

CONSTRUÇÃO DE MODELO PARA AUXÍLIO NO ESTUDO DOS ASPECTOS DAS LESÕES CAUSADAS POR UM PROJÉTEL EM UM CRÂNIO HUMANO

CONSTRUCTION OF A MODEL TO AID IN THE STUDY OF THE INJURIES' ASPECTS CAUSED BY A PROJECTILE IN A HUMAN SKULL

Mariana H. Cordeiro^a, Flávia de S. Bastos^b, Raphael F. Marcomini^a e Alexandre da S. Scari^a

^a*Departamento de Engenharia de Produção e Mecânica, Universidade Federal de Juiz de Fora, Rua José Lourenço Kelmer, s/n - São Pedro, Juiz de Fora, MG, Brasil, <http://www.ufjf.br/ep/>*

^b*Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora, Rua José Lourenço Kelmer, s/n - São Pedro, Juiz de Fora, MG, Brasil, <http://www.ufjf.br/mac/>*

Palavras-chave: Análise por Elementos Finitos, Modelagem Computacional, Balística Forense, Biomecânica.

Resumo. O estudo do aspecto das lesões causadas por armas de fogo, além de auxiliar na investigação e reconstrução de cenas de crime, é de grande valor nas interpretações médicas, contribuindo a abordagem de casos de pacientes lesionados de forma rápida e eficaz. Esses conhecimentos também são aplicados na avaliação da qualidade de equipamentos de proteção, como coletes e capacetes. Dentro desse contexto, o objetivo deste trabalho é a construção de um modelo de simulação computacional, com o auxílio do software Abaqus CAE, para auxílio no estudo do aspecto das lesões causadas por um projétil em um crânio humano. Foi construído um modelo composto por duas geometrias, representando um crânio e um projétil. Após aplicação das características dos materiais e refino das malhas, objetivando a obtenção de resultados mais aproximados, foi feita uma simulação dinâmica retratando a perfuração do crânio pelo projétil. Como resultados, foram observadas as tensões criadas entre as geometrias e a morfologia do orifício produzido.

Keywords: Finite Element Analysis, Computational Modeling, Forensic Ballistics, Biomechanics.

Abstract. The study of the aspect of injuries caused by firearms, besides assisting in the investigation and reconstruction of crime scenes, is of great value in medical interpretations, helping to approach cases of injured patients quickly and effectively. This knowledge is also applied in the evaluation of the quality of protective equipment, such as vests and helmets. In this context, the objective of this work is the construction of a computer simulation model, with the help of the software Abaqus CAE, in order to assist in the study of the aspect of the injuries caused by a projectile in a human skull. It was constructed a model composed of two geometries, representing a skull and a projectile. After applying the characteristics of the materials and refining the meshes, aiming to obtain more approximate results, a dynamic simulation was made portraying the perforation of the skull by the projectile. As results, the stresses developed between the geometries and the morphology of the orifice produced were analyzed.

1 INTRODUÇÃO

Da Costa Filho (2015) define Criminalística como “uma Ciência autônoma, integrada pelos diferentes ramos do conhecimento técnico-científico (...) Visa ao reconhecimento e à interpretação dos indícios extrínsecos relativos ao crime ou à identidade do criminoso, auxiliando os órgãos encarregados da administração da justiça.”

Dentro desse contexto, o profissional encarregado da perícia é considerado componente fundamental para a elucidação de infrações penais, uma vez que este é dotado de competências e conhecimentos da área científica que não cabem aos profissionais da área de Direito.

Diversas são as disciplinas integrantes da Criminalística, sendo uma delas a Balística Forense, cujo estudo compreende as armas de fogo, sua munição e os efeitos dos tiros por elas produzidos, sempre que tiverem uma relação direta ou indireta com infrações penais. As análises da balística dentre os estudos das Ciências Forenses demonstram ser particularmente relevantes para a reconstrução de cenas de crime, já que é numerosa a presença das armas de fogo em infrações associadas a crimes contra a vida. As armas de fogo estão presentes em 4 a cada 10 homicídios em escala global, e em 2/3 dos homicídios nas Américas. (UNODC, 2013)

Além da importância no auxílio da resolução de crimes, o conhecimento acerca de armas de fogo, projéteis e suas lesões relacionadas é de grande valor nas interpretações médicas, contribuindo para que o médico emergencista aborde o caso de forma correta, encaminhando o paciente para o correto tratamento para reparação do trauma (Hanna et al., 2015). Este estudo é também utilizado na avaliação da qualidade de equipamentos de proteção, como coletes e capacetes, facilitando o direcionamento de recursos para pesquisa e desenvolvimento de novos equipamentos de maior eficácia (Shen et al., 2010).

Um método utilizado para a solução de problemas de engenharia, abrangendo um vasto leque de aplicações é a Modelagem Computacional. Através da modelagem de um sistema, aplicando-se métodos como o dos elementos finitos, desenvolvem-se modelos matemáticos que descrevem o problema, e são feitas simulações que permitem a aproximação de possíveis soluções.

Através da modelagem computacional, Matoso et al. (2014), Rodrigues et al. (2017) e Lopez Quintero et al. (2016) desenvolveram estudos para comparação das morfologias de lesões produzidas por projéteis de três diferentes calibres em um crânio humano. Belingardi et al. (2006) desenvolveram um modelo para, através da simulação computacional, avaliar as distribuições de tensão em ossos e tecidos cerebrais de uma cabeça humana, devido a impacto. Raul et al. (2006) utilizaram a modelagem computacional para avaliar o mecanismo de origem de lesões na cabeça causadas por quedas.

2 METODOLOGIA

A metodologia para a construção do modelo proposto foi dividida em duas partes. A primeira parte constitui-se na elaboração e construção de um modelo com geometria simplificada, visando a validação do funcionamento da simulação, e possibilidade da obtenção de resultados adequados. Após a execução de todas as etapas previstas para a realização do trabalho, foi construído um modelo final, apresentando maior complexidade em sua geometria.

2.1 Modelo Simplificado

2.1.1 Criação da Geometria

A construção da geometria foi feita no próprio software utilizado para a realização da simulação, Abaqus CAE. Um modelo simplificado já é suficiente para a realização de uma análise

preliminar dos resultados deste trabalho, uma vez que as características do material são consideradas mais importantes do que uma geometria complexa, e estas são representadas fielmente.

A fim de representar de forma relativamente fiel uma seção de um crânio, foi desenhado um disco apresentando uma leve curvatura. O disco foi desenhado com diâmetro de 62 mm, e raio de curvatura de 80 mm. A espessura aplicada foi de 5,165 mm, definida como a média dos valores de espessura de calota craniana entre os sexos masculino e feminino (Junior et al., 2011).

O corpo construído simulando um projétil foi estruturado também com uma geometria simplificada, e considerado um corpo rígido. Foi feito um rascunho de uma elipse dimensões de $D1 = 20$ mm e $D2 = 9$ mm, e então o rascunho foi revolucionado em torno do próprio eixo. Foram criadas partições em ambas geometrias, dividindo-a em 4 partes iguais, a fim de favorecer uma posterior construção da malha de forma mais adequada (Figura 1).

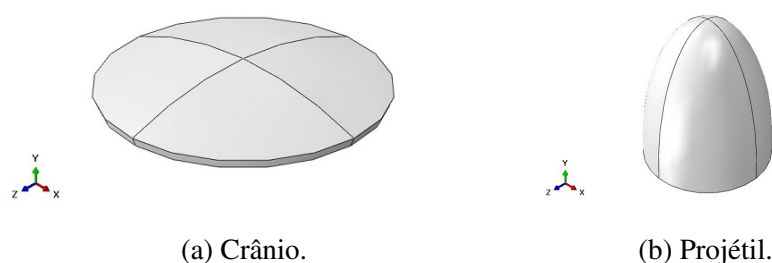


Figura 1: Projeção tridimensional das geometrias construídas.

2.1.2 Propriedades dos Materiais

As propriedades elásticas e de resistência do osso cortical apresentam anisotropia. Este mostra-se mais rígido quando carregado longitudinalmente, porém, observam-se diferenças comparativamente pequenas nas direções radial e circunferencial, indicando que o osso cortical humano pode ser considerado transversalmente isotrópico. Possivelmente, esta anisotropia, acrescida de sua maior força quando submetido a compressão do que em tração, são resultados de adaptação evolutiva, uma vez que grande parte das tensões desenvolvidas durante atividades habituais são uniaxiais (Keaveny et al., 2004).

Apesar de macroscopicamente ser considerado um material anisotrópico, frequentemente a simplificação do osso cortical é realizada na modelagem, considerando-o linearmente elástico, homogêneo e isotrópico (Matoso et al., 2014), (Lopez Quintero et al., 2016), (De Almeida, 2016), (Rodrigues et al., 2017). Desta forma, as propriedades mecânicas da estrutura óssea representada neste estudo foram simplificadas, baseando-se em um estudo da mecânica da fratura linear elástica do osso cortical como material compósito, feito por De Almeida (2016), onde o osso cortical foi considerado elástico, homogêneo e isotrópico. De Almeida (2016) realizou simulações no software Abaqus, e posteriormente, experimentos com ossos bovinos e suínos; visualizou-se a superfície fraturada das amostras através de fotografias, e verificou-se semelhanças entre os resultados experimentais e os resultados numéricos obtidos.

O valor da densidade do osso cortical foi retirada de Cowin (1989), e os valores das propriedades mecânicas aplicadas ao material foram retiradas da tabela “Table 4.1: Typical Mechanical Properties for Cortical Bone”, considerando sua direção transversal (Martin et al., 1998).

As propriedades aplicadas à geometria, necessárias para a realização deste trabalho, podem ser vistas na Tabela 1.

Propriedades Mecânicas do Material Osso Cortical	
Propriedade	Valor
Densidade, g/cm ³	1,85
Módulo Elástico, Transversal, Gpa	9,6
Coefficiente de Poisson	0,39
Tensão de Escoamento de Compressão, Transversal, MPa	121
Tensão de Ruptura de Compressão, Transversal, MPa	133
Deformação de Ruptura de Cisalhamento	0,33

Tabela 1: Propriedades mecânicas aplicadas à geometria.

2.1.3 Construção e Refino da Malha

A geração de uma malha na geometria submetida a uma simulação objetiva subdividi-la em domínios geométricos menores (elementos), que serão analisados um por um, simplificando o problema, e permitindo a obtenção de uma solução mais aproximada. O detalhamento da malha, buscando o tamanho ideal dos elementos da mesma, visa reduzir o erro a um mínimo.

A malha foi gerada com elementos tetraédricos do tipo C3D10M, os quais se adequavam melhor as geometrias côncavas do crânio e do projétil. Para otimização do tempo de processamento da simulação, o tamanho dos elementos da malha não foi igualmente aplicado – e posteriormente refinado - na geometria inteira. Foi utilizado, nas linhas que dividem a geometria em quatro partes iguais, um método de semeio da malha, em que esta começa com um tamanho máximo pré-definido, e diminui gradualmente até alcançar o valor mínimo, também pré-definido. Assim, é possível que a malha alcance um valor ideal apenas na região de interesse, deixando a simulação mais leve (Figura 2a e 2b).

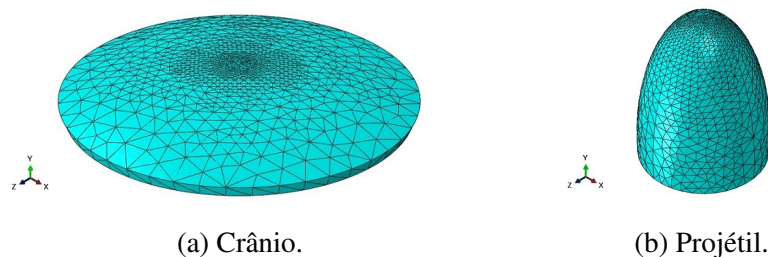


Figura 2: Diminuição gradual da malha.

Para encontrar o tamanho ideal dos elementos, foram feitas múltiplas simulações estáticas com duas etapas. Na montagem inicial, as partes foram dispostas de forma coaxial, passando pelo eixo y, e com uma distância de 0,1 mm entre ambas. Como condições de contorno, o crânio foi engastado por sua extremidade, e foram aplicadas restrições de movimento nas direções x e z ao projétil.

Em um segundo passo, o projétil foi movido em direção ao crânio, dando origem a uma força de compressão entre as superfícies das geometrias. Para determinação do valor de deslocamento do projétil em direção do crânio, foi avaliada a curva tensão-deformação do material.

A espessura total do crânio foi considerada como o valor de deformação total. Assim, o valor de 0,01 mm corresponde a 0,2% da deformação total, porcentagem aqui utilizada para encontrar a tensão limite de escoamento.

Adicionando o valor de 0,01 mm à distância entre as geometrias, foi definido um deslocamento de 0,11 mm. Isto garantiu, além do contato entre elas, uma penetração de 0,01 mm. Este valor de penetração foi escolhido visando limitar a deformação do crânio ao regime elástico. Definidos os parâmetros necessários, a simulação pôde ser processada (Figuras 3a e 3b).

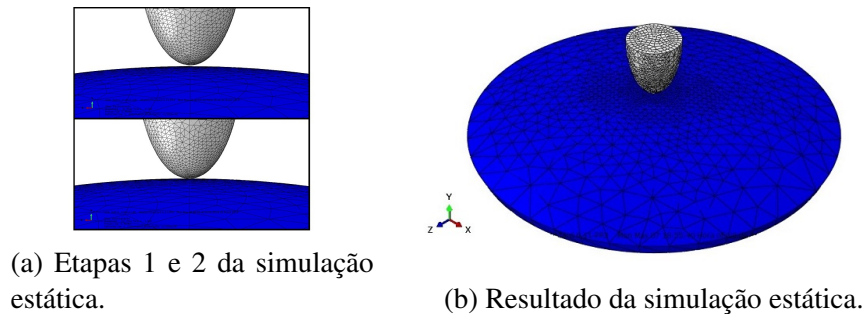


Figura 3: Simulação Estática.

Após a finalização de cada simulação, foi registrado o valor do parâmetro de saída CPress (“Contact Pressure”, parâmetro reportado nos resultados da simulação) em um ponto específico da geometria do crânio, e então, aumentada a densidade da malha na região central. Este procedimento foi repetido, até que o valor de saída da simulação para a pressão de contato CPress começou a convergir, permanecendo praticamente constante. A partir dos resultados das simulações, foi traçado um gráfico relacionando “Número de Elementos da Malha x CPress” (Figura 4). O ponto considerado ótimo escolhido foi o que mais se aproximou da curva de tendência do gráfico, relativo a um número de 51239 elementos, incremento inicial de 0,005, e com uma pressão de contato 0,14130 MPa.

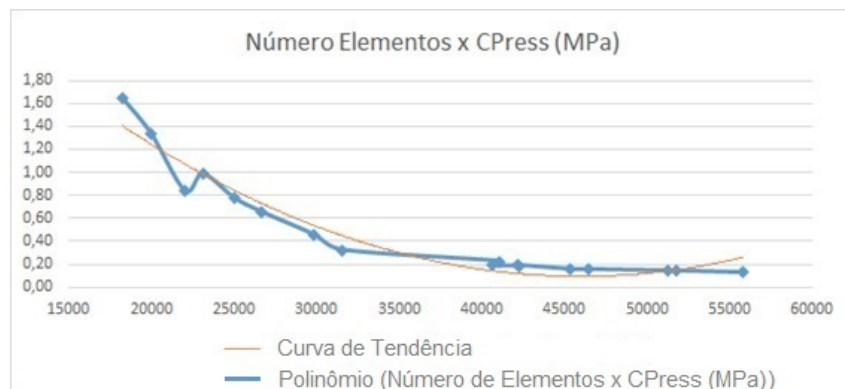


Figura 4: Gráfico da convergência da pressão de contato para refino da malha.

Simultaneamente à diminuição do tamanho da malha nas regiões de interesse, diminuiu-se o valor do incremento inicial de tempo da etapa de deslocamento do projétil. O decréscimo do valor do incremento inicial possui a finalidade de diminuição do erro numérico. Isto ocorre pois, como configuração padrão do programa, o Abaqus ajusta automaticamente o número de incrementos para resolver problemas de forma eficiente. O usuário apenas necessita sugerir o valor do incremento inicial, e então, se o número de iterações necessárias para o resultado convergir for maior do que 16, o programa abandona o incremento sugerido e inicia novamente seus cálculos, com um valor de incremento 25% menor. Se o usuário não sugerir um valor de

incremento inicial, o Abaqus irá aplicar toda a carga definida na construção da simulação em um único incremento, tornando necessária uma contínua diminuição do valor do incremento até a obtenção de um valor coerente. Como consequência, ocorrerá um enorme desperdício de tempo de processamento. Da mesma forma, se o valor do incremento for muito pequeno e o resultado convergir em menos de 5 iterações em dois incrementos seguidos, o programa aumentará o valor do incremento (Simulia, 2012).

2.1.4 Montagem e Simulação Dinâmica

Após as etapas anteriores, o modelo foi submetido a uma simulação dinâmica, objetivando verificar sua aplicabilidade para os objetivos predeterminados. Foi utilizado o modo de análise “ABAQUS/Explicit”.

Os dois principais modos de análise presentes no software são “ABAQUS/Standard” e “ABAQUS/Explicit”. Ambos são baseados na equação geral de equilíbrio:

$$M.\ddot{u} = P - I \quad (1)$$

onde: M \ddot{u} representa as forças dinâmicas ou de inércia, P representa o vetor de carga externa aplicada, e I representa o vetor de carga interna.

Quando o primeiro termo é muito pequeno, a equação se reduz a forma de equilíbrio estático:

$$P = I \quad (2)$$

Na análise dinâmica explícita, integra-se as equações de movimento em relação ao tempo:

$$\ddot{u} |_{t} = M^{-1} \cdot (P - I) |_{t} \quad (3)$$

Foram aplicadas uma velocidade de 288 m/s e uma massa de 6,16 g ao projétil, conforme dados retirados de um Informativo Técnico da Companhia Brasileira de Cartuchos. O projétil escolhido foi do tipo .380 Auto Encamisado Total Ogival, em razão de ser uma munição tradicional e destinada a uso geral (Companhia Brasileira de Cartuchos, acessado em Junho, 2018).

Como critério de falha para o material osso, foi utilizado a Falha por Cisalhamento (Shear Failure). Considerado um critério simples de falha, é adequada a sua utilização quando ocorrem altas taxas de deformação. Utilizado em conjunção com a opção “Element Deletion = YES”, ocorre a remoção de elementos da malha quando o critério de falha é alcançado, resultando no despedaçamento da estrutura (Simulia, 2012).

O projétil foi posicionado a 98 mm do crânio, tamanho do cano de uma pistola de calibre .380. Essa distância foi escolhida baseada em estatísticas que demonstram que a maioria dos disparos criminosos em que a vítima vai a óbito são realizados a curta distância (UCR, 2017). Entretanto, o modelo não está limitado a este tipo de situação, “a queima roupa”. Embora não tenham sido feitos testes excessivos, crê-se que o modelo pode ser aplicado para simular outros casos, bastando ajustar a distância e a direção do projétil, por exemplo.

Como condições de contorno, o crânio foi engastado na base do pescoço. Admite-se que esta simplificação superestimou a rigidez da estrutura, mas contribuiu para verificar em tempo hábil a validade do modelo. Além disso, limitou-se o movimento do projétil nas direções x e z .

Após a determinação de todos os parâmetros necessários para a criação da simulação, o modelo foi submetido ao processamento.

Como o objetivo principal do trabalho é a construção de um modelo que pode ser utilizado no estudo da morfologia de orifícios produzidos por um projétil, a simulação foi feita apenas restringindo-se a algumas condições de contorno. Porém, sabe-se que a morfologia do orifício é alterada com fatores como distância e ângulo de disparo do tiro, portanto, ao se executar esse estudo, é conveniente que sejam feitas simulações considerando variações nas condições de contorno aqui definidas.

2.2 Modelo Final

Para construção do modelo final, foram aplicadas as mesmas características dos materiais e critérios de falha do modelo simplificado, utilizou-se as mesmas etapas, variáveis e condições de contorno na simulação dinâmica. O projétil foi novamente considerado um corpo rígido. Dessa forma, foram mantidos os tamanhos considerados ideais de elementos da malha para o crânio e o projétil nas suas regiões de contato, encontrados em etapa anterior durante seu refino.

Em relação à geometria, o projétil foi mantido com a forma idêntica. Modificou-se a forma do crânio, fazendo-se utilização de uma geometria mais complexa e anatomicamente correta, a fim de representá-lo de forma mais realista. Essa modificação foi feita visando que o observador entenda o que está ocorrendo na simulação de forma mais intuitiva. Além disso, a utilização de uma geometria complexa permite a realização da simulação em diferentes regiões do crânio, que podem vir a apresentar espessuras e características da geometria da superfície distintas.

Foi importada uma geometria em formato .STL do “website” MakerBot ThingInverse, uma comunidade para criação e compartilhamento de objetos imprimíveis em 3D ([Thingiverse, acessado em Junho, 2018](#)).

Com propósitos de redução do custo computacional, o número de elementos da malha original foi reduzido, e aplicou-se o tamanho ideal da malha apenas na região onde se daria o contato entre crânio e projétil durante a simulação dinâmica. O primeiro passo para esse aperfeiçoamento foi a diminuição do número de elementos inicial e reparação de imperfeições, através do software MeshLab. Este é um software de código aberto para processamento e edição de malhas 3D. Ele fornece um conjunto de ferramentas para edição, limpeza, cura, inspeção, renderização, texturização e conversão de malhas ([Cignoni et al., 2011](#)).

A malha original do crânio importado possuía 203192 faces e 101474 vértices. A redução foi feita até um limite em que a geometria não fosse distorcida, e não fossem perdidos detalhes importantes. Foi utilizada a ferramenta “Filters > Remeshing, Simplification and Reconstruction > Simplification: Quadric Edge Collapse Decimation”.

Após a redução do número de elementos da malha, foram reparadas algumas imperfeições presentes, como sobreposições de elementos da malha, e descontinuidades. Isto se deu através da utilização das ferramentas: “Filters > Selection: Select Self Intersecting Faces”, “Filters > Selection: Delete Selected Faces”, “Filters > Remeshing, Simplification and Reconstruction > Close Holes” e “Filters > Cleaning and Repairing > Remove Duplicate Faces, Remove Duplicate Vertices, Remove Faces From Non Manifold Edges”, respectivamente.

Como resultado, foi obtido um crânio com o números de 24218 faces e 11990 vértices (Figuras 5a, 5b e 5c).

O aumento da densidade da malha na região de interesse foi feita através do Software Meshmixer. Esta é uma ferramenta de código aberto, que permite a edição de malhas superficiais arbitrárias baseada em duas interfaces: “Geometry Drag-and-Drop” e “Mesh Clone Brush” ([Schmidt e Singh, 2010](#)).

Após aperfeiçoamento da malha, a geometria foi então importada para o software Abaqus, para que fosse feita a simulação dinâmica. Como possuía o formato .STL, o crânio foi impor-

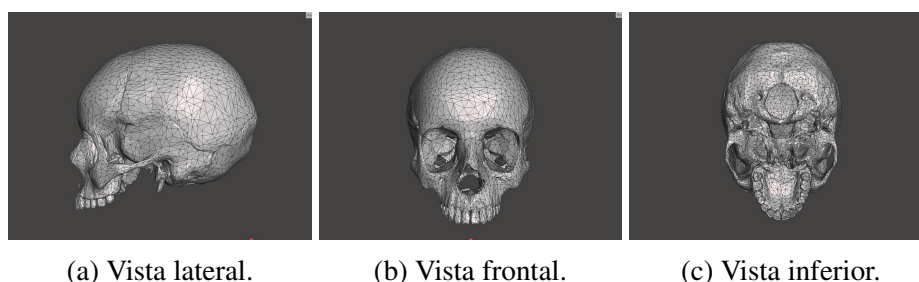


Figura 5: Crânio após redução da densidade da malha.

tado como uma malha órfã, isto é, uma coleção de nós, elementos, superfícies e conjuntos sem geometria associada (Simulia, 2012).

A malha órfã foi então remodelada, e seus elementos foram convertidos de triangulares para tetraédricos, tornando possível a aplicação das características do material osso cortical. O osso então foi tratado como um sólido deformável de comportamento linear-elástico. Posteriormente, foi criada a montagem, e aplicadas as condições de contorno. O crânio foi engastado através da seleção de alguns elementos de sua base. Foram então criadas as etapas da simulação, análogas ao modelo simplificado. Foram desconsiderados outros tecidos, como pele e cérebro. Cabe ressaltar que não foi levada em conta a interação fluido-estrutura entre o projétil e o ar que circunda o corpo.

A simulação foi processada, e puderam ser observados seus resultados.

3 RESULTADOS E ANÁLISES

Para a análise dos resultados, foram observadas as características do orifício e as tensões produzidas no crânio durante sua perfuração.

Verificou-se uma morfologia aproximadamente circular com bordas irregulares para os orifícios produzidos em ambas simulações dinâmicas, porém com mais irregularidades no modelo com geometria mais complexa. (Figura 6).

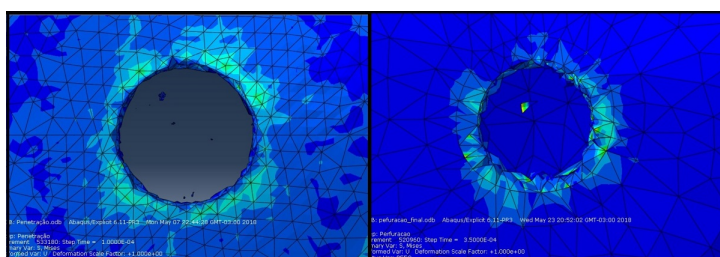


Figura 6: Orifícios produzidos pelo projétil nas simulações dos modelos simplificado e final.

Essa ocorrência é resultante das diferenças na construção da malha. Apesar de os tamanhos dos elementos das malhas nas regiões de contato serem iguais em ambas simulações, as malhas foram construídas em softwares diferentes, através de diferentes métodos. No modelo simplificado, a redução gradativa da malha foi feita através do uso de uma ferramenta do próprio software Abaqus, enquanto no modelo final, a redução gradual da malha foi feita manualmente, através do traçado de circunferências circunscritas. (Figura 7).

Um importante retorno provindo da simulação dinâmica é a distribuição de tensões, que nos permite analisar a forma como a energia cinética contida no projétil (que apresenta diferentes magnitudes, para cada tipo e calibre de projétil) foi transferida para o osso cortical.

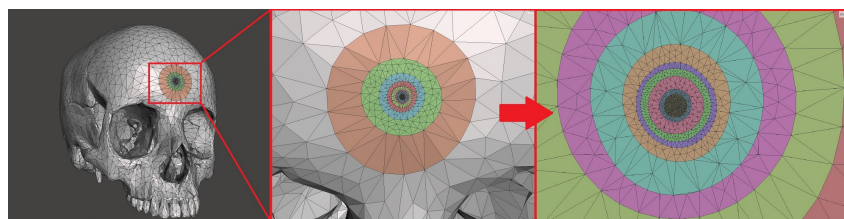


Figura 7: Circunferências circunscritas para redução gradual da malha.

Foram observadas as distribuições de tensões de Von Mises impostas pelo projétil em vários momentos das simulações, durante a ocorrência da perfuração. As tensões máximas foram de 404,8 MPa e 392,1 MPa no modelo simplificado e 423,3 MPa e 399,3 MPa no modelo final.

Comparando com o valor presente na tabela “Table 4.1: Typical Mechanical Properties for Cortical Bone” (Martin et al., 1998), relativo à tensão de escoamento do material quando submetido à tração, para a posição longitudinal (115 MPa), é possível observar que os valores obtidos na simulação estão na mesma ordem de grandeza. E de acordo com a distribuição das tensões presentes na simulação, o valor da tensão de escoamento de 115 MPa se encontra abaixo dos valores de tensão relacionados a regiões onde houve falha, mostrando uma coerência nos resultados obtidos, de acordo com as características do material extraídas da tabela.

4 CONCLUSÕES

Os elementos da malha dos crânios que possuíam tamanho ideal foram dispostos somente na região onde ocorria o contato com a ponta do projétil, de forma que, ao ocorrer a perfuração, a circunferência do projétil entrava em contato com elementos de malha de tamanho maior. Isso foi feito com o intuito de diminuição do custo computacional, porém foi uma limitação para o encontro de resultados melhores, e o ideal seria que a região total de contato com o projétil possuísse elementos de malha do tamanho ideal. Além disso, o orifício encontrado diverge do resultado ótimo devido às descon siderações dos outros tecidos que compõem o corpo humano.

Durante a coleta de dados para realização do trabalho, foram encontrados diferentes valores de características do material "osso cortical" em diferentes bibliografias, portanto, seriam necessários mais testes para confirmação da precisão dos valores das propriedades utilizadas.

A análise de problemas de engenharia através de modelos computacionais é de grande valor, principalmente em situações onde não se encontram disponíveis corpos de prova suficientes para a realização de ensaios práticos. Dessa forma, reduz-se a quantidade de testes e experimentos necessários a serem realizados. Porém, estes não podem ser completamente excluídos, e para validação dos resultados obtidos, seria conveniente a realização de ensaios com corpos de prova físicos, como protótipos de crânios humanos.

Este trabalho testou a viabilidade da modelagem via elementos finitos para um problema de natureza dinâmica, utilizando geometrias que podem ser baseadas em anatomia e que podem ser obtidas através de imagens médicas. A estabilidade dos cálculos demonstram que é possível fazer uso do modelo para análises paramétricas e até para abordagens inversas. Juntamente com as medidas já adotadas, um comportamento mais realista para o material sujeito a dano deve ser incorporado em trabalhos futuros, para prever onde os fragmentos ósseos são alocados após o impacto em determinado ângulo, ponto de entrada e assim por diante.

4.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

Considerando as limitações encontradas durante a criação dos modelos, considera-se como trabalho futuro a construção de um modelo que apresente uma malha mais próxima da ideal, e em que sejam integrados mais tecidos no modelo, como pele e cérebro, tornando possível o encontro de resultados mais adequados.

Além disso, como foram achadas diferentes informações acerca das propriedades do material "osso cortical", considera-se a realização de um estudo comparativo, simulando a perfuração do crânio, e aplicando-se diferentes dados de características do material.

Como este é um material cujas propriedades ainda encontram-se em estudo e não estão completamente definidas, a realização de simulações com a utilização de diferentes dados poderia auxiliar na comparação destes com corpos de prova físicos, auxiliando na verificação de quais valores se aproximam dos reais.

Após ser realizada a otimização do modelo, capacitando-o a fornecer resultados ideais, considera-se a extensão da análise para outros efeitos além da morfologia do orifício, como posicionamento dos fragmentos gerados com o despedaçamento do osso.

REFERÊNCIAS

- Belingardi G., Chiandussi G., e Gaviglio I. Traumatic events in human head: Biomechanical insight by means of a finite element model. Em *ASME 8th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis*, páginas 407–414. American Society of Mechanical Engineers, 2006.
- Cignoni P., Ranzuglia G., Callieri M., Corsini M., Ganovelli F., Pietroni N., e Tarini M. Meshlab. 2011.
- Companhia Brasileira de Cartuchos C. *Munições Para Armas Curtas*, acessado em Junho, 2018. <http://www.cbc.com.br/upload/informativos/6.pdf>.
- Cowin S.C. *Bone mechanics*. CRC, 1989.
- Da Costa Filho P.E.G. *Medicina Legal e Criminalística 2a Edição*. Leya, 2015.
- De Almeida A.F.P. *Estudo da Mecânica da Fratura Linear Elástica do Osso Cortical como Material Compósito*. Tesis de Mestrado, Instituto Superior Técnico de Lisboa, 2016.
- Hanna T.N., Shuaib W., Han T., Mehta A., e Khosa F. Firearms, bullets, and wound ballistics: an imaging primer. *Injury*, 46(7):1186–1196, 2015.
- Junior R.B., Queiroz M.M., de Oliveira Máximo R., Teixeira E., Lizardo F.B., Vilarinho G.S., e Santos J.W. Mensuração da espessura do osso da calota em parietais de crânios macerados. *Bioscience Journal*, 27(6), 2011.
- Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C., et al. Bone mechanics. *Standard handbook of biomedical engineering and design*, páginas 1–24, 2004.
- Lopez Quintero Y.A. et al. Dynamic simulation of bullets fired at the occipital region of the human skull: finite element analysis. 2016.
- Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A., et al. *Skeletal tissue mechanics*, volume 190. Springer, 1998.
- Matoso R., Freire A., de Mello Santos L., Junior E., Rossi A., e Prado F. Comparison of gunshot entrance morphologies caused by .40-caliber smith & wesson, .380-caliber, and 9-mm luger bullets: a finite element analysis study. *PloS one*, 9(10):e111192, 2014.
- Raul J., Baumgartner D., Willinger R., e Ludes B. Finite element modelling of human head injuries caused by a fall. *International Journal of Legal Medicine*, 120(4):212–218, 2006.
- Rodrigues L., Costa S., Rossi A., Daruge Júnior E., Prado F., e Freire A. Computational simu-

- lation of projectile injuries to human parietal bone using finite element analysis. *Australian Journal of Forensic Sciences*, páginas 1–9, 2017.
- Schmidt R. e Singh K. Meshmixer: an interface for rapid mesh composition. Em *ACM SIG-GRAPH 2010 Talks*, pagina 6. ACM, 2010.
- Shen W., Niu Y., Bykanova L., Laurence P., e Link N. Characterizing the interaction among bullet, body armor, and human and surrogate targets. *Journal of biomechanical engineering*, 132(12):121001, 2010.
- Simulia D.S. Abaqus 6.12 documentation. *Providence, Rhode Island, US*, 2012.
- Thingiverse M. Human skull, anatomically correct and printer friendly. acessado em Junho, 2018. <<https://www.thingiverse.com/thing:819046>>.
- UCR F. *Law Enforcement Officers Feloniously Killed with Firearms*, 2017. <https://ucr.fbi.gov/leoka/2017/topic-pages/tables/table-33.xls>.
- UNODC. *Global Study on Homicide*, 2013. https://www.unodc.org/documents/gsh/pdfs/GLOBAL_HOMICIDE_Report_ExSum.pdf.