




Luciano Pedrin Carvalho FERREIRA**

 <https://orcid.org/0000-0003-2885-2718>


José Claudio Martins SEGALLA***

 <https://orcid.org/0000-0002-8982-625X>

João Gustavo Rabello RIBEIRO****

 <https://orcid.org/0000-0003-3593-6004>

Osvaldo Luiz MANZOLI*****

 <https://orcid.org/0000-0001-9004-7985>

Recebido em: 22 de Abril de 2019

Aprovado em: 12 de Agosto de 2019

AVALIAÇÃO DE CARGAS AXIAIS APLICADAS SOBRE MATERIAIS DE COBERTURA DE IMPLANTES, ATRAVÉS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS*

EVALUATION OF AXIAL LOADS APPLIED ON IMPLANT COVERING MATERIAL BY FINITE ELEMENT METHOD*

RESUMO

O stress causado por traumas oclusais sobre os implantes osseointegrados é motivo de muita preocupação, podendo levar a tensões indesejáveis, causando desde a soltura do parafuso até o fracasso da restauração. Este trabalho teve como objetivo avaliar, pelo método dos elementos finitos bidimensionais (MEF), as tensões exercidas sobre o material de cobertura (cerômero, porcelana e metal), utilizando implantes localizados na região posterior da mandíbula (primeiro pré-molar), na posição de 0 e com uma carga aplicada na superfície oclusal de 100 N e 350 N. Um modelo simulando um implante com hexágono externo (4 mm x 15 mm) foi confeccionado sem sofrer inclinações, em que foi realizado um enceramento de um componente ucla, sobre o qual a coroa protética foi restabelecida. A tensão máxima ficou concentrada no local de sua aplicação; quanto maior a carga sobre os modelos, maior era a intensidade das tensões e os materiais de cobertura não interferiram na distribuição de tensões. Com a limitação deste estudo, as cargas verticais são bem aceitas pelos implantes.

Descritores: Implante dentário. Análise de elemento finito. Metais. Porcelana dentária. Cimentos de resina

ABSTRACT

Tension caused by occlusal trauma stress on osseointegrated implants is the cause of a great concern, it may result in unwanted tension, causing from screw looseness to restoration failure. This paper sought to assess, by two dimensional finite element method (EFM), the tension on covering material (ceromer, porcelain and metal), using implants placed in the posterior mandible region (first premolar), 0° positioned with 100 N and 350 N loading being applied to occlusal surface. A simulating hexagon implant sample (4 mm x 15 mm) was prepared, no inclination, in which ucla waxing was performed then prosthetic crown was restored. The maximum stress centred the application area; the higher the loading on the samples the higher the stress intensity was, moreover covering material did not intervene on stress distribution. Limited by this paper, implants accept well vertical loading.

Descriptions: Dental implantation. Finite Element Analysis. Metals. Dental porcelain. Resin cements.

*Manuscrito extraído da dissertação de mestrado intitulada "Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações" apresentado na Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

**Doutor, Docente do Centro Universitário de Santa Fé do Sul/SP – Unifunec, e-mail: lupedrin@gmail.com

***Doutor, Docente Associado do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, e-mail: segalla@foar.unesp.br

****Doutor em Reabilitação Oral pela Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, e-mail: jgurr@hotmail.com

*****Doutor, Docente do Departamento de Engenharia Civil da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP, e-mail: omanzoli@feb.unesp.br

1 INTRODUÇÃO

Com a busca cada vez maior pela estética e a evolução dos implantes unitários, a sua colocação passou a exigir um planejamento mais rigoroso, uma vez que o posicionamento dos implantes e a possibilidade de um perfil de emergência da prótese em relação ao tecido gengival tornaram-no um procedimento de primeira escolha (planejamento reverso) na maioria das situações clínicas, considerando ainda que as estruturas anatômicas possam limitar a colocação dos implantes no local planejado, principalmente em rebordos reabsorvidos¹.

A maior causa dos insucessos em reabilitação oral está na falta de conhecimento sobre biomecânica, visto que o sistema prótese/implante não deve sofrer tensões excessivas, tanto nos eixos axiais quanto oblíquos, o que resultaria no insucesso do tratamento. A dentição natural apresenta ligamentos periodontais que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas; já nos implantes, a sua união com a estrutura óssea é rígida e, assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador².

Pesquisas alertam a respeito da sobrecarga existente sobre o complexo prótese/implante³ a qual justifica a presença de cargas axiais e não axiais excessivas, com perda óssea marginal em implantes⁴.

Existem alguns métodos para se analisar a biomecânica nos implantes, entre eles: o método dos elementos finitos, a fotoelasticidade, a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro*, os testes de cisalhamento, tração e compressão, entre outros.

Devido ao crescente número de pesquisas, o método dos elementos finitos (MEF) tornou-se uma ferramenta valiosa para avaliar a distribuição de tensões no sistema prótese/implante e sua inter-relação com o osso de suporte. O desenvolvimento de um modelo virtual e o conhecimento das possíveis distribuições das tensões nesse complexo sistema podem ajudar na diminuição da probabilidade de fracasso dos implantes, tornando-o valioso no processo de planejamento e instalação dos implantes osseointegrados.

A proposição deste trabalho foi, através do método dos elementos finitos, avaliar o material de cobertura (cerômero, porcelana e metal) e analisar a tensão sobre o implante e osso circundante, com os implantes na posição de 0° localizados na região posterior da mandíbula (primeiro pré-molar) e com carga axial aplicada sobre a superfície oclusal de 100 N e 350N.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Avaliou os aspectos biomecânicos e a transmissão de tensões do sistema prótese/implante no tecido ósseo circundante⁵. Concluiu que a distribuição de cargas verticais e oblíquas está diretamente relacionada com o número, o arranjo e a resistência do implante e

restauração protética. Como o implante está diretamente conectado ao osso, uma estrutura mais rígida da prótese transmitiria de forma integral as tensões geradas por forças estáticas e dinâmicas. Um outro aspecto colocado pelo autor é a utilização de materiais mais resilientes podendo ajudar na absorção e distribuição das tensões de forma mais efetiva.

Avaliou as tensões desenvolvidas nas estruturas externas e internas de implantes osseointegrados unitários com coroa protética, na região correspondente ao molar inferior⁶. Foi utilizado o método dos elementos finitos bidimensional, variando-se o diâmetro e o tipo de material de cobertura, compômero (Artglass) ou cerâmica feldspática (Vita), mantendo-se o comprimento do implante e a situação óssea e aplicando-se carga concentrada axial. Foram avaliadas as seguintes estruturas: coroa protética (compômero e cerâmica) e parafuso; pilar intermediário e parafuso; implante osseointegrado (nos dois diâmetros) e tecido ósseo (cortical e medular). Como resultado, obteve-se uma distribuição de tensões de Von Mises ligeiramente maior quando aplicada carga em uma coroa de compômero em vez de uma coroa de cerâmica; uma grande concentração de tensões de Von Mises no colo do conjunto implante/pilar e intermediário/coroa; que os implantes de maior diâmetro podem melhorar a distribuição das tensões geradas, tanto internamente como nas estruturas de suporte ao seu redor; e que existe uma diminuição gradativa da intensidade das tensões de Von Mises à medida que se caminha em direção ao tecido ósseo apical, em todos os modelos estudados.

Variando os materiais de cobertura oclusal (resina acrílica, resina composta, cerômero, porcelana e liga de ouro) na confecção de prótese parcial fixa implanto-suportada, pelo método dos elementos finitos tridimensional, avaliaram o efeito amortecedor desses materiais⁷. Concluíram que as resinas reduzem a tensão exercida sobre a infraestrutura sob diferentes condições de carga (15 a 25%), quando comparadas à porcelana ou ao metal. Porém, a baixa resistência à fratura e à abrasão, a facilidade ao manchamento e à instabilidade de cor indicam seu uso apenas provisoriamente.

Relatam que a influência do carregamento oclusal na distribuição do estresse em uma dentadura parcial fixa suportada por implante e por tecido ósseo é limitada⁸. Pensando nisso, investigaram o efeito do carregamento de 1 a 3 diferentes localizações na superfície oclusal de uma prótese sob stress, distribuído em uma dentadura parcial fixa mandibular suportada por implantes e osso circundante, usando análise tridimensional de elemento finito. Um modelo de um osso mandibular seccionado (Tipo 2) com a perda de um segundo pré-molar e sua superestrutura foram usados para este estudo. Um implante de 4.1 mm x 10,0 mm da ITI foi modelado para este estudo. Cobalto-cromo (Wiron 99) foi usado como material da estrutura da coroa e porcelana foi usada como material de cobertura. O implante e sua estrutura foram

desenhados em um programa de computador (Pro/Engineer 2000i). Um total de cargas com 300 N foi aplicado com as seguintes localizações: 1) ponta da cúspide vestibular (300 N); 2) ponta da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); 3) ponta de cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N), e fossa mesial (100 N). Os resultados demonstraram que, para cada 1 localização de carregamento vertical, resultou em altos valores de stress no osso e implante. Para carregamento em 2 ou 3 localizações, stresses foram concentrados sobre a estrutura e superfície oclusal da prótese e baixo stress foram distribuídos para o osso. Para o carregamento das condições investigadas, a combinação ótima para o carregamento vertical foi encontrada para ser carregada para 2 ou 3 localizações que diminuiu o stress dentro do osso. Nesta situação, o stress de Von Mises foi concentrado sobre a estrutura e superfície oclusal da prótese.

Relataram que a estabilidade implantar primária e densidade óssea são consideradas essenciais para atingir a osseointegração e a sobrevivência dos implantes⁹. Eles investigaram o efeito de 4 diferentes qualidades ósseas sobre a distribuição de stress em uma coroa mandibular suportada por implante, usando o método dos elementos finitos. Um modelo tridimensional de uma secção óssea mandibular com uma falha do segundo pré-molar e um implante com uma coroa foi desenvolvido. Um implante ITI de 4.1 x 10 mm e uma coroa metalo-cerâmica de Co-Cr (Wiron 99) e porcelana feldspática foram modelados. O modelo foi desenvolvido com o software (Pro/Engineer 2000i program), e 4 tipos de qualidade ósseas (D1, D2, D3 e D4) foram preparados. Uma carga de 300 N foi aplicada em uma direção vertical para a cúspide bucal (vestibular) e fossas distais das coroas. Os resultados demonstraram que as diferentes simulações de qualidade ósseas e de coroas suportadas por implante foram afetadas pela distribuição de stress. O stress de Von Mises em qualidade ósseas D3 e D4 alcançou valores elevados para o pescoço do implante e foram distribuídos localmente. Uma distribuição mais homogênea foi vista no osso inteiro para o grupo D1 e D2, e uma distribuição similar de stress foi observada.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O método dos elementos finitos é uma simulação pela qual se procura desenvolver a biomecânica de um caso clínico real. O programa mostra as regiões que recebem as deformações ou tensões oriundas da carga aplicada sobre a prótese.

A maioria das cargas exercidas sobre a superfície oclusal nos dentes posteriores inferiores é vertical e por essa razão, o trabalho foi desenvolvido segundo um modelo plano. A carga aplicada sobre a cúspide vestibular foi de 100 N e 350 N no sentido axial.

Para a avaliação comportamental das tensões existentes no implante e ao seu redor, foi desenvolvido um modelo que representasse um caso clínico real na região de primeiro pré-molar inferior. As imagens foram capturadas utilizando-se uma câmera digital (D50, Nikon, Tóquio, Japão), sendo trabalhadas em ambiente CAD (computeraided design), para depois serem transferidas para o programa dos elementos finitos.

Para a confecção do modelo, foi utilizado um implante LTX (3i, Palm Beach, Flórida, USA), com dimensões de 4,0 mmx15,0 mm, fabricado em titânio comercialmente puro, do tipo rosqueável e apresentando hexágono externo.

O componente selecionado foi o pilar UCLA (3i, Palm Beach, Flórida, USA) com 4,0 mm de diâmetro e com antirrotacional.

A prótese confeccionada equivaleu ao primeiro pré-molar, na qual, sobre o componente UCLA, foi fundido um “copyng”, dando a característica de uma peça cimentada e, sobre esse componente, foram aplicadas resina, porcelana feldspática ou apenas uma única fundição em prata-paládio (copyng + coroa), resultando em uma coroa total metálica. Por ser uma peça cimentada, não houve a necessidade de especificar a linha de cimentação, pois, por ela ser tão delgada, não influenciava no resultado final do trabalho.

A região selecionada para este estudo foi a mandíbula, mais especificamente, a região de primeiro pré-molar. Para a confecção do modelo geométrico da mandíbula, tomou-se como referência um corte longitudinal de mandíbula, cedida pelo Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp.

Por se tratar de uma simulação, não foi preciso a fundição e nem a aplicação dos materiais de cobertura, pois apenas o enceramento foi necessário para diferenciar os materiais que foram usados na pesquisa.

O implante foi incluído em resina acrílica autopolimerizável. Terminada a inclusão fez-se o seccionamento no sentido ocluso-apical com o disco diamantado Daimond Wafering Blade (Série 15 HC Daimond) em conjunto com a máquina Metaserv 2000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA).

A partir daí, o pilar UCLA foi instalado sobre o implante, sendo feito o enceramento da estrutura metálica e a posterior confecção do material de cobertura, devolvendo a oclusão com o antagonista.

O processo de enceramento da estrutura metálica deve ser bastante criterioso, de forma a proporcionar uma cobertura homogênea de porcelana, resina composta ou metal. O metal selecionado para esse tipo de pesquisa foi a liga prata-paládio, com o parafuso que travou a estrutura ao implante em titânio.

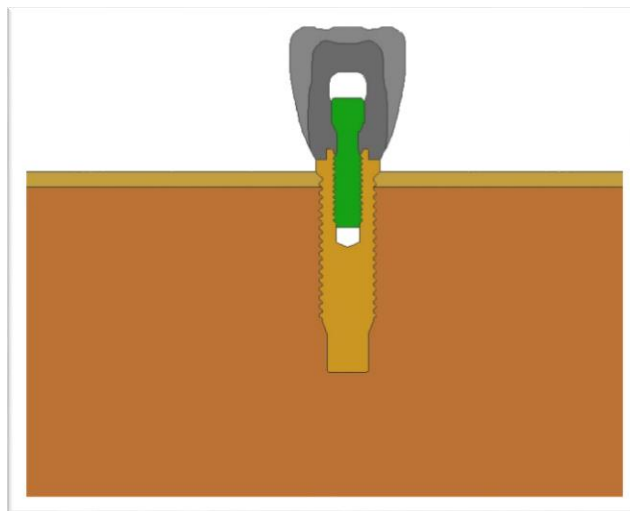
A imagem conseguida (figura 1) foi capturada por uma câmara digital em conjunto com uma lente macro105 mm (Nikon, Tóquio, Japão), trabalhada no programa Autocad (figura 2) e transferida ao programa GID (Barcelona, Espanha).

Figura 1 – Imagem capturada pela câmara digital



Fonte: Dos próprios autores

Figura 2 – Imagem trabalhada pelo Autocad



Fonte: Dos próprios autores

Inicialmente, foi necessário estudo dos dados preliminares com a confecção da geometria e o contorno das estruturas com suas respectivas propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) (tabela 1).

Em seguida, para a confecção do modelo numérico (pré-processamento), foi utilizado um programa gráfico GID, pelo qual é definida a geração da malha (figura 3), com os correspondentes nós (vértice de forma triangular). O programa lista as coordenadas de todos os

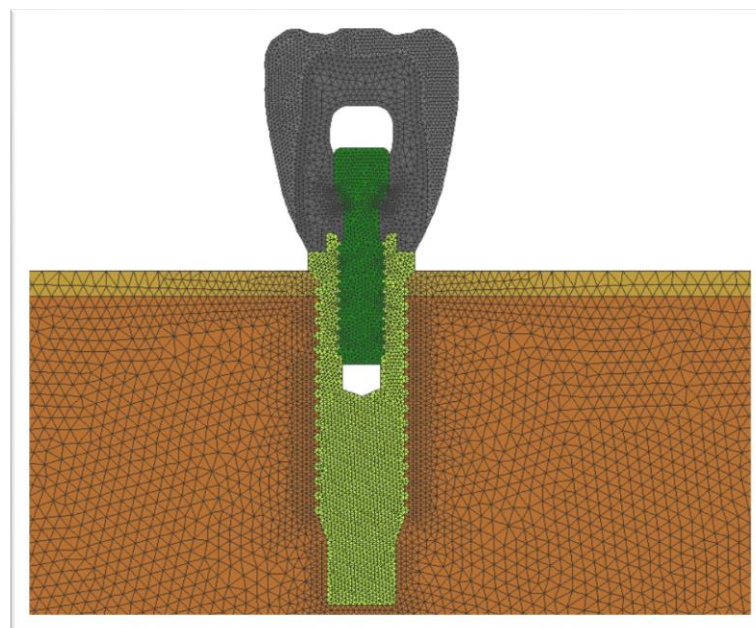
nós, os volumes (áreas) com as superfícies e as definições das condições de contorno (cargas e vínculos).

Tabela 1 – Valores dos materiais componentes

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (U)
Osso cortical	1.37	0.30
Osso esponjoso	1.37	0.30
Implante Osseo int. Ti	110.0	0.33
Liga de Ag/Pd	80.00	0.33
Porcelana Feldspática	67.70	0.28
Cerômero “Artglass”	20.00	0.28

Fonte: Dos próprios autores.

Figura 3 - Modelo numérico confeccionado utilizando um programa gráfico GID.



Fonte: Dos próprios autores.

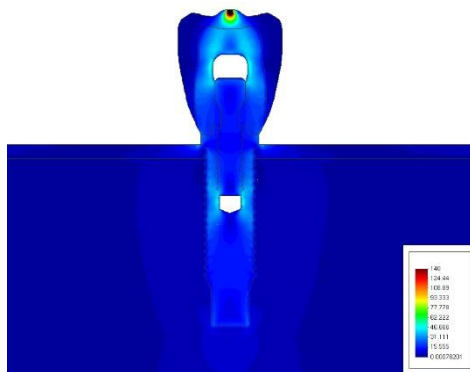
Para fazer o cálculo das tensões e deformações (processamento), foi usado o programa computacional Ômega, pelo qual foi possível processar os resultados (deslocamentos, tensões de Von Mises para cada nó).

O pós-processamento foi conseguido pelo programa GID, que gerou as imagens que facilitaram a interpretação dos resultados e também a configuração das deformações e tensões.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

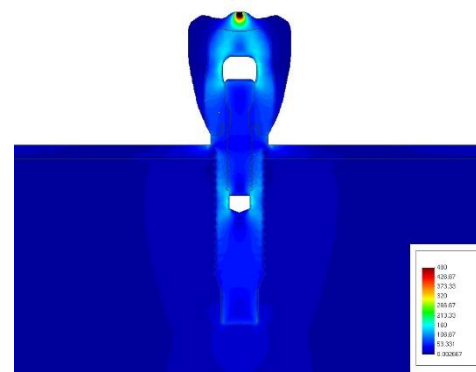
Após os estágios de pré-processamento e processamento, os resultados foram apresentados em forma de cores, por meio de diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos, cuja mudança significa a ocorrência de algum tipo de tensão sobre a região pesquisada. Juntamente com o valor qualitativo, o método dos elementos finitos proporcionou sabermos os valores numéricos de cada região estudada, visualizada lateralmente em cada desenho. Estes valores foram apresentados pelas tensões de Von Mises, desde as tensões mínimas chegando às máximas obtidas em MPa (figura 4 e 5).

Figura. 4 – Carga máxima de 100 N



Fonte: Dos próprios autores.

Figura 5 – Carga máxima de 350 N



Fonte: Dos próprios autores.

Com os resultados obtidos pelo método dos elementos finitos bidimensional, foram selecionadas áreas específicas das tensões, especificadas na tabela 2.

Tabela 2 - Valores numéricos das tensões

	100 N			350 N		
	Ponta de cúspide	Cortical óssea	Terço médio do implante	Ponta de cúspide	Cortical óssea	Terço médio do implante
0°	140 Mpa	31,11 Mpa	15,55 Mpa	480,00 Mpa	106,66 Mpa	53,32 Mpa

Fonte: Dos próprios autores.

A análise pelo método dos elementos finitos forneceu dados valiosos a um custo relativamente baixo, cujos resultados numérico/computacionais mostraram-se de acordo com os estudos clínicos.

Problemas ligados à sobrecarga sobre os implantes estão intimamente ligados ao fracasso dessas restaurações, podendo ocorrer desde o afrouxamento do parafuso de fixação até a reabsorção do osso circundante¹⁰.

Os materiais de recobrimento e a oclusão dos implantes são assuntos muito discutidos como causa do fracasso destes tipos de restaurações¹¹. Estudando a oclusão dos implantes, com intervalos de três meses, observou a existência de uma hiperclusão nessas restaurações, sugerindo um controle mais rígido da oclusão depois de instalada a prótese e cuidados especiais com os materiais de cobertura.

Para um correto planejamento sobre o tipo de material de cobertura a ser utilizado, é necessário o conhecimento do material existente no antagonista¹², estudando a capacidade de desgaste de vários materiais utilizados nas faces oclusais de próteses dentais, verificaram que o antagonista em porcelana era o que desgastava ou sobrecarregava a prótese.

Quanto ao tipo de material a ser usado, a literatura é um pouco controversa. Existem autores que se reportam às resinas como um material que reduz o impacto devido ao seu baixo módulo de elasticidade quando comparadas às porcelanas e aos metais⁷; já outros admitem que ainda devem ser realizados novos trabalhos para podermos afirmar alguma coisa¹³.

Estudando implantes na região posterior da mandíbula, relatou que, na prótese com cobertura de resina, sob cargas axiais, foram encontradas as maiores porcentagens de fadigas e fraturas quando comparadas com porcelana e metal¹⁴. Variando os materiais de cobertura oclusal⁷ (resina acrílica, resina composta, cerômero, porcelana e liga de ouro) na confecção de prótese parcial fixa implanto-suportada, avaliaram o efeito amortecedor desses materiais e concluíram que as resinas reduzem a tensão exercida sobre a infraestrutura sob diferentes condições de carga (15 a 25%), quando comparadas à porcelana ou ao metal. Porém a baixa resistência à fratura e à abrasão, facilidade ao manchamento e instabilidade de cor indicam seu uso apenas provisoriamente.

Para tentar resolver este problema de sobrecarga sobre os implantes¹⁵, estudaram a influência da forma oclusal na transferência de forças mastigatórias em próteses implanto-suportadas e tecido ósseo de suporte e concluíram que a redução de esforços laterais pela diminuição da inclinação das vertentes das cúspides beneficia a manutenção e a preservação da osseointegração e dos componentes do sistema.

5 CONCLUSÕES

As tensões se localizaram com maior intensidade no local de aplicação da carga, espalhando-se de maneira homogênea por toda a superfície do implante, não sendo nocivo para o sistema.

Quanto maior a carga sobre os modelos, maior foi a intensidade das tensões. O material de cobertura não interferiu na distribuição de tensões.

REFERÊNCIAS

- 1 Bruggenkate CM, Oosterbeek HS, Krekeler G, Asikainen PJ. The placement of angled implants in the edentulous maxillae for the use of overdentures. *J Prosthet Dent.* [Internet]. Dez. 1991; 66(6):807-9. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90422-S](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90422-S)
- 2 Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int.* [Internet]. Jul. 1989; 20(7):473-80. Disponível em: http://www.pgocclusion.com/files/Implant_Occl_Chapman_1989.pdf
- 3 Pugh JW, Rose RM, Radin EL. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. *J Biomech.* [Internet]. Set. 1973; 6(5):475-85. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90006-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90006-7)
- 4 Barbier L, Schepers E. Adaptative bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* [Internet]. Marc./Abr. 1997; 12(2):215-23. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9109272>
- 5 Shalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* [Internet]. Jun. 1983; 49(6):843-8. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-X)
- 6 Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. São Paulo – SP Tese [Doutorado] - Faculdade de Odontologia da USP; 1998.
- 7 Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* [Internet]. Jul./Ago. 2000; 15(4):571-82. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10960992>
- 8 Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* [Internet]. Fev. 2004; 91(2):144-50. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>
- 9 Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* [Internet]. 2005; 93(3):227-34. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019>
- 10 Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and Moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* [Internet]. 1989;4(3): 241-7. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2700747>

- 11 Dario LJ. How occlusal forces change in implant patients: a clinical research report. *J Am Dent Assoc.* [Internet]. Ago. 1995; 126(8):1130-3. Disponível em: <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1995.0331>
- 12 Leinfelder KF, Yarnell G. Occlusion and restorative materials. *Dent Clin North Am.* [Internet]. Abr. 1995;39(2):355-61. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7781831>
- 13 Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment, *Int J Oral Maxillofac Implants.* [Internet]. Jan./Fev. 1994; 9(1):90-4. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8150518>
- 14 Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prostheses material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* [Internet]. Nov./Dez. 1998;13(6):781-90. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9857588>
- 15 Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* [Internet]. Jul. 1996;76(1):50-5. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90346-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90346-7)