

Avaliação biomecânica de implantes osseointegráveis curtos hexágono externo e cone morse na maxila posicionados em diferentes níveis ósseos (M.E.F)

Biomechanical avaluation of short external hexagon and cone morse implants in the maxillary positioned at different bone levels (F.E.M)

DOI:10.34119/bjhrv5n3-133

Recebimento dos originais: 14/02/2022

Aceitação para publicação: 28/03/2022

Carlos José Moreira Tavares

Doutor em Implantodontia

Instituição: Faculdade São Leopoldo Mandic

Endereço: Rua Padre Valdevino, 1415 - Aldeota, Fortaleza - CE

E-mail: dr.carlostavares@hotmail.com

Roberto Franklin Gondim

Mestre em Prótese Dentária

Instituição: São Leopoldo Mandic - Fortaleza

Endereço: Rua Padre Valdevino, 1415 - Aldeota, Fortaleza - CE

E-mail: roberto.gondim@facpp.edu.br

Viviane Barbosa Aires Leal

Pós Graduanda em Prótese Dentária e Implante

Instituição: Faculdade Paulo Picanço

Endereço: Avenida Pontes Viera 267 - Dionisio Torres, Fortaleza - CE

E-mail: dravivianeaires@gmail.com

Jessica Fonseca Gurgel

Pós Graduanda em Prótese Dentária e Implante

Instituição: Faculdade Paulo Picanço

Endereço: Avenida Pontes Viera 267 - Dionisio Torres, Fortaleza - CE

E-mail: drajessicafonsecagurgel@gmail.com

Barbara de Fátima Barboza de Freitas

Pós Graduanda em Prótese Dentária e Implante

Instituição: Faculdade Paulo Picanço

Endereço: Rua Valdemar Figueiredo 205 - Mondubim, Fortaleza, CE

E-mail: barbaradefreitas130599@gmail.com

Pedro Lopes Nobre Filho

Graduando em Odontologia

Instituição: Faculdade Federal do Ceará (UFC)

Endereço: Rua Maria Quintino 1018 - Parque Santa Maria, Fortaleza, CE

E-mail: pedronobre_20@hotmail.com

Osmar Joaquim Sousa Filho

Especialista em Ortodontia

Instituição: Faculdade Paulo Picanço

Endereço: Rua Domingo Paulino 1437 - Centro, Paracuru, CE

E-mail: odontosmar@gmail.com

Ricardo Teixeira Texeira Abreu

Doutor em Clínica Odontológica

Instituição: Universidade Estadual de Campinas

Endereço: Rua Padre Valdevino, 1415 - Aldeota, Fortaleza - CE

E-mail: ricardotabreu@yahoo.com

RESUMO

Os implantes osseointegráveis curtos representam uma opção de tratamento previsível e são indicados para situações com pouca disponibilidade óssea vertical. Os esforços matigatórios geram tensões no osso ao redor dos implantes osseointegráveis que podem causar reabsorções ósseas, condição que pode comprometer a terapia com implantes curtos. Este trabalho teve como objetivo avaliar pelo método dos elementos finitos bidimensional a biomecânica de implantes curtos osseointegráveis hexágono externo (HE) e cone morse (CM) na maxila em diferentes níveis ósseos. Utilizando o software Rhinoceros®, foram confeccionados três modelos virtuais simulando a região de primeiro molar superior, sendo M1 com implante curto HE (5 mm x 7 mm), M2 com implante curto CM (5 mm x 6 mm) posicionado a nível ósseo e M3 com implante curto CM (5 mm x 5 mm) 2 mm infraósseo. Através do software Patran®, as malhas e condições de contorno foram geradas. A restrição de movimento foi feita na base da maxila e forças de 100N no sentido axial e oblíquo foram distribuídas sobre toda superfície oclusal. As tensões obtidas foram analisadas pelo critério de von Mises e somente na parte óssea foi utilizado o critério de tração compressão. As tensões no osso na carga oblíqua foram maiores que na carga axial nas três situações. Os modelos com os implantes curtos cone morse distribuíram melhor a tensão no osso em relação ao HE. Na carga axial o implante curto infra ósseo distribuiu melhor a tensão e na carga oblíqua, condição mais próxima da realidade, o implante curto cone morse no nível ósseo distribuiu melhor a tensão. As conclusões foram que os implantes curtos com conexão morse são mais favoráveis ao tecido ósseo e os HE menos favoráveis. E que em situações com pouca disponibilidade óssea vertical os implantes curtos cone morse posicionados no nível ósseo são mais favoráveis ao osso, ao ponto de vista de dissipação de carga e tensão.

Palavras-chave: implante curtos, metodo elementos finito e biomecânica.

ABSTRACT

Short osseointegrative implants represent a predictable treatment option and are indicated for situations with low vertical bone availability. The matigatory efforts generate tensions in the bone around osseointegrable implants that can cause bone resorptions, a condition that can compromise the therapy with short implants. The objective of this work was to evaluate the biomechanics of osseointegráveis hexagon (HE) and cone morse (CM) implants in the maxilla at different bone levels by the bi- dimensional finite element method. Using the Rhinoceros® software, three virtual models were simulated to simulate the upper first molar region, with M1 with a short implant HE (5 mm x 7 mm), M2 with short CM implant (5 mm x 6 mm) positioned at the bone level and M3 with short implant CM (5 mm x 5 mm) 2 mm infraosseo. Through Patran® software, meshes and contour conditions were generated. The movement restriction was made at the base of the maxilla and forces of 100N axially and oblique were distributed

over the entire occlusal surface. The tensions obtained were analyzed by the von Mises criterion and only in the bone part was the criterion of tensile compression. The tensions in the bone in the oblique load were higher than in the axial load in the three situations. The models with the short morse cone implants distributed better the tension in the bone in relation to the HE. In the axial load, the short bony implant distributed the tension better and the oblique load, a condition closer to reality, the short cone morse implant at the bone level better distributed the tension. The conclusions were that short implants with morse attachment are more favorable to bone tissue and less favorable HE. And, in situations with low bone availability, the short cone morse implants placed at the bone level are more favorable to the bone, from the point of view of load dissipation and tension.

Keywords: short implant, finite elements method and biomechanics

1 INTRODUÇÃO

Reporta-se na literatura que é desejável maior contato entre a área total da superfície do implante osseointegrável e o osso alveolar, por isso há a procura por implantes mais longos e de maior diâmetro (Lee et al., 2006; Misch et al., 2008). No entanto, altura óssea disponível é um dos fatores para determinação do comprimento do implante.

Com o avanço da implantodontia observa-se uma crescente utilização dos implantes curtos. Eles representam uma opção de tratamento previsível e são indicados para situações de extensas reabsorções ósseas, principalmente verticais (Felice et al., 2009).

Historicamente o uso de implantes curtos foi visto com muita restrição em virtude de altas taxas de insucesso quando comparadas com os resultados obtidos com implantes longos (Hagi et al., 2004).

Atualmente, observamos um alto índice de sucesso desses implantes, que pode estar ligado a fatores biomecânicos (Sahin S. et al., 2002).

Quando dentes naturais são submetidos às cargas oclusais, as tensões são dissipadas ao longo da superfície radicular em virtude da presença do ligamento periodontal, ausente nos implantes osseointegrados. O complexo (implante e prótese sobre implante) recebe e transmite as cargas tensionais, sejam elas de tração, compressão, flexo-compressão, cisalhamento, entre outras, para a estrutura de suporte onde se situa o osso. Variando a forma como essas cargas incidem na prótese sobre implante e como elas se dissipam ao longo do implante, haverá transmissão de diferentes intensidades e distribuições de tensões ao osso (Çiftçi, Canaya, 2000; Falcón- Antenucci et al., 2008).

A maneira na qual as forças mastigatórias são transferidas ao tecido ósseo é um dos principais fatores de risco para a longevidade dos implantes. A sobrecarga do implante pode acabar ultrapassando os limites fisiológicos e provocar falhas nas reabilitações ou até mesmo a

perda da osseointegração. Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e o osso suporte (Gross, 2008).

Alguns fatores podem aumentar a carga mecânica sobre uma restauração implantossuportada, sendo um dos mais relevante, o aumento da altura da coroa (Misch, 2005). Uma proporção desfavorável coroa/implante (C/I), coroas longas e implantes curtos, tem sido considerada por alguns autores como uma forma de carregamento não axial (Rangert et al., 1989). Quanto maior a altura da coroa, maior o braço de alavanca e, conseqüentemente, maior a tensão na crista óssea (Blanes et al., 2007).

Os tipos de sistemas de conexão entre o implante e a prótese sobre implante também influenciam na distribuição da tensão ao osso de suporte. As conexões mais conhecidas e usadas são hexágono externo e hexágono interno e, mais recentemente, o tipo cone morse (Oliveira, Januário, 2007).

Para avaliação deste tipo de interação, entre o tecido ósseo e a superfície do implante, tem-se usado a análise pelo método dos elementos finitos (MEF), que tem a capacidade de quantificar os níveis de tensão que ocorrem nos elementos envolvidos na dissipação da carga exercida sobre uma prótese sobre implante (Rubo, Souza, 2001).

Para avaliação deste tipo de interação, entre o tecido ósseo e a superfície do implante, tem-se usado a análise pelo método dos elementos finitos (MEF), que tem a capacidade de quantificar os níveis de tensão que ocorrem nos elementos envolvidos na dissipação da carga exercida sobre uma prótese sobre implante (Rubo, Souza, 2001).

Os diversos avanços ocorridos nos últimos anos, tanto na odontologia como na ciência computacional, permitiram uma aproximação entre estas duas áreas (Rubo, Souza, 2001). Esse método envolve uma série de procedimentos computacionais, para calcular tensão e deformação em cada elemento dos biomateriais e tecidos humanos envolvidos nesse trabalho, que são difíceis de serem mensurados *in vivo* (Wakabayashi et al., 2008; Geng et al., 2001). Uma grande vantagem do uso do método é a redução no custo gerado em ensaios mecânicos e a possibilidade de se avaliar o implante em situações semelhantes às encontradas no dia a dia (Goel et al., 2006).

A reabilitação de áreas com extensas reabsorções ósseas tem se tornado um grande desafio para Odontologia e os implantes curtos vêm sendo utilizados para esse fim. Diante dos diferentes tipos de conexão, implante, prótese sobre implante e técnicas de instalação do mesmos, temos a dúvida: qual implante curto hexágono externo ou cone morse e a qual nível ósseo deve ser instalado considerando os fatores biomecânicos.

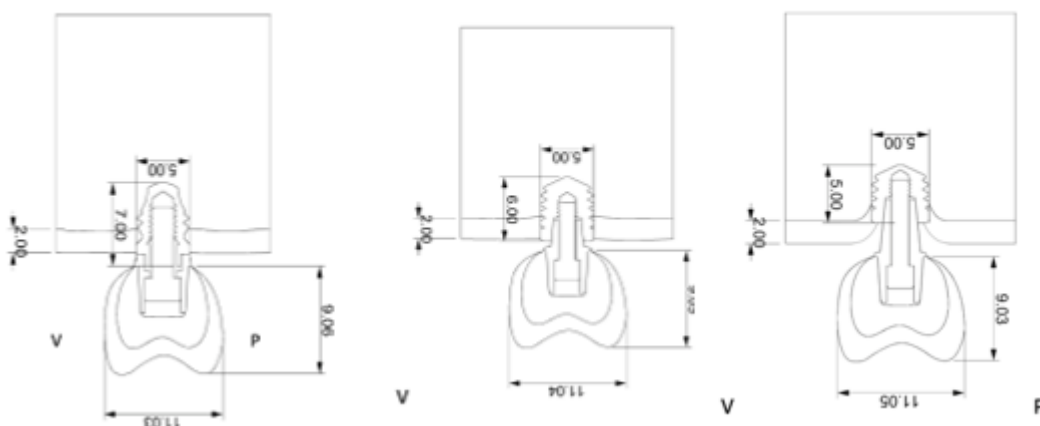
Portanto, a importância desse trabalho é responder a essa pergunta e auxiliar os implantodontista na seleção adequada do sistema de implante curto, baseando-se num estudo biomecânico por elementos finitos.

O objetivo desse estudo foi avaliar a distribuição de tensões no tecido ósseo de suporte de três implantes curtos considerando dois níveis ósseos, plataformas (hexágono externo e cone morse) e cargas (axial e oblíqua) através do método dos elementos finitos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para obtenção dos modelos virtuais os desenhos foram confeccionados com o auxílio do software de modelagem Rhinoceros®. Inicialmente foram realizados os desenhos de uma parte posterior da maxila, na região de primeiro molar com disponibilidade óssea de 6.00 mm de espessura e 7.00 mm de altura em relação ao seio maxilar, com o osso cortical e medular, implante, componente protético e coroa protética. Foram realizados três desenhos: o primeiro com implante HE 5.00 mm x 7.00 mm posicionado a nível ósseo. O segundo com implante CM 5.00 mm x 6.00 mm também a nível ósseo e o terceiro com implante CM 5.00 mm x 5.00 mm 2.0 mm infra-ósseo. As dimensões dos implantes e componentes protéticos basearam-se nos catálogos do fabricante e as coroas protéticas seguiram os valores anatômicos médios citados por Vieira (2007). As figuras 1A, 1B e 1C respectivamente representam os desenhos esquemáticos: implante curto HE 5.00 mm x 7.00 mm a nível ósseo, implante curto CM 5.00 mm x 6.00 mm a nível ósseo e implante curto CM 5.00 mm x 5.00 mm x 2.00 mm infra ósseo.

Figura 1: (A) Desenho esquemático do implante curto HE 5.00 mm x 7.00 mm a nível ósseo, (B) Desenho esquemático do implante curto CM 5.00 mm x 6.00 mm a nível ósseo e (C) Desenho esquemático do implante curto CM 5.00 mm x 5.00 mm x 2.00 mm infra ósseo.



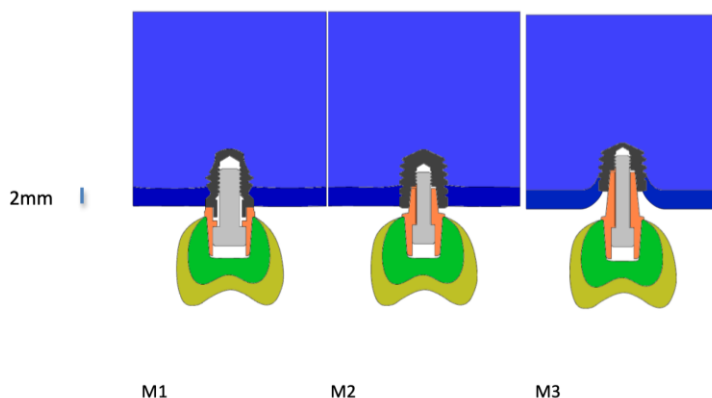
A partir destes desenhos, foram confeccionados três modelos virtuais. O quadro 1 apresenta os três modelos: modelo 1 (implante curto HE 5.00 mm x 7.00 mm a nível ósseo), modelo 2 (implante curto CM 5.00 mm x 6.00 mm a nível ósseo) e modelo 3 (implante curto CM 5.00 mm x 5.00mm x 2.00mm infra ósseo) com especificações dos implantes, componentes protéticos, fabricante e coroa protética. Os modelos foram exportados em formato .iges e importado pelo *software* Patran®.








Quadro 1: Especificações dos modelos, implantes, componentes protéticos, fabricante e coroa protética.

Modelo 1 – HE a nível ósseo	<ul style="list-style-type: none"> - Implante HE 5.00 mm x 7.00 mm Titamax (cod. 109294) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - Munhão universal SF (1mm) (cod. 114.428) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - coroa protética
Modelo 2 – CM a nível ósseo	<ul style="list-style-type: none"> - Implante CM WS 5.00 mm x 6.00 mm Titamax Medular (cod. 109579) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - Munhão universal para implante Cone Morse WS (0.8 mm) (cod. 114.183) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - coroa protética
Modelo 3 - CM 2.00mm infra ósseo	<ul style="list-style-type: none"> - Implante CM WS 5.00 mm x 5.00 mm Titamax Medular (cod. 109578) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - Munhão universal para implante Cone Morse WS (1.5 mm) (cod. 114.184) Neodent Sistema de Próteses – Curitiba, Brasil - coroa protética

Para determinar as estruturas foram criadas superfícies delimitadas pelas linhas dos CADs de acordo com a sua representação. A figura 2 representa um desenho bidimensional dos três modelos representando um corte da secção transversal do sistema real com as superfícies identificadas e os tipos de materiais que a compõem.

Figura 2 - Modelos com as superfícies geradas e suas estruturas correspondentes.



	Osso Cortical		Cerâmica
	Osso Medular		Infra estrutura da prótese
	Implante		Componente Protético
	Parafuso		

Cada superfície recebeu suas propriedades. O Quadro 2 apresenta as estruturas com seus respectivos módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson baseados na literatura.

Quadro 2 - Propriedades dos materiais utilizados nos modelos.

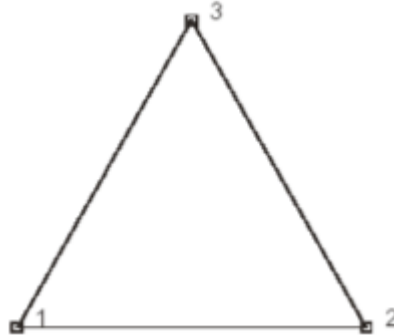
Estrutura	Módulo de Elasticidade (MPa)	Poisson	Ref. Bibliográfica
Cerâmica Feldspática	67700	0.28	Eraslan (2009)
Infra estrutura (Ni-Cr)	203000	0.30	Suansuwan & Swain (2001)
Implante (Ti cp IV)	110000	0.33	Barbier, (1998)
Parafuso (Ti ₆ Al ₄ V)	105000	0.36	Neodent
Osso Cortical	13700	0.30	Moraes, (2001)
Osso Medular	1370	0.30	Moraes, (2001)

Legenda: Ni-Cr: níquel cromo; Ti cp IV: titânio tipo 4; Ti₆Al₄V: liga metálica.

Em relação à malha de elementos finitos, neste trabalho o elemento empregado na geração da malha foi o elemento tipo 6 (Element 6), que se trata de um elemento bidimensional, triangular e isoparamétrico, escrito para análises no estado plano de deformações. Este elemento

apresenta dois graus de liberdade (possibilidades de movimentação) por nó, ou seja, deslocamento nas direções X e Y. A figura 3 representa o elemento.

Figura 3: Elementos bidimensional, triangular com três nós.



Todos os modelos em elementos finitos utilizados neste trabalho foram discretizados utilizando este tipo de elemento.

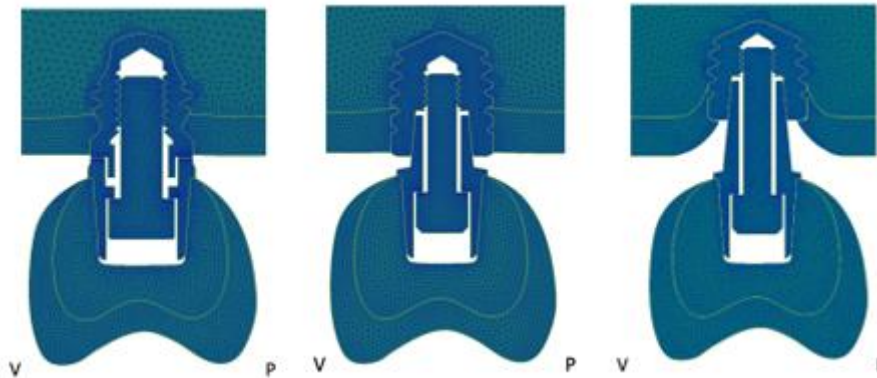
A qualidade da malha e, conseqüentemente, o número de elementos, têm grande influência no resultado. Neste sentido, foi empregada uma grande quantidade de elementos para buscar uma malha bem refinada. Além disso, para minimizar possíveis erros numéricos, utilizou-se uma malha semelhante nos três modelos. O mesmo pode-se dizer das condições de carregamento e de deslocamento. O Quadro 3 apresenta o número de nós e quantidade de elementos em cada modelo.

Quadro 3: Número de nós e elementos nos modelos.

	Nós	Elementos
M1	8.733	16.140
M2	9.426	17.635
M3	9.701	18.085

Em M1 foram criados 8.733 nós e 16.140 elementos. A figura 4A representa o modelo 1 com sua malha gerada. Em M2 foram criados 9.426 nós e 17.635 elementos. A figura 4B representa o modelo 2 com sua malha gerada. Em M3 foram criados 9.701 nós e 18.085 elementos. A figura 4C representa o modelo 3 com sua malha gerada.

Figura 4- (A) Visão do modelo 1 com a malha gerada, (B) Visão do modelo 2 com a malha gerada e (C) Visão do modelo 3 com a malha gerada



Após a discretização em elementos finitos, realizamos as restrições de movimento do modelo (condições de contorno) e a aplicação das forças.

Neste trabalho aplicamos restrição de movimento na base do osso medular. Nessas condições, a base do osso cortical foi submetida a uma restrição de movimento no eixo X e Y (movimento horizontal e vertical).

A força de aplicação (carga oclusal) foi distribuída sobre a superfície da prótese (ou coroa) para todas as análises realizadas. A distribuição da força ao longo da oclusal da prótese foi realizada para evitar a ocorrência de concentração de tensão, pois a aplicação de força em poucos nós não é recomendável, uma vez que, numa simplificação da análise tensorial, a tensão é descrita como a razão da força pela área. Diante disso, uma pequena área de aplicação (área tendendo a zero) levaria a uma alta tensão (tensão tendendo ao infinito).

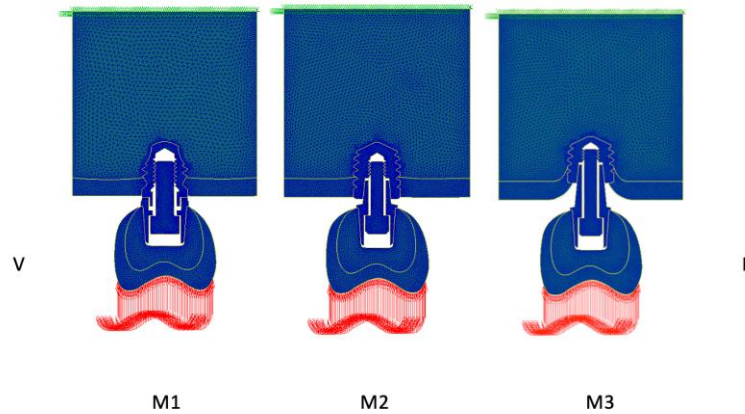
Nas análises desenvolvidas nesse trabalho foram consideradas duas condições de carregamento: carga axial e carga oblíqua (45° no sentido de lingual para vestibular) ambas com 100 N (newtons) conforme os trabalhos (Chun et al. 2006, Pessoa et al. 2009; Calvário 2011).

Na condição de carga axial foi considerada uma força oclusal distribuída uniformemente sobre a superfície em todos os modelos e foram distribuídas cargas de 1.69 N sobre 59 nós na superfície oclusal na parte funcional da prótese ou coroa (força nodal de -1.69 no eixo Y.)

Na condição de carga oblíqua também foi considerada uma força oclusal distribuída uniformemente sobre a superfície em todos os modelos e foram distribuídas cargas de 1.69 N sobre 59 nós na superfície oclusal na parte funcional da prótese ou coroa (força nodal em X de 1.195 e em Y de -1.195).

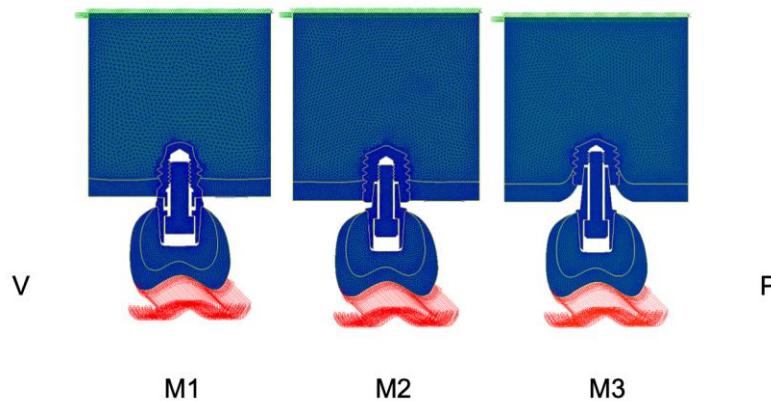
A figura 5 representa a força de aplicação (força oclusal) e a região de distribuição para a condição de carregamento com força axial dos modelos (vermelho) e a restrição de movimento dos modelos (verde).

Figura 5: Carga axial com a restrição de movimento nos modelos.



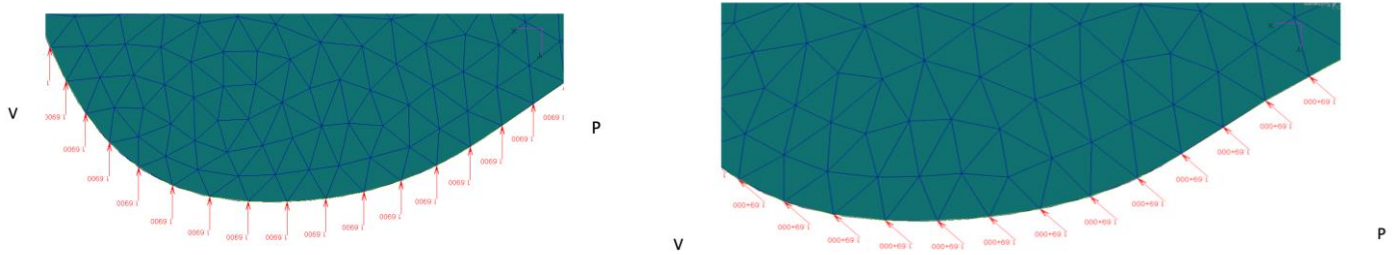
A figura 6 representa a força de aplicação (força oclusal) e a região de distribuição para a condição de carregamento com força oblíqua dos modelos (vermelho) e a restrição de movimento dos modelos (verde). A força oblíqua representa um vetor de palatina para vestibular, conforme a direção das forças de mastigação com os dentes antagonistas.

Figura 6: Carga oblíqua com restrição de movimento nos modelos.



A figura 7A mostra em detalhe a aplicação da carga axial na superfície oclusal da coroa protética nos modelos. A figura 7B mostra em detalhe a aplicação da carga oblíqua na superfície oclusal da coroa protética nos modelos.

Figura 7 - (A) Detalhe da aplicação de carga axial sobre os modelos, (B) detalhe da aplicação de carga oblíqua sobre os modelos.



Para um melhor entendimento e visualização da aplicação das forças, o quadro 4 mostra a quantidade de elementos, nós, aplicação das forças e sua distribuição espacial. Foram aplicadas 1.69N em 59 nós, totalizando 99.71 N.

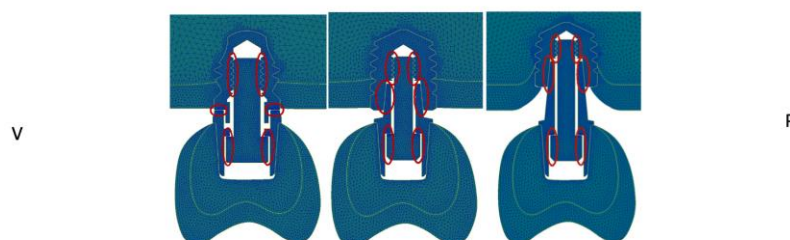
Quadro 4- Descrição dos modelos: nós, elementos e distribuição espacial das forças

Modelo	Quantidade de nós nos modelos	Quantidade de elementos nos modelos	Direção da força	Distribuição espacial (x,y,z)
M1	8.733	16.140	Axial	(0; -1.69; 0)
			Obliqua	(1.195; -1.195; 0)
M2	9.426	17.635	Axial	(0; -1.69; 0)
			Obliqua	(1.195; -1.195; 0)
M3	9.701	18.085	Axial	(0; -1.69; 0)
			Obliqua	(1.195; -1.195; 0)

Com o intuito de obter resultados mais realísticos foi necessário considerar também uma condição de contato (ou possível contato), entre a superfície dos componentes do modelo. A condição de contato (tipo *touch*) faz com que quando a malha de uma determinada região se coincida com uma malha de outra região, ocorre um contato entre essas regiões. Caso não estabelecido à condição de contato, não haveria contato e as malhas iriam apenas se sobrepor.

Dessa forma, foi possível simular o contato existente entre os componentes do modelo (implante, componente protético e parafuso de fixação).

Figura 8 - Modelos com as regiões de contato indicadas pelas linhas vermelhas.



Sabe-se que o método dos elementos finitos é uma poderosa ferramenta matemática para solução de sistemas, entretanto, as simplificações adotadas durante a análise influenciam diretamente nos resultados. As simplificações adotadas neste trabalho foram: análise bidimensional, estado plano de tensão, comportamento do material considerado linearmente elástico, isotrópico, carregamento distribuído na superfície da prótese/coroa e restrição de deslocamento na base do osso cortical nas direções x e y . Tendo atribuído às propriedades dos materiais que compõem o modelo, gerado a malha de elementos finitos, realizado a aplicação das forças, das restrições de movimento e da condição de contato, devem-se então resolver as equações que descreve o modelo em análise. Para isso, o *software* utilizado foi o *Marc*, cuja finalidade é a resolução das equações algébricas. O *Marc* opera interativamente com o *Patran*, sendo que primeiramente ele importa do *Patran* as condições e as características do modelo e posteriormente, após a resolução das equações algébricas, fornece os resultados físicos ao *Patran* para a visualização.

Um ponto importante que deve ser lembrado é que o modelo de material empregado foi linear, ou seja, não foi simulado o comportamento plástico do material. Assim, mesmo que as solicitações mecânicas ultrapassem a tensão de escoamento do material, o modelo de material empregado nesta análise não irá deformar plasticamente e irá apresentar valores acima deste patamar. No sistema real isto não ocorre, pois uma vez atingida à tensão de escoamento, o material se deforma plasticamente distribuindo esta tensão nas regiões subseqüentes. Mesmo assim, com o tipo de modelo de material empregado nesta análise é possível visualizar as linhas de tensão no material, e, para tensões acima do patamar de escoamento do material, o pesquisador deve ter em mente o real comportamento do material (deformando plasticamente), distribuindo esta tensão nas regiões adjacentes e não mantendo a tensão acima deste patamar. O programa empregado nesta análise (*Patran - Marc*) é capaz de analisar o comportamento do material no seu regime plástico, porém, a grande dificuldade em se obter a curva de tensão - deformação das estruturas biológicas, dificulta este tipo de análise.

A visualização dos resultados foi realizada pelo *software* *Patran*, avaliando as tensões pelo critério de Von Mises e por tração-compressão para o tecido ósseo.

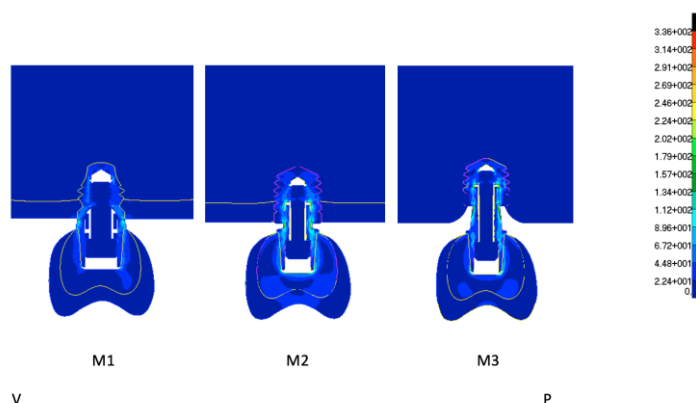
A interpretação dos dados foi feita de forma qualitativa pela distribuição nas figuras e também quantitativamente, pelos dados numéricos da escala gradiente de cores. Todos os dados de tensão foram calculados em megapascal (MPa).

3 RESULTADOS

Os resultados obtidos nesse trabalho visam demonstrar a distribuição de tensões no tecido ósseo em três sistemas coroa-implante em níveis ósseos diferentes submetidos à cargas axial e oblíqua.

A figura 9 representa a distribuição de tensão de Von Misses no osso de suporte dos implantes nos três modelos com carga axial.

Figura 9 - Distribuição da tensão nos três modelos quando submetidos a carga axial.



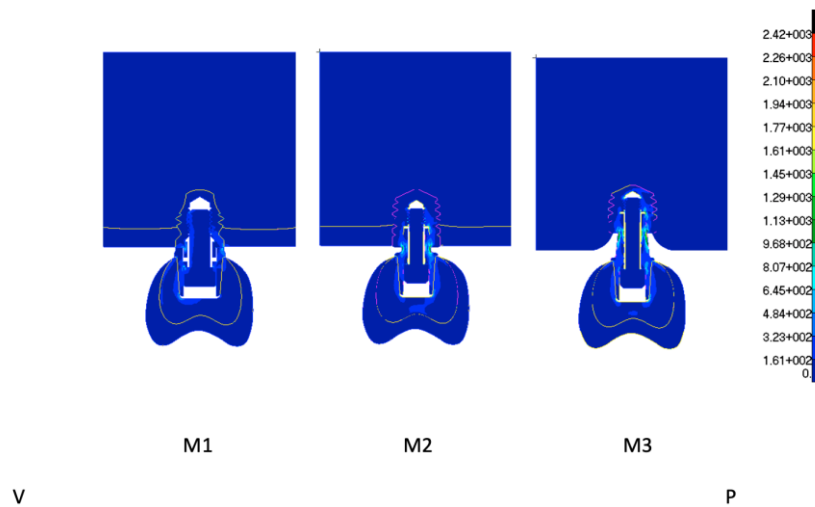
A tabela 1 apresenta os valores da tensão no osso cortical e medular em Mpa nos três sistemas quando submetidos a carga axial.

Tabela 1 – Valores da tensão no osso cortical e medular em Mpa nos três sistemas quando submetidos a carga axial.

Região	M1	M2	M3
Osso Cortical	65.8	42.1	22.9
Osso Medular	28.3	41.4	87.1

A figura 10 representa a distribuição de tensão de Von Misses no osso de suporte dos implantes nos três modelos com carga oblíqua.

Figura 10 - Distribuição da tensão nos três modelos quando submetidos a carga oblíqua.



A tabela 2 apresenta os valores da tensão no osso cortical e medular em Mpa nos três sistemas quando submetidos a carga axial.

Tabela 2 - Valores da tensão no osso cortical e medular em Mpa nos três sistemas quando a carga oblíqua

Região	M1	M2	M3
Osso Cortical	706	130	218
Osso Medular	108	129	389

As tensões observadas no osso cortical quando os modelos foram submetidos a carga oblíqua foram maiores em M1 (706 Mpa), seguidas por M3 (218 Mpa) e menores em M2 (130 Mpa). No osso medular as tensões observadas foram maiores em M3 (389 Mpa), seguidas por M2 (129 Mpa) e menores em M1 (108 Mpa).

4 DISCUSSÃO

Na comparação dos modelos M1, M2 e M3 com aplicação de carga axial foi observado no osso cortical tensão em M1 de 65.8 Mpa, em M2 de 42.1 Mpa e em M3 de 33.6 Mpa. No osso medular foi observado tensão em M1 de 28.3 Mpa, em M2 de 41.4 Mpa e em M3 de 87.1 Mpa. Esses resultados estão de acordo com o que observamos na literatura. Eles mostram maior tensão no osso cortical na região em contato com a cervical do implante HE, conforme observado nos trabalhos de Morris et al. (2001), Misch (2005) e Silva (2010). Isso ocorre devido

a junção componente protético implante ser bem próxima ao osso cortical. Essa maior tensão no osso cortical pode acarretar reabsorção óssea nessa região. Avaliando os resultados para os sistemas com implantes cone morse, observamos menor tensão no osso cortical. Tais resultados deve-se possivelmente a superioridade da conexão cone morse, o que corrobora com outros estudos de Piermatti et al. (2006), Moraes (2011), Pellizzer et al. (2011) que relataram as vantagens da utilização do sistema cone morse, tais como: a ausência de microfendas na junção pilar protético/implante, graças ao encaixe preciso entre as superfícies cônicas, portanto diminui o risco de formação de espaços e evita a contaminação bacteriana; melhor transmissão de força do pilar protético ao implante, tendo em vista que provoca melhor distribuição das cargas mastigatórias nas paredes internas do implante, fazendo com que o gradiente de tensão na região cervical seja transmitido ao osso de forma mais adequada, protegendo o parafuso de retenção do pilar protético e evitando seu afrouxamento; melhor estabilidade do conjunto pilar protético/implante; além de menor perda óssea; o ângulo do cone é produzido com precisão, provocando grande retenção por atrito, dificultando a remoção do pilar do seu respectivo implante. A superioridade do sistema cone morse na distribuição de tensão, também foi relatado por Goiato et al. (2013) que avaliaram por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses com diferentes tipos de conexão (hexágono externo e cone morse), com coroas unitárias ou de três elementos unidas. Os autores concluíram que o tipo de sistema de conexão do implante influenciou diretamente na distribuição das tensões. Sendo que o melhor sistema para prótese unitária foi o cone morse. Fato também constatado em nosso trabalho.

Outros estudos de Maeda et al. (2006), Theoharidou et al. (2008), Bernardes et al. (2009), Michalakis et al. (2014) também mostraram que as conexões cone morse distribuem as tensões mais uniformemente, pois é possível criar uma conexão mais profunda e com um maior contato do pilar com as paredes internas do implante, fornecem um melhor ajuste do abutment e diminuindo a possibilidade de micromovimentação. Também possui vantagens como facilidade de conexão com o intermediário, maior estabilidade e anti-rotação, indicados para restauração unitária, maior resistência a carga lateral, devido ao centro de rotação mais baixo e uma melhor distribuição de força.

Nos sistemas cone morse a cônica justaposição a interface implante e pilar se localiza ao centro da plataforma do implante, afastada do osso alveolar, diferentemente do sistema hexágono externo, no qual o pilar é posicionado sobre toda a plataforma do implante e a interface com o pilar fica adjacente ao tecido ósseo. Ainda os sistemas de encaixe cônico apresentam uma grande área de contato e resistência friccional na região de interface implante-

pilar intermediário, para prover uma conexão segura como observado nos estudos de Alkan et al. (2004), Coelho et al. (2008), Goiato et al. (2009) e Goiato et al. (2013). Eles possuem excelente estabilidade mecânica comprovada por estudos *in vitro* e acompanhamentos clínicos longitudinais e proporcionam propriedades antirotacionais para o pilar, sem auxílio de desenhos geométricos, como a plataforma em forma de hexagonal, utilizada no sistema hexágono externo conforme observado nos trabalhos de Finger et al. (2003), Maeda et al. (2006) e Piermati et al. (2006).

Com aplicação de carga oblíqua foi observado no osso cortical tensão de 706 Mpa em M1, 130 Mpa em M2 e 331 Mpa em M3. No osso medular foi observado tensão em M1 de 108 Mpa, em M2 de 129 Mpa e em M3 de 389 Mpa. Os valores de tensão máxima sob carga oblíqua foram mais severas do que sob carga vertical também observado por Abu-Hammad et al. (2000). Comparando carga axial e oblíqua houve aumento da tensão gerada no osso cortical conforme trabalhos de Watanabe et al. (2003) nas pesquisas de natureza biomecânica de diferença entre os tipos de força. A carga oblíqua tende a gerar maior tensão devido a sua composição de forças verticais e horizontais, porém ela é mais realista que a axial pois representa melhor a função mastigatória.

Na carga axial M1 apresentou maior tensão no osso cortical do que M2 e M3. Por sua vez M2 apresentou maior tensão que M3; considerando a carga oblíqua M3 apresentou maior tensão no osso cortical que M2 e M1 apresentou tensão maior que M2 e M3.

Em M2 observamos uma menor tensão no osso cortical quando comparamos com M3 na carga oblíqua, isso possivelmente ocorreu devido ao braço de alavanca ser maior em M3 pois a coroa encontra-se mais distante do implante curto gerando um braço de alavanca desfavorável, como observado nos trabalhos de Chizolini et al. (2011) e Malchiodi et al. (2013).

Segundo Misch (2000) a proporção mínima coroa/implante considerada ideal é de um para um. A altura da coroa representa um fator potencialmente mais significativo relacionado a proporção C/I, visto que induz um cantilever vertical, onde as forças não-axiais são proporcionalmente intensificadas (a cada 1 mm, as tensões aumentam em 20%). No entanto, quando o processo alveolar é reabsorvido, a instalação do implante é feita à custa do osso remanescente. Se existir alguma estrutura anatômica a ser evitada, o implante curto está indicado. Como a prótese sobre implante deve ocluir com o antagonista, a proporção coroa/implante fica alterada, na medida em que se torna necessário fazer uma coroa maior. Para Renouard e Rangert (2008), isto é considerado uma situação de risco biomecânico.

De acordo com Laney (2007) e Blanes et al. (2007), a proporção coroa/implante (C/I) refere-se à relação entre a altura da restauração e o comprimento do implante incorporado ao

tecido ósseo. Diferentemente de dentes naturais, duas proporções coroa/implante podem ser definidas: proporção C/I anatômica, onde o fulcro da alavanca de primeiro grau se localiza na região da interface implante/abutment e proporção C/I clínica, localizada na região de contato osso/implante.

Para Rossi et al. (2010) a utilização de implantes curtos em associação com mandíbula ou maxila atrófica tem sido considerada um fator de risco, devido à relação maxilo-mandibular aumentada, onde é necessária a instalação de coroas mais altas, o que favorece o surgimento de uma proporção coroa/implante desfavorável. Essa relação desfavorável pode resultar em cargas excessivas não-axiais que aumentam a probabilidade de momentos de força e tensões nos componentes protéticos e tecido ósseo da região cervical periimplantar, fato observado em M3 quando submetido à carga oblíqua, no qual a coroa está mais distante do implante.

Estudos de Murat et al. (2004) e Sotto Maior et al. (2012) baseados na metodologia de elementos finitos corroboram com as evidências do presente estudo, pelo fato de que a proporção C/I representa um fator biomecânico relacionado à concentração de tensões ao nível dos componentes protéticos e da crista óssea marginal.

Birdi et al. (2010), Schulte et al. (2007) e Urdaneta et al. (2010) em seus estudos clínicos retrospectivos e Blanes (2009), Tawil et al. (2006), Rokni et al. (2005) em seus estudos prospectivos avaliaram os efeitos de fatores biomecânicos sobre próteses implantossuportadas unitárias e esplintadas, sugeriram que a proporção C/I não representa um fator influente sobre a estabilidade do tecido ósseo marginal, como também não está relacionado às falhas do implante, nem da prótese. Os resultados favoráveis observados pelos autores anteriores podem ser devidos à utilização de implantes de conexão interna ou associados à esplintagem em alguns casos e a uma proporção C/I média de 1.5. O que podemos observar em nosso estudo quando comparamos M1 com M2 e M3, no qual os modelos com implantes cone morse distribuem melhor a carga e quando avaliamos a proporção C/I em M2 que é de 1.5 e em M3 é de 2.2.

O método dos elementos finitos pode ser realizado através de análise bidimensional ou tridimensional. Numa comparação das análises foi concluído que o método bidimensional pode ser aplicado em simulações, porém em estruturas complexas, a análise tridimensional pode gerar resultados mais abrangentes (Roomed et al. 2006). Como o objetivo foi analisar comparativamente os modelos, a análise bidimensional com simplificações permitiu obter resultados viáveis, de modo a comparar as diferentes situações criadas nos modelos virtuais. Ele tem limitações inerentes aos estudos de simulação de computador: por exemplo, as propriedades dos materiais testados foram considerados isotrópicos, homogêneos e de comportamento linear-elástico, diferindo da situação clínica do tecido ósseo. Para Schwartz-

Dabney & Dechow (2002), Reina et al. (2007) e Taylor et al. (2002) isto pode ser uma simplificação exagerada, visto que o osso é francamente anisotrópico, com comportamento dependente do sentido em que a força é aplicada. No entanto, esta metodologia é suportada pela literatura da biomecânica do osso e revela dados complementares para acompanhamento clínico. De acordo com a metodologia e os resultados do presente estudo, aparentemente em situações com disponibilidade óssea limitada, implantes curtos cone morse de maior comprimento instalados ao nível ósseo, diminuem o braço de alavanca que é potencializado quando um implante curto de menor comprimento é utilizado para ficar 2 mm infra ósseo, como é preconizado para instalação dos implantes cone morse.

5 CONCLUSÃO

Após análise e discussão dos resultados desta pesquisa, pôde-se concluir que os sistemas com conexão cone morse geraram menores tensões ao osso cortical tanto quando submetidos às cargas axial e oblíqua e em diferentes níveis ósseos. Na aplicação da carga oblíqua, observou-se aumento de tensão no osso em relação a carga axial em todas as situações e sistemas. E na carga oblíqua, observou-se que o implante curto cone morse a nível ósseo gera menos tensão ao osso cortical.

REFERÊNCIAS

- Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(1):41-45.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screw. *J. Prosthet. Dent*. 2004;91(4):319-325.
- Barbier L, Sloten JV, Krzesinski E, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25:847-858.
- Bernades Thomé, G.; Sr; Sartori, Im. Uso de Implantes curtos: decisão baseada em Evidências Científica. *Jornal do Ilapeo*. 2009:2-4.
- Bernardes SR, et al. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant- abutment interfaces. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*. 2009;24(5):781-789.
- Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang S-K. Crown-to-Implant Ratios of Short-Length Implants. *J Oral Implantol*. 2010;6:425-33.
- Blanes RJ; Bernard JP; Blanes ZM. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and Radiographic Results. *Clin Oral Imp Res*. 2007;18:699-706.
- Chizolini E, et al. Short implants in oral rehabilitation. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*. 2011;8(3):2011.
- Çiftçi Y, Canaya S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International Journal of Oral e Maxillofacial Implants*. 2000;15(4):571-82.
- Coelho PG, et al. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J. Oral. Rehab*. 2008;35(12):917-24.
- Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Invest*. 2009;13(2):223-7.
- Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, Carvalho PSP, Silva JVL, Moraes SLD. Evaluation of stress distribution on the implant/crown interface. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-fac*. 2008;8(3):49-56.
- Felice P, Cannizzaro G, Checchi V, Marchetti C, Pelegrino G, Censi P, Espósito M. Vertical bone augmentation versus 7mm long implants in posterior atrophic mandibles. Results of randomized controlled clinical Trial of up to 4 months after loading. *Eur J Oral Implantol*. 2009;2(1):7-20.
- Finger IM, et al. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract. Proced. Aesthet. Dent*. 2003;15(8):625-32.

Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):585-98.

Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H. Tests protocols for evaluation of spinal implants. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2006 Apr;88 Suppl 2:S103-9.

Goiato MC, et al. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J. Craniofac. Surg.* 2009;20(2):561-564.

Goiato MC, Pesqueira AA, Falcon-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2013;71:283-8.

Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J*. 2008;53:60-68.

Hagi D, et al. A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of Periodontology*. 2004;75:798-804.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.

HolmesDC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23(3):104-11.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80-8.

Iplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in-vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(2):258-65.

Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent*. 2005;14:166-175.

Laney WR. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. International Team for Implantology. 1st Edition. Berlin: Quintessence Publishing; 2007.

Lee JH, Frias V, Le KW, et al. Effect of implant size and shape on implant success rates. A literature review Apud. Missch, C. E. *Prótese sobre implantes*. Editora Santos; 2006.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J. Oral. Rehab*. 2006;33(1):75-78.

Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2013;25(2):240-51.

- Michalakakis KX, et al. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol.* 2014;40(20):146-52.
- Misch, CE. Short Dental Implants: A Literature Review and Rationale for Use. University School of Dentistry, Department of Periodontology. 2005;24(8):64-68.
- Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. 2008;17(1):5-15.
- Moraes MCCSB, Moraes EJ, Elias C. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. *Rev Bras Implant.* 2001;7(3):21-6.
- Moraes SLD. Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho; 2011.
- Morris H, et al. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *Journal of Oral Implantology.* 2001;27(4):164-173.
- Murat S, Eckert SE, Mark Z, Kai-Nan A. Finite Element Analysis of Effect of Prosthesis Height, Angle of Force Application, and Implant Offset on Supporting Bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):819-25.
- Oliveira BRG, Januário A. Biomecânica dos implantes dentários de conexão externa, interna e cone morse [monografia]. Brasília: Escola Brasileira de Odontologia; 2007.
- Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2011;40(2):117-122.
- Piermatti J, et al. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant. Dent.* 2006;15(4):427-435.
- Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Brånemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-7.
- Reina JM, et al. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. *Journal of Biomechanics, Eindhoven.* 2007;40(4):828-36.
- Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:69-76.
- Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2- year follow-up cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:937-43.
- Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. FOB.* 2001;9(3/4):97-103.

Sahin S, et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant- supported prostheses: a review J. Dent., Kidlington, 2002;30:271-282.

Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown to-implant ratios of single tooth implant- supported restorations. J Prosthet Dent. 2007;98(1):1-5.

Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. Journal of Dental Research, Standford. 2002;81(9);613-617.

Silva G. Racionalização biomecânica para o uso de implantes curtos: uma revisão de literatura. FULL Dentistry in Science; 2010;1(2):117-128.

Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(3):13-18.

Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. J Oral Rehabil. 2001;28(2):133-9.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of Prosthetic Parameters on the Survival and Complication Rates of Short Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21:275-282.

Taylor WR, et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. Journal of Biomechanics, Eindhoven. 2002;35(6):767- 773.

Theoharidou A, et al. Abutmet screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. 2008;23(4):681-690.

Vieira GF, Agra CM, Arakaki Y, Steagall Júnior W, Ferreira ATM. Anatomia de dentes permanentes. São Paulo. Santos; 2007. 121p.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36(7):463-71.

Watanabe N Stegaroiu R, , Tanaka M, Ejiri S, Nomura S, Miyakawa O. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure. The International Journal of Prosthodontics. 2006;19(1):40-2.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants Implantologist. 1977;1(2):104-9.