

MODELAGEM DO TRATAMENTO DO HEMATOMA SUBDURAL AGUDO - AVALIAÇÃO DA TENSÃO E DO DESLOCAMENTO

Faria, A. R, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia - UFU,
alessandrorfaria@hotmail.com.br; <http://www.lpm.mecanica.ufu.br>

Roquette, A. G. D, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia - UFU,
<http://www.famed.ufu.br>

Araújo, C. A, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia - UFU,
cleudmar@mecanica.ufu.br; <http://www.lpm.mecanica.ufu.br>

Miranda, R. F, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia - UFU,
<http://www.lpm.mecanica.ufu.br>

Lessa, S. S, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia - UFU,
<http://www.famed.ufu.br>

Resumo. Traumatismos cranianos relacionados a rápidas desacelerações podem ocasionar um hematoma cerebral com sangramento no espaço subdural, denominado Hematoma Subdural Agudo (HSDA), cujo tratamento é feito através da técnica cirúrgica de Craniotomia Descompressiva (CD) com uma ampla abertura da dura-máter e rápida descompressão intradural. O objetivo deste trabalho é avaliar o deslocamento total e a tensão principal máxima na dura-máter e no hematoma, através da modelagem da CD e da Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Duraís (CVBFD), utilizando modelos matemáticos em tecidos vivos integrados a modelos numéricos de elementos finitos. O estudo mostrou que a técnica da CVBFD apresentou não só um Deslocamento Total (DT) inferior ao da CD, mas também a Tensão Principal Máxima foi aliviada.

Palavras chave: Hematoma Subdural Agudo, Modelagem de Tecidos Macios, Neurocirurgia, Deslocamento Total, Tensão Principal Máxima.

1. INTRODUÇÃO

Traumatismos cranianos relacionados a impactos ou rápidas desacelerações podem ocasionar um hematoma cerebral com sangramento no espaço subdural, geralmente com a ruptura de uma veia superficial cortical no seio sagital. Este dano cerebral é denominado Hematoma Subdural Agudo (HSDA), e a sequência para sua formação é demonstrada na Fig. (1). O tratamento é feito através de uma técnica cirúrgica denominada Craniotomia Descompressiva (CD) com uma ampla abertura da dura-máter e rápida descompressão intradural. Os prognósticos são desanimadores devido a altas taxas de morbi/mortalidade.

Araújo (2009) mostrou qualitativamente através de ensaios “in vitro” que com redução gradual da pressão intradural, pode-se evitar a extrusão do conteúdo intradural e, por conseguinte, lesões cerebrais. Se for feita descompressão gradual, isto é, diminuir a pressão intracraniana gradualmente através de várias e pequenas incisões na dura-máter de tal forma que o hematoma intradural seja drenado progressivamente, a saída rápida e “explosiva” do mesmo pode ser evitada.

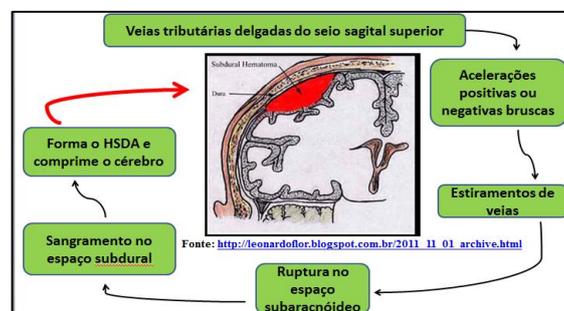


Figura 1. Processo de formação do HSDA

1.1 Técnica proposta

Na prática, a realização de análises de técnicas para o tratamento do HSDA é dificultada por uma série de fatores, pois o tecido biológico sofre grandes deformações, é anisotrópico, não homogêneo, sofre relaxação, fluência, histerese, é viscoelástico, incompressível, e possui uma relação não linear entre o campo de tensão e o campo de deformação.

Para contornar este problema, um grupo de neurocirurgiões associados com engenheiros mecânicos, propuseram um método para tratamento do HSDA denominado de Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Durais (CVBFD), no qual, entre outras ações, são feitas múltiplas e pequenas incisões na dura-máter, denominadas Fenestrações Durais, conseguindo-se assim, diminuir de forma gradual a pressão intracraniana e, evitar a rápida descompressão intradural. A Fig. (2) mostra as Fenestrações Durais.

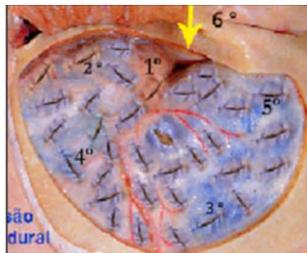


Figura 2. Fenestrações Durais para a Descompressão Gradual Intradural, no método proposto por um grupo de neurocirurgiões associados com engenheiros mecânicos da UFU

1.2 Modelo Matemático De Miller Para O Tecido Cerebral

Miller, K., (1999) desenvolveu modelo constitutivo para tecidos cerebrais utilizando elementos finitos. Ele utilizou o software comercial ABAQUS para implementar modelo viscoelástico linear com grandes deformações.

Miller, K., et al. (2000) realizou ensaios “in vivo” com cérebro de suínos e compararam os resultados obtidos com simulação numérica utilizando materiais com comportamento viscoelástico e hiper-viscoelástico. A Fig. (3) mostra a configuração de seu experimento.

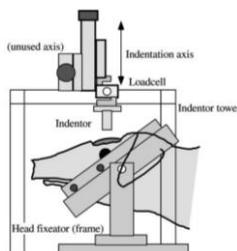


Figura 3 – Esquema do Mecanismo do experimento In vivo de Miller, em cérebro de suínos.

Fonte: Miller, K., et al., Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation, Journal of Biomechanics 33 (2000), 1369-1376

Miller (2000) apresentou seu modelo com as propriedades mecânicas do cérebro sob compressão. Após realizar ensaios de tração no material do cérebro de suínos, Miller (2002) apresentou um modelo com as propriedades mecânicas do cérebro sob tração. A Fig. (4) mostra a curva apresentada por Miller, da relação Tensão de Lagrange x Taxa de Alongamento, para uma velocidade de carregamento de 5mm/min.

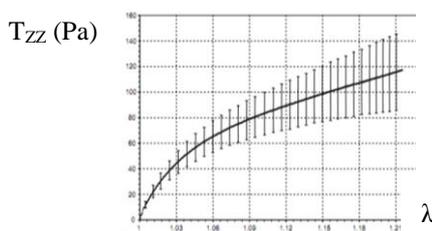


Figura 4. Curvas de Miller, da relação Tensão de Lagrange (Pa) x Deformação. V de carreg. = 5mm/min. Fonte: Miller, K., Chinzei, K., Mechanical properties of brain tissue in tension, Journal of Biomechanics 35 (2002), 483-490.

2. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é avaliar o deslocamento total e a tensão principal máxima na dura-máter e no hematoma, por meio da modelagem da CD e da CVBFD, utilizando modelos matemáticos em tecidos vivos integrados a modelos numéricos de elementos finitos.

3. METODOLOGIA

Foi desenvolvido, por meio do software Ansys, utilizando o método de Elementos Finitos (EF), o modelo mostrado na Fig. (5), apresentando o corte da cirurgia na CD. Como o modelo não possui o crânio, a PIC foi aplicada em toda a dura-máter. Da mesma forma foram desenvolvidos três modelos para simular a CVBFD, com diferentes números de fenestrações, sendo estes, seis, dez e quatorze fenestrações.

Trabalhou-se com o hematoma “colado” ao cérebro, e também com atrito entre ambos, mas o coeficiente de atrito utilizado foi baixo, com valores próximos a 0,19. Isto, para não causar muita influência no custo computacional do programa. A Fig. (6) mostra a malha utilizada, após o teste de malha, cujo comprimento da aresta do elemento é de 10 mm, variando na região de contato, com 1 mm para o elemento da dura-máter e 1,8 mm para o elemento do hematoma na região de contato. A malha utilizada no modelo de EF para CD é mais refinada na região do hematoma.

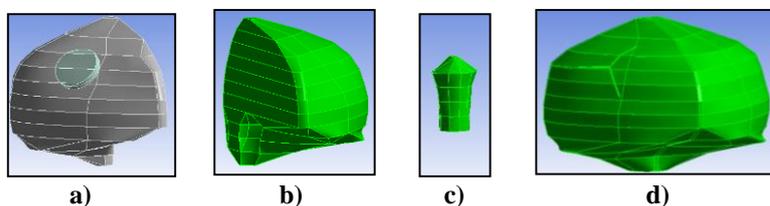


Figura 5. Modelo usado para simular o corte da cirurgia. a) Lado direito do cérebro com o hematoma. b) Lado esquerdo do cérebro. c) Medula Cervical. d) Dura-Máter.

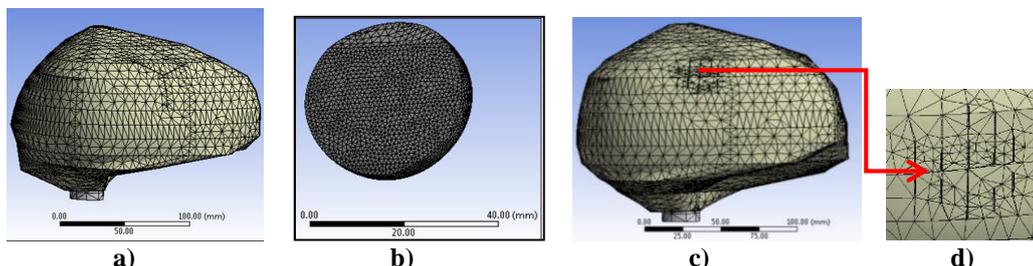


Figura 6. a) Malha utilizada no modelo de EF para CD: 79222 nós e 41192 elementos. b) Malha mais refinada no hematoma. c) Malha utilizada no modelo de EF para CVBFD, com quatorze fenestrações: 66918 nós e 34080 elementos. d) Malha mais refinada na região das fenestrações

A relação encontrada entre a tensão e o tempo de aplicação de carga ficou limitada matematicamente para uma forma polinomial. Foi aplicado então, o modelo desenvolvido por Ogden em 1972 para materiais hiperelásticos.

O software Ansys tem uma série de modelos hiperelásticos. O usuário entra apenas com pontos obtidos em um teste e escolhe o modelo de material a ser aplicado, que expressam uma função de energia de deformação, porque o próprio software calcula os parâmetros da função. Para o cálculo das constantes hiperelásticas, foi utilizado o modelo de Ogden, porque a literatura mostra que é o modelo que se ajusta mais facilmente a dados experimentais, uma vez que é baseado nos alongamentos e não nos invariantes de deformação, e muitas vezes, o que se tem experimentalmente, são pontos de uma curva tensão x alongamento. Na Fig. (7) é mostrada a curva Tensão/Deformação obtida no Ansys a partir de pontos dos ensaios do trabalho de Miller.

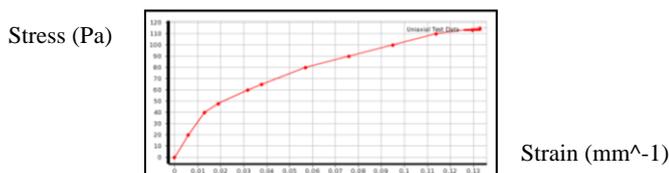


Figura 7. Curva Tensão/Deformação obtida no Ansys a partir de pontos dos ensaios do trabalho de Miller.

A Fig. (8) mostra a carga distribuída, aplicada ao modelo, e a Fig. (9) apresenta as linhas de medida de deslocamento total e tensão principal máxima ao longo de três passos de carga utilizados na aplicação de carga, ou seja, ao longo do tempo. 1) Carga em toda a Dura-máter. 2) Carga do hematoma. 3) Retirada da carga da Dura-máter, na região do corte cirúrgico, simulando o corte.

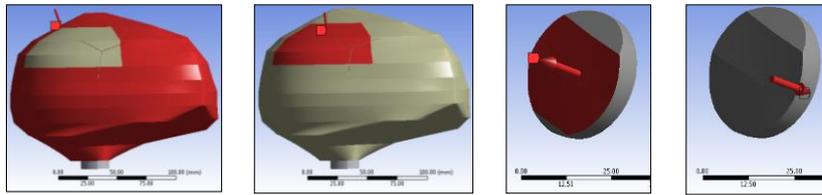


Figura 8. Carga aplicada no modelo.

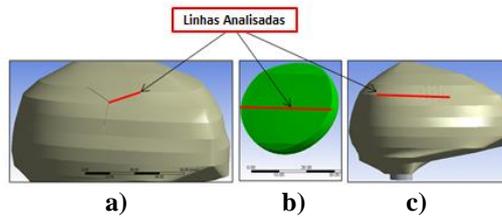


Figura 9. Linhas de medida de deslocamento total e tensão principal máxima ao longo dos três passos de carga (ao longo do tempo). a) Corte na CD. b) Hematoma. c) CVBFD passando pela linha de corte na dura-máter.

4. RESULTADOS

A Fig. (10) mostra, nos dois modelos, o DT(mm) no final do terceiro passo de carga. A Fig. (11) mostra, também nos dois modelos, a imagem do DT, na dura-máter, no final do terceiro passo de carga (ampliado 5 vezes).

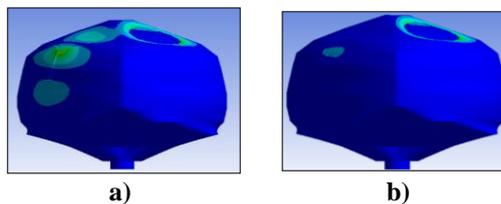


Figura 10. a) DT(mm) na CD (Passo 3). b) DT(mm) na CVBFD (Passo 3).

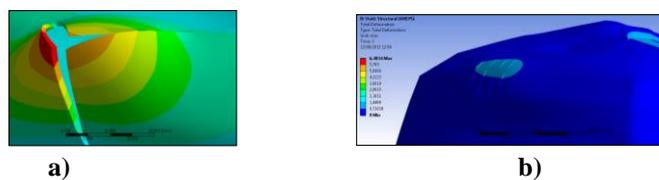


Figura 11. DT, na dura-máter, no instante da Extrusão Cerebral da CD (ampliado 5 vezes). a) CD. b) CVBFD

A Fig. (12) apresenta a vista lateral direita de um corte, no final do Passo 3 para a CD (ampliado 2,5 vezes e 5 vezes), e a mesma vista para a CVBFD (ampliado 5 vezes).

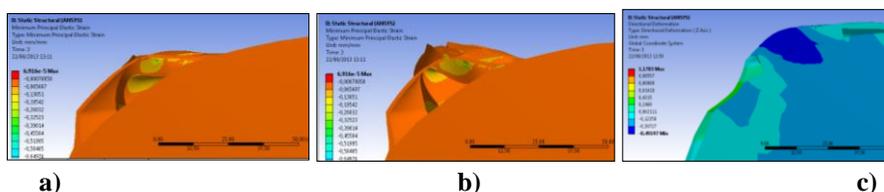


Figura 12 – Imagem lateral direita, do corte feito no final do Passo 3. a) CD (ampliado 2,5 vezes). b) CD (ampliado 5 vezes). c) CVBFD (ampliado 5 vezes)

A comparação da variação do DT e de σ_1 poderá mostrar qual a melhor técnica a ser utilizada. Esta comparação é mostrada na Fig. (13), na qual é apresentada também a variação do número de fenestrações na técnica de CVBFD.

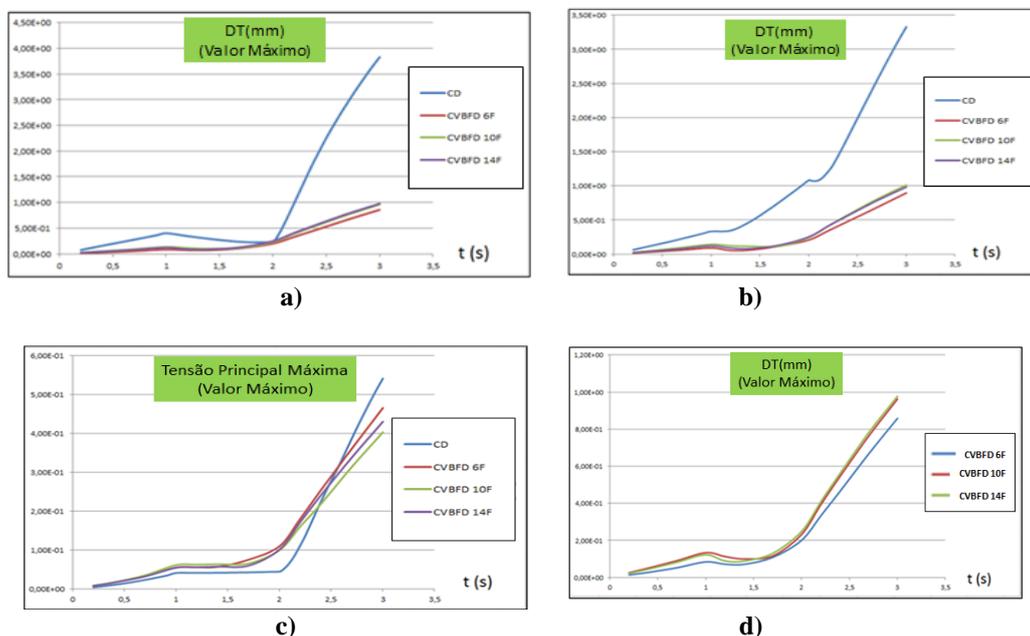


Figura 13. a) Deslocamento Total na dura-máter. b) Deslocamento Total no hematoma. c) Tensão principal máxima. d) Deslocamento Total na dura-máter variando com o número de Fenestrações.

5. CONCLUSÃO

Os resultados de simulação do processo de CD mostraram que uma rápida variação nos níveis de deslocamento na região do corte cirúrgico pode provocar uma extrusão cerebral, além de um aumento nos níveis de tensão.

Nas simulações da CVBFD observou-se que os níveis de deslocamento na região da cirurgia (Fenestrações) foram significativamente diferentes do processo de CD não indicando uma possível extrusão cerebral. Paralelamente, as tensões variaram de forma gradual com valores inferiores aos encontrados na técnica CD. Como esperado, utilizando um número maior de Fenestrações aumenta-se a flexibilidade da dura-máter.

6. REFERÊNCIAS

- Araújo, C. A., Miranda, R. F., Roquette, A. G. D., Lessa, S. S., Melo, L. P., 2009, Análise qualitativa das craniotomias descompressiva (cd) e vértex-basal com fenestrações durais(cvbfd) em casos de hematoma subdural agudo, IX Encontro Interno e XIII Seminário de Iniciação Científica, Universidade Federal de Uberlândia.
- Miller, K., 1999, Constitutive model of brain suitable for finite element analysis of surgical procedures, Journal of Biomechanics 32, 531–537.
- Miller, K., Chinzei, K., Orssengo, G., Bednarz, P., 2000, Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation, Journal of Biomechanics 33, 1369-1376.
- Miller, K., Chinzei, K., 2002, Mechanical properties of brain tissue in tension, Journal of Biomechanics 35, 483-490.

7. AGRADECIMENTOS

Aos órgãos de fomento (FAPEMIG, CNPq e CAPES), à FEMEC, à FAMED e ao LPM-UFU.

8. ABSTRACT

Head injuries related to rapid deceleration may cause a brain hematoma with bleeding in the subdural space, called Acute Subdural Hematoma (ASDH), whose treatment is done by surgical technique of decompression craniotomy (DC) with a wide opening of the dura mater and rapid decompression intradural. The objective of this study is to evaluate the total displacement and maximum principal stress in the dura mater and hematoma, through modeling of DC and Basal-Vertex Craniotomy with dural fenestrations (BVCDF) using mathematical models in living tissues integrated numerical

models finite elements. The study showed that the technique not only presented BVCDF Total Displacement (TD) less than the DC, but also the maximum principal stress was relieved.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.