

Modelagem computacional aplicada a biofabricação e a bioengenharia

Gabriel D.D. Severino¹, Pedro Y. Noritomi¹

`gabriel.severino@cti.gov.br; pedro.noritomi@cti.gov.br`

**¹Divisão de Acompanhamento e Apoio a Políticas em Tecnologia Social
– DIPTS
CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP**

Abstract. *Cavities, fractures, among others, are reasons that lead to the restoration of incisor teeth. This paper's goal is to analyze the difference between the material of the set post and core used to restore central superior incisor tooth. The analysis was performed using the software Rhinoceros® (for modeling) and HyperMesh® (for simulation), applying a set of forces (lingual-directed and mesiodistal). The results obtained showed that the performance of glass fiber post was better than the other analyzed.*

Resumo. *Cáries, fraturas, entre outros, são motivos que levam à restauração de dentes incisivos. Este trabalho objetiva analisar a diferença entre os materiais utilizados no conjunto pino + núcleo para restauro de dente incisivo central superior. As análises foram realizadas utilizando os softwares Rhinoceros® (para modelagem) e HyperMesh® (para simulação), aplicando um conjunto de forças (vestíbulo-lingual e méso-distal). Os resultados encontrados demonstram que o desempenho do pino em fibra de vidro foi superior ao outro analisado.*

1. Introdução

O dente incisivo central superior, localizado na região frontal do arco superior da boca (Figura 1) é um dente visto como essencial para a estética dos seres humanos e de extrema importância para a emissão de sons línguo e lábio-dentais. Além disso, possui importância no corte de alimentos e por isso apresenta um formato de cunha ou chave de fenda. Muitas vezes ele pode ser confundido com um dente incisivo lateral superior por conta de apresentarem características muito semelhantes, sendo assim, a Tabela 1 apresentada abaixo explicita as diferenças entre os dois a fim de compreender melhor as características anatômicas do dente incisivo central superior. Vale ressaltar que essas características podem variar de pessoa para pessoa, logo, se um dente a ser analisado apresentar apenas uma diferença do apresentado na tabela, não necessariamente ele não será um incisivo central superior (MADEIRA, 2007).

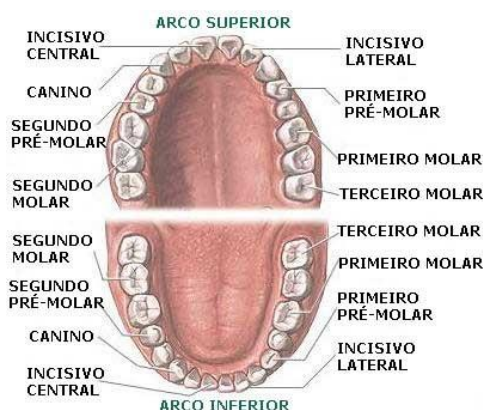


Figura 1: Localização dos dentes na boca (Fonte: <https://gengiva.com/artigos/5-tipos-de-dentes-e-suas-funcoes>).

Tabela 1: Comparativo da anatomia dos incisivos central e lateral superiores.

Anatomia	Incisivo Central Superior	Incisivo Lateral Superior
Coroa	Maior; comprimentos coronários e radicular proporcionais	Menor; comprimentos coronários e radiculares desproporcionais
Contorno da face vestibular	Trapezoidal (dimensão vertical levemente maior que a horizontal); por ser mais larga, a coroa tem menor convexidade no sentido méso distal	Trapezoidal alongado (dimensão vertical acentuadamente maior que a horizontal); por ser mais estreita, a coroa tem maior convexidade no sentido médio-distal
Ângulo disto-incisal	Apenas um pouco obtuso e arredondado (isto faz com que as faces sejam quase do mesmo comprimento)	Muito obtuso e arredondado (isto faz com que a face mesial seja mais longa que a distal e a borda incisal fique inclinada para a distal)
Face lingual	Cíngulo largo, cristais marginais menos salientes e fossa lingual rasa; forame cego ausente	Cíngulo estreito, cristais marginais mais salientes e fossa lingual mais profunda; forame cego frequentemente presente
Dimensão vestibulo-lingual no terço cervical	Maior	Menor
Forma e direção da raiz	Cônica e relativamente curta (corresponde a uma vez e um quarto o comprimento da coroa); geralmente reta	Achatada no sentido méso-distal e relativamente longa (corresponde a uma vez e meia o comprimento da coroa); geralmente curva

A restauração é realizada principalmente em dentes afetados por cárie, múltiplas restaurações ou fraturas, além dos casos em que as pessoas a realizam visando melhorias estéticas. Outro fator que pode afetar as propriedades do dente é a perda de líquido dentinário, necessitando assim da restauração (ALQERBAN *et al.*, 2019; RATNAKAR *et al.*, 2014).

Os métodos utilizados para realizar a restauração variam muito de acordo com a condição do dente, a qual pode ser com mais do que 50% de estrutura do dente remanescente, igual a 50% ou menos que 50%. Na Tabela 2 abaixo são apresentadas as porcentagens de qual método é utilizado dentre uma amostra de 110 dentistas que realizam restauração (RATNAKAR *et al.*, 2014).

Tabela 2: Porcentagens de métodos de restauração escolhidos para 3 condições do dente

Método de Restauração	Condição do Dente		
	>50%	=50%	<50%
Resina composta colorida	51,82	7,28	0
Coroa colorida	30	44,55	0
Pino pré-fabricado e coroa colorida	13,64	24,5	2,73
Pino pré-fabricado e núcleo	2,73	16,37	16,37
Pino e núcleo em peça única	1,82	7,28	80,91

Sendo assim, o projeto realizado se baseou no estudo do comportamento de um dente incisivo central superior restaurado, sujeito a um conjunto de forças (vestíbulo-lingual e médio-distal). Os resultados foram obtidos para se comparar a variação dos materiais do conjunto pino + núcleo (de resina e fibra de vidro, ou, sendo uma única peça metálica fundida) utilizados na restauração, garantindo dessa forma, analisar apenas uma das quatro características que estão relacionadas a suscetibilidade à fratura (as outras três são: comprimento, diâmetro e forma do pino) (TURKER; ALKUMRU; AKALIN, 2016).

2. Metodologia

Para a realização do estudo dos dois casos citados foi necessário realizar a modelagem do dente incisivo central superior em CAD 3D, para que posteriormente esta geometria fosse exportada para o *software* de simulação. Isto se deveu ao fato de o grau de complexidade da medição das tensões resultantes ser muito alto, sendo preferível realizar a análise por meio do método de elementos finitos (BOUTON *et al.*, 2017; CHUANG *et al.*, 2010).

Para o CAD 3D utilizou-se o Rhinoceros® por se tratar de um *software* não paramétrico, o que facilita a modelagem de sistemas anatômicos, como o dente em questão, uma vez que sua modelagem tridimensional é baseada na tecnologia NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*). A partir dessa tecnologia é possível criar geometrias e superfícies complexas através do controle das regiões de pontos por meio de *gumble*, alterando a posição de um ou mais pontos e consequentemente deformando a geometria/superfície em questão. Já para a simulação estrutural utilizou-se o HyperMesh® por conta de ele conter muitas ferramentas para edição e refino de malha

de elementos finitos, proporcionando assim uma simulação com resultados bem precisos.

Inicialmente extraiu-se o modelo base do dente a partir de um modelo já existente na base de dados do NT3D (Figura 2).

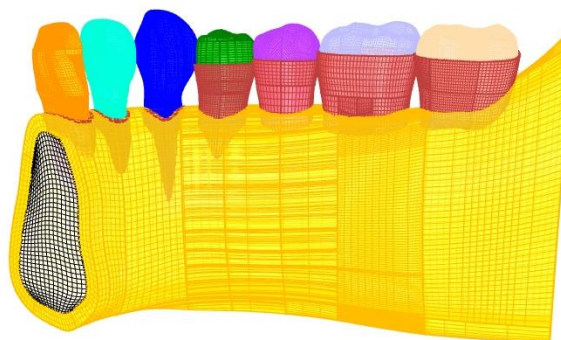


Figura 2: Modelo padrão da maxila com incisivo em destaque laranja.

De posse do modelo base, foi feita a modelagem do conjunto a ser simulado, de acordo com a geometria pré-estabelecida dos casos (Figura 3a, 3b e 3c), que contou com os seguintes componentes: ossos trabecular e cortical, ligamento periodontal, raiz, coroa, bráquete, núcleo e pino. Vale ressaltar que o comprimento do pino utilizado foi igual a metade da altura radicular, uma vez que comprovou-se que não há diferenças significativas comparado a um ou dois terços da altura (CHUANG *et al.*, 2010; FRANCO *et al.*, 2014).

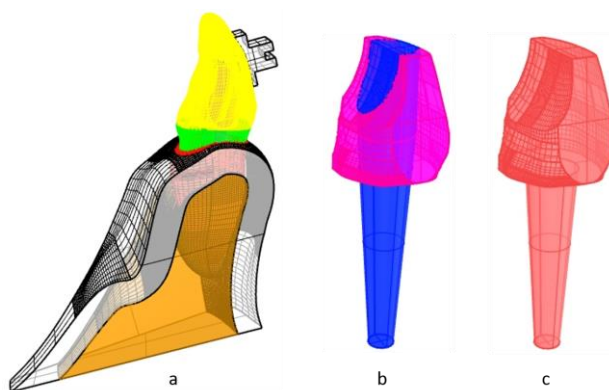


Figura 3: a) Modelo do conjunto finalizado; b) Conjunto núcleo + pino; c) Núcleo metálico fundido.

Com o modelo finalizado, foi realizada a exportação dele para o *software* HyperMesh®. Importada a geometria, iniciou-se a etapa de criação da malha 2D dos componentes separadamente (vale ressaltar que nas faces que haveria contato entre os diferentes componentes a malha gerada era exatamente igual, tal fato foi possível por meio do comando “*imprint*”). A partir das malhas 2D realizou-se a construção das malhas 3D (Figura 4), para que então pudesse ser feita a definição de propriedades e materiais de cada componente do conjunto. As propriedades informadas de cada componente foram o Módulo de Young (E) e coeficiente de Poisson (ν). Com relação a elas vale destacar que a fibra de vidro possuía característica ortotrópica, ou seja, suas

propriedades são diferentes em direções perpendiculares entre si, como pode ser observado na Tabela 3 abaixo.

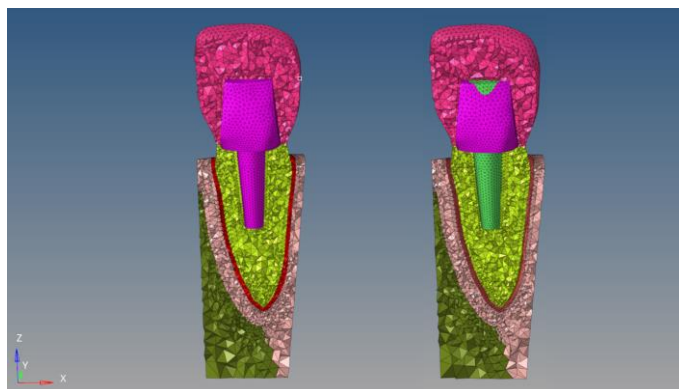


Figura 4: Malhas 3D para os casos analisados (conjunto metálico à esquerda).

Tabela 3: Propriedades dos materiais dos componentes do conjunto.

Componente	Material	Módulo de Young (E) [GPa]		Coeficiente de Poisson (ν)
		Caso 1	Caso 2	
Osso Trabecular	Trabecular	1,37	1,37	0,3
Osso Cortical	Cortical	13,7	13,7	0,3
Ligamento Periodontal	Ligamento	6,89E-5	6,89E-5	0,45
Raiz	Dentina	18,6	18,6	0,31
Coroa	Zircônia	205	205	0,3
Bráquete	Bráquete	210	210	0,3
Núcleo	Resina Composta	12	-	0,33
Núcleo + Pino Metálico	Núcleo Fundido	-	200	0,33
Pino	Fibra de Vidro	Ex=37 Ey=9,5 Ez=9,5	-	Vxy=0,27 Vxz=0,34 Vyz=0,27

Realizada a definição das propriedades e materiais, passou-se para a criação das condições de contorno da análise, para isso foi necessária a criação de contatos, evidenciando se os componentes tinham contato do tipo *Freeze*, *Slide* ou *Stick* (para o caso abordado, todos os contatos foram considerados do tipo *freeze*). Posteriormente foram criados os *Load Collectors* para definição de onde haveria o engastamento (na Figura 5, os pontos verdes destacados evidenciam os nós que foram engastados) e como seriam as direções e sentidos das forças vestibulo-lingual e méso-distal com intensidades de 0,1 kgf e 0,05 kgf, aplicadas diretamente no bráquete, como apresentado na Figura 6.

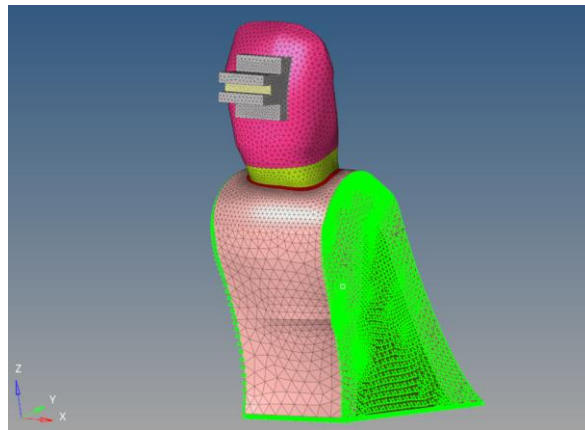


Figura 5: Condição de contorno de engastamento aplicada ao modelo.

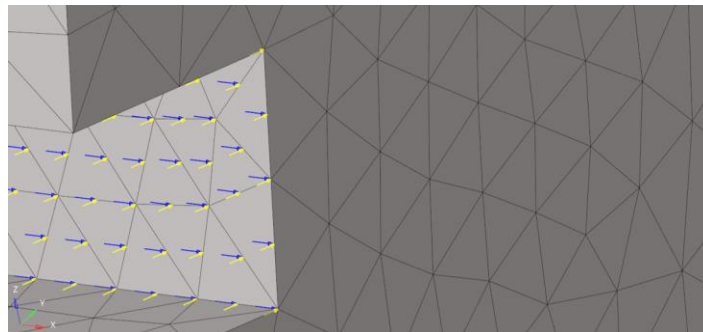


Figura 6: Forças aplicadas no bráquete.

Por fim, foi possível rodar a simulação e comparar os resultados obtidos para os dois casos analisados.

3. Resultados

A análise dos resultados foi realizada comparando os valores de deslocamento e tensões de Von Mises de cada caso obtidos. Foi possível notar que o deslocamento não variou com a mudança do pino (Figura 7), o que indica que este componente e suas propriedades não influenciam diretamente no deslocamento do dente.

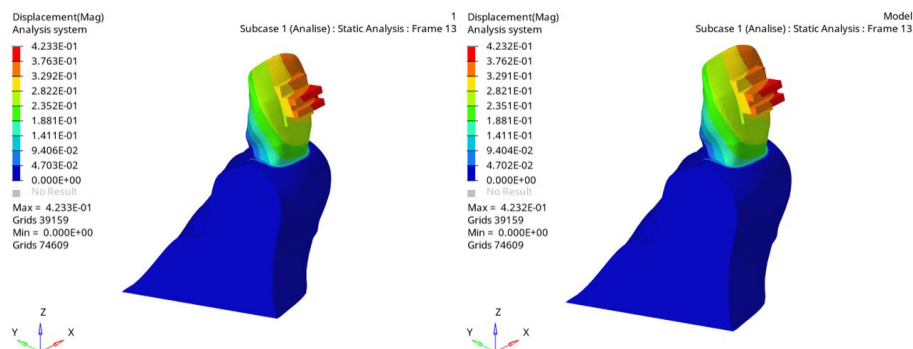


Figura 7: Resultado para deslocamento do conjunto (conjunto metálico à direita).

Com relação aos valores de tensões obtidos foi possível observar variação para cada caso. Para o caso do conjunto pino + núcleo em fibra de vidro nota-se que as tensões atuantes são menores e estão distribuídas de forma mais homogênea quando comparado ao caso do conjunto fundido metálico (Figura 8a-d). Tais resultados eram esperados, uma vez que pinos em fibra de vidro apresentam menor Módulo de Young (absorvendo mais a tensão), característica ortotrópica e uma melhor distribuição de tensão do que pinos metálicos, tendo menor tendência a fraturar (A. ALHARBI *et al.*, 2014; FERRO *et al.*, 2016; ROMEED; DUNNE, 2013; SANTOS-FILHO *et al.*, 2014).

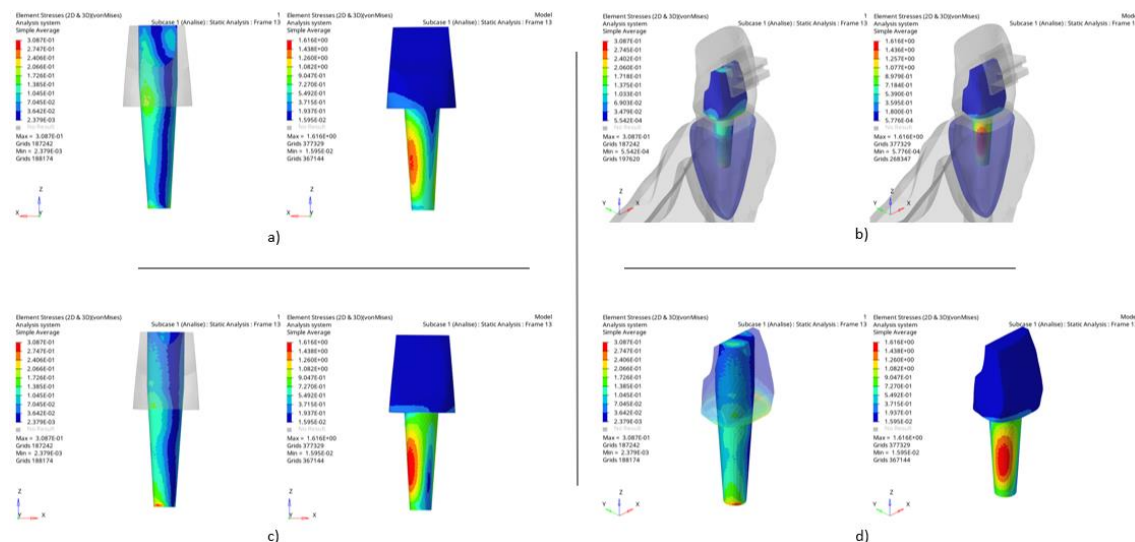


Figura 8: Distribuição de tensões (conjunto metálico à direita). a) Vista traseira; b) Vista isométrica do conjunto inteiro; c) Vista frontal; d) Vista isométrica do conjunto pino + núcleo.

4. Conclusão

Apesar de o projeto não ter sido finalizado, conclui-se que foi possível checar a diferença entre os dois tipos de restauração analisados, sendo que o pino de fibra de vidro apresentou melhores resultados. Agora espera-se realizar, em conjunto com o apoiado, uma análise final dos resultados obtidos.

5. Referências

- A. ALHARBI, F.; NATHANSON, D.; MORGANO, S. M.; BABA, N. Z. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dental Traumatology*, vol. 30, no. 4, p. 317–325, 2014.
- ALQERBAN, A.; ALMANEA, A.; ALKANHAL, A.; ALJARBOU, F.; ALMASSEN, M.; FIEUWS, S.; WILLEMS, G. Impact of orthodontic treatment on the integrity of endodontically treated teeth. *European Journal of Orthodontics*, vol. 41, no. 3, p. 238–243, 2019.
- BOUTON, A.; SIMON, Y.; GOUSSARD, F.; TERESI, L.; SANSALONE, V. New finite element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. *International Orthodontics*, vol. 15, no. 2, p. 165–179, 2017.

- CHUANG, S. F.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J. B.; CHANG, C. H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 104, no. 6, p. 379–388, 2010.
- FERRO, M. C. de L.; COLUCCI, V.; MARQUES, A. G.; RIBEIRO, R. F.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; GOMES, É. A. Fracture strength of weakened anterior teeth associated to different reconstructive techniques. *Brazilian Dental Journal*, vol. 27, no. 5, p. 556–561, 2016.
- FRANCO, É. B.; LINS DO VALLE, A.; POMPEIA FRAGA DE ALMEIDA, A. L.; RUBO, J. H.; PEREIRA, J. R. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 111, no. 1, p. 30–34, 2014.
- MADEIRA, M. C. *Anatomia do dente*. , p. 148, 2007.
- RATNAKAR, P.; BHOSGI, R.; METTA, K. K.; AGGARWAL, K.; VINUTA, S.; SINGH, N. Survey on restoration of endodontically treated anterior teeth: a questionnaire based study. *Journal of international oral health : JIOH*, vol. 6, no. 6, p. 41–5, 2014.
- ROMEED, S. A.; DUNNE, S. M. Stress analysis of different post-luting systems: A three-dimensional finite element analysis. *Australian Dental Journal*, vol. 58, no. 1, p. 82–88, 2013.
- SANTOS-FILHO, P. C. F.; VERÍSSIMO, C.; SOARES, P. V.; SALTARELO, R. C.; SOARES, C. J.; MARCONDES MARTINS, L. R. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics*, vol. 40, no. 1, p. 119–123, 2014.
- TURKER, S. B.; ALKUMRU, H. N.; AKALIN, B. Fracture resistance of endodontically treated canines restored with different sizes of fiber post and all-ceramic crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 8, no. 2, p. 158–166, 2016.