

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

AVALIAÇÃO DA PROBABILIDADE DE RISCOS DE LESÕES NA CABEÇA E PESCOÇO EM
PASSAGEIROS DE AVIÕES COM RELAÇÃO À DISTÂNCIA ENTRE ASSENTOS NO CASO
DE COLISÃO COM O SOLO

por

Kaio Lucas Mazzotti

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, Julho de 2017

AVALIAÇÃO DA PROBABILIDADE DE RISCOS DE LESÕES NA CABEÇA E PESCOÇO EM
PASSAGEIROS DE AVIÕES COM RELAÇÃO À DISTÂNCIA ENTRE ASSENTOS NO CASO
DE COLISÃO COM O SOLO

por

Kaio Lucas Mazzotti

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof^a. Dr^a. Thamy Cristina Hayashi
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Mecânica Dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Rogério José Marczak

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Walter Jesus Paucar Casas

Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler

Prof. Dr. Rogério José Marczak

Porto Alegre, 03, Julho de 2017.

- AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus familiares por todo apoio nessa etapa importante da minha vida.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Rogério Marczak por toda a assistência e atenção prestadas para mim durante o trabalho.

Agradeço ao meu co-orientador, Dr. Tales Lisboa, por ter me guiado, me ajudado e por todo o tempo prestado para que esse trabalho fosse concluído.

Agradeço aos meus professores do meu curso que foram fundamentais para que eu realizasse meu sonho de ser engenheiro mecânico.

MAZZOTTI, K. L. **Avaliação da Probabilidade do Risco de Lesões na Cabeça e Pescoço em Passageiros de Aviões com Relação À Distância entre Assentos no Caso de Colisão com o Solo**. 2017. 23 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

RESUMO

O presente trabalho consiste em avaliar a probabilidade da severidade de lesão na cabeça e pescoço de passageiros de aviões em relação a distância entre poltronas, em casos de acidente. São feitas simulações do impacto de um *dummy* contra a poltrona a sua frente, a fim de obter acelerações e forças atuando na cabeça e pescoço. Estas servem como parâmetros de entrada para a avaliação da severidade de lesões por meio da escala abreviada de lesões (*AIS – Abbreviated Injury Scale*). Para o critério de lesões na cabeça, usa-se o critério de lesões de cabeça (*HIC - Head Injury Criteria*), que consiste em medir o potencial de lesão na cabeça, resultante da aplicação de acelerações lineares. Para o pescoço, utiliza-se forças e momentos críticos como parâmetros para indicar se o acidente será grave ou não. São avaliados três casos de distâncias entre bancos para uma determinada aceleração de impacto, a fim de determinar se a distância modifica ou não a probabilidade da severidade das lesões. Com o presente estudo, conclui-se que para distâncias maiores entre bancos a probabilidade de lesões diminui quando avaliado o *HIC*. Para lesões no pescoço, avalia-se que a distância entre bancos é indiferente a severidade das lesões, todas elas seriam graves.

PALAVRAS-CHAVE: Simulação dinâmica, impacto, probabilidade de lesões, segurança de aeronaves, segurança de passageiros.

MAZZOTTI, K.L **Evaluation of the likelihood of the injuries severity in the head and neck to passengers with respect to the pitch in case of collision with the ground.**2017. 23 fl. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

ABSTRACT

The present report aims at evaluating the likelihood of the severity of head and neck injuries of airplane passengers with respect to the distance between seats, namely pitch distance, in cases of accidents. Impact simulations of a dummy against the seat are developed in order to obtain accelerations and forces acting at the head and neck. These are used to the evaluation of the severity of injuries, using the Abbreviated Injury Scale (AIS). The criterion for head injuries is defined by the Head Injury Criteria (HIC), which consists in estimating the head injury potential resultant from linear accelerations. For the neck, critical forces and bending moments are assessed, so as to determine if the accident will be severe or not. Three pitch values are considered, along with a pattern of acceleration of an airplane crash, in order to evaluate if the pitch distance has an influence on the likelihood of injuries severity. The results suggest that the larger the pitch distance, the smaller is the HIC and thus the likelihood of injuries severity. For the neck injuries, it is evaluated that the distance is unrelated to the severity: all injuries are severe.

KEYWORDS: Dynamic simulation, impact, likelihood of injuries severity, aircraft safety, passenger safety.

ÍNDICE

	Pág.
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	1
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	2
3.1. Análise Transiente	2
3.2. Diferenças Finitas	2
3.3. Mecanismos e Critérios de Lesões	3
4. METODOLOGIA	4
4.1. Análise Numérica	4
4.1.1. Dummy.....	5
4.1.2. Bancos e Cinto.....	6
4.1.3. Desaceleração dos Assentos.....	7
4.1.4. Coleta de dados.....	8
4.2. HIC e Critério de Lesão no Pescoço.....	8
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	9
5.1 Cabeça.....	9
5.2 Pescoço.....	11
6. CONCLUSÕES	14
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	14
Apêndice I	16

1. INTRODUÇÃO

Apesar de o transporte aéreo ser um dos mais seguros do mundo, quando ocorrem acidentes o impacto social é muito grande. Muitas pessoas têm medo de voar pois acidentes são em sua maioria graves ou gravíssimos com taxa de mortalidade para voos comerciais de 4,3% conforme a NTSB (*National Transportation Safety Board*) (ABCNEWS, 2014). Tendo isso em mente, o trabalho para melhorar ainda mais a segurança dos aviões é imprescindível, pois acidentes com veículos motorizados continuarão a ocorrer apesar de todos os esforços humanos para preveni-los (Shanahan, 2004).

Dos diversos acidentes aéreos ocorridos no Brasil, nas últimas décadas como o Fokker 100 da TAM de 1996 (G1, 2016), no dia 29 de dezembro de 2016, houve uma catástrofe envolvendo 77 pessoas, dentre elas um time de futebol brasileiro, sua comissão, jornalistas e comissários. O voo La Mia 2933, com destino à Colômbia, deixou 71 mortos e seis feridos ao colidir em uma região montanhosa na Colômbia (Figura 2.1), sendo esse acidente uma das maiores tragédias do futebol brasileiro. Ainda que fosse um acidente catastrófico, sobreviveram seis pessoas com ferimentos graves, o que demonstra que estudos referentes a segurança dos passageiros em situação de acidente são importantes. (Abrantes, 2016)



Figura 2.1 - Acidente do avião da chapecoense (Abrantes, 2016)

Em função de posicionar mais poltronas dentro do espaço dos aviões comerciais de passageiros, operadoras têm diminuído o espaço entre elas. Essa medida (distância entre poltronas) é conhecida como *pitch*. Não entrando em questões de conforto dos usuários do serviço de transporte aéreo, essa redução do espaço pode influenciar na possível fatalidade em situações de acidente em se tratando de cabeça e pescoço? Esta é a pergunta que esse estudo procura responder de forma preliminar.

2. OBJETIVOS

O presente estudo tem como objetivo avaliar se as distâncias entre poltronas do avião alteram a probabilidade de severidade de lesões na cabeça e pescoço dos passageiros em um pouso forçado. São utilizadas informações relativas a uma queda controlada de avião para tornar as análises mais realísticas. Por intermédio de análises numéricas de impacto, procura-se graduar a probabilidade da severidade de lesões devido a forças de impacto na cabeça e pescoço dos ocupantes utilizando a escala abreviada de lesões (*AIS – Abbreviated Injury Scale*). Este trabalho tem potencialidade para se tornar base a outros estudos relativos a esse tema, por exemplo, segurança de aviões e probabilidade de lesões em acidentes de avião, em outras situações além da abordada aqui.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Análise Transiente

Existem dois aspectos fundamentais que diferem um problema dinâmico de um estático. O primeiro é por definição, pela sua natureza de tanto entradas quanto saídas variarem no tempo. Por isto, um problema dinâmico não tem uma única solução, como é o caso estático, pois variando as condições de contorno são geradas diferentes respostas. O segundo é que, por apresentar forças de natureza inercial, o caso dinâmico não fica na condição de equilíbrio estático por conta da aceleração, diferente da estática em que os esforços internos equilibram as forças. (Varoto, 2015)

Sistemas contínuos possuem massa distribuída, geralmente não-uniforme. Quando isso acontece a análise do sistema deve ser feita através de equações diferenciais parciais tendo além do tempo algumas variáveis espaciais como independentes. (Varoto, 2015)

A equação de movimento é escrita na forma

$$M\ddot{\vec{x}} + C\dot{\vec{x}} + K\vec{x} = \vec{F} \quad (3.1.1)$$

onde M , C e K correspondem a matriz de massa, matriz de amortecimento e matriz de rigidez, respectivamente, \vec{x} , $\dot{\vec{x}}$ e $\ddot{\vec{x}}$ denotam os vetores de deslocamento, velocidade e aceleração de um corpo qualquer, respectivamente. \vec{F} define o vetor de forças externas aplicadas a este corpo.

3.2. Diferenças Finitas

A idéia principal no método de diferenças finitas, aplicado na análise transiente, é usar aproximações para derivadas temporais da equação de movimento (eq. (3.1.1)). Portanto, essa equação e as condições de limite associadas, se aplicável, são substituídas pelas equações de diferenças finitas correspondentes (Rao, 2010).

Utilizando a expansão da série de Taylor para x_{i+1} e x_{i-1} , ao selecionar os dois primeiros termos da equação de x_{i-1} e subtrair aos dois primeiros termos de x_{i+1} , tem-se a aproximação de diferença central para a primeira derivada de x em $t = t_i$. Tomando termos até a segunda derivada e adicionando as equações, obtemos a fórmula de diferença central para a segunda derivada. O método das diferenças centrais de segunda ordem é o mais empregado nos programas de análise estrutural em se tratando de métodos explícitos (Rao, 2010).

Pelo método de diferenças finitas, a equação de movimento fica na forma

$$\left(\frac{1}{\Delta t^2}M + \frac{1}{2\Delta t}C\right)\vec{x}(t_{i+1}) = \vec{F}(t_i) - \left(K - \frac{2}{\Delta t^2}M\right)\vec{x}(t_i) - \left(\frac{1}{\Delta t^2}M - \frac{1}{2\Delta t}C\right)\vec{x}(t_{i-1}) \quad (3.2.1)$$

onde t corresponde ao tempo e Δt denota o intervalo de tempo.

Este método é condicionalmente estável, isto é, para que a estabilidade seja assegurada, o intervalo de integração Δt deve ser menor que um valor crítico, descrito pela equação 3.2.2 (Miguel, 2006).

$$\Delta t \leq \Delta t_{cr} = \frac{2}{\omega_{nn}} = \frac{T_n}{\pi} \quad (3.2.2)$$

onde T_n é o menor período natural de vibração do sistema com n GDL e ω_{nn} é a correspondente maior frequência natural (Miguel, 2006). O método explícito é mais robusto e simples de programar, mais rápido comparado com o implícito, além de requerer menos memória para armazenamento (Rossi, 2007).

Para os métodos explícitos não é necessário a inversão da matriz de rigidez, como em métodos implícitos, algo importante para problemas não-lineares. O custo computacional de algoritmos explícitos por passo de tempo é muito menor do que algoritmos implícitos, entretanto, eles requerem pequenos espaços de tempo para se ter estabilidade numérica (Dokainish e Subbaraj, 1989).

3.3. Mecanismos e Critérios de Lesões

Em biomecânica, existe uma área que trata de lesões ocorridas pelo efeito das cargas mecânicas sobre o corpo humano. Respostas biomecânicas são definidas como alterações mecânicas ou fisiológicas de uma região do corpo experimentadas pelas cargas mecânicas, em especial cargas de impacto (Deushmurkh, 2006).

Existem três principais tipos de lesões de cabeça produzidas por impacto direto ou por altas acelerações:

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

Os três tipos de lesões são mutuamente exclusivos, entretanto em impactos extremamente severos, eles podem estar associados (Lima, 2009).

Para a cabeça, o critério de lesões amplamente usado é o critério de lesão em cabeça (*HIC - Head injury criterium, tradução livre*), apesar de criticado (Anderson, 2000). Ele é usado para medir o potencial de lesão na cabeça, resultante da aplicação de acelerações lineares (NHTSA, 2001).

A equação para cálculo do *HIC* é escrita na forma

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \left(\int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right) \right]^{2,5} \right\}_{max} \quad (3.4.1)$$

onde $a(t)$ é aceleração calculada no centro de massa da cabeça em gravidade (G), $(t_2 - t_1)$ é o intervalo escolhido de forma a maximizar o termo entre as chaves da equação, ou seja, é o intervalo de tempo onde *HIC* é máximo, em segundos. Existe dois tipos de escolha para intervalo de tempo máximo para o cálculo do *HIC*, o *HIC36* e o *HIC15*, eles correspondem a respectivamente 36ms e 15ms de intervalo de tempo máximo para maximização do *HIC*. A aceleração alta em baixos períodos de tempo podem ser mais suaves, em termos de lesões, que acelerações mais baixas por longos períodos.

Abbreviated Injury Scale (AIS) é uma escala que serve para quantificar a severidade de uma lesão. A severidade é definida como ameaça à vida ou não, para o qual toda lesão quantificada como maior que *AIS 4* significa risco de vida.

Tabela 3.4.1 – Escala abreviada de lesões. (Lima, 2009)

AIS	Nível de Severidade
0	Sem lesão
1	Pequena
2	Moderada
3	Grave
4	Gravíssima
5	Risco à vida
6	Fatal

Na Figura 3.3.1 está ilustrada a relação entre o HIC e a probabilidade de lesão para cada nível de severidade. Analisando, a probabilidade de lesão em cada nível AIS correspondente a um dado valor de HIC é dada pela distância vertical entre duas curvas subsequentes em uma dada zona. Por exemplo, para HIC de 1000, a probabilidade de ocorrer uma lesão AIS3 é de 36%, também 36% de probabilidade de lesão AIS2, com 15% de probabilidade de AIS4, 10% de probabilidade de AIS1, probabilidade muito pequena de ocorrer lesão AIS0 e AIS5, e probabilidade mínima de ocorrer lesão AIS6. Nota-se que com o aumento do HIC a probabilidade para níveis maiores aumenta e para níveis menores diminui. (Lima, 2009).

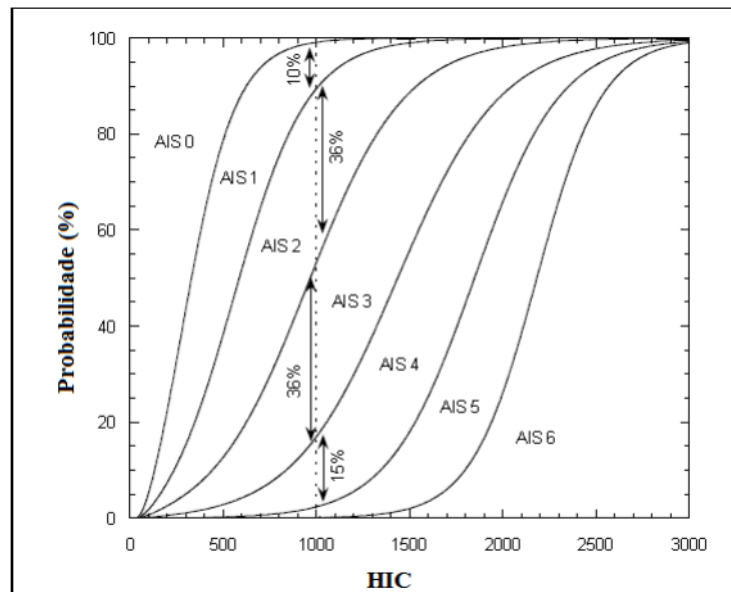


Figura 3.3.1 - Relação entre HIC e o nível de severidade da lesão AIS.

4. METODOLOGIA

4.1. Análise Numérica

Para a análise do impacto do avião com o solo e conseqüentemente do passageiro com o banco da frente utiliza-se o *software* de elementos finitos LS-DYNA. Esse *software* é usado pelas indústrias automobilística, aeroespacial, construção, militares, fabricação e bioengenharia (LSTC). Este *software* é particularmente usado para simulações dinâmicas de larga escala na indústria. As origens do código residem em análises de elementos finitos dinâmicos altamente não-lineares, usando a integração de tempo explícito (LS-DYNA, 2007).



Figura 4.1 – Fluxograma da análise numérica

É feito um modelo simplificado para simular o impacto do passageiro contra o banco a sua frente. Este contém um manequim, placas rígidas que correspondem aos assentos e um cinto de segurança situado na cintura do manequim. Para representar a queda do avião, é aplicada uma desaceleração nos bancos, fazendo com que o manequim se choque contra o

banco a sua frente. As respostas da simulação (por exemplo, curvas de aceleração, força e momento) são geradas por todo o período de análise para diversas partes do manequim.

Como o estudo serve para avaliar a probabilidade de riscos de lesões de acordo com a distância entre assentos, procurou-se utilizar distâncias que fossem usuais aqui no Brasil. A ANAC (Agência Nacional de Aviação Civil) criou uma etiqueta de classificação da distância entre o encosto de uma poltrona e a parte posterior da poltrona da frente. Esse espaço será classificado em cinco faixas: E (menos de 67 centímetros), D (de 67 cm a 69 cm), C (de 69 cm a 71 cm), B (de 71 cm a 73 cm) e A (mais de 73 cm) (Galo, 2013). A Fig. 4.2 introduz o tamanho da frota conforme os assentos pela etiqueta de classificação da ANAC para as quatro maiores empresas de aviação nacionais.

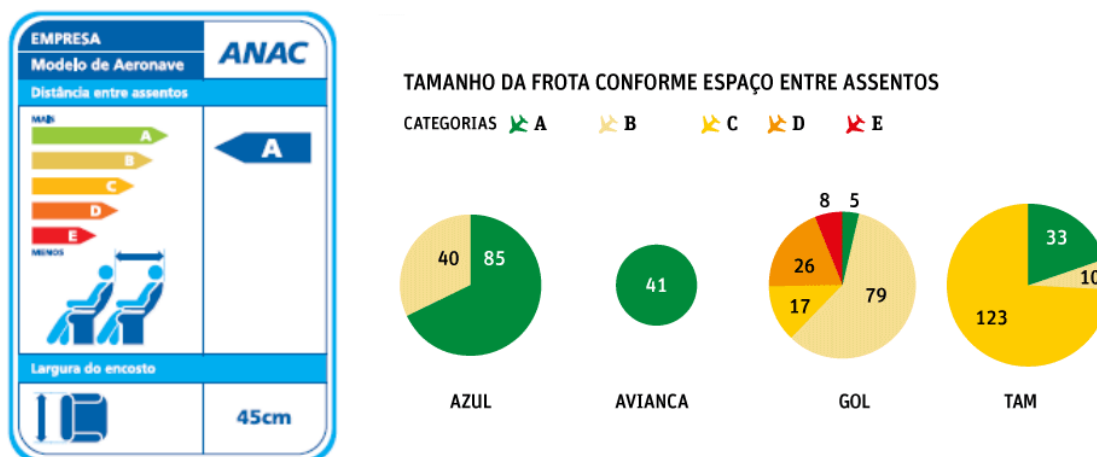


Figura 4.2 – Etiqueta de Classificação e Tamanho da Frota Conforme Espaço Entre Assentos (Galo, 2013)

Para este estudo foram utilizadas três distâncias entre bancos, enquadrados nas categorias D, B e A, conforme tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Distâncias entre bancos utilizadas na simulação

Configuração	Distância (cm)
1	67
2	71
3	76

4.1.1. Dummy

O *Dummy* (manequim) (Fig. 4.1.1) utilizado para essa simulação foi o *50th Percentile Male* deformável (LSTC, 2017). Este representa a média de 50% da população mundial masculina.

O *Hybrid III 50th Percentile Male Crash Test Dummy* é o manequim de teste de colisão mais utilizado no mundo para a avaliação de sistemas de retenção de segurança automotiva em testes de colisão frontal (Hummanetics, 2017). Originalmente desenvolvido pela *General Motors*, o design Hybrid III 50 é agora mantido e desenvolvido pela *Humanetics* em conjunto com os Comitês de Biomecânica da Sociedade de Engenharia Automotriz (SAE – *Society of Automotive engineers*) e a Administração Nacional de Transporte e Segurança Rodoviária (NHTSA) (Hummanetics, 2017).

O manequim é um dispositivo de teste regulamentado no Código de Regulamentos Federais dos EUA e também nos Regulamentos Europeus da ECE. Considera-se possuir excelente capacidade de biofidelidade e instrumentação (Hummanetics, 2017).

O posicionamento inicial do manequim é descrito conforme Figura 4.1.1, simulando os passageiros em voo momentos antes da colisão.

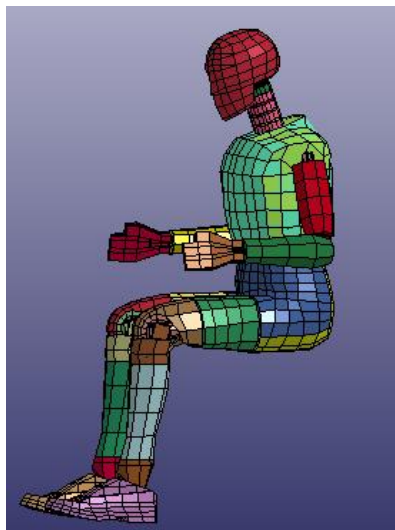


Figura 4.1.1 – Posicionamento do manequim

Tabela 4.1.1 – Dimensões e peso do manequim

Dimensões e peso	
Peso	78 (Kg)
Estatura	1,75 (m)
Altura sentado	88,4 (m)

Para este trabalho, os dados importantes são extraídos da cabeça e do pescoço do manequim. Nela são utilizados 3 “acelerômetros” em uma matriz triaxial que fornecem as acelerações a_x, a_y, a_z , que utilizadas no cálculo do *HIC* (eq. (3.4.1)). São utilizados mais 12 acelerômetros para captar as acelerações de rotação na cabeça.

Tabela 4.1.2 – Dimensões e peso da cabeça do manequim

Dimensões e peso	
Peso	4,5 (Kg)
Circunferência	59,7 (cm)
Largura	15,5 (cm)
Profundidade	20,3 (cm)

4.1.2. Bancos e Cinto

Existem vários modelos de poltronas para aviões, como esta análise está simplificada, foi escolhida a partir do livro *Airplane Design* (Roskam, 1986) as dimensões para os bancos conforme a tabela 4.1.2.1.

Tabela 4.1.2.1 – Dimensões do banco

Dimensões	
Largura	45 (cm)
Comprimento encosto	78 (cm)
Inclinação encosto	98° (em relação à horizontal)
Comprimento assento	44,7 (cm)

A poltrona que o modelo está sentado é composta por 2 placas rígidas, uma como assento e outra como encosto, e a poltrona frontal a esta é composta apenas por uma placa rígida como encosto.

Existe dentro do software LS-DYNA uma ferramenta específica para a criação do cinto de segurança. O cinto está situado somente na cintura do *dummy*, sem envolver o tórax, e é fixado por acessórios situados nos dois lados do manequim chamados de âncora. O papel das âncoras são basicamente travar o cinto de segurança. Diferentemente dos cintos de segurança de carros, cintos usados em aeronaves não são tracionados. Desse modo, apenas o contato do cinto com a cintura do *dummy* é necessário para simular seu efeito no sistema.



Figura 4.1.2.1 – Detalhe dos bancos e do cinto

4.1.3. Desaceleração dos Assentos

É aplicado uma desaceleração (variação negativa de velocidades) nas poltronas e nas âncoras do cinto, na direção x , para simular o impacto do avião com o solo. Com essa desaceleração, o corpo tende a ser jogado para frente, por conta da inércia, chocando-se com a parte de trás do banco a frente do passageiro (Fig. 4.1.3.1).

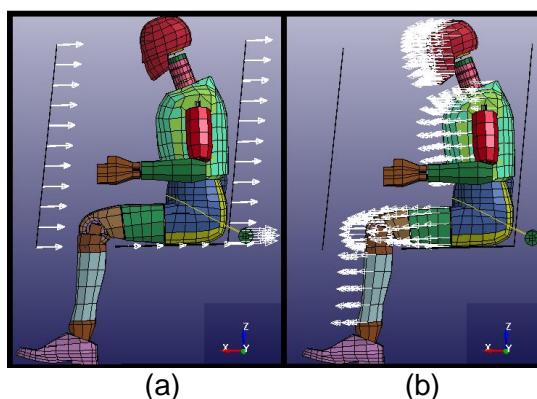


Figura 4.1.3.1 – (a) Desaceleração das placas, (b) Movimento de inércia do corpo após desaceleração.

Para evitar que os bancos saiam do plano ao entrar em contato com o modelo, são aplicadas restrições de deslocamento nas direções y e z nas placas e nas âncoras do cinto.

A partir de um experimento de queda controlada de aeronaves (Greer, 1964), pode-se extrair informações das curvas de velocidade e aceleração, para calcular uma curva simplificada de velocidade x tempo e utilizar nessa análise (APÊNDICE A).

Foi considerado somente o primeiro impacto (contato da fuselagem até o impacto da asa externa) do avião com o solo. Após os cálculos (APÊNDICE A) foi gerado um gráfico (figura 4.1.3.2) de velocidade x tempo. Levando-se em conta que este teste (Greer, 1964) foi realizado em condições ideais, em um solo plano e arenoso, utilizou-se fator de agressividade 2 para levar em conta situações mais adversas, como regiões montanhosas, vegetação, e áreas não pavimentadas de pistas.

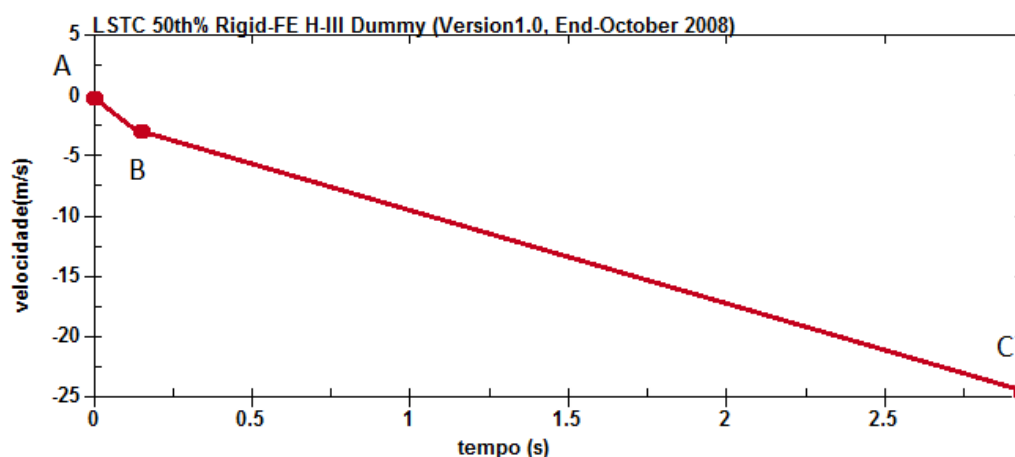


Figura 4.1.3.2 – Gráfico de Velocidade x Tempo

Tabela 4.1.3.1 – Pontos da curva Velocidade x Tempo

ponto	Velocidade (m/s)	Tempo (s)
A	0	0
B	2.94	0.15
C	24.38	2.94

4.1.4. Coleta de dados

Ao se definir todos os pontos mostrados acima, a análise pode ser realizada. Utiliza-se um *timestep* (Δt) de 0.003 milissegundos em uma análise de 1 segundo. O tempo de execução das análises foi de aproximadamente 20 minutos.

Após a análise numérica, o *software* fornece acelerações, forças e momentos no manequim durante todo o processo de avaliação. Os dados mais importantes para este trabalho são as acelerações resultantes na cabeça do passageiro, a força axial na região da cervical (C1 até C4) e o momento occipital gerado no pescoço. O *software* fornece também os valores de *HIC* máximos, calculados a partir da equação 3.1, por meio de integração das acelerações resultantes na cabeça. Ademais, pode-se avaliar forças no pescoço do *dummy*, a fim de se verificar se há lesões graves ou não devido a compressão ou flexão longitudinal do pescoço.

4.2. HIC e Critério de Lesão no Pescoço

Tendo feita a análise numérica, coleta-se o valor máximo do *HIC* de todo o impacto. Após isso, utiliza-se esse valor para o cálculo da probabilidade da severidade das lesões pelo gráfico da relação entre *HIC* e o nível de severidade da lesão *AIS* (Figura 3), para cada um dos três casos.

Para analisar as lesões no pescoço do manequim, são coletados dados de força de compressão e de flexão longitudinal. Com eles, calcula-se a probabilidade de lesão grave (*AIS3*), pela equação 4.2.1 para as forças de compressão (Lima, 2009):

$$AIS3 = \frac{1}{1 + \exp(10.987 - 2.375F_z)} \quad (4.2.1)$$

Para a flexão longitudinal, se utiliza um valor limite de 190N.m como parâmetro para caracterizar lesão grave ou não (Lima, 2009).

Com esses três parâmetros (*HIC*, força de compressão e flexão longitudinal) pode-se avaliar se a alteração da distância entre poltronas influencia na probabilidade do risco de lesões na cabeça e no pescoço do passageiro

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Cabeça

Para a primeira configuração, com 67 cm de distância entre poltronas, obteve-se a curva de aceleração resultante x tempo para cabeça mostrada na Figura 5.1.1. O pico de aceleração ficou em torno de 270g, *g* denotando gravidade, no tempo de 115ms. Este é o momento onde ocorre o impacto da cabeça com a poltrona da frente. O *HIC* máximo foi de 2287 e o intervalo de tempo de integração foi de 2,9ms.

Para a segunda configuração, com 71 cm de distância entre poltronas, obteve-se a curva de aceleração resultante x tempo para cabeça conforme Figura 5.1.2. Para esta configuração, o impacto ocorreu no tempo de 128ms, um tempo superior à configuração anterior, já o pico de aceleração acabou sendo menor, aproximadamente 240g. Consequentemente o valor de *HIC* máximo foi menor, de 1791, com tempo de integração de 3,3ms.

Para a terceira e última configuração, com 76 cm de distância entre poltronas, obteve-se a curva de aceleração resultante x tempo para cabeça conforme Figura 5.1.3. O impacto nessa configuração ocorreu mais tarde do que as anteriores, com 150ms, e a aceleração máxima foi menor, de aproximadamente 170g. O tempo de integração do *HIC* foi de 4,6ms e o valor do *HIC* máximo foi de 979,8, valor esse menor do que os anteriores, indicando que essa configuração terá os melhores resultados em se tratando de probabilidade de lesões mais graves.

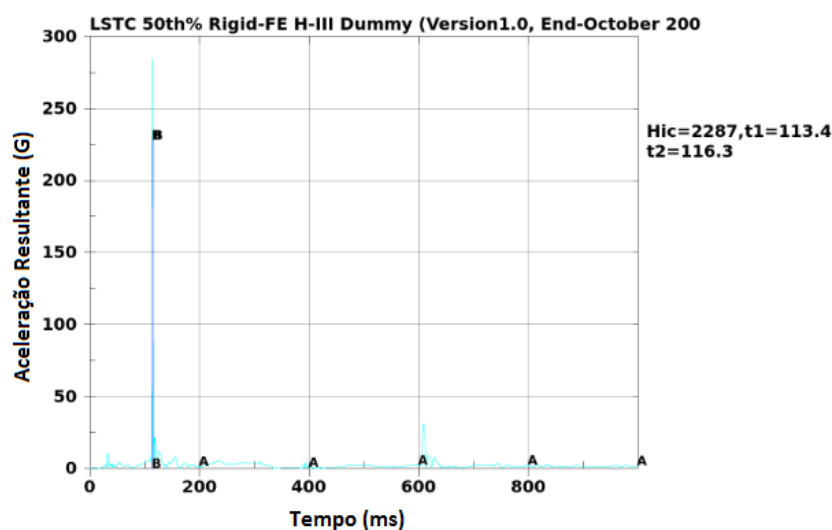


Figura 5.1.1 – Gráfico da aceleração resultante (G) x tempo (ms) para configuração 1

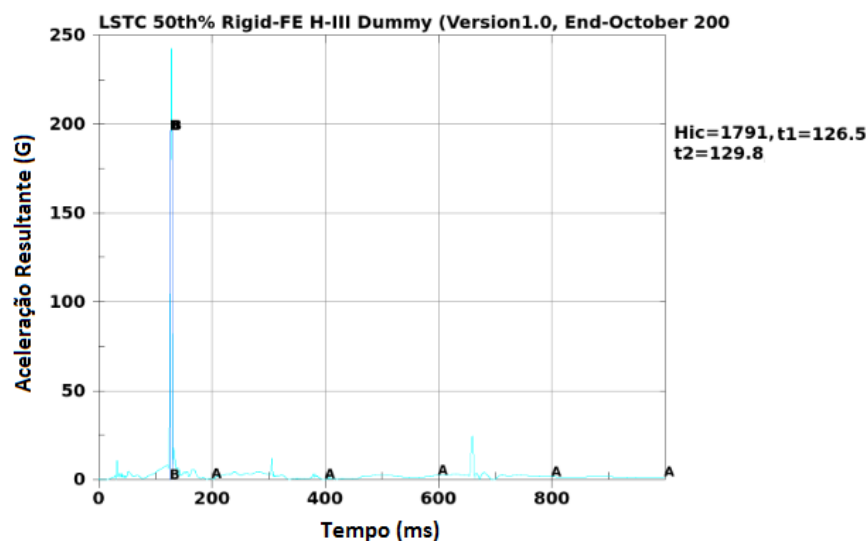


Figura 5.1.2 – Gráfico da aceleração resultante (G) x tempo (ms) para configuração 2

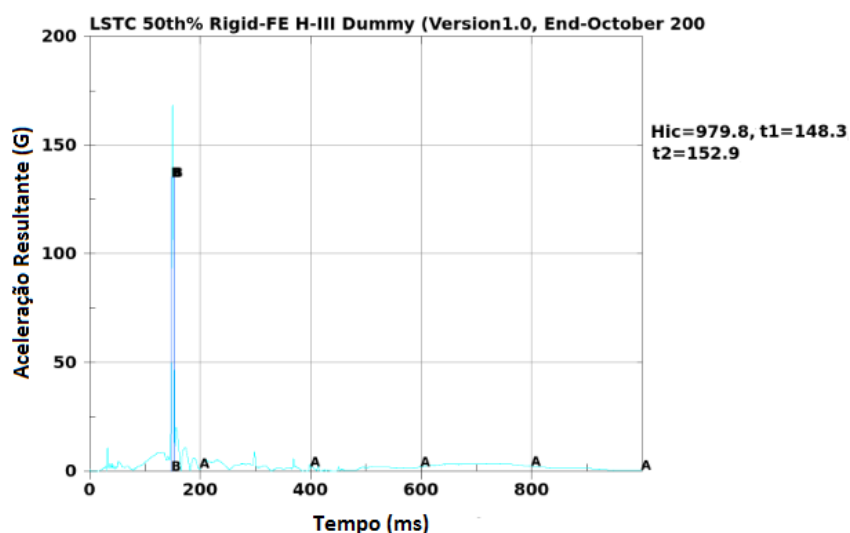


Figura 5.1.3 – Gráfico da aceleração resultante (G) x tempo (ms) para configuração 3

Após obter os valores de HIC, pode-se comparar a probabilidade da severidade de lesões entre os três casos de acordo com Figura 5.1.4. Os dados da Figura 5.1.4 estão compilados na Tabela 5.1.1. Essas probabilidades indicam que o caso 1 é o mais crítico em relação às lesões na cabeça: nele o passageiro vai ter, no mínimo, uma lesão grave, além de ter mais de 60% de chance de fatalidade. O caso 2 também tem uma probabilidade de risco à vida grande. O caso três é o mais seguro entre eles em se tratando de acidentes fatais, tendo menos de 3 % de chance de ser uma lesão com risco de morte.

Tabela 5.1.1 - Aproximação de probabilidades das severidades de lesão para cada caso

Caso	AIS0(%)	AIS1(%)	AIS2(%)	AIS3(%)	AIS4(%)	AIS5(%)	AIS6(%)
1	0	0	0,55	3,90	9,79	25,66	60,10
2	0	0	3,44	16,97	33,68	35,27	10,64
3	1,32	10,61	36,87	34,48	14,05	2,67	0

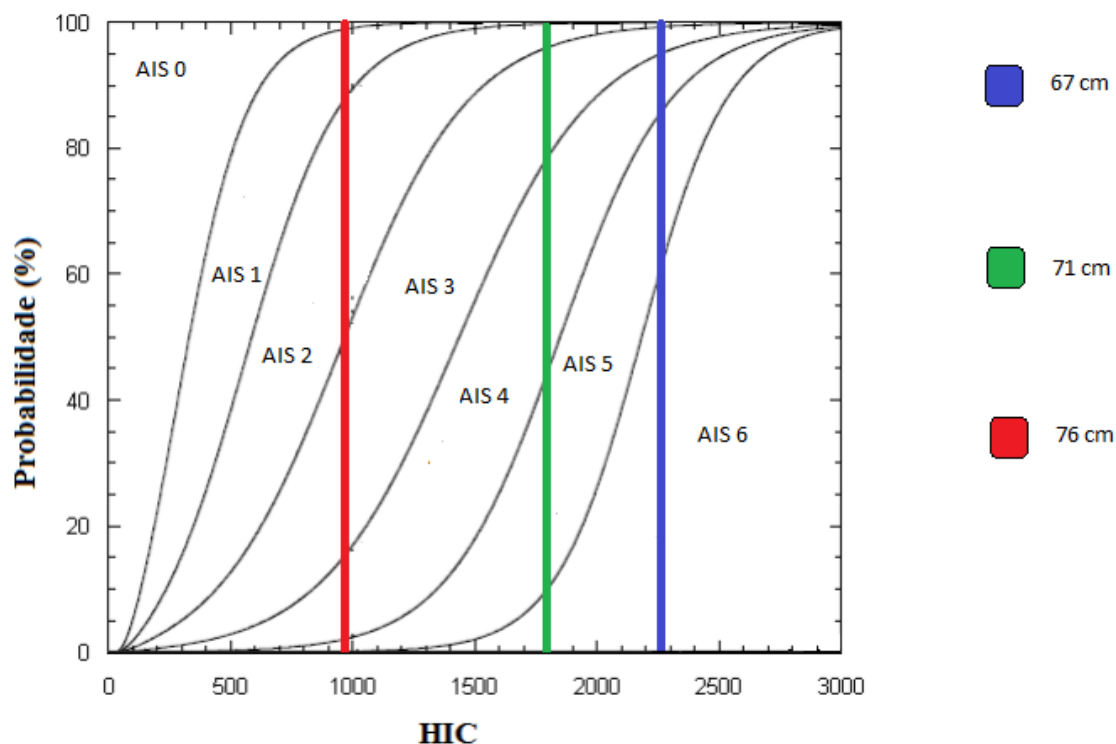


Figura 5.1.4 – Gráfico da probabilidade de lesões de acordo com o HIC

Apesar dessa discrepância de probabilidades em todos os casos tem-se pelo menos 50% de chance do acidente ser grave. A Tabela 5.1.2 apresenta o percentual de sobrevivência e de risco de vida para cada caso em função do AIS.

Tabela 5.1.2 – Percentuais de sobrevivência e de risco a vida

caso	Sobrevivência(%)	Risco à vida(%)
1	14,20	85,80
2	54,09	45,91
3	97,33	2,67

5.2 Pescoço

Foi avaliado para os três casos a força de compressão do pescoço (F_z) e o momento de flexão (M_y). Para o primeiro caso, obteve-se as curvas de força de compressão (figura 5.2.1) e momento de flexão (figura 5.2.2).

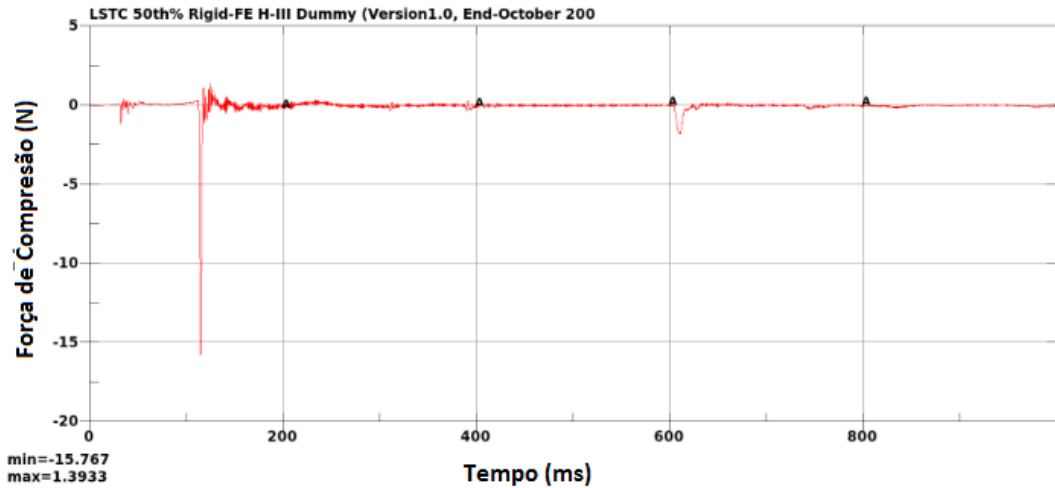


Figura 5.2.1 – Gráfico Força de compressão (N) x Tempo (ms) para o caso 1

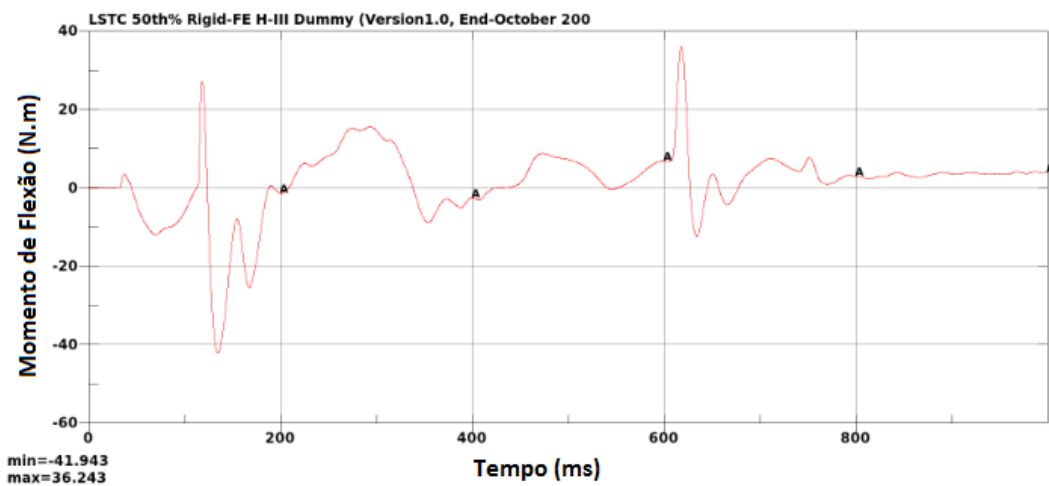


Figura 5.2.2 – Gráfico Momento de Flexão (N.m) x Tempo (ms) para o caso 1

Para o segundo caso, obteve-se as curvas de força de compressão (figura 5.2.3) e momento de flexão (figura 5.2.4).

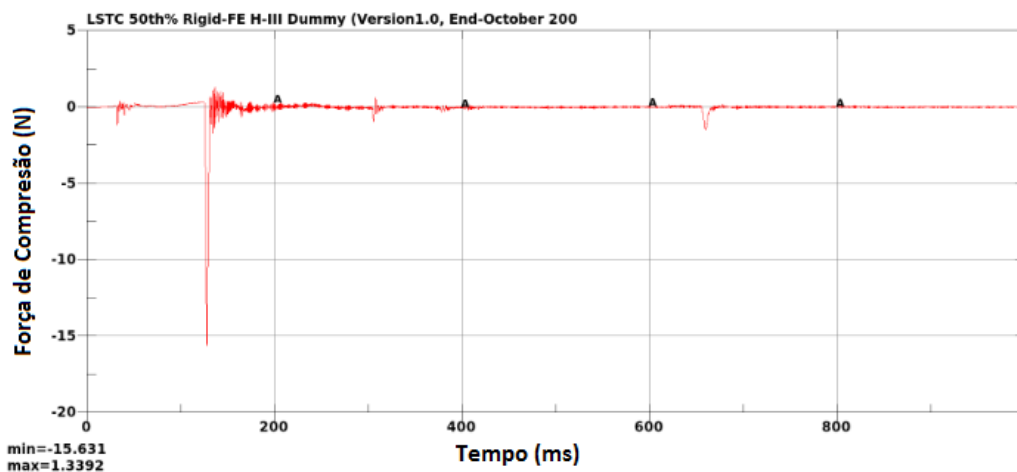


Figura 5.2.3 – Gráfico Força de Compressão (N) x Tempo (ms) para o caso 2

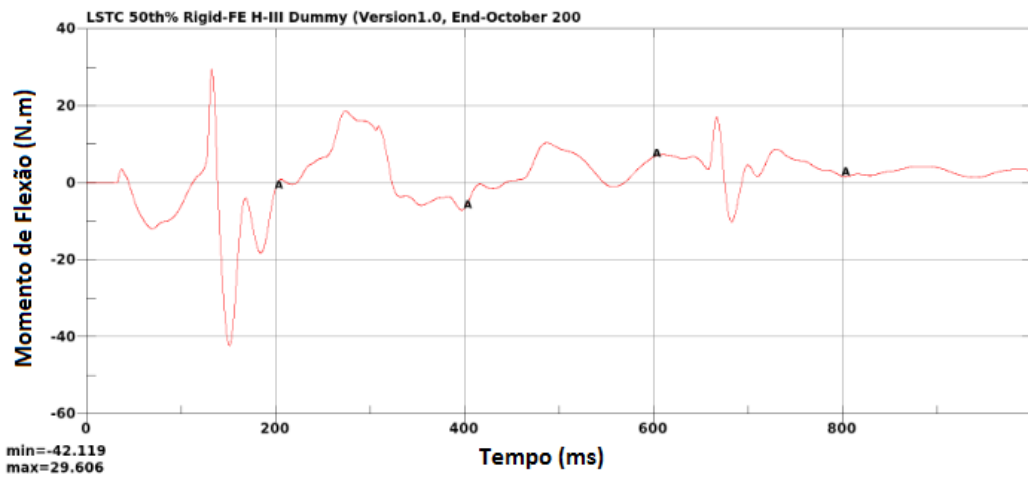


Figura 5.2.4 – Gráfico Momento de Flexão (N.m) x Tempo (ms) para o caso 2

Para o terceiro caso, obteve-se as curvas de força de compressão (figura 5.2.5) e momento de flexão (figura 5.2.6).

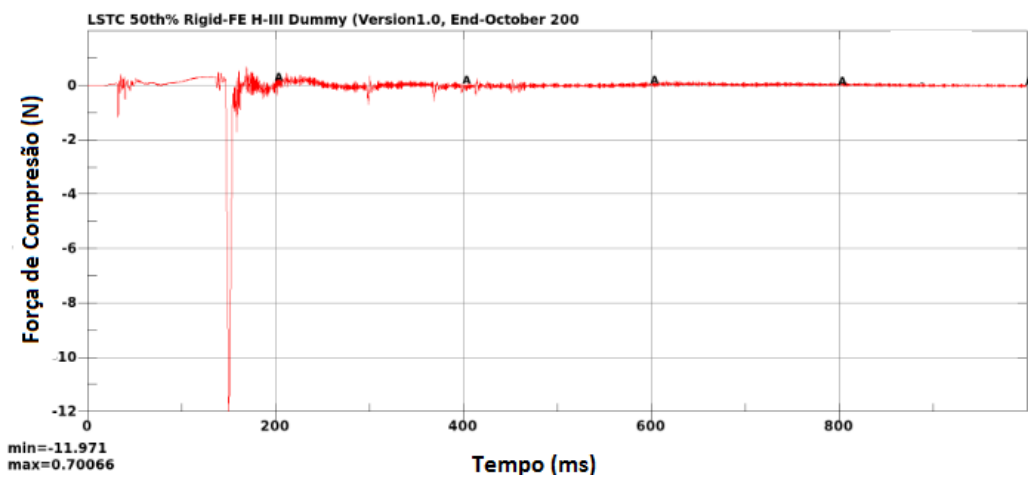


Figura 5.2.5 – Gráfico Força de Compressão (N) x Tempo (ms) para o caso 3

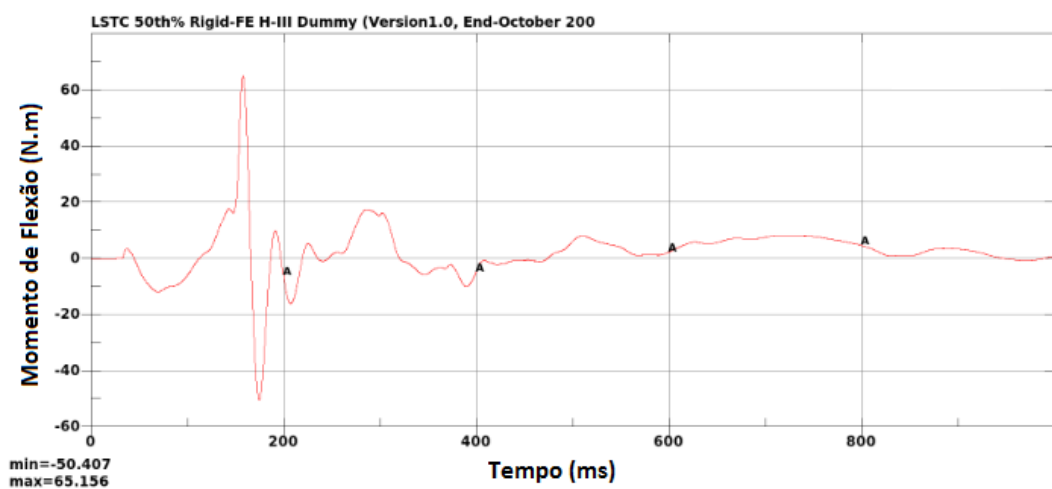


Figura 5.2.6 – Gráfico Momento de Flexão (N.m) x Tempo (s) para o caso 3

A tabela 5.2.1 mostra os picos das forças de compressão e momento de flexão geradas no pescoço.

Tabela 5.2.1 – Picos das forças de compressão e momento de flexão longitudinal

Caso	F_z (kN)	M_y (N.m)
1	15,76	41,94
2	15,63	42,19
3	11,97	65,15

Com relação as forças de compressão no pescoço, calculando a probabilidade de lesão grave pela equação (4.2.1), obteve-se 100% de probabilidade de haver lesões graves em todos os casos. Já em relação ao momento fletor, nenhum deles apresentou valor maior que 190 N.m. Portanto, não há risco de lesões graves por flexão.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho sugere que, para o caso estudado de colisão com o solo, considerando-se as simplificações utilizadas, a redução da distância entre os assentos, prática atualmente tão comum dentre as companhias aéreas, altera significativamente a probabilidade da severidade de lesões na cabeça. Os resultados sugerem que quanto menor o *pitch* usado para espaçar os assentos, maior a probabilidade de ocorrer óbito no caso de uma colisão. O aumento de fileiras com poltronas em aviões e, conseqüentemente, a diminuição do espaço entre assentos tendem a aumentar a gravidade da lesão na cabeça em um acidente.

Em se tratando da avaliação de lesões no pescoço, a alteração das distâncias entre assentos não apresentou significativa mudança, já que nos três casos ocorrerá lesões graves por compressão no pescoço.

Este trabalho abordou apenas uma situação para colisão de avião com o solo, além de conter inúmeras simplificações. Recomenda-se a continuidade do estudo para abranger outras situações de impacto, afim de gerar conclusões mais definitivas.

São muitas as variáveis que podem ser estudadas para aumentar a abrangência deste estudo. A troca do manequim masculino por um feminino ou o de uma criança, o posicionamento do manequim na hora da colisão, as angulações do assento, a lesão dos membros inferiores e superiores, diferentes taxas de desaceleração, dentre outros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abrantes, T.; **“O que se sabe sobre o acidente de avião com a Chapecoense”**. EXAME, São Paulo, nov. 2016. Disponível em : <<http://exame.abril.com.br/brasil/um-resumo-do-que-se-sabe-sobre-acidente-com-chapecoense/>> . Acesso em: 12 mai. 2017.

Anderson, R.W.G.; **“A study on Biomechanics of Anoxal Injury”**, Thesis, Department of Mechanical, The University of Adelaide, 2000.

Deusmurkh, P.S.; **“Rollover and Roof Crush Analysis of Low-Floor Mass Transit Bus”**, Master of Science, Wichita State University, 2006.

Dokainish, M.A., Subbaraj, K.; **“A survey of direct time-integration methods in computational structural dynamics – I. Explicit methods”** Computers and Structures, v.32, n.6, p.137-1389, 1989.

Fields, L.; “**What Are the Odds of Surviving a Plane Crash?**”. ABCNEWS, U.S.A, mar. 2014. Disponível em: <<http://abcnews.go.com/International/odds-surviving-plane-crash/story?id=22886654>>. Acesso em: 30 jun. 2017.

G1; “**Acidente da com Fokker 100 da TAM em São Paulo completa 20 anos**” Disponível em < <http://g1.globo.com/sao-paulo/noticia/2016/10/acidente-com-fokker-100-da-tam-em-sao-paulo-completa-20-anos.html>> São Paulo, 2016. Acessado em 2 jul. 2017.

Galo, R.; “**O guia das empresas aéreas parte 1 – o espaço entre os assentos**” Folha de São Paulo. Disponível em < <http://senhorespassageiros.blogfolha.uol.com.br/2013/10/17/o-guia-das-empresas-aereas-parte-1-o-espaco-entre-os-assentos/> >. Acessado em 23 jun. 2017.

Greer, D.L., Breeden, J .S., Heid T.L.; “**Crashworthy Design Principles**” Federal Aviation Agency, Washington, D.C. 1964.

Hummanetics.; “**Híbrido III 50th Male**” Disponível em < <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m> >. Acessado em 19 Jun. 2017.

Lima, A.; “**Simulação Numérica de Capotamento de Veículos Automotores – Comparação entre Normas e Verificação de Riscos de Lesão ao Condutor**”. 2009. 188 f. Dissertação de Mestrado - UFRGS, Escola de Engenharia, Porto Alegre, 2009.

LS-DYNA; “**Keyword User’s Manual**”, Livermore Software Corporation, California, EUA, 2007.

LSTC – (**Livermore Software Technology Corporation**); < <http://www.lstc.com> >. Acessado em 8 de mar. 2017.

Miguel, L.F.F.; “**Introdução ao Estudo de Vibrações**” Notas de Aula, UFRGS, 1^a ed., 2006.

NHTSA, National Highway Traffic Safety Administration; “**Federal Motor Vehicle Safety Standards: Occupant Crash Protecction**”, FMVSS 571.208. Standard No. 208, 2001.

Rao, S.S.; “**Mechanical vibrations**”, Prentice Hall, 5th ed, 1084 f. 2010.

Roskam , J.; “**Airplane Design – Part III: Layout Design Of Cockpit, Fuselage, Wing and Empennage: Cutaways and Inboard Profiles**” Roskam Aviation and Engineering Corporation, Ottawa, Kansas, 1986.

Rossi, G.P.; “**Estudo de Correlação do Comportamento de Pontos de Solda em Corpos de Prova pelo Método dos Elementos Finitos**”, Dissertação de Mestrado, USP, São Paulo, 2007.

Shanahan, D. F.; “**Human Tolerance and Crash Survivability**” RTO-EN-HFM-113, Germany, 2-3 nov, 2004.

Varoto, P.S.; “**SEM 504 – Dinâmica estrutural**” Notas de Aula, Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, 2015.

APÊNDICE A

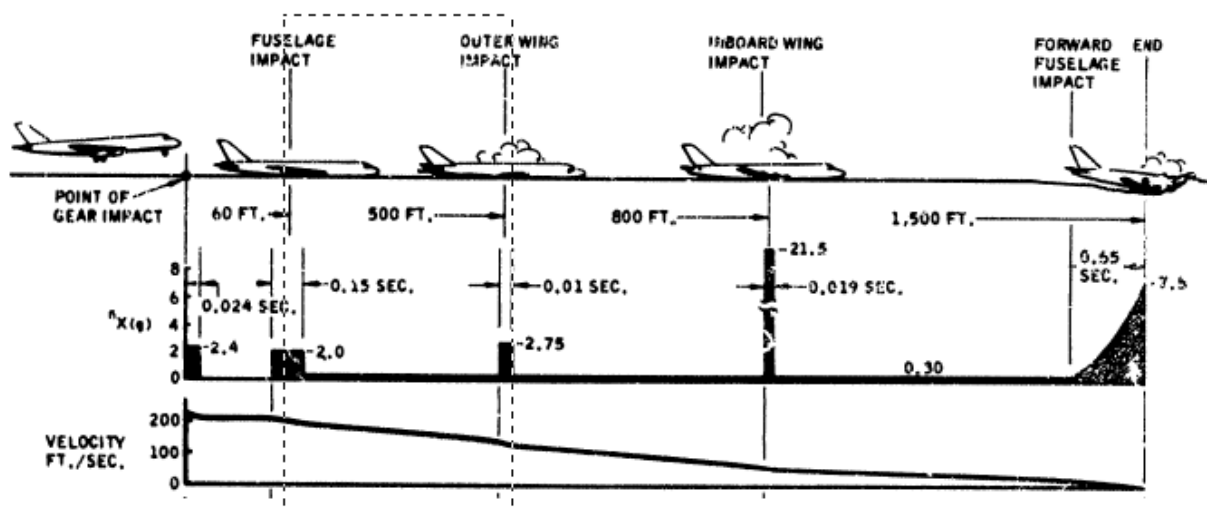


Figura A.1 – Simulação de impacto do avião

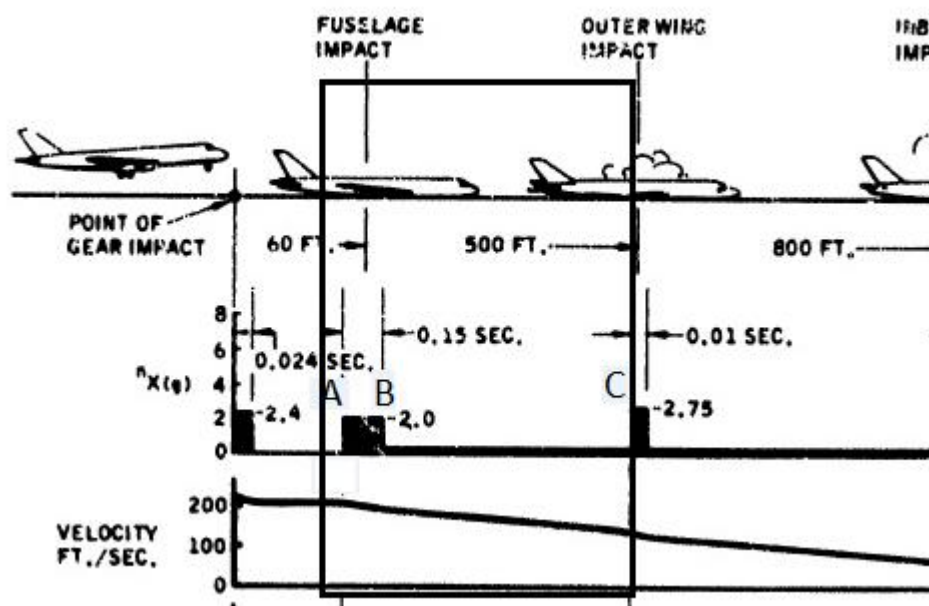


Figura A.2 – Detalhamento da figura A.1

Cálculo estimativo para desaceleração dos bancos.

Dados tirados a partir da figura A.2.

Velocidade inicial = $v_A = 200 \text{ ft/s} = 60,94 \text{ m/s}$

Velocidade final = $v_C = 120 \text{ ft/s} = 36,576 \text{ m/s}$

Aceleração inicial = $a_{AB} = -2G = -19,6 \text{ m/s}^2$

Tempo A-B = $t_{AB} = 0,15 \text{ s}$

Distância B-C = $D_{BC} = 440 \text{ ft}$

Dados objetivos

$v_B = ?$
 $a_{BC} = ?$
 $t_{BC} = ?$

Equações utilizadas

$$v_B = v_A + a_{AB} t_{AB} \quad (\text{A.1})$$

$$a_{BC} = \frac{v_C - v_B}{2D_{BC}} \quad (\text{A.2})$$

$$t_{BC} = \frac{v_C - v_B}{a_{BC}} \quad (\text{A.3})$$

Valores obtidos

$v_B = 58,02 \text{ m/s}$
 $a_{BC} = 7,6 \text{ m/s}^2$
 $t_{BC} = 2,79 \text{ s}$