

MODELAGEM DOS PROCESSOS DE CRANIOTOMIA DESCOMPRESSIVA E CRANIOTOMIA VÉRTEX-BASAL COM FENESTRAÇÕES DURAIS - CVBFD

Orientado: Alessandro R. Faria; co-orientador: A. G. D. Roquetti; Orientador: Cleudmar A. Araújo.

O objetivo deste trabalho é avaliar o comportamento físico dos procedimentos de Craniotomia Descompressiva (CD) e Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Duraís (CVBFD), utilizando modelos matemáticos em tecidos vivos integrados a modelos numéricos de elementos finitos, visando simular o ambiente cerebral, avaliando o comportamento biomecânico aliado ao processo de tratamento do Hematoma Subdural Agudo (HSDA). Foi analisado o comportamento estrutural do sistema considerando a elevação da pressão intracraniana e um possível HSDA.

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), cujo 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 um baixo índice de recuperação funcional e altas taxas de mortalidade. A rápida descompressão intradural pode provocar uma acentuada extrusão cerebral causando laceração e herniação encefálicas, além de isquemia, edemas secundários severos e estrangulamento do tecido encefálico nos bordos da Craniotomia, dificultando o fechamento dural e a recolocação do flap ósseo.

Vários artigos têm sido apresentados com novas propostas de solução para o problema da Hipertensão Intracraniana (HIC) e do HSDA, porém a grande maioria relata benefícios baseados principalmente em considerações teóricas, modelos numéricos e ensaios “in vitro”. Mas, na prática a realização destas análises é dificultada por uma série de fatores, pois o tecido biológico é anisotrópico, não homogêneo, 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, ambos da Universidade Federal de Uberlândia propuseram um novo método para tratamento do HSDA denominado de Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Duraís (CVBFD), no qual, entre outras ações, são feitas múltiplas e pequenas incisões na dura-máter, conseguindo-se assim, diminuir de forma gradual a pressão intracraniana e, evitar a rápida descompressão intradural.

Com a avaliação dos dois procedimentos, foi possível observar menores taxas de deformação da estrutura cerebral no processo CVBFD comparado com o processo CD. O aumento do número de fenestrações melhora a flexibilidade da dura-máter e pode influenciar nos níveis de pressão cerebral.

Um HSDA é produzido através do acúmulo de sangue no espaço subdural, como mostrado na Fig. 1. O HSDA pode ser dividido em três tipos: Agudo (produzido entre as 72h iniciais ao trauma), Subagudo (produzido entre o 4o e o 21o dia ao trauma) e Crônico (produzido a partir da terceira semana após trauma cranioencefálico - TCE).

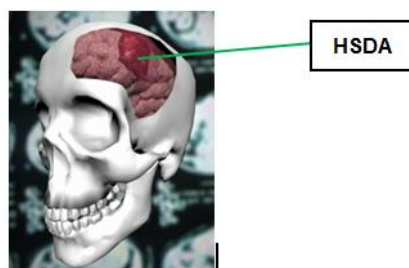


Figura 1: Representação de um Hematoma Subdural Agudo (HSDA).

O aumento da pressão do Líquido Cefalorraquidiano (LCR) a valores superiores a 15 mmHg constitui um quadro de hipertensão intracraniana. Uma das complicações mais frequentes dos traumatismos cranianos são as rupturas de vasos que resultam em acúmulo de sangue nos espaços extra-dural, subdural, intraparenquimatoso ou suas associações sob a forma de hematomas. No HSDA, o sangramento se dá no espaço subdural, geralmente em consequência da ruptura de uma veia superficial cortical no ponto em que ela entra no seio sagital superior, como mostrado na Fig. 2.



Figura 2 – Imagem mostrando o sangramento devido à ruptura de uma veia superficial cortical.

Fonte: Bart D. et. al., J. Neurosurg., V 104, June 2006.

A dura-máter (do latim dura mater ou mãe dura) é uma membrana constituída por tecido conjuntivo denso, e adere intimamente aos ossos do crânio porém, sem a função osteogênica. A Fig. 3 mostra as meninges. Entre a dura-máter e a aracnoide existe um estreito espaço denominado espaço subdural, onde existe líquido, mas não o LCR. É a meninge mais superficial, espessa e resistente, formada por tecido conjuntivo rico em fibras colágenas, contendo nervos e vasos. É formada por dois folhetos. O folheto externo adere intimamente aos ossos do crânio e se comporta como um periósteo destes ossos, mas sem capacidade osteogênica. Em virtude da aderência da dura-máter aos ossos do crânio, não existe, no crânio, um espaço epidural como na medula. No encéfalo, a principal artéria que irriga a dura-máter é a artéria meníngea média, ramo da artéria maxilar.

A dura-máter, ao contrário das outras meninges, é ricamente innervada. Como o encéfalo não possui terminações nervosas sensitivas, toda ou qualquer sensibilidade intracraniana se localiza na dura-máter, que é responsável pela maioria das dores de cabeça.

Kleiven (2002) mostrou que o módulo de elasticidade da dura-máter humana foi determinado por Melvin et al. em 1970 usando testes de tração, e foram encontrados valores na faixa de 41-55 MPa.

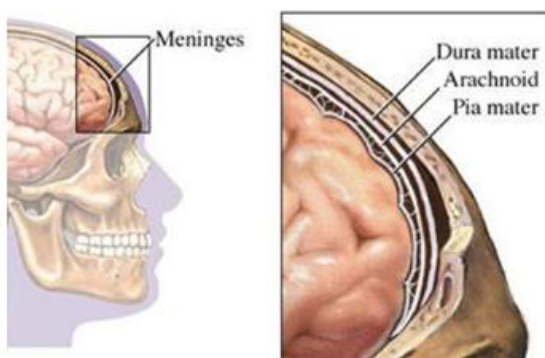


Figura 3 – Detalhes das membranas do tecido conjuntivo (Meninges).

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2a ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Craniotomia Descompressiva (CD) - A partir da década de 70, procedimentos de craniectomias evoluíram para procedimentos de craniotomia descompressiva com ampliação plástica da dura-máter. A forma de se tratar a Hipertensão craniana (HIC) é promover espaço adicional para acomodar o tecido cerebral lesado (seja por edema, tumefação ou isquemia). Após o fechamento das suturas cranianas, o volume do eixo crânio-espinhal é constante e incompressível. A CD permite expansão do tecido cerebral. Consiste na remoção de uma grande área da calota craniana para redução imediata da PIC, ou seja, uma craniectomia unilateral ampla e ampliação da dura-máter (duroplastia) para se acomodar o cérebro tumefeito. O osso pode ser alojado temporariamente no tecido subcutâneo abdominal, armazenado em banco de ossos (criopreservação) ou ser desprezado e realizado posterior cranioplastia com acrílico. Os resultados da CD, principalmente em pacientes que apresentam um grande desvio da linha média cerebral, são, em sua maioria, deletérios, devido aos danos primários e à isquemia do tecido cerebral, determinando um péssimo prognóstico.

Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Duraís (CVBFD) - Considerando as propriedades mecânicas do crânio, dura-máter e complexo cerebral, e considerando os modelos experimentais biológicos existentes, a equipe de Neurocirurgias do Instituto de Medicina/UFU, em parceria com o Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, propôs uma técnica cirúrgica alternativa, fundamentada em uma craniotomia de limites vértex-basal do crânio com fenestrações duraís, a fim de aumentar as capacidades volumétricas intracraniana, possibilitando drenagem lenta do hematoma, proporcionando uma redução gradual das pressões intradural e intracraniana, mantendo, assim, as estruturas cerebrais acomodadas nos respectivos sítios anatômicos.

A técnica cirúrgica proposta é aplicada da seguinte forma: Incisão da pele e subcutâneo, descolamentos dos músculos, temporal e fronto-occipital e do periósteo; Craniotomia osteoplástica fronto-parieto-temporal com limites vértex-basal do crânio; Com a goiva ou drill, exéreses e alisamentos dos rebordos internos da tábua interna da craniotomia e terço lateral da grande asa do esfenoide, até a origem da artéria meningo-orbitária; Pequenas durotomias de 5-10 mm, a primeira no opérculo da fissura silviana, a segunda na base do lobo temporal, a terceira a 01 cm, paralela ao seio sagital superior, a quarta a 01 cm anterior e paralela ao seio transversal e a quinta, na base do lobo frontal; Drenagem espontânea do hematoma; Descompressão lenta e progressiva do hematoma e contensão do cérebro dentro da cavidade dural; Continua-se aplicando múltiplas aberturas na dura-máter correspondente à superfície do hematoma; Irriga-se e aspira-se, delicadamente, com soro fisiológico não aquecido, os coágulos nas superfícies externas das fenestrações; Se houver sangramento persistente, hematoma intraparenquimatoso subjacente, a fenda correspondente será ampliada e procedendo-se à hemostasia, retirando-se coágulos e restos de lacerações eventualmente soltas; Através das aberturas da dura-máter são realizadas inspeções visuais diretas em todas as superfícies cerebrais expostas, pólos e faces basais dos lobos frontal e temporal, bases laterais das fossas anterior e média do crânio e confluências de veias e seios venosos; Várias trepanações são feitas no retalho ósseo que será reposicionado com pontos frouxos, visando aliviar a pressão intracraniana e permitir a drenagem interna do espaço intradural para extradural e subgaleal; Os planos moles serão aproximados e suturados sem tensões; imediatamente após a cirurgia será feita uma tomografia de crânio para avaliações do status pós-cirúrgico; Se satisfatório, o paciente será encaminhado à unidade de terapia intensiva. A Fig. 4 mostra o aspecto das pequenas penetrações aplicadas na dura-máter visando uma redução gradual da pressão intradural.

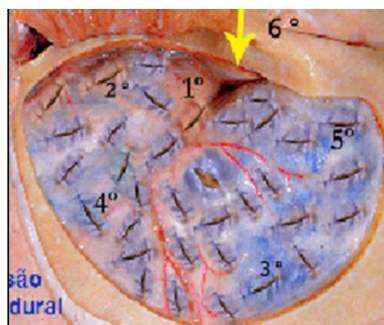


Figura 4 - Fenestrações Duraís para a Descompressão Gradual Intradural.

Com a melhoria da capacidade de processamento dos microcomputadores é possível desenvolver modelos numéricos baseados em modelos matemáticos que descrevem o problema em estudo, e assim, ampliar o conhecimento sobre o comportamento mecânico desses problemas. Um dos aspectos necessários para uma modelagem mecânica é a representação da resposta do material frente à ação de cargas mecânicas. Esses modelos são denominados modelos constitutivos, e exigem o conhecimento de equações constitutivas capazes de considerar grandes deslocamentos e deformações finitas para o caso em que o material é um tecido biológico. Atualmente, os modelos constitutivos mais utilizados e encontrados na literatura para descrever o comportamento mecânico de tecidos biológicos moles são os hiperelásticos e viscoelásticos.

Desde o início da última década, vários artigos têm sido apresentados com novas propostas de solução para o problema da HIC e do HSDA, e têm-se apresentado benefícios baseados principalmente em considerações teóricas. Sendo assim, análises experimentais e numéricas têm sido desenvolvidas. Porém, a realização destas análises é dificultada e muitas vezes até impossibilitada por uma série de fatores, pois é bem conhecido da literatura, que o tecido biológico é anisotrópico, não homogêneo, e tem uma relação tensão/deformação não linear. A Fig. 5 mostra a relação entre a tensão de Lagrange (T) e a taxa de alongamento (λ) do material. A Eq. 1 mostra a relação entre (λ) e a deformação. Mas geralmente, em um estudo, no modelo primário considera-se um tecido seguindo a Lei de Hooke, elástico sólido com tensão linearmente proporcional à deformação. Além disto, o tecido biológico sofre grandes deformações, e a geometria do modelo geralmente é bastante complexa. O problema é ainda maior quando se pretende simular uma cirurgia em tempo real, pois a precisão dos resultados depende do tempo de processamento.

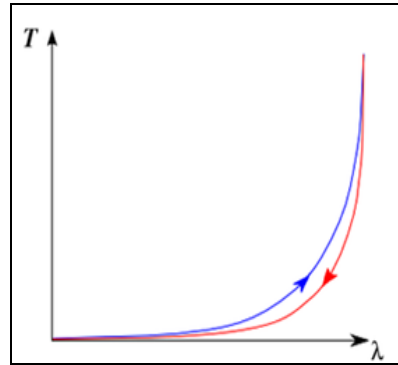


Figura 5 – Tensão lagrangiana (T) em função da razão de alongamento (λ) de um tecido mole.

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{(\Delta L + L_0)}{L_0} = \varepsilon + 1 \quad (1)$$

Onde ε é a deformação.

Miller, K., Chinzei, K., Orssengo, G., e Bednarz, P., (2000), realizaram ensaios mecânicos em um cérebro de suíno com o animal vivo, visando obter suas propriedades mecânicas. Segundo Miller, a escolha do modelo matemático, dos materiais e características do modelo mecânico depende principalmente das condições de simulação desejadas, uma vez que, o comportamento dos níveis de tensão versus deformação do tecido cerebral não é linear. Para simular eventos de grande duração e pouca intensidade como o crescimento de um tumor ou hematomas subdurais, é necessário um modelo abrangente considerando o sistema bifásico heterogêneo, com a parte sólida hiperelástica e a líquida incompressível.

A função densidade de energia de deformação (ω) é mostrada na Eq. 2, e considera toda a energia armazenada do material criada pelo trabalho de deformação.

$$\omega = \omega (I_1 + I_2 + I_3) = (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) \quad (2)$$

Onde:

$\lambda_1 = 1 / (\lambda_2 \lambda_3)$ (Incompressibilidade).

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ são as três principais razões de alongamento.

I_1 é o primeiro invariante de deformação: $I_1 = \lambda_{12} + \lambda_{22} + \lambda_{32}$.

I_2 é o segundo invariante de deformação: $I_2 = \lambda_{12} \lambda_{22} + \lambda_{22} \lambda_{32} + \lambda_{32} \lambda_{12}$.

I_3 é o terceiro invariante de deformação: $I_3 = \lambda_{12} \lambda_{22} \lambda_{32}$.

Bertoni, F. (2009) afirmou que o modelo de Ogden, mostrado na Eq. 3, 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 na maioria das vezes, os dados que os possuem são pontos de uma curva tensão versus alongamento.

$$\omega = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \{ \lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3 \} \quad (3)$$

μ_n e α_n são constantes.

Modelo Matemático de Miller - Para simular o material do cérebro, foi utilizado um modelo matemático através do qual se relaciona a tensão com a deformação para um material hiperelástico, quando são conhecidos apenas pontos do ensaio de tração deste material. É necessário então, que se tenha pontos do ensaio de tração, um modelo hiperelástico utilizado, e um software que possa calcular as constantes hiperelásticas do material. Neste trabalho, utilizou-se os pontos de ensaios “in vivo” com cérebro de suínos realizados por Miller, K., et. al. (2000), o modelo de Ogden e o software Ansys Workbench.

Miller (1999) desenvolveu em um modelo constitutivo para tecidos cerebrais utilizando o software comercial Abaqus de EF para implementar um modelo viscoelástico linear adequado para grandes deformações. Em seu trabalho, o modelo constitutivo proposto é da forma polinomial com coeficientes dependentes do tempo. Seu modelo requer apenas quatro parâmetros para os materiais, dois a menos que no modelo não-linear, onde foi feita uma comparação entre soluções numéricas e experimentais.

Miller, K., et. al. (2000) realizaram ensaios “in vivo” com cérebro de suínos e compararam os resultados obtidos com simulação numérica de material viscoelástico e de material hiper-viscoelástico. A Fig. 6 mostra a configuração de seu experimento.

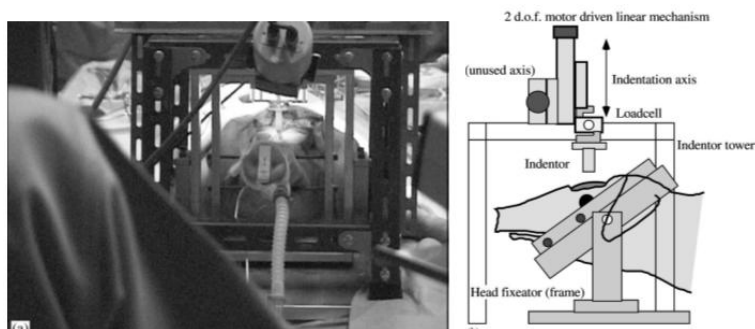


Figura 6 – Configuração do experimento In vivo de Miller, em cérebro de suínos. Visão Geral. b) Esquema do Mecanismo. Fonte: Miller, K., et al, Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation, Journal of Biomechanics 33 (2000), 1369-1376.

Miller, K., e Chinzei, K., (2001), apresentaram, uma proposta para um modelo constitutivo para tecidos cerebrais sob tração. Foi necessário a realização de ensaios sob tração, uma vez que os dados coletados sob compressão no trabalho apresentado no ano 2000, seriam inadequados para explicar o comportamento dos tecidos cerebrais sob tração. Sendo assim, um novo modelo, não linear, viscoelástico, baseado na generalização da equação da energia de deformação foi proposto. A Fig. 7 mostra o esboço do sistema utilizado, com a amostra de tecido de cérebro de suíno sujeita a tração. Foram utilizadas duas velocidades de carregamento, sendo estas, 500 mm/min, e 5mm/min.

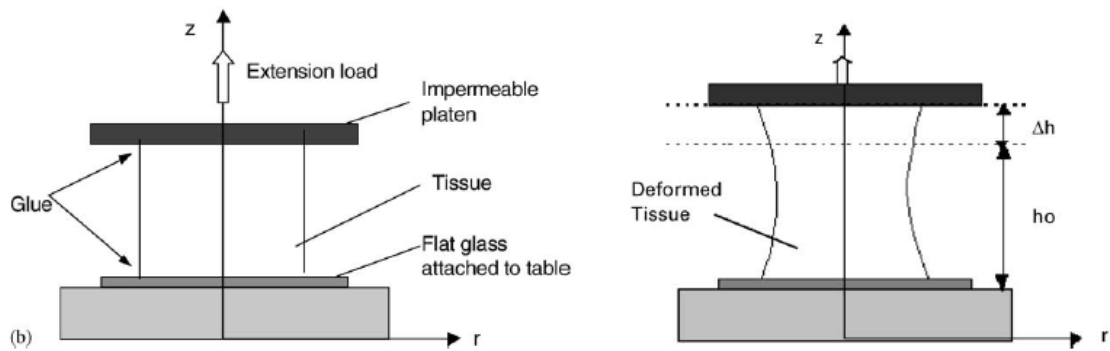


Figura 7 – Esboço do sistema utilizado por Miller. Fonte: Miller, K., Chinzei, K., Mechanical properties of brain tissue in tension, Journal of Biomechanics 35 (2002), 483-490.

A relação, entre a tensão e o tempo de aplicação de carga encontrada, ficou limitada matematicamente para uma forma polinomial como aquela utilizada no caso da compressão. Foi aplicado então, o modelo desenvolvido por Ogden em 1972 para materiais hiperelásticos.

A Fig. 8 mostra as curvas apresentadas por Miller, da relação Tensão de Lagrange x Taxa de Alongamento, experimental e teórica, tanto para a compressão quanto para tração, para uma velocidade de carregamento de 5mm/min.

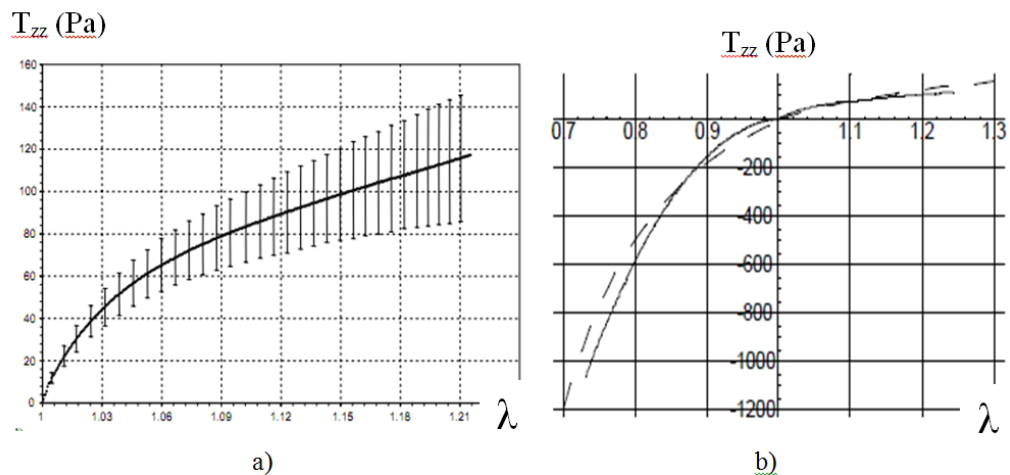


Figura 8 – Curvas de Miller, da relação Tensão de Lagrange (Pa) x Deformação. V de carregamento = 5mm/min. Linha Contínua – Experimental, Linha Tracejada –Teórico.
a) Tensão de tração. b) Curva completa. Fonte: Miller, K., Chinzei, K., Mechanical properties of brain tissue in tension, Journal of Biomechanics 35 (2002), 483-490.

Modelagem por Elementos Finitos - A biomecânica, atualmente é uma importante área de aplicação do método de EF, permitindo a análise de diferentes formas de cirurgia, e a interação dos tecidos com próteses reabilitadoras a partir de modelos idealizados. Estas complexas estruturas podem ser analisadas em relação à possibilidade de aplicação, eficiência, integração e durabilidade.

Em geral, em uma análise biomecânica, as propriedades mecânicas dos materiais são complicadas, ou seja, pode não ser possível incluir o verdadeiro comportamento mecânico dos materiais. Por esta razão, algumas simplificações podem ser feitas, visando avaliar a situação real. Alguns erros são acrescentados à solução do problema devido às simplificações. Normalmente, a primeira idealização sobre o material é de que ele é assumido como sendo linearmente elástico, homogêneo e isotrópico. No entanto, o material não é perfeitamente elástico-linear e, não só suas propriedades, mas também a geometria do modelo mudam de uma pessoa para outra. Isto torna o problema ainda mais complexo.

Na última década, com relação ao estudo do HSDA, duas linhas de pesquisa foram mais desenvolvidas. Uma, utilizando métodos numéricos e experimentais, com o objetivo de analisar a causa do hematoma. A outra, utilizando estes métodos para simulação da cirurgia na cabeça em tempo real, com o objetivo de se conseguir realizar a cirurgia automatizada.

Neste trabalho, inicialmente foi desenvolvido, utilizando o software ANSYS, um modelo 3D simplificado de EF, semelhante a um modelo experimental desenvolvido por Araújo (2009), para avaliar qualitativamente o fenômeno de expansão abrupta da dura-máter. Seu esquema é mostrado na Fig. 9.

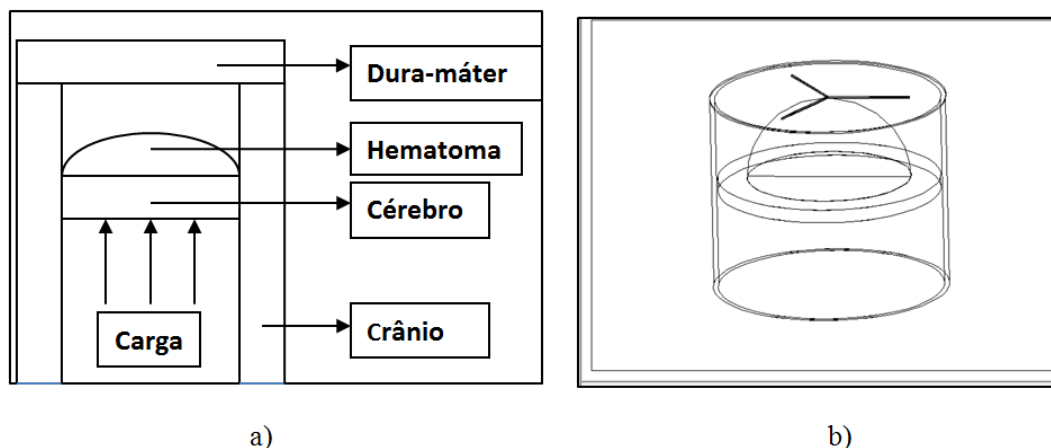


Figura 9 – Esquema do modelo 3D simplificado de EF.

a) Componentes do modelo. b) Modelo desenvolvido utilizando o software ANSYS.

O modelo é composto por um cilindro de raio interno de 69mm e espessura de 3mm simulando o crânio. O cérebro é simulado por um cilindro de raio igual a 68mm e a dura-máter é simulada por um cilindro de raio igual a 72mm. O hematoma é simulado por uma semi-esfera de raio igual a 50mm.

A carga pode ser simulada aplicando-se uma força, uma pressão ou até mesmo um deslocamento sobre a área inferior do cilindro que simula o cérebro.

O modelo foi criado com a geometria completa, e também com apenas 1/4 da geometria, devido às condições de simetria. O modelo pode ser visto na Fig. 10, e a malha pode ser vista na Fig. 11.

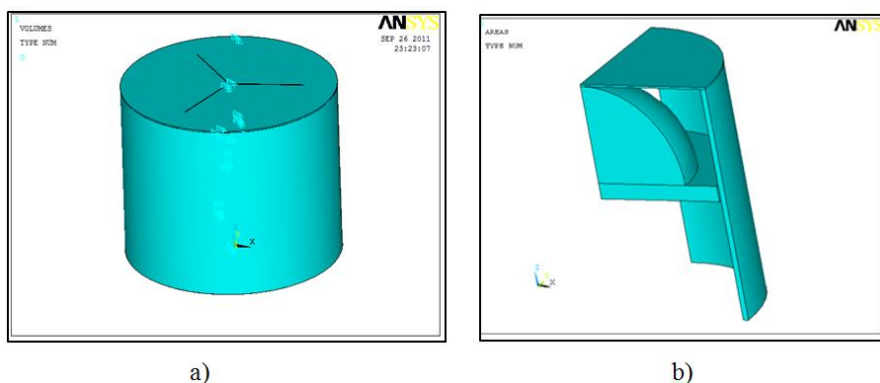


Figura 10 – Modelo 3D simplificado de elementos finitos.

a) Modelo completo. b) Modelo com apenas 1/4 da geometria.

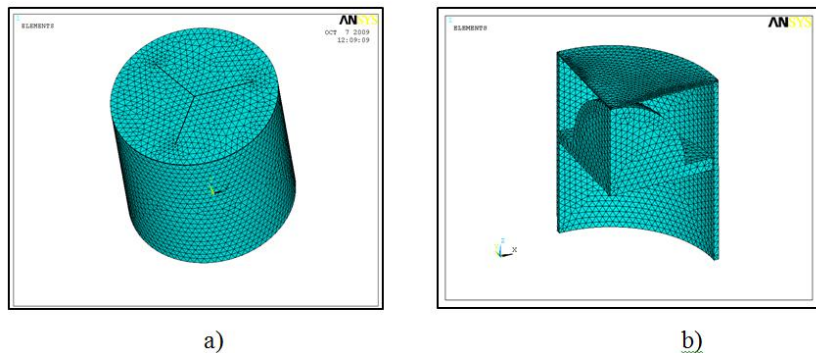


Figura 11 – Malha do Modelo 3D simplificado de EF.
a) Modelo completo. b) Modelo com apenas 1/4 da geometria.

Foi criada uma condição para avaliar a influência das fenestrações no deslocamento em Z da dura-máter. Considerando a geometria completa, tem-se 4 fenestrações, 8 fenestrações, 12 fenestrações e 16 fenestrações.

Nos programas que utilizaram o modelo inicial, os materiais utilizados tiveram as mesmas propriedades dos experimentos de Araújo, sendo,

- Crânio

Material sólido, Elástico linear. $E = 2000 \text{ Mpa}$, $\nu = 0,35$, $\rho = 1,32 \cdot 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$.

- Dura-Máter

Material sólido, Elástico linear. $E = 10 \text{ MPa}$, $\nu = 0,43$, $\rho = 1,2 \cdot 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$.

- Hematoma

Material sólido, Elástico linear. $E = 1000 \text{ MPa}$, $\nu = 0,4$, $\rho = 1,05 \cdot 10^{-12} \text{ Kg/mm}^3$.

- Cérebro

Material sólido, Elástico linear. $E = 0,1 \text{ MPa}$, $\nu = 0,47$, $\rho = 0,97 \cdot 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$.

Posteriormente, foi desenvolvido utilizando o software ANSYS Workbench, um Modelo 3D de EF para avaliar o processo cirúrgico convencional (craniotomia descompressiva) e o novo processo proposto (CVBFD).

Neste modelo foi utilizada uma geometria mais próxima da real, com os dois lados do cérebro, o hematoma, a dura-máter, e a coluna cervical.

Com imagens de seções do cérebro, conseguidas na internet, e com uma escala próxima da real, obteve-se pontos das seções. Depois os pontos foram ligados por linhas, formando várias seções. A Fig. 12 mostra uma destas seções, e como as seções foram ligadas por novas linhas. Foram criadas, a partir destas linhas, as áreas externas do cérebro e com estas áreas foi criado o volume final que simula o cérebro e a coluna cervical, como mostra a Fig. 13.

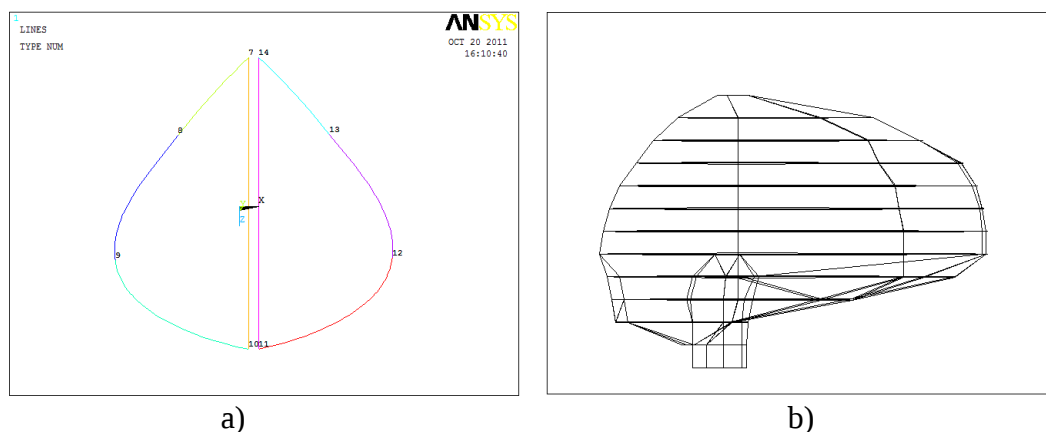


Figura 12 – a) Simulação de uma das seções do cérebro.
b) Seções do cérebro, ligadas por novas linhas.

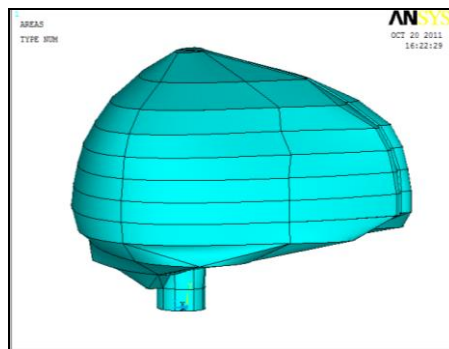


Figura 13 – Áreas externas do cérebro, e o volume final que simula o cérebro e a coluna cervical.

Em seguida, foi feita a simulação da dura-máter pelo mesmo processo. Porém, a geometria da dura-máter é mais complexa, pois é composta de uma fina camada de material, e não por um volume fechado como o cérebro.

Finalmente, o modelo foi importado para o Ansys Workbench, e foi simulado o hematoma através de uma subtração de volumes. Criou-se um cilindro que inicialmente atravessava a dura-máter e o cérebro, e subtraiu-se o volume da dura-máter e do cérebro. O volume resultante foi utilizado para simular o hematoma.

O modelo completo pode ser visto nas Figs. 14 e 15, apresentando o corte da cirurgia. Como o modelo não possui o crânio, a PIC foi aplicada em toda a dura-máter.

Foi aplicada uma pressão partindo do hematoma, que foi analisada, em alguns casos, atingindo diretamente a dura-máter e o cérebro, em outros, atingindo somente a dura-máter.

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. Observou-se que os resultados com o hematoma colado ao cérebro são semelhantes aos resultados obtidos com o uso do atrito.

A Fig. 16 mostra a malha utilizada com 20580 elementos e 40230 nós.

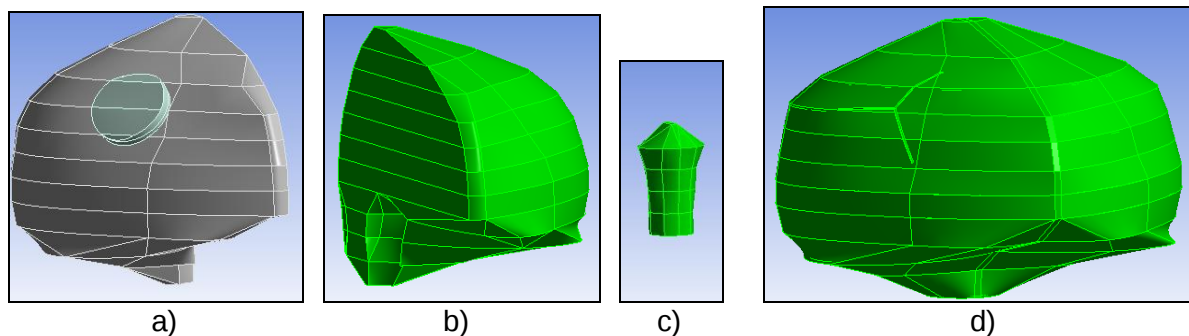


Figura 14 – Modelo usado para simular o corte da cirurgia.

- a) Lado direito do cérebro com o hematoma.
- b) Lado esquerdo do cérebro.
- c) Coluna Cervical.
- d) Dura-Máter.

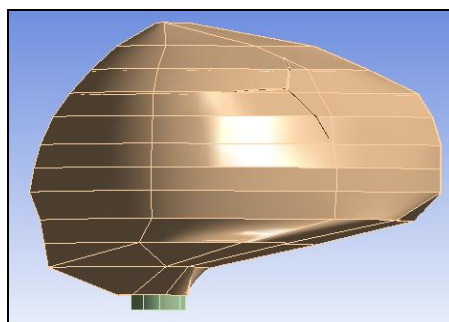


Figura 15 - Modelo usado para simular o corte da cirurgia.

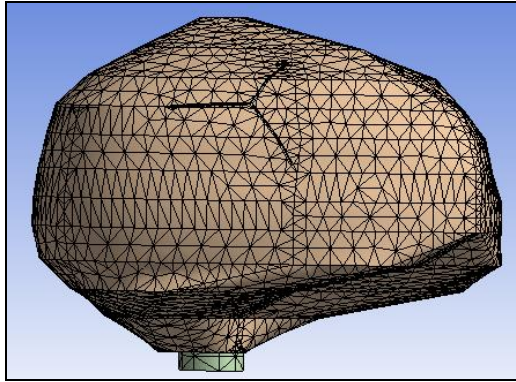


Figura 16 - Malha utilizada no modelo 3D de EF: 20580 elementos e 40230 nós.

Nos programas que utilizaram o modelo 3D, as propriedades dos materiais foram obtidas com base na literatura, sendo,

- Dura-Máter

Material sólido, Elástico linear. $E = 50 \text{ Mpa}$, $\nu = 0,43$, $\rho = 1200 \text{ Kg/m}^3$.

- Hematoma

Material sólido, Elástico linear, com baixo módulo de elasticidade e alto coeficiente de Poisson. $E = 0,1 \text{ Mpa}$, $\nu = 0,499$, $\rho = 9,7 \times 10^{-7} \text{ Kg/m}^3$.

- Cérebro

Material Hiperelástico, com a curva de tensão/deformação obtida no programa Ansys, a partir de pontos dos ensaios do trabalho de Miller, portanto, com propriedades do cérebro de suínos.

O trabalho de Miller apresenta uma curva com a Tensão de Lagrange em função da razão de alongamento (λ). Mas sabe-se que:

$$\varepsilon = \lambda - 1 = \frac{h}{h_0} - 1 = \frac{(\Delta h + h_0)}{h_0} \quad (4)$$

No modelo desenvolvido por Miller, para tração, tem-se:

$$\lambda_z(Z = 0) - 1 = K \left(\frac{h}{h_0} - 1 \right), K = 1,583 \quad (5)$$

Ou seja, Miller sugere que para λ_z em $Z = 0$, tenha-se $k = 1,583$. Sendo assim, a deformação é calculada por:

$$\varepsilon = \frac{\lambda - 1}{K} = \frac{\lambda - 1}{1,583} \quad (6)$$

E assim, como é conhecida a relação entre a Tensão de Lagrange e a taxa de deformação para o ensaio de Miller, fica conhecida também, a relação entre a Tensão de Lagrange e a deformação para o mesmo ensaio. A tabela 1 mostra os pontos desta relação, no programa Ansys.

Tabela 1 – Pontos da relação entre a Tensão de Lagrange e a deformação, para o ensaio de Miller, no programa Ansys.

	A	B
1	Strain (m m ⁻¹)	Stress (Pa)
2	0	0
3	0,006	20
4	0,013	40
5	0,019	48
6	0,032	60
7	0,038	65
8	0,057	80
9	0,076	90
10	0,095	100
11	0,114	110
12	0,133	115

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, justamente porque, como foi dito antes, 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. No Ansys deve-se entrar com pontos da curva Tensão/Deformação. Na Fig. 17 é mostrada a curva Tensão/Deformação obtida no Ansys a partir de pontos dos ensaios do trabalho de Miller.

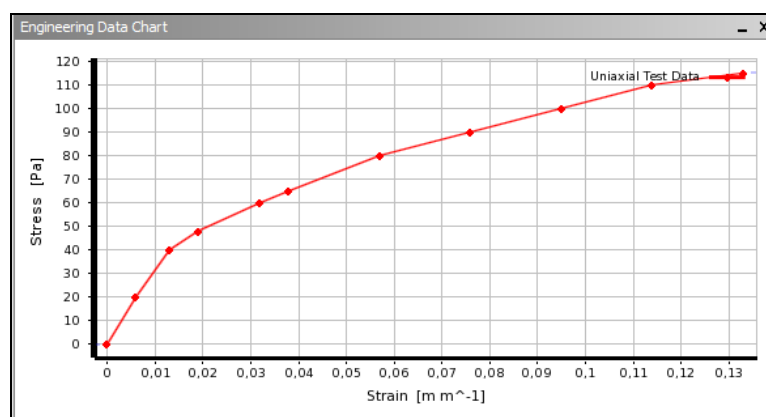


Figura 17 – Curva Tensão/Deformação obtida no Ansys a partir de pontos dos ensaios do trabalho de Miller.

Constantes de Ogden obtidas no Ansys –

MU = 3,759 Mpa

A = 0,00025417

D = 0 Mpa⁻¹

Densidade – ρ = 1040 Kg/m³.

No modelo inicial, pôde-se comparar os resultados com os experimentos de Araújo e, o comportamento numérico foi semelhante ao experimental. A Fig. 18 mostra o deslocamento no eixo Z da dura-máter em 1/4 da geometria do modelo inicial, sem fenestrações. A Fig. 19 mostra o deslocamento no eixo Z da dura-máter com 16 fenestrações. E a Fig. 20 mostra o deslocamento no eixo Z da dura-máter no modelo utilizado para simular a CD.

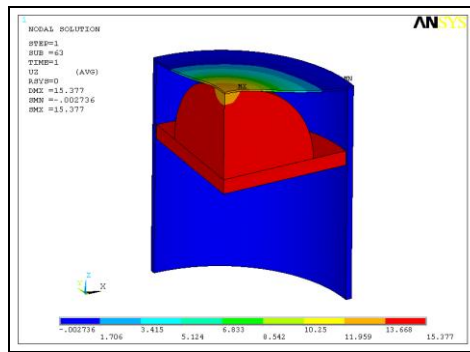


Figura 18 – Deslocamento no eixo Z da dura-máter em 1/4 da geometria, sem fenestrações.

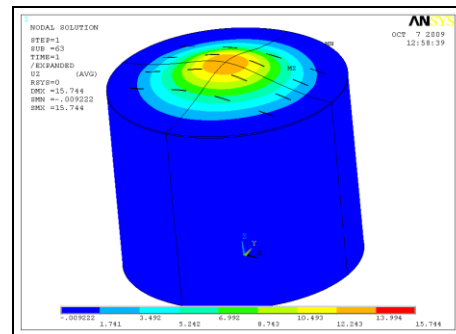


Figura 19 – Deslocamento no eixo Z da dura-máter com 16 fenestrações.

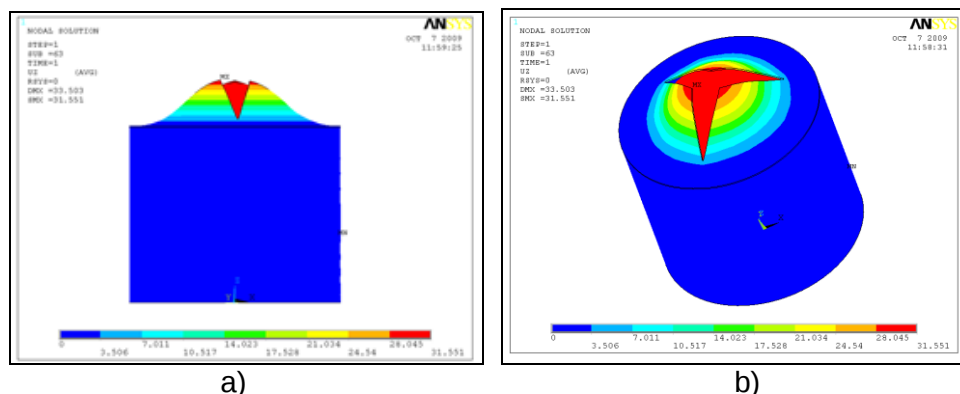


Figura 20 – Deslocamento no eixo Z da dura-máter no modelo utilizado para simular a CD.

No modelo 3D, devido à complexidade das geometrias nas regiões de contato, e também pelo fato de se tratar de uma análise não linear, o programa só convergiu com a aplicação de 12% da carga máxima que se deseja alcançar, ou seja, 20mmHg.

Mesmo assim, muitos resultados foram obtidos. A Fig. 21 mostra, com imagem ampliada, a tensão normal atingida, porém o material do cérebro tinha as propriedades do alumínio. Pode-se notar que o hematoma empurra a dura-máter para fora. Na Fig. 22, também com imagem ampliada, para as mesmas condições, pode-se notar a deformação da dura-máter causada pela pressão do hematoma.

Na Fig. 23 o material do cérebro é hiperelástico, e é mostrada a deformação principal máxima em escala real. Na Fig. 24 pode-se visualizar a deformação principal mínima, com a imagem ampliada sete vezes, no momento em que o hematoma “tende a saltar” do cérebro, devido à retirada da PIC da região do corte cirúrgico. Na Fig. 25, com a imagem ampliada, é mostrada a deformação da dura-máter causada pela pressão do hematoma, caracterizando bem a rápida descompressão intradural devido à abertura extensa da dura-máter.

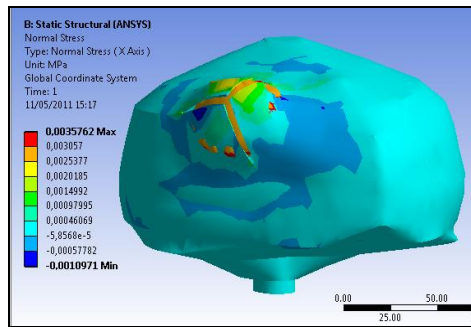


Figura 21 – Tensão Normal (Ampliado).

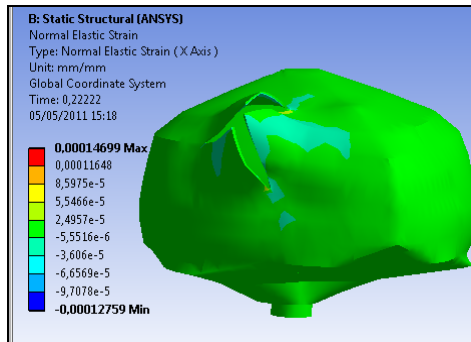


Figura 22 – Deformação da dura-máter causada pela pressão do hematoma (Ampliado).

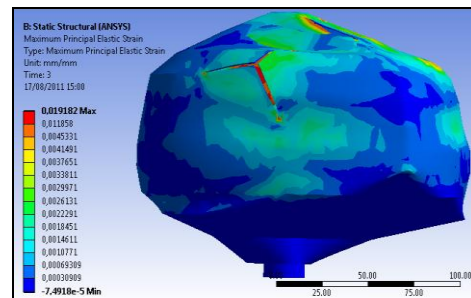


Figura 23 – Deformação Principal Máxima (Escala Real).

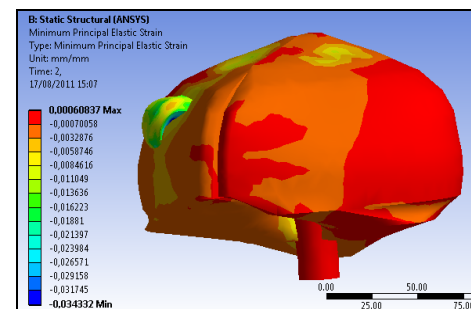


Figura 24 – Deformação Principal mínima (Ampliado sete vezes), no momento em que o hematoma “tende a saltar” do cérebro, devido à retirada da PIC da região do corte cirúrgico.

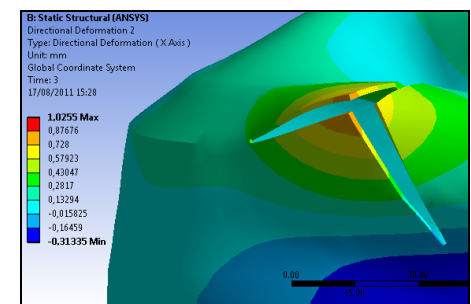


Figura 25 – Deformação da dura-máter causada pela pressão do hematoma (Ampliado).

Atualmente, o tratamento do Hematoma Subdural Agudo (HSDA) é feito através de uma técnica cirúrgica denominada Craniotomia Descompressiva (CD), porém, os prognósticos desta técnica são desanimadores com uma alta taxa de mortalidade e morbidade.

Para contornar este problema foi proposto um novo método para tratamento do HSDA denominado de Craniotomia Vértex-Basal com Fenestrações Duraís (CVBFD), conseguindo-se diminuir de forma gradual a pressão intracraniana e, evitando-se a rápida descompressão intradural. Este novo método precisa ser avaliado matematicamente e seus resultados devem ser comparados aos da antiga técnica.

Este trabalho faz parte de uma Tese de Doutorado que está sendo desenvolvida no Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU com apoio da Faculdade de Medicina/UFU. Esta sendo realizada a avaliação do comportamento físico dos procedimentos de CD e CVBFD, utilizando-se modelos matemáticos de tecidos vivos integrados a modelos numéricos de elementos finitos, visando simular o ambiente cerebral, avaliando o comportamento biomecânico aliado ao processo de tratamento do HSDA.

Como sugestões para futuros trabalhos, entende-se que os próximos passos seriam:

- Trabalhar com geometrias importadas no Ansys, o que já é possível ser feito no LPM da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU. A Fig. 26 mostra a geometria do cérebro que poderá ser importada no Ansys, e a Fig. 27 mostra a geometria da dura-máter que poderá ser importada no Ansys.

- Trabalhar com interação fluido/estrutura, substituindo o contato entre sólidos, o que possibilitaria simular o hematoma como um fluido.

- Trabalhar com uma bancada experimental para realização de ensaios comparativos, na qual o material do cérebro teria propriedades conhecidas e os resultados seriam quantitativos.

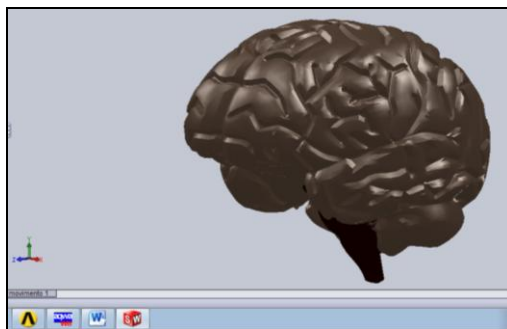


Figura 26 – Geometria do cérebro que poderá ser importada no Ansys.

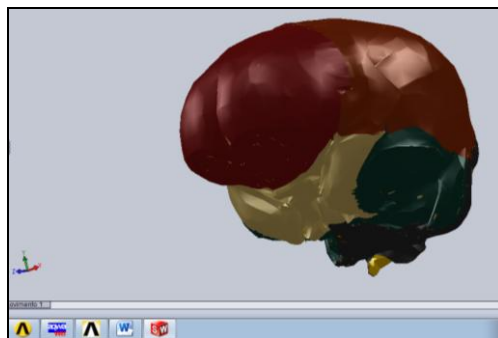


Figura 27 – Geometria da dura-máter que poderá ser importada no Ansys.

REFERÊNCIAS

Araújo, C. A., Miranda, R. F., Roquette, A. G. D., Lessa, S. S., Melo, L. P., **Análise qualitativa das craniotomias descompressiva (cd) e vértex-basal com fenestrações duraís(cvbfd) em casos de hematoma subdural agudo**, IX Encontro Interno e XIII Seminário de Iniciação Científica, Universidade Federal de Uberlândia. (2009).

Carlotti Jr, C. G., Colli, B. O., Dias, L. A. A., **Hipertensão Intracraniana**, Simpósio: MEDICINA INTENSIVA: II. TÓPICOS SELECIONADOS Capítulo V, Medicina, Ribeirão Preto - USP, 31:552-562, out/dez. 1998.

Faleiro, M. R., **CRANIOTOMIA DESCOMPRESSIVA - Análise de Fatores Prognósticos e Complicações em 89 Pacientes**, Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

Kleiven, S., **Finite Element Modeling of the Human Head**, Department of Aeronautics, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, (2002).

Kleiven, S., **Influence of Impact Direction on the Human Head in Prediction of Subdural Hematoma**, Journal of Neurotrauma, Vol. 20, Number 4, (2003).

Miller, K., **Constitutive model of brain suitable for finite element analysis of surgical procedures**, Journal of Biomechanics 32 (1999), 531–537.

Miller, K., Chinzei, K., Orssengo, G., Bednarz, P., **Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation**, Journal of Biomechanics 33 (2000), 1369-1376.

Miller, K., Chinzei, K., **Mechanical properties of brain tissue in tension**, Journal of Biomechanics 35 (2002), 483-490.

Miller, K., Taylor, Z., **Reassessment of brain elasticity for analysis of biomechanisms of hydrocephalus**, Journal of Biomechanics 37 (2004), 1263-1269.

Miller, K., Wittek, A., Joldes, G., Horton, A., Dutta-Roy, T., Berger, J., Morris, L., **Modeling brain deformations for computer-integrated neurosurgery**, Communications in Numerical Methods Engineering, (2009).

Miller, K., Wittek, A., Joldes, G., **Biomechanics of the brain for computer-integrated surgery**, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 12, Number 2, (2010).

Miranda, R. F., **Estudo sobre Compressão e Descompressão Rápida e Gradual, e suas consequências**, FEMEC – UFU, Uberlândia (2009).