{dt} \quad (2.4)$$

Onde  $\vec{r}$  é o vetor posição,  $d\vec{\theta}$  é o vetor deslocamento angular,  $dt$  é o intervalo de tempo no qual ocorreu o deslocamento angular  $d\vec{\theta}$ . Por definição, a variação na posição angular  $d\vec{\theta}$  durante um instante de tempo  $dt$  é a velocidade angular dada por  $\vec{\omega}$ . E se:

$$\vec{\omega} = \frac{d\vec{\theta}}{dt} \quad (2.5)$$

então, em módulo tem-se:

$$\mathbf{v} = \omega \cdot \mathbf{r} \quad (2.6)$$

Onde  $\mathbf{v}$  é o módulo do vetor velocidade em P e é tangente a trajetória circular [33], conforme é possível verificar na Figura 2.4. As acelerações em P podem ser visualizadas na Figura 2.5 e serão expressas pelas componentes: normal (também conhecida como centrípeta) e tangencial. Considerando:

$$\mathbf{a}_t = \frac{dv}{dt} \quad (2.7)$$

$$\mathbf{a}_n = \frac{v^2}{\mathbf{r}} \quad (2.8)$$

como

$$\vec{\alpha} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \quad (2.9)$$

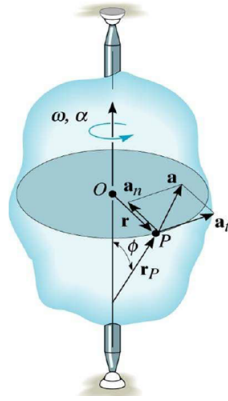
teremos:

$$\vec{a}_t = \vec{\alpha} \times \vec{r} \quad (2.10)$$

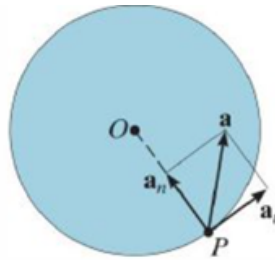
e

$$\vec{a}_n = \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) \quad (2.11)$$

Onde  $\mathbf{a}_t = |\vec{a}_t|$  representa a variação na **intensidade** da velocidade em relação ao tempo,  $\mathbf{a}_n = |\vec{a}_n|$  representa a variação na **direção** da velocidade em relação ao tempo e  $\vec{\alpha}$  é o vetor da aceleração angular resultante. As direções das acelerações se comportam conforme a Figura 2.6.



**Figura 2.5.** Análise das acelerações no movimento rotacional do ponto P sobre o corpo rígido. Fonte:[33].



**Figura 2.6.** Resultante das acelerações no ponto P. Fonte:[33].

Para a aceleração rotacional resultante tem-se então a Equação 2.12.

$$\mathbf{a}_R^2 = (\alpha \cdot \mathbf{r})^2 + (\omega^2 \cdot \mathbf{r})^2 \quad (2.12)$$

## 2.4 MOMENTOS PRINCIPAIS DE INÉRCIA PARA O CENTRO DE MASSA DA CABEÇA

### 2.4.1 Eixo de Referência - Centro de Massa da Cabeça

Segundo Yoganandan et al., a primeira medição do centro de massa de cabeças foi feita por Harless em 1857 em dois cadáveres humanos [106]. Inúmeros estudos se empenharam em definir os momentos principais de inércia de uma cabeça humana, como pode ser visto em [106]. Os estudos de maior contribuição seguiam uma sequência: a) localização do centro de massa da cabeça; b) determinação da massa e do volume da cabeça; e c) cálculo dos momentos principais de inércia usando cabeças de cadáveres embalsamadas fixas em gabaritos específicos, submetidas ao balanço por meio de um pêndulo. Como pode ser visto em Yoganandan et al. [106] esses estudos se concentraram em cabeças humanas. Em 2005, um estudo realizado por Plaga et al. [85] fez um levantamento, para o Laboratório de Pesquisa da Força Aérea, e chegou aos valores para os momentos principais de inércia

para uma ampla gama de *dummies*. Os valores definidos no estudo de Plaga et al. serão usados para os momentos principais de inércia ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$  e  $I_{zz}$ ). O peso a ser considerado para a cabeça é  $m = 4,26$  kg [85].

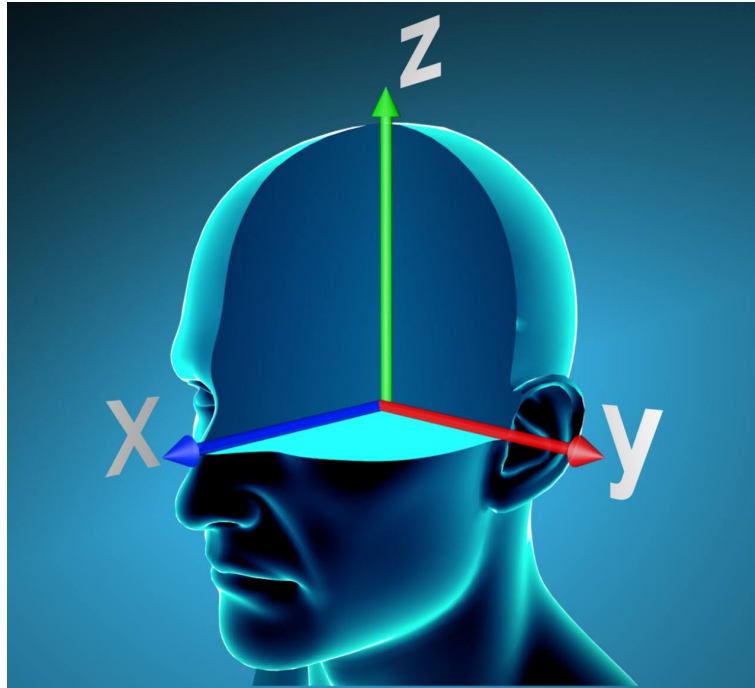
Os estudos realizados até os dias atuais utilizam o sistema de referência das coordenadas x, y e z para a cabeça como sendo aquele que passa pelo seu centro de massa. Esse sistema de referência baseia-se no plano formado por quatro pontos anatômicos e coplanares, localizados na pele, sobre os gânglios infraorbitais direito e esquerdo e na borda superior dos condutos auditivos externos direito e esquerdo [6].

O plano formado por esses pontos também é conhecido como Plano de Frankfurt, conforme pode ser visto na Figura 2.7.



**Figura 2.7.** Plano de Frankfurt. Fonte: [82].

O sistema de referência adotado para a cabeça é dado na Figura 2.8.



**Figura 2.8.** Orientação do Eixo de Referência da cabeça do *dummy* usado nos cálculos. Adaptado de: [58].

#### 2.4.2 Formulações matemáticas

A aceleração angular resultante citada na Equação 2.9 será calculada pela Equação 2.13:

$$\vec{M} = I \cdot \vec{\alpha} \quad (2.13)$$

onde  $\vec{M}$  é o vetor do momento medido pela célula de carga na parte superior do pescoço do *dummy*,  $\vec{\alpha}$  é o vetor da aceleração angular resultante e  $I$  o momento principal de inércia no centro de massa da cabeça do *Hybrid III 50%*.

Os momentos principais de inércia para a cabeça do *dummy* foram definidos em [85] como:

**Tabela 2.1.** Momentos Principais de Inércia para a cabeça do *Dummy*

Momento	Valor ( $kg.m^2$ )
$I_{xx}$	$13,46 \times 10^{-3}$
$I_{yy}$	$20,78 \times 10^{-3}$
$I_{zz}$	$20,78 \times 10^{-3}$

## 2.5 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO & VALORES DE HIC

A norma que rege os ensaios de impacto frontal para ocupantes adultos que o Latin NCAP adota é o AP-AOP [90]. Esse protocolo especifica dois critérios para a avaliação da proteção do ocupante adulto em impacto frontal referentes à cabeça. Reproduzindo esse trecho específico da AP-AOP tem-se as seguintes informações:

### 3.1.1 Head

#### 3.1.1.1 Drivers with Steering Wheel Airbags and Passengers

**Quadro 2.1.** Valores limites dos critérios para cabeça - Veículos com *air bags*

Limite para alta performance	HIC <sub>15</sub> $A_{3ms}$ <sup>4</sup>	500 72g
Limite para baixa performance	HIC <sub>15</sub> $A_{3ms}$ <sup>4</sup>	700 80g

<sup>4</sup> $A_{3ms}$  = Aceleração resultante máxima em 3 ms (Ver 2.5.1).

Fonte: Protocolo de Avaliação - Proteção de Ocupantes Adultos do inglês *Assessment Protocol - Adult Occupant Protection* [90].

### 3.1.1 Head

#### 3.1.1.2 Drivers with No Steering Wheel Airbag

**Quadro 2.2.** Valores limites dos critérios para cabeça - Veículos sem *air bags*

Limite para alta performance	$A_{Rmax}$ <sup>5</sup> $A_{3ms}$ <sup>4</sup>	80g 65g
Limite para baixa performance	HIC <sub>15</sub> $A_{Rmax}$ <sup>5</sup> $A_{3ms}$ <sup>4</sup>	700 120g 80g

<sup>4</sup> $A_{3ms}$  = Aceleração resultante máxima em 3 ms (Ver 2.5.1).

<sup>5</sup> $A_{Rmax}$  = Aceleração resultante máxima.

Fonte: Protocolo de Avaliação - Proteção de Ocupantes Adultos do inglês *Assessment Protocol - Adult Occupant Protection* [90].

Uma informação importante é que o Latin NCAP especifica limites para o HIC apenas considerando a janela de integração ( $t_2 - t_1$ ) de 15 ms. Neste trabalho, serão calculados HIC<sub>15</sub> e HIC<sub>36</sub>, uma vez que, a NHTSA adota os dois critérios, conforme visto no item 2.2.1 deste documento.

### 2.5.1 Aceleração Resultante Máxima em 3 ms

Como pode ser visto no item 2.5 o AP-AOP define dois critérios para veículos com *air bag*:  $HIC_{15}$  e  $A_{3ms}$ . Para os veículos sem *air bag*, são definidos três critérios:  $HIC_{15}$ ;  $A_{3ms}$ ; e  $A_{Rmax}$ .

A  $A_{3ms}$  trata-se da média dos valores de aceleração linear resultante medidos durante o impacto frontal de forma que o sinal de aceleração captado pelos *dummies* seja dividido em janelas de 3 ms [19] e tem-se por referência pelo AP-AOP que  $A_{3ms}$  não pode exceder 80 g para o  $HIC_{15} < 700$ , e  $A_{3ms}$  não pode exceder 72 g para o  $HIC_{15} < 500$  [90]. A  $A_{3ms}$  é um critério adicional de segurança. Os estudos que forneceram a base para esses valores de referência iniciaram em 1963 com Patrick et al. em [80] como citado por Versace em [105] e foi corroborado por Got et al. em [25].

A  $A_{3ms}$  não se confunde com a  $A_{Rmax}$ , pois a  $A_{Rmax}$  é o valor máximo medido - para a aceleração linear resultante - no intervalo de tempo máximo escolhido do ensaio.

### 2.5.2 Abbreviated Injury Scale - AIS

A Escala Abreviada de Lesões do inglês *Abbreviated Injury Scale* AIS é o dicionário de lesões anatômicas mais utilizado no mundo [22], desenvolvida pela Associação para o Avanço da Medicina Automotiva do inglês *Association for the Advancement of Automotive Medicine* (AAAM) em meados da década de 60 para enumerar e classificar lesões provocadas em sinistros automotivos [48], atribuindo graus de severidade às mesmas. Ao longo desses anos a AIS evoluiu sobremaneira, sendo atualizada e revisada com base em estudos científicos realizados em pacientes lesionados em sinistros reais. Até a revisão de 2008, a escala contava com mais de 2.000 diagnósticos associados às lesões [52]. Para cada nível específico de diagnóstico atribui-se um número de 1 a 6, conforme exemplifica o Quadro 2.3 [40].

**Quadro 2.3.** Classificação AIS e Exemplos de lesão

Código AIS	Grau de Lesão	Exemplos - Crânio, Face, Cérebro e Pescoço
0	Nenhuma lesão	—
1	Lesão de menor gravidade	Amputação sem fratura do nariz, com ruptura parcial ou total da pele; Laceração superficial da pele na face.
2	Lesão moderada	Cerebelo: hematoma (hemorragia), subdural, diminuto, menos de 6 mm de espessura; Lesão penetrante na face: com perda de mais de 25 cm <sup>2</sup> de tecido.
3	Lesão séria - sem ameaça à vida	Fratura na base do crânio, fechada, com rasgo na dura-máter e extravasamento do líquido cérebro-espinhal; Hematoma Epidural ou Extradural(sem outras especificações).
4	Lesão grave - com ameaça à vida	Hematoma Epidural ou Extradural, pequeno, 6mm a 1 cm de espessura; Lesão Axonal Difusa do inglês <i>Diffuse Axonal Injury</i> (DAI) leve: coma maior que 6hs e menor que 24hs.
5	Lesão crítica - sobrevida incerta	Dano cerebral isquêmico (falta de oxigênio por bloqueio do fluxo sanguíneo) diretamente relacionado à trauma na cabeça; DAI severa: coma maior que 24hs com decorticação e descerebração.
6	Lesão sem tratamento	Decapitação; Destruição massiva do crânio e do conteúdo intracraniano.

Fonte: *Abbreviated Injury Scale - 2015* [20].

O interesse na classificação dada pela AIS ocorre porque no AP-AOP o valor de HIC em baixa performance faz referência à probabilidade de 20% de ocorrer lesão se o  $HIC_{15} \leq 700$ . Essa possibilidade de lesão é calculada na Equação 2.17 como AIS = 3. Em busca da referência bibliográfica dessas equações, encontra-se em Lima [45] que o conjunto das Equações 2.14 a 2.20 foram deduzidas dos estudos de Prasad e Mertz [87] em 1985.

$$P(AIS = 0) = 1 - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(1,54 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0065 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.14)$$

$$P(AIS = 1) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(1,54 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0065 \cdot HIC\right)}} - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(2,49 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00483 \cdot HIC\right)}} \quad (2.15)$$

$$P(AIS = 2) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(2,49 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00483 \cdot HIC\right)}} - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(3,39 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00372 \cdot HIC\right)}} \quad (2.16)$$

$$P(AIS = 3) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(3,39 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00372 \cdot HIC\right)}} - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(4,90 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00351 \cdot HIC\right)}} \quad (2.17)$$

$$P(AIS = 4) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(4,90 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00351 \cdot HIC\right)}} - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(7,82 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00429 \cdot HIC\right)}} \quad (2.18)$$

$$P(AIS = 5) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(7,82 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00429 \cdot HIC\right)}} - \frac{1}{1 + e^{\left(\left(12,24 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00565 \cdot HIC\right)}} \quad (2.19)$$

$$P(AIS = 6) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(12,24 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,00565 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.20)$$

Em 1997, a NHTSA, a fim de indicar as probabilidades para os riscos de lesão em regiões específicas em seus documentos [9], alterou as fórmulas das Equações 2.14 a 2.20 para as formulações 2.21 a 2.26.

$$P(AIS \geq 1) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(1,54 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0065 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.21)$$

$$P(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(2,49 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0048 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.22)$$

$$P(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(3,39 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0037 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.23)$$

$$P(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(4,90 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0035 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.24)$$

$$P(AIS \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(7,82 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0043 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.25)$$

$$P(AIS \geq 6) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(12,24 + \frac{200}{HIC_{15}}\right) - 0,0057 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.26)$$

Em 2019, Mariotti et. al. [54] realizaram uma revisão das Equações 2.23 e 2.24 para que a probabilidade de lesão para  $HIC_{36}$  pudesse ser calculada. A revisão de Mariotti et. al. afetou as equações de  $P(AIS \geq 3)$  e  $P(AIS \geq 4)$  para o  $HIC_{15}$ . Dessa forma tem-se as seguintes equações para  $AIS \geq 3$  e  $AIS \geq 4$  de  $HIC_{15}$  e  $HIC_{36}$ :

$$P(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(3,39 + \frac{140}{HIC_{15}}\right) - 0,00531 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.27)$$

$$P(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(4,90 + \frac{140}{HIC_{15}}\right) - 0,00501 \cdot HIC_{15}\right)}} \quad (2.28)$$

$$P(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(3,39 + \frac{200}{HIC_{36}}\right) - 0,00372 \cdot HIC_{36}\right)}} \quad (2.29)$$



$$P(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{\left(\left(4,90 + \frac{200}{HIC_{36}}\right) - 0,00351 \cdot HIC_{36}\right)}} \quad (2.30)$$

As Equações 2.22 e 2.29 serão usadas nos cálculos de probabilidade de lesões para  $HIC_{15}$  e  $HIC_{36}$  dessa dissertação.

### 2.5.3 Por que AIS 3?

Pretende-se avaliar se lesões leves podem se desenvolver e provocar graves deficiências. A escolha do  $AIS \leq 3$  justifica-se por dois motivos:

1. Foi o referencial escolhido pelo Latin NCAP no AP-AOP e, segundo a Equação 2.23 dado um  $HIC = 500$  (valor de  $HIC$  considerado seguro), tem-se uma probabilidade de 12,56% de  $AIS = 3$ . Contudo, almeja-se estudar o fato de que por menor que seja o valor de  $HIC$ , estará associado a esse valor um risco de lesão cerebral que poderá causar comprometimento motor e social à vítima;
2. Valores de  $AIS \geq 4$  envolvem ameaça à vida e para valores de  $AIS \geq 5$  a sobrevivência é incerta [23]. A partir de  $AIS \geq 4$  existe o risco de morte associado às lesões listadas na tabela AIS para a cabeça [102]. Esse risco aumenta: com a ocorrência de outras lesões concomitantemente, com a idade, com o gênero, com a etnia (latino, americano, asiático, esquimós, etc.) e com a raça (branco, negro, pardo, etc.) dos envolvidos em sinistro veicular [102]. Teoricamente, esse risco de morte, relacionado a  $AIS \geq 4$ , está previsto em valores de  $HIC_{15} \geq 700$  e  $HIC_{36} \geq 1000$ .

## 2.6 LESÕES CEREBRAIS

Um dos objetivos desse trabalho é associar valores de  $HIC$  às Lesões Cerebrais Traumáticas do inglês *Traumatic Brain Injury* (TBI)s que podem afetar humanos, bem como consequências dessas lesões cerebrais que possam comprometer a qualidade de vida das vítimas de sinistro veicular. Serão estudados os tipos de lesões com  $AIS \leq 3$ .

### 2.6.1 Traumatic Brain Injury - TBI

A extrema complexidade do cérebro e as múltiplas formas pelas quais ele pode ser lesionado são impedimentos substanciais para o desenvolvimento de um sistema de classificação mais efetivo para a TBI. Uma definição consensual de TBI é um passo necessário nos esforços de pesquisa clínica e vários países vêm investindo nessa área, nesses últimos anos [31]. Em 2010, o Grupo de Trabalho de Avaliação Clínica e Demográfica da Ini-

ciativa Internacional e Interagências para Elementos de Dados Comuns para Pesquisa em Lesão Cerebral Traumática e Saúde Psicológica, do inglês *Demographics and Clinical Assessment Working Group of the International and Interagency Initiative toward Common Data Elements for Research on Traumatic Brain Injury and Psychological Health* definiu TBI como “**uma alteração na função cerebral, ou outra evidência de patologia cerebral, causada por uma força externa**” em que a alteração na função cerebral consiste em qualquer período de perda ou diminuição do nível de consciência, qualquer amnésia (anterógrada ou retrógrada), déficits neurológicos ou qualquer alteração no estado mental no momento da lesão [31]. Lesão essa que poderia ser: TBI leve (predominantemente, concussão); efeitos de confusão; e apresentação tardia dos sintomas, sendo esses sintomas ainda, reconhecidos como desafios para uma definição simples de TBI.

## 2.6.2 Classificação das Lesões Cerebrais Traumáticas

Dentro desse contexto de TBIs os itens, a seguir, definem alguns tipos de lesões cerebrais passíveis de ocorrer em um impacto frontal veicular. A Figura 2.9 aborda como as lesões cerebrais podem ser classificadas quanto:

### 1. Ocorrência

Instante em que ocorrem:

- primária; e
- secundária.

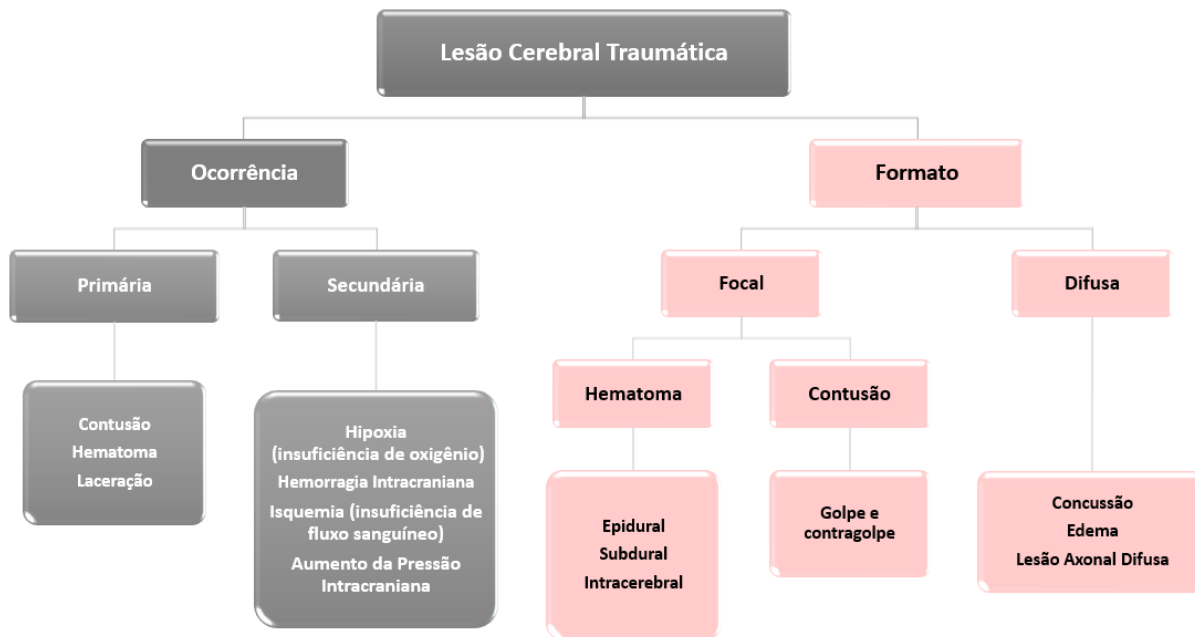
### 2. Formato

Forma como são visualizadas em exames:

- focal; e,
- difusa.

Definindo a classificação de lesões em primárias e secundárias tem-se:

- Lesões primárias são aquelas relacionadas com o movimento inicial de aceleração ou desaceleração causados pelo deslocamento do cérebro no interior do crânio, ocorrendo ou não impacto direto na cabeça. São resultados de um trauma inicial que causará alterações no estado de consciência do indivíduo [88] [1].
- Lesões secundárias são aquelas que ocorrem gradualmente como consequência de eventos celulares contínuos e que causam danos adicionais [88]. Essas lesões desencadeiam um conjunto de lesões bioquímicas complexas que se propagam de forma autônoma e coletiva [26].

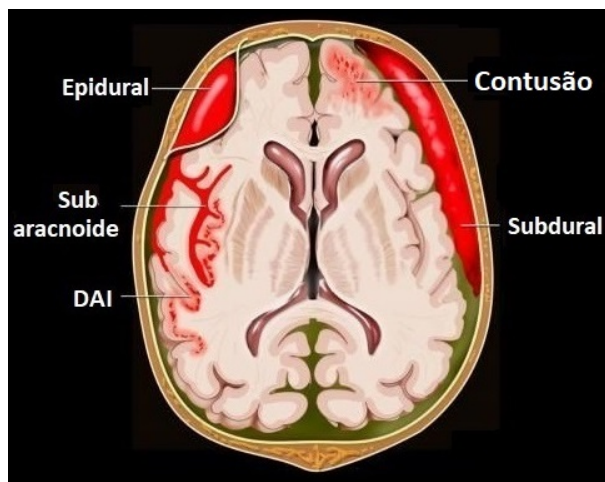


**Figura 2.9.** Possíveis lesões cerebrais. Adaptado de: [101] e [104].

Assim, a lesão inicial ou primária - leve ou grave - pode desencadear uma sequência progressiva e dinâmica de eventos. Por isso, comumente usa-se a classificação das lesões cerebrais relacionadas às lesões na cabeça como sendo focais ou difusas [1]. Definindo a classificação de lesões em focais e difusas tem-se:

- Lesões focais são aquelas que se concentram em um ponto específico e concentrado [104].
- Lesões difusas são aquelas que espalham-se na região afetada [104].

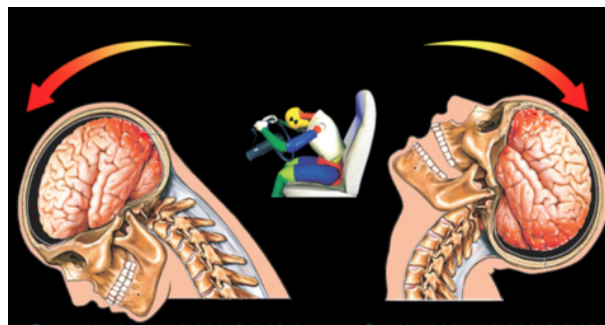
Dentro desse contexto e, conforme pode ser visto na Figura 2.9, são apresentados na Figura 2.10 alguns exemplos de lesões cerebrais.



**Figura 2.10.** Exemplos de lesões - Hematomas. Adaptado de: [10].

Na sequência, serão apresentadas algumas das possíveis lesões mostrada na Figura 2.10 de forma sucinta e superficial:

- Contusão: é considerada uma lesão primária e focal frequente em impacto frontal pela forma como ocorre → golpe e contragolpe [11]. Associada a áreas hemorrágicas ao redor de pequenos vasos, devido ao movimento do cérebro dentro do crânio [2], ocorrem predominantemente nos lobos frontal e occipital (próximo à parte superior do cerebelo) [108] devido a superfície irregular onde o cérebro se apoia nessas regiões [2]; Basicamente, a contusão por golpe ocorre adjacente ao local do impacto, com ou sem fratura, e a contusão por contragolpe, que ocorre no extremo oposto ao ponto de impacto [84], como pode ser visto na Figura 2.11.



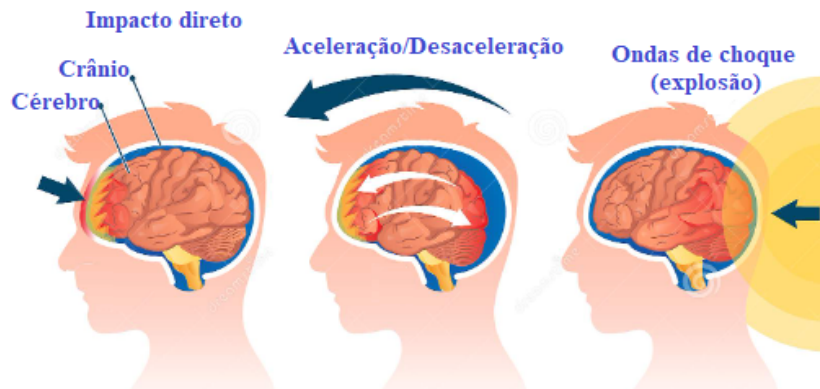
**Figura 2.11.** Lesão na cabeça - Contusão. Adaptado de: [94].

- Concussão: considerada uma lesão primária e difusa [2] [75], recorrente em sinistros veiculares. Pode variar entre concussão leve; concussão cerebral clássica e lesão cerebral difusa. [11]. A Figura 2.12 evidencia três situações que podem gerar concussão cerebral.

✓ Concussão leve - não há perda de consciência, contudo pode ocorrer confusão mental, desorientação, náusea, dor de cabeça, amnésia retrógrada [11] [8]. Há ocorrência de distúrbios neurológicos reversíveis [2].

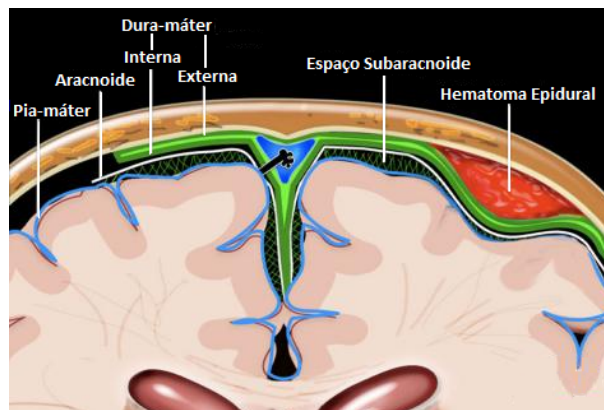
✓ Concussão cerebral clássica - imediata perda de consciência que pode durar até 24 horas (sem envolver patologia) [11]. Há desenvolvimento de amnésia por alguns minutos [2].

✓ Lesões cerebrais difusas - imediata perda de consciência que pode durar mais de 24 horas, perda de memória leve a moderada, amnésia por dias e déficits motor leve [11].



**Figura 2.12.** Situações que podem gerar concussão. Adaptado de: [17].

- Hematoma Epidural: caracterizado como o acúmulo de sangue entre a superfície interna do crânio e a dura-máter, pelo rompimento dos vasos meníngeos que ramificam-se entre as meninges que envolvem o cérebro e o crânio [11]. Os sintomas podem levar algumas horas para se manifestarem e a vítima pode permanecer lúcida durante esse período. Pode ocorrer com ou sem fratura do crânio [2]. O formato e a localização típica desse hematoma pode ser visto na Figura 2.13.



**Figura 2.13.** Hematoma Epidural. Adaptado de: [10].

- Hematoma Subdural: sangramento localizado entre a dura-máter e a membrana aracnoide [2]. Segundo Hilton, hemorragias subdurais não requerem impacto direto com fratura [34]. Andrade et al. [2] declara que a associação de aceleração e desaceleração de um movimento rotacional provoca o rompimento de veias corticais e consequente hemorragia.
- Hematoma Subaracnoide: pequenos acúmulos de sangue no espaço subaracnoide, externo à Pia-máter, geralmente associado à contusão [34].
- DAI: Conhecida como Lesão Axonal difusa é o estiramento axonal decorrente do movimento de rotação aplicado ao cérebro durante o impacto [2]. Imediata perda de

consciência que irá durar de dias a semanas; deficiências severas na função motora e na memória. Amnésia que poderá durar semanas [11].

### 2.6.3 Estudos sobre o comportamento da aceleração rotacional no cérebro x AIS

Nesse tópico, será abordada uma revisão bibliográfica dos estudos envolvendo aceleração rotacional e as lesões cerebrais mais exploradas, bem como a relação entre os níveis de concussão (lesão predominante nos estudos) e a tabela AIS.

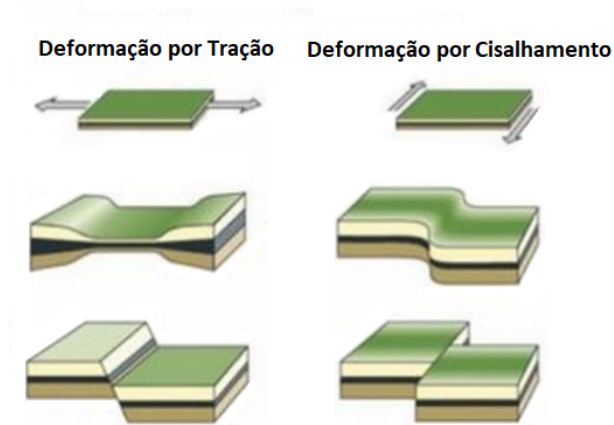
Segundo Takhounts, Holbourn em 1943, escreveu o artigo mais importante para a compreensão da mecânica por trás de uma lesão cerebral. Em seus estudos, Holbourn chegou as seguintes conclusões [97]:

- Os mecanismos que regem uma lesão cerebral têm como base uma deformação por cisalhamento gerada, devido a um movimento de rotação.
- Para movimentos de curta duração a velocidade angular é proporcional à deformação.
- A formulação de um Critério de Lesão Cerebral deve ter como base:

Ao se considerar o efeito de carregamentos de **curta** duração: o cálculo da **velocidade** angular; e,

Ao se considerar o efeito de carregamentos de **longa** duração: o cálculo da **aceleração** angular.

Ao final desse estudo, Holbourn criou a hipótese de que a deformação devido ao cisalhamento e a deformação devido à tração, conforme ilustradas na Figura 2.14, são ambas geradas quando a cabeça é submetida a um movimento de rotação com ou sem impacto direto (e, portanto, resultantes do deslizamento do cérebro dentro da caixa craniana). Nesse contexto, Holbourn detectou a concussão cerebral, bem como, a contusão por contragolpe como lesões predominantes [43] [37]. Em 1967 Ommaya, Yarnell, Hirsch e Harris foram os primeiros a propor um critério para tolerância à concussão em humanos considerando a aceleração e a velocidade rotacionais, baseados nos resultados de estudo realizados em 1966 [73] com macacos [74]. Os experimentos de 1967 com macacos *rhesus* mostraram que, mesmo sem impacto direto na cabeça, o deslocamento provocado pelo movimento rotacional pode causar concussão cerebral, hemorragias graves e contusões na área mais superficial do cérebro (região cortical - substância cinzenta) [59]. Dando continuidade aos estudos, Ommaya e Hirsch, em 1971, concluíram em um estudo com três espécies de primatas que há 50% de probabilidade de ocorrer concussão cerebral se a aceleração angular for maior que  $1.800 \text{ rad/s}^2$ , em conjunto com uma velocidade angular de  $30 \text{ rad/s}$ , se a duração do impacto for de  $20 \text{ ms}$  [72]. Entre 1974 e 1975, Löwenheim desenvolveu vários ensaios e concluiu, a partir de estudos em cadáveres, que:

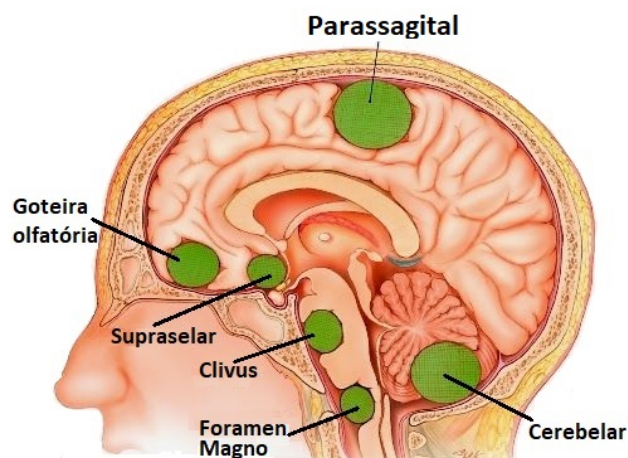


**Figura 2.14.** Deformação por Tração e por Cisalhamento. Adaptado de: [93].

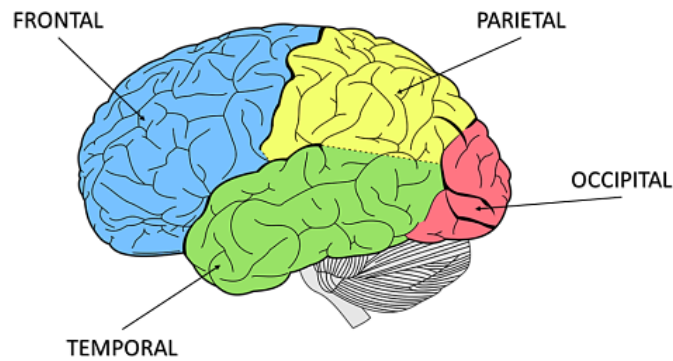
- 1974 - Ocorrerá Ruptura das Veias Cerebrais Superiores se a aceleração angular exceder  $4500 \text{ rad/s}^2$  ou a velocidade angular ultrapassar os  $50 \text{ rad/s}$  [49].
- 1975 - Contusões Parassagitais ocorrerão se a aceleração angular exceder  $4500 \text{ rad/s}^2$  ou a velocidade angular ultrapassar os  $70 \text{ rad/s}$  [50].

Rupturas nas veias cerebrais superiores podem gerar: laceração das meninges; hemorragia subdural e subaracnoide. Em casos extremos, se a deformação do conteúdo cerebral atingir centímetros; o estiramento das veias cerebrais superiores poderá provocar sangramento em partes onde atravessam a substância branca do cérebro e ocorrerá hemorragia subcortical [49].

Contusões Parassagitais ocorrem na margem superior do cérebro, localizadas no plano sagital [95], como pode ser visto na Figura 2.15. Essa região envolve os lobos frontal e parietal como pode ser visto na Figura 2.16. A ocorrência desse tipo de lesão afeta o controle voluntário dos músculos, atenção, percepção e consciência corporal [92].



**Figura 2.15.** Localização das contusões parassagitais. Adaptado de: [96].



**Figura 2.16.** Localização dos lobos cerebrais. Adaptado de: [53].

O Quadro 2.4 surgiu de um estudo com 12 macacos *Samiri sciureus*, conhecido como macaco esquilo, desenvolvido por Ommaya e Gennarelli em 1974. Um aparelho, criado para esse fim específico, gerava aceleração translacional e rotacional por meio de um capacete ajustado à cabeça dos macacos. Um dos resultados do estudo foi a geração de um índice quantitativo de gravidade para a concussão como pode ser visto no Quadro 2.4 [71]. Em 1991, Stålhammar fez algumas adaptações e publicou em [95] e em 1995, Ommaya republicou o quadro em [70].

**Quadro 2.4.** Classificação AIS para Graus de Concussão Cerebral em 1995

Código AIS	Grau de Lesão	Descrição
1	Lesão de menor gravidade	Concussão leve; Dor de cabeça; Tontura; Sem perda de consciência
2	Lesão moderada	Perda de consciência < 1 hora
3	Lesão séria - sem ameaça à vida	Perda de consciência entre 1 e 6 horas
4	Lesão severa - com ameaça à vida	Perda de consciência entre 6 e 24 horas
5	Lesão crítica - sobrevida incerta	Perda de consciência superior a 24 horas
6	Lesão fatal	Letal

Fonte: Adaptada de Ayub K. Ommaya, 1995 [70].

O Quadro 2.4 serviu como base para a evolução da AIS que atualmente possui a seguinte descrição para os graus de lesão que continuaram com a mesma divisão:



**Quadro 2.5.** Classificação AIS para Graus de Concussão Cerebral em 2015

Código AIS	Grau de Lesão	Descrição
1	Lesão de menor gravidade	Dor de cabeça
2	Lesão moderada	Nível 1: Sem perda de consciência Nível 2: Breve perda de consciência Nível 3: Perda de consciência < 1 hora Nível 4: Perda de consciência ≤ 30 min Nível 5: Perda de consciência > 31 min e < 59 min
3	Lesão séria: sem ameaça à vida	Perda de consciência entre 1 e 6 horas Coma > 6 sem evidências de DAI
4	Lesão severa: com ameaça à vida	Coma > 6 até 24 horas DAI leve
5	Lesão crítica: sobrevida incerta	Coma > 24 horas Sem indicações de lesões no tronco encefálico (DAI moderada) Com indicações de lesões no tronco encefálico <sup>6</sup> (DAI severa)
6	Lesão fatal	Letal

Fonte: *Abbreviated Injury Scale - 2015* [20].

<sup>6</sup>Indicações de lesão no tronco encefálico: decorticação; descerebração.

Segundo [86], em 1984, Ommaya propôs níveis toleráveis de aceleração rotacional para a cabeça humana após analisar vários estudos, alguns supracitados nesse trabalho, e publicou as relações da Tabela 2.2. Os estudos de Ommaya envolviam primatas, cadáveres e reconstrução de sinistros.

**Tabela 2.2.** Limites para aceleração e velocidade angular do cérebro x AIS

Código AIS	Aceleração angular - $\alpha$	Velocidade angular - $\omega$
AIS 1	$\alpha \leq 4.500 \text{ rad/s}^2$	$\omega < 30 \text{ rad/s}$
AIS 2	$\alpha = 1.700 \text{ rad/s}^2$	$\omega \geq 30 \text{ rad/s}$
AIS 3	$\alpha = 3.000 \text{ rad/s}^2$	$\omega \geq 30 \text{ rad/s}$
AIS 4	$\alpha = 3.900 \text{ rad/s}^2$	$\omega \geq 30 \text{ rad/s}$
AIS 5	$\alpha = 4.500 \text{ rad/s}^2$	$\omega \geq 0 \text{ rad/s}$

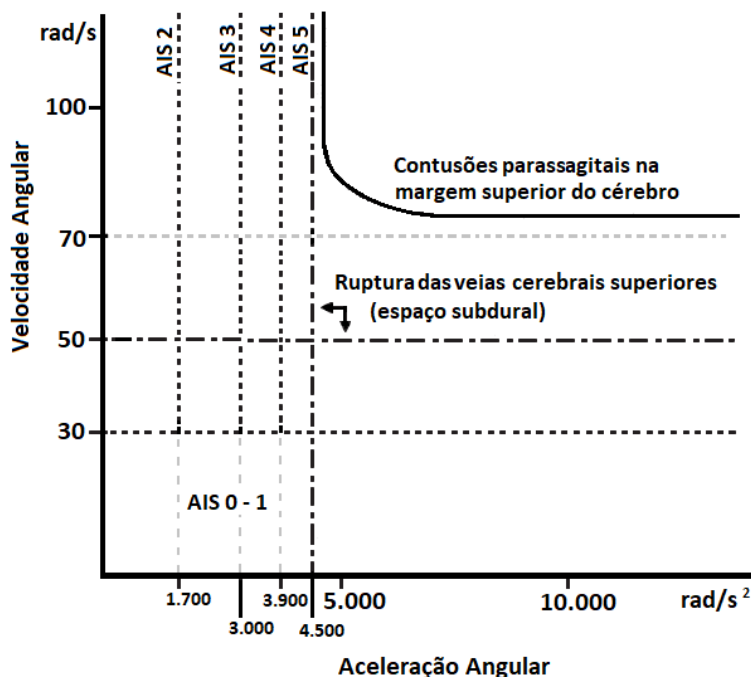
Fonte: *Review of Biomechanical Impact Response and Injury in the Automotive Environment* [86].

É possível verificar na Tabela 2.2, que apesar de Löwenheim ter encontrado 50 rad/s, em seus estudos em 1974, Ommaya optou por manter a velocidade rotacional em 30 rad/s

- como ele havia encontrado no trabalho com Hirsch, em 1971.

### 2.6.4 Limites propostos para Lesões x AIS

Quase 20 anos depois, em 1991, Stålhammar corrobora as teses de Löwenheim em [95] e agrega os valores propostos por Ommaya em [86], fornecendo a curva mostrada na Figura 2.17.



**Figura 2.17.** Curva com os limites propostos para Lesões x AIS. Adaptado de: [95].

Essa curva inclui os resultados de:

- Löwenheim em 1974 - Rupturas nas veias cerebrais superiores;
- Löwenheim em 1975 - Contusões parassagitais; e,
- Goldsmith & Ommaya em 1984 [24] - conforme Tabela 2.2.

Zhang et al., em 2004, analisaram 24 colisões de cabeça com capacete em jogadores de futebol americano e propuseram os limites mostrados na Tabela 2.3 [109].

**Tabela 2.3.** Limites de aceleração angular resultante proposto para Lesões Cerebrais Traumáticas Leves do inglês *Mild Traumatic Brain Injury* (mTBI)

Probabilidade de mTBI	Aceleração Angular - $\alpha$
25%	$\alpha = 4.600 \text{ rad/s}^2$
50%	$\alpha = 5.900 \text{ rad/s}^2$
80%	$\alpha = 7.900 \text{ rad/s}^2$

Atenção especial deve ser dada para o contexto das colisões:

- os jogadores usavam capacetes acolchoados;
- a duração do impacto deve ser entre 10 e 30 ms;
- a aceleração linear deve ser inferior a 85 g para que as lesões cerebrais sejam reversíveis; e,
- o valor de  $HIC_{15}$  sugerido é de 240.

### 2.6.5 Aplicação efetiva do impacto na cabeça

Em 1989, Pincemaille et al., em uma pesquisa complexa envolvendo 5 boxeadores e capacetes bem ajustados, com acelerômetros de 6 e 9 canais na cabeça e na luva de boxe, coletou 45 golpes e concluiu que a aceleração angular poderia atingir  $16.234 \text{ rad/s}^2$  dentro de um contexto específico de golpes com intervalo de tempo de aproximadamente 1 ms e a produção de uma velocidade angular igual a  $25 \text{ rad/s}$  [83]. A aplicação efetiva do golpe implica em um cálculo que relaciona o valor da aceleração angular medida em um intervalo de tempo de 3 ms ( $\alpha_{3ms}$ ) e a aceleração angular resultante máxima ( $\alpha_R$ ). A razão entre essas duas medidas ( $\alpha_{3ms}/\alpha_R$ ) informa em termos percentuais, quantos segundos dentro do intervalo de tempo de 3ms, o golpe foi efetivo, ou seja, a aceleração angular máxima esteve atuante [83]. Por exemplo, para o caso de  $\alpha_R = 16.234 \text{ rad/s}^2$  o estudo encontrou  $\Rightarrow \alpha_{3ms} = 4.961 \text{ rad/s}^2$ . A razão entre esses dois valores, em termos percentual é 30,6%. Isso implica que dos 3 ms da janela, em apenas 30% desses 3 ms  $\alpha_R$  esteve atuante, ou seja, 0,92 ms. Resumindo o estudo, Pincemaille alerta que os picos de aceleração angular são permitidos em intervalos de tempo muito curtos. Apesar dos esforços de Pincemaille et al., no estudo com os boxeadores, acelerações angulares da magnitude de  $\alpha_R$  não foram corroboradas por outros estudiosos e não serão usadas nesse estudo como limites seguros para lesões cerebrais.

## 2.7 CRITÉRIO DE LESÃO ANGULAR NA CABEÇA - AHIC

A pesquisa propõe um critério de lesão que deve atuar em paralelo com o HIC, definido em 2.2, pois o novo preditor considera em sua equação as componentes angulares de aceleração e velocidade. Considerando esse contexto, a nomenclatura usada para identificá-lo é Critério de Lesão Angular na Cabeça do inglês *Angular Head Injury Criterion* (AHIC). A implementação do AHIC se dará pelo cálculo do preditor - por meio da sua formulação matemática dada em 2.65 - com os dados de seis veículos ensaiados pelo Latin NCAP (o conjunto de sinais capturados pelos *dummies* foi cedido ao

Grupo de Modelagem e Simulação de Sistemas Automotivos (GMSSA)) e com os dados de dois veículos ensaiados pela NHTSA (sinais obtidos conforme item 3.3.3). O novo preditor é avaliado em relação a sua probabilidade de lesão comparativamente a outros critérios de lesão que foram criados ao longo dos anos como o Modelo Generalizado para o Limite de Aceleração em Lesões Cerebrais do inglês *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* (GAMBIT), o Potência do Impacto na Cabeça do inglês *Head Impact Power* (HIP), o Critério de Lesão Rotacional do inglês *Rotational Injury Criteria* (RIC), o Critério de Lesão Cerebral Rotacional Cinemático do inglês *Kinematic Rotational Brain Injury Criterion* (BRIC), o Critério de Lesão Cerebral do inglês *Brain Injury Criterion* (BrIC) e o Critério de Lesão na Cabeça - Potência da Rotação do inglês *Power Rotational Head Injury Criterion* (PRHIC). Pretende-se obter um referencial da contribuição - em termos de probabilidade de lesão - que o AHIC dará em relação as probabilidades de lesões na cabeça obtidas por esses critérios citados.

## 2.7.1 Critérios de Lesão Comparativos

### 2.7.1.1 GAMBIT - Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold

Em 1986, Newman propôs um critério que pela primeira vez considerou os efeitos combinados dos movimentos de rotação e translação. O estudo desse critério considerou experimentos com PMHS; com animais; com voluntários (limitados a situações em que **não há** lesão); e vítimas de sinistros (considerando que há um conjunto de variáveis desconhecidas). A equação que define o GAMBIT é dada por [61]:

$$GAMBIT = \left( \left( \frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left( \frac{\alpha(t)}{\alpha_c} \right)^m \right)^{\frac{1}{k}} \quad (2.31)$$

Onde:

$a(t) \rightarrow$  é a aceleração translacional no instante t dada em múltiplos de g;

$\alpha(t) \rightarrow$  é a aceleração rotacional no instante t dada em rad/s<sup>2</sup>;

$a_c \rightarrow$  é a aceleração translacional crítica, definida no estudo do GAMBIT por Newman como 250 g [61];

$\alpha_c \rightarrow$  é a aceleração rotacional crítica, definida no estudo de Ommaya e Hirsch [72] e corroborado por Antona-Makoshi et. al. como 12.000 rad/s<sup>2</sup> [3];

$n, m e k \rightarrow$  serão iguais a 2, como definido originalmente por Newman [61].

### 2.7.1.2 HIP - Head Impact Power

Em 2000, Newman, após fazer um levantamento de vários indicadores de lesão na cabeça, acreditou que a potência de um golpe seria um bom critério de avaliação biomecânica para mTBIs. A equação que define o HIP é dada por [63]:

$$HIP = \underbrace{m \cdot a_x \int a_x dt + m \cdot a_y \int a_y dt + m \cdot a_z \int a_z dt}_{\text{Contribuição Linear}} \quad (2.32)$$

$$+ \underbrace{I_{xx} \cdot \alpha_x \int \alpha_x dt + I_{yy} \cdot \alpha_y \int \alpha_y dt + I_{zz} \cdot \alpha_z \int \alpha_z dt}_{\text{Contribuição Angular}} \quad (2.33)$$

Onde:

$m \rightarrow$  é a massa da cabeça em kg.

$a_x, a_y$  e  $a_z \rightarrow$  são as componentes das acelerações lineares nas três direções dadas em  $m/s^2$ ;

$I_{xx}, I_{yy}$  e  $I_{zz} \rightarrow$  são os momentos principais de inércia nas três direções dados em  $kg \cdot m^2$ ;

$\alpha_x, \alpha_y$  e  $\alpha_z \rightarrow$  são as componentes das acelerações angulares nas três direções dadas em  $rad/s^2$ ;

Os momentos principais de inércia que serão usados nos cálculos dessa pesquisa foram definidos na Tabela 2.1 no item 2.4.2.

### 2.7.1.3 RIC - Rotational Injury Criteria e PRHIC - Power Rotational Head Injury Criterion

Em 2011, Kimpara e Iwamoto propuseram dois critérios baseados em acelerações angulares para investigar a relação com mTBIs. Um deles seria o Critério de Lesão Rotacional do inglês *Rotational Injury Criteria - RIC* e o outro seria o Critério Lesão na Cabeça - Potência da Rotação - do inglês *Power Rotational Head Injury Criterion - PRHIC* [41]. O estudo desses critérios usou um conjunto de dados de aceleração de cabeças não-concussivos (não houve relato de concussão) coletados diretamente de seres humanos vivos e outro conjunto de dados de aceleração de cabeça concussivos (onde houve relato de concussão) dos impactos de cabeça da Liga Nacional de Futebol Americano Profissional do inglês *National Football League* (NFL) reconstruídos usando *dummies Hybrid III 50%*. Essas informações foram inseridas em um modelo de elementos finitos de cérebro humano, a fim de levantar valores de referência para os critérios de lesão em questão e as probabilidades de ocorrência de mTBIs. A equação que define o RIC é dada por [41]:

$$RIC = \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right]_{max}^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (2.34)$$

Onde:

$\alpha(t) \rightarrow$  é a aceleração angular resultante no centro de gravidade da cabeça, dada em  $\text{rad/s}^2$ ;

$t_1$  e  $t_2 \rightarrow$  são dois tempos arbitrários, durante o pulso de aceleração, dados em milissegundos.

A unidade de medida do RIC é normalmente omitida. A equação que define o PRHIC é dada por [41]:

$$PRHIC = \underbrace{I_{xx} \cdot \alpha_x \int \alpha_x dt + I_{yy} \cdot \alpha_y \int \alpha_y dt + I_{zz} \cdot \alpha_z \int \alpha_z dt}_{\text{Contribuição Angular do HIP}} \quad (2.35)$$

Onde:

$I_{xx}, I_{yy}$  e  $I_{zz} \rightarrow$  são os momentos principais de inércia nas três direções dados em  $\text{kg.m}^2$ ;

$\alpha_x, \alpha_y$  e  $\alpha_z \rightarrow$  são as componentes das acelerações angulares nas três direções dadas em  $\text{rad/s}^2$ ;

Os momentos principais de inércia que serão usados nos cálculos dessa pesquisa foram definidos na Tabela 2.1 no item 2.4.2.

Os dados de aceleração angular resultante dos impactos das cabeças obtidos dos jogadores de futebol foram de duração superior a 15 ms, por isso, recomenda-se que o RIC e o PRHIC sejam calculados em uma janela de integração de 36 ms [41].

Em 2012, Kimpara e Iwamoto sugeriram um fator de correção para o RIC. Identificado por  $C_{RIC}$  é uma constante no valor de  $10^4$ . Essa correção tornou o RIC comparável com o HIC, pois trouxe o valor limite de 1.030 para uma probabilidade de 50% de concussão. A equação do RIC se tornaria então [42]:

$$RIC = \frac{\left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right]_{max}^{2,5} (t_2 - t_1)}{C_{RIC}} \quad (2.36)$$

#### 2.7.1.4 BRIC - Kinematic Rotational Brain Injury Criterion

Enquanto em 2011, Kimpara e Iwamoto trabalhavam nos laboratórios da Toyota no Japão, a NHTSA, por meio de uma equipe liderada por Takhounts, validava um modelo matemático de cabeça humana com respostas do cérebro humano; estabelecia critérios de lesão cerebral por deformação e tensão do tecido cerebral de animais; e, por fim, usou dados de *crash tests* com os *dummies: Hybrid III, ES-2re* e *WorldSID*, todos 50% masculino, para estabelecer dentro da cinemática rotacional, o Critério de Lesão Cerebral Rotacional Cinemático do inglês *Kinematic Rotational Brain Injury Criterion* - baseado

em cada *dummy*. A equação que define o BRIC é dada por [100]:

$$BRIC = \frac{\omega_{max}}{\omega_{cr}} + \frac{\alpha_{max}}{\alpha_{cr}} \quad (2.37)$$

Onde:

$\omega_{max}$  e  $\omega_{cr}$  → são as velocidades angulares resultante máxima e crítica; e

$\alpha_{max}$  e  $\alpha_{cr}$  → são as acelerações angulares resultante máxima e crítica.

### 2.7.1.5 BrIC - Brain Injury Criterion

Em 2013, Takhounts et. al. usaram dois diferentes modelos matemáticos da cabeça humana, em conjunto com os critérios de deformação e tensão do tecido cerebral de animais, para vários tipos de lesão cerebral e por fim, aumentou o leque de *dummies* para [98]:

- *Hybrid III 50% Male*;
- *Hybrid III 5% Female*;
- *THOR 50% Male*;
- *ES-2re*;
- *SID-IIs*;
- *WorldSID 50% Male*;
- *WorldSID 5% Female*;

O estudo usou dados de *crash tests* adquiridos junto ao NCAP para obter valores de BrIC por meio da equação definida por [98]:

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (2.38)$$

Onde:

$\omega_x, \omega_y$  e  $\omega_z$  → são as componentes das velocidades angulares nas três direções, x, y e z, dadas em rad/s;

$\omega_{xC}, \omega_{yC}$  e  $\omega_{zC}$  → são as velocidades angulares críticas nas três direções, respectivamente.

As velocidades angulares críticas para cada direção são dadas na Tabela 2.4 definidas em [98] como:

**Tabela 2.4.** Velocidade Angulares Críticas

$\omega_{direção}$	rad/s
$\omega_{xC}$	66,25
$\omega_{yC}$	56,45
$\omega_{zC}$	42,87

A Equação 2.38 pode ainda ser calculada como:

$$BrIC\_R = \frac{\omega_{Rmax}}{\omega_{cr}} \quad (2.39)$$

Onde:

$\omega_{Rmax}$  → é a velocidade angular resultante máxima, dada em rad/s;

$\omega_{cr}$  → é a velocidade angular resultante crítica, dada em rad/s.

O estudo de Takhounts [98] foi completo e trouxe as probabilidades de lesões associadas a AIS em quatro grupos de fórmulas. Segundo orientação do artigo publicado, deve-se calcular a média entre essas quatro equações, a saber:

$$P(AIS = 1)_{11} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,51}{0,060}\right)^{1,8}} \quad (2.40)$$

$$P(AIS = 2)_{12} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,51}{0,301}\right)^{1,8}} \quad (2.41)$$

$$P(AIS = 3)_{13} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,51}{0,493}\right)^{1,8}} \quad (2.42)$$

$$P(AIS = 4)_{14} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,51}{0,601}\right)^{1,8}} \quad (2.43)$$

$$P(AIS = 5)_{15} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,51}{0,625}\right)^{1,8}} \quad (2.44)$$

$$P(AIS = 1)_{21} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,523}{0,065}\right)^{1,8}} \quad (2.45)$$

$$P(AIS = 2)_{22} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,523}{0,324}\right)^{1,8}} \quad (2.46)$$

$$P(AIS = 3)_{23} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,523}{0,531}\right)^{1,8}} \quad (2.47)$$

$$P(AIS = 4)_{24} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,523}{0,647}\right)^{1,8}} \quad (2.48)$$

$$P(AIS = 5)_{25} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC-0,523}{0,673}\right)^{1,8}} \quad (2.49)$$

$$P(AIS = 1)_{31} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,113}\right)^{2,84}} \quad (2.50)$$

$$P(AIS = 2)_{32} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,567}\right)^{2,84}} \quad (2.51)$$

$$P(AIS = 3)_{33} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,929}\right)^{2,84}} \quad (2.52)$$



$$P(AIS = 4)_{34} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1,134}\right)^{2,84}} \quad (2.53)$$

$$P(AIS = 5)_{35} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1,179}\right)^{2,84}} \quad (2.54)$$

$$P(AIS = 1)_{41} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,120}\right)^{2,84}} \quad (2.55)$$

$$P(AIS = 2)_{42} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,602}\right)^{2,84}} \quad (2.56)$$

$$P(AIS = 3)_{43} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0,987}\right)^{2,84}} \quad (2.57)$$

$$P(AIS = 4)_{44} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1,204}\right)^{2,84}} \quad (2.58)$$

$$P(AIS = 5)_{45} = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1,252}\right)^{2,84}} \quad (2.59)$$

A média deve ser calculada da seguinte forma:

$$P(AIS1) = (P(AIS = 1)_{11} + P(AIS = 1)_{21} + P(AIS = 1)_{31} + P(AIS = 1)_{41})/4 \quad (2.60)$$

$$P(AIS2) = (P(AIS = 1)_{12} + P(AIS = 1)_{22} + P(AIS = 1)_{32} + P(AIS = 1)_{42})/4 \quad (2.61)$$

$$P(AIS3) = (P(AIS = 1)_{13} + P(AIS = 1)_{23} + P(AIS = 1)_{33} + P(AIS = 1)_{43})/4 \quad (2.62)$$

$$P(AIS4) = (P(AIS = 1)_{14} + P(AIS = 1)_{24} + P(AIS = 1)_{34} + P(AIS = 1)_{44})/4 \quad (2.63)$$

$$P(AIS5) = (P(AIS = 1)_{15} + P(AIS = 1)_{25} + P(AIS = 1)_{35} + P(AIS = 1)_{45})/4 \quad (2.64)$$

### 2.7.1.6 AHIC - Angular Head Injury Criterion

Um dos objetivos desse trabalho é aprimorar o uso do HIC (introduzido em 2.2) como preditor de lesões **cerebrais**, propondo o cálculo de um novo preditor de lesões - AHIC - a fim de que a influência das acelerações tangenciais e centrípetas como componentes da aceleração rotacional resultante (conforme visto na Equação 2.12) sejam levadas em consideração no cálculo da probabilidade da lesão.

Como pode ser visto, a Equação 2.65 contém a integral da forma como foi definida para o HIC. Far-se-á uso da equação como foi deduzida para o HIC, contudo a aceleração translacional será substituída pela aceleração rotacional resultante.

A equação que define o AHIC é dada por:

$$AHIC = \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a_{rot-resultante}(t) dt \right]_{max}^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (2.65)$$

Onde:

$t_1$  e  $t_2 \rightarrow$  são dois tempos arbitrários, durante o pulso de aceleração, dados em milisse-

gundos; e

$a_{rot\text{-}resultante}(t) \rightarrow$  é a aceleração rotacional resultante, dada em múltiplos de g, definida por:

$$a_{rot\text{-}resultante} = \sqrt{(a_{tangencial})^2 + (a_{centripeta})^2} \quad (2.66)$$

A aceleração tangencial foi explicada na seção 2.3 e definida na Equação 2.10 e será dada por:

$$a_{tangencial} = \sqrt{(\alpha_x \cdot RR_{yz})^2 + (\alpha_y \cdot RR_{xz})^2 + (\alpha_z \cdot RR_{xy})^2} \quad (2.67)$$

A aceleração centrípeta foi explicada na seção 2.3 e definida na Equação 2.11 e será dada por:

$$a_{centripeta} = \sqrt{(\omega_x^2 \cdot RR_{yz})^2 + (\omega_y^2 \cdot RR_{xz})^2 + (\omega_z^2 \cdot RR_{xy})^2} \quad (2.68)$$

Onde:

$\alpha_x, \alpha_y$  e  $\alpha_z \rightarrow$  são as componentes das acelerações angulares nas três direções, dadas em rad/s<sup>2</sup>;

As acelerações angulares serão calculadas por:

$$\alpha_x = \frac{M_x}{I_{xx}} \quad (2.69)$$

$$\alpha_y = \frac{M_y}{I_{yy}} \quad (2.70)$$

$$\alpha_z = \frac{M_z}{I_{zz}} \quad (2.71)$$

$I_{xx}, I_{yy}$  e  $I_{zz} \rightarrow$  são os momentos principais de inércia nas três direções dados em kg.m<sup>2</sup>;

Os momentos principais de inércia que serão usados nos cálculos dessa pesquisa foram definidos na Tabela 2.1 no item 2.4.2.

$\omega_x, \omega_y$  e  $\omega_z \rightarrow$  são as velocidades angulares nas três direções, respectivamente.

As velocidades angulares serão calculadas a partir de:

$$\omega_x = \int_{t_1}^{t_2} \alpha_x(t) dt \quad (2.72)$$

$$\omega_y = \int_{t_1}^{t_2} \alpha_y(t) dt \quad (2.73)$$

$$\omega_z = \int_{t_1}^{t_2} \alpha_z(t) dt \quad (2.74)$$

Os valores de  $RR_{xy}$ ,  $RR_{yz}$  e  $RR_{xz}$  são as resultantes das distâncias definidas pelo  $r$  nas Equações 2.10 e 2.11 que representam a distância do centro de massa da cabeça do *dummy* até o ponto  $P$  definido na Figura 2.4 (considerando o ponto  $P$  localizado na borda interna da cabeça do *dummy*). A Figura 3.5 possui as dimensões de  $R_x, R_y$  e  $R_z$ ,

que serão usadas nos cálculos das resultantes em cada direção da seguinte forma:

$$RR_{xy} = \sqrt{R_x^2 + R_y^2} \quad (2.75)$$

$$RR_{yz} = \sqrt{R_y^2 + R_z^2} \quad (2.76)$$

$$RR_{xz} = \sqrt{R_x^2 + R_z^2} \quad (2.77)$$

Por fim, nesse estudo, os critérios de lesão  $HIC_{15}$ ,  $HIC_{36}$  e BrIC tiveram suas equações de probabilidade de lesão AIS deduzidas. As equações que serão calculadas para que haja uma comparação entre as probabilidades de lesão serão:

- $HIC_{15} \rightarrow P(AIS \geq 2)$  é 2.22;
- $HIC_{36} \rightarrow P(AIS \geq 3)$  é 2.29; e,
- BrIC  $\rightarrow P(AIS2)$  é 2.61.

Pelo fato de ser usada a equação para o AHIC com a mesma fundamentação teórica do HIC, usar-se-à a equação para o cálculo das probabilidades de lesão deduzidas para  $HIC_{15}$  para o cálculo de  $P(AIS \geq 2)$  para  $AHIC_{15}$  e usar-se-à a equação para o cálculo das probabilidades de lesão deduzidas para  $HIC_{36}$  para o cálculo de  $P(AIS \geq 2)$  para  $AHIC_{36}$ .

Os critérios de lesão GAMBIT, HIP, RIC, PRHIC, BRIC tiveram suas probabilidades de lesão estabelecidas dentro de limites determinados em pesquisas científicas específicas com jogadores de futebol da NFL, com animais (na maior parte macacos), PMHS e até mesmo com voluntários.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo, serão apresentados detalhes dos ensaios de *crash test*: 40% *Overlap* (ou 40% Sobreposto) e *Full Frontal* (100% Frontal); como são e quais são os *dummies* usados nos ensaios; quais instrumentos de medição os *dummies* possuem para a captação dos sinais; quais veículos foram testados nesse estudo; qual software usado no processamento dos sinais; a importância de escolher um tempo ótimo para a duração do sinal a ser analisado, bem como, os valores que serão usados como referências de lesão para cada preditor.

### 3.1 DESCRIÇÃO DO ENSAIO DE IMPACTO FRONTAL

Dois tipos de impacto frontal serão objetos desse estudo: 40% *Overlap* e *Full Frontal*.

#### 3.1.1 Crash test - 40% Overlap

Uma das configurações de teste de impacto frontal realizada nos veículos pelo Latin NCAP é a 40% *Overlap*, como mostrado na Figura 3.1:



**Figura 3.1.** Configuração do teste de Impacto frontal - 40% *Overlap*. Fonte: <https://www.euroncap.com/en/vehicle-safety/the-ratings-explained/adult-occupant-protection/previous-tests/offset-deformable-barrier/>.

O veículo desenvolverá velocidade em um corredor livre e quando atingir 64 km/h colidirá contra uma barreira deformável e fixa que deve permitir a colisão frontal em 40% da medida da largura do veículo. Dentro do veículo haverá dois *dummies* adultos e normalmente o *Hybrid III - 50% - Male* estará no banco do motorista. No banco do passageiro pode haver outro *Hybrid III - 50% - Male* ou um *Hybrid III - 5% - Female*, ambos instrumentados, conforme Figura 3.4 para registrar os dados usados nessa pesquisa. No banco de trás, não é regra, mas pode haver dois *dummies* crianças: um de 18 meses e um de 3 anos, devidamente presos nas cadeiras de retenção infantil [60] e de forma semelhante, instrumentados.

A velocidade imposta pelo teste, de 64 km/h, implica em uma colisão entre veículos que deslocam-se um contra o outro a, aproximadamente, 55 km/h. A diferença de 64 km/h para 55 km/h deve-se à energia que é absorvida pela frente deformável do carro. Pesquisas determinaram que essa velocidade de impacto abrange significativa quantidade de colisões graves e fatais [60].

Alguns itens contribuem para atenuar as forças que são transmitidas ao passageiro, como por exemplo, cintos com pré-tensionador (acionado em fração de segundos, retrai o ocupante, deixando o mesmo distante do ponto de acionamento do *air bag*) e *air bags* de duplo estágio (acionados de acordo com a severidade do impacto frontal).

### 3.1.2 Crash test - Full Frontal

Em virtude dos resultados obtidos nos testes do Latin NCAP para a configuração 40% *Overlap*, fez-se necessário explorar a configuração de impacto frontal *Full Frontal*, a fim de analisar alguns resultados encontrados de forma comparativa.

Em um momento inicial da pesquisa, suspeitou-se de que veículos modelo *hatch*, durante o *crash test* com configuração 40% *Overlap*, estavam se comportando visualmente como se estivessem em um ensaio com configuração *Full Frontal*. Dentro desse contexto foi demandado que fosse explorado ensaios na configuração *Full Frontal*. Os testes de impacto *Full Frontal* cujos dados fazem parte dessa pesquisa, não corroboraram essa hipótese. Contudo, eles foram analisados para ter-se valores de AHIC e comparar esses valores dentro do contexto geral.



**Figura 3.2.** Configuração do teste de Impacto frontal - *Full Frontal* Fonte: <https://www.euroncap.com/en/vehicle-safety/the-ratings-explained/adult-occupant-protection/frontal-impact/full-width-rigid-barrier/>.

O veículo desenvolverá velocidade em um corredor livre e quando atingir 53,6 km/h colidirá com uma barreira rígida e fixa com sobreposição total da largura do veículo. Dentro do veículo haverá dois *dummies* adultos e normalmente o *Hybrid III - 50% - Male* estará no banco do motorista e a *Hybrid III - 5% - Female* estará no banco do passageiro, ambos instrumentados. O teste precisa encontrar o equilíbrio entre um sistema de retenção que seja rígido o suficiente para conter um *dummy Hybrid III - 50% - Male* no teste de deslocamento frontal e um sistema de retenção que seja compatível para não colocar forças de desaceleração prejudiciais em um *Hybrid III - 5% - Female*.

### 3.2 FAMÍLIA DOS *Dummies*

Na Figura 3.3 encontram-se os *dummies* mais usados nos ensaios de *crash test*. A família inclui o manequim mais amplamente usado, o *Hybrid III - 50% - Male*, destinado a representar um homem de porte médio norte-americano, pesando 78 quilos e com 1,75 metros de altura [28]. O *dummy* que representa a mulher é pequeno e é conhecido como - *Hybrid III 5% female*. Pesa 49 quilos e possui 1,50 metros de altura [65]. Os *dummies* que representam as crianças são: a) Hybrid III de 6 anos, pesando 23,5 kg e com 1,19 metros de altura; b) Hybrid III 3 anos, pesando 16,2 kg e com 0,95 metros de altura; e, c) CRABI 18 meses de idade, pesando 11,2 kg e com 0,815 metros de altura [65] [27].

Importante notar que há uma porcentagem associada a cada *dummy* adulto. Esse valor significa que, por exemplo, para o *Hybrid III - 50% - Male*, o manequim terá os atributos físicos de peso e altura que se aproximam das características de 50% da população masculina americana.

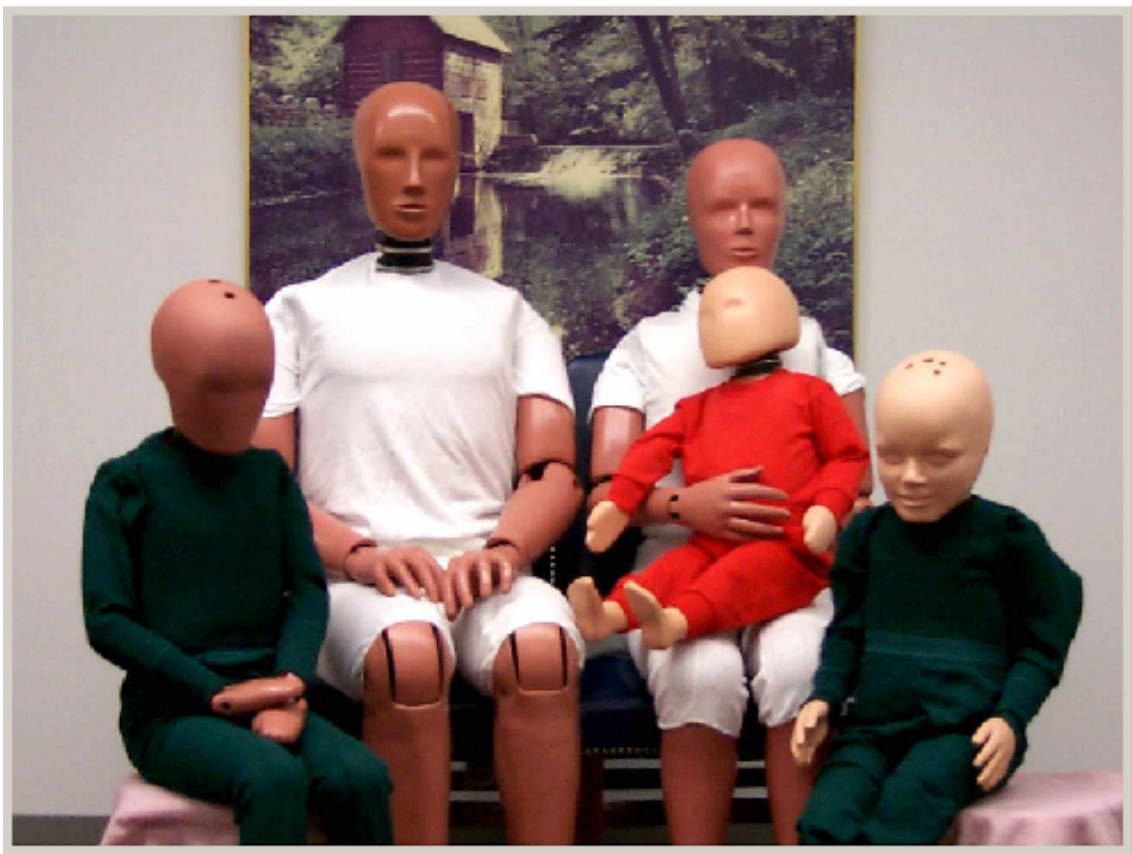


Figura 3.3. Família de *dummies*. Fonte: [5].

### 3.2.1 Instrumentação dos Dummies

Os *dummies* são paramentados com transdutores, acelerômetros e células de carga em sua parte interna, conforme pode ser visto na Figura 3.4. Essa instrumentação fornece os dados que foram tratados nessa pesquisa.

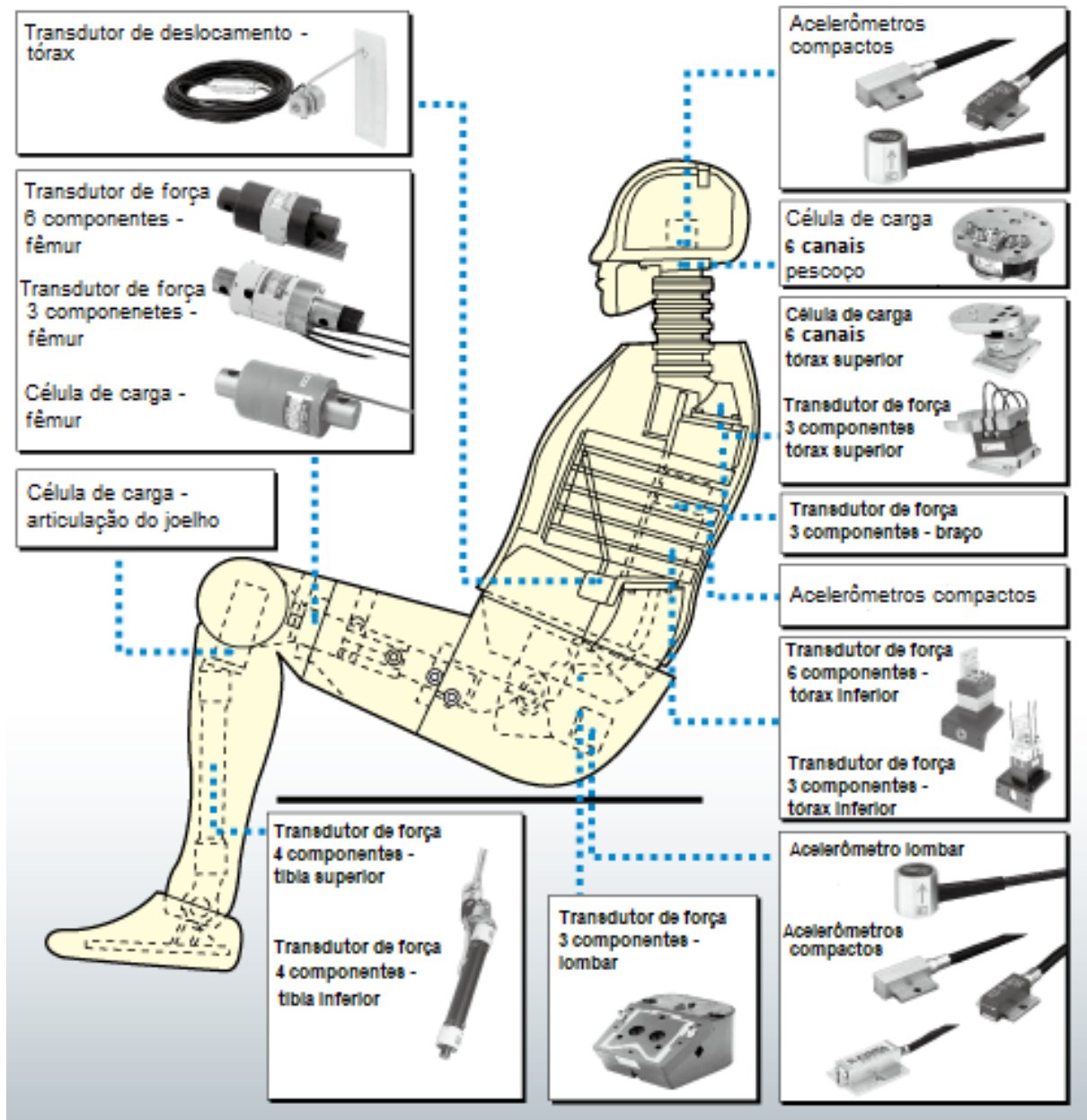


Figura 3.4. Instrumentação no interior do *Hybrid III*. Adaptada de: [51] [27].

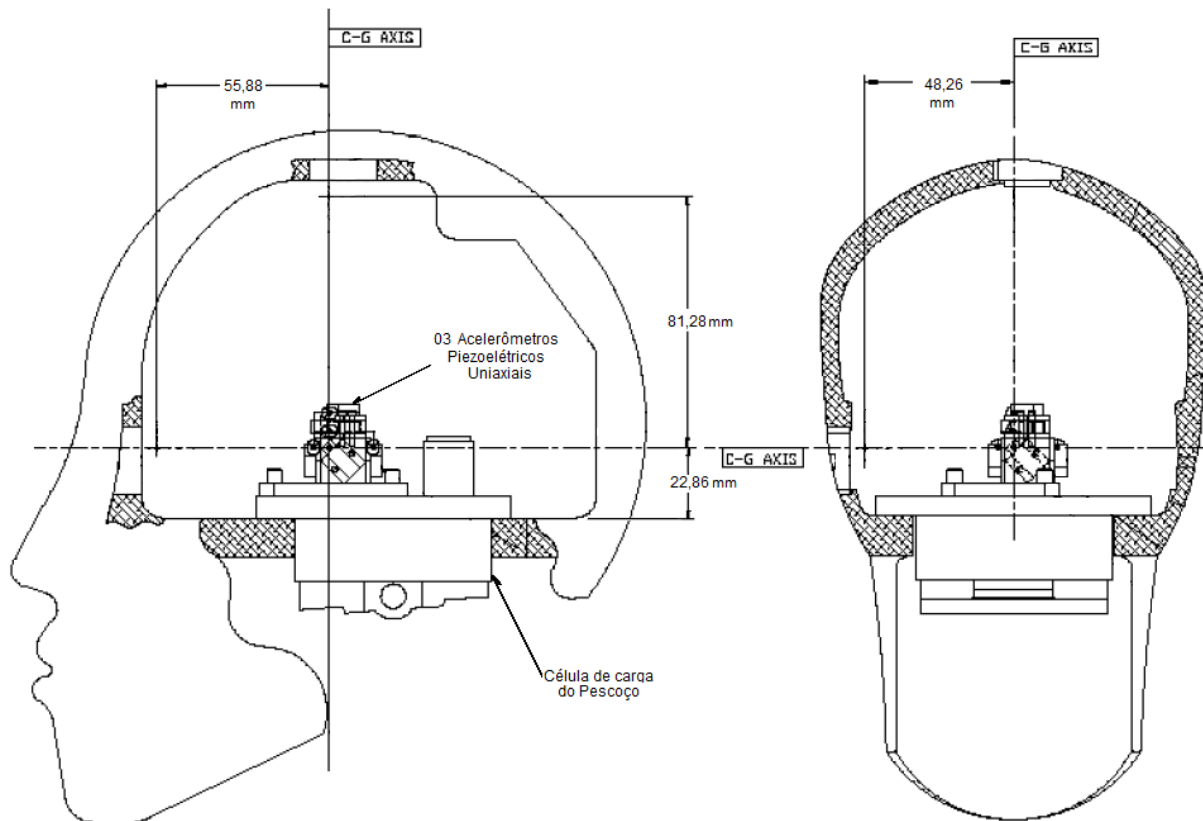
Os sensores de maior interesse para esse trabalho são os acelerômetros montados no centro de gravidade da cabeça e a célula de carga na parte superior do pescoço, ambos são demonstrados de forma mais detalhada na Figura 3.5. Os três acelerômetros piezoelétricos uniaxiais - localizados no centro de massa da cabeça do *dummy* - fornecem vetores nas três dimensões que representam a aceleração ao longo de cada eixo do dispositivo (x, y e



z).

### 3.2.2 Teoria Centrípeta

A Figura 3.5 evidencia as medidas das distâncias - do ponto onde se encontra a célula de carga (local onde a medição do momento é realizada - centro de massa da Cabeça) até a região da cabeça onde a aceleração angular resultante poderá provocar mais danos segundo a **Teoria Centrípeta** [70]. Essas distâncias consideram pontos, onde poderia haver contato entre o cérebro e a caixa craniana, no golpe e contra-golpe de um impacto frontal. Segundo Ommaya, a Teoria Centrípeta estuda a mecânica da lesão cerebral provocada em traumas na cabeça e, essa teoria entende que a disseminação do dano difuso, provocado pela deformação induzida por uma força inercial é máxima na superfície e vai diminuindo desse ponto até o centro de massa cerebral [70].



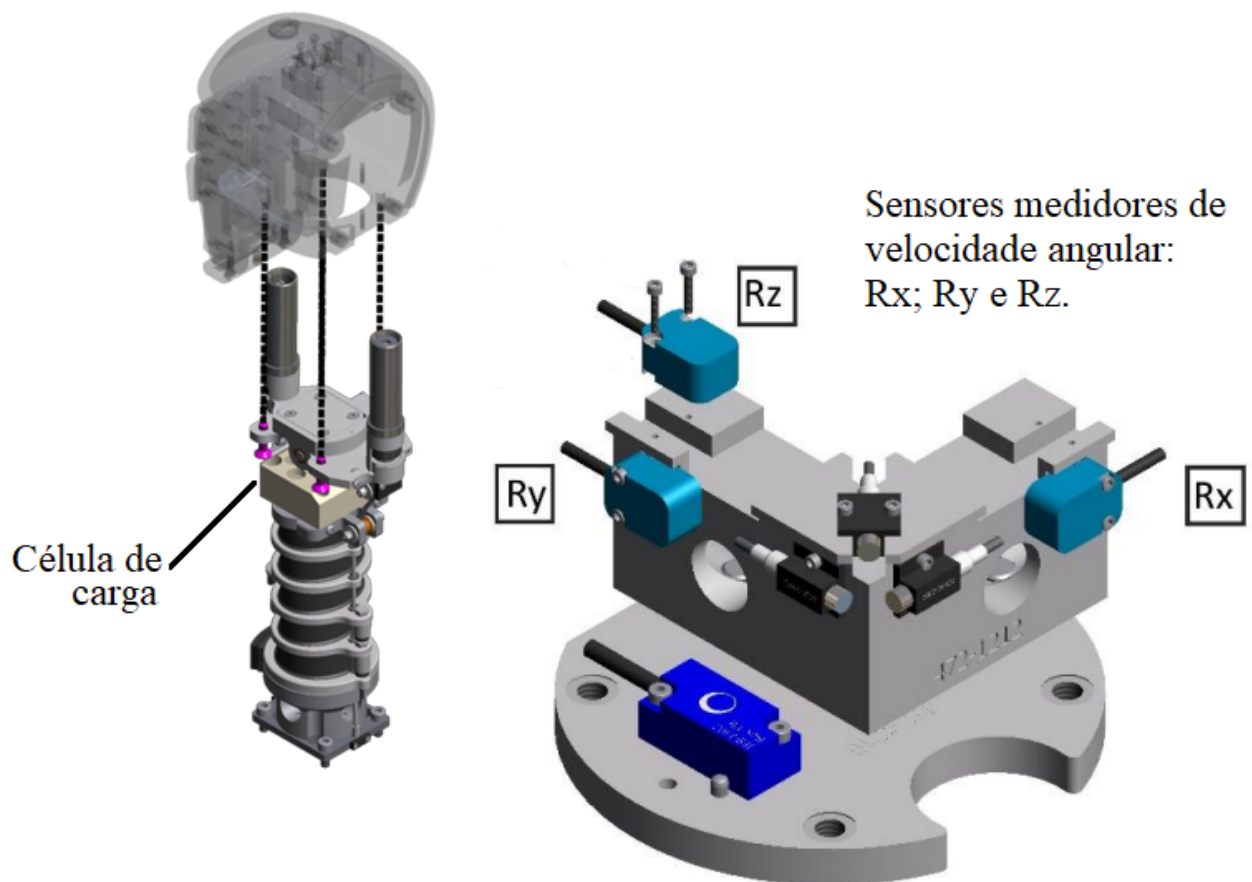
**Figura 3.5.** Dimensões da cabeça do *Hybrid III 50%* usadas nos cálculos.  
Fonte: [67].

Os valores mostrados na Figura 3.5 dizem respeito as distâncias  $R_x = 55,88mm$ ,  $R_y = 48,26mm$  e  $R_z = 104,14mm$ , que serão usadas nos cálculos das acelerações tangencial e centrípeta definidas nas Equações 2.67 e 2.68 por meio das Equações em 2.75, 2.76 e 2.77.

### 3.2.3 THOR 50% Male

O *THOR 50% Male* é um *dummy* com uma instrumentação diferenciada e, portanto, mais informações sobre como o movimento afeta a cabeça no instante do impacto podem ser extraídas. Contudo, o *THOR* é um investimento alto para a quantidade de ensaios realizados. A utilização desse *dummy* é feita em casos de investigação e pesquisa de situações específicas. Nesse contexto de pesquisa, Takhounts et. al. em 2020 [99] realizaram vários ensaios com o *dummy THOR* paramentado com medidores de velocidade angular, em configurações de impacto frontal (vistas no item 3.1) e de impacto lateral, a fim de descobrir como algumas limitações como sexo, idade, peso, afetavam os resultados de HIC e BrIC. Uma conclusão importante do estudo foi que há um risco maior de lesão cerebral em condições de colisão oblíqua (a barreira deformável colide com o veículo, ambos em movimento, com 35% de offset e 15° de inclinação). Esse estudo usa os dados de dois desses ensaios (40% *Overlap* e *Full Frontal*) para estabelecer, no item 3.5, o tempo ótimo para a duração do sinal dos veículos em análise.

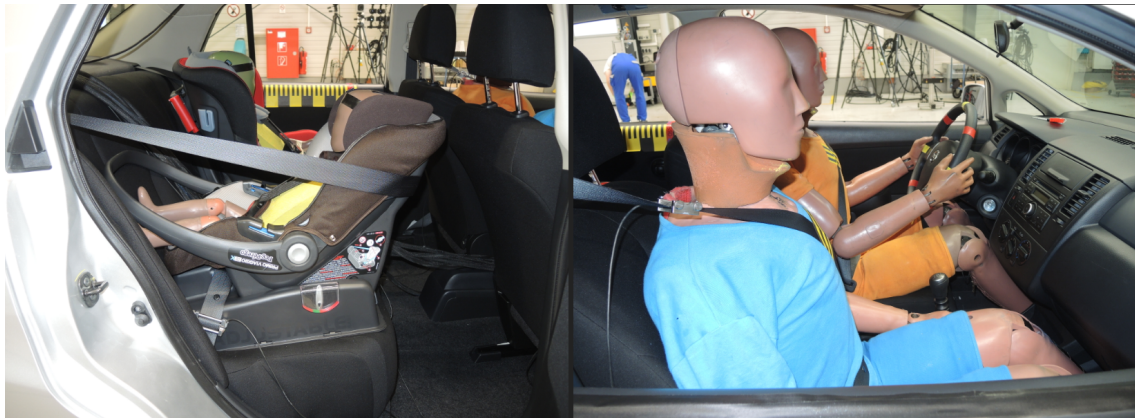
A Figura 3.6 mostra a montagem dos sensores de medição de velocidade angular e da célula de carga que medirá os momentos nas três direções no *THOR 50% Male*.



**Figura 3.6.** Instrumentação da cabeça e pescoço do *THOR 50% Male*. Adaptado de: [39].

### 3.3 DEMONSTRAÇÃO REAL DO ENSAIO

O ensaio ocorre com um ou mais *dummies*, conforme a Figura 3.7 demonstra. Essa imagem foi feita a partir de uma montagem com fotos tiradas durante um teste de impacto frontal, por membros do GMSSA - da Universidade de Brasília - Faculdade do Gama.



**Figura 3.7.** Ilustração a partir de uma montagem de figuras de [89] - Impacto frontal do veículo 3815 realizado em 15/09/2015.

#### 3.3.1 Veículos ensaiados com air bag: 3815, 2214 e 4913 - 40% Overlap

Nesse tópico serão apresentados os veículos que foram testados pelo Latin NCAP. As imagens foram copiadas do site do Latin NCAP [91]. Usando o mecanismo de busca avançada no lado direito do site, é possível encontrar o veículo que se deseja.



**Figura 3.8.** Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 3815 com *Air Bag*.



Figura 3.9. Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 2214 com *Air Bag*.



Figura 3.10. Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 4913 com *Air Bag*.

### 3.3.2 Veículos ensaiados sem air bag: 1315, 1814 e 1313 - 40% *Overlap*



Figura 3.11. Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 1315 sem *Air Bag*.



**Figura 3.12.** Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 1814 sem *Air Bag*.



**Figura 3.13.** Teste de colisão frontal - 40% *Overlap*: Veículo 1313 sem *Air Bag*.

**Tabela 3.1.** Veículos testados x Estrelas atribuídas

Situação	Veículos testados	Estrelas
Com <i>AIR BAG</i>	Veículo 3815	4 ★
	Veículo 2214	3 ★
	Veículo 4913	3 ★
Sem <i>AIR BAG</i>	Veículo 1315	0 ★
	Veículo 1814	0 ★
	Veículo 1313	0 ★

Observação: Em janeiro de 2014, o veículo 4913 com *air bag* recebeu as 3 estrelas como consta da Tabela 3.1 e o material sobre seus testes foi divulgado publicamente. Entretanto, em 2015 o Latin NCAP retirou as estrelas do veículo por constatar que o mesmo estava sendo produzido na Colômbia sem *air bags*, no modelo clássico. O estudo usará esses dados por se aplicar a um veículo com *air bags* e, por ter recebido autorização para usar os dados dos testes diretamente do Latin NCAP.

### 3.3.3 Veículos ensaiados com air bags: 10999 e 09295 - Full frontal

Nesse tópico serão apresentados os veículos que foram testados pela NHTSA. As imagens e os sinais captados nesses ensaios são de acesso público e estão disponíveis em [66] desde que se escolha as seguintes opções:

- *Vehicle Crash Test Database*→*Test Parameters*→*NEW CAR ASSESSMENT TEST*;e,
- *Vehicle Crash Test Database*→*Test Number*→*10999*; ou,
- *Vehicle Crash Test Database*→*Test Number*→*09295*.



**Figura 3.14.** Teste de colisão frontal: Veículo 10999 com *Air Bag*.



**Figura 3.15.** Teste de colisão frontal: Veículo 09295 com *Air Bag*.

## 3.4 MATLAB<sup>®</sup> E O PROCESSAMENTO DO SINAL

O processamento dos sinais e os cálculos realizados nesse estudo foram feitos no software MATLAB<sup>®</sup> R2020b (License number 40904803 Student — Individual — Perpetual).

As rotinas que usaram os sinais medidos nos *crash tests* e realizaram os cálculos se dividiram da seguinte forma:

1. Rotina que calcula:  $HIC_{15}$ ; GAMBIT; HIP; BRIC; BrIC; e  $AHIC_{15}$ ;
2. Rotina que calcula:  $HIC_{36}$ ; RIC; PRHIC; e  $AHIC_{36}$ ;
3. Rotina para o cálculo da Aceleração linear resultante máxima em 3 ms  $\rightarrow A_{3ms}$ ; e,
4. Rotina para o cálculo da Aceleração angular resultante máxima em 3 ms  $\rightarrow \alpha_{3ms}$ .

Os sinais de aceleração linear e de momento, captados pelos *dummies*, foram filtrados com o filtro J211, seguindo orientação dos documentos [12], [68].

### 3.5 QUAL A DURAÇÃO DO SINAL A SER ANALISADO?

Nessa seção será explicado como foi escolhido o tamanho do sinal, ou seja, até quantos milissegundos os sinais de aceleração e momento serão considerados para os cálculos de  $HIC_{15}$ ,  $HIC_{36}$ , aceleração angular resultante, velocidade angular resultante, bem como, para os cálculos dos preditores objetos desse estudo. Através do site da NHTSA em [64] e escolhendo as seguintes opções:

- *Biomechanics Test Database*  $\rightarrow$  *Test Number*  $\rightarrow$  11204; ou,
- *Biomechanics Test Database*  $\rightarrow$  *Test Number*  $\rightarrow$  11205.

Dessa forma, foram obtidos os dados de dois *crash tests*: um *Full Frontal* e um *40% Overlap*, ambos com o *dummy THOR 50% Male* no banco do motorista como pode ser visto nas Figuras 3.16 e 3.17. Esse *dummy* possuía uma instrumentação diferenciada na cabeça conforme descrito no item 3.2.3 e como pode ser visto na Figura 3.6. Os dados dos *crash tests* desses dois veículos permitiu se obter os valores das velocidades angulares de duas formas diferentes:

- I. A rotina com a qual se estava trabalhando antes da descoberta desses sinais, calculava a velocidade angular a partir da integral da aceleração angular resultante ( $\omega = \int \alpha dt$ ), onde essa aceleração angular resultante era proveniente de um cálculo do momento registrado pela célula de carga na parte superior do pescoço ( $\vec{M} = I \cdot \vec{\alpha}$ ), pois o *dummy Hybrid III - 50%* não possui medidores de velocidade angular na sua instrumentação original, conforme pode ser visto na Figura 3.5;
- II. Velocidades angulares medidas diretamente da cabeça do *dummy*.

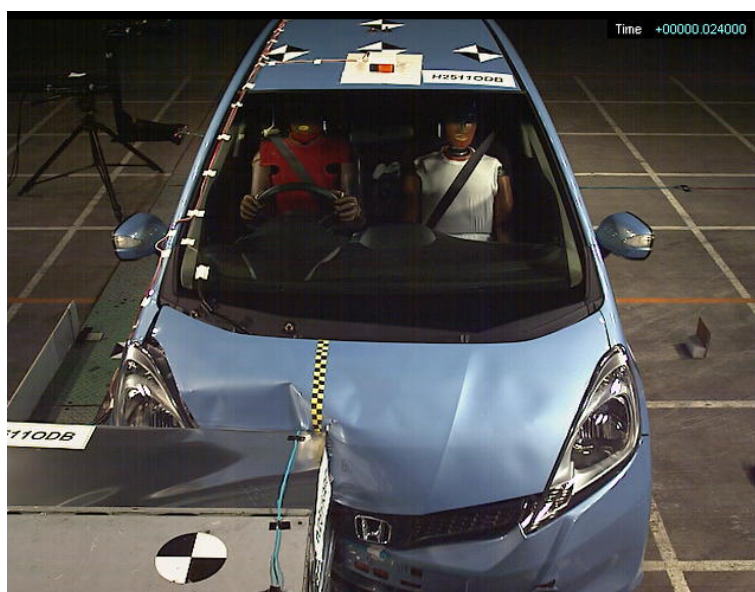
Foi possível estabelecer um instante de tempo,  $t$ , onde o cálculo dos preditores utilizando as velocidades angulares medidas diretamente da cabeça do *dummy* tiveram valores muito próximos do cálculo dos preditores utilizando o momento registrado pela célula de carga na parte superior do pescoço. Foram encontrados os seguintes valores de tempo,  $t$ :

- $t_{FF} = 160$  ms para o ensaio *Full Frontal*; e,
- $t_{40} = 180$  ms para o ensaio *40% Overlap*.

Esses valores se justificam pela forma como o ensaio se dá. O impacto *Full Frontal* é mais rápido e agressivo. O impacto *40% Overlap* é igualmente agressivo, mas não tão rápido, porque existe um deslocamento lateral do veículo.



**Figura 3.16.** Teste de colisão *Full Frontal*: Veículo 11204 com *Air Bag*.



**Figura 3.17.** Teste de colisão *40% Overlap*: Veículo 11205 com *Air Bag*.



### 3.6 REFERENCIAIS DE LESÕES PARA OS PREDITORES

Como dito em 2.7.1.6, os critérios de lesão  $HIC_{15}$ ,  $HIC_{36}$  e  $BrIC$  tiveram suas equações de probabilidade de lesão AIS deduzidas por estudos científicos, e os critérios de lesão  $GAMBIT$ ,  $HIP$ ,  $RIC$ ,  $PRHIC$ ,  $BRIC$  tiveram suas probabilidades de lesão estabelecidas dentro de limites determinados em pesquisas específicas com jogadores de futebol da NFL, com animais (na maior parte macacos), com  $PMHS$  e inclusive com voluntários. Essa seção traz as probabilidades de lesão estabelecidas para os preditores supracitados e para outros critérios que serão referência de lesão nesse estudo. Vale salientar, que alguns estudos trataram a probabilidade de ocorrência de uma  $mTBI$ , ao invés da probabilidade de um nível de AIS. O item 2.6.1 discorre sobre as  $mTBIs$ , a fim de que não haja dificuldade em relacionar as probabilidades de lesão, tanto para AIS, quanto para  $mTBI$ .

1. Valores de referência para o critério - Aceleração resultante em 3ms;

**Tabela 3.2.** Probabilidade de lesão para A3ms

Probabilidade de lesão	Aceleração máxima [g]	Referência Bibliográfica
50% de AIS $\leq 2^7$	116	[81]
50% de AIS $\leq 3^8$	162	

<sup>7</sup>AIS = 2 → Perda de consciência < 1 hr [20].

<sup>8</sup>AIS = 3 → Perda de consciência de 1 hr a 6hrs [20].

2. Valores de referência para o critério - **mTBI** associadas ao pico de aceleração linear;

**Tabela 3.3.** Probabilidade de  $mTBI$  para o pico de aceleração linear

Probabilidade de $mTBI$	Aceleração máxima [g]	Referência Bibliográfica
25%	56,98	[62]
50%	79,31	
75%	98,37	
95%	115,29	

3. Valores de referência para o critério - **Concussão** associada à aceleração angular resultante;

**Tabela 3.4.** Probabilidade de Concussão para aceleração angular resultante -  $\alpha$

Probabilidade de lesão	$\alpha$ [rad/s <sup>2</sup> ]	Referência Bibliográfica
50%	1.747	[57]
75%	2.296	

4. Valores de referência para o critério - **mTBI** associados à aceleração angular resultante;

**Tabela 3.5.** Probabilidade de mTBI para aceleração angular resultante -  $\alpha$

Probabilidade de mTBI	$\alpha$ [rad/s <sup>2</sup> ]	Referência Bibliográfica
25%	4.384	[43]
50%	5.757	
75%	7.130	

5. Valores de referência para o critério - BRIC;

**Tabela 3.6.** Probabilidade de **Concussão:  $1 \leq \text{AIS} \leq 3$**  e DAI para BRIC

Probabilidade de lesão	Valores	Referência Bibliográfica
50% de $1 \leq \text{AIS} \leq 3$ 30% de DAI (AIS = 4)	0,901 1,0	[42]

6. Valores de referência para o critério - GAMBIT;

**Tabela 3.7.** Probabilidade de **Concussão** para GAMBIT

Probabilidade de lesão	Valores	Referência Bibliográfica
5%	0,2231	[62]
50% de $\text{AIS} \leq 2$	0,3935	
95%	0,5638	
Probabilidade de lesão	Valores	Referência Bibliográfica
50% de $\text{AIS} = 3$	1,0	[62]

7. Valores de referência para o critério - RIC;

**Tabela 3.8.** Probabilidade de **Concussão:  $1 \leq \text{AIS} \leq 3$**  para RIC

Probabilidade de lesão	Valores	Referência Bibliográfica
50% de $1 \leq \text{AIS} \leq 3$	1.030,0	[42]

8. Valores de referência para o critério - PRHIC;

**Tabela 3.9.** Probabilidade de **Concussão:  $\text{AIS} \leq 2$**  para PRHIC

Probabilidade de lesão	Valores	Referência Bibliográfica
50% de $\text{AIS} \leq 2$	$8,70 \cdot 10^5$	[41]

9. Valores de referência para o critério - HIP;

**Tabela 3.10.** Probabilidade de **Concussão** para HIP

Probabilidade de mTBI	Potência [kW]	Referência Bibliográfica
5%	4,70	[62]
50%	12,80	
95%	20,88	
Probabilidade de $3 \geq AIS \geq 4$	Potência [kW]	Referência Bibliográfica
5%	17,0	[55]
50%	24,0	
95%	30,0	

10. Valores de referência para o critério -  $\alpha \times \omega$ ;

**Tabela 3.11.** Probabilidade de lesão para a combinação de  $\alpha \times \omega$

$\alpha$ [rad/s <sup>2</sup> ]	$\omega$ [rad/s]	Referência Bibliográfica
Não haverá lesão se:		
$\alpha \leq 2.404,0$	$\omega \leq 10$	[100]
Haverá concussão se:		
$2.404,0 \leq \alpha \leq 6.572,0$	$\omega \geq 28,0$	[100]
Haverá AIS $\leq 2$ se:		
$\alpha = 1.700$	$\omega \geq 30$	[69]
Haverá AIS $\leq 3$ se:		
$\alpha = 3.000$	$\omega \geq 30$	[69]

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

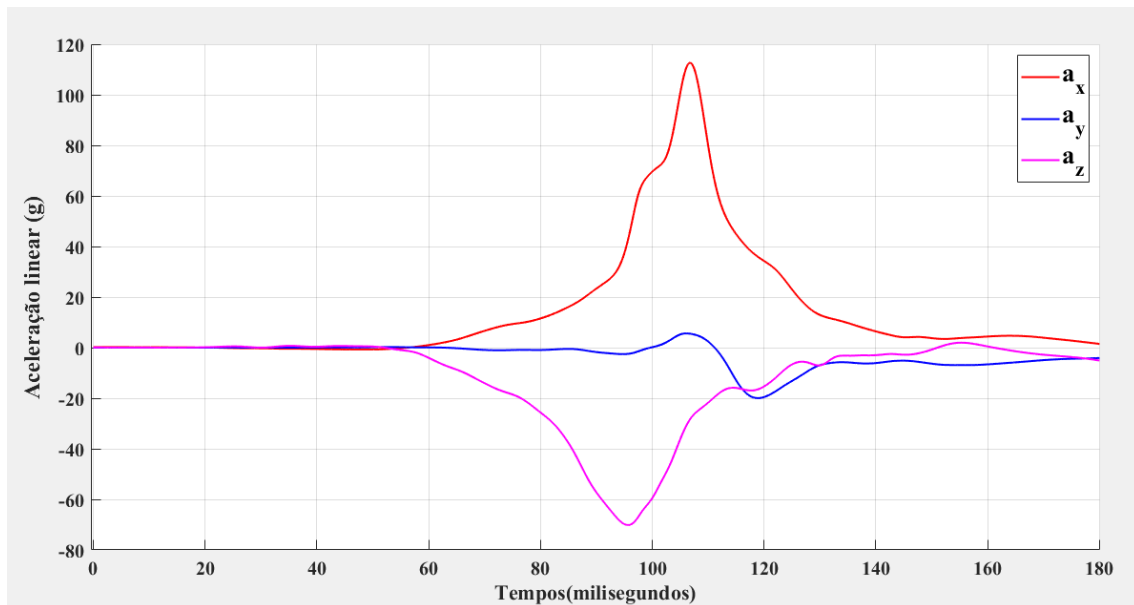
Esse capítulo apresenta, primeiramente, os gráficos dos sinais das acelerações translacionais registrados pelos acelerômetros uniaxiais nas três direções (x, y e z) montados no centro de massa da cabeça, conforme Figura 3.5. As acelerações translacionais são usadas para o cálculo do HIC, conforme visto em 2.2, do GAMBIT, conforme visto em 2.31 e do HIP, conforme visto em 2.32. Em segundo lugar, os sinais das acelerações angulares calculados, a partir da equação  $\vec{M} = I \cdot \vec{\alpha}$ , são plotados. As acelerações angulares são usadas para o cálculo do RIC, conforme visto em 2.36 (aceleração angular resultante), do AHIC, conforme visto em 2.65 (acelerações e velocidades angulares), do GAMBIT, conforme visto em 2.31 (aceleração linear resultante e aceleração angular resultante), do HIP, conforme visto em 2.32 (acelerações e velocidades lineares + acelerações e velocidades angulares), do BRIC, conforme visto em 2.37 (aceleração angular resultante máxima e velocidade angular resultante máxima), do BrIC, conforme visto em 2.39 (velocidade angular resultante máxima) e do PRHIC, conforme visto em 2.35 (acelerações e velocidades angulares). Os sinais serão interrompidos nos tempos ótimos definidos no item 3.5, subitem 3.5. É feita uma breve discussão sobre o comportamento dos sinais de entrada plotados. Os veículos submetidos a análise são:

1. Veículos **sem** *Air Bag* - Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  40% *Overlap*:
  - 1315
  - 1814
  - 1313
2. Veículos **com** *Air Bag* - Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  40% *Overlap*:
  - 3815
  - 2214
  - 4913
3. Veículos **com** *Air Bag* - Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  *Full Frontal*:
  - 10999
  - 09295

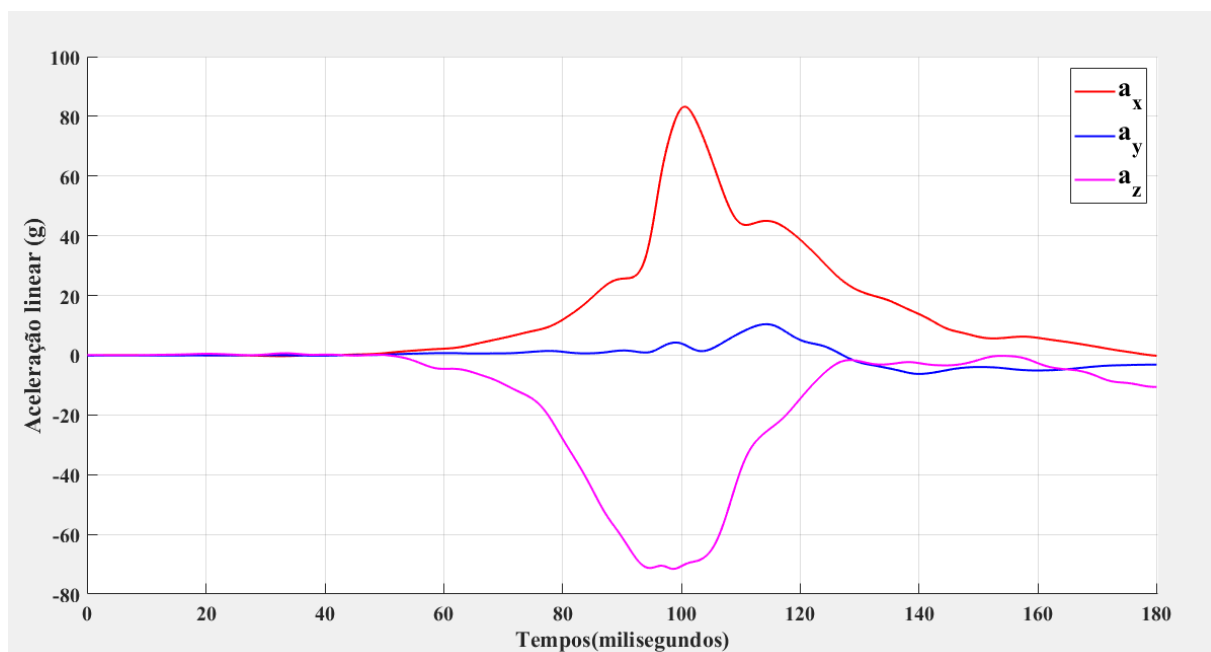
## 4.1 ANÁLISE DOS SINAIS DE ENTRADA - ACELERAÇÃO LINEAR E ACELERAÇÃO ANGULAR

As acelerações lineares e angulares dos veículos serão plotadas nas Figuras 4.1 ao 4.17:

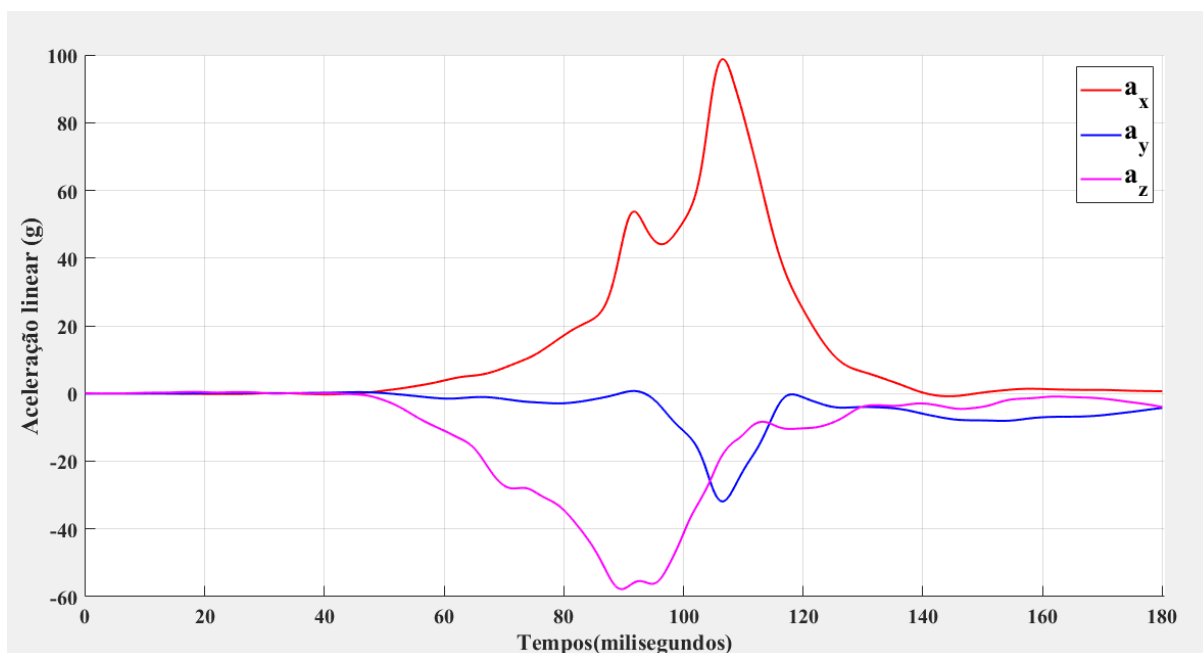
- Acelerações Lineares - veículos SEM *Air Bag*;



**Figura 4.1.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1315 sem *air bag*.



**Figura 4.2.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1814 sem *air bag*.



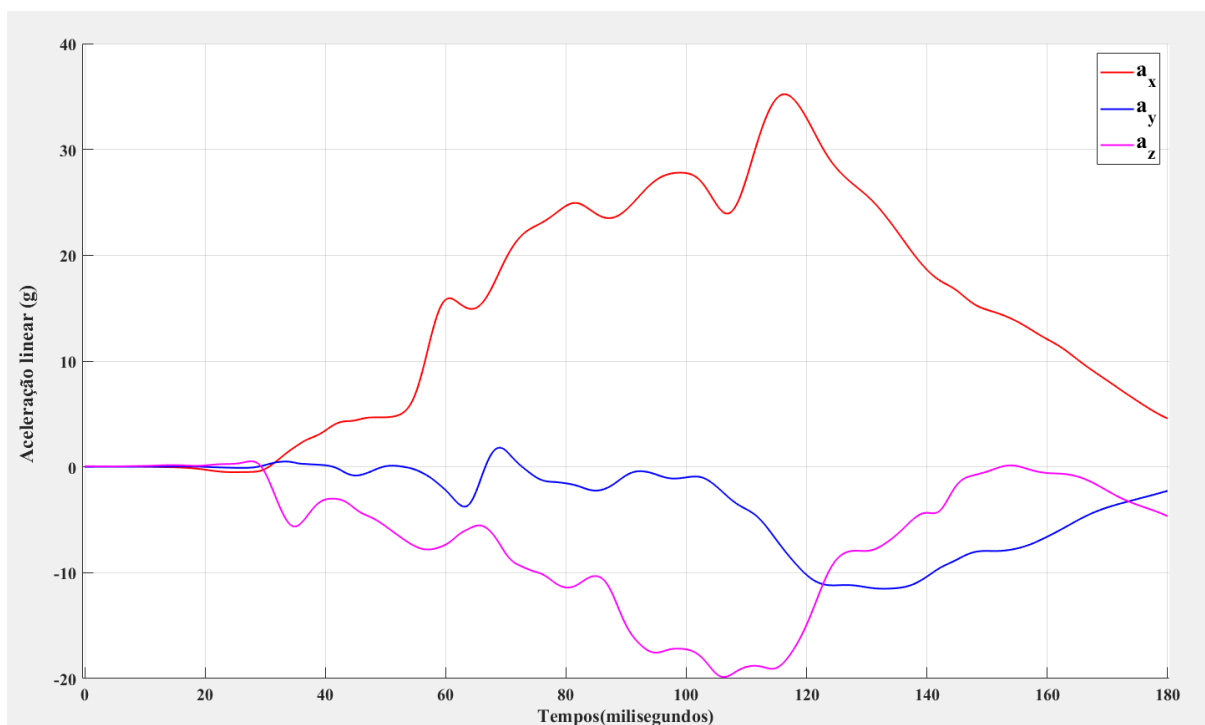
**Figura 4.3.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1313 sem *air bag*.

As acelerações resultantes não foram plotadas para não afetar o fundo de escala do gráfico e ser possível uma análise das três componentes em relação ao movimento gerado pelo impacto frontal. É possível perceber que os três veículos 1315, 1814 e 1313 possuem a aceleração linear na direção x mais relevante do que na outras direções (y e z). Isso é condizente com o movimento de translação do carro. Conforme mostra a Figura 2.8 o eixo x está na direção do movimento de translação do veículo. O pico de aceleração linear na direção x ocorre entre 100 ms e 120 ms para os três carros. A aceleração linear na direção z possui um valor considerável porque a cabeça do *dummy* faz o movimento para cima durante o impacto. Os três gráficos possuem comportamento bem semelhante. Como é possível notar, os três veículos atingiram valores máximos, de aceleração linear na direção x, acima de 80g. Os valores das acelerações lineares resultantes máximas para esses veículos foram:

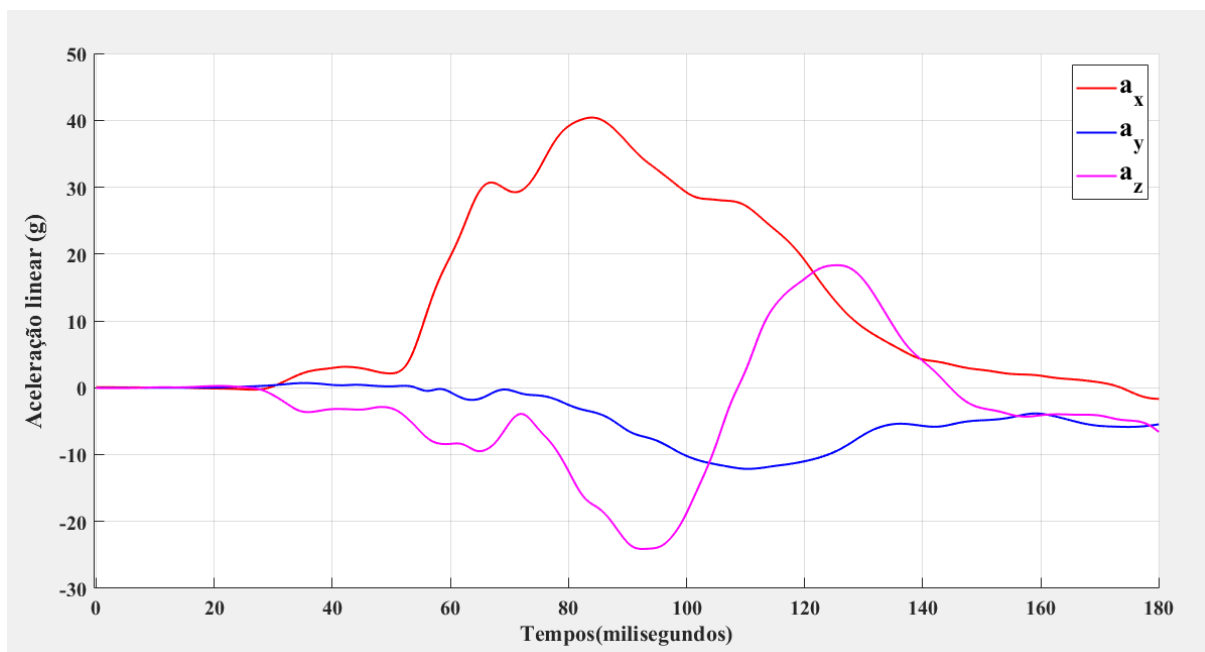
**Tabela 4.1.** Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos sem *air bag*

Veículo	$a_{linear-max}$ [g]
1315	116,32
1814	108,95
1313	105,36

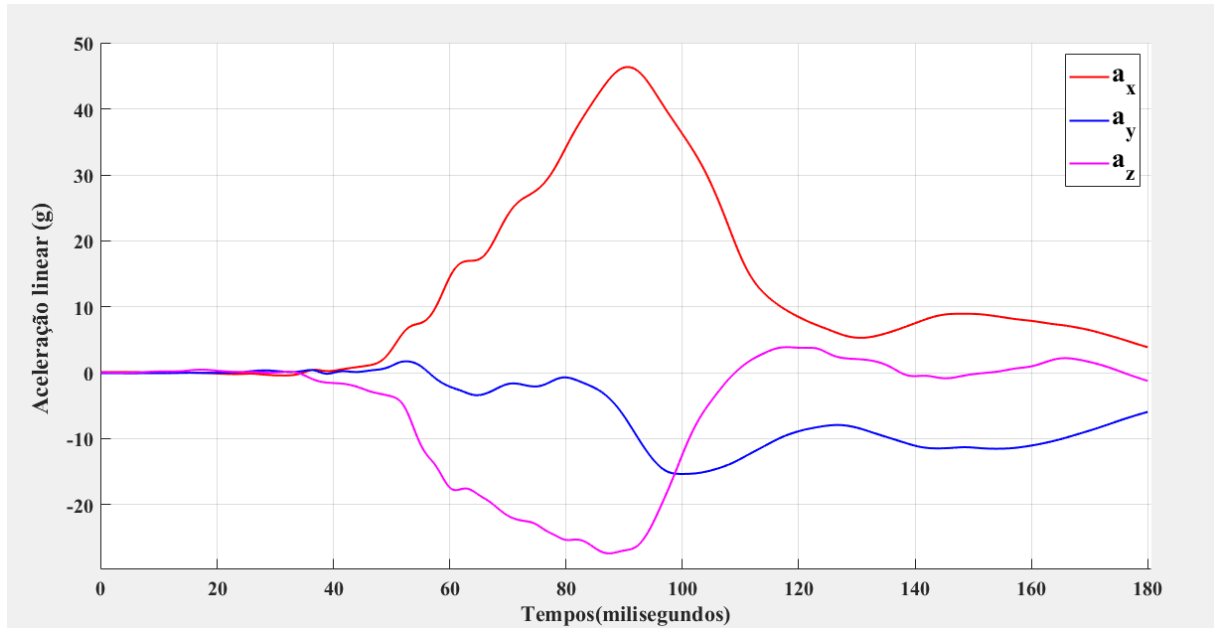
- Acelerações Lineares - veículos COM *Air Bag*;



**Figura 4.4.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 3815 com *air bag*.



**Figura 4.5.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 2214 com *air bag*.



**Figura 4.6.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 4913 com *air bag*.

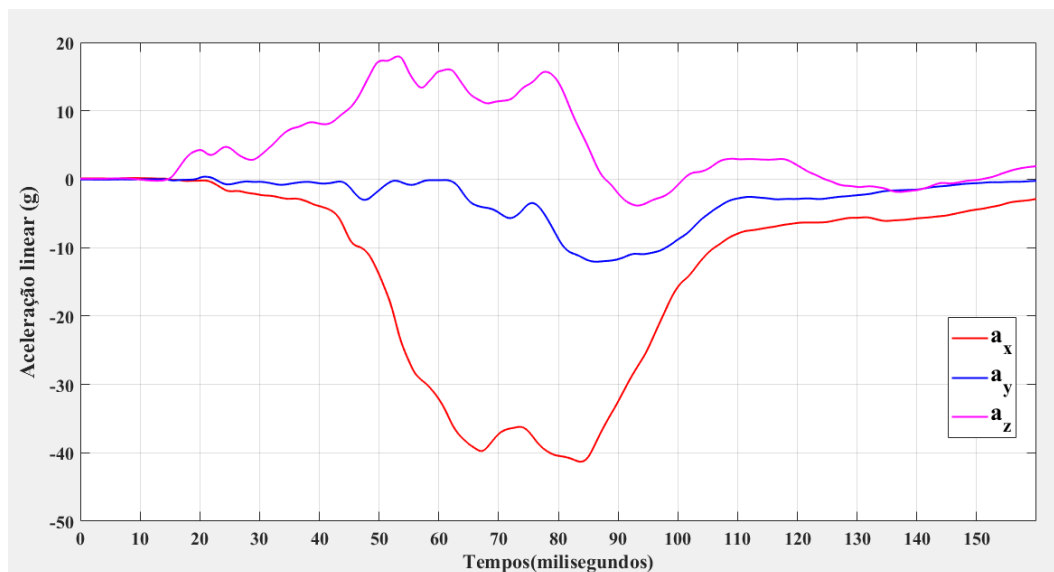
Os três veículos 3815, 2214 e 4913, repetem o comportamento notado nos veículos sem *air bag*, com a aceleração linear na direção x mais relevante do que na outras direções (y e z), contudo valores máximos, de aceleração linear na direção x, foram inferiores a 50g. O sinal não ocorre de forma tão rápida como verificado nos gráficos dos veículos sem *air bag*. A atuação do *air bag* é visível na forma como o sinal se desenvolve, mantendo valores baixos em um maior espaço de tempo. O pico de aceleração linear na direção x ocorre entre 80 ms e 120 ms para os três carros. A aceleração linear na direção z mantém um valor mais relevante do que na direção y, porque a cabeça do *dummy* faz o movimento para cima durante o impacto, contudo em valores menores, na ordem de -30g. Os três gráficos possuem comportamento bem semelhante. Os valores das acelerações lineares resultantes máximas para esses veículos foram:

**Tabela 4.2.** Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos sem *air bag*

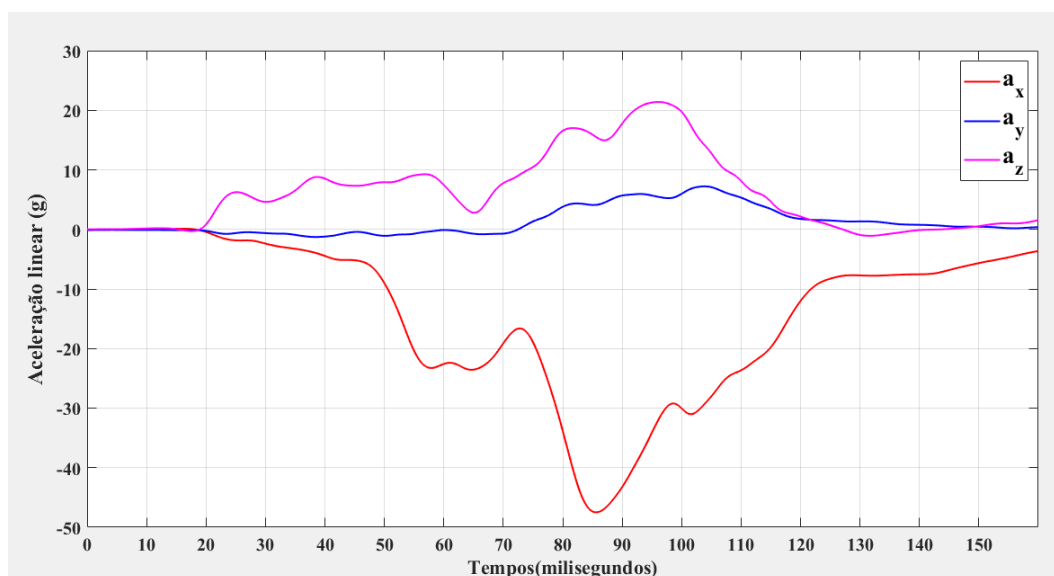
Veículo	$a_{linear-max}$ [g]
3815	40,54
2214	44,26
4913	54,15



- Acelerações Lineares - veículos que fizeram *crash test FULL FRONTAL*.



**Figura 4.7.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 10999 com air bag.



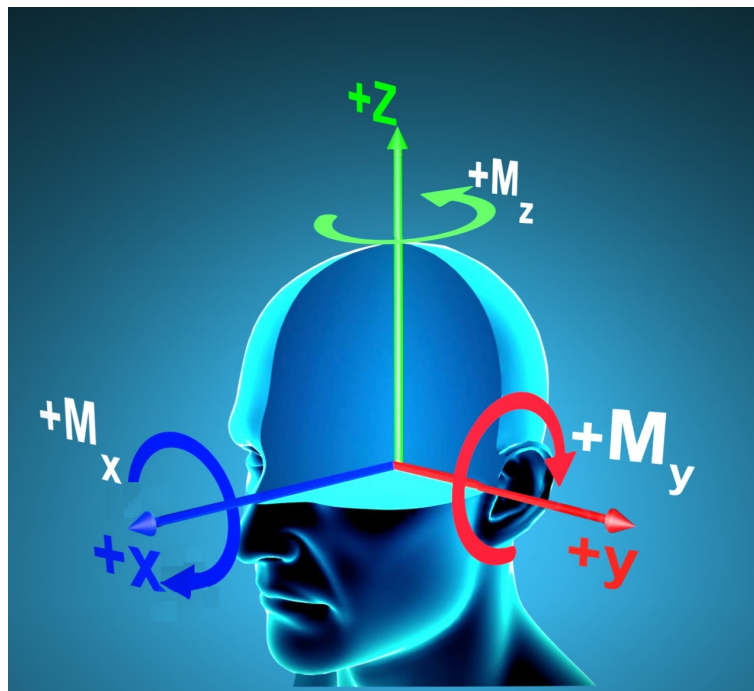
**Figura 4.8.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 09295 com air bag.

O comportamento desses veículos é bem diferente. Uma justificativa poderia ser a inversão da convenção usada para o eixo x positivo, na direção contrária ao movimento do veículo. Evidencia-se que a aceleração linear na direção x é sempre negativa e na direção z é sempre positiva. O valor de aceleração linear na direção x, repete o comportamento, mais expressivo do que nas outras direções (y e z). Para esses veículos os valores máximos, de aceleração linear na direção x, foram inferiores a 50g. Os valores das acelerações lineares resultantes máximas para esses veículos foram:

**Tabela 4.3.** Valores de aceleração linear resultante máxima para veículos - Tipo de impacto *Full Frontal*

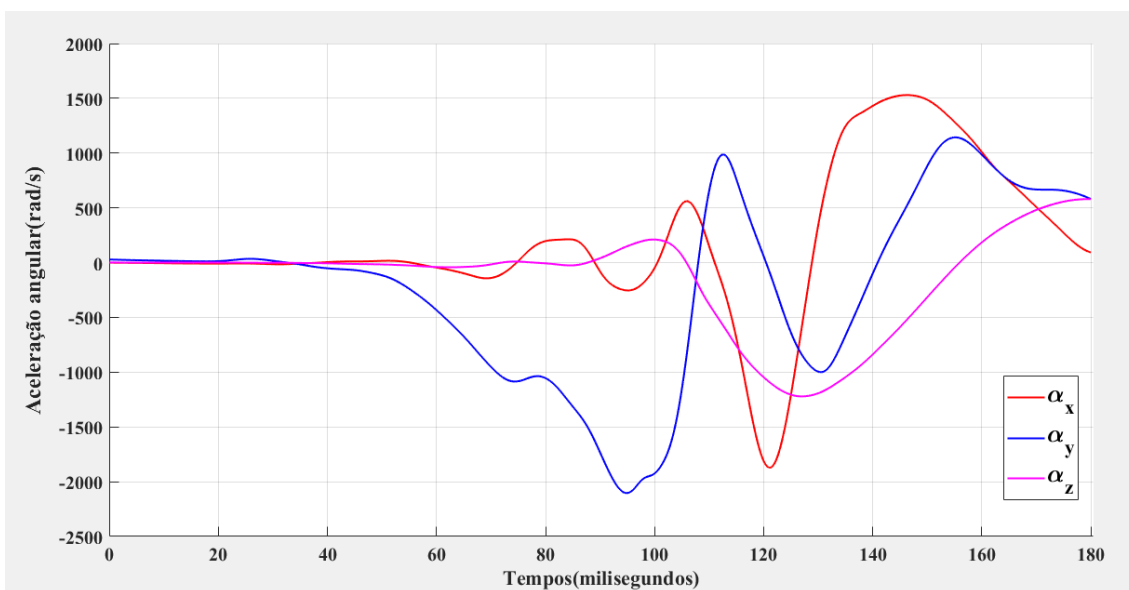
Veículo	$a_{linear-max}$ [g]
10999	43,73
09295	60,18

Antes de introduzir a análise dos sinais de aceleração angular faz-se necessário definir a convenção dos sinais para o momento fletor. A Figura 4.9 mostra como são considerados os momentos positivos e negativos. Na direção x – momento positivo é aquele em que a orelha esquerda vai na direção do ombro esquerdo; na direção y – momento positivo é aquele em que a cabeça gira para trás e queixo vai para cima; e, na direção z – momento positivo é aquele em que o queixo vai na direção do ombro esquerdo.

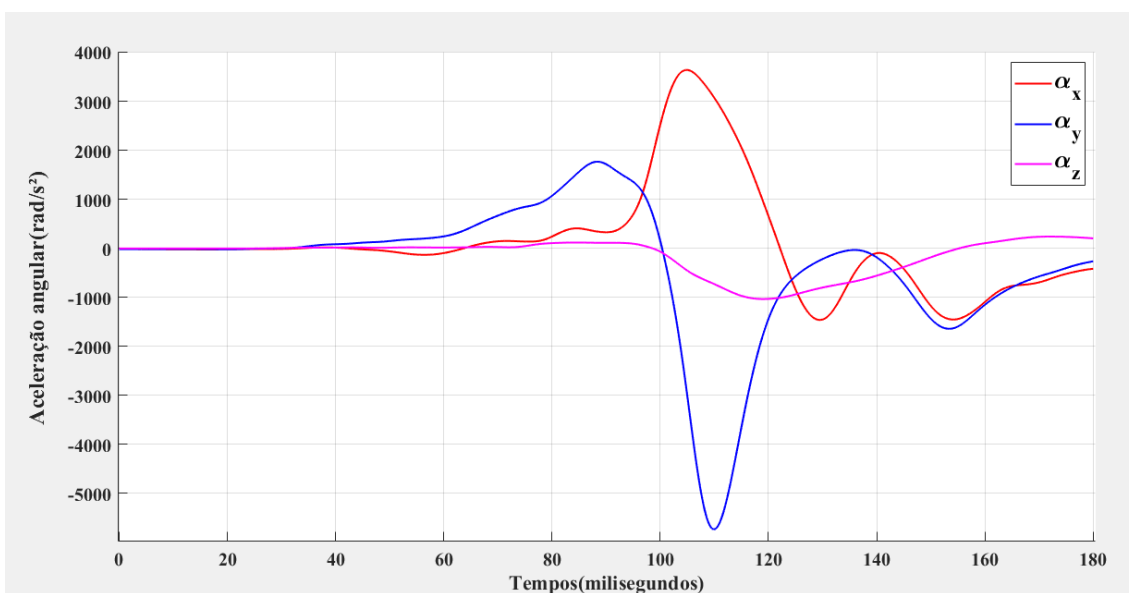


**Figura 4.9.** Convenção dos sinais para os momentos nas direções x, y e z.

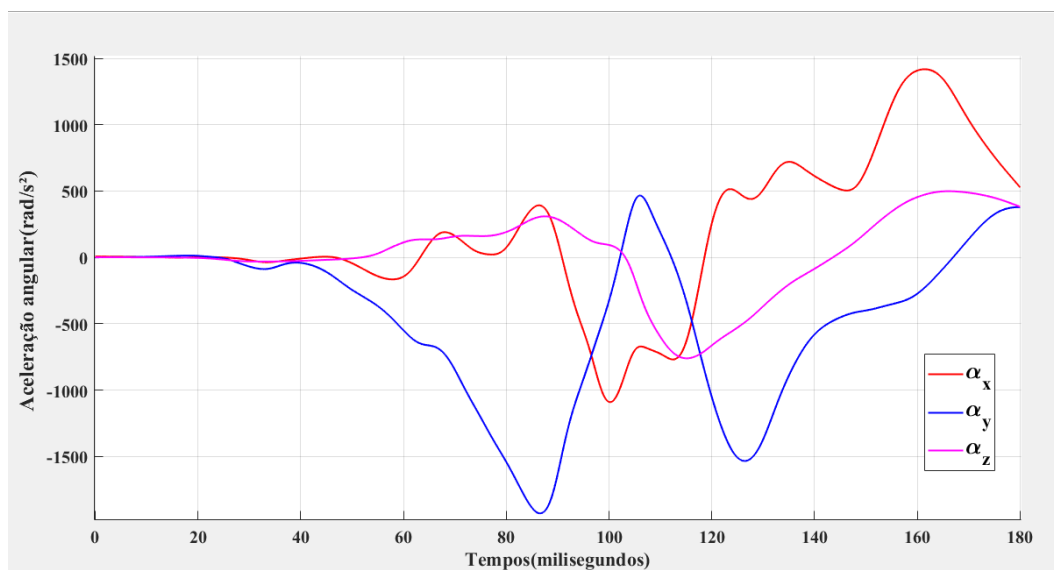
- Acelerações Angulares - veículos SEM *Air Bag*;



**Figura 4.10.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1315 sem *air bag*.



**Figura 4.11.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1814 sem *air bag*.



**Figura 4.12.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 1313 sem *air bag*.

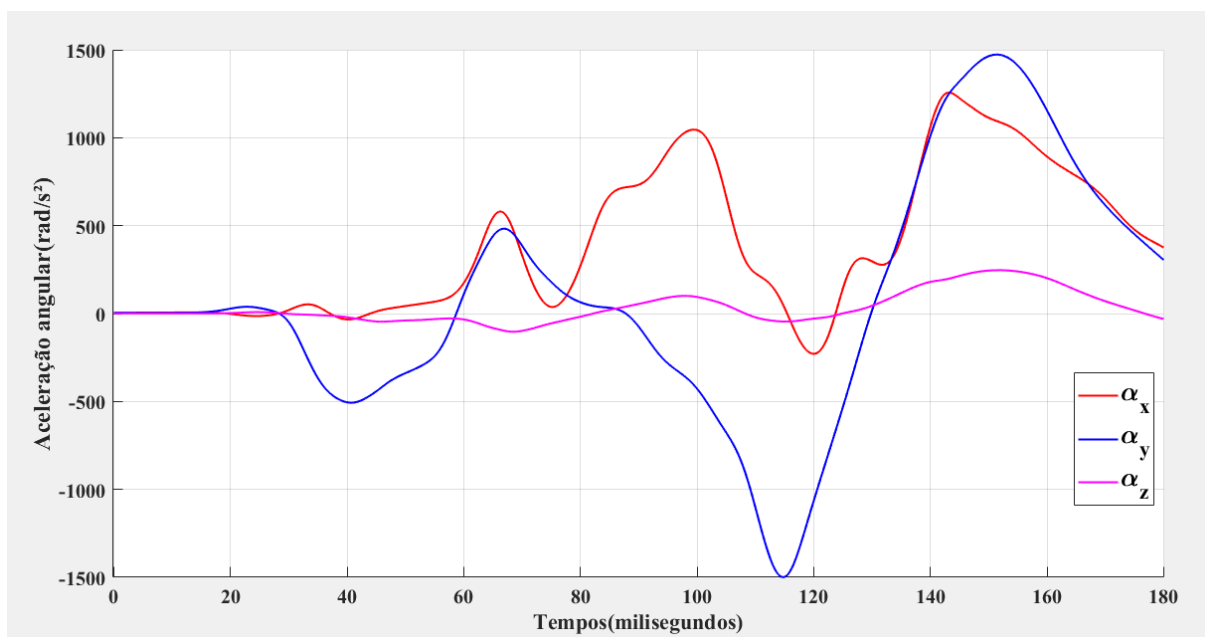
As mudanças nas direções das acelerações angulares são aleatórias, mas refletem o movimento da cabeça. É possível verificar que os valores das acelerações angulares máximas em y, são os mais expressivos. Os valores das acelerações angulares máximas em y não ocorrem no mesmo instante, t, que os valores das acelerações lineares máximas em x.

Os valores das acelerações angulares resultantes máximas para esses veículos foram:

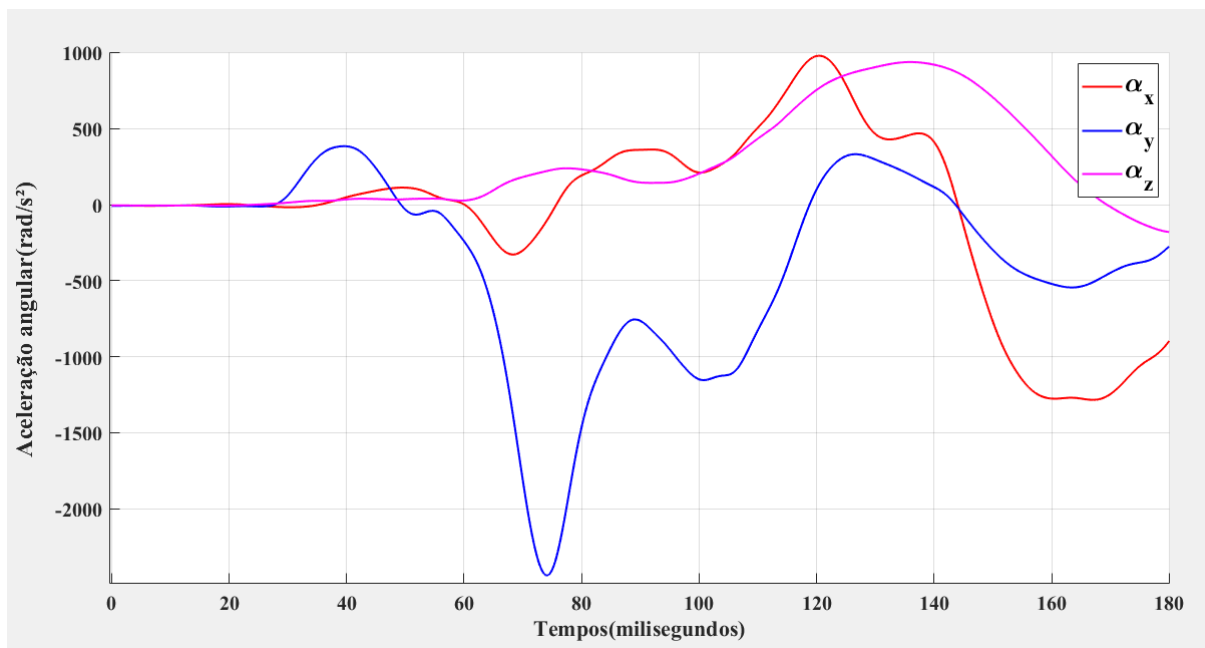
**Tabela 4.4.** Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos sem *air bag*

Veículo	$\alpha_{max}$ [rad/s <sup>2</sup> ]
1315	2.173,70
1814	6.558,60
1313	1.992,40

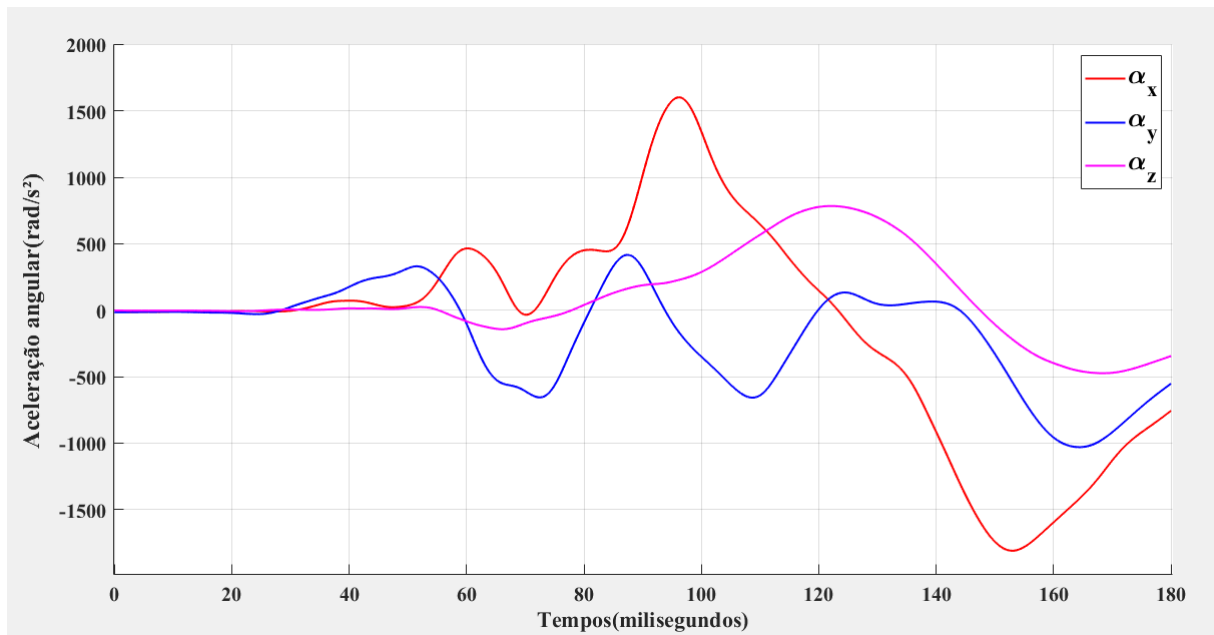
- Acelerações Angulares - veículos COM *Air Bag*;



**Figura 4.13.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 3815 com *air bag*.



**Figura 4.14.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 2214 com *air bag*.



**Figura 4.15.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: Latin NCAP 4913 com *air bag*.

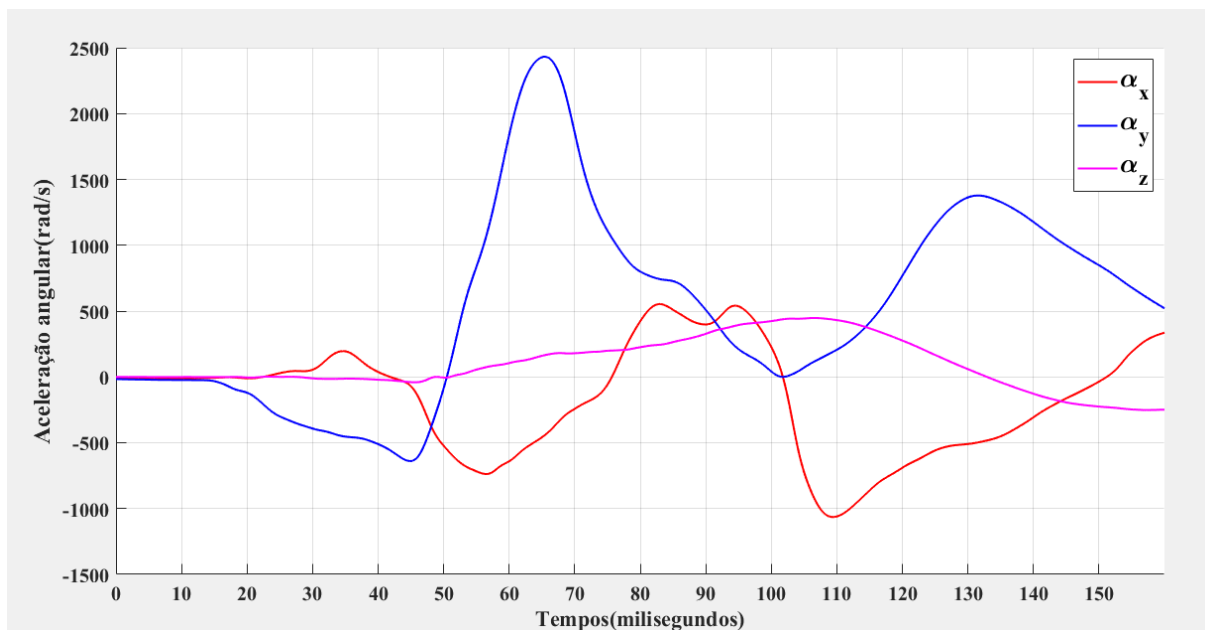
Os comportamentos se repetem, mas em uma escala de valores bem menor. As mudanças nas direções das acelerações angulares continuam aleatórias. Os valores das acelerações angulares máximas em y, são os mais expressivos, exceto para o veículo 4913. Os valores das acelerações angulares máximas em y não ocorrem no mesmo instante, t, que os valores das acelerações lineares máximas em x.

Os valores das acelerações angulares resultantes máximas para esses veículos foram:

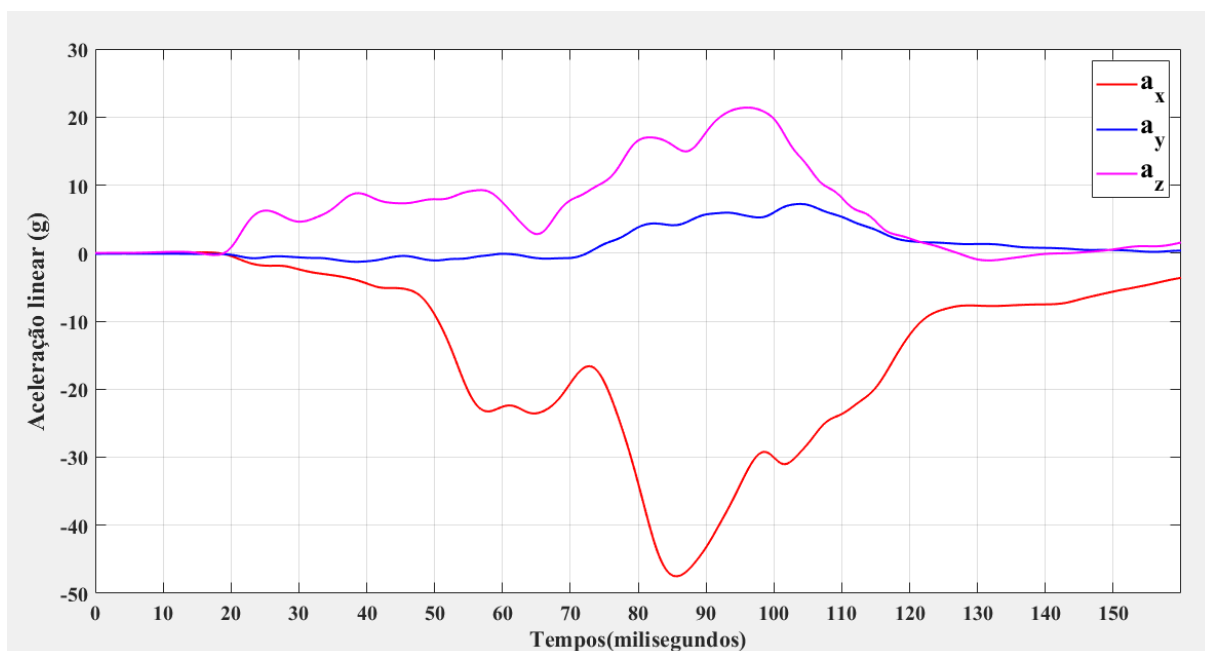
**Tabela 4.5.** Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos sem *air bag*

Veículo	$\alpha_{max}$ [rad/s <sup>2</sup> ]
3815	1.855,70
2214	2.450,40
4913	1.932,70

- Acelerações Angulares - veículos que fizeram *crash test FULL FRONTAL*.



**Figura 4.16.** Gráfico das acelerações angulares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 10999 com *air bag*.



**Figura 4.17.** Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Veículo: NHTSA 09295 com *air bag*.

O comportamento das acelerações angulares registradas para os veículos ensaiados *crash test FULL FRONTAL* é diferente entre eles. Uma justificativa para esse fato, pode ser que o veículo 10999 possui *air bag* lateral.

Os valores das acelerações angulares resultantes máximas para esses veículos foram:

**Tabela 4.6.** Valores de aceleração angular resultante máxima para veículos - Tipo de impacto *Full Frontal*

Veículo	$\alpha_{max}$ [rad/s <sup>2</sup> ]
10999	2.478,10
09295	2.117,20



A partir desses sinais, as rotinas descritas no item 5 foram executadas e os resultados obtidos foram organizados nas Tabelas 4.7 a 4.21.

#### 4.1.1 Resultados encontrados para cada veículo

1. Veículos **sem Air Bag** - Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  40% *Overlap*

**Tabela 4.7.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1315

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	113,36	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	116,32	95% de mTBI <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	2.173,70	75% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	1.362,80	AIS $\geq$ 2 $\rightarrow$ 98,03% <sup>12</sup>
BrIC	0,7732	AIS = 2 $\rightarrow$ 69,75% <sup>13</sup>
BRIC	0,7170	1 $\leq$ AIS $\leq$ 3 $\rightarrow$ Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,4698	50% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	80.369,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 $\leq$ AIS $\leq$ 4 $\rightarrow$ 95% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	1.636,80	AIS $\geq$ 3 $\rightarrow$ 92,93% <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	467,15	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	1.518.100	AIS $\leq$ 2 $\rightarrow$ 50% <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	388,06	AIS $\geq$ 2 $\rightarrow$ 24,18% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	723,77	AIS $\geq$ 3 $\rightarrow$ 27,41% <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9

**Tabela 4.8.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1315

$\omega_{max}$ (rad/s)		$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	75,01	97,02	2.173,70	AIS $\leq$ 2 <sup>20</sup>
$\omega_x$	33,00	66,25	1.871,70	
$\omega_y$	68,39	56,45	2.103,60	
$\omega_z$	35,68	42,87	1.221,30	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

**Tabela 4.9.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1814

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	107,98	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	108,95	75% de mTBI <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	6.558,60	50% de mTBI <sup>21</sup>
HIC <sub>15</sub>	1.287,10	AIS $\geq 2 \rightarrow 97,16\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,7610	AIS = 2 $\rightarrow 67,70\%$ <sup>13</sup>
BRIC	1,0740	AIS $\leq 4 \rightarrow 30\%$ de DAI <sup>14</sup>
GAMBIT	0,6009	95% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	78.117,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 $\leq$ AIS $\leq$ 4 $\rightarrow 95\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	1.596,20	AIS $\geq 3 \rightarrow 91,85\%$ <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	2.228,40	1 $\leq$ AIS $\leq$ 3 $\rightarrow 100\%$ <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	914.220	AIS $\leq 2 \rightarrow 50\%$ <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	601,16	AIS $\geq 2 \rightarrow 51,57\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	882,36	AIS $\geq 3 \rightarrow 41,72\%$ <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9 <sup>21</sup>Segundo tabela 3.5

**Tabela 4.10.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1814

$\omega_{max}$ (rad/s)	$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	73,84	97,02	AIS $\leq 5$ <sup>20</sup>
$\omega_x$	67,18	66,25	
$\omega_y$	65,67	56,45	
$\omega_z$	31,14	42,87	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

**Tabela 4.11.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 1313

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	103,09	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	105,36	75% de mTBI <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	1.992,40	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	924,47	AIS $\geq 2 \rightarrow 84,96\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,9202	AIS = 2 $\rightarrow 88,36\%$ <sup>13</sup>
BRIC	0,8037	$1 \leq \text{AIS} \leq 3 \rightarrow$ Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,4277	50% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	73.368,0	95% de mTBI <sup>16</sup> $3 \leq \text{AIS} \leq 4$ $\rightarrow 95\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	1.459,20	AIS $\geq 3 \rightarrow 87,00\%$ <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	235,54	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	1.754.600	AIS $\leq 2 \rightarrow 50\%$ <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	1.122,10	AIS $\geq 2 \rightarrow 93,81\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	2.441,30	AIS $\geq 3 \rightarrow 99,62\%$ <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9 <sup>21</sup>Segundo tabela 3.5

**Tabela 4.12.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 1313

$\omega_{max}$ (rad/s)	$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	89,28	97,02	AIS $\leq 2$ <sup>20</sup>
$\omega_x$	32,53	66,25	
$\omega_y$	85,68	56,45	
$\omega_z$	9,49	42,87	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

2. Veículos **com** *Air Bag* - Tipo de impacto frontal → 40% *Overlap*

**Tabela 4.13.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 3815

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	40,25	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	40,54	Não há <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	1.855,70	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	125,96	AIS ≥ 2 → 3,01% <sup>12</sup>
BrIC	0,7305	AIS = 2 → 62,29% <sup>13</sup>
BRIC	0,6609	1 ≤ AIS ≤ 3 → Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,2039	Não há <sup>15</sup>
HIP (kW)	29.733,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 ≤ AIS ≤ 4 → 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	243,53	AIS ≥ 3 → 3,54% <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	299,45	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	266.480	Não há <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	285,64	AIS ≥ 2 → 13,95% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	439,73	AIS ≥ 3 → 9,89% <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9

**Tabela 4.14.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 3815

$\omega_{max}$ (rad/s)		$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	70,88	97,02	1.855,70	AIS ≤ 2 <sup>20</sup>
$\omega_x$	69,39	66,25	1.257,00	
$\omega_y$	31,75	56,45	1.499,10	
$\omega_z$	6,26	42,87	246,72	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

**Tabela 4.15.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 2214

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	44,22	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	44,26	Não há <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	2.450,40	75% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	184,96	AIS ≥ 2 → 6,40% <sup>12</sup>
BrIC	0,8667	AIS = 2 → 82,96% <sup>13</sup>
BRIC	0,8049	1 ≤ AIS ≤ 3 → Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,2415	5% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	24.882,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 ≤ AIS ≤ 4 → 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	331,10	AIS ≥ 3 → 5,94% <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	259,24	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	876.500	AIS ≤ 2 → 50% <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	367,05	AIS ≥ 2 → 21,87% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	637,24	AIS ≥ 3 → 20,86% <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9.

**Tabela 4.16.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 2214

$\omega_{max}$ (rad/s)	$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	84,09	97,02	AIS ≤ 2 <sup>20</sup>
$\omega_x$	28,85	66,25	
$\omega_y$	68,53	56,45	
$\omega_z$	49,18	42,87	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

**Tabela 4.17.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 4913

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	53,91	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	54,15	Não há <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	1.932,70	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	279,40	AIS $\geq 2 \rightarrow 13,42\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,4748	Não há <sup>22</sup>
BRIC	0,4901	$1 \leq \text{AIS} \leq 3 \rightarrow$ Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,2442	5% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	30.977,0	95% de mTBI <sup>16</sup> $3 \leq \text{AIS} \leq 4$ $\rightarrow 95\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	452,22	AIS $\geq 3 \rightarrow 10,43\%$ <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	389,31	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	115.400	Não há <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	37,38	AIS $\geq 2 \rightarrow 0,05\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	74,37	AIS $\geq 3 \rightarrow 0,30\%$ <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

**Tabela 4.18.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 4913

$\omega_{max}$ (rad/s)	$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	46,07	97,02	AIS $\leq 2$ <sup>20</sup>
$\omega_x$	41,04	66,25	
$\omega_y$	34,45	56,45	
$\omega_z$	27,40	42,87	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

3. Veículos **com Air Bag** - Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  *Full Frontal*:

**Tabela 4.19.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 10999

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	43,68	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	43,73	Não há <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	2.478,10	75% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	169,29	AIS $\geq 2 \rightarrow 5,42\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,9342	AIS = 2 $\rightarrow 89,54\%$ <sup>22</sup>
BRIC	0,8540	$1 \leq \text{AIS} \leq 3 \rightarrow$ Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,2638	5% de Concussão <sup>15</sup>
HIP (kW)	24.833,0	95% de mTBI <sup>16</sup> $3 \leq \text{AIS} \leq 4$ $\rightarrow 50\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	347,64	AIS $\geq 3 \rightarrow 92,93\%$ <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	293,68	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	3.130.400	AIS $\leq 2 \rightarrow 50\%$ <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	827,00	AIS $\geq 2 \rightarrow 77,52\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	1.089,30	AIS $\geq 3 \rightarrow 61,74\%$ <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

**Tabela 4.20.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 10999

$\omega_{max}$ (rad/s)		$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	90,64	97,02	2.478,10	AIS $\leq 2$ <sup>20</sup>
$\omega_x$	28,35	66,25	1.064,00	
$\omega_y$	85,30	56,45	2.432,20	
$\omega_z$	19,95	42,87	447,58	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11

**Tabela 4.21.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 09295

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração Resultante 3ms (g)	48,97	Não há <sup>9</sup>
Pico de aceleração linear (g)	50,16	Não há <sup>10</sup>
Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	2.029,40	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	218,25	AIS ≥ 2 → 8,64% <sup>12</sup>
BrIC	0,8408	AIS = 2 → 79,78% <sup>22</sup>
BRIC	0,7518	1 ≤ AIS ≤ 3 → Não há <sup>14</sup>
GAMBIT	0,2080	Não há <sup>15</sup>
HIP (kW)	26.578,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 ≤ AIS ≤ 4 → 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	319,72	AIS ≥ 3 → 5,59% <sup>17</sup>
RIC <sub>36</sub>	172,26	Não há <sup>18</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	1.956.200	AIS ≤ 2 → 50% <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	562,04	AIS ≥ 2 → 46,31% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	752,10	AIS ≥ 3 → 29,77% <sup>17</sup>

<sup>9</sup>Segundo tabela 3.2; <sup>10</sup>Segundo tabela 3.3; <sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>14</sup>Segundo tabela 3.6; <sup>15</sup>Segundo tabela 3.7; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>18</sup>Segundo tabela 3.8; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

**Tabela 4.22.** Acelerações e Velocidades angulares nas três direções - Veículo 09295

$\omega_{max}$ (rad/s)	$\omega_{critico}$ (rad/s)	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	Probabilidade
$\omega_R$	81,58	97,02	AIS ≤ 2 <sup>20</sup>
$\omega_x$	11,93	66,25	
$\omega_y$	79,62	56,45	
$\omega_z$	16,17	42,87	

<sup>20</sup>Segundo tabela 3.11



Analisando os resultados das Tabelas 4.7 a 4.21, verificou-se alguns pontos:

- a. Alguns critérios de lesão não contribuíram para um alinhamento de valores com resultados coerentes, por exemplo, não detectaram probabilidade de lesão, enquanto outros notoriamente indicaram risco de lesão. Dessa forma, novas tabelas serão construídas com a exclusão desses critérios para uma comparação mais eficaz.
- b. Os veículos de maior interesse são os pertencentes as tabelas 4.13; 4.15; 4.17; 4.19; e, 4.21, por se tratarem de veículos com *Air Bag* que refletem o design da maioria dos carros populares à venda em países como o Brasil e por terem baixa probabilidade de lesão associada a aceleração linear por meio do HIC, uma vez que o critério proposto quer contribuir, a fim de alertar que a baixa probabilidade de lesão associada ao HIC não está considerando a previsão de lesão por componentes angulares.
- c. A análise dos veículos sem *Air Bag* não será incluída - apenas - nessa análise comparativa dos critérios de lesão, porque já serviu ao seu propósito. Os critérios de lesão calculados para os veículos sem *air bag* atingiram altos patamares de risco de lesão na cabeça e no cérebro. No atual contexto de segurança veicular, veículos sem *Air Bag* não são aceitos para avaliação de segurança por meio de *crash tests* pelo Latin NCAP, porque, como pode ser visto pelos valores medidos nesse estudo, os critérios de lesão calculados apontam para o alto risco de lesão na cabeça e no cérebro. O critério proposto por esse estudo corrobora essa evidência, nos veículos sem *Air Bag*, quando detecta uma probabilidade de lesão associada às componentes angulares que, uma vez somada as previsões de lesão do HIC extrapolam qualquer porcentagem de lesão, porque o risco de lesão detectado pela aceleração linear, por meio do HIC já é próximo de 100%. No item 4.3 será feita uma comparação entre os valores de HIC<sub>15</sub> e AHIC<sub>15</sub> para os veículos sem *Air Bag* e no item 4.4 será feita uma análise da efetividade do impacto para os veículos sem *Air Bag*.

Critérios de lesão que serão excluídos da análise comparativa:

- i. Aceleração Resultante 3ms - os carros testados nesse estudo, a exceção dos veículos sem *air bag*, tiveram um desempenho bom, conquistando estrelas na avaliação do Latin NCAP e sendo aprovados nos testes da NHTSA. Veículos com esse perfil não atingem 116g para  $A_{3ms}$ . Com isso, esse critério, dificilmente, terá impacto para previsão de lesão leve ou moderada;
- ii. Pico de aceleração linear - de forma semelhante a Aceleração Resultante 3ms, para a análise dos veículos 4.13; 4.15; 4.17; 4.19; e, 4.21, esse critério não detectou risco de lesão.

- iii. BRIC - detectou probabilidade de lesão apenas para o veículo 1814, com um valor acima de 1,0, indicando 30% de probabilidade de DAI. Infere-se que o valor de referência, talvez, esteja muito alto (0,901 para o limite inferior) e com um intervalo de atuação muito curto (de 0,901 - para lesão moderada; e, de 1,0 - para lesão severa), ou seja, 0,901 para a previsão de uma lesão leve ou moderada e em uma curta faixa de valores já prevê uma lesão severa como a DAI com AIS = 4.
- iv. GAMBIT - acusa pouca detecção de risco de lesão (de 5%), ou não acusa nenhum risco mesmo para veículos sem *air bag*.
- v. RIC<sub>36</sub> - seguindo o comportamento do BRIC, registrou probabilidade de lesão apenas para o veículo 1814. Evidencia-se a mesma falta de sensibilidade do BRIC, não registrando risco de lesão, mesmo em casos de alto risco, como na ausência do *air bag*.

## 4.2 SÍNTESE DOS RESULTADOS

Nessa seção as tabelas foram editadas e tiveram os preditores que não detectaram risco de lesão conforme explicado em 4.1.1 excluídos. Apenas os veículos **com** *air bag* serão listados.

### 1. Tipo de impacto frontal → 40% *Overlap*:

- 3815

**Tabela 4.23.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 3815

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração angular	1.855,70	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	125,96	AIS ≥ 2 → 3,01% <sup>12</sup>
BrIC	0,7305	AIS = 2 → 62,29% <sup>13</sup>
HIP	29.733,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 ≤ AIS ≤ 4 → 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	243,53	AIS ≥ 3 → 3,54% <sup>17</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	266.480	Não há <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	285,64	AIS ≥ 2 → 13,95% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	439,73	AIS ≥ 3 → 9,89% <sup>17</sup>

<sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9.

Nota-se uma diferença importante entre a probabilidade de lesão medida pelo HIC (tanto o  $HIC_{15}$  como o  $HIC_{36}$ , ambos têm comportamento similar) e as probabilidades de lesão medidas para outros critérios. O BrIC é um critério que teve em sua base de criação, o uso de modelos em elementos finitos, alimentados com dados escalonados de animais, para as seguintes variáveis: Medida do Dano por Deformação Cumulativa do inglês *Cumulative Strain Damage Measure* (CSDM) e Deformação Principal Máxima do inglês *Maximum Principal Strain* (MPS). Para o estudo dessas variáveis, o crânio e o cérebro são considerados corpos rígidos e o movimento relativo entre os dois representa uma forma de deformação e, conseqüente lesão. O HIC surgiu de estudos nos quais se testava a ocorrência de fraturas lineares no crânio. As particularidades, de cada método utilizado para a criação do critério de lesão, podem justificar as diferenças entre as probabilidades de lesão calculadas nesse estudo. O critério proposto nessa pesquisa, registra valores maiores e mais razoáveis de risco de lesão, que podem ser interpretado de duas formas:

- 1 O complemento do risco proveniente das componentes angulares (velocidade e aceleração), que o HIC não considera; e,
- 2 A consideração de que o cérebro está dentro da caixa craniana, sujeito a atuação das componentes angulares.

Pode-se inferir do segundo item acima listado que o BrIC pode estar superestimado. A aceleração angular (como primeiro critério de lesão listado na tabela 4.23) aponta um risco de concussão na ordem de 50%, o que é bem razoável e não se contrapõe ao AHIC, pois a concussão é a lesão leve mais comum em impactos frontais. A  $P(3 \leq AIS \leq 4)$  para HIP = 95% demonstra estar superestimada para todos os carros, tanto em termos de mTBI, (pois sabe-se que concussão é classificada como uma mTBI) quanto em termos de lesões severas ( $3 \leq AIS \leq 4$ ). Esse fato pode ser verificado se a  $P(AIS \geq 3)$  para  $AHIC_{15}$  for calculada, a fim de trazer um valor de referência para comparar com a  $P(AIS \geq 3)$  para HIP.  $P(AIS \geq 3)$  para  $AHIC_{15} = 4,59\%$  (segundo Equação 2.27) e  $P(AIS \geq 3)$  para  $HIC_{15} = 1,09\%$  (segundo Equação 2.27).

**Tabela 4.24.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 2214

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração angular	2.450,40	75% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	184,96	AIS $\geq 2 \rightarrow 6,40\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,8667	AIS = 2 $\rightarrow 82,96\%$ <sup>13</sup>
HIP	24.882,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 $\leq$ AIS $\leq$ 4 $\rightarrow 50\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	331,10	AIS $\geq 3 \rightarrow 5,94\%$ <sup>17</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	876.500	AIS $\leq 2 \rightarrow 50\%$ <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	367,05	AIS $\geq 2 \rightarrow 21,87\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	637,24	AIS $\geq 3 \rightarrow 20,86\%$ <sup>17</sup>

<sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>13</sup>Segundo a média definida em 2.60 a 2.64; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9.

De forma semelhante, nota-se uma diferença considerável entre a probabilidade de lesão medida para o HIC (tanto o HIC<sub>15</sub> como o HIC<sub>36</sub>) e as probabilidades de lesão medidas para outros critérios. Corrobora-se a inferência de que o BrIC pode estar superestimado. A aceleração angular aponta um risco de concussão na ordem de 75%, o que é razoável, dado que a performance do carro no teste indica que o impacto afetou mais os critérios de lesão, aumentando os valores de forma geral. O HIP continua se demonstrando superestimado. Nesse caso AHIC<sub>15</sub> aponta para uma probabilidade de 7,06% para AIS  $\geq 3$  e HIC<sub>15</sub> para 2,22% para AIS  $\geq 3$ . Interessante notar a manifestação do critério de lesão - PRHIC<sub>36</sub>. Vale ressaltar que a probabilidade de ocorrência desse preditor é para AIS  $\leq 2$ . O PRHIC<sub>36</sub> prevê lesões inferiores a AIS = 2, ou seja, um indicador de 50% de ocorrência de lesões leves e moderadas. Atua como um complementar.

- 4913

**Tabela 4.25.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 4913

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração angular	1.932,70	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	279,40	AIS $\geq 2 \rightarrow 13,42\%$ <sup>12</sup>
BrIC	0,4748	Não há <sup>22</sup>
HIP	30.977,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 $\leq$ AIS $\leq$ 4 $\rightarrow 95\%$ <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	452,22	AIS $\geq 3 \rightarrow 10,43\%$ <sup>17</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	115.400	Não há <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	37,38	AIS $\geq 2 \rightarrow 0,05\%$ <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	74,37	AIS $\geq 3 \rightarrow 0,30\%$ <sup>17</sup>

<sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

Esse veículo demonstrou um resultado atípico. Ao que tudo indica, as componentes da aceleração rotacional não promoveram riscos a ponto de registrar valores relevantes para a probabilidade de lesão. Tanto o BrIC que possui em sua equação as componentes das velocidades angulares, como o AHIC<sub>15</sub> que possui em sua equação as componentes da aceleração e da velocidade angulares, não detectaram valores consideráveis. Uma outra hipótese é que este seja "um ponto fora da curva", por algum erro de medição durante o ensaio. O HIP continua se demonstrando superestimado e esse carro reforça esse entendimento, uma vez que não aponta para riscos de lesão por nenhum dos motivos estudados: componentes translacionais e rotacionais.

2. Tipo de impacto frontal  $\rightarrow$  *Full Frontal*:

- 10999

**Tabela 4.26.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 10999

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração angular	2.478,10	75% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	169,29	AIS $\geq$ 2 $\rightarrow$ 5,42% <sup>12</sup>
BrIC	0,9342	AIS = 2 $\rightarrow$ 89,54% <sup>22</sup>
HIP	24.833,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 $\leq$ AIS $\leq$ 4 $\rightarrow$ 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	347,64	AIS $\geq$ 3 $\rightarrow$ 92,93% <sup>17</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	3.130.400	AIS $\leq$ 2 $\rightarrow$ 50% <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	827,00	AIS $\geq$ 2 $\rightarrow$ 77,52% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	1.089,30	AIS $\geq$ 3 $\rightarrow$ 61,74% <sup>17</sup>

<sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

Ambos os veículos testados em impacto *Full Frontal* apresentaram valores maiores do que os veículos testados em impacto 40% *Overlap*. Em ambos os casos, o AHIC<sub>15</sub> mostrou-se mais expressivo que o HIC<sub>15</sub> conseguindo comprovar que é uma contribuição que deve ser considerada. Os demais preditores comportaram-se de forma semelhante aos carros anteriormente analisados. Aceleração angular  $\rightarrow$  razoável; P(AIS $\geq$ 2) = 5,42% para HIC<sub>15</sub>  $\rightarrow$  distante dos outros preditores, por exemplo, P(AIS $\geq$ 2) = 77,52% para AHIC<sub>15</sub>; P(AIS=2) = 89,54% para BrIC  $\rightarrow$  superestimado; e, P(mTBI) = 95% para HIP  $\rightarrow$  superestimado. Um aspecto interessante do PRHIC<sub>36</sub> é que o referencial de lesão desse preditor indica uma probabilidade de 50% de ocorrência de lesões para AIS  $\leq$  2 se PRHIC<sub>36</sub> = 8,70 . 10<sup>5</sup>. Esse referencial impede o preditor de graduar ou de intensificar o risco de lesão caso esse valor seja 5, 6, 10 vezes maior do que 8,70 . 10<sup>5</sup>. Podemos evidenciar isso no veículo 10999. O valor de PRHIC<sub>36</sub> = 3.130.400 faz referência a mesma probabilidade de lesão de um valor muito menor do que esse. A equação definida para o cálculo da probabilidade de lesão de HIC<sub>36</sub> (Equação 2.29) para proposta por Mariotti et. al. [54] não se demonstrou eficaz, trazendo valores de previsão de lesão muito próximos de HIC<sub>15</sub>, e como consequência, não é aconselhável o uso de HIC<sub>36</sub> e AHIC<sub>36</sub> com essa reformulação.

- 09295

**Tabela 4.27.** Resultados para probabilidades de lesão - Veículo 09295

Critério de lesão		Probabilidade
Aceleração angular	2.029,40	50% de Concussão <sup>11</sup>
HIC <sub>15</sub>	218,25	AIS ≥ 2 → 8,64% <sup>12</sup>
BrIC	0,8408	AIS = 2 → 79,78% <sup>22</sup>
HIP	26.578,0	95% de mTBI <sup>16</sup> 3 ≤ AIS ≤ 4 → 50% <sup>16</sup>
HIC <sub>36</sub>	319,72	AIS ≥ 3 → 5,59% <sup>17</sup>
PRHIC <sub>36</sub>	1.956.200	AIS ≤ 2 → 50% <sup>19</sup>
Critério proposto pela pesquisa		Probabilidade
AHIC <sub>15</sub>	562,04	AIS ≥ 2 → 46,31% <sup>12</sup>
AHIC <sub>36</sub>	752,10	AIS ≥ 3 → 29,77% <sup>17</sup>

<sup>11</sup>Segundo tabela 3.4; <sup>12</sup>Segundo a equação 2.22; <sup>16</sup>Segundo tabela 3.10; <sup>17</sup>Segundo a equação 2.29; <sup>19</sup>Segundo tabela 3.9; <sup>22</sup>Para valores de BrIC inferiores a 0,51 as equações não conseguem calcular probabilidade de lesão.

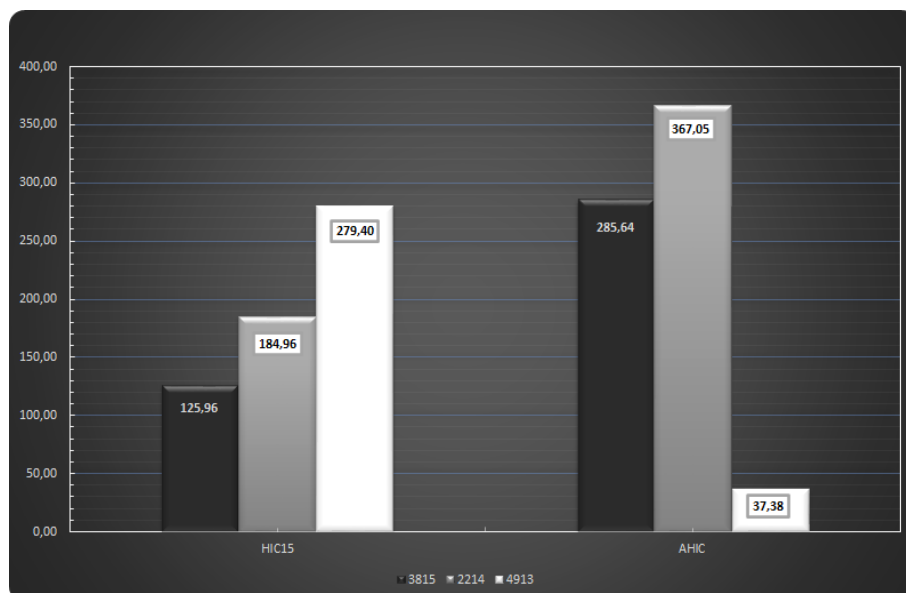
**Tabela 4.28.** Análise Comparativa: 10999 x 09295

Veículo 10999	
$\alpha_{max} = 2.478,10 \text{ rad/s}^2$	HIC <sub>15</sub> = 169,29
Veículo 09295	
$\alpha_{max} = 2.029,40 \text{ rad/s}^2$	HIC <sub>15</sub> = 218,25

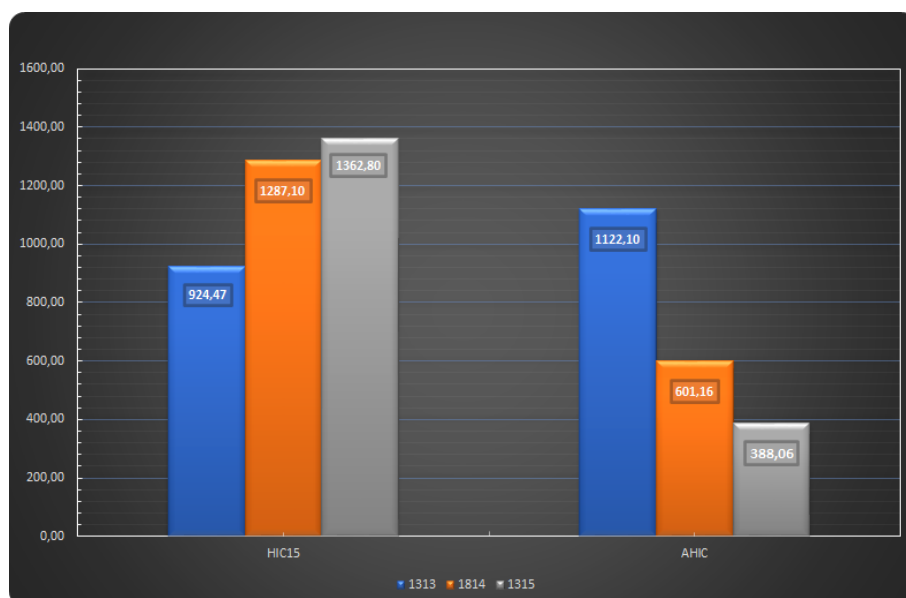
Comparando os dois veículos testados para impacto *Full Frontal* percebe-se que, cada carro deve ser analisado de forma individual. O fenômeno da colisão frontal é aleatório. Na Tabela 4.28 é possível verificar que  $\alpha_{10999} \geq \alpha_{09295}$ , em contrapartida,  $HIC_{10999} \leq HIC_{09295}$ , ou seja, veículos que demonstram maior risco de lesão com origem nas componentes cinemáticas lineares não necessariamente indicarão alto risco originado das componentes da cinemática rotacional e vice-versa.

### 4.3 GRÁFICOS COMPARATIVOS - HIC VERSUS AHIC

Os gráficos das Figuras 4.18 e 4.19 mostram como se comporta a contribuição do HIC<sub>15</sub> e do AHIC para os veículos testados pelo Latin NCAP com e sem *Air Bags*.



**Figura 4.18.** Comparação do HIC<sub>15</sub> com o AHIC para os veículos **com** *Air Bag* - Janela de integração de 15 ms



**Figura 4.19.** Comparação do HIC<sub>15</sub> com o AHIC para os veículos **sem** *Air Bag* - Janela de integração de 15 ms

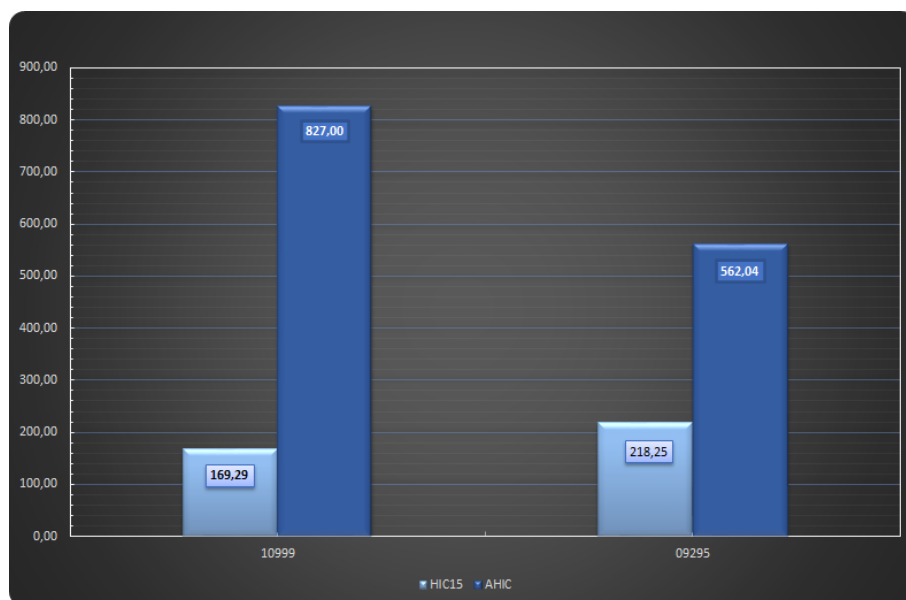
Essas figuras mostram nitidamente como o HIC<sub>15</sub> responde bem a componente linear da aceleração, mas não responde bem a componente rotacional e evidencia o quanto HIC<sub>15</sub> precisa de um complemento para apontar os riscos que a velocidade e a aceleração



angulares podem trazer de lesão ao cérebro. O veículo 3815 teve ótimo desempenho com  $HIC_{15}$  e um desempenho não tão bom em termos rotacionais (com AHIC). O mesmo ocorreu com o veículo 2214. Entretanto, o veículo 4913 teve um desempenho não tão bom (se comparado aos dois veículos citados anteriormente) para  $HIC_{15}$ , mas o AHIC não indicou risco advindo das componentes angulares. Entre os veículos com *air bag* testados pelo Latin NCAP, a resposta mais expressiva do AHIC foi para o veículo 2214. Acredita-se que esse percentual maior pode ser justificado pelo ricochete que o impacto promove na cabeça do *dummy*. São dois movimentos intensos nas direções x (aprox. - 6.000 rad/s<sup>2</sup>) e y (aprox. 4.000 rad/s<sup>2</sup>), registrados pela Figura 4.11 entre 100 e 120 ms. As Figuras 4.18 e 4.19 tornam evidente que:

- O bom desempenho de um veículo em termos de aceleração linear ( $HIC_{15}$ ) não implica que o veículo terá um bom desempenho em termos de aceleração rotacional AHIC.
- O desempenho ruim de um veículo em termos de aceleração linear ( $HIC_{15}$ ) não implica que o veículo terá um desempenho ainda pior em termos de aceleração rotacional AHIC.

O gráfico da Figura 4.20 mostra como se distribui a contribuição do  $HIC_{15}$  e do AHIC para os veículos testados pela NHTSA.

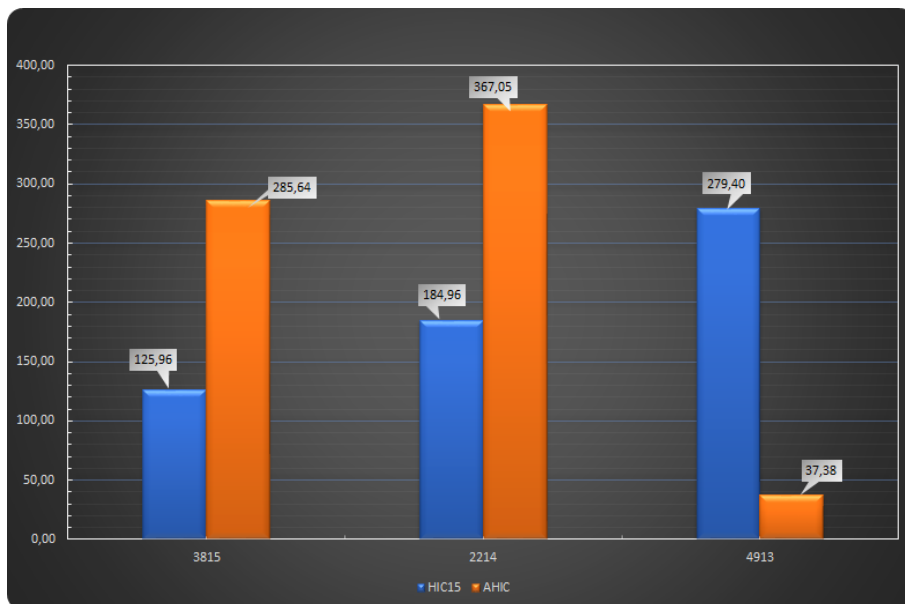


**Figura 4.20.** Comparação do  $HIC_{15}$  com o AHIC para os veículos de teste *Full Frontal* NHTSA - Janela de integração de 15 ms

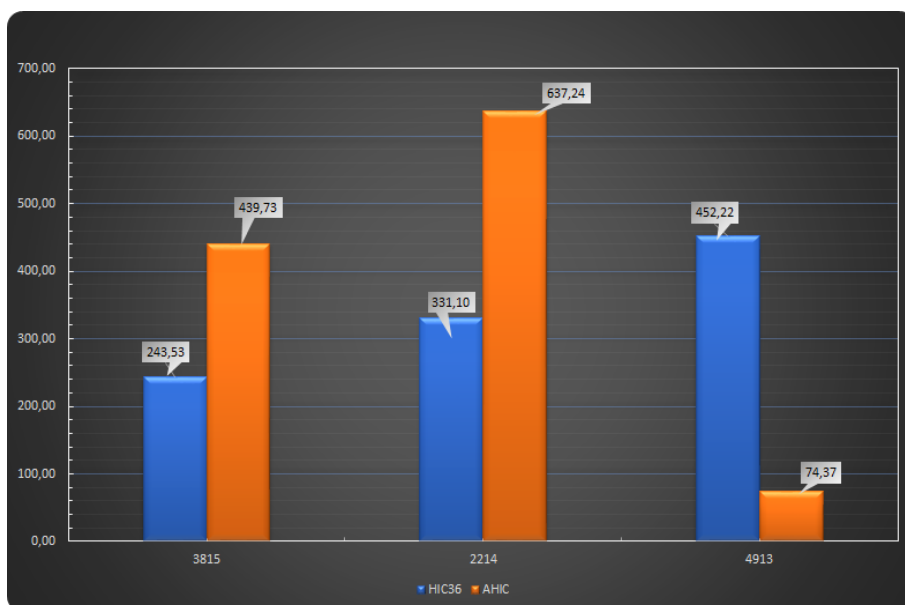
A resposta do AHIC refletindo a influência das componentes angulares (aceleração e velocidade) é mais expressiva em veículos com impacto *Full Frontal*. A Figura 4.20

corroborar a conclusão feita para os veículos testados pelo Latin NCAP, pois o desempenho bom do veículo, em termos de aceleração linear ( $HIC_{15}$ ), não implica em bom desempenho, em termos de aceleração rotacional (centrípeta e tangencial).

Os gráficos das Figuras 4.21 e 4.22 mostram como o  $HIC_{36}$  reflete o mesmo comportamento do  $HIC_{15}$  para os veículos testados pelo Latin NCAP com *Air Bags*.



**Figura 4.21.** Valores de  $HIC_{15}$  e de AHIC para os veículos Latin NCAP com *Air Bag* - Janela de integração de 15 ms



**Figura 4.22.** Valores de  $HIC_{36}$  e de AHIC para os veículos Latin NCAP com *Air Bag* - Janela de integração de 36 ms

As variações no tamanho da janela de integração afetam os critérios que dependem

da janela de integração como o  $HIC_{15}$ ,  $HIC_{36}$ ,  $RIC_{36}$ ,  $PRHIC_{36}$ ,  $AHIC_{15}$  e o  $AHIC_{36}$ .

#### 4.4 ANÁLISE DAS ACELERAÇÕES 3MS

Nessa seção serão discutidos os valores das acelerações máximas - translacional e rotacional - coletadas em janelas de 3 ms. Esse é o critério de aceleração citado em 2.5.1. Para o  $HIC_{15} < 700$  tem-se que a aceleração translacional -  $A_{3ms}$  - não pode exceder 80 g. Os cálculos de  $A_{3ms}$  e de  $\alpha_{3ms}$  tiveram rotinas específicas no MATLAB®.

A Tabela 4.29 mostra os valores de acelerações encontrados e o percentual de aplicação efetiva do impacto na cabeça. Como explicado em 2.6.5, a aplicação efetiva do impacto relaciona o valor da aceleração medida em um intervalo de tempo de 3 ms e a aceleração máxima resultante. A razão entre essas duas medidas, em termos percentuais, indica quantos segundos dentro do intervalo de tempo de 3ms a aceleração máxima esteve atuante.

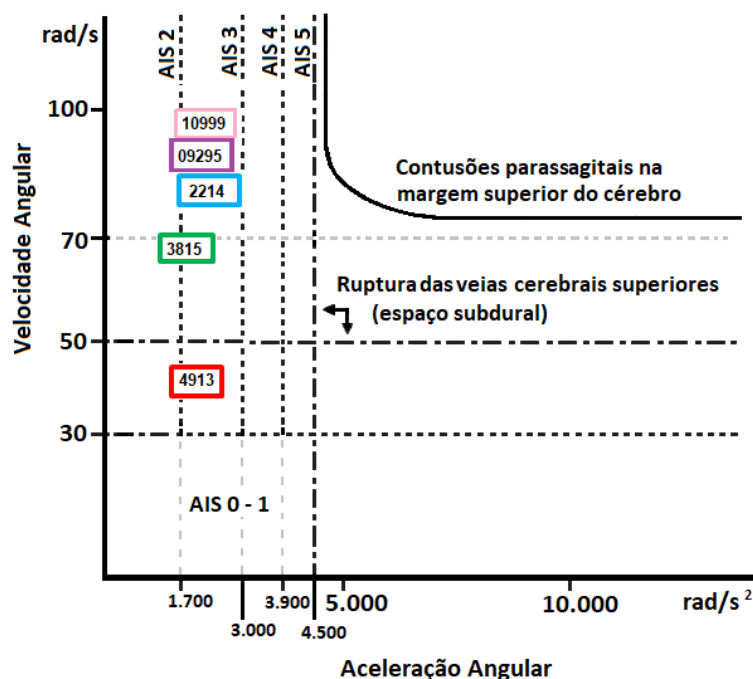
**Tabela 4.29.** Efetividade do impacto

Situação	Veículos	$A_{3ms}$ (g)	$A_{3ms}/A_{max}$	$\alpha_{3ms}$ (rad/s <sup>2</sup> )	$\alpha_{3ms}/\alpha_{max}$
Com	Veículo 3815	40,25	99%	1.848,20	100%
<i>AIR</i>	Veículo 2214	44,22	100%	2.402,20	98%
<i>BAG</i>	Veículo 4913	53,91	100%	1.926,20	100%
Sem	Veículo 1315	113,36	97%	2.144,00	99%
<i>AIR</i>	Veículo 1814	107,98	99%	6.468,30	99%
<i>BAG</i>	Veículo 1313	103,09	98%	1.955,40	98%

É possível perceber que tanto a aceleração translacional como a aceleração angular mantiveram-se efetiva pelos 3 ms. Pincemaille et al. em [83] criou um referencial de acelerações angulares da ordem de 16.000 rad/s<sup>2</sup> que geravam  $\alpha_{3ms}$  da ordem de 4.900 rad/s<sup>2</sup> com aplicação efetiva menor de 1 ms. O estudo de Pincemaille et al. alertou para o fato de que o valor da aceleração máxima gerada não é tão importante quanto o tempo que essa aceleração está de fato gerando movimento cerebral. Para esclarecer se esse fato ocorre em *crash tests*, foram realizados os cálculos da Tabela 4.29. Saber o quanto um valor de aceleração está efetivamente aplicado à cabeça evita conclusões de que os valores de pico encontrados não são perigosos porque poderiam não estar efetivamente aplicados no intervalo de 3ms.

## 4.5 LOCALIZAÇÃO DOS VEÍCULOS NA CURVA DOS LIMITES PROPOSTOS

Dada a Figura 2.17 uma correlação importante a ser feita é a localização dos veículos que temos os dados dentro dessa curva. A Figura 4.23 localiza os veículos em suas posições conforme os valores da Tabela 4.30:



**Figura 4.23.** Localização dos veículos na Curva com os limites propostos para Lesões x AIS.

**Tabela 4.30.** Acelerações angulares e Velocidades angulares dos veículos com *AIR BAG*

Situação	Veículo	$\alpha_{max}$ (rad/s <sup>2</sup> )	$\omega_{max}$ (rad/s)
Com <i>air bag</i>	3815	1.855,70	70,88
	2214	2.450,40	84,09
	4913	1.932,70	46,07
	10999	2.478,10	90,64
	09295	2.029,40	81,58

É válido salientar que a Tabela 2.2 associou Códigos AIS para  $\omega \geq 30$  rad/s. Apesar das acelerações angulares máximas mostradas na Tabela 4.30 estarem abaixo da aceleração considerada não segura ( $\alpha_{max} = 4.500$  rad/s<sup>2</sup>), Prasad et al. [86] corroborando Ommaya [69] alertam para os riscos associados a  $\omega \geq 30$  rad/s.

## 5 CONCLUSÃO

A motivação desse estudo encontra-se tanto nos dados de: porcentagem de sinistros provocados por automóveis e do número total de vítimas (número de feridos/ilesos + números de óbitos), quanto no questionamento em torno de quais lesões (leves e moderadas) podem acometer uma vítima de sinistro de trânsito em um impacto frontal entre veículos que foram aprovados em Programas de Avaliação para Carros Novos, do inglês *New Car Assessment Program* - NCAPs. Investigações nesse contexto devem ser uma constante, a fim de propor medidas para mitigar o impacto de lesões cerebrais em feridos de forma leve ou moderada.

Apesar do desenvolvimento da WSTC ter cerca de 60 anos, ela é a principal fonte de informações sobre tolerância a lesões na cabeça usadas pela comunidade de segurança automotiva. Dentro da vasta gama de autores pesquisados, evidencia-se que a função de risco do HIC não se relaciona com a lesão cerebral de maneira eficaz.

A intenção desse trabalho é aprimorar o uso do HIC como preditor de lesões cerebrais, propondo um complemento no cálculo do HIC a fim de que haja uma previsão da influência que as acelerações tangenciais e centrípetas têm como componentes da aceleração rotacional e a importância dessas acelerações como produtoras de lesões que comprometem a qualidade de vida do motorista após uma colisão frontal entre veículos.

Diferentemente das situações de TBI severas, a maior preocupação com as mTBI não é se o paciente irá morrer, ou se ficará em estado vegetativo, ou severamente incapacitado. A maioria dos pacientes submetidos a mTBI sobrevivem, pois o grau das lesões é de cunho reversível. A questão é a relação entre mTBI (Lesões Cerebrais Traumáticas Leves do inglês *Mild Traumatic Brain Injury*) e doenças como distúrbios de sono, de memória, de cognição, de atenção, a instabilidade emocional, visão prejudicada, dor de cabeça crônica entre outros [38]. A lacuna de fortes evidências de comprometimento neurológico leva a classe médica a subestimar o significado destes sintomas [4].

Esse estudo evidenciou de forma simples e objetiva, que a propositura de um complemento ao HIC permitirá que a probabilidade de lesão associada ao conjunto das componentes lineares e angulares traga uma previsão de lesão mais próxima da realidade.

A pesquisa propôs um complemento para o HIC, implementou e avaliou a interação

dessa complementação com outros critérios de lesão cerebral que foram criados ao longo dos anos como o GAMBIT, o HIP, o RIC, o BRIC e o BrIC.

Infere-se que as diferenças entre os valores das probabilidades de lesão para alguns preditores pode se dar pela forma como os estudos foram embasados na criação do preditor. Por exemplo:

- BrIC - escalonamento de pesquisas realizadas em animais de deformação do tecido cerebral levadas a um modelo de elementos finitos. Tanto o escalonamento pode estar inconsistente como o modelo em elementos finitos do cérebro precise ser aprimorado;
- HIP - choque entre cabeças de jogadores de futebol da NFL com capacetes. O HIP demonstrou-se superestimado por ter sido criado de um estudo que precise de tal fator de segurança, uma vez que o contato entre cabeças, ainda que protegido por capacetes é mais danoso ao cérebro do que o movimento reativo gerado pela cabeça como consequência da inércia da colisão veicular.

Conclui-se ainda que o fenômeno da colisão é aleatório. Comparar veículos com diferentes desenhos/tamanhos (sedan x *hatch* x *station wagon*) ou diferentes disposições de *air bag* gera incoerência nos resultados. Alguns dos estudos lidos durante a feitura dessa dissertação, usaram essas comparações para validar critérios de lesão e esse fato pode ter gerado esse distanciamento entre os preditores de lesão. Os carros precisam ser analisados isoladamente, a menos que sejam do mesmo fabricante e com desenhos muito semelhantes. E mesmo assim os resultados irão variar por diferenças na instrumentação usada para medição. Em resposta a pergunta de pesquisa objeto de motivação do estudo, para um  $HIC_{15} < 700$  existe uma probabilidade de 64,2% de  $AIS \geq 2$  e de 25,2% de  $AIS \geq 3$ , isso pode implicar em em uma das lesões da Tabela 5.1:

**Quadro 5.1.** Classificação de lesões AIS para os níveis 2 e 3

Código AIS	Grau de Lesão	Descrição
2 64,2%	Lesão de menor gravidade	Concussão nível 2: Breve perda de consciência; Cerebelo: hematoma subdural com menos de 6mm de espessura; Cérebro: contusão com menos de 1cm de diâmetro; Hematoma intracerebelar com menos de 0,6cm de diâmetro; Hematoma intracerebral com menos de 1cm de diâmetro; Hemorragia subaracnoide.
3 25,2%	Lesão moderada	Coma por mais de 6 hs - sem DAI; Fratura na base do crânio, com rasgo na dura-máter; Hematoma Epidural ou Extradural; Escoriações no cerebelo; Aneurisma na artéria cerebral anterior; Laceração sem penetração com menos de 2cm de profundidade; Cérebro: contusão 1 a 4cm de diâmetro.

Fonte: *Abbreviated Injury Scale - 2015* [20].

Essas lesões podem evoluir para um quadro mais crítico de acordo com a idade, o sexo, doenças pré-existentes, condições físicas como obesidade, entre outros fatores de risco. Um aspecto interessante, usado durante todo o estudo, foi o cálculo das componentes angulares sem a necessidade de parametrizar um *dummy THOR* para adquirir esses valores. Essa escolha abre a hipótese de obter informação angular de um *dummy HYBRID III*, que é um Dispositivo de Ensaio Antropomórfico do inglês *Anthropomorphic Test Device* (ATD) de custo bem inferior do que o *THOR*.

## LISTA DE REFERÊNCIAS

- [1] J. H. Adams, D. I. Graham, e T.A. Gennarelli. Head Injury in Man and Experimental Animals: Neuropathology. *Acta Neurochirurgica Suppl (Wien)*, 32:15–30, 1983.
- [2] A. F. Andrade, W. S. Paiva, R. L. O. Amorim, E. G. Figueiredo, E. R. Neto, e M. J. Teixeira. Mecanismos de lesão cerebral no traumatismo cranioencefálico. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 55(1):75–81, 2009.
- [3] J. Antona-Makoshi, J. Davidsson, S. Ejima, K. Ono, K. Brodin, e K. Anata. Correlation of global head and brain tissue injury criteria to experimental concussion derived from monkey head trauma experiments. *2013 IRCOBI Conference Proceedings - International Research Council on the Biomechanics of Injury*, páginas 509–522, 2013.
- [4] J. A. Asensio e D. D. Trunkey. *Current Therapy of Trauma and Surgical Critical Care*. Elsevier Health Sciences, 2015. 2ª Edition.
- [5] F. A. Bandak, F. DiMasi, R. Eppinger, P. J. Masiello, K. Kan, J. H. Stuhmiller, E. G. Takhounts, e R. E. Tannous. *SIMon - Simulated Injury Monitor - User Guide*, 2004. Último acesso em 03/05/2022. Disponível em <https://www.nhtsa.gov/DOT/NHTSA/NVS/Biomechanics%20&%20Trauma/SIMon/SIMON%20User%20Guide.pdf>.
- [6] G. Beier, E. Schuller, M. Schuck, C. L. Ewing, E. D. Becker, e D. J. Thomas. Center of gravity and moments of inertia of human heads, 1979.
- [7] M. Bertocchi. *Segurança Veicular*. Skill Elaboração de Materiais Didáticos Ltda, São Paulo, 2005. Disponível em <http://issuu.com/marcelobertocchi/docs/bertocchi#download>.
- [8] K. Blennow, J. Hardy, e H. Zetterberg. The neuropathology and neurobiology of traumatic brain injury. *Neuron*, 76(5):886–899, 2012.
- [9] D. Bose, J. R. Crandall, G. McGwin, J. Goldman, J. Foster, e P. R. Fine. Computational methodology to predict injury risk for motor vehicle crash victims: A



- framework for improving advanced automatic crash notification systems. *Transportation Research, Part C*(19):1048–1059, 2011.
- [10] A. Bucker, H. Westerlaan, A. Mazuri, M. Uyttenboogaart, e R. Smithuis. Traumatic intracranial hemorrhage. Último acesso em 11/09/2022. Disponível em <https://radiologyassistant.nl/neuroradiology/hemorrhage/traumatic-intracranial-haemorrhage>.
- [11] J. A. Carroll. Enhanced statistical analysis of head injury data, 2010. Transport Research Laboratory Academy.
- [12] Safety Test Instrumentation Standards Committee. Instrumentation for Impact Test Part 1 Electronic Instrumentation, 2022. Último acesso em 29/09/2022. Disponível em [https://www.sae.org/standards/content/j211/1\\_202208/](https://www.sae.org/standards/content/j211/1_202208/).
- [13] Ministério da Infraestrutura. Registro nacional de acidentes e estatísticas de trânsito. Último acesso em 20/08/2022. Disponível em <https://www.gov.br/infraestrutura/pt-br/assuntos/transito/arquivos-denatran/noticias/registro-nacional-de-acidentes-e-estatisticas-de-transito>.
- [14] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abnt nbr 10697:2020 - pesquisa de sinistros de trânsito - terminologia, 2020.
- [15] Conselho Nacional de Trânsito CONTRAN. Resolução nº 208 de 26/10/2006. Último acesso em 22/08/2022. Disponível em [https://www.normasbrasil.com.br/norma/resolucao-208-2006\\_103638.html](https://www.normasbrasil.com.br/norma/resolucao-208-2006_103638.html).
- [16] Secretaria Nacional de Trânsito (SENATRAN) Ministério da Infraestrutura. Plano nacional de redução de mortes e lesões no trânsito 2021. Último acesso em 16/11/2022. Disponível em [chrome-extension://efaidnbmninnkcbppcglcclcfndmkaj/https://www.gov.br/infraestrutura/pt-br/assuntos/transito/arquivos-senatran/Anexo\\_I\\_pnatrans.pdf](chrome-extension://efaidnbmninnkcbppcglcclcfndmkaj/https://www.gov.br/infraestrutura/pt-br/assuntos/transito/arquivos-senatran/Anexo_I_pnatrans.pdf).
- [17] Copyright 2000-2022 Dreamstime. Concussion vector illustration. labeled educational post head trauma scheme. Último acesso em 28/10/2022. Disponível em <https://www.dreamstime.com/concussion-vector-illustration-labeled-educational-post-head-trauma-scheme-concu> -.
- [18] R. Eppinger, E. Sun, F. Bandak, M. Haffner, N. Khaewpong, M. Maltese, S. Kuppa, T. Nguyen, E. Takhounts, R. Tannous, A. Zhang, e R. Saul. Head injury criteria. In *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II*. National Highway Traffic Safety Adminis-

- tration (NHTSA), 1999. Último acesso em 14/09/2022. Disponível em [https://www.nhtsa.gov/sites/nhtsa.dot.gov/files/rev\\_criteria.pdf](https://www.nhtsa.gov/sites/nhtsa.dot.gov/files/rev_criteria.pdf).
- [19] United Nations Economic Commission for Europe UNECE. Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants in the event of a frontal collision - addendum 93: Regulation no. 94, 2017. Último acesso em 26/10/2022. Disponível em <https://unece.org/transport/vehicle-regulations-wp29/standards/addenda-1958-agreement-regulations-81-100>.
- [20] Association for the Advancement of Automotive Medicine. Abbreviated injury scale - AIS, 2016. Último acesso em 18/09/2022.
- [21] C. W. Gadd. Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard. In *SAE International Paper no. 660793*, páginas 95–100. Proceedings of the Tenth Stapp Car Crash Conference, 1966.
- [22] E. Garthe, J. D. States, e N. K. Mango. Abbreviated injury scale unification: the case for a unified injury system for global use. *The Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 47(2):309–323, 1999.
- [23] T. D. Gennari e M. S. Koizumi. Determinação do nível de gravidade do trauma. *Revista de Saúde Pública - Faculdade de Saúde Pública da USP*, 29(5), 1995.
- [24] W. Goldsmith e A. K. Ommaya. *The Biomechanics of impact trauma*, volume 17, páginas 479–480. Elsevier Science Publishers B. V, 1984.
- [25] C. Got, A. Patel, A. Fayon, C. Tarrière, e G. Walfisch. Results of experimental head impacts on cadavers: The various data obtained and their relation to some measured physical parameters. *SAE Technical Paper no. 780887*, page 44, 1978. 22th Stapp Car Crash Conference.
- [26] A. Gozt, S. Hellewell, P. G. D. Ward, M. Bynevelt, e M. Fitzgerald. Emerging applications for quantitative susceptibility mapping in the detection of traumatic brain injury pathology. *Neuroscience*, 467:218–236, 2021. Último acesso em 09/07/2022. Disponível em <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452221002773>.
- [27] Humanetics Group. *ANTHROPOMORPHIC TEST DEVICES (ATD)*. 2020. Último acesso em 18/07/2022. Disponível em <https://humanetics.humaneticsgroup.com/products/anthropomorphic-test-devices>.

- [28] E. Guizo. Anatomy of a crash-test dummy. *IEEE Spectrum*, 2007. Último acesso em 22/05/2022. Disponível em <https://spectrum.ieee.org/computing/embedded-systems/anatomy-of-a-crashtest-dummy>.
- [29] E. S. Gurdjian. Mechanism of brain concussion, contusion and laceration. *Proceedings of the Fifth Stapp Automotive Crash and Field Demonstration Conference*, páginas 133–143, 1961.
- [30] E. S. Gurdjian, J. E. Webster, e H. R. Lissner. The mechanism of production of linear skull fractures. *Surgery, gynecology and obstetrics*, 85:195–210, 1947.
- [31] G. W. Hawryluk e M. R. Bullock. Past, present, and future of traumatic brain injury research. *Neurosurgery Clinics of North America*, 27(4):375–396, 2016.
- [32] H. W. Henn. Crash tests and the head injury criterion. *Teaching Mathematics and Its Applications*, 17(4):162–170, 1998.
- [33] R. C. Hibbeler. *Cinemática do movimento plano de um corpo rígido*. Pearson Prentice Hall, 2011. ISBN 978-85-7605-814-4. 12ª Edição. São Paulo.
- [34] D. A. Hilton. *Chapter 2 - The neuropathology of traumatic brain injury*, páginas 12–21. Cambridge University Press, 2009. In P. C. Whitfield and E. O. Thomas and F. Summers and M. Whyte and P. J. Hutchinson.
- [35] V. R. Hodgson, H. R. Lissner, e L. M. Patrick. Response of the seated human cadaver to acceleration and jerk with and without seat cushions. *Human Factors*, 5(5):505–523, 1963.
- [36] V. R. Hodgson e L. M. Thomas. Effect of long-duration impact on head. In *SAE International Paper no. 720956*, páginas 292–295. Proceedings of the Sixteenth Stapp Car Crash Conference, 1972.
- [37] A. H. S. holbourn. Mechanics of head injuries. *The Lancet*, 242(6267):438–441, 1943.
- [38] M. A. Iaccarino, S. Bhatnagar, e R. Zafonte. Rehabilitation after traumatic brain injury. *Handbook of Clinical Neurology*, 127:411–422, 2015.
- [39] Humanetics Innovative Solutions Inc. *THOR-50<sup>th</sup> Percentile Male Dummy User Manual 472-9900 [Rev. F]*, 2020. Último acesso em 25/09/2022. Disponível em [https://humanetics.humaneticsgroup.com/sites/default/files/2020-11/um\\_thor\\_50m\\_revf.pdf](https://humanetics.humaneticsgroup.com/sites/default/files/2020-11/um_thor_50m_revf.pdf).
- [40] YJ. Kim. Injury severity scoring systems: a review of application to practice. *Nursing in Critical Care*, 17(3):138–150, 2012.

- [41] H. Kimpara e M. Iwamoto. Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(1):114–126, 2012.
- [42] H. Kimpara e M. Iwamoto. Mild traumatic brain injury predictors derived from dummy 6dof motions. *Proceedings of the Fortieth International Workshop - Injury Biomechanics Research*, 2012.
- [43] A. I. King, K. H. Yang, L. Zhang, e W. Hardy. Is head injury caused by linear or angular acceleration? *IRCOBI Conference*, 2003. Último acesso em 11/06/2022. Disponível em <http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc0111/2003/BertilAldmanLecture/0.1.pdf>.
- [44] M. Kleinberger, E. Sun, R. Eppinger, S. Kuppa, e R. Saul. Head injury criteria. In *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems*. National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), 1998. Último acesso em 08/08/2022. Disponível em <https://www.nhtsa.gov/sites/nhtsa.dot.gov/files/criteria.pdf>.
- [45] A. Lima. *Desenvolvimento de um veículo urbano seguro utilizando otimização baseada em metamodelos*. PhD thesis, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - SP, 2016.
- [46] H. R. Lissner, M. Lebow, e F. G. Evans. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surgery, gynecology and obstetrics*, III:329–338, 1960.
- [47] Q. Liu, J. Liu, Wu X., Han X., e Guan F. Evaluation and prediction of diffuse axonal injury based on optimization strategy in vehicle collision accidents. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 60, 2019.
- [48] K. L. Loftis, J. Price, e P. J. Gillich. Evolution of the abbreviated injury scale: 1990-2015. *Traffic Injury Prevention*, 19((sup2)):S109–S113, 2018.
- [49] P. Löwenheilm. Strain tolerance of the vv. cerebri sup. (bridging veins) calculated from head-on collision tests with cadavers. *Zeitschrift für Rechtsmedizin*, 75:131–144, 1974.
- [50] P. Löwenheilm. Mathematical simulation of gliding contusions. *Journal of Biomechanics*, 8:351–356, 1975.
- [51] Kyowa Electronic Instruments Co. Ltd. Dummy-mounted sensors for HYBRID III dummy in frontal impact. Último acesso em 04/05/2022. Disponível em [https://www.kyowa-ei.com/eng/product/sector/automobile/application\\_111.html](https://www.kyowa-ei.com/eng/product/sector/automobile/application_111.html).

- [52] C. A. Restrepo Álvarez, C. O. Valderrama-Molina, N. Giraldo-Ramírez, A. Constain-Franco, A. Puerta, A. L. León, e F. Jaimes. Trauma severity scores. *Colombian Journal of Anesthesiology*, 44(4):317–323, 2016. Último acesso em 05/05/2022. Disponível em <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2256208716300347>.
- [53] Copyright 2022 Maestrovirtuale.com. Neurociência. Último acesso em 28/10/2022. Disponível em <https://maestrovirtuale.com/lobo-parietal-anatomia-e-funcoes-com-imagens/>.
- [54] G. V. Mariotti, S. Golfo, V. Nigrelli, e F. Carollo. Head injury criterion: Mini review. *American Journal of Biomedical Science & Research*, 5:406–407, 2019.
- [55] D. Marjoux, D. Baumgartner, C. Deck, e R. Willinger. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident Analysis and Prevention*, 40(3):1135–1148, 2008.
- [56] J. McElhaney. Head injury criteria. *Polymer Mechanics*, 12(3):411–429, 1976.
- [57] A. S. McIntosh, D. A. Patton, B. Fréchède, P. Pierré, E. Ferry, e T. Barthels. The biomechanics of concussion in unhelmeted football players in australia: A case-control study. *British Medical Journal - BMJ open*, 4(5):1–9, 2014.
- [58] J. E. Melzer, F. T. Brozoski, T. R. Letowski, T. H. Harding, e C. E. Rash. Guidelines for HMD design, 2009.
- [59] J. C. Misra e S. Chakravarty. A study on rotational brain injury. *Journal of Biomechanics*, 17(7):459–466, 1984. Último acesso em 11/05/2022. Disponível em <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929084900149>.
- [60] European New Car Assessment Programme Euro NCAP. Offset-deformable barrier - ODB, 2021. Último acesso em 28/10/2022. Disponível em <https://www.euroncap.com/en/vehicle-safety/the-ratings-explained/adult-occupant-protection/frontal-impact/full-width-rigid-barrier/>.
- [61] J. A. Newman. A generalized acceleration model for brain injury threshold (gambit). *International Research Council on Biomechanics of Injury - IRCOBI*, páginas 121–131, 1986.
- [62] J. A. Newman, C. R. Barr, M. C. Beusenberg, E. Fournier, N. Shewchenko, E. R. Welbourne, e C. Withnall. A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. part 2: Results and conclusions. *2000 IRCOBI Conference*, páginas 223–233, 2000.

- [63] J. A. Newman, N. Shewchenko, e E. R. Welbourne. A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index. *Stapp Car Crash Journal*, 44:215–247, 2000.
- [64] National Highway Traffic Safety Administration NHTSA. Biomechanics test database. Último acesso em 25/09/2022. Disponível em <https://www.nhtsa.gov/research-data/research-testing-databases#/biomechanics>.
- [65] National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). *NHTSA's Crash Test Dummies*. Último acesso em 03/06/2022. Disponível em <https://www.nhtsa.gov/nhtsas-crash-test-dummies>.
- [66] National Highway Traffic Safety Administration NHTSA. Vehicle crash test database. Último acesso em 27/09/2022. Disponível em <https://www.nhtsa.gov/research-data/research-testing-databases#/vehicle>.
- [67] National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). *Procedures for assembly, disassembly, and inspection of the HYBRID III 50TH percentile dummy's nine accelerometer array head with redundant head C.G. accelerometers*, 2001.
- [68] Office of the Federal Register. Federal Motor Vehicle Safety Standards no. 208. In *Electronic Code of Federal Regulations*, Washington, D.C., 1938. U.S. Government. Último acesso em 29/09/2022. Disponível em [https://www.ecfr.gov/cgi-bin/text-idx?node=se49.6.571\\_1208](https://www.ecfr.gov/cgi-bin/text-idx?node=se49.6.571_1208).
- [69] A. K. Ommaya. Biomechanics of trauma - biomechanics of head injury, 1984. In A. M. Nahum and J. Melvin.
- [70] A. K. Ommaya. Head injury mechanisms and the concept of preventive management: A review and critical synthesis. *Journal of Neurotrauma*, 12(4):527–546, 1995.
- [71] A. K. Ommaya e T. A. Gennarelli. Cerebral concussion and traumatic unconsciousness: correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries. *Brain*, 97(4):633–654, 1974.
- [72] A. K. Ommaya e A. E. Hirsch. Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates. *Journal of Biomechanics*, 4(1):13–21, 1971.
- [73] A. K. Ommaya, A. E. Hirsch, e J. L. Martinez. The role of whiplash in cerebral concussion. *SAE Technical Paper no. 660804*, páginas 197–203, 1966.
- [74] A. K. Ommaya, P. Yarnell, A. E. Hirsch, e E. H. Harris. Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man, 1967. Proceedings of the Eleventh Stapp Car Crash Conference.

- [75] I. Oprescu. *Cerebral Hemispheric Contusions and Lacerations*, volume 3, páginas 25–59. Neurotraumatology Committee of the World Federation of Neurosurgical Societies by Springer Science & Business Media, 1991. In R. P. Vigouroux and R. A. Frowein and G. Belanger and P. Harris and G. Foroglou and J. Berney and A. R. E. Melo.
- [76] World Health Organization. World report on road traffic injury prevention, 2004. Último acesso em 25/10/2022. Disponível em <https://www.who.int/publications/i/item/world-report-on-road-traffic-injury-prevention>.
- [77] World Health Organization. *Global status report on road safety 2015*. Genebra, 2015. ISBN 978-92-4-156506-6.
- [78] World Health Organization. *Health in 2015: from MDGs, Millennium Development Goals to SDGs, Sustainable Development Goals*. Genebra, 2015. ISBN 978-92-4-156511-0.
- [79] World Health Organization. *Global status report on road safety 2018*. Genebra, 2018. ISBN 978-92-4-156568-4. Último acesso em 18/01/2022. Disponível em <https://www.who.int/publications/i/item/9789241565684>.
- [80] L. M. Patrick, H. R. Lissner, e E. S. Gurdjian. Survival by design: Head protection. In *Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference*, volume 7, páginas 483–499. Association for the Advancement of Automotive Medicine, 1963.
- [81] Y. Peng, C. Deck, J. Yang, D. Otte, e R. Willinger. A study of kinematics of adult pedestrian and head impact conditions in case of passenger car collisions based on real world accident data. *2012 IRCOBI conference*, page 766–778, 2012.
- [82] C. B. Pereira, K. S. Spyrides, e S. H. V. Bastos. Manual para fotografias e telerradiografias com fins ortodônticos e ortopédicos, 2013. Último acesso em 11/06/2022. Disponível em <https://slideplayer.com.br/amp/287095/>.
- [83] Y. Pincemaille, X. Trosseille, P. Mack, C. Tarriere, F. Breton, e B. Renault. Some new data related to human tolerance obtained from volunteer boxers. *SAE Transactions*, 98:1752–1765, 1989. Último acesso em 11/05/2022. Disponível em <https://www.jstor.org/stable/44472414>.
- [84] J. E. H. Pittela e S. S. Gusmão. Contusão cerebral em vítimas fatais de acidente de trânsito: frequência e associação com outras lesões cranioencefálicas. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 57(3-B):848–852, 1999.

- [85] J. A. Plaga, C. Albery, M. Boehmer, C. Goodyear, e G. Thomas. Design and development of anthropometrically correct head forms for joint strike fighter ejection seat testing. *Air Force Research Laboratory - Wright-Patterson*, page 56, 2005.
- [86] P. Prasad, J.W. Melvin, D.F. Huelke, A.I. King, e G.W. Nyquist. *Chapter 1 - Head*, páginas 1–43. National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), 1985.
- [87] P. Prasad e H. J. Mertz. The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the use of HIC in the Automotive Environment. In *SAE International Paper no. 851246*, Washington, DC, 1985. Government/Industry meeting and exposition.
- [88] M. Prins, T. Greco, D. Alexander, e C. C. Giza. The pathophysiology of traumatic brain injury at a glance. *DMM - Disease Models and Mechanisms*, 6(6):1307–1315, 2013.
- [89] LATIN AMERICAN & CARIBBEAN NEW CAR ASSESSMENT PROGRAMME, 2015. Latin NCAP. Imagens cedidas pela Latin NCAP ao Grupo de Modelagem e Simulação de Sistemas Automotivos - GMSSA - da Universidade de Brasília - Faculdade do Gama.
- [90] LATIN AMERICAN & CARIBBEAN NEW CAR ASSESSMENT PROGRAMME. Assessment protocol – adult occupant protection, 2021. (Latin NCAP). Último acesso em 15/08/2022. Disponível em <https://www.latinncap.com/po/nossos-testes>.
- [91] LATIN AMERICAN & CARIBBEAN NEW CAR ASSESSMENT PROGRAMME. Resultados, 2022. (Latin NCAP). Último acesso em 27/09/2022. Disponível em <https://www.latinncap.com/po/resultados>.
- [92] D. Purves, G. J. Augustine, D. Fitzpatrick, W. C. Hall, A.-S. Lamantia, J. O. McNamara, e S. M. Williams. *Neuroscience - 3ª Edição*. Sinauer Associates, Inc., 2004.
- [93] E. B. Sousa. Resistência dos materiais I. Último acesso em 12/01/2022. Disponível em <https://slideplayer.com.br/slide/10484808/>.
- [94] Copyright 2012 Nucleus Medical ArtDoctor Stock. Traumatic brain injury - closed head injury - coup and contrecoup. Último acesso em 28/10/2022. Disponível em <https://www.doctorstock.com/image/I00001.Pq0Vrvpe0>.
- [95] D. A. Stålhammar. *Biomechanics of Brain Injuries*, volume 3, páginas 1–23. Neurotraumatology Committee of the World Federation of Neurosurgical Societies by



- Springer Science & Business Media, 1991. In R. P. Vigouroux and R. A. Frowein and G. Belanger and P. Harris and G. Foroglou and J. Berney and A. R. E. Melo.
- [96] John Hopkins Neurosurgery Ian Suk, 2010. Último acesso em 10/08/2022. Disponível em [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/brain\\_tumor/images/meningioma-img-archive/meningioma2-ian-suk.jpg](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/brain_tumor/images/meningioma-img-archive/meningioma2-ian-suk.jpg).
- [97] E. G. Takhounts. A modern perspective on historical brain injury research, 2015. Último acesso em 09/09/2022. Disponível em <http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/keynote-takhounts-2015.pdf>.
- [98] E. G. Takhounts, M. J. Craig, K. Moorhouse, J. McFadden, e V. Hasija. Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash Journal*, 57:243–266, 2013.
- [99] E. G. Takhounts, M. J. Craig, D. Parent, E. Lee, R. Rudd, e V. Hasija. Injury criteria for the THOR 50th male ATD, 2020. Último acesso em 25/09/2022. Disponível em <https://lindseyresearch.com/wp-content/uploads/2021/10/NHTSA-2020-0032-0005-Injury-Criteria-for-the-THOR-50th-Male-ATD.pdf>.
- [100] E. G. Takhounts, S. A. Ridella, S. Rowson, S. M. Duma, e V. Hasija. Kinematic rotational brain injury criterion - BRIC. *22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV*, páginas 1–10, 2011.
- [101] K. –U. Schmitt, P. F. Niederer, M. H. Muser, e F. Walz. *Trauma Biomechanics: Accidental Injury in Traffic and Sports*. Springer, Zurich, third edição, 2010. ISBN 978-3-642-03712-2.
- [102] S. D. Timmons, T. Bee, S Webb, R. R. Diaz–Arrastia, e D. Hesdorffer. Using the Abbreviated Injury Severity and Glasgow Coma Scale scores to predict 2-week mortality after Traumatic Brain Injury. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 71(5):1172–1178, 2011.
- [103] K. M. Tse, S. Lim, V. B. C. Tan, e Hp. Lee. A review of head injury and finite element head models. *American Journal of Engineering, Technology and Society*, 1:28–52, 2014.
- [104] K. M. Tse, S. P. Lim, V. B. C. Tan, e H. P. Lee. A review of head injury and finite element head models. *American Journal of Engineering, Technology and Society*, 1:28–52, 2014.

- [105] J. Versace. A review of the severity index. In *SAE International Paper no. 710881*. Proceedings of the Fifteenth Stapp Car Crash Conference, 1971. Último acesso em 19/09/2022. Disponível em <https://doi.org/10.4271/710881>.
- [106] N. Yoganandan, F. A. Pintar, J. Zhang, e J. L. Baisden. Physical properties of the human head: Mass, center of gravity and moment of inertia. *Journal of Biomechanics*, 42:1177–1192, 2009.
- [107] N. Yoganandan, B. D. Stemper, F. A. Pintar, e D. J. Maiman. Use of postmortem human subjects to describe injury responses and tolerances. *Clinical anatomy*, 24(3):282–93, 2011.
- [108] L. Zhang, K. H. Yang, e A. I. King. Biomechanics of neurotrauma. *Neurological Research*, 23:144–156, 2001.
- [109] L. Zhang, K. H. Yang, e A. I. King. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2):226–236, 2004.

**ROTINA 15 MS E 3 MS**

Rotina MATLAB<sup>®</sup> para o cálculo do *AHIC*

```
function [hic_mod] = preditores_LATIN_3815_Ajuste(intervalo_integracao_ms, arquivos,
arquivoy, arquivoz, arquivo_Momento_x, arquivo_Momento_y, arquivo_Momento_z);

clear all
clc
close all
format short
    if ~exist('intervalo_integracao_ms')
        intervalo_integracao_ms = 15;
    end
    if ~exist('arquivos')
        arquivos = 'FO3815NTI1.003';
    end
    if ~exist('arquivoy')
        arquivoy = 'FO3815NTI1.005';
    end
    if ~exist('arquivoz')
        arquivoz = 'FO3815NTI1.007';
    end

    fs = extracao_taxa_amostragem(arquivos);
    if fs < 1
        fs = 1.0 / fs;
    end

    ax = extracao_sinal(arquivos); %g
    ax = filtro_aceleracoes_lineares(ax);
    ay = extracao_sinal(arquivoy); %g
    ay = filtro_aceleracoes_lineares(ay);
    az = extracao_sinal(arquivoz); %g
    az = filtro_aceleracoes_lineares(az);

    n = (0 : length(ax) - 1).';
    t = n * 1 / fs;
    j = find(t<=0.28);
    m = find (t>=0.1);
    j = max(j);
    m = min(m);
    t = t(m:j)-0.1;

    ax = ax(m:j);
    ay = ay(m:j);
    az = az(m:j);
    a_R = sqrt(ax.^ 2 + ay.^ 2 + az.^ 2); %g
    ax_ms2 = 9.81 * ax;
    ay_ms2 = 9.81 * ay;
    az_ms2 = 9.81 * az;

    vx_ms = cumtrapz(t, ax_ms2);%% m/s
    vy_ms = cumtrapz(t, ay_ms2);%% m/s
    vz_ms = cumtrapz(t, az_ms2);%% m/s
    v_R = sqrt(vx_ms.^ 2 + vy_ms.^ 2 + vz_ms.^ 2); %m/s

    massa = 4.26; %kg
    Ixx = 0.0134614; %kgm2
```

```

Iyy = 0.0207774; %kgm2
Izz = 0.0207774; %kgm2

if ~exist('arquivo_Momento_x')
    arquivo_Momento_x = 'FO3815NTI1.017';
end
if ~exist('arquivo_Momento_y')
    arquivo_Momento_y = 'FO3815NTI1.019';
end
if ~exist('arquivo_Momento_z')
    arquivo_Momento_z = 'FO3815NTI1.021';
end

Mx = extracao_sinal(arquivo_Momento_x); %N.m = (kg.m/s2).m
Mx = filtro_momentos(Mx);
My = extracao_sinal(arquivo_Momento_y); %N.m = (kg.m/s2).m
My = filtro_momentos(My);
Mz = extracao_sinal(arquivo_Momento_z); %N.m = (kg.m/s2).m
Mz = filtro_momentos(Mz);
M_R = sqrt(Mx(m:j).^ 2 + My(m:j).^ 2 + Mz(m:j).^ 2);%N.m
clc
alfa_x_M = Mx (m:j)/(Ixx);%rad/sec^2 (2 * pi)*
alfa_y_M = My (m:j)/(Iyy);
alfa_z_M = Mz (m:j)/(Izz);
alfa_R_M = sqrt(alfa_x_M.^ 2 + alfa_y_M.^ 2 + alfa_z_M.^ 2);

ialfa_x_M = cumtrapz(t, alfa_x_M);%rad/sec
ialfa_y_M = cumtrapz(t, alfa_y_M);
ialfa_z_M = cumtrapz(t, alfa_z_M);
ialfa_R_M = sqrt(ialfa_x_M.^ 2 + ialfa_y_M.^ 2 + ialfa_z_M.^ 2);%rad/sec
%{
figure(22);
title('Gráfico das acelerações lineares nas direções x, y e z. Carro: LATIN 3815
com air bag.','FontSize',20,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman');
hold on
plot(t*1000,ax,'r','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,ay,'b','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,az,'m','LineWidth', 1.5)
hold on
%plot(t*1000,a_R,'k')
xlabel('Tempos (milisegundos) ','FontSize',20,'FontName','Times New
Roman','FontWeight','bold');
xticks(0:20:180);
ylabel('Aceleração linear (g)','FontSize',20,'FontWeight','bold','FontName','Times
New Roman');
legend('a_x','a_y','a_z','FontSize',20,'FontName','Times New
Roman','FontWeight','bold') %legend('a_x','a_y','a_z','a_R')
hold on
grid on

figure(6);
title('Gráfico das Velocidades angulares nas direções x, y e z. Carro: LATIN 3815
com air bag.','FontSize',20,'FontWeight','bold','FontName','Times New Roman');

```

```

hold on
plot(t*1000,ialfa_x_M,'r','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,ialfa_y_M,'b','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,ialfa_z_M,'m','LineWidth', 1.5)
hold on
%plot(t*1000,ialfa_R_M,'k')
xlabel('Tempos (milisegundos)', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New
Roman', 'FontWeight', 'bold');
xticks(0:20:180);
yticks(-50:10:50);
ylabel('Velocidade angular(rad/s)', 'FontSize',
20, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman');
legend('\omega_x', '\omega_y', '\omega_z', 'FontSize',20, 'FontName', 'Times New
Roman', 'FontWeight', 'bold') %legend('\omega_x', '\omega_y', '\omega_z', '\omega_R')
hold on
grid on
%}

figure(33);
title('Gráfico das Acelerações angulares nas direções x, y e z. Carro: LATIN 3815
com air bag.', 'FontSize',20, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman');
hold on
plot(t*1000,alfa_x_M,'r','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,alfa_y_M,'b','LineWidth', 1.5)
hold on
plot (t*1000,alfa_z_M,'m','LineWidth', 1.5)
hold on
%plot(t*1000,alfa_R_M,'k')
xlabel('Tempos (milisegundos)', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New
Roman', 'FontWeight', 'bold');
xticks(0:20:180);
ylabel('Aceleração angular(rad/s²)', 'FontSize',
20, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman');
legend('\alpha_x', '\alpha_y', '\alpha_z', 'FontSize',20, 'FontName', 'Times New
Roman', 'FontWeight', 'bold')
hold on
grid on

GAMBIT_2005_M = ((a_R/250).^2 +(alfa_R_M/12000).^2).^(1/2);

hip_signal_M = (massa *((ax_ms2 .* vx_ms) + (ay_ms2 .* vy_ms) + (az_ms2 .*
vz_ms)))+(Ixx * alfa_x_M .* ialfa_x_M)+(Iyy * alfa_y_M .* ialfa_y_M)+(Izz * alfa_z_M
.* ialfa_z_M));

amostras_por_janela = round(intervalo_integracao_ms / 1000 * fs);
inicio_janela = 1;
fim_janela = inicio_janela + amostras_por_janela;
n = 1;

Rx = 0.05588;
Ry = 0.04826;
Rz = 0.08128 + 0.02286; %Adicionada a distância da célula de carga em relação ao

```

C.G.

```

RRxy = sqrt(Rx.^2 + Ry.^2);
RRyz = sqrt(Ry.^2 + Rz.^2);
RRxz = sqrt(Rx.^2 + Rz.^2);

while(inicio_janela < length(t))

    f = min([length(t); fim_janela]);

    ax_janela = ax(inicio_janela : f);
    ay_janela = ay(inicio_janela : f);
    az_janela = az(inicio_janela : f);
    ac_linear = sqrt(ax_janela.^2 + ay_janela.^2 + az_janela.^2); % g

    alfax_M_janela = alfa_x_M (inicio_janela : f);
    alfay_M_janela = alfa_y_M (inicio_janela : f);
    alfaz_M_janela = alfa_z_M (inicio_janela : f);
    alfa_M = sqrt(alfax_M_janela.^2 + alfay_M_janela.^2 + alfaz_M_janela.^2);

    ialfax_M_janela = ialfa_x_M (inicio_janela : f);
    ialfay_M_janela = ialfa_y_M (inicio_janela : f);
    ialfaz_M_janela = ialfa_z_M (inicio_janela : f);
    ialfa_M = sqrt(ialfax_M_janela.^2 + ialfay_M_janela.^2 + ialfaz_M_janela.^2);

    a_M_tangencial = (sqrt((RRyz * alfax_M_janela).^2 + (RRxz * alfay_M_janela).^2
+ (RRxy * alfaz_M_janela).^2))/9.81;% g
    a_M_centripeta = (sqrt((ialfax_M_janela.^2 * RRyz).^2 + (ialfay_M_janela.^2
* RRxz).^2 + (ialfaz_M_janela.^2 * RRxy).^2))/9.81;% g
    a_M_resultante = sqrt(a_M_centripeta.^2 + a_M_tangencial.^2); %g

    t_janela = t(inicio_janela : f);
    delta_t = t_janela(end) - t_janela(1);

    vetor_hic_a(n) = (trapz(t_janela, ac_linear) / delta_t).^2.5 * delta_t; % HIC
original

    vetor_hic_c_M(n) = (trapz(t_janela, a_M_resultante) / delta_t).^2.5 *
delta_t;% HIC calculado com v
    vetor_hic_c_M_t(n) = (trapz(t_janela, a_M_tangencial) / delta_t).^2.5 *
delta_t;% HIC calculado com alfa vindo do M e falfa
    vetor_hic_c_M_c(n) = (trapz(t_janela, a_M_centripeta) / delta_t).^2.5 *
delta_t;

    vetor_rics_M(n) = ((trapz(t_janela, alfa_M) / delta_t).^2.5 * delta_t)/1.0e4;

    hip_angular_janela_M = (Ixx * alfax_M_janela .* ialfax_M_janela)+(Iyy *
alfay_M_janela .* ialfay_M_janela)+(Izz * alfaz_M_janela .* ialfaz_M_janela);

    vetor_PRHIC_M(n)= (trapz(t_janela, hip_angular_janela_M) / delta_t).^2.5 *
delta_t;

    t_hic(n) = mean(t_janela);
    n = n + 1;
    inicio_janela = inicio_janela + round(amostras_por_janela /200);
    fim_janela = inicio_janela + amostras_por_janela;

```

```
end
```

```

a_tangencial_M = (sqrt((RRyz * alfa_x_M).^2 + (RRxz * alfa_y_M).^2 + (RRxy *
alfa_z_M).^2))/9.81;
a_centripeta_M = (sqrt((ialfa_x_M.^2 * RRyz).^2 + (ialfa_y_M.^2 * RRxz).^2 +
(ialfa_z_M.^2 * RRxy).^2))/9.81;
a_resultante_M = sqrt(a_centripeta_M.^2 + a_tangencial_M.^2); % g
clc

```

```

a_R_max = max(a_R);
disp('Aceleração linear máxima [g]')
disp(a_R_max)
disp(' ')

```

```

hic_max = max(vetor_hic_a);
disp ('Valor máximo de HIC_{15}')
disp (hic_max)
disp (' ')

```

```
%Probabilidade de Lesão AIS para HIC 1997 publicado em 2020
```

```

a_AIS_1 = 1.54;
a_AIS_2 = 2.49;
a_AIS_3 = 3.39;
a_AIS_4 = 4.90;
a_AIS_5 = 7.82;
a_AIS_6 = 12.24;
b_AIS_1 = 0.0065;
b_AIS_2 = 0.0048;
b_AIS_3 = 0.0037;
b_AIS_4 = 0.0035;
b_AIS_5 = 0.0043;
b_AIS_6 = 0.0057;

```

```

P_AIS_1_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_1 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_1))));
P_AIS_1_HIC_ = P_AIS_1_HIC * 100;
P_AIS_1_HIC = [' ', num2str(P_AIS_1_HIC_), '%'];

```

```

P_AIS_2_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_2 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_2))));
P_AIS_2_HIC_ = P_AIS_2_HIC * 100;
P_AIS_2_HIC = [' ', num2str(P_AIS_2_HIC_), '%'];

```

```

P_AIS_3_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_3 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_3))));
P_AIS_3_HIC_ = P_AIS_3_HIC * 100;
P_AIS_3_HIC = [' ', num2str(P_AIS_3_HIC_), '%'];

```

```

P_AIS_4_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_4 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_4))));
P_AIS_4_HIC_ = P_AIS_4_HIC * 100;
P_AIS_4_HIC = [' ', num2str(P_AIS_4_HIC_), '%'];

```

```

P_AIS_5_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_5 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_5))));
P_AIS_5_HIC_ = P_AIS_5_HIC * 100;
P_AIS_5_HIC = [' ', num2str(P_AIS_5_HIC_), '%'];

```

```

P_AIS_6_HIC = 1/((1 + exp((a_AIS_6 + (200/hic_max)) - (hic_max * b_AIS_6))));
P_AIS_6_HIC_ = P_AIS_6_HIC * 100;

```



```
P_AIS_6_HIC = [' ', num2str(P_AIS_6_HIC_), '%'];

ax_max = max (ax);
ay_max = max (ay);
az_max = max (az);
ax_min = min (ax);
ay_min = min (ay);
az_min = min (az);

%{
disp('Dados obtidos da célula de carga do pescoço')
a_cent_max_M = max(a_centripeta_M)
a_tang_max_M = max(a_tangencial_M)
a_result_max_M = max(a_resultante_M)
disp(' ')
%}

alfa_R_M_max = max(alfa_R_M);
disp('Aceleração angular máxima pelo Momento')
disp(alfa_R_M_max)

hic_c_max_M = max(vetor_hic_c_M);
disp('Valor máximo de HIC complemento com alfa calculada do Momento')
disp (hic_c_max_M)
disp (' ')
hic_c_max_M_t = max(vetor_hic_c_M_t);
hic_c_max_M_c = max(vetor_hic_c_M_c);
disp('HIC tangencial Momento')
disp (hic_c_max_M_t)
disp (' ')
disp('HIC centrípeta Momento')
disp (hic_c_max_M_c)
disp (' ')

wxc = 66.25;
wyc = 56.45;
wzc = 42.87;
wR_cr = sqrt((66.25)^2 + (56.45)^2 + (42.87)^2);
wx_max = max (ialfa_x_M);
wy_max = max (ialfa_y_M);
wz_max = max (ialfa_z_M);
wx_min = min (ialfa_x_M);
wy_min = min (ialfa_y_M);
wz_min = min (ialfa_z_M);
W_result_max = max(ialfa_R_M);

alfa_x_max = max (alfa_x_M);
alfa_y_max = max (alfa_y_M);
alfa_z_max = max (alfa_z_M);
alfa_x_min = min (alfa_x_M);
alfa_y_min = min (alfa_y_M);
alfa_z_min = min (alfa_z_M);

if alfa_x_max > (alfa_x_min)*(-1)
    alfa_x_max2 = alfa_x_max;
```

```

else
    alfa_x_max2 = (-1)*alfa_x_min;
end
if alfa_y_max > (alfa_y_min)*(-1)
    alfa_y_max2 = alfa_y_max;
else
    alfa_y_max2 = (-1)*alfa_y_min;
end
if alfa_z_max > (alfa_z_min)*(-1)
    alfa_z_max2 = alfa_z_max;
else
    alfa_z_max2 = (-1)*alfa_z_min;
end

if alfa_x_max > (alfa_x_min)*(-1)
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção x')
disp (alfa_x_max)
else
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção x')
disp ((-1)*alfa_x_min)
end
if alfa_y_max > (alfa_y_min)*(-1)
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção y')
disp (alfa_y_max)
else
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção y')
disp ((-1)*alfa_y_min)
end
if alfa_z_max > (alfa_z_min)*(-1)
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção z')
disp (alfa_z_max)
else
disp('Valor máximo da aceleração angular na direção z')
disp ((-1)*alfa_z_min)
end

BrIc_R_valor = W_result_max/wR_cr; %W_result_max = max(W_R); W_R = sqrt(Wx.^ 2 +
Wy.^ 2 + Wz.^ 2);% [rad/s]
BrIc_R_max = max(BrIc_R_valor);
disp ('Valor máximo de BrIC pela resultante de (x, y, z) e wR_cr');
disp (BrIc_R_max)
disp (' ')

%Probabilidade de Lesão AIS para BrIc - 2013
P_AIS_1_CSDM_BrIC_R = (1 - expm(-(((BrIc_R_max - 0.51)/0.060).^1.8)));
P_AIS_1_CSDM_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max - 0.523)/0.065).^1.8)));
P_AIS_1_MPS_BrIC_R = (1 - exp(-((BrIc_R_max/0.113).^2.84)));
P_AIS_1_MPS_BrIC = (1 - exp(-((BrIc_R_max/0.120).^2.84)));

vetor_AIS_1 = [P_AIS_1_CSDM_BrIC_R P_AIS_1_CSDM_BrIC P_AIS_1_MPS_BrIC_R
P_AIS_1_MPS_BrIC];
P_AIS_1 = (mean(vetor_AIS_1)) * 100;
P_AIS_1_ = [' ', num2str(P_AIS_1), '%'];

P_AIS_2_CSDM_BrIC_R = (1 - expm(-(((BrIc_R_max - 0.51)/0.301).^1.8)));

```

```

P_AIS_2_CSDM_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max - 0.523)/0.324).^1.8)));
P_AIS_2_MPS_BrIC_R = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/0.567).^2.84)));
P_AIS_2_MPS_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/0.602).^2.84)));

vetor_AIS_2 = [P_AIS_2_CSDM_BrIC_R P_AIS_2_CSDM_BrIC P_AIS_2_MPS_BrIC_R
P_AIS_2_MPS_BrIC];
P_AIS_2 = (mean(vetor_AIS_2)) * 100;
P_AIS_2_ = [' ', num2str(P_AIS_2), '%'];

P_AIS_3_CSDM_BrIC_R = (1 - expm(-(((BrIc_R_max - 0.51)/0.493).^1.8)));
P_AIS_3_CSDM_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max - 0.523)/0.531).^1.8)));
P_AIS_3_MPS_BrIC_R = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/0.929).^2.84)));
P_AIS_3_MPS_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/0.987).^2.84)));

vetor_AIS_3 = [P_AIS_3_CSDM_BrIC_R P_AIS_3_CSDM_BrIC P_AIS_3_MPS_BrIC_R
P_AIS_3_MPS_BrIC];
P_AIS_3 = (mean(vetor_AIS_3)) * 100;
P_AIS_3_ = [' ', num2str(P_AIS_3), '%'];

P_AIS_4_CSDM_BrIC_R = (1 - expm(-(((BrIc_R_max - 0.51)/0.601).^1.8)));
P_AIS_4_CSDM_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max - 0.523)/0.647).^1.8)));
P_AIS_4_MPS_BrIC_R = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/1.134).^2.84)));
P_AIS_4_MPS_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/1.204).^2.84)));

vetor_AIS_4 = [P_AIS_4_CSDM_BrIC_R P_AIS_4_CSDM_BrIC P_AIS_4_MPS_BrIC_R
P_AIS_4_MPS_BrIC];
P_AIS_4 = (mean(vetor_AIS_4)) * 100;
P_AIS_4_ = [' ', num2str(P_AIS_4), '%'];

P_AIS_5_CSDM_BrIC_R = (1 - expm(-(((BrIc_R_max - 0.51)/0.625).^1.8)));
P_AIS_5_CSDM_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max - 0.523)/0.673).^1.8)));
P_AIS_5_MPS_BrIC_R = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/1.179).^2.84)));
P_AIS_5_MPS_BrIC = (1 - exp(-(((BrIc_R_max/1.252).^2.84)));

vetor_AIS_5 = [P_AIS_5_CSDM_BrIC_R P_AIS_5_CSDM_BrIC P_AIS_5_MPS_BrIC_R
P_AIS_5_MPS_BrIC];
P_AIS_5 = (mean(vetor_AIS_5)) * 100;
P_AIS_5_ = [' ', num2str(P_AIS_5), '%'];

BRIC_M = (ialfa_R_M/140)+(alfa_R_M_max/12000);
BRIC_M_max = max (BRIC_M);
disp ('Valor de BRIC_{15} por M');
disp (BRIC_M_max);
disp (' ')

if wx_max > (wx_min)*(-1)
    wx_max2 = wx_max;
else
    wx_max2 = (-1)*wx_min;
end
if wy_max > (wy_min)*(-1)
    wy_max2 = wy_max;
else
    wy_max2 = (-1)*wy_min;
end

```

```
if wz_max > (wz_min)*(-1)
    wz_max2 = wz_max;
else
    wz_max2 = (-1)*wz_min;
end

GAMBIT_2005_M_max = max (GAMBIT_2005_M);
disp ('Valor máximo de GAMBIT_M_{2005}');
disp (GAMBIT_2005_M_max)
disp (' ')
%AIS_GAMBIT_M_2005 = abs (2.0273*log(GAMBIT_2005_M_max) + 2.0933)

hip_M_max = max(hip_signal_M);

disp ('Valor máximo de HIP_M_{15}')
disp (hip_M_max)
disp (' ')

ric_max_M = max(vetor_rics_M);
disp('Valor máximo de RIC - alfa derivado do Momento')
disp (ric_max_M)
disp (' ')

disp ('Os valores a seguir são calculados para 50% de probabilidade de AIS 4 -
lesão severa - com perda da consciência de 6 a 24hs')
%(# Informação do artigo do BrIC - 2013 - Takhounts page 251)
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular resultante [wR_cr = 97,02
rad/s]')
disp (W_result_max)

if wx_max > (wx_min)*(-1)
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção x [wx_cr = 66,25
rad/s]')
disp (wx_max)
else
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção x [wx_cr = 66,25
rad/s]')
disp ((-1)*wx_min)
end
if wy_max > (wy_min)*(-1)
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção y [wy_cr = 56,45
rad/s]')
disp (wy_max)
else
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção y [wy_cr = 56,45
rad/s]')
disp ((-1)*wy_min)
end
if wz_max > (wz_min)*(-1)
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção z [wz_cr = 42,87
rad/s]')
disp (wz_max)
else
disp('Valor crítico máximo da velocidade angular na direção z [wz_cr = 42,87
rad/s]')
```

```
disp ((-1)*wz_min)
end

disp ('Valor de P(AIS ≥ 1) para HIC_{15} (1997)')
disp (P_AIS_1_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 2) para HIC_{15}')
disp (P_AIS_2_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 3) para HIC_{15}')
disp (P_AIS_3_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 4) para HIC_{15}')
disp (P_AIS_4_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 5) para HIC_{15}')
disp (P_AIS_5_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 6) para HIC_{15}')
disp (P_AIS_6_HIC)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 1) para BrIc (x, y, z)')
disp (P_AIS_1_)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 2) para BrIc (x, y, z)')
disp (P_AIS_2_)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 3) para BrIc (x, y, z)')
disp (P_AIS_3_)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 4) para BrIc (x, y, z)')
disp (P_AIS_4_)
disp (' ')
disp ('Valor de P(AIS ≥ 5) para BrIc (x, y, z)')
disp (P_AIS_5_)
disp (' ')

end

function fs = extracao_taxa_amostragem(arquivo);
fid = fopen(arquivo, 'r');
fs = 0;
finished = 0;
number_empty_lines = 0;
while ~finished
    line = fgetl(fid);
    if length(line) < 2
        number_empty_lines = number_empty_lines + 1;
    else
        number_empty_lines = 0;
    end
    if number_empty_lines >= 10
        finished = 1;
    end
end
```



end

```
function w = filtro_momentos(M0, fs)
    fc = 100;
    if nargin < 2
        fs = 20000;
    end
    [coeff, w] = filterj211(M0, 1 / fs, fc, 'ShowPlots', false)
end
```

```
function[A3ms] = FUNCAO_A3MS_3815(intervalo_integracao_ms, arquivox, arquivoy, arquivoz)
```

```
    if ~exist('intervalo_integracao_ms')
        intervalo_integracao_ms = 3;
    end
    if ~exist('arquivox')
        arquivox = 'FO3815NTI1.003';
    end
    if ~exist('arquivoy')
        arquivoy = 'FO3815NTI1.005';
    end
    if ~exist('arquivoz')
        arquivoz = 'FO3815NTI1.007';
    end

    fs = extracao_taxa_amostragem(arquivox);
    if fs < 1
        fs = 1/fs;
    end

    ax = extracao_sinal(arquivox); %g
    ax = filtro_aceleracoes_lineares(ax);
    ay = extracao_sinal(arquivoy); %g
    ay = filtro_aceleracoes_lineares(ay);
    az = extracao_sinal(arquivoz); %g
    az = filtro_aceleracoes_lineares(az);

    n = (0 : length(ax) - 1).';
    t = n * 1 / fs;
    j = find(t<=0.28);
    m = find (t>=0.1);
    j = max(j);
    m = min(m);
    t = t(m:j)-0.1;

    ax = ax(m:j);
    ay = ay(m:j);
    az = az(m:j);
    a_R = sqrt(ax.^ 2 + ay.^ 2 + az.^ 2); %g

    amostras_por_janela = round(intervalo_integracao_ms / 1000 * fs);
    inicio_janela = 1;
    fim_janela = inicio_janela + amostras_por_janela;
    n = 1;
clc
    while (inicio_janela < length(t))
        f = min([length(t); fim_janela]);

        a_R_janela = a_R(inicio_janela : f);

        vet_media_janela(1,n) = mean (a_R_janela);

        n = n + 1;
    end
end
```



```
    inicio_janela = inicio_janela + round(amostras_por_janela/2);
    fim_janela = inicio_janela + amostras_por_janela;

end
media_final = max (vet_media_janela);
disp('Aceleração linear máxima [g]')
disp(media_final)
disp('  ')

figure(1);
title('Aceleração Resultante - 3MS. Carro: LATIN 3815 com air bag.', 'FontSize', 20, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman');
hold on
plot(t*1000, a_R, 'b', 'LineWidth', 1.5)
hold on
xlabel('Tempos (milisegundos)', 'FontSize', 20, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontWeight', 'bold');
xticks(0:20:180);
ylabel('Aceleração linear (g)', 'FontSize', 20, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Times New Roman');
hold on
grid on
%{ }
end

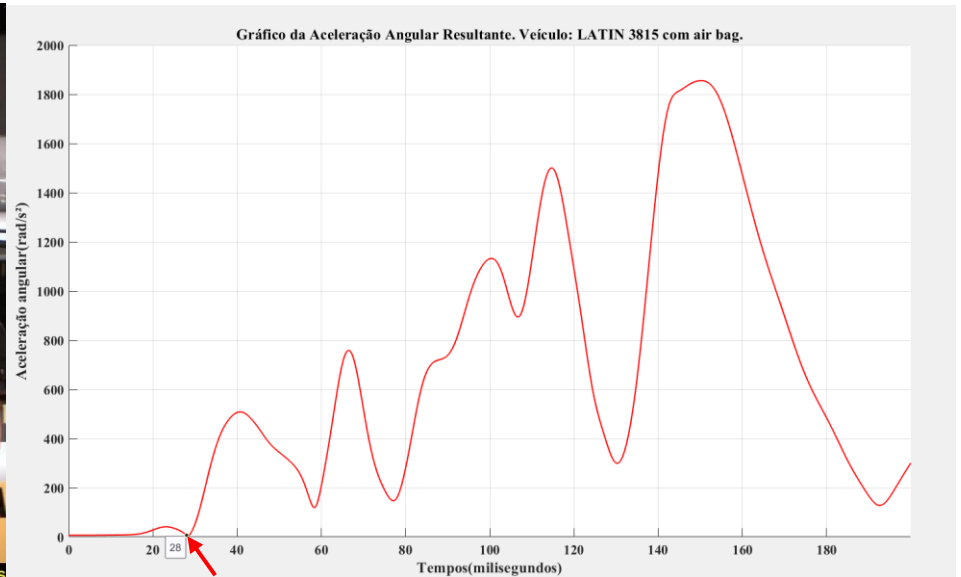
function fs = extracao_taxa_amostragem(arquivo);
fid = fopen(arquivo, 'r');
fs = 0;
finished = 0;
number_empty_lines = 0;
while ~finished
    line = fgetl(fid);
    if length(line) < 2
        number_empty_lines = number_empty_lines + 1;
    else
        number_empty_lines = 0;
    end
    if number_empty_lines >= 10
        finished = 1;
    else
        try
            k = strfind(lower(line), 'sampling interval');
            if length(k) > 0
                n = strfind(line, ':');
                if n > 0
                    line = line(n(end) + 1 : end);
                    fs = 1 / str2num(line);
                end
            else
                k = strfind(lower(line), 'sampling');
                if length(k) > 0
                    n = strfind(line, ':');
                    if n > 0
```



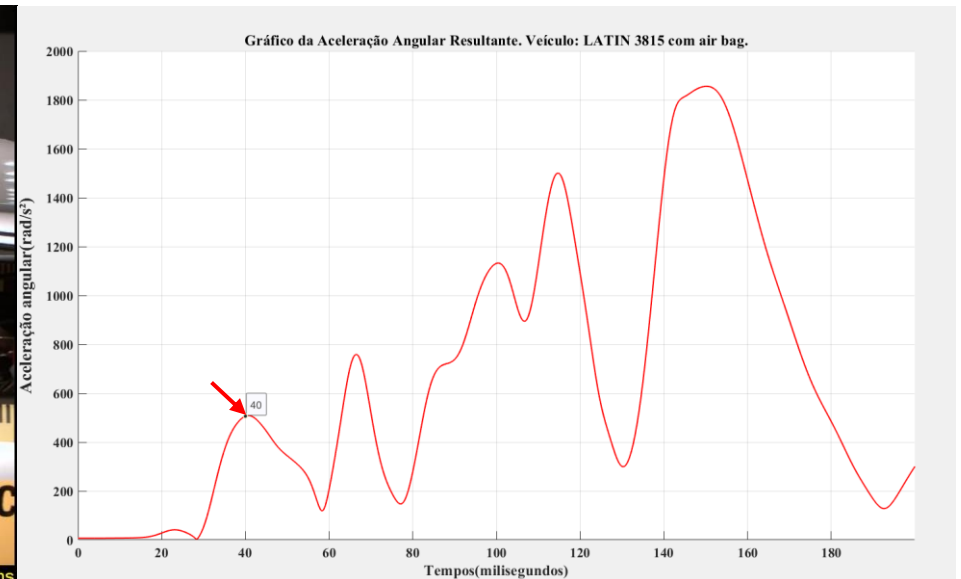
**ANÁLISE VEÍCULO 3815**

# FRAMES X TEMPO

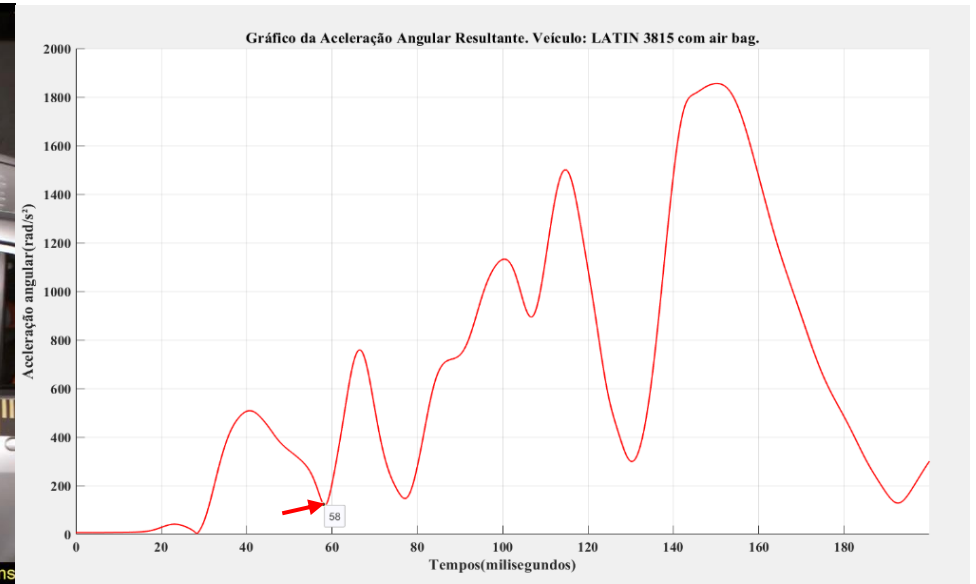
t = 28 ms



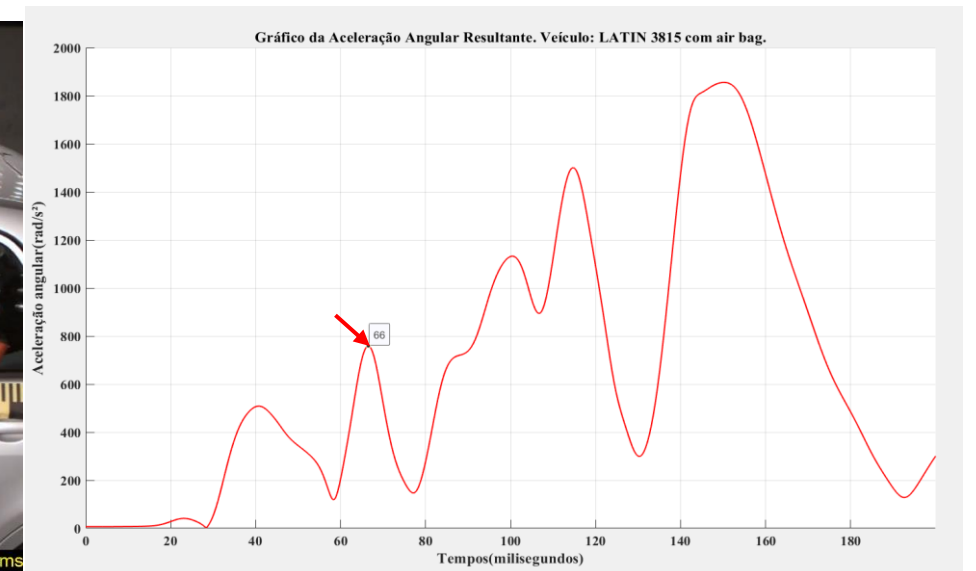
t = 40 ms



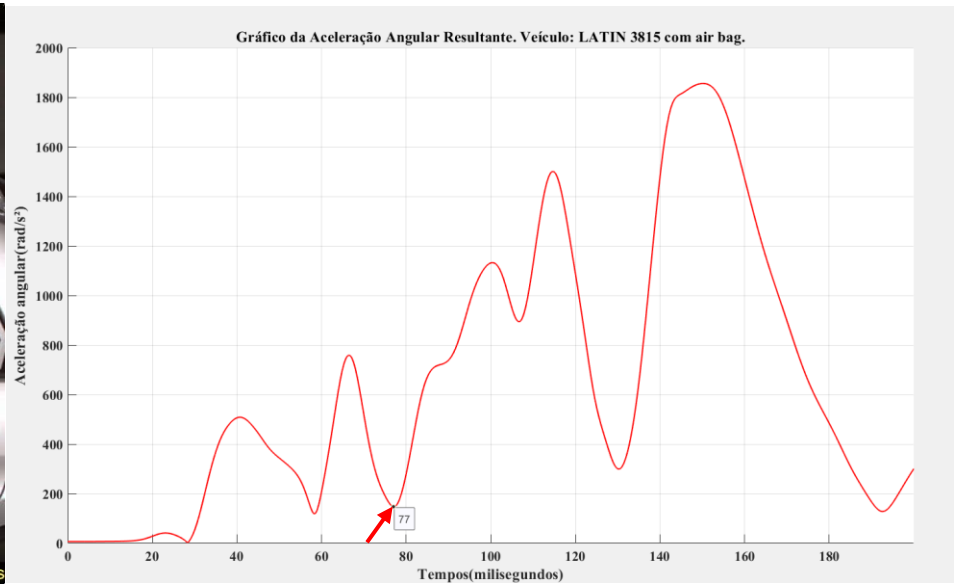
t = 58 ms



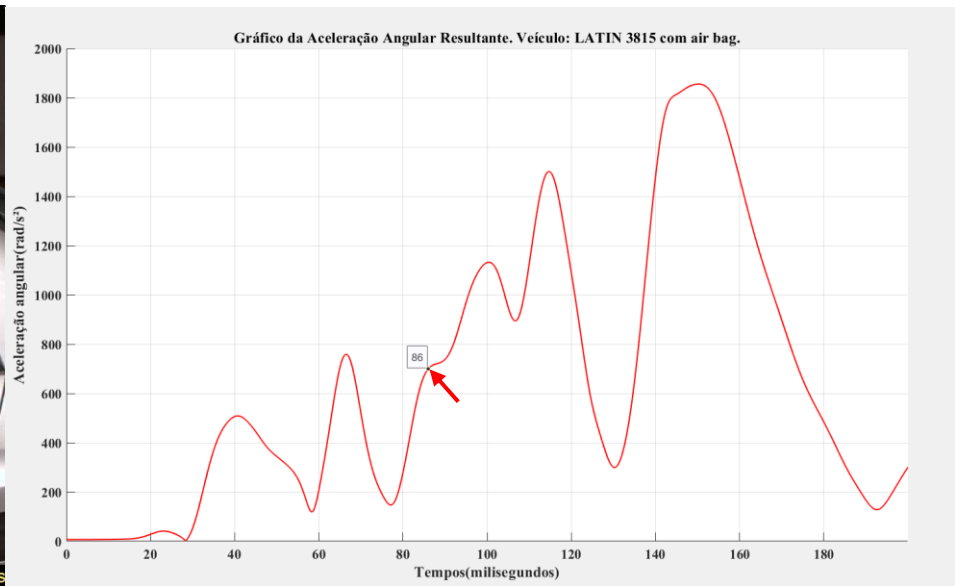
t = 66 ms



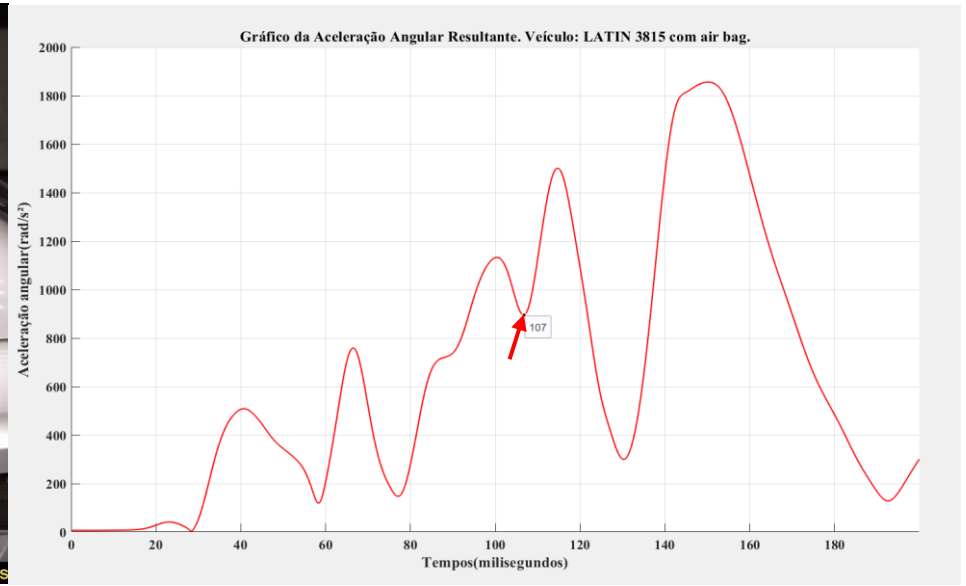
t = 77 ms



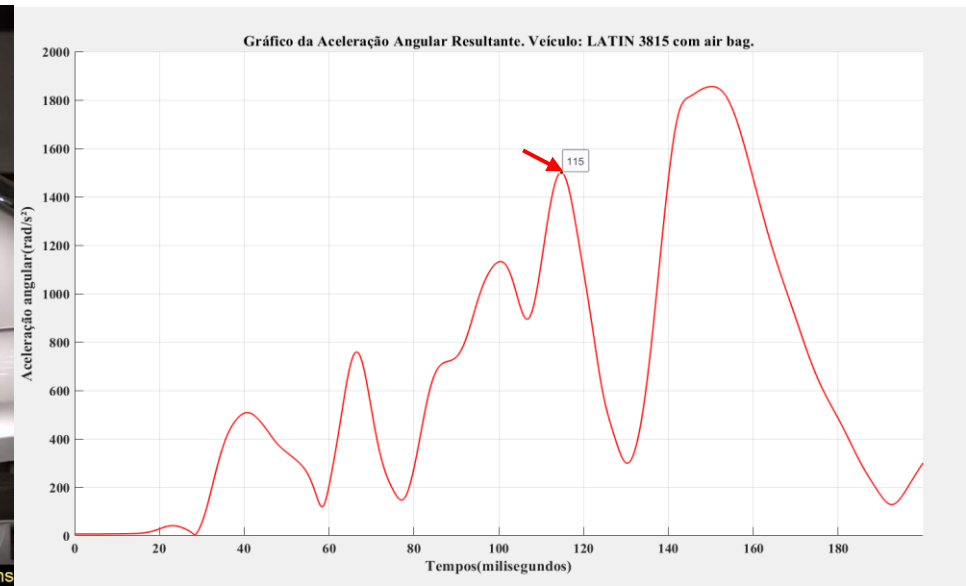
t = 86 ms



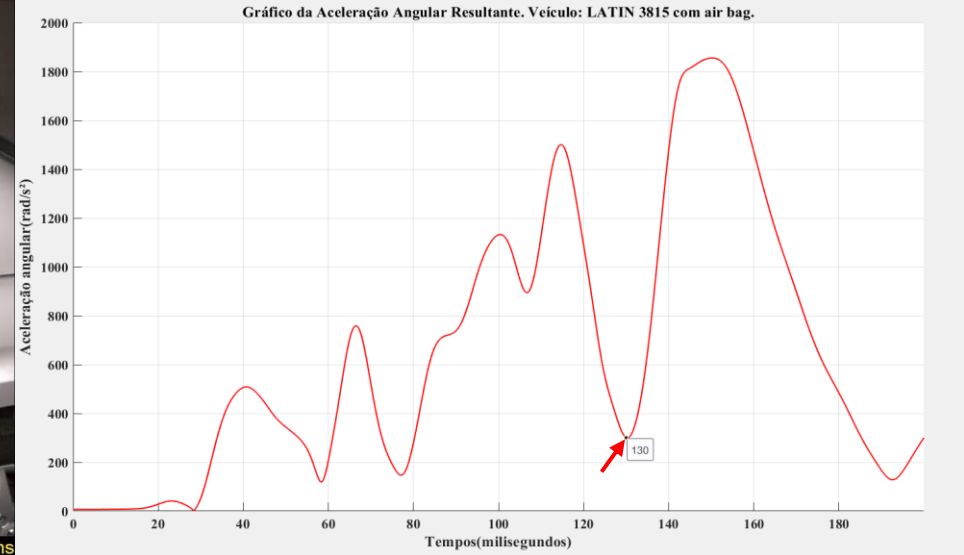
t = 107 ms



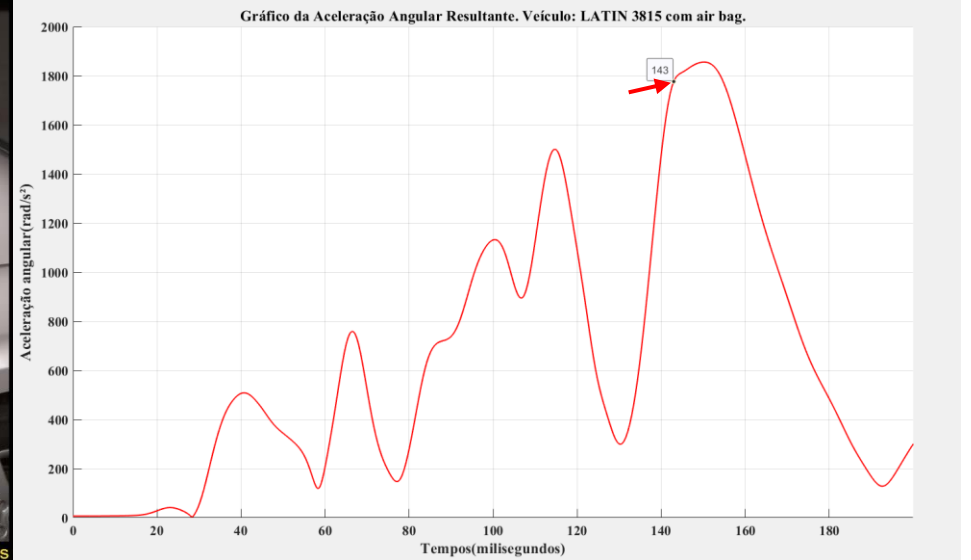
t = 115 ms



t = 130 ms

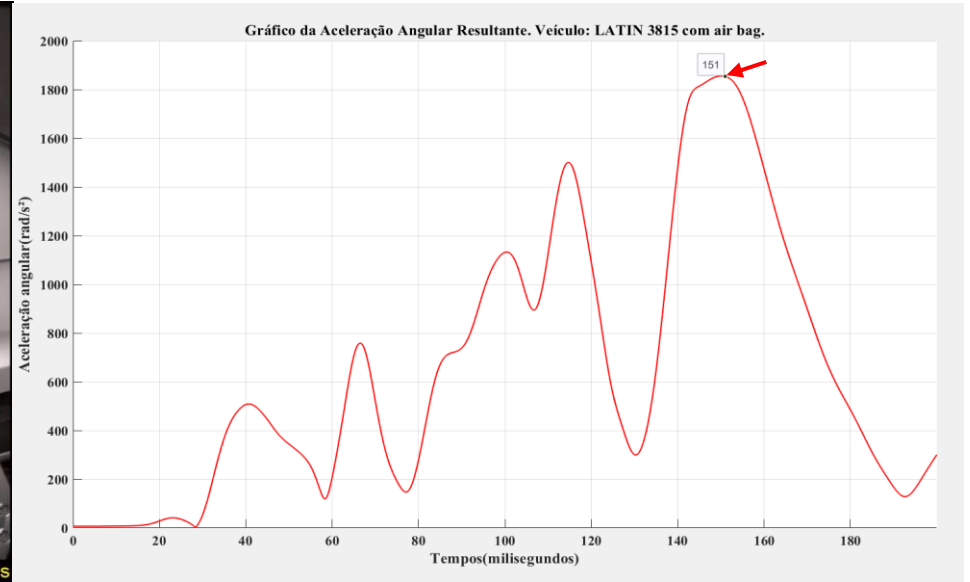


t = 143 ms

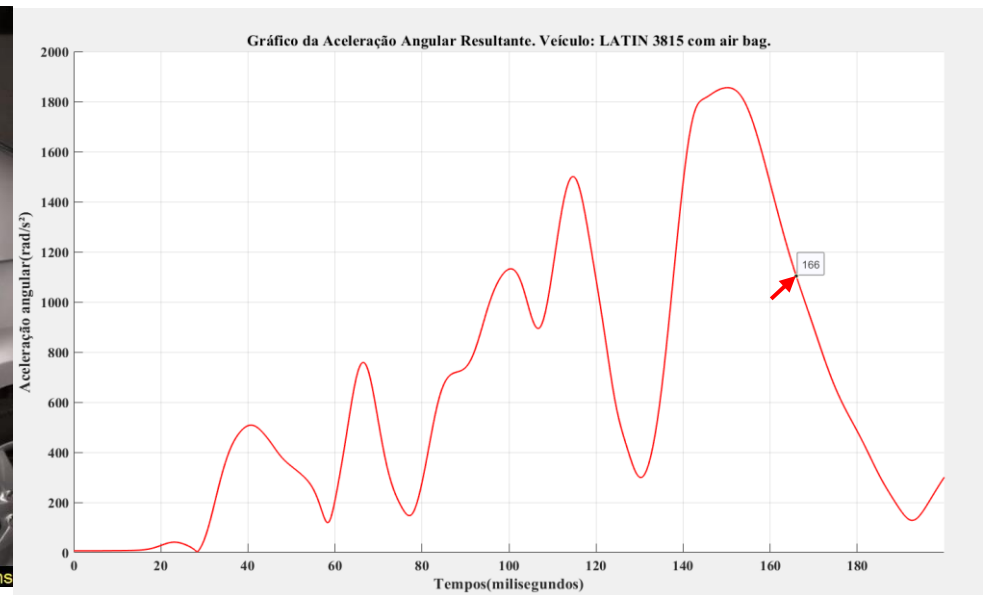




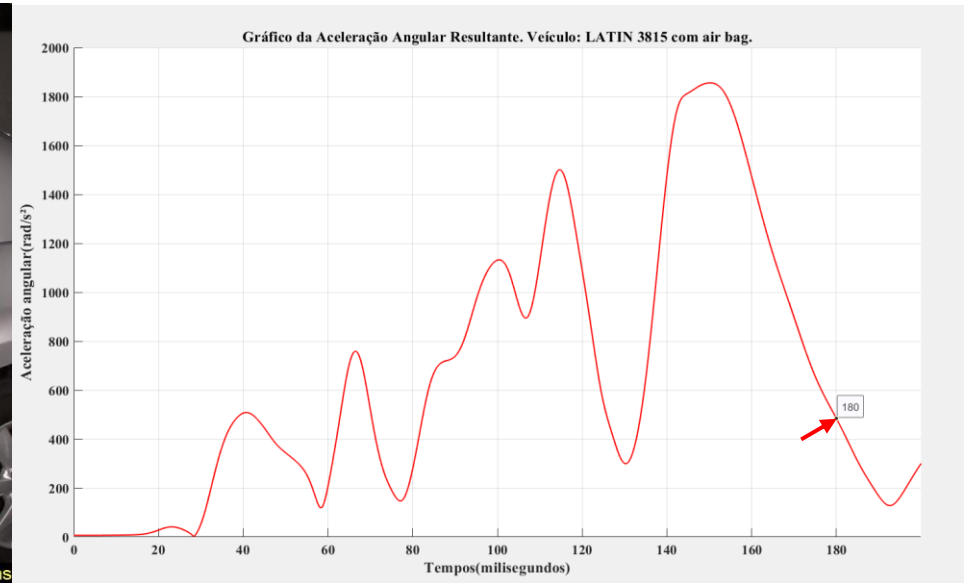
t = 151 ms



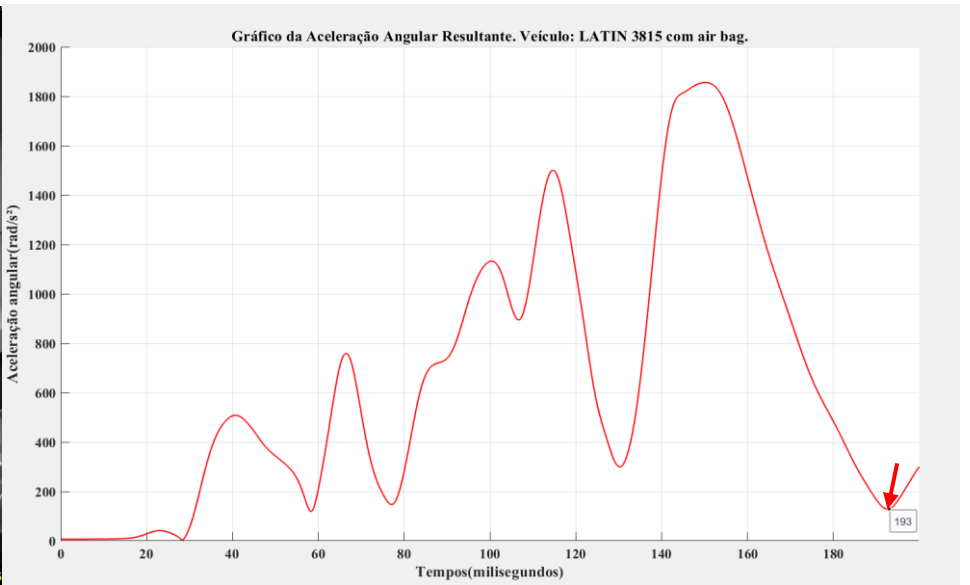
t = 166 ms



t = 180 ms



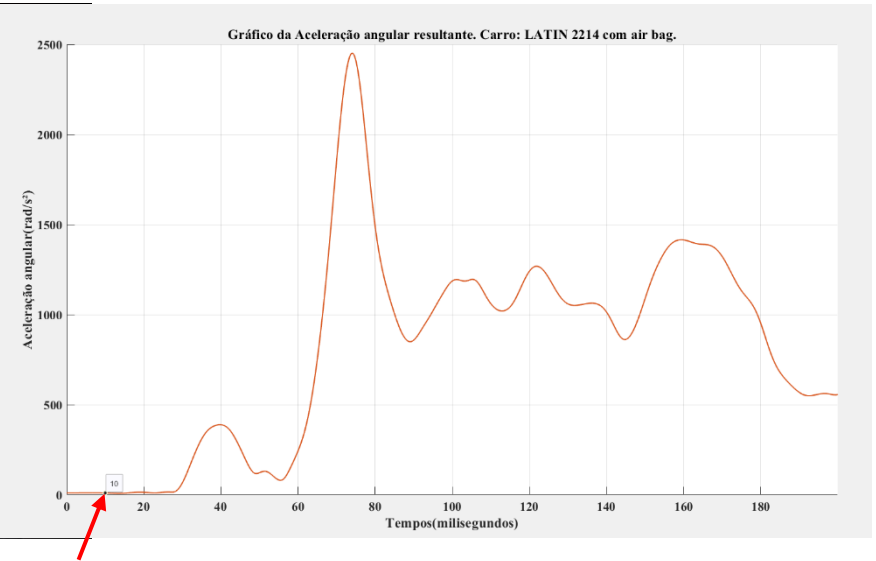
t = 193 ms



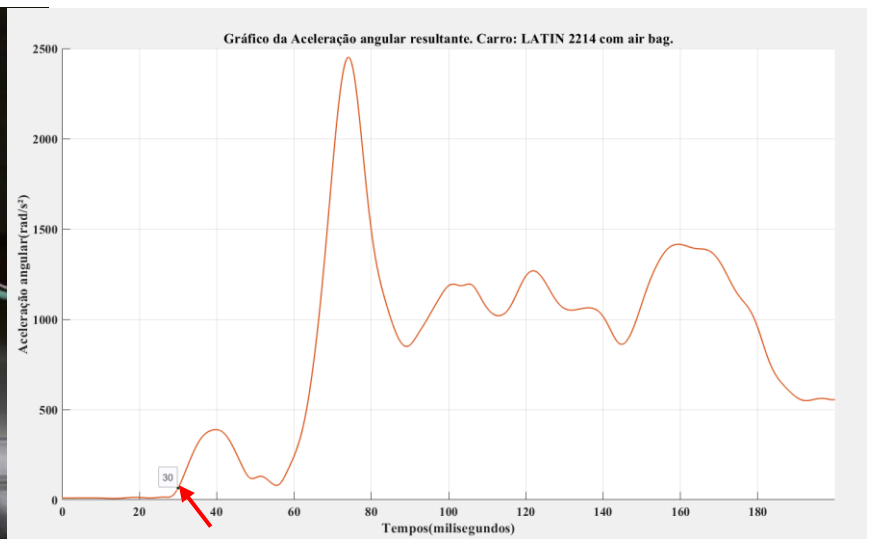
**ANÁLISE VEÍCULO 2214**

# FRAMES X TEMPO

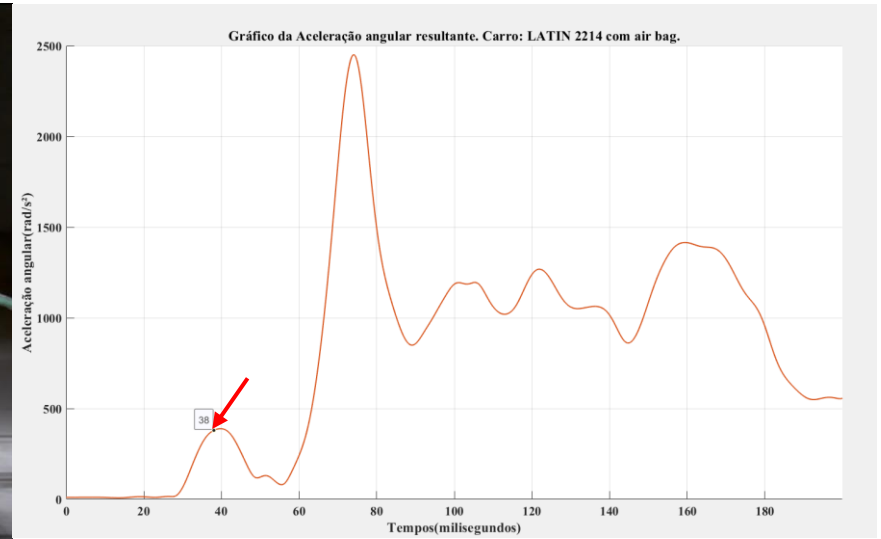
t = 10 ms



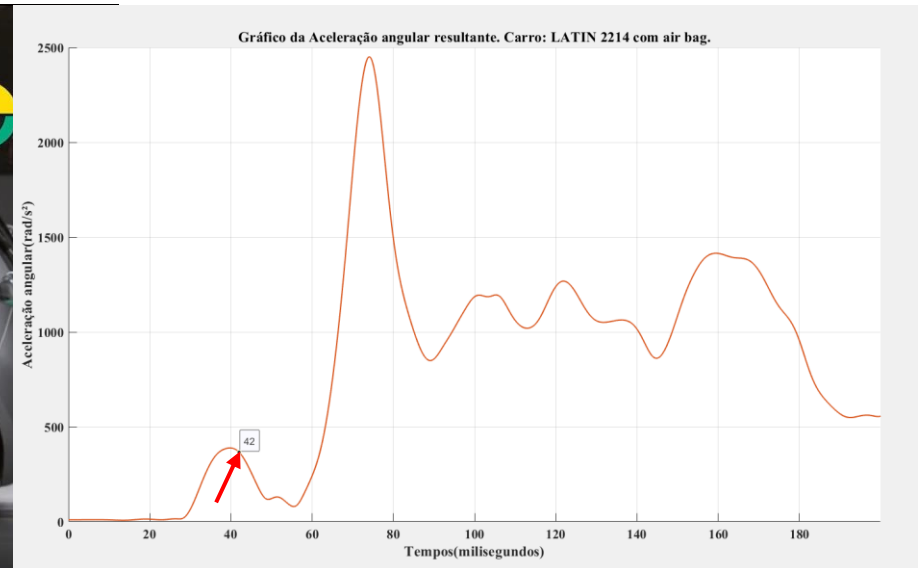
t = 30 ms – Abertura do air bag.



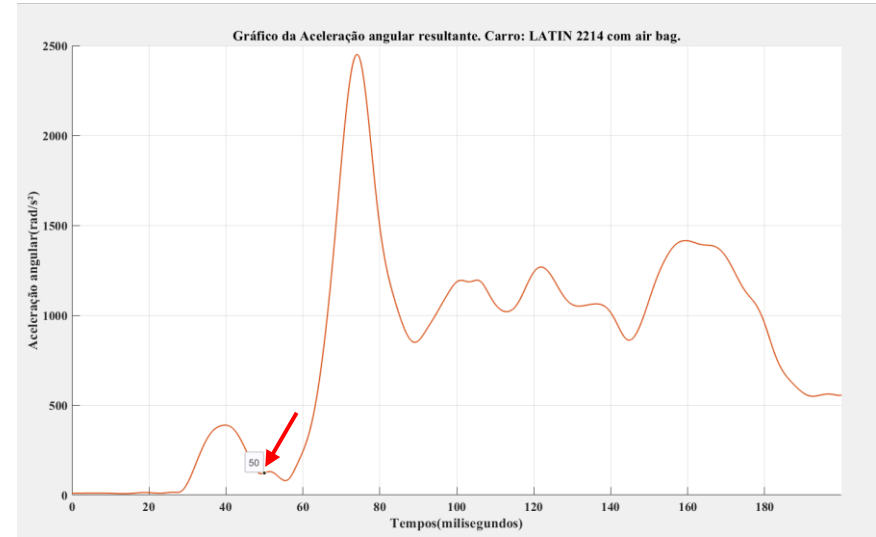
t = 38 ms



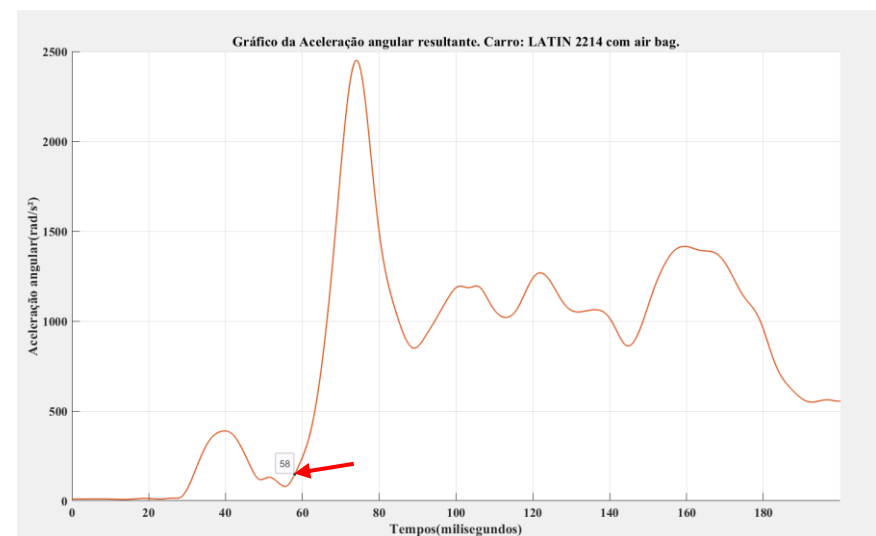
t = 42 ms



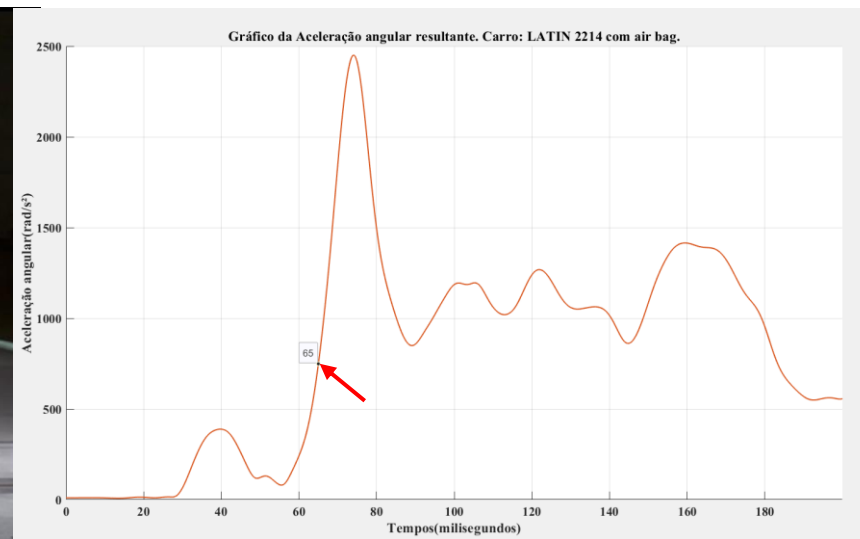
t = 50 ms



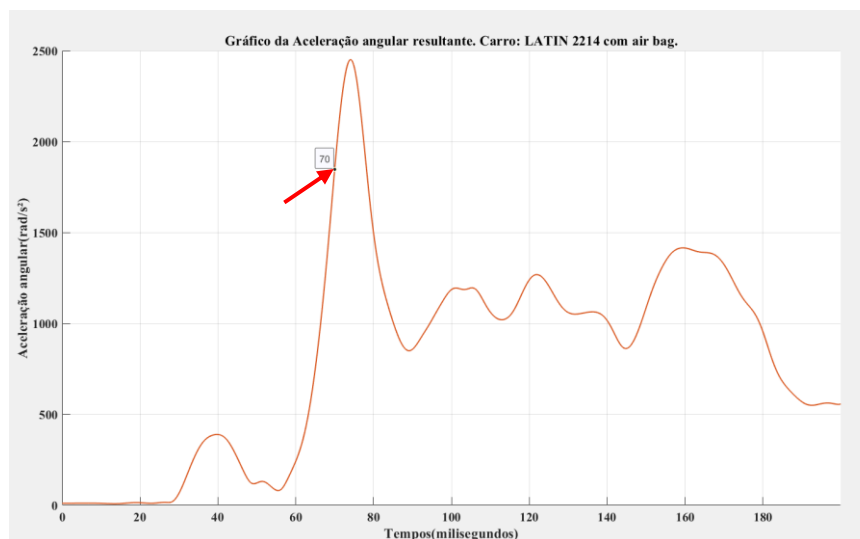
t = 58 ms



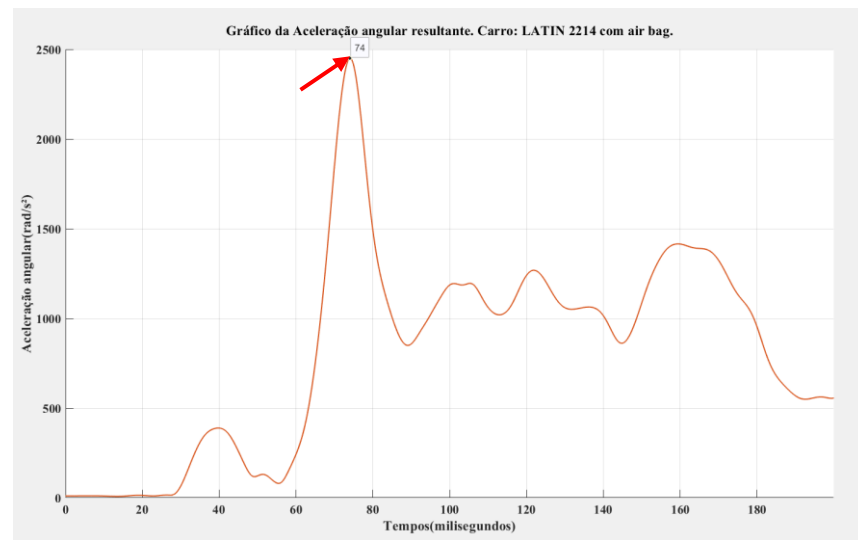
t = 65 ms



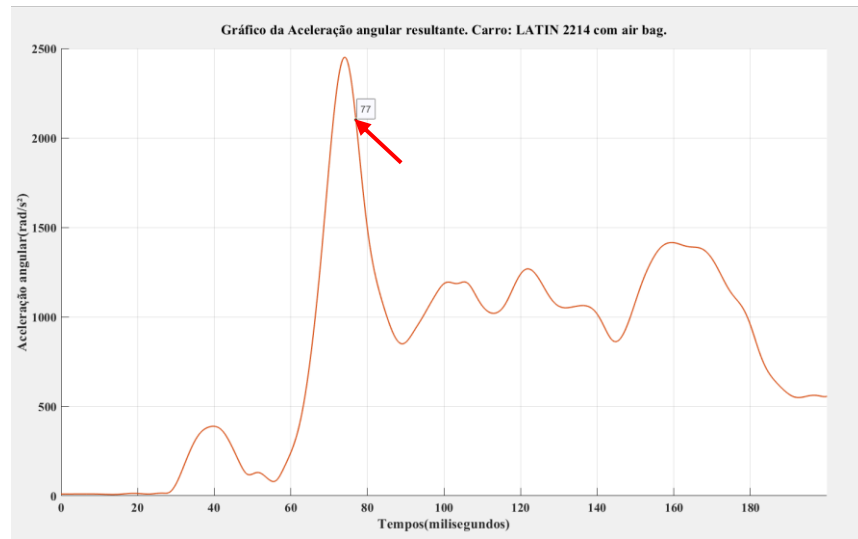
t = 70 ms



t = 74 ms

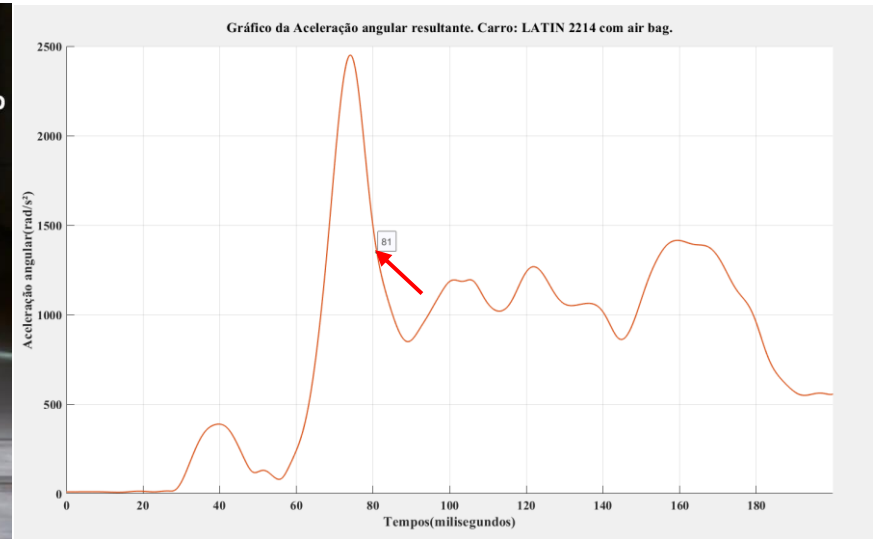


t = 77 ms

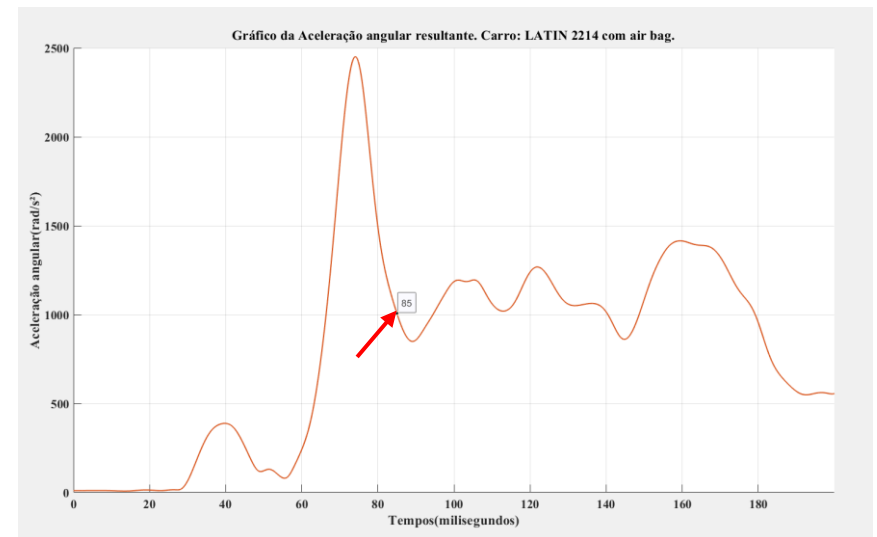




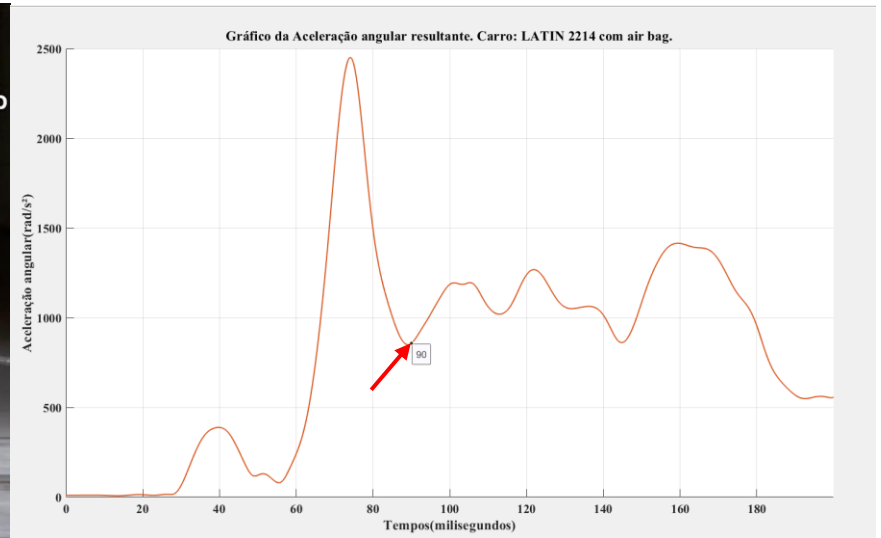
t = 81 ms



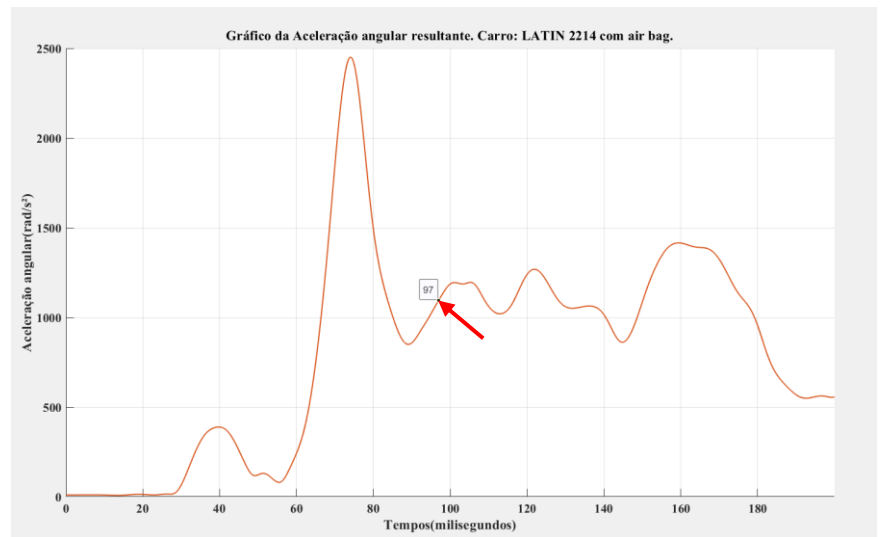
t = 85 ms



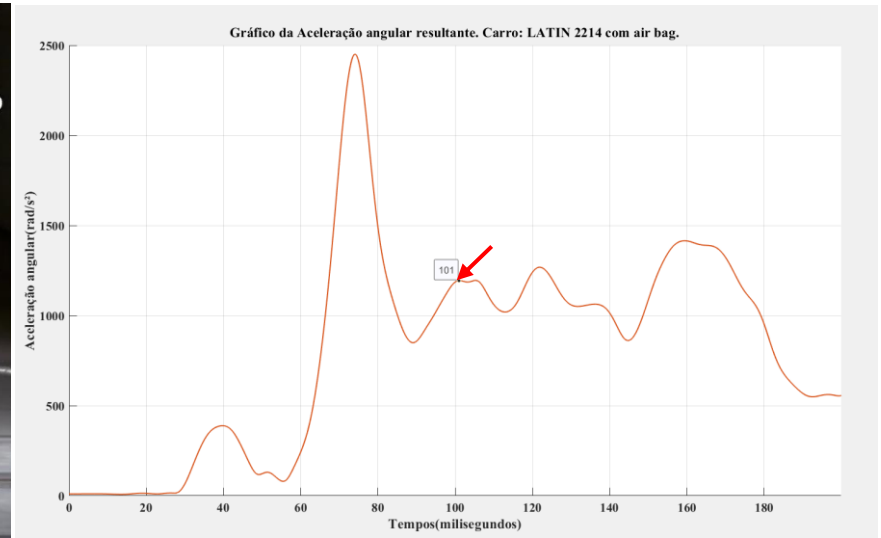
t = 90ms



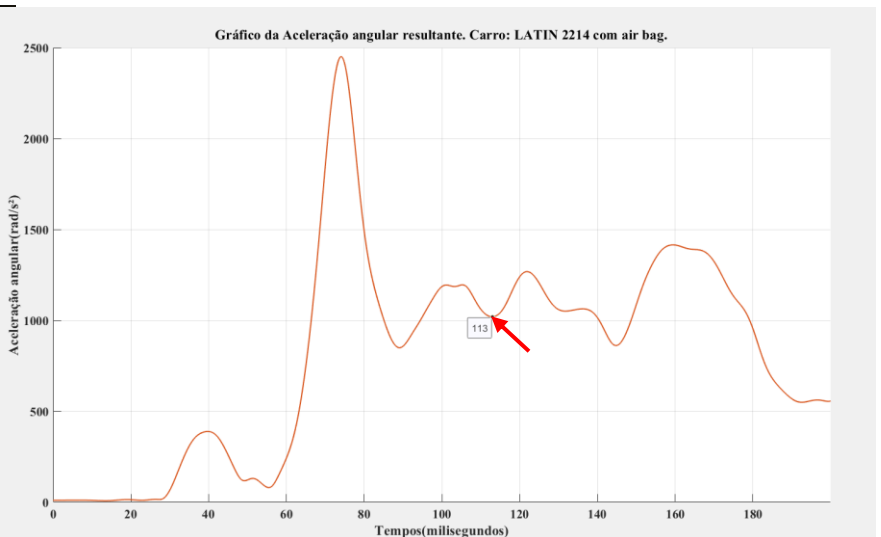
t = 97 ms



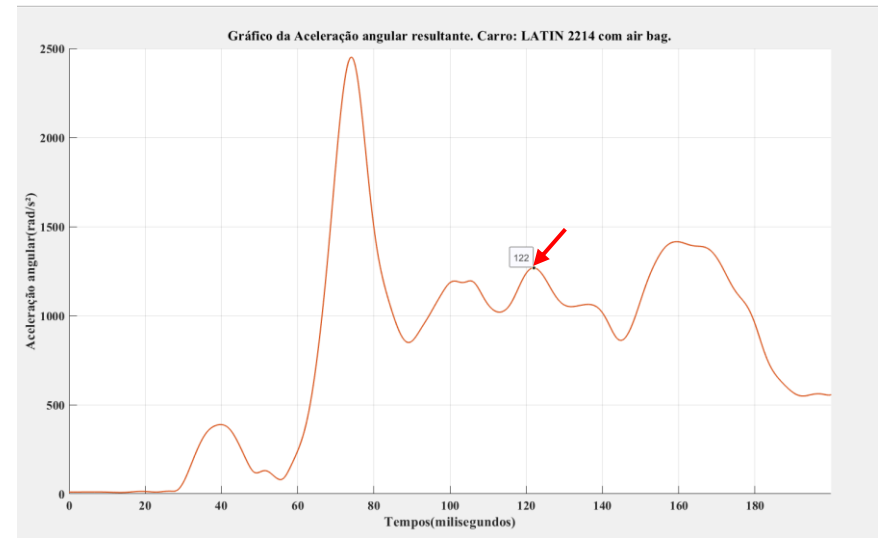
t = 101 ms



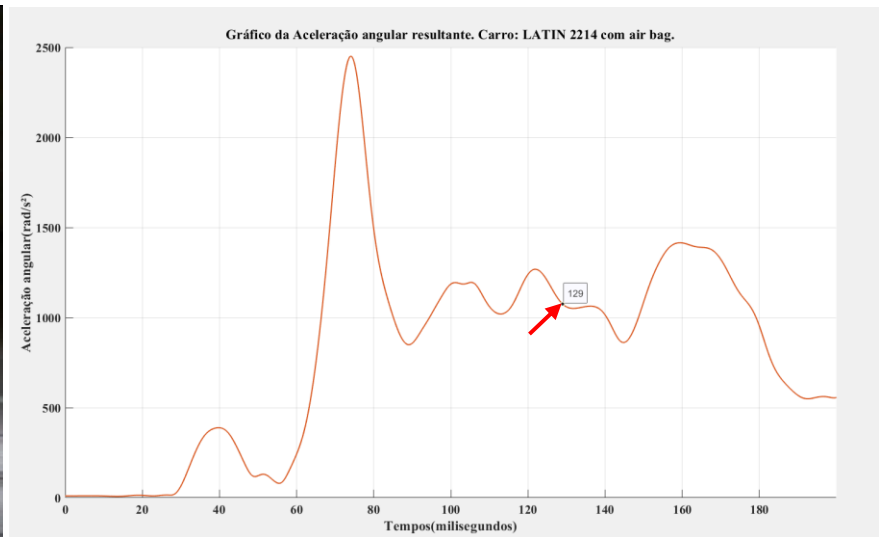
t = 113 ms



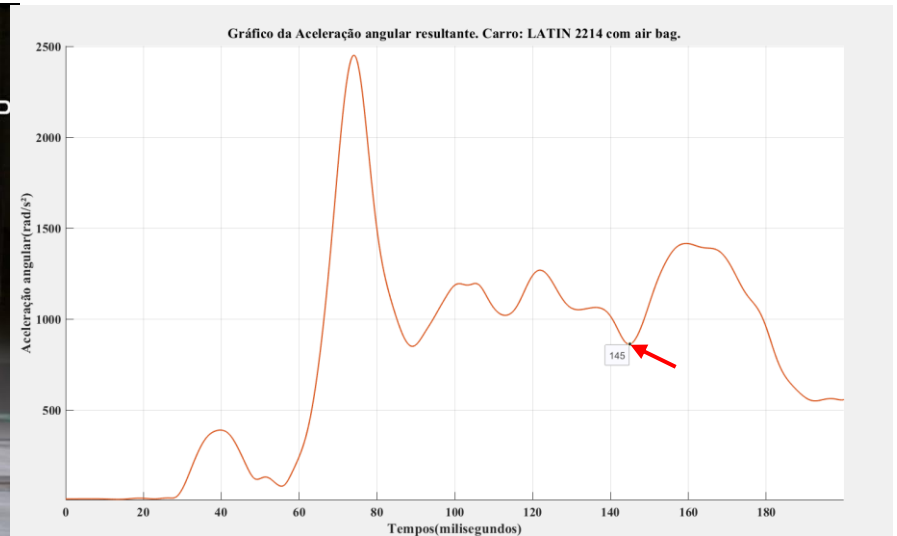
t = 122 ms



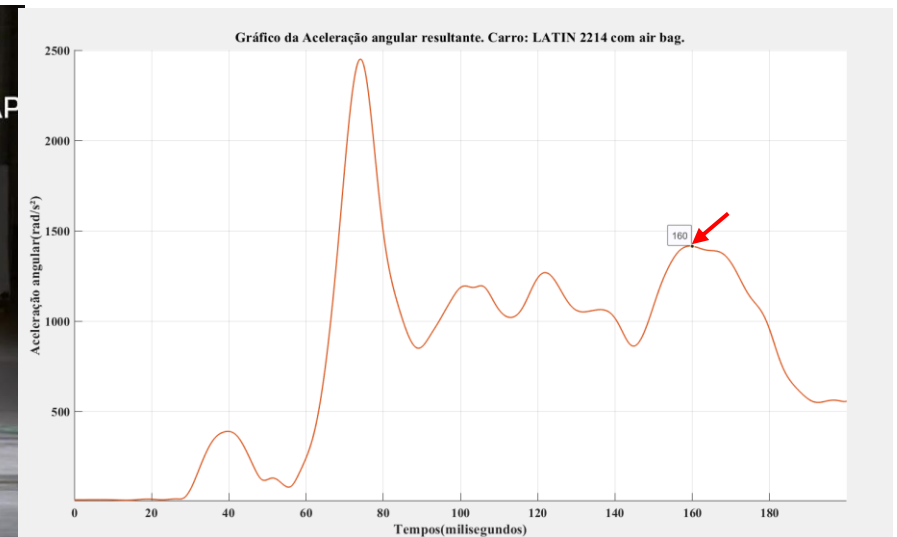
t = 129 ms



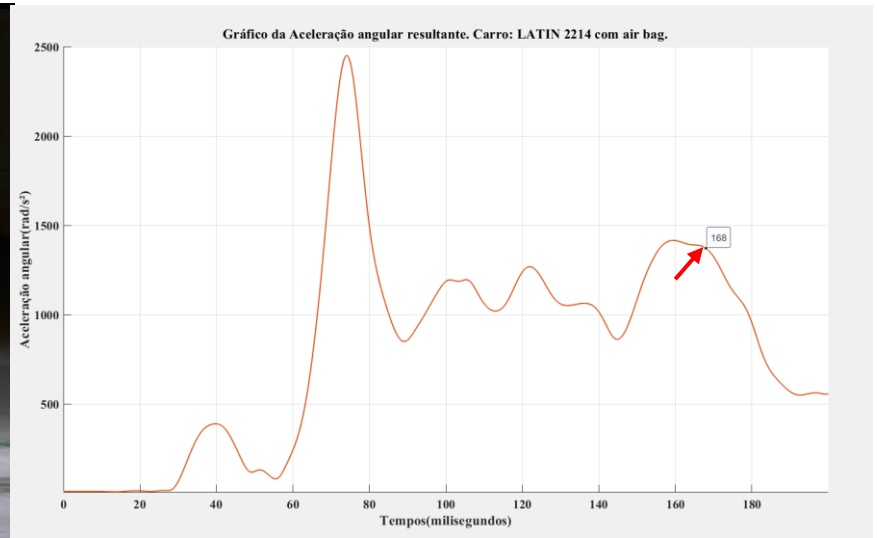
t = 145 ms



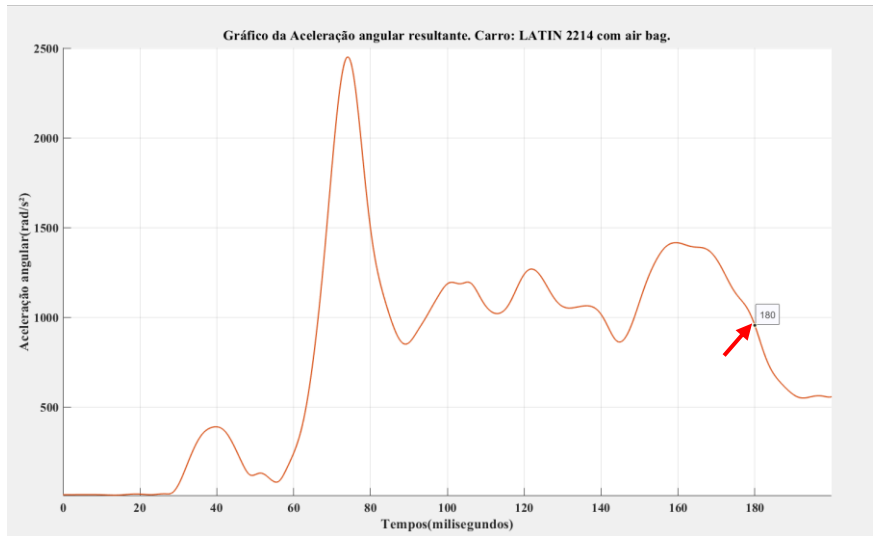
t = 160 ms



t = 168 ms



t = 180 ms



t = 192 ms

