

MODELAGEM E ANÁLISE DE UM DUMMY EM UM TESTE DE COLISÃO FRONTAL DE UM VEÍCULO

Autores:

Diego Jun Sato Kurashima - 10274231
Felipe Gomes de Melo D'Elia - 10340624
Fernanda Tiemi Kanazawa - 10332890
Renato Shiguenobu Yoshizaki - 4355806

PMR 3302 - Sistemas Dinâmicos I para Mecatrônica

02 de Maio de 2019

Resumo: Este documento apresenta o estudo do comportamento de um dummy comercial em impactos frontais usados em testes de colisão de veículos. O dummy utilizado como base foi um Hybrid III 50th que foi modelado como um sistema massa-mola-amortecedor e posteriormente analisado em ambiente MatLab conforme as condições de uma batida, obtendo-se valores de HIC da simulação.

Palavras-chave: Modelagem, Sistema Dinâmico, Dummy, Acidente de Trânsito, HIC, Modelo massa-mola-amortecedor

Abstract: This paper presents the study of the behavior of a commercial dummy on frontal impacts used in vehicle collision tests. The dummy used as the model was a Hybrid III 50th that was modeled as a mass-spring-damper system and later analyzed in MatLab software according to the conditions of a strike, obtaining HIC values of the simulation.

Keywords: Modeling, Dynamic System, Dummy, Traffic Accident, Head Injury Criteria, HIC, Human mass-spring-damper model.

Introdução

Acidentes de trânsito são uma das pautas principais da Organização das Nações Unidas (ONU). Segundo a Organização Mundial da Saúde (WHO), cerca de 1,3 milhão de pessoas morrem por ano no mundo inteiro devido à acidentes de trânsito [1], sendo a oitava causa mais mortífera globalmente. Segundo, o Brasil é o país com a quarta maior mortalidade no trânsito em números absolutos, ficando atrás de China, Índia e Nigéria.

Segundo o mesmo relatório, o Brasil tem uma média de 22,5 mortes a cada 100.000 habitantes, um valor consideravelmente alto se comparado à países como Japão (5,2), Espanha (5,4) e Reino Unido (3,7). Em particular, quase metade (47%) das vítimas de acidentes de trânsito no país eram ocupantes de veículos de quatro rodas e veículos de menor porte, incluindo motoristas mas principalmente passageiros [1]. As regiões do corpo mais afetadas numa colisão segundo estudo feito pelo Ministério dos Transportes [2] indica

que a maioria das lesões corporais em virtude de colisões de veículos são: cabeça e pescoço (28,2%), membros inferiores (19,3%) e membros superiores (18,2%), lembrando que ainda em 20,8% dos casos a vítima sofre lesões múltiplas em diferentes partes do corpo. Segundo Cruz [7], as lesões na cabeça são, além de as de maior número e as mais fatais, as mais críticas pois podem causar sequelas permanentes no corpo em casos em que não ocorreu a morte, causando paralisias físicas ou outros tipos de deficiência física ou mental. O “Whiplash” (ou “Síndrome de Chicote”) é um dos mais comuns tipos de lesão que ocorrem em colisões de carros, sobretudo em batidas frontais e traseiras. Consiste na aceleração abrupta da cabeça juntamente com o pescoço [15], que transfere uma elevada taxa de carga que pode ocasionar lesões significativos no tecido e no esqueleto. Em casos mais sérios pode levar a uma fratura, conseqüentemente, uma lesão fatal. “Whiplash associated disorders” (WAD) são sintomas posteriores ao “Whiplash” e incluem-se tontura, perda de memória, dentre outros.

Dado esses números alarmantes, garantir a segurança ao dirigir tem sido um dos grandes desafios da engenharia automotiva, principalmente em um impacto direto em um obstáculo estático. Prioriza-se a propriedade de Crashworthiness, a capacidade de um veículo em proteger seus ocupantes, incluindo o motorista, em impactos diretos. Para isso, são realizados testes de impactos seguindo dois critérios distintos, o Critério Americano (veículo com velocidade de 48 km/h em colisão frontal com 100% de sobreposição contra uma barreira fixa não-deformável) ou o Critério Europeu (veículo velocidade de 56 km/h em colisão frontal com 40% de sobreposição contra uma barreira deformável) para testes de colisão frontal. Em particular, a resolução 221 do Contran (Conselho Nacional de trânsito) determina a utilização de um dos critérios em um conjunto com a norma ABNT NBR 15300-1.



Figura 1: Teste de colisão de um carro com um dummy. Fonte: Latin NCAP

A segurança do ocupante é medido através das respostas de um modelo de corpo humano, um dummy, segundo vários critérios podendo ser divididos principalmente nas partes do corpo cabeça, pescoço, tórax e partes inferiores [4]. Um dummy comercial muito utilizados para testes é um Dummy Percentile 50.

O critério HIC, um dos mais utilizados, corresponde à integral da aceleração sofrida pela cabeça no tempo segundo a seguinte equação:

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

onde “a” é aceleração máxima resultante na cabeça e “(t2-t1)” corresponde ao intervalo em que esse máximo ocorre. O HIC mede a probabilidade de ocorrer uma lesão fatal na cabeça decorrente de colisão e consequentemente da aceleração abrupta da cabeça. Segundo McHenry [6], o HIC é uma evolução de critérios utilizados anteriormente ao apresentar a aceleração resultante e não aceleração translacional axial, atribuindo assim um critério mais rigoroso e mais preciso. De acordo com Henn [8], o HIC indica também, ao contrário de critérios anteriores como o HSI que somente consideravam a integral da aceleração no tempo, que a intensidade máxima da aceleração “a” interfere no valor final da integral, visto que mesmo que o valor de HSI para carros diferentes seja o mesmo, há pontos de aceleração em que a aceleração seja infinitamente superior, trazendo muitos riscos para o ocupante. Por isso o HIC leva em conta a aceleração máxima da cabeça.

Segundo os critérios da Latin NCAP [5], órgão que atua no Brasil realizando testes de colisões em carros aqui fabricados, o HIC é definido para um (t2-t1) fixo, especificamente em 15 segundos (indicado como HIC₁₅ na análise). Além do critério HIC, a Latin NCAP [5] define outros fatores na resposta de um dummy à colisões de um carro. Dentre eles se inclui tensões cortante e normais do pescoço, compressão do tórax, do fêmur e da tíbia, incluindo valores ótimos (“High Performance Limit”) e valores limites mínimos (“Lower Performance Limit”).

Carros fabricados no Brasil infelizmente tem apresentado resultados menos satisfatórios, abaixo em relação à média internacional. Num caso específico do teste frontal de um Chevrolet modelo Aveo há testes tanto na Europa (Euro NCAP) como no Brasil (Latin NCAP), este com resultados insatisfatórios para as regiões inferiores do corpo humano com pernas e abdômen, por exemplo, regiões com elevado risco de lesão em caso de forte colisões de carros nacionais [3,4].

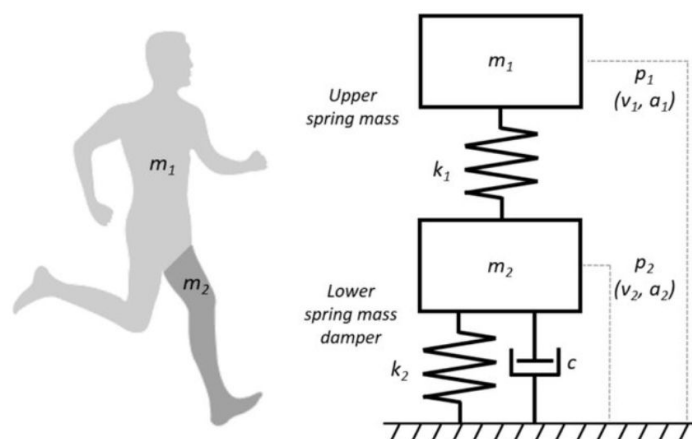


Figura 2: Modelo Massa-mola-amortecedor para uma pisada [10]

Para se fazer uma análise computacional do corpo humano em uma colisão pode-se modelá-lo conforme um sistema mecânico, composto por elementos ideais como massa, molas e amortecedores. Há vários estudos concentrados em encontrar um modelo simplificado do corpo humano conforme as resposta de saída exigidas na análise de cada estudo em específico. Tomando como exemplo o movimento de corrida do corpo humano no momento em que a perna dianteira esteja apoiado ao chão, Nedergaard Et al.[10] sugere um modelo simples, consistindo de duas massas ideais, molas e amortecedores (Figura 2.).

Liang Et al. [9] propôs um modelo (Figura 3.) para análise do corpo humano sentado submetido à vibrações de um veículo em movimento. O modelo proposto composto por molas e amortecedores, é usado para um estudo específico de vibrações. Mesmo que nessa análise não há desacelerações abruptas como as que serão analisadas aqui em um teste de crash de veículos, ele ilustra bem os elementos atuantes em um ocupante de um carro em movimento.

A principal conclusão que se pode tirar desses exemplos é que, dependendo da aplicação, hipóteses simplificadoras do modelo variam conforme a atender a complexidade do movimento humano e o grau de precisão requerida.

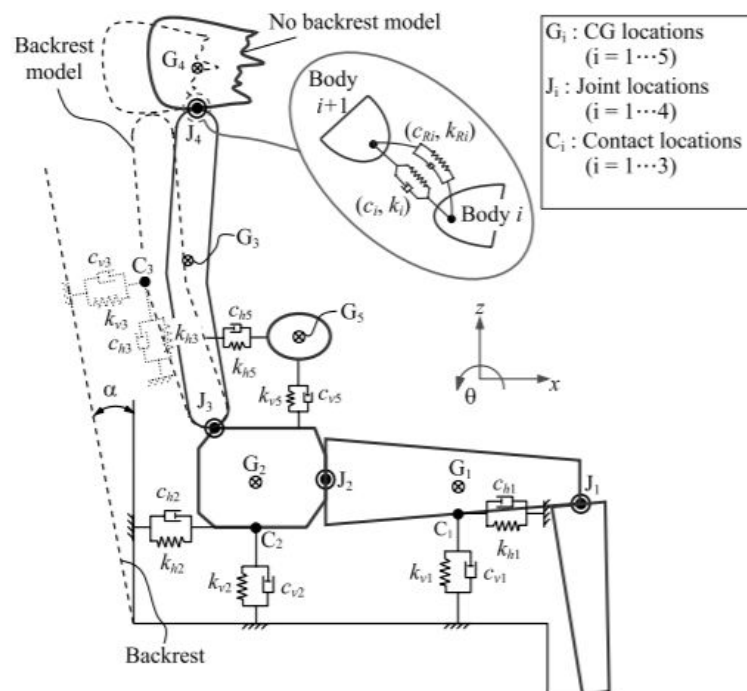




Figura 4: Hybrid III 50th Male.
Fonte: Humanetics Innovative Solution, Inc.

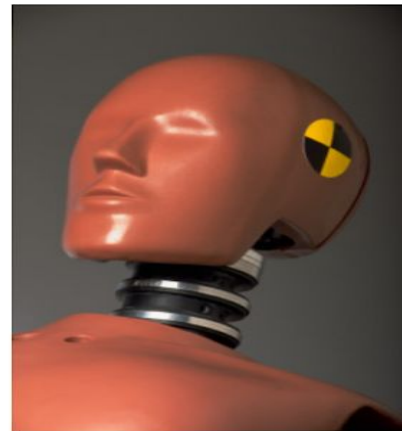


Figura 5: Destaque do pescoço e cabeça do *dummy*.
Fonte: Humanetics Innovative Solution, Inc.

O tronco é formado por uma caixa torácica composta por seis costelas de aço de alta resistência com material polimérico para amortecimento, sustentadas por um esterno e a coluna. Há duas clavículas de alumínio e escápulas para a interface com o cinto de segurança. A região lombar da coluna é formada por uma borracha cilíndrica curvada para se assemelhar a uma pessoa sentada, apoiada na pelvis, feita de vinil ou uretano, por uma célula opcional de três eixos [12].

A análise se concentra numa modelagem precisa do funcionamento do pescoço e seus efeitos na cabeça. Segundo estudo de Horst, o efeito “Whiplash” é responsável pela maior parte das lesões na região do pescoço [14] o qual, durante uma desaceleração ou aceleração abrupta, pode apresentar efeitos de “hiper translação” da cabeça e flexão do pescoço, chamada de “Teoria da Hiper Translação” segundo L. Penning. Nesse mesmo estudo, Horst analisou o comportamento da cabeça durante um impacto frontal e indicou, simplificada, duas fases do movimento: (1) movimento translacional somente da cabeça durante os primeiros 100 ms, (2) flexão do pescoço e da cabeça a partir de 120 ms. A cabeça ainda sofre a translação já citada durante um período de aproximadamente 100 ms de comportamento elástico, ou seja, extensão e contração. Pode-se supor que o efeito imediato da cabeça devido à desaceleração do carro seja a impulsão à frente da cabeça e a dinâmica posterior é influenciada pelos outros elementos do corpo.

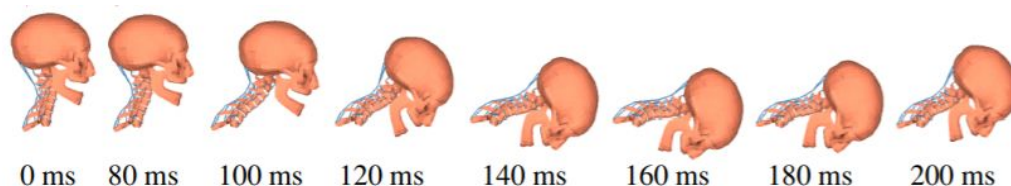


Figura 6: Comportamento da cabeça em impacto frontal. [14]

Liang et al. em seu modelo proposto para um ocupante de veículo considerou ligações do tipo mola e amortecedor ideal entre corpos rígidos, dentre eles a ligação cabeça e torso, que ocorre por meio do pescoço [9], segundo a própria Figura 3. Esse modelo busca representar as propriedades elásticas dos ossos e as articulações do corpo. A própria construção do pescoço do Hybrid III visa simular esse comportamento e pode ser considerada essencial para a análise do comportamento da cabeça.

Ejima et al.[13] durante seu estudo conduziu experimentos a respeito do comportamento do corpo submetido à trações musculares ou relaxados. Quando os músculos estão tracionados, principalmente dos braços (que estão segurando o volante, como um motorista por exemplo), o conjunto cabeça-pescoço-torso se projeta menos para frente em relação ao caso relaxado (passageiro, por exemplo, com acelerações visivelmente menores). A atividade muscular tende a ser contrária ao movimento principalmente na região superior do torso e na cabeça devido à ação do braço (músculos Biceps Brachii e Triceps Brachii) conforme indica o estudo de Ejima [13]. Por outro lado, o efeito dos braços em testes de colisão são mínimos pelo fato de um dummy não ter um comportamento muscular que nem o corpo humano, não se oferecendo como uma resistência relevante ao movimento do dummy.

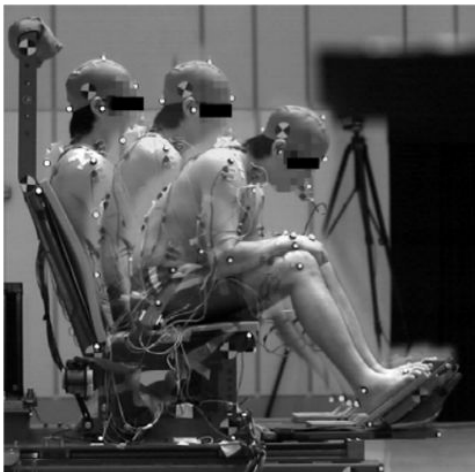


Figura 7: Movimento com músculo relaxado e somente cinto de cintura [13]

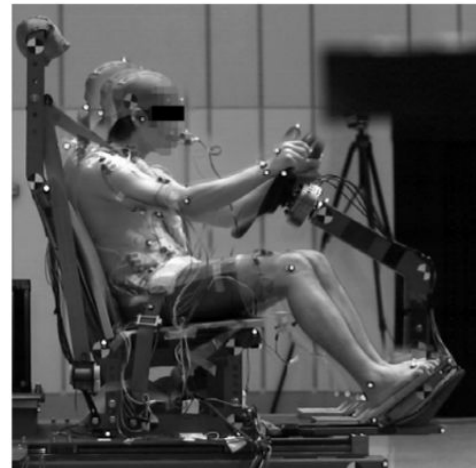


Figura 8: Movimento com músculo tracionado e cinto de três pontos [13]

Um importantíssimo elemento de segurança de um carro é o cinto de segurança. A maioria dos cintos de segurança adotados atualmente é o modelo de três pontos. Foi introduzido primeiramente pela Volvo em 1959 como uma evolução dos modelos antigos utilizados, sendo composto pelo cinto de ombro, uma faixa diagonal que bloqueia a ejeção do tronco e cinto de cintura que bloqueia a ejeção da pélvis dos membros inferiores. A figuras 7 e 8 ilustram bem os efeitos do cinto na resposta do corpo a um impacto. A projeção do tronco diminui abruptamente devido ao cinto de ombro.

Os airbags são dispositivos presentes em carros para amortecer a aceleração do corpo. Aqui serão considerados apenas os airbags frontais acionados para atuar no tronco e na cabeça pois são os acionados nesse tipo de impacto. Rastegar aponta que os modelos dinâmicos mais simples de airbags são tratados como sistemas mola-amortecedor não constantes devido ao tempo do airbag para se inflar.

Para a criação do modelo, foram consideradas as seguintes hipóteses simplificadoras:

1. O dummy mimetiza o corpo humano e seu comportamento real numa batida
2. O modelo considera um motorista de um carro sentado em posição ereta com braços e mãos apoiados à frente num volante dirigindo.
3. O modelo foi construído a partir do referencial do carro, que se trata de um referencial não inercial em relação à Terra.
4. O tempo de acionamento do airbag a partir da colisão do carro é considerado desprezível.
5. A cabeça é um corpo rígido que representa as massa da cabeça e do pescoço;
6. O pescoço é representado por uma mola linear e amortecedor que atuam na cabeça;
7. A junta do pescoço com o tronco é representado como uma mola ideal de torção e amortecedor ideal angular;
8. O tronco é um corpo rígido cuja massa representa as massas do corpo superior, tórax, membros superiores e abdômen;
9. Resistência dos braços e mãos segurando um volante é considerado desprezível.
10. Efeito do apoio traseiro do banco não é considerado na análise.
11. Há um cinto de segurança que atua como mola e amortecedor lineares ideais e que atuam no tronco em seu centro de massa;
12. Tronco é rigidamente ligado à massa dos membros inferiores por uma articulação.
13. Comportamento elástico e amortecido linear da junta entre membros inferiores e tronco é considerada desprezível, ou seja, extensão das juntas do quadril é considerado desprezível;
14. Membros inferiores comportam-se como massa pontual com movimento horizontal somente;
15. Membros inferiores conectam-se ao tronco por uma mola ideal e amortecedor ideal de torção;
16. O atrito coulombiano entre os membros inferiores e o assento é considerado desprezível;
17. Cinto de segurança atua como uma mola ideal e amortecedor ideal lineares nos membros inferiores;
18. A cabeça, o tronco e os membros inferiores sofrem ação de uma força inercial gerado da desaceleração do carro em relação à Terra

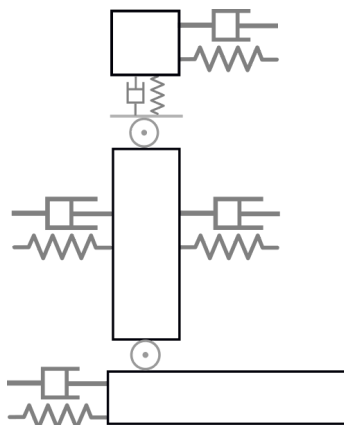


Figura 9
Modelo dinâmico em repouso

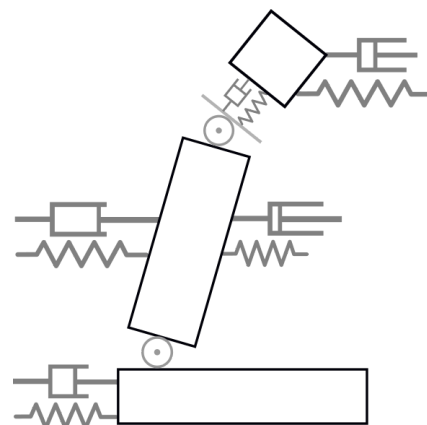


Figura 10
Modelo dinâmico durante impacto

A partir do modelos, é possível obter o seguintes sistemas de equações dinâmicas:

$$F_i = M_i * \ddot{x}_i + c_i * \dot{x}_i + k_i * x_i$$

$$F_t = M_t * \ddot{x}_t + (C_s + C_{ab}) * \dot{x}_t + C_p * (\dot{x}_t - \dot{x}_c) + (K_s + K_{ab}) * x_t + K_p * [x_c - x_t + (L_p - L_t) * \sin\theta_t]$$

$$0 = J_t * \ddot{\theta}_t + K_{ri} * \theta_t + K_{rp} * (\theta_t - \theta_c) + K_p * [x_c + y_c - x_t + (L_p - L_t) * (\cos\theta_t + \sin\theta_t)] + C_{ri} * \dot{\theta}_t + C_{rp} * (\dot{\theta}_t - \dot{\theta}_c)]$$

$$F_c = M_c * \ddot{x}_c + K_p(x_c - x_t + (L_p - L_t) * \sin\theta_t) - K_{ab} * x_c + C_p * (\dot{x}_c - \dot{x}_t) + C_{ab} * (\dot{x}_c)$$

$$0 = M_c * \ddot{y}_c + K_p * (y_c - (L_p - L_c) * \cos\theta_t) + m_c * g + C_p * \dot{y}_c$$

$$0 = J_c * \ddot{\theta}_c + K_{rp} * (\theta_c - \theta_t) + C_{rp} * (\dot{\theta}_c - \dot{\theta}_t)$$

onde os estados da equação são:

xi: posição em X dos membros inferiores
xt: posição em no eixo X do tronco
θt: rotação do tronco
xc: posição no eixo X da cabeça
yc: posição no eixo Y na cabeça
θc: rotação da cabeça

x'i: velocidade dos membros inferiores
x't: velocidade do tronco
θ't: vel. de rotação do tronco
x'c: vel. no eixo X da cabeça
y'c: vel no eixo Y na cabeça
θ'c: vel. de rotação da cabeça

as constantes são:

Mc: massa da cabeça

Jc: momento de inércia da cabeça

Mt: massa do tronco

Jt: momento de inércia do tronco

Mi: massa dos membros inferiores

Lp: distância do pescoço aos membros inferiores em posição ereta

Lt: distância do tronco aos membros inferiores

K air-bag (Ka): constante elástica do air-bag

K pescoço (Kp): constante elástica linear do pescoço

K rot-pescoço (Krp): constante elástica rotacional do pescoço

K cinto-torso: constante elástica do cinto no torso

K cinto-cintura (Ki): constante elástica do cinto na cintura

K rot-quadril (Kri): constante elástica rotacional das juntas do quadril

$C_{\text{air-bag}} (C_a)$: constante de amortecimento do air-bag
 $C_{\text{pescoço}} (C_p)$: constante de amortecimento do pescoço
 $C_{\text{rot-pescoço}} (C_{rp})$: constante de amortecimento rotacional do pescoço
 $C_{\text{cinto-torço}}$: constante de amortecimento do cinto no tronco
 $C_{\text{cinto-cintura}} (C_i)$: constante de amortecimento do cinto na cintura
 $C_{\text{rot-quadril}} (C_{ri})$: constante de amortecimento rotacional das juntas do quadril

e como entrada do sistema dinâmico, temos:

F_c : força inercial devido a desaceleração do carro na cabeça

F_t : força inercial devido a desaceleração do carro na cabeça

F_i : força inercial devido a desaceleração do carro na cabeça

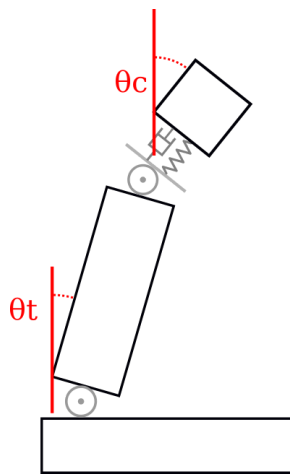


Figura 11

Deslocamentos angulares admitidos no modelo

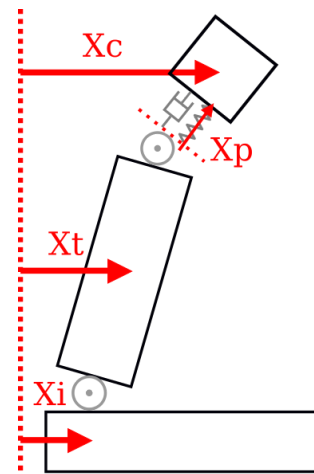


Figura 12

Deslocamentos lineares admitidos no modelo

As massas foram obtidas a partir dos dados do Hybrid III 50th Male fornecidos pela Humanetics [11]. O momento de inércia da cabeça foi estimado para uma esfera de raio 10cm e para o tronco como uma aproximação do modelo de Liang.

Massa (kg)	Momentos de Inércia (kg.m ²)	Comprimentos (m)
$M_c = 6,1$	$J_c = 0,3$	$L_p = 0,50$
$M_t = 44,5$	$J_t = 1,5$	$L_t = 0,35$
$M_i = 5,5$		

* Massas obtidas em: <https://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m> ; acesso em 21 de Maio de 2019

Tabela 1 : Valores inerciais do modelo

Constante elástica translacional (N/m)	Constante elástica rotacional (Nm/rad)
K air-bag = 104	K rot-pescoço = 915 (1)
K pescoço = 20200 (1)	K rot-quadril = 200 (1)
K cinto-torso = 1815	
K cinto-cintura = 1815	
Constante de Amortecimento (Ns/m)	Constante de Amortecimento rotacional (Nsm/rad)
C air-bag = 50,4	C rot-pescoço = 34 (1)
C pescoço = 266 (1)	C rot-quadril = 724 (1)
C cinto-torso = 568	
C cinto-cintura = 200	
* 1. Valores obtidos pela análise de Liang et al. [9]	

Tabela 2: Propriedades elásticas e de amortecimento

As forças inerciais F_c , F_t e F_i atuantes, respectivamente na cabeça, no tronco e nos membros inferiores foram estimadas com base na desaceleração do carro. Devido ao impacto, a aceleração nos instantes do impacto sofridos pelo corpo pode ser considerado igual em todos os pontos. Nos testes padronizados, os carros são submetidos à velocidade constante de 64 km/h \approx 18 m/s e por simplificação foi considerado que a velocidade final do carro é nula. O tempo de desaceleração é estimado em 204 ms pelos testes da Latin NCAP para diversos carros em inspeção de vídeos públicos. Assim a aceleração inercial desses elementos é estimada em ' a_i ' = 90 m/s² se for tratada como uma constante. Assim estimamos para cada elemento cabeça, tronco e membro inferiores a força inercial como o produto da massa do elemento pela aceleração ' a_i ' obtida, sendo essa também constante.

Para estimar os dados do airbag foi utilizado o estudo de Rastegar [17] como base. Pela análise de uma massa de 4,8 kg em queda livre, no instante em que o airbag se encontra totalmente inflado a velocidade da massa se encontra com 1,4 m/s de velocidade. O comportamento do airbag não é constante durante o processo, entretanto, é possível aproximar sua constante de amortecimento pela desaceleração máxima sofrida pela massa em -15g ou aproximadamente 147 m/s² para $g = 9,8 \text{ m/s}^2$. Aproximando para $m \cdot a = C \cdot v$, obtemos $C \approx 50,4 \text{ Ns/m}$.

O valor da constante elástica pode ser estimada supondo que o amortecimento oferecido airbag se encontra no regime crítico. Essa hipótese é interessante pois o regime crítico produz acelerações de maior módulo do que o regime supercrítico e o regime subcrítico não descreve de maneira satisfatória o fenômeno estudado, uma vez que o amortecimento é mais relevante do que a interação elástica. Dessa forma, temos que $k = c^2/4 \cdot m$ [18], portanto $k \approx 104 \text{ N/m}$.

Os valores do cinto de segurança tanto para o cinto de cintura como para o cinto de ombro foram aproximados como equivalentes. Elkady [19] em seu estudo estimou uma constante K cinto \approx 1815 N/m. Como o regime de amortecimento do cinto também pode ser

considerado supercrítico, podemos estimar um C cinto-tronco ≈ 200 Ns/m e C cinto-cintura ≈ 568 Ns/m.

Referências

- [1] - World Health Organization (WHO), **Global status report on road safety 2013**, p. 8, 76
- [2] - Departamento Nacional de Infraestrutura de Transportes, **Pesquisa Médico Hospitalar**, Dezembro/2011, p. 44
- [3] - Latin NCAP, **Chevrolet Aveo + 2 Airbags**, Dezembro/2017
- [4] - Euro NCAP, **Chevrolet Aveo**, 2011
- [5] - Latin NCAP, **Latin American & Caribbean New Car Assessment Programme**
- [6] - McHenry, B.G. **Head Injury Criterion and ATB**, 2004
- [7] - Cruz, M.J.A. **Os Impactos dos Acidentes de Trânsito por Lesão Corporal na Vida dos Vitimados em Face ao Controle Social do Estado**.
- [8] - Henn, H.W. **Crash Tests and the Head Injury Criterion**, Fevereiro/2008
- [9] - Liang, C.C.; Chiang, C.F. **Modeling of a Seated Human Body Exposed to Vertical Vibrations in Various Automotive Posture**, Novembro/2007
- [10] - Nedergaard, N.J.; Vanrenterghem, J. **The Feasibility of Predicting Ground Reaction Forces during Running from a Trunk Accelerometry driven Mass-Spring-Damper Model**
- [11] - Humanetics Innovative Solutions, Inc. **Hybrid-III 50th Male Dummy Brand Harmonized Parts Catalog**
- [12] - Humanetics Innovative Solutions, Inc. **Hybrid III 50th Male Dummy 78051-218X FMVSS208, 49CFR Part 572, Subpart E**
- [13] - Ejima, S.; Zama, Y.; Ono, K.; Kaneoka, Koji.; Shiina, I.; Asada, H.; **Prediction of Pre-impact Occupant Kinematic Behaviour Based on the Muscle Activity during Frontal Collision**.
- [14] - Horst, van der, M. J.; **Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading : Modelling and Validation**, 2002.
- [15] - International Association for the Study of Pain; **Chicote**, 2009.
- [16] - Dirksen, S.; **Air-Bags**,
disponível em: https://web.bryant.edu/~ehu/h364proj/sprg_97/dirksen/airbags.html; acesso em 18 de Maio de 2019.
- [17] - V, Rastegar; Marzbanrad, J; **Modeling and Simulation of Vehicle Airbag Behaviour Crash**
- [18] - Instituto de Matemática e Estatística da USP; **Análise da Resposta Livre de Sistemas Dinâmicos de 2ª Ordem**, disponível em: https://www.ime.usp.br/~oda/contents/01Matem%E1tica/01Sistemas%20Din%E2mic os/15_An_Resp_Livre_Sist_2_Ordem.pdf; Acesso em 18 de Maio de 2019

[19] - Elkady, M.; Elmarakbi, A.; MacIntyre, J.; Alhariri, M.; **Collision mitigation and vehicle transportation safety using integrated vehicle dynamics control systems**