EVENTOS DE IMPACTO NA REGIÃO DA CABEÇA: SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL VIA MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Ricardo Lessa AZEVEDO[1], **Ameen TOPA**[2], **Marcílio ALVES**[3]

[1]Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas
Universidade Estadual do Oeste do Paraná – *Campus* de Cascavel
Paraná - Brasil

[2]Department of Maritime Technology
University Malaysia Terengannu
Kuala Terengannu - Malaysia

[3]Escola Politécnica
Universidade de São Paulo – *Campus* de São Paulo
São Paulo – Brasil

E-mails: ricardo.l.azevedo@gmail.com; ameen.topa@gmail.com; maralves@usp.br

Resumo: *Neste trabalho apresenta-se a análise numérica via Método dos Elementos Finitos de eventos de impacto atingindo a região da cabeça. Esta simulação faz parte de uma análise maior onde procurar-se-á investigar a resposta a esses eventos dinâmicos do conjunto cabeça+capacete de motocicleta. Para essa simulação foi usado o programa LS-DYNA e o modelo numérico do corpo humano GHBMC, para representação da região da cabeça e pescoço. Os resultados obtidos pela simulação foram comparados com um benchmark clássico da literatura.*

Palavras-chave: *Impacto Estrutural; Modelagem da cabeça e cérebro; Método dos Elementos Finitos ; LS-DYNA.*

INTRODUÇÃO

A principal motivação para este estudo é o elevado número de vidas perdidas anualmente no país em decorrência de acidentes com motocicletas. No ano de 2017, por exemplo, morreram no Brasil cerca de 40 mil pessoas em acidentes de trânsito, sendo a metade motociclistas, além de elevado número de pessoas incapacitadas. Tais acidentes resultam anualmente em perdas substanciais, representando um problema com consequências sociais e econômicas bastante sérias.

Lesões na região da cabeça ocasionadas por choques constituem um importante problema médico. Essas lesões não se restringem a acidentes de trânsito, podendo estar relacionadas com a prática de esportes (hóquei, equitação, futebol) ou com acidentes de trabalho (queda de ferramentas ou de materiais de construção). Dado o potencial de dano que esses eventos podem causar nessa região vital do corpo humano, torna-se importante conhecer os mecanismos governantes dos mesmos.

A consolidação do Método dos Elementos Finitos -MEF- (HUGHES, 2000) como ferramenta de análise numérica de problemas de Engenharia possibilitou o desenvolvimento de modelos numéricos para aproximação da geometria e do comportamento mecânico da região da cabeça. Assim, uma série de modelos de elementos finitos para o corpo humano, em especial a região da cabeça e cérebro, têm sido desenvolvidos para estimar o risco de lesões no cérebro em decorrência de eventos de impacto. Desde o modelo precurssor de 1977 devido a Nahum e colaboradores (NAHUM; SMITH; WARD, 1977), diversas propostas de modelagem numérica da anatomia do corpo humano têm sido propostas na literatura (KLEIVEN, 2002; HORGAN; GILCHRIST, 2003; FERNANDES et al., 2018).

A investigação do caráter oblíquo do impacto e o surgimento de componentes rotacionais de velocidade e aceleração têm sido abordada na iteratura (AARE; KLEIVEN; HALLDIN, 2004). Outros tópicos que têm merecido bastante destaque nos trabalhos são a simulação numérica dos testes de impacto em torres apropriadas (AIELLO; GALVANETTO; IANNUCCI, 2007) e a comparação da resposta ao impacto para situações com e sem a presença do capacete (LEVADNYI et al., 2018).

Em termos de contribuições mais recentes, pôde-se constatar o aprimoramento dos modelos computacionais e das técnicas experimentais. O aprimoramento dos modelos ocorreu tanto na parte geométrica como na obtenção de propriedades mecânicas. O trabalho de Post e colaboradores (POST et al., 2015) apresentou os patamares relacionados com lesão traumática do cérebro, considerando uma gama bastante ampla de localizações do ponto de impacto na superfície da cabeça. O estudo levou em conta a aceleração rotacional, devida à natureza oblíqua do impacto e concluiu que os pontos de impacto mais críticos são relacionados com o choque frontal e na região posterior da cabeça, para os quais são atingidos os maiores valores de Lesão Traumática do Cérebro TBI (do inglês, *Traumatic Brain Injury*).

Dixit e Liu (DIXIT; LIU, 2017) apresentaram em seu artigo uma extensa revisão bibliográfica sobre os mais diversos modelos de elementos finitos para simulação de lesão no cérebro. Mariotti e colaboradores (MARIOTTI et al., 2019) abordaram na forma de uma pequena revisão dos artigos mais recentes, o critério de lesão na cabeça HIC (do inglês, *Head Injury Criterion*) que pode ser relacionado com a severidade do evento de impacto

para cabeça e, mais especificamente, para o cérebro. Valores-limite para HIC são usualmente propostos pelas normas de segurança que regulamentam o assunto.

Meng (2019) apresentou, em sua Tese de Doutorado, um amplo estudo sobre testes de capacetes de motocicleta através de testes numéricos e experimentais para avaliação de eficácia daqueles dispositivos de proteção, além da análise das normas americanas e européias, onde algumas lacunas são encontradas, como a não consideração da influência da velocidade e aceleração rotacionais no cálculo dos critérios de lesão.

Germanetti e colaboradores (GERMANETTI et al., 2022) realizaram uma revisão sobre as principais métricas de avaliação de lesões no corpo humano, causadas por eventos de impacto. Uma importante contribuição deste trabalho foi compilar os limites toleráveis para as diversas métricas, considerando cabeça e cérebro, entre outras diversas partes do corpo.

Uma vez tendo sido feitas essas considerações, investigar o fenômeno de impacto no conjunto cabeça e cérebro para possibilitar uma análise futura da proteção possibilitada pelo uso do capacete é o que se buscou nesse trabalho. Do ponto de vista científico-tecnológico trata-se certamente de um problema de ciência de ponta, involvendo diversos tipos de não linearidade, relações constitutivas complexas e, portanto, simulação com software sofisticado.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Desde o trabalho pioneiro de Holbourn (HOLBOURN, 1943), utilizando uma massa gelatinosa para representar o tecido cerebral, sabe-se que as consequências de um evento de impacto na região da cabeça podem incluir graus diversos de intensidade de lesões no cérebro.

Posteriormente, o trabalho precurssor de Nahum e co-autores (NAHUM; SMITH; WARD, 1977), com a utilização de cadáveres submetidos a impacto e medição de pressão intra-craniana e força de impacto e validação numérico-experimental, possibilitou um grande avanço nas investigações.

O Método dos Elementos Finitos, técnica de solução numérica de problemas governados por equações diferenciais parciais, foi desenvolvido no final da década de 1950 em aplicações de Engenharia Aeronáutica. Desde lá, tem sido aplicado com sucesso em diversas áreas de Engenharia, Física, Química e etc.

Ao longo do tempo foram implementados, por pesquisadores da área de impacto

no corpo humano, modelos numéricos para representar com grau progressivo de acurácia o próprio corpo. Essa fidelidade dos modelos passa por determinação de características geométricas e das propriedades mecânicas relevantes.

Os referidos modelos, que alimentam programas de simulação numérica sofisticados como Abaqus, Ansys e LS-DYNA, impulsionaram fortemente as investigações nesta linha de pesquisa. Além disto, ressalte-se o notável desenvolvimento verificado nos recursos de memória e processamento dos computadores, que têm permitido a abordagem de problemas cada vez mais complexos.

No presente trabalho foi adotado o software LS-DYNA (HALLQUIST, 2006) para as simulações e o modelo GHBMC(CONSORTIUM, 2019) do corpo humano para modelagem das características geométricas e mecânicas da região da cabeça e pescoço. É importante observar que experiências com cadáveres, como a mencionada e comparada aqui, foram interrompidas com o passar dos anos, mas os resultados obtidos nas pesquisas pioneiras ainda hoje são utilizados para validação de análises numérico-computacionais, como verificado na literatura. Tendo sido feito esse recorte do arcabouço teórico, na seção seguinte descrevem-se os procedimentos metodológicos seguidos para análise do problema em tela.

METODOLOGIA

Visando reproduzir o mais acuradamente possível o experimento original, foi selecionada a região da cabeça e pescoço do modelo GHBMC do corpo humano, para ser analisada no software LS-DYNA.

O artigo original de Nahum e co-autores apresenta algumas lacunas no tocante à caracterização do problema, principalmente no que diz respeito a dimensões e propriedades mecânicas do impactante. Este inconveniente também foi apontado por outros pesquisadore. A despeito disso, esse trabalho é frequentemente reproduzido nos artigos de análise numérica, o que o caracteriza efetivamente como um verdadeiro *benchmark*.

O modelo de elementos finitos para o conjunto cabeça e pescoço manteve as características originais do modelo GHBMC, com o emprego de elementos finitos quadrilaterais (4 nós) e hexariginal, o mesmo ocorrendo com os algoritmos de investigação de contato selecionados.

Com relação à malha do impactante, formada por uma camada de um material de enchimento e outra camada metálica, a mesma foi elaborada com hexaedros e a investigação do contato do impactante com a cabeça foi executada através da modalidade de contato CONTACT AUTOMATIC SURFACE TO SURFACE.

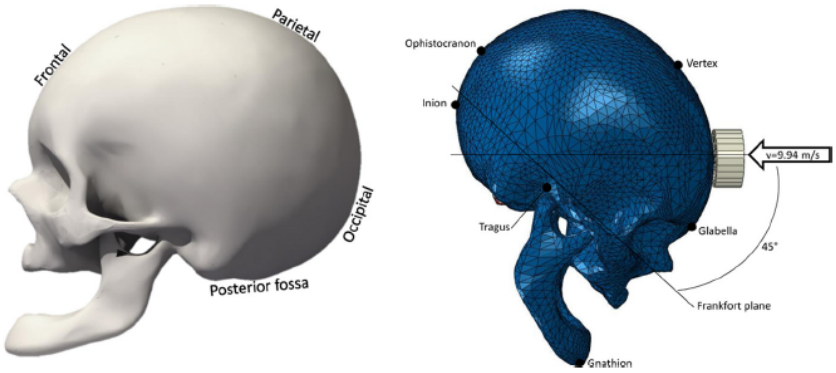
Em decorrência da duração bastante reduzida do evento de impacto (em torno de 10 ms) não foi necessário impor quaisquer condições de contorno ao problema. O processo de integração da equação de equilíbrio dinâmico é explícito e condicionalmente estável, ou seja, a estabilidade de tal processo depende da observância de um valor-limite de passo de tempo, calculado automaticamente pelo programa. Como esse passo de tempo é tipicamente da ordem do microssegundo, o tempo de processamento do programa é relativamente alto.

Reproduzindo uma das condições de impacto mencionadas no trabalho original, a velocidade de impacto foi mantida igual a 9,94 m/s. O ângulo de incidência do objeto impactante também foi mantido, assim como a massa do impactante, com valor igual a 5,89 kg.

A parte metálica do impactante foi modelada como material rígido, com módulo de elasticidade de 200 GPa, coeficiente de Poisson igual a 0,3 e massa específica de 5.460 kg/m^3. O enchimento for modelado como uma espuma sujeita à compactação, com módulo de elasticidade de 1,4x10^{-3} GPa, coeficiente de Poisson nulo e massa específica de 12,75 kg/m^3.

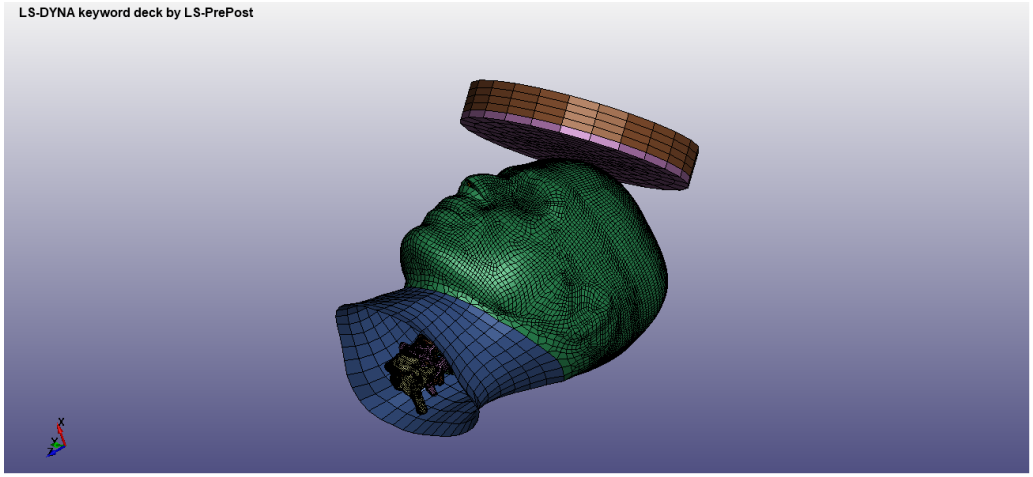
A Figura 1, a seguir, descreve as características básicas do problema analisado. Na Figura 2 apresenta-se uma visão mais detalhada das malhas utilizadas para o conjunto cabeça-pescoço e para o impactante. Foram empregados um total de 91.563 nós para cabeça+pescoço, com 5.632 elementos quadrilaterais e 32.223 hexaedros. Para o impactante foram utilizados 1014 nós e 780 hexaedros.

Figura 1 - Descrição do problema



Fonte: Autoria própria (2023)

Figura 2 - Modelo de elementos finitos

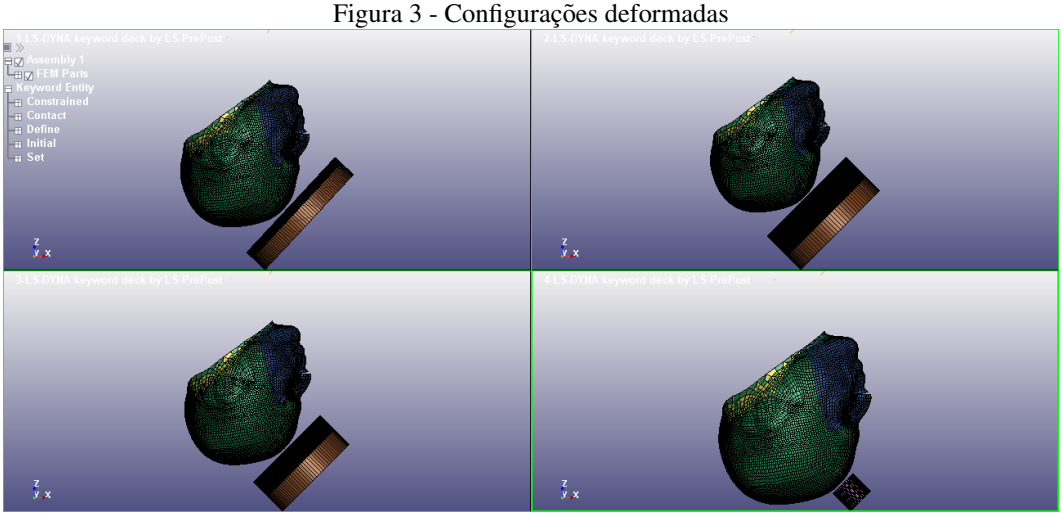


Fonte: Autoria própria (2023)

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A execução da simulação citada nas seções anteriores conduziu aos resultados apresentados na presente seção. Como o trabalho original não fornece informações a respeito das dimensões do corpo impactante, foram realizadas diversas simulações com diferentes tamanhos deste objeto cilíndrico para verificar a influência deste parâmetro na resposta ao impacto. A Figura 3 apresenta diferentes configurações do impactante para quatro dessas simulações.

Figura 3 - Configurações deformadas

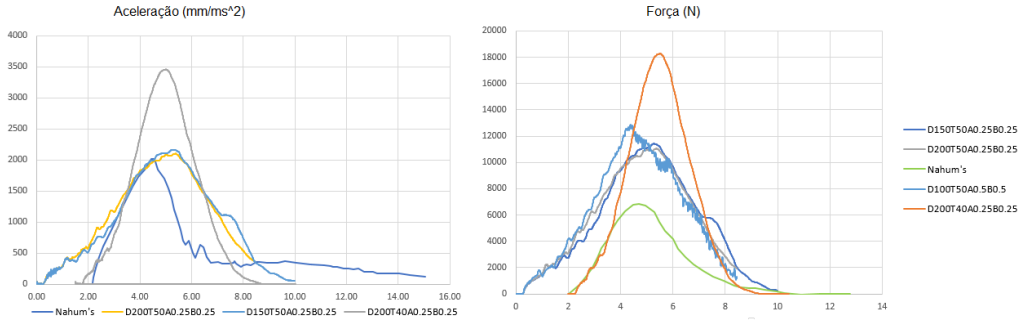


Fonte: Autoria própria (2023)

Curvas de resposta para aceleração e força de impacto foram obtidas para as diversas simulações. Na Figura 4 apresenta-se diversos resultados traduzidos por essas curvas, en-

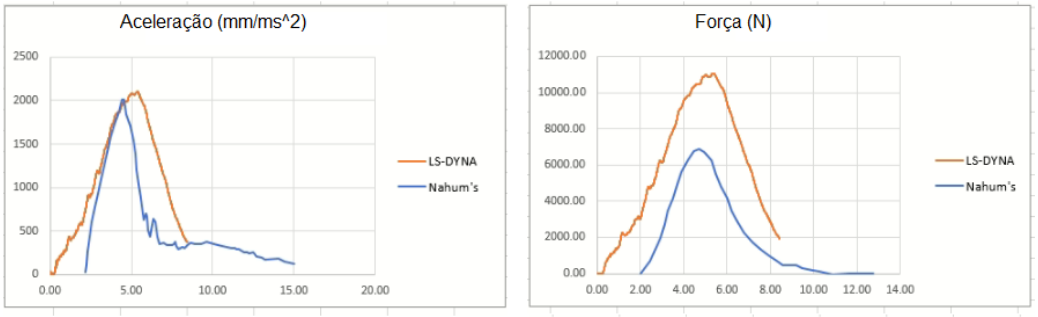
quanto que na Figura 5 seleciona-se os resultados mais próximos daqueles reportados pela referência.

Figura 4 - Resultados para aceleração (esq.) e força de impacto (dir.)



Fonte: Autoria própria (2023)

Figura 5 - Resultados selecionados para aceleração (esq.) e força de impacto (dir.)



Fonte: Autoria própria (2023)

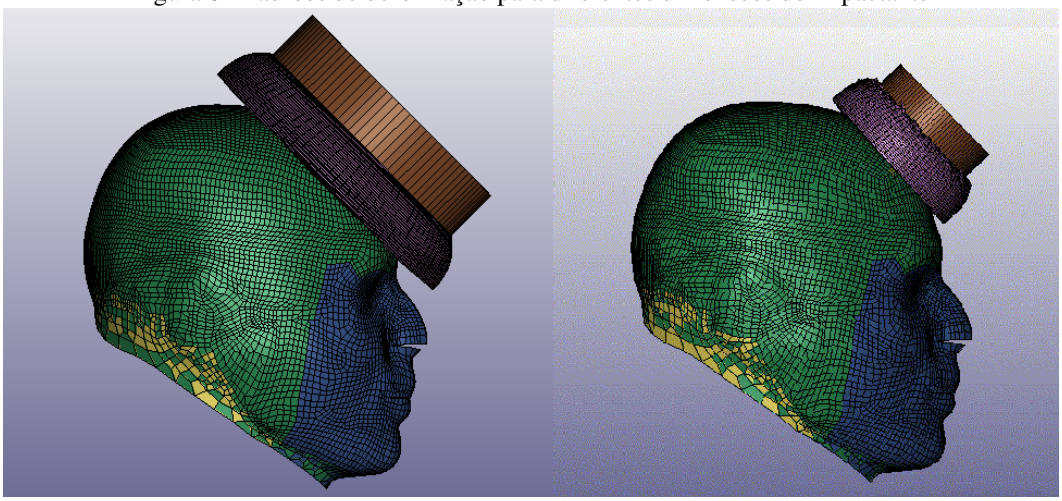
Pode-se observar que, à medida que diminui o diâmetro do impactante, diminui o período da resposta e aumenta a amplitude, acontecendo o inverso quando o diâmetro é aumentado de uma configuração para outra. Isto se dá em função de uma maior concentração do impacto na primeira situação. O padrão de deformação da camada de enchimento também é fortemente influenciado pelas suas dimensões, conforme indica a Figura 6.

De maneira, geral pode-se afirmar que a simulação conseguiu capturar as características mais importantes da resposta, levando-se em conta a já observada falta de algumas informações no trabalho original (NAHUM; SMITH; WARD, 1977).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos com a presente análise, apesar da falta de algumas informações importantes na pesquisa aqui simulada, permitem concluir pela adequação do modelo GHBMC e sua implementação no código LS-DYNA.

Figura 6 - Padrões de deformação para diferentes dimensões do impactante



Fonte: Autoria própria (2023)

O trabalho permite formar uma base para simulações que se encontram atualmente em execução, nas quais a presença protetiva do capacete de motocicleta envolvendo a cabeça impactada é considerada. Uma ampliação imediata e relevante do escopo do trabalho seria a comparação de resposta da cabeça protegida pelo capacete com a resposta correspondente à situação sem essa proteção.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos à Empresa Elemance pela cessão do modelo do corpo humano GHBMC, indispensável para realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

AARE, M.; KLEIVEN, S.; HALLDIN, P. Injury tolerances for oblique impact helmet testing. *International Journal of Crashworthiness*, v. 9, p. 15–23, 2004.

AIELLO, M.; GALVANETTO, U.; IANNUCCI, L. Numerical simulations of motorcycle helmet impact tests. *International Journal of Crashworthiness*, v. 12, p. 1–7, 2007.

CONSORTIUM, G. *Global Human Body Models Consortium User Manual: M50 and M95 Simplified Occupants Version 2.2 for LS-DYNA*. [S.l.], 2019.

DIXIT, P.; LIU, G. A review on recent development of finite element models for head injury simulations. *Archives of Computational Methods in Engineering*, v. 24, p. 979–1031, 2017.

FERNANDES, F. A. O. et al. Development and validation of a new finite element human head model yet another head model - yeahm. *Engineering Computations*, v. 35, p. 477–496, 2018.

GERMANETTI, F. et al. Injury criteria for vehicle safety assessment: A review with a focus using human body models. *Vehicles*, v. 4, p. 1080–1095, 2022.

HALLQUIST, J. O. *LS-DYNA Theory Manual*. [S.l.], 2006.

HOLBOURN, A. H. S. Mechanics of head injuries. *The Lancet*, v. 242, p. 438–441, 1943.

HORGAN, T.; GILCHRIST, M. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics. *International Journal of Crashworthiness*, v. 8, p. 353–366, 2003.

HUGHES, T. J. R. *The Finite Element Method - Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*. [S.l.]: Dover Publications, Inc., 2000.

KLEIVEN, S. *Finite Element Modeling of the Human Head*. Tese (Doctoral Thesis) — School of Technology and Health, Royal Institute of Technology, 2002.

LEVADNYI, I. et al. Finite element analysis of impact for helmeted and non-helmeted head. *Journal of Medical and Biological Engineering*, v. 38, p. 587–595, 2018.

MARIOTTI, G. et al. Head injury criterion: Mini review. *Am J Biomed Sci Res.*, v. 5, p. 406–407, 2019.

MENG, S. *Towards improved motorcycle helmet test methods for head impact protection using experimental and numerical methods*. Tese (Doctoral Thesis) — School of Engineering Sciences in Chemistry, Biotechnology and Health, KTH Royal Institute of Technology, 2019.

NAHUM, A.; SMITH, R.; WARD, C. Intracranial pressure dynamics during head impact. *SAE Technical Paper 770922*, 1977.

POST, A. et al. The dynamic response characteristics of traumatic brain injury. *Accident Analysis and Prevention*, v. 79, p. 31–40, 2015.