

## AVALIAÇÃO DAS TENSÕES GERADAS NO OSSO PERI-IMPLANTAR DEVIDO À APLICAÇÃO DE FORÇAS EM IMPLANTES COM DIFERENTES GEOMETRIAS. ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE ELEMENTOS FINITOS.

SABRINA TELLES LOVATTO<sup>1</sup>; MATEUS BERTOLINI FERNANDES DOS SANTOS<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Pelotas (UFPel) – sabrinalovatto@yahoo.com.br

<sup>2</sup>Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – mateusbertolini@yahoo.com.br

### 1. INTRODUÇÃO

O tratamento com implantes dentários osseointegrados, nas últimas décadas, se tornou uma opção confiável para reposição de dentes perdidos (ARNHART et al., 2012), seu sucesso ocorre devido a vários fatores, mas é obtido devido ao fenômeno de osseointegração, que é definido na literatura pela formação de ligação estrutural e funcional direta entre o implante e o tecido ósseo (CHANG et al. 2012).

Falhas na osseointegração podem ocorrer quando um implante é submetido a micro movimentações ou sobrecarga oclusal, levando à luxação do mesmo ou reabsorção óssea peri-implantar. A literatura sugere que micro movimentações de até 150 µm podem ser suportadas pelo tecido ósseo peri-implantar (BRUNSKI, 1999; SZMUKLER-MONCLER et al., 1998), se ultrapassado ocorre formação de áreas micro hemorrágicas que induzirão a formação de tecido fibroso na interface implante/osso e consequentemente encapsulamento do implante, levando ao fracasso (ADELL et al. 1981; ALBREKTSSON et al., 1991).

Além disso, esforços funcionais provocam tensões no tecido ósseo peri-implantar, e a maneira como estas tensões se dissipam é influenciada pela geometria do implante e de suas espiras (KAROUSSIS et al., 2004). Diferentes geometrias têm sido desenvolvidas e propostas por diferentes fabricantes de modo a possibilitar melhor estabilidade primária dos implantes no ato da instalação e que ao mesmo tempo não influencie negativamente a dissipação dos esforços mastigatórios no osso peri-implantar.

Desta maneira, este trabalho propõe avaliar as tensões geradas no tecido ósseo peri-implantar quando esforços funcionais ocorrem em implantes com diferentes geometrias de diferentes marcas comerciais por meio de análise tridimensional de elementos finitos.

### 2. METODOLOGIA

#### 2.1 Modelos geométricos

Imagens de tomografia computadorizadas foram utilizadas para a criação dos modelos tridimensionais referentes ao osso cortical e osso medular de uma mandíbula desdentada, utilizando software de processamento de imagens médicas (Mimics Research 17.0, Materialise, Belgium) e exportados no formato \*.STL para um software de modelagem 3D (Solidworks 2013, SolidWorks Corp., Concord, Massachusetts, EUA). A mandíbula selecionada foi seccionada na região posterior para utilização no presente estudo.

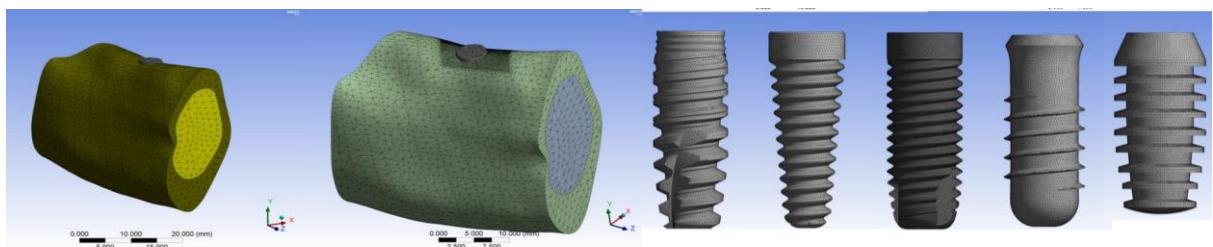
Todos os implantes utilizados foram modelados em software 3D (Solidworks 2013) baseado nas especificações de cada fabricante, tendo em comum apenas o comprimento (11 mm) e o diâmetro da plataforma (4,1mm). Cinco modelos comerciais de implantes foram selecionados para este estudo, cada um apresentando uma característica específica, sendo eles: NobelActive® de geometria

levemente cônicas, Nobel Replace Select® Tapered cônicos, Nobel Replace Select® Straight de geometria cilíndrica, Straumann Standard Titanium SLA® cilíndrico e Bicon® de geometria levemente ovalada.

Após a modelagem dos componentes, os implantes foram posicionados de maneira semelhante na mandíbula e, através de operações booleanas de subtração, os espaços necessários para os implantes foram criados.

### 2.2 Modelos de elementos finitos

Após serem confeccionadas no software de modelagem 3-D, as geometrias referentes à mandíbula e implantes foram exportadas no formato IGES (\*.igs) e, posteriormente, importadas para o ambiente de CAE (*Computer Aided Engineering*) do ANSYS Workbench 16 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA), realizando a importação da geometria com arquivos IGES e confecção da malha de elementos finitos (Figura 1).

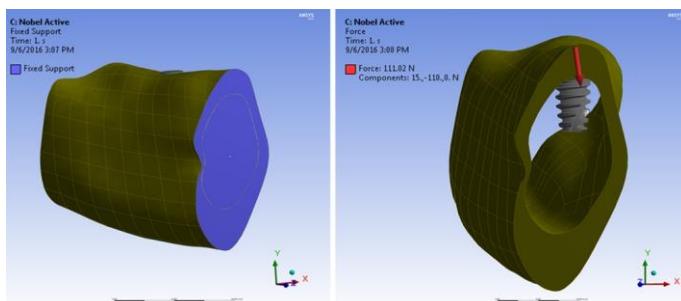


**Figura 1 – Modelos refinados com malha de elementos tetraédricos.**

Foi feita a verificação da consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo de estudo com aquelas utilizadas no sistema métrico internacional, todos os materiais foram considerados elasticamente lineares, homogêneos e isotrópicos. Foi definido os contatos de como os componentes do modelo interagem entre si e foram inseridos no software. Todos os contatos utilizados nesta simulação foram do tipo colado (*bonded*), de modo a simular a osseointegração do implante ao tecido ósseo. Nessas condições, o modelo pode ser considerado confiável, ou seja, considerado relevante no ponto de vista da Engenharia em relação aos aspectos clínicos pretendidos.

### 2.3 Análise de elementos finitos

As análises foram realizadas por meio do software de simulação mecânica ANSYS Workbench 16. Nessa ferramenta é possível realizar análises estáticas, lineares e não lineares com aplicação em bioengenharia. Para configuração das análises a região desbastada da mandíbula foi considerada como ponto de suporte fixo e foi realizada aplicação de força de 110N no sentido vertical e 15N no sentido horizontal, direcionado para lingual (Figura 2), de modo a simular uma carga oblíqua (BACCHI et al., 2013).



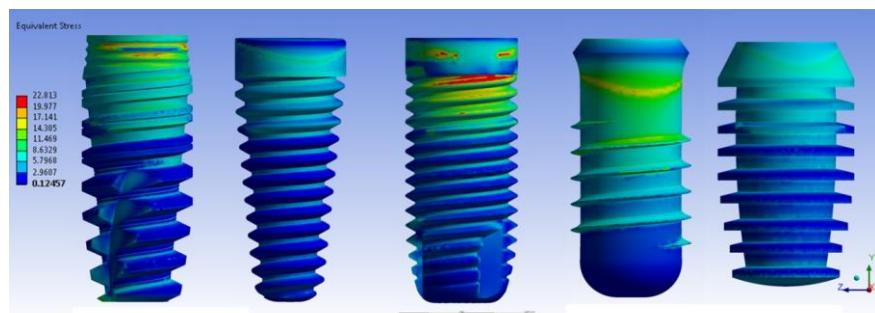
**Figura 2 – Simulação mecânica.** (A) Ressecção mandibular considerada como suporte fixo; (B) Aplicação de força no sentido vertical sobre o implante Nobel Active®.

#### 2.4 Análise de resultados obtidos

A análise dos resultados foi feita de duas maneiras: 1- análise qualitativa por meio de figuras e gradientes de cores de acordo com a concentração de tensões em cada região; e 2- análise quantitativa por meio da leitura numérica das tensões em determinados nós da malha do modelo, por meio do software. Todas as análises foram realizadas considerando a tensão de von Mises e deformação dos modelos.

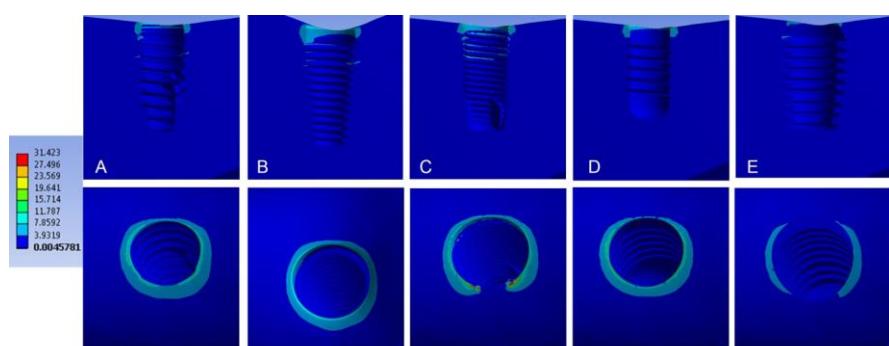
### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Considerando o critério de von Mises, a distribuição de tensão foi semelhante em todas as análises, exceto para os implantes Nobel Active e Replace Straight que apresentaram maior concentração de tensão na região do pescoço do implante e primeiras roscas (Figura 3). A geometria que sofreu maior tensão foi o implante Nobel Replace Straight. Na análise quantitativa, por meio da leitura numérica das tensões no modelo, observou-se que o implante Bicon apresentou menor tensão (10.94) que os demais modelos (Straumann Standard: 20.11; Replace Straight: 39.39; Replace Tapered: 20.25; Nobel Active: 23.36).



**Figura 3 – Tensão Von Mises para implantes nas diferentes geometrias avaliadas**

Em relação ao tecido ósseo, os menores e maiores valores de tensão de von Mises ocorreram no tecido ósseo peri-implantar ao redor dos implantes Bicon e Nobel Replace Straight, respectivamente (Figura 4), pode-se observar ainda que apenas o implante Nobel Replace Straight apresentou pico de tensão na região vestibular, nas demais situações o estresse se dissipou por toda a região cervical. Com relação a deformação óssea não foi observada diferença no comportamento biomecânico do osso peri-implantar, onde as variações entre os grupos foram menores que 0.001 mm.



**Figura 4** - Tensão Von Mises (MPa) no osso peri-implantar para as diferentes geometrias avaliadas. Superior: Seção tranversal do osso; Inferior: Vista oclusal da região peri-implantar. **A** - NobelActive®, **B** - Nobel Replace Select® Tapered, **C** - Nobel Replace Select® Straight, **D** - Straumann Standard Titanium SLA®, **E** - Bicon®.

#### 4. CONCLUSÕES

Com base nos resultados pôde-se verificar que o implante da marca Bicon demonstrou ser a geometria que sofre menos estresse durante a função e que levou a uma menor tensão no tecido ósseo peri-implantar em comparação as demais marcas avaliadas demonstrando ser a geometria que pode evitar a ocorrência de reabsorção óssea peri-implantar devida à sobrecarga oclusal.

#### 5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981; 10:387-416.
- Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. **J Clin Periodontol.** 1991; 18:474-81.
- Arnhart, C., A. M. Kielbassa, et al. Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. A 3-year multicentre randomised controlled trial. **Eur J Oral Implantol.** 2012; 5(2):123-136.
- Bacchi, A., R. L. Consani, et al. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. **Acta Odontol Scand** 2013; 71(5):1243-1249.
- Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. **Adv Dent Res.** 1999; 13:99-119.
- Chang PC, Giannobile WV. Functional assessment of dental implant osseointegration. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2012; 32:e147-53.
- Karoussis, I. K., U. Bragger, et al. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. **Clin Oral Implants Res.** 2004; 15(1):8-17.
- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. **J Biomed Mater Res.** 1998; 43:192-203.