

Avaliação de técnica de modelagem e simulação computacional aplicados na mandíbula

Gustavo Vieira de Mattos (CTI)^{1,2}, Leonardo M. R. Machado (CTI)¹, Pedro Y. Noritomi (CTI)¹

{gvmattos, leonardo.machado, pedro.noritomi}@cti.gov.br

**¹Laboratório aberto de impressão 3D – LAPRINT
CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP**

**²Faculdade de Engenharia Mecânica
Universidade Estadual de Campinas – Campinas/SP**

Abstract. This article evaluates computational modeling and simulation techniques applied to biomechanical models, focusing on the SimSolid software. Using the concept of Geometry-Function Decoupling, SimSolid allows for faster and more efficient simulations by employing generic basis functions that are independent of the model's geometry. A jaw model adapted in Rhinoceros software was used to compare the accuracy and results of SimSolid against traditional finite element methods. The results highlight SimSolid's potential in healthcare applications, offering a good balance between speed and accuracy.

Resumo. Este artigo avalia técnicas de simulação computacional aplicadas a modelos biomecânicos, com foco no software SimSolid. Utilizando o conceito de Geometry-Function Decoupling, o SimSolid permite simulações mais rápidas e eficientes ao empregar funções de base genéricas independentes da geometria do modelo. Foi utilizado um modelo de mandíbula adaptado no software Rhinoceros para comparar a precisão e os resultados do SimSolid em relação aos métodos tradicionais de elementos finitos. Os resultados destacam o potencial do SimSolid em aplicações na área da saúde, oferecendo um bom equilíbrio entre rapidez e precisão.

1. Introdução

A modelagem e simulação 3D se estabeleceram como ferramentas indispensáveis na pesquisa e desenvolvimento de várias áreas, incluindo medicina, engenharia e ciências biológicas. A capacidade de criar representações tridimensionais de objetos e sistemas anatômicos complexos possibilita uma análise detalhada e uma visualização realista, fundamental para o avanço de tecnologias e metodologias. Na medicina, por exemplo, essas técnicas são usadas para criar modelos precisos de órgãos e tecidos, facilitando o planejamento cirúrgico e a personalização e otimização de próteses, resultando em melhorias significativas nos resultados clínicos.

A precisão oferecida pela modelagem e simulação 3D permite a identificação precoce de problemas, a redução de erros e a otimização de designs, fatores que são críticos em ambientes onde a margem de erro deve ser mínima. Isso não só melhora a qualidade dos produtos e procedimentos, mas também proporciona uma redução significativa nos custos e no tempo de operações. As simulações 3D permitem que pesquisadores e

engenheiros testem múltiplos cenários e variáveis em um ambiente virtual controlado, aumentando a eficiência do processo de inovação e diminuindo a necessidade de protótipos físicos caros.

Hoje os principais desafios dessas tecnologias aplicadas na medicina envolvem a fidelidade dos modelos devido à sua complexidade anatômica, o tempo de processamento que pode ser limitante em um procedimento de emergência, a validação dos resultados quando comparado aos resultados clínicos reais e a falta de integração com sistemas médicos. O presente trabalho avaliou os resultados de uma forma de simulação que não se baseia em simplificações geométricas, como o Método dos Elementos Finitos (FEM), utilizando o software SimSolid que tem como base tecnológica a utilização de funções base que variam para a interpretação do modelo CAD.

O SimSolid como uma solução promissora para superar as limitações dos métodos tradicionais de simulação, que enfrenta desafios em termos de complexidade geométrica, custo computacional e necessidade de simplificações. Baseado em teorias avançadas, o SimSolid permite simulações precisas sem a necessidade de malhas finas e mantém a estabilidade numérica. O trabalho propõe avaliar a eficácia do SimSolid em comparação com outras tecnologias de simulação, destacando sua capacidade de realizar simulações mais rápidas e precisas em cenários reais.

2. Metodologia

2.1 A modelagem

O modelo estudado é uma representação em CAD (Computer-Aided Design) da metade de uma mandíbula, criado com o software Rhinoceros e baseado nos modelos do protocolo Biocad [1]. O modelo inclui diferentes estruturas anatômicas, como osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal e dentes. Cada uma dessas estruturas foi representada para simular com precisão suas propriedades mecânicas. Na simulação, foram cuidadosamente considerados todos os pontos relevantes, levando em conta a lâmina dura e os efeitos das diferentes propriedades dos materiais, especialmente nas áreas de contato onde essas propriedades podem variar.

2.1.1 O cortical e o trabecular

O osso cortical, também conhecido como osso compacto, é a camada externa densa e rígida que proporciona suporte estrutural e proteção ao esqueleto. Na mandíbula, ele resiste a cargas pesadas e protege as estruturas internas. O osso trabecular, ou esponjoso, é encontrado no interior dos ossos e possui uma estrutura porosa que absorve impactos e distribui a carga de maneira eficiente. Juntos, os ossos cortical e trabecular garantem a resistência e a flexibilidade necessárias para a função e a estabilidade da mandíbula.

Além disso, os dentes são revestidos por uma camada externa chamada lâmina dura, que é uma parte do esmalte dental. A lâmina dura é a substância mais dura do corpo humano e proporciona uma superfície resistente ao desgaste e à pressão mastigatória. Ela protege a dentina subjacente e contribui para a eficiência da mastigação e a integridade estrutural dos dentes. Na figura 1 vemos a parte do cortical separada da parte do trabecular.

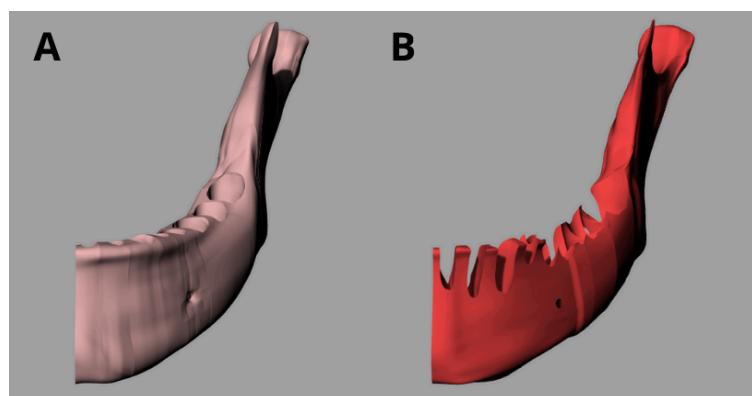


Figura 1. a) - Resultado final cortical, b) Resultado final trabecular

2.1.2 Dentina e Ligamento periodontal

A dentina é um tecido mineralizado que forma a maior parte do dente, localizada abaixo do esmalte e ao redor da polpa dentária, proporcionando proteção e suporte durante a mastigação. O ligamento periodontal é um tecido fibroso que conecta a raiz do dente ao osso alveolar, funcionando como um amortecedor que distribui as forças mastigatórias, protegendo tanto o dente quanto o osso ao redor. Ambos são essenciais para a integridade e funcionalidade do sistema dentário, trabalhando em conjunto para suportar e proteger os dentes. Na figura 2, vemos o ligamento periodontal e os dentes, onde o ligamento se encaixa perfeitamente nos dentes.

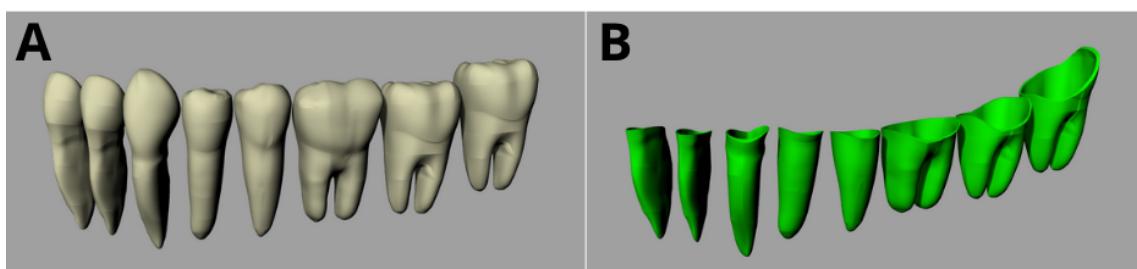


Figura 2. a) - Resultado final dentes, b) Resultado final ligamento periodontal

2.1.3 O modelo completo

Dividimos a mandíbula em quatro regiões, devido às diferenças nas propriedades mecânicas de cada uma delas. Foi importante distinguir essas regiões para selecionar materiais condizentes com a realidade, garantindo uma simulação com resultados mais precisos. Na tabela 1 podemos ver os materiais e suas propriedades aplicados a cada uma das quatro partes do modelo

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais da mandíbula [2][3][4]

Propriedade	Dentina	Ligamento Periodontal	Trabecular	Cortical
Módulo de Elasticidade	2×10^{10} Pa	2×10^6 Pa	$1,3 \times 10^9$ Pa	$1,3 \times 10^{10}$ Pa
Módulo de Young	19 GPa	1 GPa	18 GPa	
Módulo de Cisalhamento	7 GPa	0,15 GPa	4 GPa	
Poisson Ratio	0,31	0,35	0,3	0,33
Densidade	2,2 g/cm ³	1,04 g/cm ³	0,6 g/cm ³	1,99 g/cm ³
Ultimate Tensile Stress	104 MPa	7 MPa		162 MPa
Tensile Yield Stress	70 MPa	2 MPa		114 MPa
Condutividade Térmica	5×10^{-1} W/m·K	5×10^{-1} W/m·K	3×10^{-1} W/m·K	4×10^{-1} W/m·K

2.2 O método de elementos finitos (FEM)

O FEM é uma técnica numérica para obter soluções aproximadas de objetos complexos dividindo-os em pequenos elementos finitos conectados por nós. As propriedades são calculadas em nós, e a solução global é formada pela combinação das soluções desses elementos menores.

O primeiro passo no FEM é criar geometrias (triangulares, quadrangulares ou tetraédricas) e organizá-las em uma malha. Cada elemento é descrito por uma função de forma, que aproxima o comportamento físico, como tensão e deslocamento, dentro do elemento.

As funções de todos os elementos são combinadas para formar um grande sistema de equações. Isso é feito montando as equações locais de cada elemento em uma matriz global que reúne as rigidezes locais de todos os elementos da malha para representar a estrutura inteira. Após a criação da malha, são aplicadas as condições de contorno, que simulam apoios e restrições na estrutura.

A solução é obtida por métodos numéricos, onde o software resolve equações lineares para determinar os valores nos nós. Esses valores, juntamente com as funções de forma,

são então usados para interpolar a solução dentro de cada elemento, proporcionando uma visualização completa da resposta do sistema [5].

2.3 O método variacional

Em 2015, uma nova abordagem para simulações estruturais foi introduzida com o desenvolvimento do software SimSolid por Victor Apanovitch e sua equipe. O SimSolid é baseado em métodos variacionais, nos quais problemas de contorno são abordados como a minimização de uma função de energia (uma expressão matemática que descreve a energia total de um sistema físico em termos de variáveis). A técnica de Ritz-Galerkin, tradicionalmente empregada para essa finalidade, é expandida no SimSolid através do uso de funções base mais sofisticadas. Isso melhora a eficiência computacional e a precisão, especialmente em geometrias complexas.

No SimSolid, as funções de aproximação internas pertencem a um espaço de Sobolev, garantindo continuidade nas fronteiras dos elementos. Em problemas de elasticidade 2D e 3D, essas funções são contínuas entre os elementos, enquanto em problemas de flexão de placas, tanto as funções quanto suas primeiras derivadas são contínuas.

O software emprega elementos finitos incompatíveis, que enriquecem as funções de interpolação padrão, permitindo aproximações mais precisas, ainda que possam introduzir pequenas descontinuidades nas fronteiras dos elementos. A abordagem teórica de aproximações externas permite que os elementos tenham formas arbitrárias e funções de aproximação flexíveis, desde que pertençam ao espaço de Sobolev.

O grande diferencial ao utilizar SimSolid para avaliar o método é a separação entre geometria e funções de aproximação, com as funções base geradas dinamicamente durante a execução, adaptando-se à geometria e precisão necessárias, eliminando a necessidade de malhas tradicionais. Essa abordagem oferece vantagens como:

- Uso de funções especiais para garantir soluções incondicionalmente estáveis, como no caso de materiais incompressíveis.
- Flexibilidade para diferentes classes de materiais em partes vizinhas, como materiais compressíveis e incompressíveis.
- Funções base projetadas para satisfazer diretamente as equações governantes dos problemas, aumentando a precisão e reduzindo os graus de liberdade (DOF).
- Aproximações construídas no espaço físico, evitando erros relacionados ao mapeamento.
- Conjunto completo de funções base sempre utilizado, garantindo alta precisão e facilitando a adaptação da solução.
- Capacidade de lidar com montagens de diferentes escalas e formatos [6].

2.3.1 As conexões

Ao importar o modelo para software de simulação o primeiro passo foi acrescentar as conexões entre os diferentes componentes da mandíbula, incluindo o osso trabecular e cortical, o osso cortical e o ligamento periodontal, e o ligamento periodontal e os dentes. Para cada uma dessas conexões, foi utilizado um espaçamento inicial (*gap*) de 0,156, que representa a folga entre os componentes antes do contato. Além disso, permitimos uma penetração (*penetration*) de até 0,078, que define o limite de invasão entre os elementos antes que uma reação seja gerada na simulação. É importante destacar que o software Simsolid tem uma ferramenta para criar automaticamente as conexões das simulações.

2.3.2 Os suportes

Os suportes são regiões que simulam apoios onde os objetos se encostam e geram forças em diferentes eixos. Na figura 3, é possível ver as regiões de suporte que foram utilizadas, todas configuradas como Sliders, que permitem a movimentação linear ao longo de uma única direção ou eixo e restringem os movimentos perpendiculares.

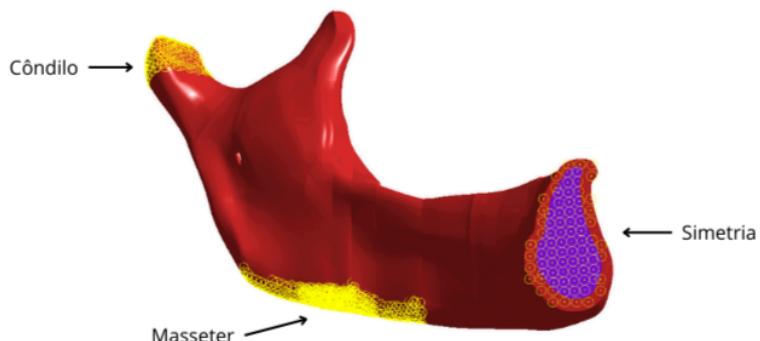


Figura 3. A imagem apresenta as 3 regiões onde os suportes são aplicados: Côndilo, Masseter e representação de simetria.

O primeiro suporte está localizado no côndilo, que é a porção arredondada da mandíbula que se articula com o osso temporal do crânio, formando a articulação temporomandibular (ATM). Esta articulação permite os movimentos da mandíbula, como abrir e fechar a boca, além de movimentos laterais necessários para a mastigação.

O segundo suporte representa o músculo responsável pela mastigação, o músculo masseter. Ele é um dos principais músculos da mastigação e está localizado na lateral da face, conectando a mandíbula ao osso zigomático. O masseter atua elevando a mandíbula, ou seja, fechando a boca [7]

O terceiro suporte simula a outra metade da mandíbula, garantindo que a condição do lado oposto fosse adequadamente representada. O Slider restringe qualquer movimento vertical da metade da mandíbula, simulando a reação da articulação temporo-mandibular do outro lado.

Foi aplicada uma força resultante para simular a reação da mordida nos três molares. Para isso, foram utilizados 500 N como um valor médio usado [8], divididos entre os três dentes. É importante destacar que, diferentemente dos softwares de simulação que utilizam o método dos elementos finitos, onde as regiões de aplicação das forças são delimitadas de acordo com a malha criada, aqui foi preciso utilizar as áreas definidas pelas funções pré-estabelecidas de aproximação, limitando as aplicações das forças em regiões já definidas no modelo. No nosso modelo, a coroa do 1º molar foi dividida em 15 regiões para a aplicação das forças, enquanto as coroas do 2º e 3º molar foram divididas em 12 regiões cada.

3. Resultados e discussão

Ao realizar a simulação, obtivemos resultados que corroboram a proposta do artigo, destacando o potencial do software SimSolid para simulações biomecânicas rápidas e precisas. Com base no conceito de *Geometry-Function Decoupling*, o SimSolid demonstrou ser uma ferramenta eficiente para a análise da mandíbula, permitindo realizar simulações complexas sem a necessidade de malhas finas, uma característica comum nos métodos tradicionais de Elementos Finitos (FEM).

O modelo da mandíbula, adaptado no software Rhinoceros e utilizado no SimSolid, apresentou uma distribuição de tensões realista e consistente com a biomecânica da mandíbula. A região de maior concentração de tensões foi observada próxima ao terceiro molar, o que está de acordo com as forças mais intensas aplicadas durante o processo de mastigação. A simulação revelou um valor máximo de tensão de 5.6235×10^{-1} MPa. No entanto, o resultado mais significativo surge ao comparar essas tensões com simulações realizadas utilizando o método dos Elementos Finitos (FEM).

Na Figura 4, é possível observar a comparação entre o modelo SimSolid e um modelo FEM, neste, com uma força de 300 N em uma mordida unilateral. As regiões da incisura e do terceiro molar concentraram as maiores tensões em ambos os modelos. A diferença mais marcante está na força máxima aplicada, sendo aproximadamente 5.6235×10^{-1} MPa no nosso modelo SimSolid e cerca de 2×10^{-1} MPa no modelo FEM. Essa discrepância pode ser explicada pela diferença na abordagem de modelagem e simulação utilizadas, bem como na forma como cada método lida com a aplicação da força máxima [9].

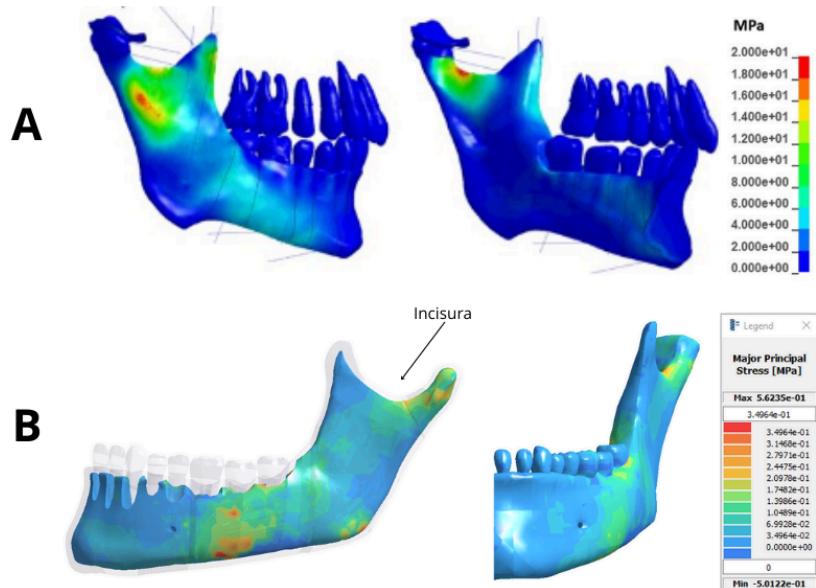


Figura 4. a) - Resultado FEM, b) Resultado Simsolid

A análise realizada destaca a eficiência do SimSolid ao empregar funções de base genéricas, que independem da geometria do modelo, resultando em simulações mais rápidas e sem perda significativa de precisão. Essa característica torna o SimSolid particularmente atraente em um mundo cada vez mais ágil e prático, onde soluções rápidas são valorizadas. Além disso, sua baixa curva de aprendizado e facilidade de uso oferecem uma vantagem significativa em comparação com métodos mais tradicionais e complexos, como o FEM, tornando-o acessível a uma gama maior de profissionais.

Os resultados também demonstram que o SimSolid é uma ferramenta promissora para aplicações na área da saúde, oferecendo um excelente equilíbrio entre velocidade e confiabilidade na análise de modelos biomecânicos complexos, como a mandíbula. Esses avanços são particularmente relevantes para o planejamento cirúrgico e o desenvolvimento de próteses, além de abrirem novas possibilidades no campo da bioengenharia, permitindo inovações rápidas sem comprometer a precisão dos resultados.

No entanto, algumas limitações devem ser consideradas. As regiões para a aplicação das forças foram delimitadas de forma aleatória, o que pode impactar a precisão dos resultados. Além disso, embora o SimSolid seja prático e eficiente, ele ainda possui limitações no que diz respeito à fidelidade de algumas simulações mais detalhadas, como as que exigem maior controle sobre as condições de contorno ou forças aplicadas.

Para pesquisas futuras, é necessário explorar uma comparação direta entre os métodos FEM e SimSolid, utilizando os mesmos parâmetros em ambas as simulações. Isso inclui a replicação das mesmas condições de contorno, força aplicada e materiais, o que

permitirá uma análise mais precisa das diferenças de eficiência e precisão entre os dois métodos. Dessa forma, seria possível validar com mais robustez as vantagens do SimSolid sobre o FEM, além de determinar em quais contextos médicos e de bioengenharia cada método é mais adequado.

5. Referências

- [1] IKUNO, Isabelle M. et al. Modelagem tridimensional da mandíbula mesodivergente utilizando a abordagem ortodôntica de nivelamento da curva de Spee.
- [2] MURPHY, William; BLACK, Jonathan; HASTINGS, Garth W. (Ed.). *Handbook of biomaterial properties*. New York: Springer, 2016.
- [3] OFTADEH, Ramin et al. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *Journal of biomechanical engineering*, v. 137, n. 1, p. 010802, 2015.
- [4] DORADO, Saúl; ARIAS, Ana; JIMENEZ-OCTAVIO, Jesus R. Biomechanical modelling for tooth survival studies: mechanical properties, loads and boundary conditions—a narrative review. *Materials*, v. 15, n. 21, p. 7852, 2022.
- [5] BACCOUCH, Mahboub (Ed.). *Finite Element Methods and Their Applications*. BoD—Books on Demand, 2021.
- [6] SimSolid technology overview whitepaper. 2023
- [7] TORO-IBACACHE, Viviana; ZAPATA MUÑOZ, Victor; O'HIGGINS, Paul. The predictability from skull morphology of temporalis and masseter muscle cross-sectional areas in humans. *The Anatomical Record*, v. 298, n. 7, p. 1261-1270, 2015.
- [8] VARGA, Suzana et al. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *The European Journal of Orthodontics*, v. 33, n. 4, p. 427-433, 2011.
- [9] MARTINEZ, S. et al. A variable finite element model of the overall human masticatory system for evaluation of stress distributions during biting and bruxism. In: In10th European LS-DYNA Conference, Würzburg, Germany. 2015.