

# Aplicações do método de elementos finitos em estudos de bioengenharia

Victor T. Coelho<sup>1,2</sup>, Leonardo M. R. Machado<sup>2</sup>, Pedro Y. Noritomi<sup>2</sup>

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

<sup>1</sup>Faculdade de Engenharia Mecânica  
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

<sup>2</sup>Laboratório Aberto de Impressão 3D – Laprint

CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP

**Abstract.** *The relation between healthcare and the several technological advances provided by modernity has been getting even closer as new computational tools gain value in the industry. This contiguity allows computer simulations using finite elements to be widely used for dentistry studies. This work exemplifies the methodology and application of virtual models in dentistry studies ideated by fellow researchers of Information Technology Center Renato Archer (CTI). The simulations performed with finite element analysis showed that it is possible to obtain qualitative data and comparative results between complex anatomic models without the burden of executing physical tests. This is extremely important because it facilitates hypothesis verification and innovative research tests involving healthcare and dentistry.*

**Key Words:** Bioengineering; Computacional modeling; Finite element method; Jaw; 3D modeling; Distalization; BioCAD

**Resumo.** *A relação entre a área da saúde e os diversos avanços tecnológicos que vêm ocorrendo ao longo da modernidade têm ficado cada vez mais próximo conforme novas ferramentas ganham espaço na indústria. Essa proximidade permite que simulações computacionais em elementos finitos sejam amplamente utilizadas para estudos de odontologia. Este trabalho exemplifica a metodologia e a aplicação de modelos virtuais em estudos de odontologia de pesquisadores parceiros do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI). As simulações realizadas através do método de elementos finitos mostraram que é possível obter dados qualitativos e resultados comparativos entre modelos anatômicos complexos sem a necessidade de ensaios físicos. Fator de extrema relevância pois facilita a verificação de hipóteses e testes de pesquisas inovadoras da área médica e odontológica.*

**Palavras chave:** Bioengenharia; Modelagem computacional; Overdenture; Mandíbula; Elementos finitos; Modelagem 3D; Distalização; BioCAD

## 1. Introdução

A Bioengenharia é uma área do conhecimento com forte característica multidisciplinar [1] cuja meta central é a utilização das ferramentas da engenharia em conjunto com as áreas da saúde para o estudo e aprimoramento de tratamentos aplicados aos seres vivos. Para isso, são aplicados conhecimentos da engenharia aos sistemas

biológicos a fim de desenvolver novas tecnologias que proporcionem melhorias a esses sistemas.

Esse ramo da engenharia explora as características do aparelho anatômico humano e suas interações biológicas. Para tanto, além de aspectos matemáticos e físicos, enquanto conhecimentos que fundamentam e suportam a análise do corpo humano, ela também utiliza recursos anatômicos e fisiológicos que delimitam as características estruturais e funcionais da estrutura corporal humana [2].

Nesse contexto, as ferramentas de modelagem computacional, que já são recursos amplamente utilizados na área da engenharia, passaram a ser utilizadas como ferramentas de apoio e validação para estudos médicos, odontológicos e veterinários, a exemplo, para analisar a resposta de estruturas biológicas à carregamentos mecânicos [3]. A utilização desse recurso em estudos odontológicos tem crescido à medida que tal conhecimento é difundido e o acesso a recursos computacionais vem aumentando.

Esse crescimento se deve principalmente ao fato de que avaliar teorias que dizem respeito a sistemas anatômicos é complexo, uma vez que implica em experimentos detalhadamente planejados, que apresentam diversas variações de parâmetros no espaço amostral anatômico analisado. Essas inconstâncias são dificilmente controladas, o que impossibilita uma aplicação médica imediata [4].

Dentre os métodos computacionais, a ferramenta metodológica mais utilizada é o método dos elementos finitos (FEA) [5], que possibilita calcular as deformações, distribuições e regiões de concentração de tensão nos componentes do sistema por meio de uma estrutura computadorizada.

Em um modelo de FEA a estrutura anatômica é simulada e analisada computacionalmente como um “experimento virtual” utilizando um comportamento físico representativo que permite o entendimento das regiões de falha do componente. Isso possibilita a economia de tempo e de recursos, [6-8] sendo uma solução eficiente na substituição de ensaios experimentais.

No presente trabalho, simulações computacionais em elementos finitos serão aplicadas em dois estudos odontológicos.

O objetivo deste trabalho foi a utilização de modelos anatômicos virtuais em BioCAD e de malhas 3D em elementos finitos para avaliar o comportamento biomecânico em dois estudos de bioengenharia.

## **2. Materiais e métodos**

Neste artigo, especificamente, foram analisadas, através do método de elementos finitos, duas propostas de estudo de odontologia: caso A - “**A influência da escolha de altura do transmucoso em *abutments* que compõem próteses dentárias removíveis do tipo *overdenture***” e caso B - “**Estudo dos efeitos da distalização dentária mandibular**”. No primeiro estudo, foram analisados 12 grupos de estudo, divididos de acordo com a Tabela 1 e no segundo estudo 4 modelos foram confeccionados seguindo as especificações da Tabela 2.

Tabela 1. Especificações dos 12 grupos de montagens do caso *A*.

	Sistema de retenção	Nº de implantes	Posicionamento dos implantes	Altura de transmucoso
Grupo 1	Bola	1	Centralizado e 0,46 mm abaixo do ponto mais alto do osso cortical	2 mm
Grupo 2				3 mm
Grupo 3				4 mm
Grupo 4		2	Na região dos caninos com distância de 25 mm entre os implantes	2 mm
Grupo 5				3 mm
Grupo 6				4 mm
Grupo 7	LOCATOR®	1	Centralizado e 0,46 mm abaixo do ponto mais alto do osso cortical	2 mm
Grupo 8				3 mm
Grupo 9				4 mm
Grupo 10		2	Na região dos caninos com distância de 25 mm entre os implantes	2 mm
Grupo 11				3 mm
Grupo 12				4 mm

Tabela 2. Especificações de aplicação de força e posição de power-arm do caso *B*.

	Posição do Power arm	Ângulo de aplicação da força
<b>Grupo 1</b>	Entre pré-molares	0°
		5°
		10°
		15°
<b>Grupo 2</b>	Entre 1° pré-molar e canino	0°
		5°
		10°
		15°

<b>Grupo 3</b>	Entre pré-molares	0°
		-5°
		-10°
		-15°
<b>Grupo 4</b>	Entre 1° pré-molar e canino	0°
		-5°
		-10°
		-15°

Para realizar o estudo, a metodologia foi dividida nas seguintes etapas: modelagem virtual em CAD, geração de malha de elementos finitos e realização das simulações computacionais.

### 2.1. Modelo virtual

As estruturas anatômicas de ambos os casos *A* e *B* - como ossos, mucosa, ligamentos e dentes - foram construídas utilizando o protocolo BioCAD [9] que auxilia a construção de geometrias orgânicas utilizando NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline) [10] através do software Mcneel Rhinoceros® (versão 7.0).

As demais estruturas presentes nos modelos - como implantes, retenções e braquetes - foram selecionadas da biblioteca virtual do Laprint - CTI Renato Archer e sólidos como prótese *overdenture* e fios metálicos foram construídas utilizando os artigos [11][12] como base para a geometria a ser desenvolvida. Assim, buscou-se formas condizentes com aquelas disponíveis para aplicação em clínica e o formato foi reproduzido virtualmente, conforme as Figuras .

Por fim, foram obtidas 12 configurações de montagem da prótese de acordo com as variações de quantidade, posicionamento e sistema de retenção (*abutments*) para o caso *A* e 4 modelos para o caso *B* com variações de posição de power-arm e orientações de aplicação de força.

### 2.2. Malha em elementos finitos

Em seguida, depois de obtidas as geometrias, os sólidos foram transformados em uma malha composta por pequenos elementos. Para isso, todos os componentes da montagem, juntamente com a anatomia da mandíbula, foram importados em formato STEP (*Standard for Exchange of Product model data*) para o software Altair Hypermesh (versão 2021) [13].

As superfícies importadas foram utilizadas para confeccionar malhas bidimensionais de elementos finitos de formato triangular de primeira ordem (nós presentes nos vértices do triângulo), através da ferramenta *automesh*, utilizando recursos

como *edge* e *surface deviation* (Figura 1). Além disso, um controle de malha foi realizado de maneira a obter elementos menores em zonas de maior interesse e elementos maiores em zonas que exigem menor grau de detalhamento.

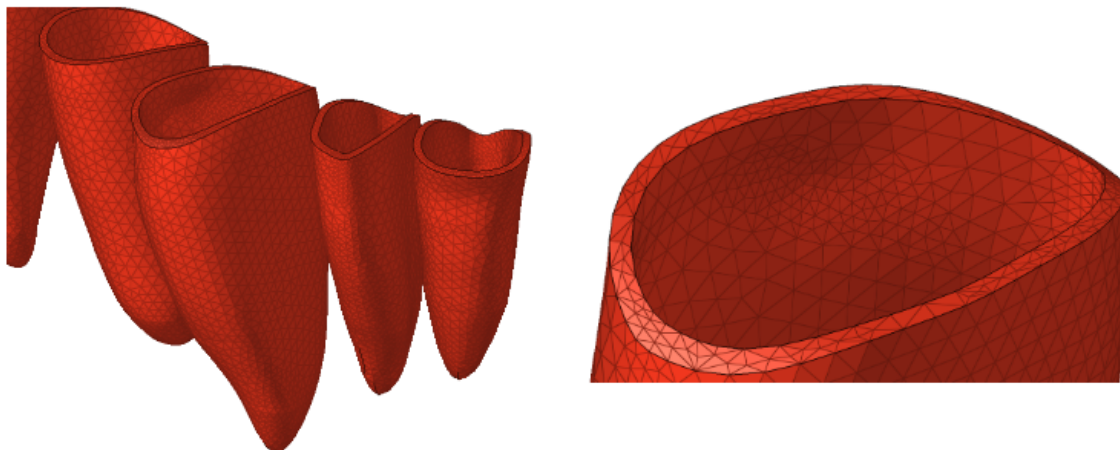


Figura 1. Exemplo de malha 2D construída (Caso B).

Finalizado o controle de distribuição de elementos, a malha tridimensional (3D) foi construída, a partir da malha 2D, com elementos tetraédricos de primeira ordem através da ferramenta *tetramesh*. Com o objetivo de obter resultados mais precisos e com maior grau de convergência, todas as malhas tridimensionais foram construídas utilizando pelo menos 3 elementos em cada dimensão. (Figura 2).

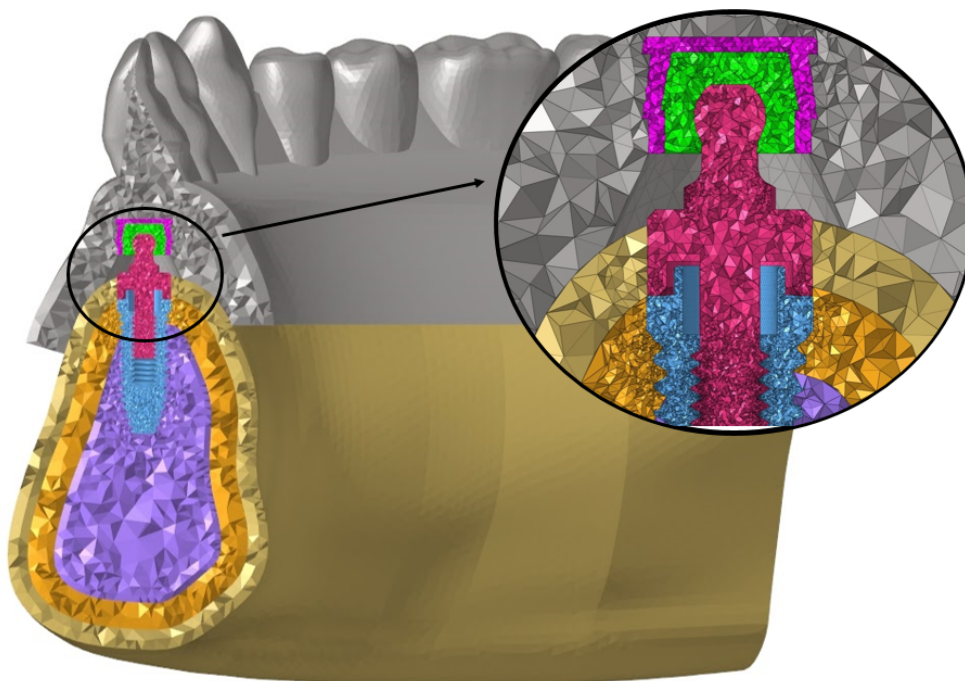


Figura 2. Malha 3D tetraédrica gerada a partir da malha triangular 2D (Caso A).

### 2.3. Simulações computacionais

Obtidas as malhas tridimensionais em elementos finitos, os modelos foram preparados aplicando as propriedades mecânicas e simplificações necessárias. Nesta etapa, foram definidas as regiões de contato entre os sólidos conforme a Figura 3, as cargas propostas pelos pesquisadores assistidos foram aplicadas nas regiões mostradas na Figura 4.

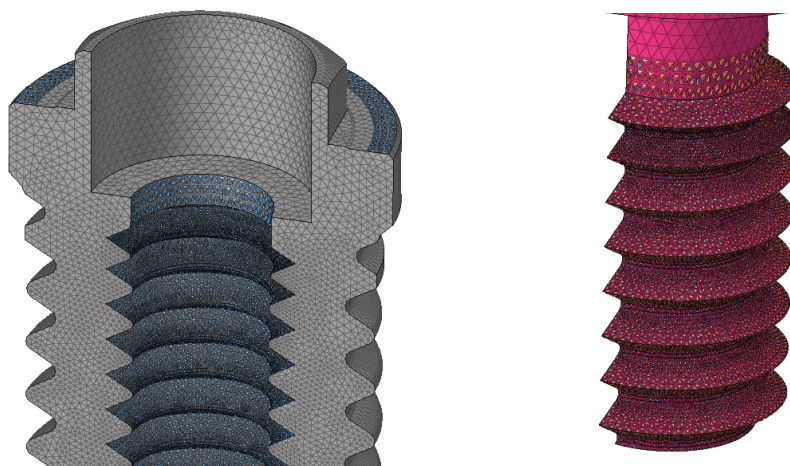


Figura 3. Exemplo de regiões de contato entre sólidos (Caso A ).

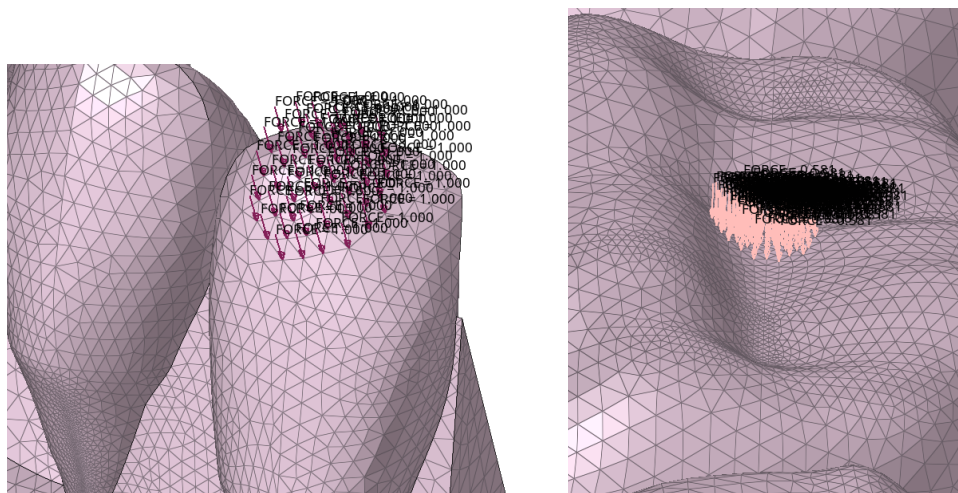


Figura 4. Exemplo de aplicação de carga (Caso A).

Além disso, os materiais e suas propriedades foram aplicados aos componentes dos modelos de acordo com a Tabela 3 e as condições de contorno do problema foram aplicadas segundo a Figura 5 a fim de realizar as simplificações propostas em cada caso. Por fim, foram realizadas análises lineares estáticas utilizando o *solver* Optistruct em todos os modelos com o objetivo de compreender os mecanismos de distribuição de tensões e os campos de deslocamentos em todos os componentes.

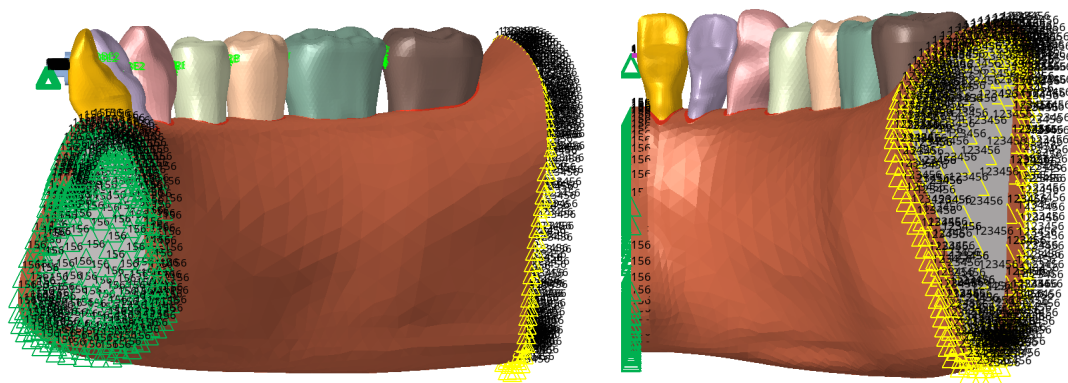


Figura 5. Condição de contorno aplicada (Caso B) - Fixação em amarelo e simetria em verde.

Tabela 3. Propriedades mecânicas dos componentes.

Material (Card)	Card	Módulo de Elasticidade (E)	Coefficiente de Poisson (v)
Osso Cortical	PSOLID	13700 MPa	0,35
Osso Esponjoso	PSOLID	1370 MPa	0,3
Mucosa	PSOLID	340 MPa	0,45
Borracha	PSOLID	2400 MPa	0,39
Resina (Prótese e dentes)	PSOLID	8.3 GPa	0,28
Metal (Implante, retenção, cápsula)	PSOLID	103400 MPa	0,35

### 3. Resultados e discussão

#### 3.1. Caso A - A influência da escolha de altura do transmucoso em *abutments* que compõem próteses dentárias removíveis do tipo *overdenture*.

Os modelos analisados fornecem resultados comparativos sobre as tensões resultantes do uso da prótese *overdenture*. A variação dos parâmetros avaliados no trabalho resulta em valores de deslocamento coerentes e dentro do esperado considerando a ordem de grandeza e região estudadas, como é possível analisar na Figura 6 .



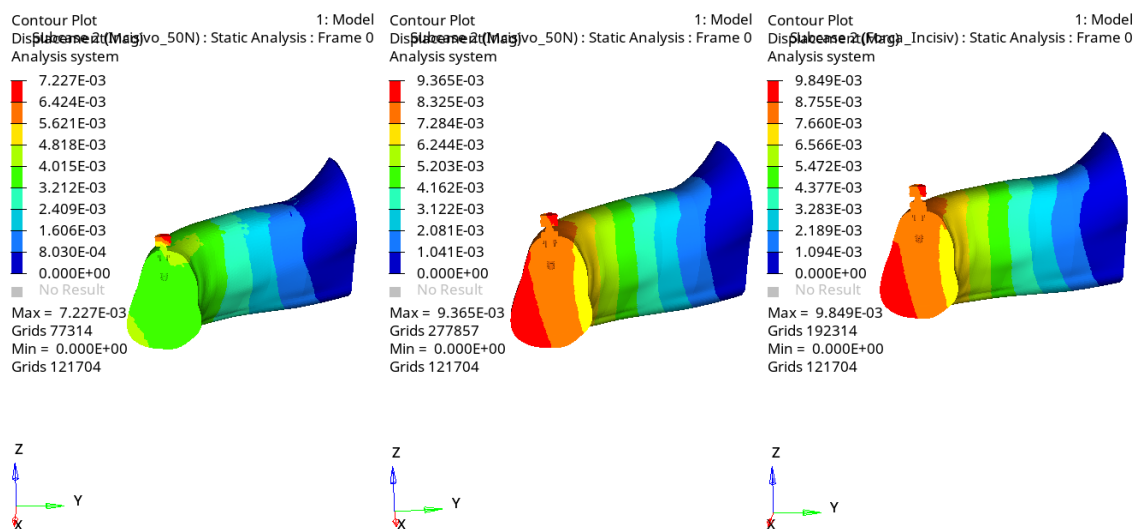


Figura 6 - Campo de deslocamentos (mm) na anatomia para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).

Após a análise de coerência do modelo observando a continuidade nos resultados de deslocamentos, foram observadas as tensões nas principais regiões de interesse do estudo, sendo elas o componente de retenção, implante, borracha e osso cortical (Figura 7 a 11).

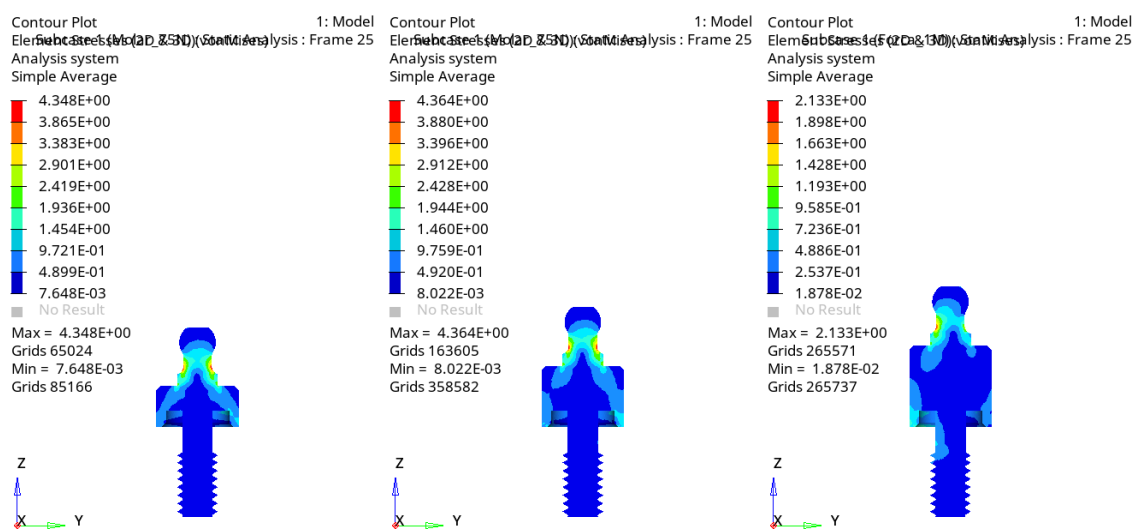


Figura 7 - Campo de tensões de *Von Mises* (MPa) no componente para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).



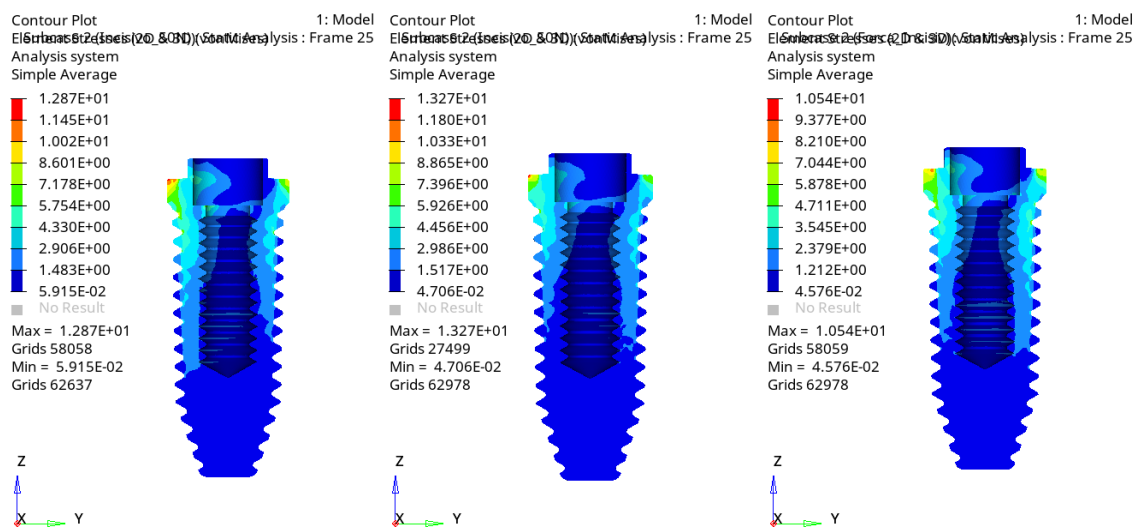


Figura 8 - Campo de tensões de *Von Mises* (MPa) no implante para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).

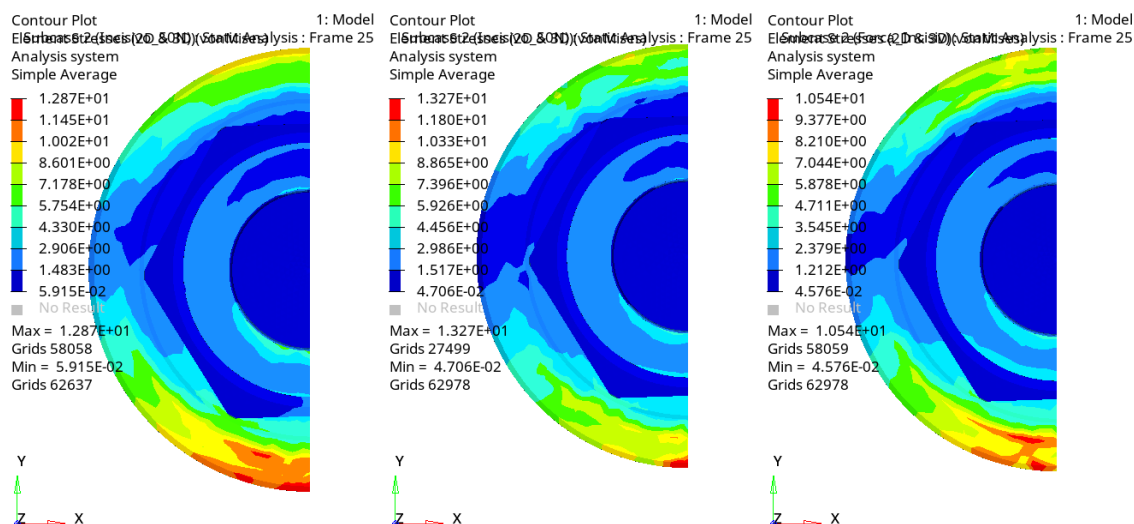


Figura 9 - Vista superior do campo de tensões de *Von Mises* (MPa) no implante para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).

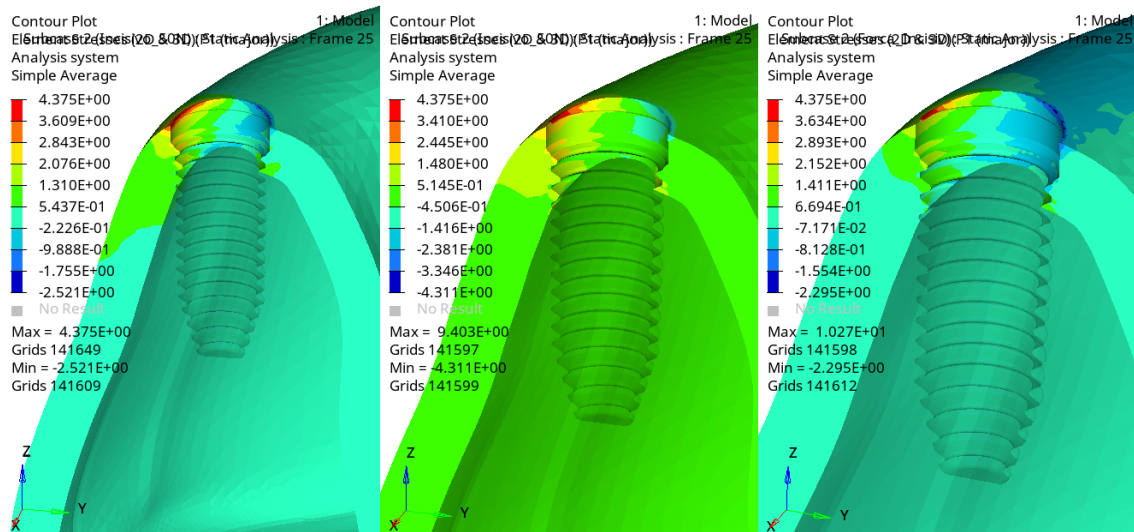


Figura 10 - Campo de tensões principais (MPa) no osso cortical para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).

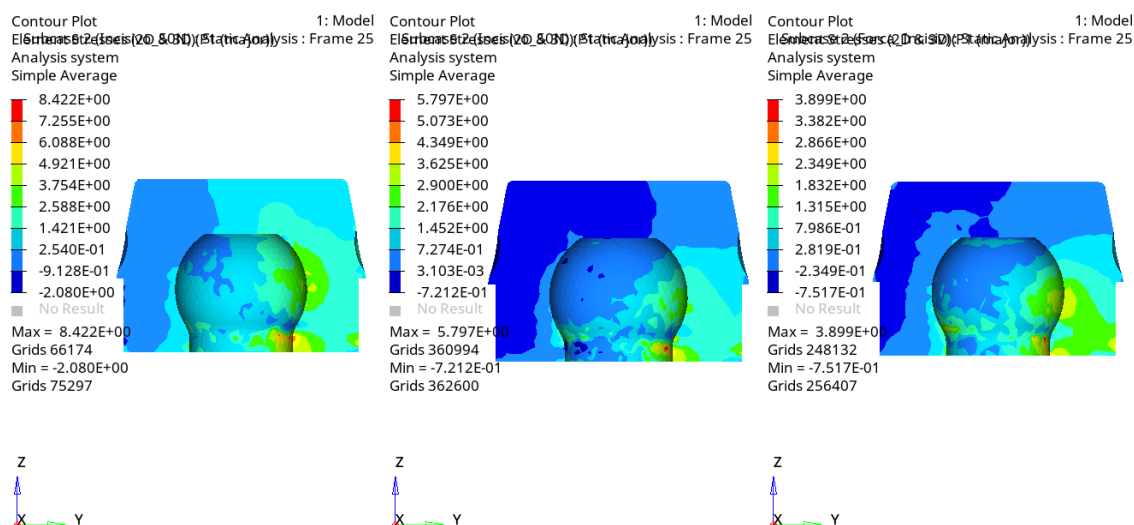


Figura 11 - Campo de tensões principais (MPa) na borracha para diferentes casos de altura de transmucoso (2, 3 e 4 mm).

Por fim, os resultados de deslocamento e tensão obtidos se mostraram coerentes e representativos com a realidade clínica. Além disso, evidenciam a tendência de movimento de enraizamento do conjunto retentor quanto maior a altura do transmucoso, resultando em maiores tensões nos ossos e menores tensões no componente e implante. Entretanto, como a interpretação biológica do comportamento biomecânico de zonas de deslocamento, tração e compressão de cada componente não é escopo desse trabalho, essa análise aprofundada não será discutida no presente artigo.

### 3.2. Caso B - Estudo dos efeitos da distalização dentária mandibular.

Os resultados de deslocamento e tensão alcançados se mostraram coerentes e representativos com a realidade. Os mapas de deslocamento e distribuição de tensão estão nas figuras abaixo (Figuras 12 a 14).

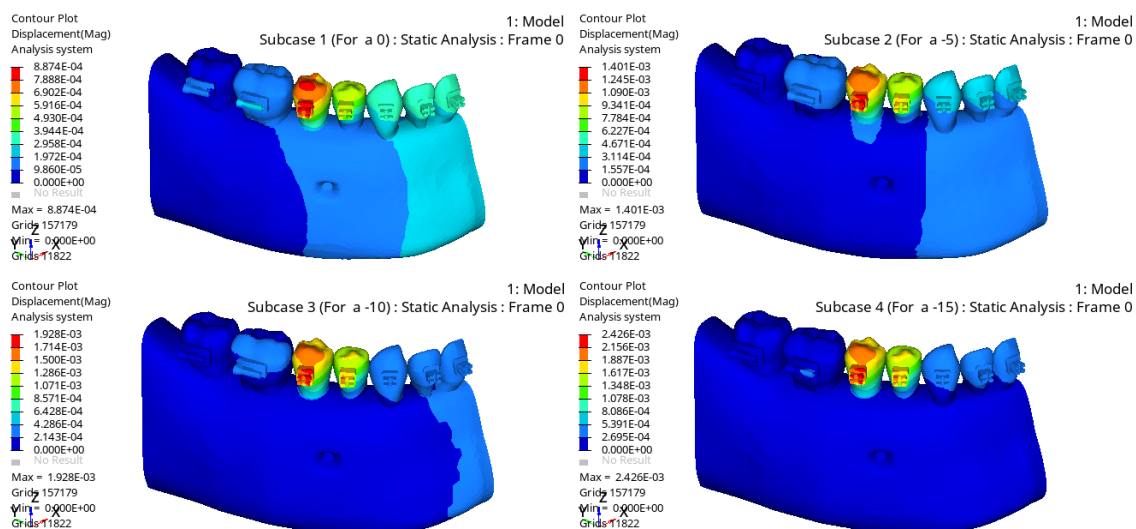


Figura 12 - Campo de deslocamentos (mm) para os casos de aplicação de força de 0 a  $-15^\circ$ .

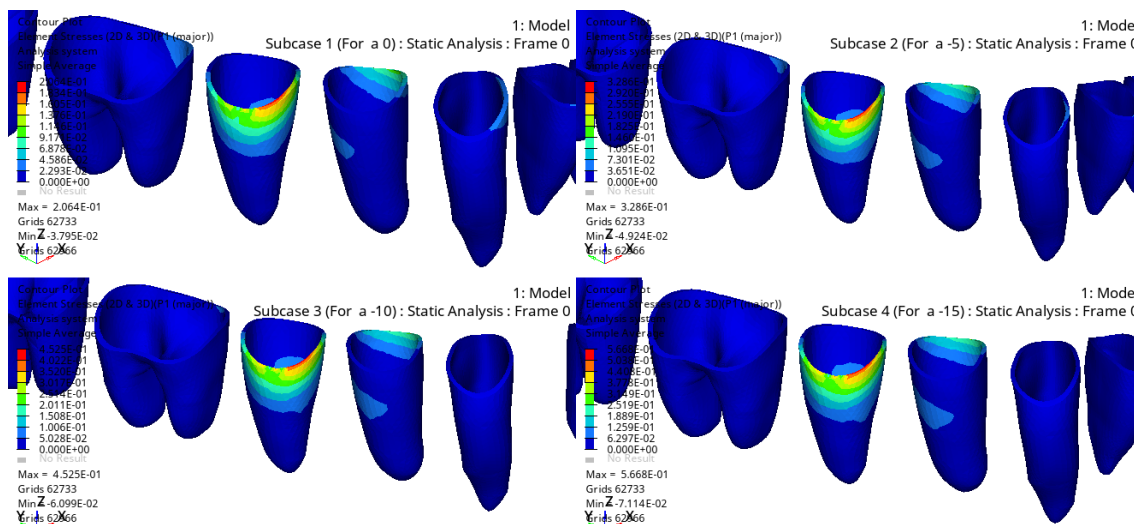


Figura 13 - Campo de tensões principais (MPa) nos ligamentos periodontais para os casos de aplicação de força de 0 a  $-15^\circ$ .

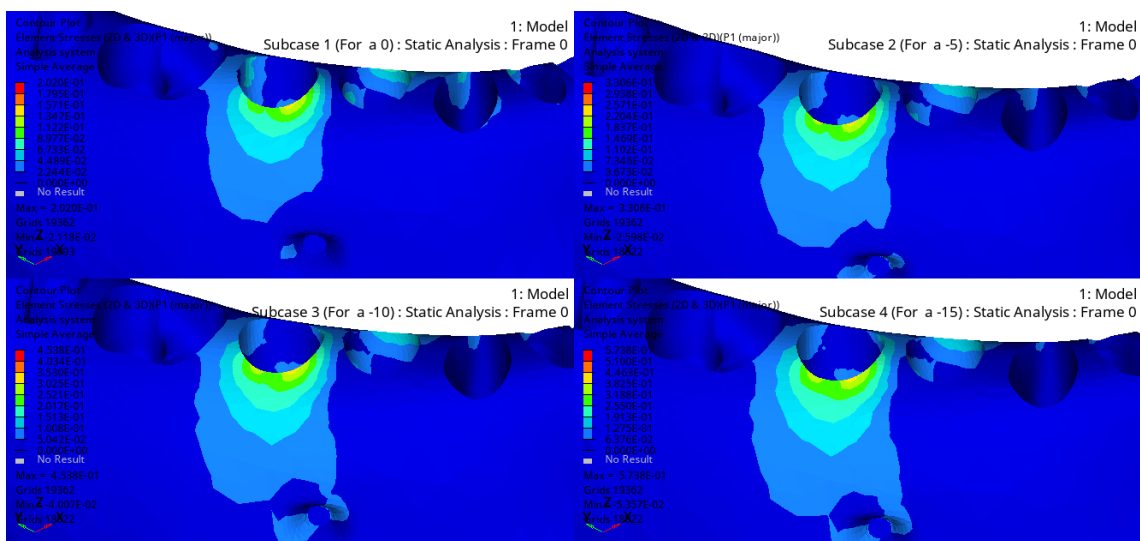


Figura 14 - Campo de tensões principais (MPa) nos ossos cortical e trabecular para os casos de aplicação de força de 0 a -15°.

Dos resultados obtidos compreende-se que quanto maior a inclinação da força aplicada, maiores serão os valores de tensão tanto nos ligamentos quanto no osso cortical, o que caracteriza uma tendência maior na movimentação dos dentes desejados no sentido vestibular.

#### 4. Conclusão

O objeto de estudo modelado, bem como as malhas de Elementos Finitos mostraram-se um eficiente método de estudo para posterior análise biomecânica e compreensão dos mecanismos de tensão e deslocamento. A partir do modelo criado, pode-se estudar com coerência os mapas de tensão e deslocamentos obtidos que serão de ajuda fundamental na tomada de decisões clínicas e contribuirão para o conhecimento da ortodontia bem como engenharia.

Dada a relevância dos resultados, pode-se notar a importância da interdisciplinaridade entre saúde e engenharia que proporciona a realização de comparações qualitativas de pesquisas de bioengenharia, em especial da odontologia, como no caso deste estudo.

#### 5. Agradecimentos

Agradeço imensamente ao professor orientador Pedro Y. Noritomi por todos os ensinamentos, sem os quais o desenvolvimento deste artigo não seria possível. Agradeço também pelas oportunidades de trabalho e pelas contribuições para o desenvolvimento pessoal de todos os envolvidos nesta pesquisa. Ao coorientador Leonardo M. R. Machado sou grato pelos treinamentos realizados, conselhos de trabalho e por contribuir para que o laboratório seja um ambiente de trabalho agradável e produtivo.

Por fim, agradeço à comissão PIBIC e ao CNPq pela oportunidade de bolsa de Iniciação Científica e ao CTI Renato Archer pela infraestrutura fornecida e materiais disponibilizados.

## 6. Referências

1. Sayuri, C., Amaral, T., Oreonnilda De Souza, Leiraud, de Souza, H., Gilson, da Silva, J., Lucas, Trevizan, N. F. (n.d.). Novos caminhos da biotecnologia: as inovações da indústria 4.0 Na saúde humana (Vol. 23).
2. Amadio A, & Serrão J. (2011). A Biomecânica em Educação Física e Esporte. Rev. Bras. Educ. Fís. Esporte, São Paulo, vol 25, (N. esp.), 15–24.
3. REGINATO, V. F. et al. Characterization of residual stresses in veneering ceramics for prostheses with zirconia framework. Brazilian Dental Journal, v. 29, n. 4, p. 347–353, 2018.
4. Trajano Sardenberg. (1999). A ética da pesquisa em seres humanos e a publicação de artigos científicos.
5. Silva, J. F. da, & da Silva, F. L. (2020). Impacto das tecnologias digitais da indústria 4.0 na área de saúde e segurança do trabalho: uma análise através da revisão sistemática da literatura. Tecno-Lógica, 24, 228–238
6. Al Qahtani, W. M. S., & El-Anwar, M. I. (2018). Advanced computational methods in Bio-Mechanics. Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences, 6(4), 742–746.
7. Miller, K., & Nielsen, P. M. F. (n.d.). Computational Biomechanics for Medicine.
8. Wittek, A., Grosland, N. M., Joldes, G. R., Magnotta, V., & Miller, K. (2016). From Finite Element Meshes to Clouds of Points: A Review of Methods for Generation of Computational Biomechanics Models for Patient-Specific Applications. Annals of Biomedical Engineering, 44(1), 3–15.
9. Kemmoku, D. T. et al. (2009) “Use of BioCAD in the development of a growth compliant prosthetic device for cranioplasty of growing patients”. In: Innovative Developments in Design and Manufacturing. CRC Press. p. 145-148.
10. Rhinoceros 3D. rhinoceros3D, 2019. What are NURBS?. Disponível em: <https://www.rhino3d.com/nurbs>. Acesso em: 24/07/2019.
11. Pisani, M. X., Gabriella, A., Presotto, C., Ferraz Mesquita, M., Adelino, V., Barão, R., Kemmoku, D. T., Antoninha, A., & Cury, D. B. (2018). Biomechanical behavior of 2-implante and single-implanteretained mandibular overdentures with conventional or mini implants.
12. Patil, P. G., Lin Seow, L., Uddanwadikar, R., & Ukey, P. D. (2021). Biomechanical behavior of mandibular overdenture retained by two standard implants or 2 mini implants: A 3-dimensional finite element analysis.
13. HyperWorks Help 2017, Release 2017.1.0, Altair Engineering, Inc. Hypermesh, User 's Guide, Hypermesh Panels, Joint Panel.

