

# Análise computacional pelo método dos elementos finitos da resistência mecânica de uma prótese craniana confeccionada em polimetilmetacrilato (PMMA)

Marcília Valéria Guimarães (CTI) mvguimaraes@cti.gov.br

## Resumo

*Defeitos cranianos geralmente ocorrem após traumas, procedimentos neurocirúrgicos como craniotomia descompressiva, ressecções tumorais, infecção e defeitos congênitos. Tais defeitos podem causar problemas funcionais, psicológicos e estéticos ao paciente, tornando necessária uma reconstrução. A cranioplastia é um procedimento neurocirúrgico amplamente praticado para restaurar a estrutura e a função do osso craniano ausente. Essa cirurgia é realizada, por exemplo, com o auxílio de próteses cranianas personalizadas confeccionadas com materiais como o polimetilmetacrilato (PMMA). O objetivo deste trabalho consiste na análise computacional pelo método dos elementos finitos da resistência mecânica de uma prótese craniana de 4 mm de espessura confeccionada em PMMA. O projeto da prótese foi concebido pelo Promed/CTI e a simulação computacional foi feita no laboratório de Bioengenharia. A prótese foi submetida a cargas de 50 N, 600 N e 1200 N aplicadas na região central do implante craniano. Os resultados mostraram que a prótese de 4 mm de espessura possui resistência suficiente para ser usada em cirurgias de cranioplastia.*

*Palavras-chave: Prótese craniana, Elementos Finitos, Espessura, PMMA.*

## 1. Introdução

A reconstrução de defeitos cranianos devido a patologias e traumas é um procedimento cirúrgico estabelecido (RIDWAN-PRAMANA et al., 2016). A cranioplastia, reconstrução de tais defeitos, oferece principalmente proteção mecânica e, posteriormente busca restaurar a aparência dos pacientes (RIDWAN-PRAMANA et al., 2017). Diversos materiais são utilizados para o tratamento de defeitos cranianos ligas de titânio, poli-éter-éter-cetona (PEEK), polimetilmetacrilato (PMMA) e enxertos ósseos autólogos. Os enxertos ósseos ainda são considerados o padrão ouro na reconstrução de defeitos esqueléticos craniofaciais. No entanto, existem limitações ao seu uso efetivo, ditadas pela disponibilidade de material e local do doador adequado (SIEG et al., 2010).

Avanços nas tecnologias tridimensionais, como imagem médica e projeto assistido por computador (CAD), e também nas técnicas de manufatura aditiva ofereceram novas possibilidades para a fabricação customizada de próteses cranianas de titânio, PEEK e PMMA. Apesar da sua adequada biocompatibilidade, próteses de titânio personalizadas impressas em 3D possuem o custo de fabricação mais alto, o que é um fardo para pacientes e hospitais. O PEEK e o PMMA são materiais biologicamente inertes e mantêm propriedades biomecânicas semelhantes às encontradas no osso. O PEEK é um material sintético com vantagens na cirurgia de reparo craniano que incluem resistência, rigidez e durabilidade. Por outro lado, o PMMA é fácil de usar, prontamente disponível, de custo relativamente baixo e, o mais importante, biocompatível. Além disso, o PMMA pode ser moldado manualmente durante uma operação para ajustar-se a um local de defeito, oferecendo uma diminuição do tempo cirúrgico quando comparado aos implantes individualizados que são comumente

planejados em uma operação de segundo estágio após a remoção inicial da estrutura óssea patológica (RIDWAN-PRAMANA et al., 2016).

Mediante isso, o objetivo deste trabalho é simular computacionalmente usando o método dos elementos finitos uma prótese craniana customizada de PMMA para verificar se a mesma não falhará sob determinadas condições de carregamento. A avaliação da resistência da prótese será feita por meio da análise da distribuição de tensão do modelo.

## 2. Materiais e Método

### 2.1 Geometria tridimensional e malha de elementos finitos

O modelo tridimensional usado na simulação computacional compreende a prótese de PMMA e metade de um crânio. A geometria do crânio foi obtida de imagens DICOM do crânio de um paciente com defeito ósseo. Essas imagens foram trabalhadas no software Invesalius® onde foi possível obter a geometria tridimensional do crânio com o defeito. Em seguida, usando o software Magics® gerou-se a geometria da prótese correspondendo ao formato do defeito craniano. Os arquivos .stl do crânio e da prótese foram então enviados para o software Geomagic Design X® onde a malha dos componentes foi otimizada. Após isso, o crânio e a prótese foram exportados para o software de CAD Rhinoceros® no qual ajustou-se a região de contato entre as partes e concebeu-se o modelo sólido dos componentes. A Figura 1 mostra a geometria da prótese (A) e a montagem da prótese e o crânio (B). Como pode ser visto na Fig. 1A a prótese possui espessura variável para se adaptar melhor a geometria complexa da calota craniana.

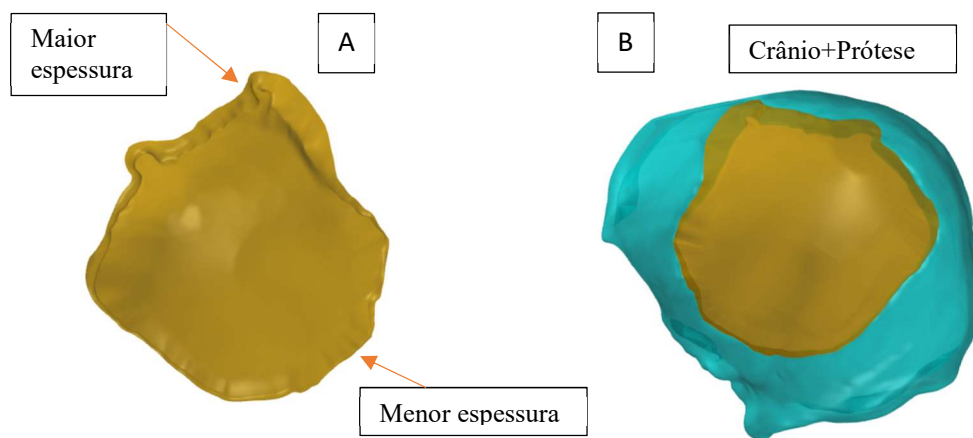


Figura 1. A – Vista da prótese craniana mostrando que a espessura da prótese varia com a geometria. B - Montagem do modelo da prótese e crânio.

Posteriormente, cada componente foi salvo na extensão .step e o modelo foi enviado para o software comercial de elementos finitos Hypermesh®. Para cada componente foi feita a malha 2D usando elementos triangulares e em seguida, foi gerada a malha 3D dos sólidos usando elementos tetraédricos (CTETRA) de primeira ordem.

### 2.2 Propriedades mecânicas dos materiais

As propriedades dos materiais do crânio e da prótese foram assumidas ser linearmente elástica, homogênea e isotrópica. Considerou-se esse tipo de material ser suficiente para o presente estudo uma vez que se tratou de uma análise de resistência. Os valores específicos das características dos materiais estão listados na Tab.1.

	Osso Cortical (Crânio)	PMMA
Módulo de Elasticidade	15000 MPa	3000 MPa
Coefficiente de Poisson	0,3	0,38
Resistência última à tração	-	72 MPa
Tensão de escoamento	-	72 MPa

Fonte: Ridwan-Pramana et al. (2016) e (2017)

Tabela 1. Propriedades dos materiais usados na simulação por elementos finitos

### 2.3 Características do contato mecânico

Em sistemas mecânicos o contato entre os corpos é um problema não linear que apresenta certas dificuldades de solução. A formulação de um modelo matemático que expresse apropriadamente a distribuição de tensões e o campo de deslocamentos é uma das principais dificuldades do contato mecânico entre corpos sólidos.

Em uma análise por elementos finitos as condições de contato são classes especiais de restrições descontínuas que permitem que os carregamentos sejam transmitidos de uma parte a outra do modelo. A restrição é descontínua pois é aplicada somente quando as duas superfícies estão em contato. A análise deve ser capaz de detectar quando duas superfícies estão em contato e aplicar as restrições de contato adequadamente. Similarmente, a análise deve ser capaz de detectar quando duas superfícies estão separadas e remover as restrições de contato.

No Hypermesh® para estabelecer o contato entre duas superfícies, deve-se primeiro definir as superfícies dos corpos que podem potencialmente entrar em contato. Em seguida, é atribuída ao contato propriedades que governam o comportamento das superfícies quando elas estão em interação, por exemplo, contato slide, freeze e outros. Por fim, durante a atribuição das superfícies em contato deve-se determinar qual superfície será a slave e qual será a master. Tais condições podem ser definidas manualmente pelo usuário ou automaticamente pelo programa.

Para o modelo em estudo o contato entre o crânio e a prótese foi considerado como “colado” freeze, sendo o crânio master e a prótese slave. Neste caso, procurou-se simular a condição de que a prótese estaria adaptada ao contorno do defeito craniano (CERQUEIRA et al., 2011).

### 2.4 Condições de contorno e carregamento

A resistência da prótese foi avaliada usando dois diferentes valores de carga estática 600 N e 1200 N. A força de 50 N foi obtida de Ridwan-Pramana et al. (2016) e é uma aproximação da força de reação induzida no crânio ( $\approx 5$  kg) ao descansar em uma superfície plana sem qualquer outra força atuando sobre ele. Para simular uma condição de impacto extremo na região da prótese, uma força de 1200 N foi escolhida. Já a carga de 600 N deve-se a um valor intermediário entre 50 N e 1200 N. Cada carga foi aplicada perpendicularmente em uma região circular definida no centro da prótese de PMMA. Todo o contorno da metade da calota craniana foi fixado de forma a impedir a translação e rotação nas direções x, y e z. A Figura 2 mostra a aplicação da força perpendicular à superfície da prótese e o local de fixação do crânio.

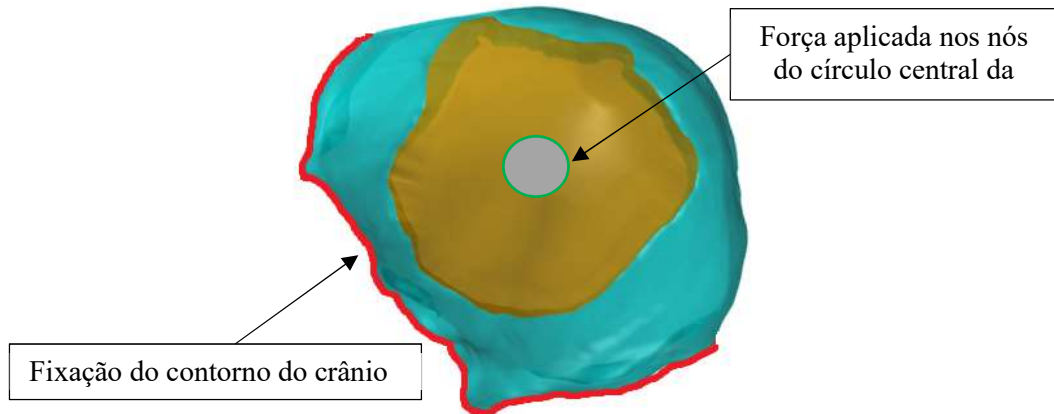


Figura 2. Local de aplicação das forças na prótese e restrição de movimento do contorno do crânio

### 3. Resultados e Discussão

O objetivo da simulação foi verificar se a espessura da prótese craniana de PMMA seria suficiente para suportar os carregamentos impostos sobre ela. A Figura 4 mostra os resultados obtidos para a tensão equivalente de von Mises devido a aplicação de uma força de 50 N (A), 600 N (B) e 1200 N (C) na região central da prótese de PMMA.

Como pode ser visto na Fig.3, a distribuição da tensão nos três modelos possui o mesmo comportamento. Além da região central, local de aplicação da força, observa-se que há uma tendência de concentração de tensão na borda inferior que corresponde ao local de menor espessura da prótese. Com relação a tensão máxima, os valores foram de 4,25 MPa, 22,38 MPa e 44,83 MPa para as cargas de 50 N, 600 N e 1200 N, respectivamente. De acordo com esses valores, a prótese não falharia devido ao escoamento, uma vez que a tensão de escoamento do PMMA é 72 MPa (RIDWAN-PRAMANA et al., 2016,2017).

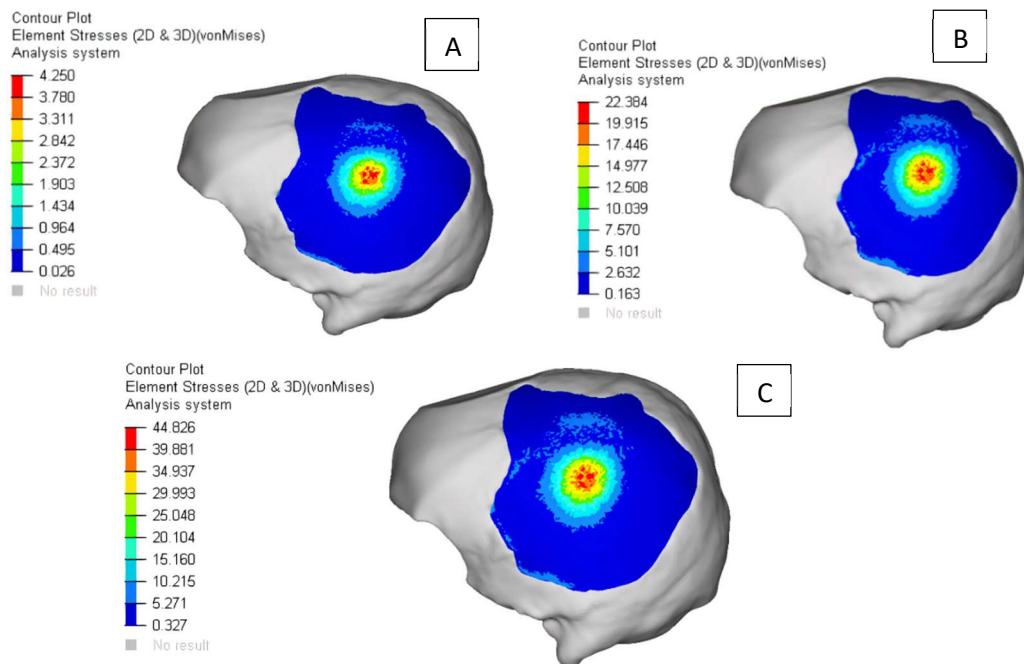


Figura 3. Distribuição da tensão de von Mises nos modelos de 50 N (A), 600 N (B) e 1200 N (C)

A análise por elementos finitos mostrou que a espessura da prótese é suficiente para suportar carregamentos impostos sobre a estrutura de PMMA. A resistência também foi garantida pelo fator de segurança (FS) atribuído ao projeto da prótese. Em engenharia, para projetar adequadamente uma estrutura é necessário restringir a tensão no material a um nível que seja seguro. Assim é imprescindível que a tensão gerada na estrutura analisada, chamada de tensão admissível ( $\sigma_{adm}$ ), seja inferior a tensão de ruptura ( $\sigma_{rup}$ ) do material. Dentre as razões para isso pode-se citar o fato de que a carga para a qual a estrutura foi projetada pode ser diferente das cargas reais aplicadas sobre ela, outro fato é que as medidas projetadas da estrutura podem não ser exatas, devido a erros na fabricação (SHIGLEY, MISCHKE E BUDYNAS, 2005).

O FS para a prótese craniana foi calculado considerando a força máxima aplicada ao modelo que foi de 1200 N. Para essa carga a tensão máxima obtida foi de 44 MPa ( $\sigma_{adm}$ ). Sabendo que a tensão de ruptura do PMMA é 72 MPa ( $\sigma_{rup}$ ) (Tab.1), tem-se que o fator de segurança (FS) para a prótese é:  $FS = \frac{\sigma_{rup}}{\sigma_{adm}} = 1,6$ .

Da literatura sabe-se que um FS maior ou igual a 1 indica que a estrutura está dimensionada (SHIGLEY, MISCHKE E BUDYNAS, 2005). Considerando as condições dessa simulação a prótese craniana pode suportar uma carga até 60% maior do que a aplicada na análise computacional.

A moldagem da prótese personalizada, em geral, é feita manualmente no procedimento cirúrgico (MARICEVICH E CAMPOLINA, 2015). Isso pode acarretar, por exemplo, em variações na espessura da prótese além do que defeitos pontuais, como bolhas, podem se formar durante o processo de cura do polímero. O responsável pela confecção da prótese também deve garantir a homogeneidade da mistura (componente líquido e componente sólido). Tais fatores podem influenciar na resistência final da prótese craniana.

#### 4. Conclusão

Foi comprovado por meio de simulações computacionais usando o método dos elementos finitos que a prótese de PMMA pode ser usada em cirurgias de cranioplastia. O projeto da prótese foi obtido levando em consideração um fator de segurança que em engenharia corresponde a razão entre a tensão de ruptura do material e a tensão gerada no material devido a aplicação de uma carga. O fator de segurança garante que imperfeições na confecção manual da prótese, como a formação de bolhas que podem ocorrer durante a cura do PMMA, ou cargas maiores do que aquelas que foram usadas na simulação computacional não resultem na falha da prótese. Logo, a prótese é adequada para garantir proteção mecânica à calota craniana considerando as condições impostas ao projeto.

#### Agradecimentos

A DITPS (Divisão de tecnologias para produção e saúde), ao CTI- Renato Archer e ao CNPq.

#### Referências

**BORUAH S, SUBIT D, PASKOFF GR, SHENDER BS, CRANDALL JR, SALAZAR RS.** *Influence of bone microstructure on the mechanical properties of skull cortical bone – A combined experimental and computational approach.* Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, v.65, p. 668-704, 2020.

**CERQUEIRA A, PEREIRA FB, AZEVEDO MS, FERREIRA TG.** *Reconstrução de bossa frontal com o implante de polimetilmetacrilato: relato de dois casos.* Revista de cirurgia e traumatologia buco-maxila-facial, v.11, p.61-68, 2011.

**MARICEVICH P, CAMPOLINA AC.** *Reconstrução de calota craniana com prótese customizada de PMMA após craniectomias descompressivas.* Revista brasileira de cirurgia plástica, 2015.

**RIDWAN-PRAMANA A, MARCIÁN P, BORÁK L, NARRA N, FOROUZANFAR T, WOLFF J.** *Finite element analysis of 6 large PMMA skull reconstructions: A multi-criteria evaluation approach.* PLoS ONE, v. 12, n. 6, p. 1–16, 2017.

**RIDWAN-PRAMANA A, MARCIÁN P, BORÁK L, NARRA N, FOROUZANFAR T, WOLFF J.** *Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty - A finite element study.* Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, v. 44, n. 1, p. 34–44, 2016.

**SIEG P, TANER C, HAKIM SG, JACOBSEN HC.** *Long-term clinical outcome analysis of poly-methyl-methacrylate cranioplasty for large skull defects.* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, v. 71, n. 2, p. e81–e88, 2013. Disponível em <<http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2012.09.023>>.

**SHIGLEY J, MISCHKE CR, BUDYNAS RG.** *Projeto de engenharia mecânica.* Bookman, 2005.