



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



FERNANDA LUIZA LANA

**ELABORAÇÃO DE UM MODELO TRIDIMENSIONAL
PERSONALIZADO DE UM PACIENTE REABILITADO COM
PROTOCOLO INFERIOR - ANÁLISE EM ELEMENTOS FINITOS**

UBERLÂNDIA

2018

FERNANDA LUIZA LANA

**ELABORAÇÃO DE UM MODELO TRIDIMENSIONAL
PERSONALIZADO DE UM PACIENTE REABILITADO COM
PROTOCOLO INFERIOR - ANÁLISE EM ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado a Faculdade de Odontologia da UFU, como requisito parcial para obtenção do título de Graduado em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Paulo Cezár Simamoto Júnior

Co-orientador: Me. Ravel Miranda de Souza

UBERLÂNDIA

2018

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho e minha graduação em Odontologia a Deus e aos meus pais Paula Aparecida da Silva Lana e Paulo Roberto Lana.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a Deus pela graduação em Odontologia que se aproxima, aos meus pais e demais familiares por todo amor, apoio e incentivo.

Agradeço ao meu professor orientador Paulo César Simamoto Júnior pela orientação e confiança e em especial ao meu coorientador Ravel Miranda de Souza por toda ajuda, paciência e dedicação a elaboração deste trabalho.

Agradeço a Universidade Federal de Uberlândia pela oportunidade da graduação e aos demais professores pelo conhecimento e contribuição a minha formação profissional.

Agradeço a FAPEMIG pelo financiamento do meu projeto de pesquisa.

Agradeço meus amigos e colegas da turma 78 pelo companheirismo e por todas experiências que passamos juntos.

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

EPÍGRAFE

“Ama-se mais o que se conquista com esforço.”

Benjamin Disraeli

RESUMO

O presente estudo teve o objetivo de elaborar um modelo tridimensional personalizado de um paciente reabilitado com um protocolo mandibular. O modelo foi empregado no método de elementos finitos para avaliar a influência, do ponto de vista biomecânico, das forças da mastigação na remodelação óssea periimplantar. A utilização de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula edêntula permitiu a construção do modelo 3D personalizado e a avaliação da distribuição de tensões. Foram utilizados arquivos de stereolitografia .STL, softwares interativos de processamento de imagens e softwares de Elementos Finitos Marc/Mentat. Os dados foram analisados comparativamente em pontos pré-definidos do modelo.

Palavras chave: implantes, elementos finitos, protocolo

ABSTRACT

The present study had the objective of elaborating a customized three-dimensional model of a patient rehabilitated with a mandibular protocol. The model was used in the finite element method to evaluate the influence, from a biomechanical point of view, of chewing forces on peri-implant bone remodeling. The use of a computerized tomography of an edentulous jaw allowed the construction of the customized 3D model and the evaluation of the stress distribution. We used stereolithography .STL files, interactive image processing software and Marc / Mentat Finite Element software. The data were analyzed comparatively at predefined points in the model.

Key words: implants, finite elements, protocol

SUMÁRIO

Resumo	06
Abstract	07
Introdução	09
Proposição	11
Materiais e Métodos/ Resultados	12
Discussão	18
Conclusão	21
Referências	22

INTRODUÇÃO

Vários estudos têm sido realizados para explicar essas mudanças na altura da crista óssea periimplantar. Alguns autores atribuem a perda óssea à formação de um espaço biológico adjacente ao implante. (BERGLUNDH; LINDHE, 1996; HERMANN *et al.*, 2000) Além disso, muitos autores demonstraram que a micro-desadaptação entre o implante e o componente protético de implantes de dois estágios está associado com contaminação bacteriana, que induz a formação de um infiltrado inflamatório crônico, e, conseqüentemente, a reabsorção do osso marginal. (HERMANN *et al.*, 2000; HERMANN *et al.*, 1997; (HERMANN *et al.*, 2001; KING *et al.*, 2002) Além disso, aspectos biomecânicos da reabsorção óssea marginal também têm sido investigados. (OH *et al.*, 2002; TAWIL, 2008; SCHWARZ *et al.*, 2007; ZECHNER *et al.*, 2004) Duyck *et al.*, em um experimento em tíbia de coelhos, provou que a concentração de tensão/deformação, bem como o deslocamento relativo entre o osso e o implante, causado por um carregamento dinâmico excessivo, são capazes de induzir a perda de osso marginal em torno dos implantes osseointegrados, mesmo sem a presença do biofilme oral. Neste sentido, algumas características do *design* do módulo da crista dos implantes, tais como a presença de roscas, a rugosidade da superfície, o tipo de conexão entre o implante e o componente protético, foram reconhecidos por influenciar a quantidade de remodelação do osso peri-implantar marginal. (DUYCK *et al.*, 2001; SHIN *et al.*, 2006; VAN DE VELDE *et al.*, 2009; KANG *et al.*, 2011; BATELI; ATT; STRUB, 2011)

Buscando minimizar as falhas e, conseqüentes insucessos clínicos a avaliação do comportamento biomecânico de reabilitações totais inferiores utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF) de forma crítica possibilita a simulação computacional da distribuição de tensões prevendo os sítios de concentrações, deformação e resistência à fratura, resultando em maior confiabilidade dos resultados. Esta análise tem sido cada vez mais utilizada para analisar comportamentos biomecânicos de materiais odontológicos e estruturas biológicas, a qual proporciona dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos experimentais.

A análise em elementos finitos (AEF) na presente proposta de pesquisa foi individualizada pois foi realizada baseada em uma tomografia computadorizada. (JAECQUES *et al.*, 2004) Um modelo em elementos finitos detalhado e caso-específico, que incorpore a geometria do osso, a posição do implante em relação à geometria do osso e a qualidade óssea periimplantar, pode permitir a investigação das possíveis explicações para a resposta óssea observada em uma determinada situação clínica. Esta informação pode ser aplicada na otimização dos *designs* dos implantes em função dos parâmetros biomecânicos benéficos para o osso periimplantar. Desta forma, especialmente considerando as recentes mudanças nos protocolos clínicos de uso dos implantes osseointegrados, AEF associadas aos ensaios clínicos podem contribuir para indicações mais precisas, diminuindo os riscos de falhas dos implantes.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Elaboração de um modelo tridimensional de uma mandíbula reabilitada com uma prótese do tipo protocolo para avaliar a influência, do ponto de vista biomecânico, das forças da mastigação na remodelação óssea peri-implantar, a partir de uma tomografia computadorizada da mandíbula totalmente edêntula.

MATERIAIS E MÉTODOS / RESULTADOS

Os materiais e métodos e os resultados foram colocados juntos pois a pesquisa teve o objetivo principal de elaboração de um modelo em elementos finitos. Assim por ser um estudo de desenvolvimento os resultados se tratam da própria execução dos materiais e métodos.

No presente estudo, as imagens da tomografia computadorizada (TC) de uma mandíbula totalmente edêntula (figura 1) foram tiradas por um scanner TC helicoidal BrightSpeed Elite Select Multislice 16 Slice® (GE Healthcare, NYSE: GE,UK), com uma inclinação do pórtico de 0 °, sob 120 kV de tensão de aceleração e corrente 200mA. Os dados projetados foram exportados usando os arquivos no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Os dados tinham um tamanho de voxel de 0,35 x 0,35 x 0,625 milímetros e consistiu de cortes contínuos em relação ao eixo Z.

Figura 1- Tomografia computadorizada

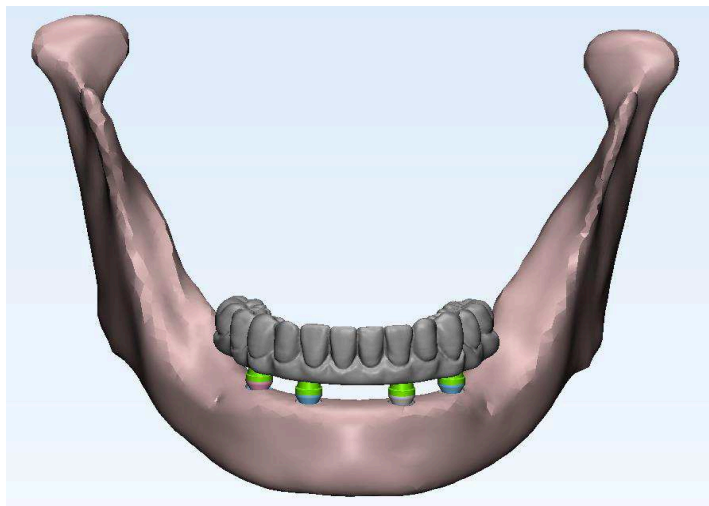


Fonte: Sousa (2015)

A segmentação óssea e a reconstrução da geometria da mandíbula foram realizadas através dos tons de cinza da tomografia dentro de um programa de processamento de imagens (Mimics®, Materialise, Haasrode, BE). Os modelos sólidos CAD (Computer Aided Design) tridimensionais (3D) de implantes cônicos de 13 mm de comprimento, plataforma de 4,5 mm de diâmetro, pilares e parafusos dos

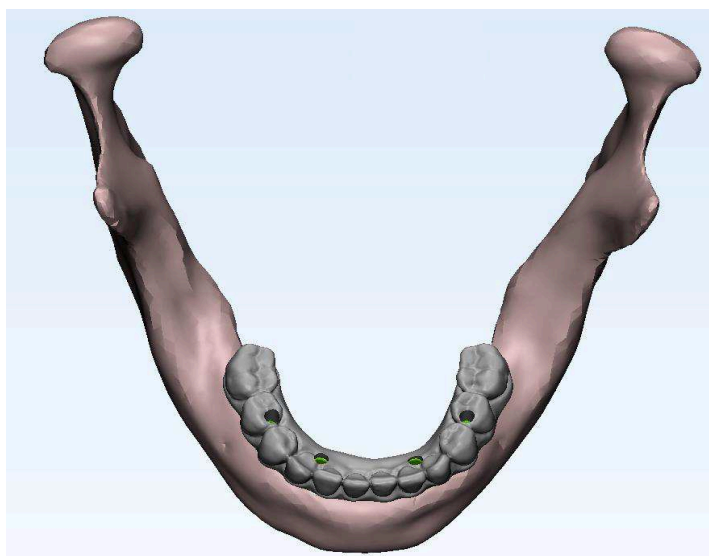
pilares foram obtidos por engenharia reversa para se assemelhar aos implantes disponíveis comercialmente \varnothing 4,5 x 13 mm SIN® (SIN Sistema de Implante, São Paulo, BR), com conexão hexágono externo. Os implantes foram importados no programa Mimics® (Materialise®, Haasrode, BE) e posicionados dentro do osso mandibular entre os forames mentonianos, com a plataforma do implante no nível ósseo. Primeiramente, dois implantes foram posicionados a 4 mm de distância do forame mentoniano em ambos os lados e dois na região dos caninos obtendo a configuração de 4 implantes (figuras 2 e 3).

Figura 2 – Modelo de mandíbula elaborado com a prótese instalada sobre 4 implantes



Fonte: O autor (2018)

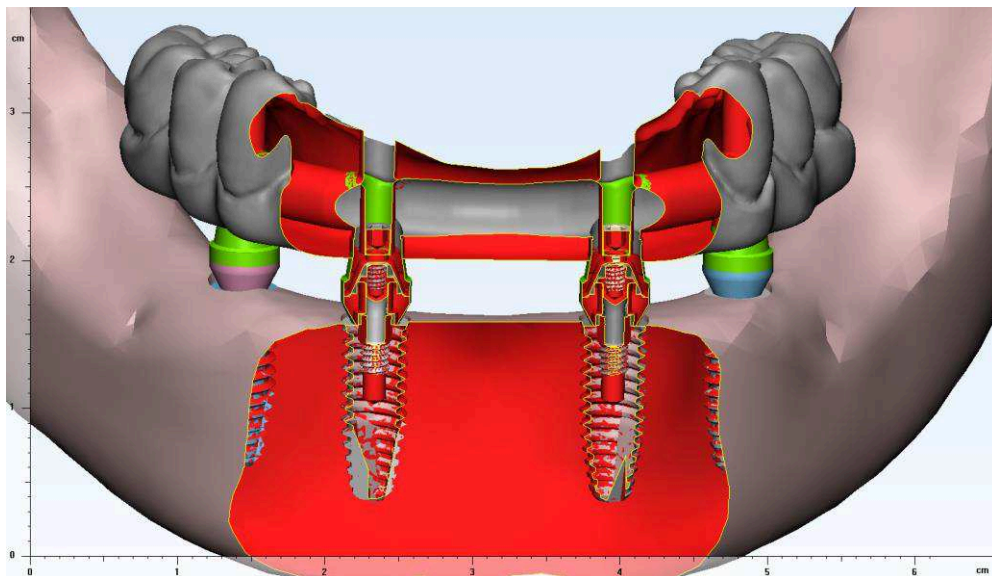
Figura 3 – imagem com vista superior do modelo elaborado



Fonte: O autor (2018)

Os modelos dos pilares e dos parafusos dos pilares foram subsequentemente alinhados com os implantes de acordo com as instruções do fabricante. A infraestrutura (isto é, a barra) foi desenhada como um sólido geométrico, com diâmetro de 4mm em uma configuração de ferradura seguindo a forma da mandíbula. Sobre essa barra foi feita uma montagem de dentes de estoque simulando uma prótese do tipo protocolo mandibular. Através do escaneamento (Scanner S600 ARTI®, Zirkozahn, IT) da barra e posteriormente da prótese protocolo, foi possível obter os arquivos em formato .stl dessas estruturas. O comprimento dos cantilevers foi de 13 mm em ambos os lados. Os componentes dos pilares foram alinhados posteriormente sobre os pilares e colados na barra e na prótese por meio da ferramenta de adição *Boolean*. Finalmente, os parafusos de retenção da prótese foram posicionados nos parafusos dos pilares (figura 4).

Figura 4 – Modelo com segmentação mostrando detalhes do posicionamento dos implantes



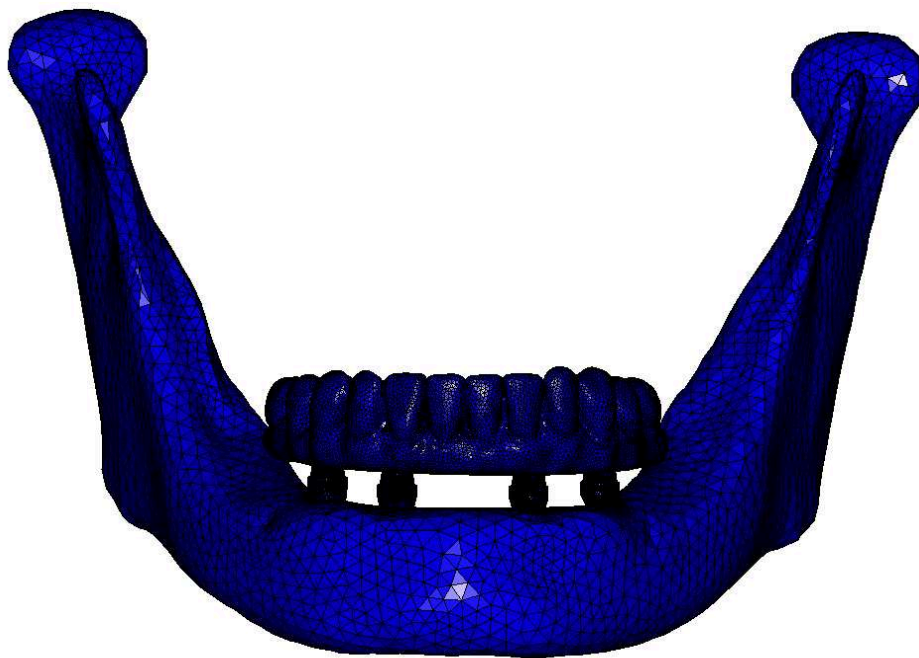
Fonte: Sousa (2018)

Não foram feitas simplificações em relação à macrogeometria do sistema de implante (ou seja, verdadeiras roscas em espiral e geometrias internas dos pilares). Os menores elementos construídos nas malhas tetraédricas eram cerca de 50 μm de tamanho. Diferentes graus de refino da malha foram utilizados para reconhecimento dos detalhes dos designs (por exemplo, nas roscas). Além disso, a malha do osso foi refinada na interface osso-implante. Todos os pilares utilizados tinham 2 mm de altura com relação à plataforma do implante. Os orifícios de

inserção dos implantes no modelo sólido da mandíbula foram obtidos por meio da ferramenta de subtração *Boolean*, entre o osso e os modelos sólidos dos implantes. Efeitos de segunda ordem decorrentes do aperto do pilar e da pré-carga no parafuso do pilar ou no parafuso de fixação da barra não foram considerados no presente estudo.

Os modelos do osso, implantes, pilares, parafusos dos pilares, barra, prótese e parafusos de retenção da prótese foram malhados separadamente no programa MSC.Patran® 2010r2 (MSC.Software, Gouda, NL). Sempre que necessário, os ajustes nas malhas dos modelos foram feitas no programa 3Matic® (Materializa, Haasrode, BE).

Figura 5 – Modelo malhado



Fonte: O autor (2018)

Durante a construção da malha do modelo sólido do osso, o volume total que está contido dentro da superfície externa do osso foi malhado. Isto significa que a malha é constituída por elementos tetraédricos localizados no osso cortical ou trabecular. Para diferenciar os dois tecidos, as diferentes propriedades elásticas foram atribuídas, com base nos valores dos tons de cinza das imagens da TC (figura 5). (JAECQUES *et al.*, 2004; PESSOA; JAECQUES, 2011)

Os valores do módulo de Young's e o coeficiente de Poisson para os materiais utilizados no presente estudo foram adotados de acordo com uma literatura relevante (PESSOA; JAECQUES, 2011; ANUSAVICE; COSCONE, 2003; BELLINI *et al.*, 2009) e estão resumidos na tabela 1.

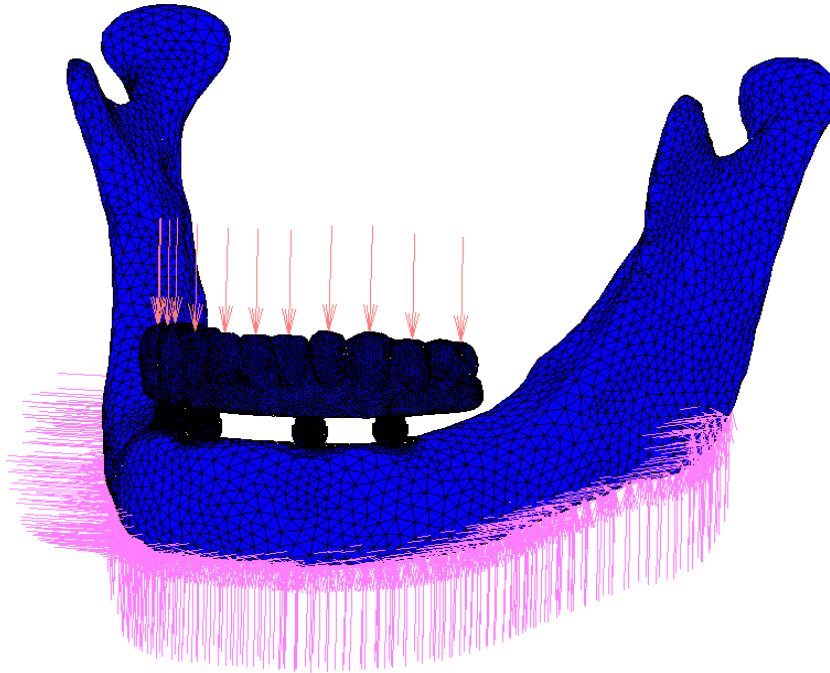
Tabela 1: Propriedades mecânicas do osso, implante e propriedades protéticas.

Propriedades	Materiais				
	Titânio	Osso Cortical	Osso Trabecular	Resina Acrílica	Cobalto-Cromo
Módulo de Young (E) – [MPa]	110000	13700	1370	3520	218.000
Coeficiente de Poisson (ν)- [-]	0.33	0.30	0.30	0.440	0.33

Para simular o contato entre os componentes pilar-implante, elementos em contato friccional não-lineares (interface friccional Coulomb) foram utilizados. Entre as regiões de contato do implante, do pilar, parafuso do pilar, da barra, da prótese e parafuso de retenção da prótese foi assumido um coeficiente de atrito de 0,5. (PESSOA *et al.*, 2009; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; STEINEMANN *et al.*, 1993). A configuração de contato friccional permite deslocamentos menores entre todos os componentes do modelo sem interpenetração. Sob estas condições, as zonas de contato transfere pressão e forças tangenciais (isto é, de fricção), mas não tensão. Para simular a prótese acrilizada, foi considerado a barra e a prótese coladas. Para simular a osseointegração, a interface osso-implante foi assumida como um contato colado. Nesta configuração, não há movimentação relativa que possa ocorrer na interface osso-implante. As condições de interface continuam as mesmas, independentemente do modelo AEF.

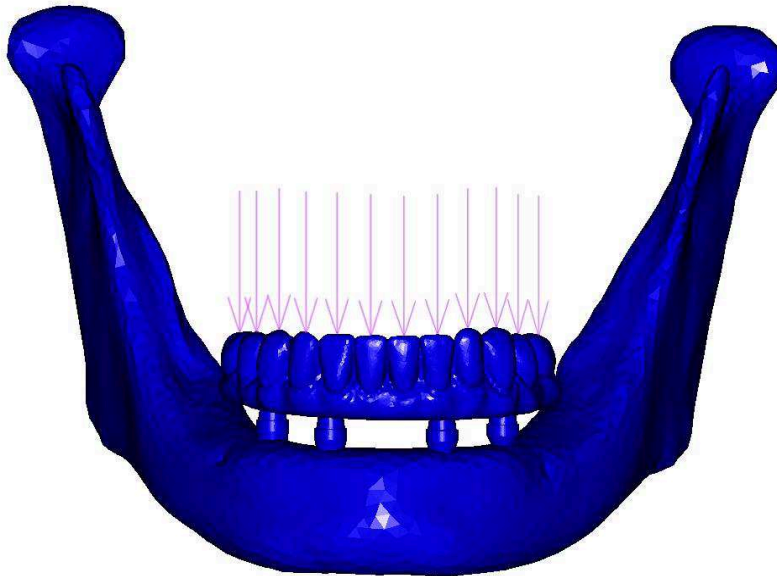
O modelo foi totalmente fixado em todas as direções dos nós na borda inferior da mandíbula (figura 6). Para simular uma situação de carregamento, um total de 360N de carga foi aplicada simetricamente em 12 pontos ao longo de toda a prótese, isto é, uma carga de 30N sobre cada dente da prótese (figura 7).

Figura 6- Modelo fixado em todas as direções dos nós na borda inferior da mandíbula



Fonte: O autor (2018)

Figura 7 – Modelo com setas mostrando os 12 pontos de aplicação de força



Fonte: O autor (2018)

As análises e o pós-processamento serão realizadas para o modelo, por meio do programa MSC.MARC® / Mentat® 2010r3 (MSC.Software, Gouda, NL) em trabalhos futuros.

DISCUSSÃO

A construção de modelos analíticos precisos de implantes dentais envolve a modelagem de todos os aspectos que possam exercer alguma influência na região a ser investigada. Para alcançar soluções realísticas e confiáveis, a modelagem de todo o design do implante é desejável (isto é, formato do implante, comprimento e diâmetro, design da conexão protética, design do abutment e do parafuso do abutment). Suposições na modelagem e limitações de processadores podem levar a um número elevado de imprecisões nos resultados obtidos. Desta forma, algumas suposições feitas durante o processo de desenvolvimento dos modelos numéricos, especialmente em relação à macrogeometria dos modelos, à atribuição das propriedades dos materiais e condições de interface, podem limitar a validade dos resultados da AEF em alguns estudos. Mesmo modelos genéricos de EF, no qual o foco é somente a influência relativa de alguns parâmetros dos implantes ao invés de resultados absolutos *in vivo*, podem ser avaliados a coerências em relação aos dados biológicos disponíveis (MELLAL *et al.*, 2004). Assim, é possível determinar se os modelos numéricos são consistentes em sua capacidade preditiva e se fornece informações que podem ser extrapoladas, ou pelo menos ser útil, para o contexto clínico.

Modelos lineares elásticos têm sido extensivamente empregados em estudos prévios empregando AEF. Estas análises usualmente assumem que todos os volumes modelados estão colados como uma peça única. Entretanto, a validade da análise linear elástica pode ser questionada quando a investigação tem o objetivo de explorar situações mais realísticas que geralmente são encontradas na Implantodontia. Algumas situações clínicas com implantes dentais geram não-linearidades, principalmente relacionadas às trocas de relações entre os constituintes simulados em um modelo em elementos finitos. (WAKABAYASHI *et al.*, 2008) Mais ainda, o modo “contato friccional” (ou “contato não-linear”, ou simplesmente “contato”) proporciona uma boa fidelidade em relação a micro-movimentação entre os componentes do sistema de implantes, e, conseqüentemente, uma representação mais razoável da condição real do implante. (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000) Esta configuração permite pequenos

deslocamentos entre todos os componentes do modelo, porém sem interpenetrações. Sob estas condições, as zonas de contato transferem apenas compressão e forças tangenciais (i.e. fricção), mas não tração. Algumas AEF tem demonstrado diferenças marcantes nos valores e mesmo na distribuição das tensões entre as condições de interface “colada” e “contato não-linear”. (BRUNSKI, 1992; VAN OOSTERWYCK *et al.*, 1998; HUANG *et al.*, 2008)

Também nas simulações dos componentes de implantes, alguns estudos anteriores em AEF têm desenvolvido soluções lineares, subestimando contato de fricção e o torque entre as peças que compõe o sistema. A solução de tal análise linear é simples, com um custo computacional bastante baixo. Entretanto, uma interface colada entre o implante, *abutment* e parafuso do *abutment* não é o cenário mais realístico no caso de implantes dentais. A interface de contato não-linear tem provado ser a mais efetiva condição para a simulação das micro-movimentações relativas que ocorre entre os componentes de um sistema de implantes. (PESSOA *et al.*, 2010; PESSOA *et al.*, 2009; PESSOA *et al.*, 2011; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000)

Desta forma, para correta simulação da conexão do implante, contato não linear deve ser implementado entre o implante e os componentes. No caso do coeficiente de atrito, Abkowitz e colaboradores (ABKOWITZ; BURKE; HILTZ, 1955) reportaram um valor de 0,5 para fricção entre duas superfícies secas de titânio e Steinemann e colaboradores (STEINEMANN *et al.*, 1993) encontraram valores de 0,43 a 0,53 para duas superfícies de titânio em solução de cloreto de sódio. Por conseguinte, um coeficiente de atrito de 0,5 é geralmente implementada entre implante, *abutment* e parafuso do *abutment* para simulações não lineares de conexões de implantes. (PESSOA *et al.*, 2010; PESSOA *et al.*, 2009; PESSOA *et al.*, 2011; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; LIN *et al.*, 2007)

No intuito de replicar de forma bem sucedida, por meio de AEF, as situações clínicas encontradas por um implante no ambiente bucal, é importante entender e reproduzir as forças que são exercidas sobre estes implantes. Estas forças são principalmente resultados da ação dos músculos mastigatórios, e estão relacionadas à magnitude, frequência e duração da função mastigatória.

As forças que agem sobre os implantes possuem magnitude e direção, e são representadas por vetores. Para previsão precisa do comportamento de um implante instalado nos maxilares, é essencial determinar a magnitude e direção destas forças *in vivo*. Entretanto, em cada ponto de contato de oclusão específico, as forças de mordida podem ser geradas em uma série de direções. Mais ainda, apesar das forças oclusais serem geralmente simuladas agindo em direção apical do implante, tendendo a comprimir o implante no osso alveolar, forças de tração e, principalmente forças laterais (momentos de carga), pode estar presentes dependendo de onde a força oclusal é aplicada em relação à prótese implanto-suportada. Este fato é ainda mais importante quando a investigação tem o objetivo de simular um modelo de implantes múltiplos, por causa das questões geométrica envolvendo as restaurações nas quais vários implantes estão ligados, com a existência de um cantilever distal. (MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES,1996; FONTIJN-TEKAMP *et al.*, 1998) Muitos estudos tem tentado investigar as magnitudes das cargas por meio de testes experimentais, analíticos e simulações computacionais de vários tipos de próteses implanto-suportadas. MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES,1996; FONTIJN-TEKAMP *et al.*, 1998; DUYCK *et al.*, 2000; MORNEBURG; PROSCHEL, 2002)

No presente estudo, foi feito a construção de um modelo tridimensional em EF. Embora seja uma ferramenta incontestavelmente útil para obter informações que são difíceis de adquirir a partir de experimentos laboratoriais e estudos clínicos, os resultados obtidos pela AEF precisam ser interpretados com alguma cautela. As suposições feitas durante o processo de desenvolvimento de um modelo de EF limitam a validade de valores absolutos de tensão/deformação e deslocamento calculados em um modelo que a validação experimental não foi realizada. Além disso, a modelagem de processos adaptativos do osso não foi um dos objetivos da AEF atual. Fatores como a amplitude da deformação, frequência de carregamento e número de ciclos de carga são parâmetros capazes de influenciar significativamente a resposta adaptativa do osso cortical. (DE SMET *et al.*, 2007)

CONCLUSÃO

A elaboração de modelos para análise em elementos finitos deve ser detalhada e envolver todos os aspectos que possam exercer alguma influencia na região a ser investigada para gerar resultados confiáveis e levar a uma otimização nos designs dos implantes o que pode diminuir risco de falhas nas reabilitações implanto suportadas.

REFERÊNCIAS

1. ABKOWITZ, S.; BURKE, J.J.; HILTZ, R.H. Titanium in Industry. New York: **Van Nostrand Co Inc**, 1955.
2. ANUSAVICE, K.J.; COSCONE, P. Dental casting and soldering alloys. In: Anusavice KJ, editor. Phillips' science of dental materials. 11th ed. St. Louis: **Elsevier**; 2003 p. 563–620.
3. BATELI, M.; ATT, W.; STRUB, J.R. Implant Neck Configurations for Preservation of Marginal Bone Level: A Systematic Review. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.26, n.2 p.290–303, mar-apr. 2011.
4. BELLINI, C.M.; ROMEO, D.; GALBUSERA, F.; TASCHIERI, S.; RAIMONDI, M.T.; ZAMPELIS, A. *et al.* Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.24, n.3, p.511–7, may-jun. 2009.
5. BENGAZI, F.; WENNSTROM, J.; LEKHOLM, U. Recession of the soft tissue margin at oral implants. A 2-year longitudinal prospective study. **Clinical Oral Implants Research**, v.7, n.4, p.303–310, dec.1996.
6. BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. Dimension of the periimplant mucosa: Biological width revised. **Journal of Clinical Periodontology**, v.23, n.10, p.971-973, oct. 1996.
7. BRUNSKI, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. **Clinical Materials**, v.10, n.3, p.153–201, 1992.
8. CHANG, M.; WENNSTROM, J.; ODMAN, P.; ANDERSSON, B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. Crown and soft tissue dimensions. **Clinical Oral Implants Research**, v.10, n.3, p.185-194, jun.1999.
9. DE SMET, E.; JAECQUES, S.V.; JANSEN, J.J.; WALBOOMERS, F.; VANDER SLOTEN, J.; NAERT, I.E. Effect of constant strain rate, composed by varying amplitude and frequency, of early loading on periimplant bone (re)modelling. **Journal Clinical Periodontology**, v.34, n.7, p.618–624, jul. 2007.
10. DUYCK, J.; RONALD, H.J.; VAN OOSTERWYCK, H.; NAERT, I.; VANDER SLOTEN, J.; ELLINGSEN, J.E. The influence of static and dynamic loading on

- marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clinical Oral Implants Research**, v.12, n.3, p.207-218, jun. 2001.
11. DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clinical Oral Implants Research**, v.11, n.5, p.465–475, oct. 2000.
 12. EL ASKARY, A. Multifaceted aspects of implant esthetics: The anterior maxilla. *Implant Dentistry*, v.10, n.3, p.182-191, 2001.
 13. FONTIJN-TEKAMP, F.A.; SLAGTER, A.P.; VAN'T HOF, M.A. *et al.* Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. **Journal of Dental Research**, v.77, n. 10, p.1832–1839, oct. 1998.
 14. HERMANN, J.S.; BUSER, D.; SCHENK, R.K.; COCHRAN, D.L. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. **Journal of Periodontology**, v.71, n.9, p.1412–1424, sept. 2000.
 15. HERMANN, J.S.; COCHRAN, D.S.; NUMMIKOSKI, P.V.; BUSER, D.; SCHENK, R.K.; COCHRAN, D.L. Crestal bone changes around titanium implants: a radiographic evaluation unloaded submerged and nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. **Journal of Periodontology**, v.68, n.11, p.1117-1130, nov. 1997.
 16. HERMANN, J.S.; SCHOOLFIELD, J.D.; NUMMIKOSKI, P.V.; BUSER, D.; SCHENK, R.K.; COCHRAN, D.L. Crestal bone changes around titanium implants. A methodological study comparing linear radiographic versus histometric measurements. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.16, n.4, p.475-485, jul-aug. 2001.
 17. HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J.; TU, M.G.; KO, C.C.; SHEN, Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. **Journal of Dentistry**, v.36, n.6, p. 409-417, jun. 2008.
 18. JAECQUES, S.V.; VAN OOSTERWYCK, H.; MURARU, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, T.; DE SMET, E.; WEVERS, M.; NAERT, I.; VANDER SLOTEN, J. Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. **Biomaterials**, v.25, n.9, p.1683–1696, apr. 2004.

19. KANG, Y.; LEE, D.; PARK, K.; MOON, I. Effect of thread size on the implant neck area: preliminary results at 1 year of function. **Clinical Implants Research**, v.23, n.10, p. 1147- 1151, oct. 2010.
20. KING, G.N.; HERMANN, J.S.; SCHOOLFIELD, J.D.; BUSER, D.; COCHRAN, D.L. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. **Journal of Periodontology**, v.73, n.10, p.1111–1117, oct. 2002.
21. LIN, C.L.; CHANG, S.H.; CHANG, W.J.; KUO, Y.C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. **European Journal of Oral Science**, v.115, n.5, p. 408–416, oct. 2007.
22. MELLAL, A.; WISKOTT, H.W.A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S.S.; BELSER, U.C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. **Clinical Oral Implants Research**, v.15, n.2, p.239–248, apr. 2004.
23. MERICSKE-STERN, R.; PIOTTI, M.; SIRTES, G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. **Clinical Oral Implants Research**, v.7, n.4, p.387–396, dec.1996.
24. MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implantabutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.15, n.4, p.519–526, jul-aug. 2000.
25. MORNEBURG, T. R.; PROSCHEL, P.A. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. **International Journal of Prosthodontics**, v.15, n.1,p.20-27, jan-feb. 2002.
26. OH, T.J.; YOON, J.K.; MISH, C.E.; WANG, H.L. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *Journal of Periodontology*, v.73, n.3, p.322-333, mar. 2002.
27. PESSOA, R.S.; COELHO, P.G.; MURARU, L.; MARCANTONIO Jr, E.; VAZ, L.G.; VANDER SLOTEN, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear 3D finite element analysis. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.26, n.6, p.1279-1287, nov-dec. 2011.

28. PESSOA, R.S.; JAECQUES, S.V. Finite element analysis in dental implant Biomechanics. In: Cehreli M; Akca K. (Org.). Biomechanics of dental implants: Handbook of Researchers, 1a. ed. New York: **Nova Science Publishers**, 2011.
29. PESSOA, R.S.; MURARU, L.; MARCANTONIO Jr, E.; VAZ, L.G.; VANDER SLOTEN, J.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear, 3D finite element analysis. **Clinical Implant Dentistry Related Research**, v.12, n.3, p.219-234, sep. 2010.
30. PESSOA, R.S.; SOUZA, R.M.; MURARU, L.; OLIVEIRA, S.A.G.; BEZERRA, F.J.B.; VANDER SLOTEN, J.; JAECQUES, S.V. Biomechanical evaluation of Platform-switching: different connection type, mismatch size and implant protocol. **Journal of Periodontology**, v.85, n.9, p.1161-1171, sep. 2014.
31. PESSOA, R.S.; VAZ, L.G.; MARCANTONIO Jr, E.; VANDER SLOTEN, J.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols – CT based 3D finite element analysis. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.25, n.5, p.911-9, sep-oct. 2010.
32. SCHWARZ, F.; HERTEN, M.; BIELING, K.; BECKER, J. Crestal bone changes at non-submerged implants (Camlog) with different machined collar lengths. A histomorphometrical pilot study in dogs. **The International Journal Oral & Maxillofacial Implants**, v.23, n.2, p. 335-342, mar-apr. 2007.
33. SHIN, Y.K.; HAN, C.H.; HEO, S.J.; KIM, S.; CHUN, H.J. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.21, n.5, p.789-794, sept-oct. 2006.
34. STEINEMANN, S.G.; MÄUSLI, P.A.; SZMUKLER-MONCLER, S. *et al.* Betatitanium alloy for surgical implants. In: Froes FH, Caplan I, eds. Titanium '92. Science and technology. Warrendale, PA: **The Minerals, Metals & Materials Society**, 1993, p.2689–2696.
35. TARNOW, D.P.; CHO, S.C.; WALLACE S.S. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. **Journal of Periodontology**, v.71, n.4, p.546-549, apr. 2000.
36. TAWIL, G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. **The**

- International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.23, n.1, p.153-157, jan-feb. 2008.
37. VAN DE VELDE, T.; COLLAERT, B.; SENNERBY, L.; DE BRUYN, H. Effect of implant design on preservation of marginal bone in the mandible. **Clinical Implant Dentistry Related Research**, v.12, n.2, p.134-141, jun. 2010.
 38. VAN OOSTERWYCK, H.; DUYCK, J.; VANDER SLOTEN, J.; VAN DER PERRE, G.; DE COOMAN, M.; LIEVENS, S.; PUERS, R.; NAERT, I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. **Clinical Oral Implants Research**, v.9, n.6, p.407–418, dec. 1998.
 39. WAKABAYASHI, N.; ONA, M.; SUZUKI, T.; IGARASHI, Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. **Journal of Dentistry**, v.36, n7., p.463-471, jul. 2008.
 40. ZECHNER, W.; TRINKL, N.; WATZAK, G.; BUSENLECHNER, D.; TEPPER, G.; HAAS, R.; WATZEK, G. Radiologic follow-up of periimplant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. **The International Journal Oral Maxillofacial & Implants**, v.19, n.2 p.216–221, mar-apr. 2004.