UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

DANILO ZAPAROLLI

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE PRÓTESES TIPO
PROTOCOLO COM DIFERENTES MATERIAIS DE
INFRAESTRUTURA E INSTALADAS EM REBORDO REABSORVIDO**

RIBEIRÃO PRETO

2017

DANILO ZAPAROLLI

**ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE PRÓTESES TIPO
PROTOCOLO COM DIFERENTES MATERIAIS DE
INFRAESTRUTURA E INSTALADAS EM REBORDO REABSORVIDO**

**Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor no Programa de
Reabilitação Oral.**

Área de concentração: Reabilitação Oral

**Orientadora: Prof. Dra. Maria da Glória
Chiarello de Mattos**

Ribeirão Preto

2017

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Zaparolli, Danilo.

Análise por elementos finitos de próteses tipo protocolo com diferentes materiais de infraestrutura e instaladas em rebordo reabsorvido. Ribeirão Preto, 2017.

108p.: il.; 30 cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de.

1. Implantes dentários.
2. Prótese sobre implante.
3. Ligas odontológicas.
4. Resina reforçada por fibras.
5. Análise por elementos finitos

ZAPAROLLI, D. Análise por elementos finitos de próteses tipo protocolo com diferentes materiais de infraestrutura e instaladas em rebordo reabsorvido. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **Edvard Fernando Zaparolli** e **Luzimar Aparecida Fernandes Zaparolli**, pelo total apoio nas horas mais difíceis desta jornada .

À minha avó, **Rosalina Pereira**, por sempre oferecer um lugar para descanso quando tudo mais dava errado e as pedras no caminho eram gigantes.

AGRADECIMENTOS

À Deus pelo dom da vida.

À Dra. Ana Paula Macedo, pela ajuda fundamental e apoio incondicional a este trabalho.

Aos funcionários/estagiários do CTI Renato Archer de Campinas (em especial a Elaine e o Taka), sem a dedicação deles este trabalho nunca teria saído do papel.

À todos da minha família, principalmente meus tios, que sempre me aconselharam durante toda minha vida, e que são parte fundamental do caráter que construí.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos a mim concedida durante os anos de curso de Doutorado.

À Prof. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, pela orientação e por nunca ter desistido de mim desde a graduação, passando pelo Mestrado e agora no Doutorado.

À Prof. Dra. Iara Augusta Orsi, por me iniciar na análise por elementos finitos e por toda ajuda dada a este trabalho e a minha formação.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada.

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada e pela convivência.

Ao Curso de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela oportunidade proporcionada e pela convivência.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, e às secretárias do serviço de pós-graduação, pela paciência, ajuda e dedicação para conosco.

A todos os amigos mestrandos e doutorandos que propiciaram um ambiente de trabalho agradável, harmônico e produtivo. Vocês ficarão para sempre em minha memória dos bons tempos da pós-graduação.

A todos os professores que ministraram e conduziram as disciplinas da pós-graduação.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para que mais essa etapa em minha vida pudesse ser cumprida, meus sinceros agradecimentos.

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

*"Nem todos os que vagueiam
estão perdidos."*

J.R.R. Tolkien

RESUMO

RESUMO

ZAPAROLLI, D. **Análise por elementos finitos de próteses tipo protocolo com diferentes materiais de infraestrutura e instaladas em rebordo reabsorvido**, 2017. 108f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

Com o avanço da estética e da qualidade de vida, novos materiais estão sendo utilizados para substituir partes metálicas de próteses, e mais pacientes com rebordos atrofiados desejam uma reabilitação oral fixa. Este estudo teve como objetivo comparar as tensões geradas por próteses implantossuportadas mandibulares em função da variação do material utilizado nas barras e da largura do rebordo ósseo, através de análise por elementos finitos. Dois hemiarcos mandibulares (normal e reabsorvido) foram modelados em software de computador. Dois implantes cone-morse foram inseridos em cada mandíbula, sendo reabilitados com prótese do tipo protocolo. Três materiais diferentes de barra foram utilizados: cobalto-cromo, titânio e resina reforçada por fibras de vidro. Cada prótese recebeu 500N de força oblíqua distribuída entre molar (200N) e pré-molares (150N cada). A função espelho do software de análise foi utilizada para transformar cada hemiarco em arcada total. Foram analisadas as tensões máximas e mínimas principais no osso cortical e trabecular, e a tensão equivalente Von mises na infraestrutura e componentes da prótese. A variação dos materiais de infraestrutura provocou alteração na magnitude das tensões, mas não de forma significativa e nem alterando a forma de distribuição das tensões. Já a quantidade remanescente de rebordo ósseo alterou de forma significativa tanto a magnitude quanto a distribuição das tensões máximas e mínimas principais: no implante anterior localizadas somente no pescoço do implante para a mandíbula normal e no pescoço e espiras do implante para a mandíbula reabsorvida; no implante posterior houve apenas diferença significativa de intensidade das tensões, não de localização. A tensão equivalente Von mises se concentrou no micro-unit em todas as situações, sendo mais alterada pela diferença de rebordo do que de material de infraestrutura. Pode-se concluir que tanto a variação da condição do rebordo ósseo remanescente como a variação do a

variação do material de infraestrutura da prótese provocaram alterações na intensidade e distribuição das tensões, sendo que a primeira provocou alterações mais significativas do que a segunda.

1. Implantes dentários. 2. Prótese sobre implante. 3. Ligas odontológicas. 4. Resina reforçada por fibras. 5. Analise por elementos finitos.

ABSTRACT

ABSTRACT

ZAPAROLLI, D. **Finite element analysis of implant-supported prostheses with different infrastructure materials and installed in reabsorbed ridge.** 2017 108f. Tesis (Doctorate - Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

With the advancement of aesthetics and quality of life, new materials are being used to replace metallic parts of prostheses, and more patients with atrophied ridges want a fixed oral rehabilitation. The aim of this study was to compare the stress generated by mandibular implant - supported prostheses in function of the variation of the material used in the bars and the width of the bone ridge, through finite element analysis. Two mandibular hemi arcs (normal and reabsorbed) were modeled in computer software. Two cone-morse implants were inserted into each mandible, being rehabilitated with a implant-supported prostheses. Three different bar materials were used: cobalt-chromium, titanium and fiberglass reinforced resin. Each prosthesis received 500N of oblique load distributed between molar (200N) e and premolars (150N each).. The mirror function of the analysis software was used to transform each hemi arch into total arch. We analyzed the maximum and minimum principal tensions in the cortical and trabecular bone, and the equivalent stress Von mises in the infrastructure and components of the prosthesis. The variation of the materials of infrastructure caused a change in the stress magnitude, but not in a significant way nor changing the form of stress distribution. On the other hand, the remaining amount of bone ridge significantly altered both the magnitude and the distribution of the maximum and minimum principal stresses: in the anterior implant located only in the neck of the implant for the normal mandible and in the neck and spines of the implant for the reabsorbed mandible; in the posterior implant there was only a significant difference in the intensity of the stresses, not in the location. The equivalent stress Von mises was concentrated in the micro-unit in all situations, being more affected by the ridge difference than of infrastructural material. It can be concluded that both the variation of the condition of the remaining bone ridge or the variation of the variation of the infrastructure material of the prosthesis caused

changes in the intensity and distribution of the stresses, being so that the first caused more significant alterations than the second.

1. Dental Implants.
2. Implant-suported prosthesis.
3. Dental alloys
4. Fiber reinforced resin
5. Finite element analysis

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1	Implantodontia.....	21
2.2	Materiais protéticos.....	29
2.3	Análise por elementos finitos.....	37
3	PROPOSIÇÃO.....	42
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	44
4.1.	Confecção do modelo mandibular.....	45
4.2.	Propriedades dos materiais.....	51
4.3.	Geração da malha.....	54
4.4.	Condições de carga.....	55
4.5.	Limites.....	56
4.6.	Processamento.....	57
4.7.	Análise dos resultados.....	57
5.	RESULTADOS.....	59
5.1.	Deslocamento.....	60
5.2.	Tensão máxima principal.....	62
5.3.	Tensão mínima principal.....	67
5.4.	Tensão equivalente Von mises.....	72
5.5.	Tensão máxima principal na barra Trinia.....	77
6.	DISCUSSÃO.....	79
7.	CONCLUSÃO.....	87
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com implantes, que pode ser realizada tanto nas maxilas e/ou mandíbulas parcialmente ou totalmente desdentadas, tem-se mostrado bastante satisfatória e com elevados índices de sucesso e aplicabilidade extremamente viável (CARLSSON, 1994; EKFELDT *et al.*, 1994; FRIEBERG *et al.*, 2000; GOODACRE *et al.*, 2003)

Fatores de suma importância como volume de osso e comprimento do implante, densidade óssea e área de superfície do implante e cargas funcionais aplicadas também devem ser considerados (TADA *et al.*, 2003; LIN *et al.*, 2009), a fim de se promover adequada e efetiva osseointegração. Não bastasse, o elemento que é instalado sobre os implantes também desempenha função tão importante quanto estes: são as próteses implanto-suportadas. O tipo de material de recobrimento de tais próteses, bem como o material que compõe sua infra-estrutura, a anatomia oclusal composta de maiores ou menores angulações, suas dimensões em relação ao implante entre outros fatores também podem ser preponderantes no sucesso ou fracasso do trabalho reabilitador (ÇİFTÇİ e CANAYA, 2000; BORIE *et al.*, 2016).

A influência das forças mastigatórias e dos gradientes de tensão nos implantes, conexões e pilares protéticos é considerada de grande importância nos estudos, devido ao comportamento biomecânico da distribuição de tensões nos implantes que difere daquele que ocorre nos dentes naturais, pois a transição das forças ou cargas mastigatórias é diretamente direcionada ao osso (prótese, pilar, implante e crista óssea) propiciando picos elevados de tensões desfavoráveis na manutenção dos tecidos circundantes e componentes protéticos (ULBRICH *et al.*, 2000; WATANABE *et al.*, 2000; KARL *et al.*, 2004; ISIDOR, 2006).

Com relação ao osso, há influências importantes em seu comportamento junto dos implantes, como sua densidade, espessura, qualidade, entre outras, que implicam também em alterações de certos fatores com relação aos implantes como diâmetro, comprimento, desenho de superfície, posicionamento espacial, entre outros (CHUN *et al.*, 2002; PIERRISNARD *et al.*, 2003; TADA *et al.*, 2003; GENG *et al.*, 2004; BAGGI *et al.*, 2008). A questão da qualidade e quantidade óssea em que os implantes está posicionada configura-se como um fator de grande importância

com relação ao seu comportamento e dissipação de forças (TADA *et al.*, 2003; de ALMEIDA *et al.*, 2010)

Diâmetro e comprimento dos implantes e seus efeitos ao osso circundante já tem sido estudado, porém ainda não está totalmente claro o limite e a situação ideal de suas inter-relações com o nível de espessura e altura ósseo. Tem-se explorado variações do implante, porém levando-se em conta uma situação ideal no tamanho da coroa e nivelamento ósseo. Esses dois elementos são de fundamental importância no resultado final e prognóstico da reabilitação. Deve-se levar em conta que, seguido das perdas dentárias sempre há perda de tecido ósseo, tanto em altura como em espessura, e, inevitavelmente, isso leva a necessidade de reabilitações de prótese sobre implantes de dimensões maiores, com coroas mais amplas no sentido gengivo-oclusal. Além disso, também como consequência da perda óssea, há necessidade em se optar por implantes mais curtos, diminuindo ainda mais a área de suporte e podendo sobrecarregar os implantes e a estrutura de suporte.

As pesquisas com elementos finitos apontam que a perda óssea é devida à concentração de tensões localizadas no osso e componentes protéticos, sendo esse último o principal mediador na transferência da tensão para o pescoço do implante e tecidos ósseos peri-implantares (HANSSON, 2003; GENG *et al.*, 2004; ISIDOR, 2006; CHUN *et al.*, 2006; KAN *et al.*, 2011;). Quanto maior o pico, maior será o risco de afrouxamento e fraturas das estruturas, podendo exceder a capacidade de suporte fisiológico do osso cortical (AKÇA e IPLIKCIOGLU, 2001) possibilitando perda da crista óssea, comprometendo assim os resultados estéticos e a longevidade das restaurações protéticas (YOKOYAMA *et al.*, 2004).

A perda óssea pode ser causada também por diversos fatores, tais como estímulo mecânico inadequado por oclusão desequilibrada, doenças peri-implantares (KING *et al.*, 2002; HARTMAN e COCHRAN, 2004; ISIDOR, 2006), desajuste da peça protética, ausência de passividade, proporção coroa-implante, tipo de material restaurador, número e distribuição de implantes usados para a reabilitação protética e se estão espiantados ou não (DAS NEVES *et al.* 2006; ANITUA e ORIVE, 2010; KAN *et al.*, 2011; TIOSSI *et al.*, 2012).

Estruturas de metal são comumente utilizadas para casos de esplintagem em próteses tipo protocolo (GLANTZ *et al.*, 1997). O primeiro uso para os implantes do tipo Brannemark foi a reabilitação oral de pacientes desdentados através do uso de um protocolo inferior, no caso uma prótese total inferior com uma barra esplintando quatro implantes usados como suporte para fixação. Por ser o primeiro tipo de reabilitação com implantes osseointegrados já existe uma vasta literatura sobre o uso de diversos materiais para esplintagem em protocolo (TORSELLO *et al.*, 2008; CRESPI *et al.*, 2012).

Porém um novo material se apresenta no mercado para substituir estruturas de metais, um composto de resina fortificado com fibras chamado Trinia. Com pouco mais de 80 casos realizados em estudos clínicos, há poucos estudos na literatura relatando as propriedades desse material (MARINCOLA *et al.*, 2012), sendo necessário mais estudos comparando-se este novo material e as já consagradas estruturas de metal.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Implantodontia

Skalak em 1983 reconheceu a necessidade da ligação óssea ao implante sem a presença de tecido fibroso, algo primordial para permitir a transmissão de tensão do implante ao osso. O uso de implantes com roscas proporciona um excepcional encaixe com o osso em uma escala macroscópica, permitindo a resistência óssea em casos de tensões, cisalhamento e compressão. Em seu estudo, Shalak, também confirmou que a distribuição de carga vertical ou lateral aplicada sobre uma prótese depende do número e disposição dos implantes, da rigidez da prótese, do pilar e da forma. Essa somatória de rigidez do pilar e da prótese faz com que as cargas sejam mais bem distribuídas ao osso. Por fim demonstra que os implantes osseointegrados, por possuir conexão direta com o osso, conduzem qualquer tipo de tensão aplicada na prótese sobre o implante.

Em 1991 foi realizado um estudo clínico longitudinal por Jemt, no qual foram avaliadas 391 maxilas e mandíbulas com ausência total de dentes, reabilitadas com próteses fixas sobre implantes múltiplos. Após um ano de seguimento, o índice de sucesso encontrado foi de 99,5%, para as próteses e 98,1% para os implantes. Os implantes maxilares apresentaram maiores insucessos (1,5%) comparados aos mandibulares (0,3%). O maior número de imperfeições protéticas foi encontrado na maxila ocasionando problemas como fraturas da base de resina e alterações fonéticas, já para a mandíbula o evento adverso mais relatado foi mordedura de lábios e bochechas. No entanto não houve dificuldades para a resolução da maioria dos impasses e poucos foram de fato prejudiciais a estabilidade encontrada para prótese fixa.

Weinberg (1993) relata que a distribuição de forças na interface entre osso e implante é diferente dos dentes naturais, já que a carga exercida sobre um dente é transmitida e dissipada pelo ligamento periodontal, e a localização e a inclinação de sua cúspide altera o padrão de força. Enquanto que nos implantes osseointegrados não existe micro movimento associado na distribuição de forças, mas sim variáveis dependendo do grau de deformação dos parafusos de retenção, do intermediário, da própria prótese, do desenho do implante e tecido ósseo. Para isso ressaltou alguns princípios, características e análises biomecânicas que podem interferir na distribuição das forças aplicadas em próteses implantossuportadas e dentro

suportadas, analisando as diferenças de suas estruturas, o meio de sustentação, relacionamento entre os componentes, as forças intrínsecas, se há necessidade de esplintagem em próteses múltiplas, passividade e as interferências na transmissão de forças, pois quando não se estabelece uma carga adequada pode ocorrer fratura ou deformação. É claro que com bom planejamento, consulta e técnica todos estes fatores podem ser evitados, e isto se designa para qualquer campo de atuação clínica.

Carlsson e Lindquist (1994) realizaram um acompanhamento de dez anos com pacientes totalmente desdentados que foram tratados com uma prótese total mandibular suportada por implantes. Dos 23 pacientes acompanhados, 9 receberam também uma prótese implantossuportada maxilar depois da colocação da mandibular, enquanto os outros usavam próteses totais maxilares convencionais. A força de oclusão máxima e a eficiência mastigatória dos pacientes com próteses fixas nos dois arcos não diferiu dos que tinham apenas a prótese mandibular fixa por implantes, mas ambas aumentaram drasticamente a eficiência mastigatória comparado ao uso de um par de próteses totais convencionais.

Em 1997, Isidor realizou um trabalho onde avaliou histologicamente o osso peri-implantar de implantes submetidos ao acúmulo de placas e sobrecarga oclusal. O estudo foi realizado em macacos (*Macaca fascicularis*) durante 18 meses. Nos primeiros 6 meses uma prótese parcial fixa com contato prematuro foi instalada em um dos segmentos. Uma vez por semana os implantes passavam por limpeza. No outro hemiarco, não foram instaladas próteses e inseriu-se um cordão de algodão sem que nenhum método de higiene fosse feito, permitindo o acúmulo de placa. Ao final os macacos foram sacrificados e peças histológicas encaminhadas para análise. Os implantes com acúmulo de placa apresentavam-se osseointegrados com perda de 2,4mm. Dos oito implantes que foram submetidos à sobrecarga oclusal 6 apresentavam mobilidades, sendo 2 destes, no mesmo macaco, com perda total da osseointegração. Ainda, dois implantes mantinham-se osseointegrados somente na porção apical e dois permaneciam osseointegrados, mas com perda óssea de 1,8 a 1,9 mm. Concluindo-se que implantes sujeitos a sobrecarga oclusal pode culminar em perda completa ou parcial da osseointegração. Nos implantes com acúmulo de placa, foram encontrados sinais de peri-implantite com perda óssea marginal.

Esposito *et al.* (1998) em uma revisão literária, analisaram fatores biológicos associados à perda de implantes. Neste estudo constataram que excesso de trauma cirúrgico associado a uma cicatrização deficiente, carga prematura e infecção causam falhas tardias. Além disso, as características da superfície do implante (textura e tipo de tratamento) podem ter influência junto ao padrão de falha. Foram levados em consideração parâmetros como: estado de saúde do paciente, tabagismo, qualidade óssea, enxerto ósseo, radioterapia, hábitos funcionais, experiência do operador, o grau do trauma cirúrgico, contaminação por patógenos, ausência de antibioticoterapia no pré-operatório, carga imediata, procedimento não-submersos, o número de implantes suportando uma prótese, características da superfície do implante e seu formato. Concluiu que a falha que interfere na osseointegração é provavelmente uma resposta osteogênica a fatores endógenos e/ou exógenos devido a eventos multifatoriais relacionados aos parâmetros citados anteriormente.

No acompanhamento em longo prazo em mandíbulas severamente atroficas com o uso exclusivo de implantes curtos (6 e 7mm), realizado por Friberg *et al.* (2000) foram inseridos 247 implantes nas dimensões 3.75 x 7,0mm e 13 implantes 5.0 x 6.0mm em 49 indivíduos, todos com reabsorção importante da mandíbula totalmente desdentada. Foram colocadas próteses fixas sobre implantes em 45 pacientes, e overdentures no restante. Ocorreram falhas de 17 implantes no período estudado (taxa de sobrevida cumulativa de 95.5% em 5 anos, e 92.3% em 10 anos de acompanhamento). Como resultado o estudo demonstrou que a inserção de implantes curtos do tipo Branemark sem o uso de enxerto ósseo para reconstrução de mandíbula severamente atrofica é um tratamento com alta previsibilidade e viável.

Morneburg e Proschel (2002) mensuraram as forças mastigatórias verticais utilizando dois pilares de implante que foram munidos com medidores de tensão. Os sinais dos dois pilares foram somados para dar uma leitura de força que era independente da localização da força de impacto ao longo da prótese. Em todos os nove pacientes foi encontrada uma força mastigatória média total de 220 N, com um máximo de 450 N. Os pilares únicos experimentaram cargas médias de 91 N (anterior) e 129 N (posterior), com um máximo de 314 N.

Os principais tipos de complicações relatados com implantes associados com próteses foram identificados por Goodacre *et al.* (2003) através de ampla revisão da literatura realizada desde 1981. As investigações foram focadas em publicações que possuísem dados clínicos com sucessos/falhas/ complicações. As complicações foram distribuídas em 6 categorias: cirúrgica, perda de implante, perda de osso, tecido mole peri-implantar, mecânica e estética. A complicação mais comum foi a perda da retenção de overdentures (33%), perda de implante em maxila irradiada (25%), complicações hemorrágicas (24%), fratura de resina em prótese parcial fixa (22%), perda de implante com overdentures em maxila (21%), overdentures necessitando de realinhamento (19%), perda de implante em osso tipo IV (16%) e fratura de clip/attachment (16%). Os números levantados a respeito de próteses sobre implantes indicaram uma maior propensão a complicações com próteses implantossuportadas do que com coroas unitárias, próteses parciais fixas, coroas de cerâmica pura, pinos e núcleos.

Nedir *et al.* (2004) divulgaram um estudo prospectivo, sobre 528 implantes, com tratamento de superfície, colocados em 236 pacientes, com variação de comprimento entre 6 e 13 mm. O único critério de seleção era a higiene dos candidatos. Neste grupo havia indivíduos com caso bruxismos, tabagistas, pacientes com doenças crônicas como HIV ou diabetes melitus controlada. Os resultados demonstraram uma taxa de sobrevivência cumulativa de 99,4%, sem diferença significativa entre os implantes. É importante enfatizar que, embora o controle tenha atingido até três anos, menos de 50% dos pacientes foram acompanhados por um ano ou mais. Os autores concluíram que reabilitações com implantes curtos são tratamentos seguros e previsíveis.

Bozkaya *et al.* (2004) afirmam que a transmissão de tensão ao osso pode sofrer influencias significativas quando se trata do contorno externo do implante associado a magnitude das cargas oclusais, podendo assim, refletir na perda óssea. Os autores realizaram o estudo com 5 sistemas de implantes diferentes, comparáveis em tamanho porém diferentes no desenho. Através de uma análise por elementos finitos, variaram a carga oclusal de 0 a 2000N, aplicada ligeiramente angulada e fora do centro do implante. A área total de osso em sobrecarga (utilizando os limites de: 100 MPa para compressão e 170 MPa para tração no osso cortical; 2 a 5 MPa para tração e compressão no osso trabecular e 1000 a 3000µε de

deformação) foi investigada. Para valores de carga oclusal até 300N, nenhum sistema de implante apresentou sobrecarga óssea; já para cargas maiores que 1000N a geometria do implante alterou a área total do tecido ósseo sobre o efeito de sobrecarga. Os autores concluíram que em geral a sobrecarga deu-se próxima a região de crista do osso cortical, como compressão, causada principalmente pelo componente lateral da carga oclusal. Na região da junção entre osso cortical e trabecular, a sobrecarga ocorre por tração devido ao componente vertical da carga. Para forças excessivas de mais que 1000N, as áreas de sobrecarga variaram consideravelmente entre os cinco sistemas utilizados.

Em 2006, Romeo *et al.* realizaram um estudo retrospectivo, avaliando 265 implantes durante um período de 3 a 14 anos, com diferentes tratamentos de superfície, diâmetros e com 8 ou 10 mm de comprimento. Para a pesquisa foram escolhidas pessoas que gozassem de um bom estado de saúde geral e com necessidade de suporte da prótese com implantes convencionais e curtos, mas que não possuíssem em seu histórico episódios de etilismo, tabagismo, abuso de drogas, radioterapia, quimioterapia, doenças renais ou hepáticas, diabetes descompensada, doenças periodontais, doenças na mucosa ou higiene oral precária. Durante a pesquisa, 23 pacientes, que correspondiam a 42 implantes avaliados, foram descontinuados, resultando em 223 implantes controlados, sendo que desses, oito falharam, metade de cada comprimento. Os índices de sobrevivência foram de 97,9% para implantes de 8 mm de comprimento e 97,1% para implantes de 10 mm. Os autores concluíram que a variação no comprimento não afetou de forma significativa a sobrevivência dos implantes.

A pesquisa realizada por das Neves *et al.* (2006) teve como finalidade considerar a decisão terapêutica na utilização de cirurgias avançadas ou implantes curtos baseando-se nos dados obtidos de revisão da literatura. Foram consultados estudos publicados no período de 24 anos, chegando a um total de 16344 implantes instalados. Foram avaliados implantes de 7, 8.5 e 10 mm de comprimento. O percentual total de falhas encontrado foi de 4.8%. Em análise foram revelados fatores de riscos associados ao emprego de implantes curtos associados a ossos de baixa qualidade. Já Implantes com diâmetro mínimo de 4 mm pareceram minimizar as falhas nestas situações. Os autores concluíram que em caso de ganho ósseo, implantes curtos devem ser considerados como alternativa em relação às cirurgias

avanzadas, pois tais cirurgias envolvem alta morbidade, exigem prolongados períodos clínicos e criam altos custos ao paciente.

Koyama *et al.* publicaram um estudo in vitro em 2008 em que foram avaliados os efeitos de forças compressivas sobre culturas de osteoblastos e seu efeito na manifestação de citosinas que propiciam a formação de osteoclastos e de seus receptores. Os tecidos foram cultivados em soro fetal bovino modificado com ou sem força compressiva contínua por 24 horas. Os níveis de citosinas foram avaliados através de PCR em tempo real e de ELISA. Os resultados demonstraram que forças compressivas incitam a liberação de citosinas que estimulam a formação e função osteoclástica.

Rilo *et al.* (2008) através de uma revisão de literatura referem que depois de concretizada a osseointegração em implantes dentários as falhas ocorridas tem sido associadas, em muitos casos, com a sobrecarga oclusal. A sobrecarga depende do número e da localização dos contatos oclusais, que deveriam estar sob o domínio do cirurgião-dentista. Os pacientes poderiam ser ainda divididos em dois grupos e que, no primeiro estariam os pacientes com muitos dentes e poucos implantes, e a carga oclusal sendo direcionada totalmente aos dentes naturais, aliviando as cargas transmitidas aos implantes e esforçando-se ao máximo direcioná-las longitudinalmente. O segundo grupo seria composto por pacientes com muitos implantes associados a poucos dentes ou ausência total de dentes, fazendo com que as cargas oclusais direcionam-se totalmente aos implantes. Reforçam ainda que, visando proporcionar excelente distribuição das forças oclusais ao tecido ósseo de suporte deve-se atentar ao máximo para o arranjo oclusal em próteses sobre implantes, pois muitos dos conhecimentos oclusais aplicados atualmente na implantodontia têm como base conceitos baseados na oclusão de dentes naturais.

Goiato *et al.* (2009) enfatizam que o sucesso do tratamento pode ser afetado pelo mecanismo de distribuição e transferência de carga para a interface do implante com o osso. Através de revisão literatura sobre a avaliação dos métodos de análise de tensão em próteses sobre implantes nas quais são aplicadas algum tipo de carga, os autores discutiram suas contribuições na avaliação biomecânica em uma reabilitação oral com implantes. E encontraram vários estudos onde são utilizados modelos experimentais analíticos e computacionais, como elementos finitos, fotoelasticidade e medidores de tensão de tração ou compressão. Avaliando a

biomecânica destes componentes, é possível prever as desvantagens, aumentando a qualidade dos materiais e do tempo clínico.

Os efeitos da espessura do osso cortical, desenho e diâmetro do implante na tensão peri-implantar foram investigados por Okumura *et al.* (2010), através de análise por elementos finitos. O estudo foi elaborado da seguinte forma: 12 modelos no total foram simulados por computador, variando a espessura do osso cortical (1.5, 1.0, 0.5 ou 0 mm) e as características do implante (cilíndrico, cônico, diâmetro de 4.1 ou 4.8). Foram aplicadas forças axiais de 100N e buco-linguais de 50N em cada implante. Percebeu-se que a tensão transmitida ao osso aumentou ao diminuir a espessura do osso cortical, resultando em maior concentração de tensão no osso medular. O desenho e diâmetro do implante também influenciaram, porém em menor proporção. Levando-se em consideração a biomecânica concluíram que para garantir a maior chance de sucesso do implante, mais do que uma correta seleção do formato e do diâmetro do mesmo, uma avaliação pré-operatória criteriosa do remanescente ósseo é recomendada. Os autores ainda recomendam que no caso da cortical óssea muito fina ou ausente, os implantes sejam realizados com cautela visando a diminuição das cargas mastigatórias recebidas

Em 2010, Hu *et al.*, publicaram um estudo in vitro, estudando o efeito da pressão contínua na função de osteoblastos. Para isso, aplicaram diferentes níveis de pressão estática em culturas de osteoblastos e compararam-na com a cultura controle que não recebeu pressão. A observação demonstrou que, sob níveis baixos de pressão (20 kPa) houve aumento da função osteogênica; em pressões intermediárias (50-100 kPa) havia a inibição da proliferação e estimulação da apoptose, porém os níveis celulares não sofreram alterações. Índices de pressão maiores (250-500 kPa) induziram as células a necrose e inibiram por completo a proliferação celular. Os autores também detectaram que vários genes que participam da formação óssea tinham sua produção aumentada em baixos níveis de pressão, mas suprimidos nos níveis mais altos. Os autores concordaram que altos níveis de tensão peri-implantar podem inibir a osteogênese e estimular a osteoclastogênese.

Segundo Malathi e Chandra (2011) forças oclusais desfavoráveis comprometem a biomecânica do implante e seus componentes. Complicações, como afrouxamento ou fratura dos componentes da prótese sobre implante ou

mesmo fratura do implante podem ocorrer e, na maioria das vezes, são devido a problemas técnicos como afrouxamento do parafuso, fratura de parafuso, fratura da cerâmica de revestimento e fratura das próteses parciais fixas implanto-suportadas. Os autores, através de radiografias, apresentaram supostas complicações que podem ocorrer e que estão relacionadas ao período após a instalação protética, e em uma evidência clínica observaram a presença de *microgap* entre o pilar e o implante, uma falha que pode causar vários danos aos materiais, por isso, relata que cuidados devem ser tomados para evitar posicionamento inadequado do pilar e afrouxamento do parafuso da prótese em forças oclusais excessivas, já que complicação mecânica e fadiga de componentes do implante são consideradas uma seqüela da sobrecarga. Adverte que os fabricantes têm modificado componentes do implante, a fim de limitar estes tipos de problemas.

Apesar das várias opções de conexão, diâmetro e comprimento de implantes dentais, o clínico deve conhecer o comportamento biomecânico do osso para planejar o tratamento de acordo com as condições de cada paciente. Borie *et al.* (2015) fizeram uma revisão da literatura para estabelecer guias de orientação baseados em evidências científicas para clínicos sobre a influencia da conexão, diâmetro e comprimento de implantes na biomecânica do osso. Os autores chegaram a conclusão que todos estes fatores tem um grau de influencia no comportamento biomecânico do osso. Tais diferenças nos níveis de tensão distribuídos devem permanecer dentro dos limites fisiológicos para evitar sobrecarga, gerando reabsorção óssea e risco ao sucesso do tratamento com implantes a longo tempo.

Kronstrom e Carlsson (2017) tiveram como objetivo avaliar próteses múltiplas sobre implantes mandibulares em pacientes edentulos de diversos países. Em 2015, um questionário foi enviado por email a todos os protesistas ativos no International College of Prosthodontists, contendo perguntas sobre o tratamento com implantes, sendo que 116 protesistas de 33 países responderam ao questionário. A maioria dos tratamentos foi com o uso de prótese removível, sendo que o custo foi o principal motivo de escolha entre uma *overdenture* removível ou uma prótese totalmente fixa. O tratamento mais comum foi com o uso de dois implantes e attachments do tipo Locator. A combinação mais comum de prótese fixa foi com estrutura fresada em titânio e resina acrílica.

2.2 Materiais protéticos

O Ti cp e suas ligas possuem atributos que os tornam mais viáveis para o emprego na odontologia. Em contato com o ar, produz uma camada de dióxido de titânio devido a rápida oxidação configurando-lhe estabilidade junto a fisiologia do corpo humano. Esta camada estável também inibe a corrosão do titânio. Além disso, o titânio ocupa o nono lugar como o elemento mais abundante na crosta terrestre, e o quarto elemento metálico estrutural, sendo que somente 5 a 10% são usados na forma de metal. Vale ressaltar outra importante propriedade do Ti cp e das ligas de titânio relacionadas a biocompatibilidade e módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo (PARR *et al.*, 1985).

A liga de cobalto-cromo, quando comparada às fusões de ouro, oferece como benefícios o baixo custo, a biocompatibilidade e a resistência à corrosão em consequência da formação de uma camada protetora de Cr_2O_3 . Também apresenta boa fusibilidade e alto peso específico. Contudo, sua rigidez dificulta ajustes, que também está relacionada com o alto módulo de elasticidade (aproximadamente 228 MPa) e alta resistência à flexão (500 a 700MPa). Apesar destas adversidades a liga de CoCr pode ser considerada uma alternativa viável à liga de ouro que originalmente é empregada na confecção de estruturas metálicas para próteses fixas implantossuportadas (HULTERSTRÖM; NILSSON, 1991)

Sertgöz (1997) investigou, com auxílio da análise 3D e pelo método de elementos finitos, o efeito de diferentes materiais de revestimento (resina termopolimerizável, resina composta e porcelana) e de infraestrutura (ouro, AgPd, CoCr e titânio) na distribuição de tensões em uma prótese implantossuportada mandibular e no osso adjacente. Uma carga vertical de 172N foi distribuída sobre toda a face oclusal do modelo de elementos finitos. Foram calculados: valores de tensão gerados no material de revestimento, infraestrutura, parafusos de retenção, implantes e osso adjacente. De acordo com os resultados, a utilização do material de revestimento com baixo módulo de elasticidade não apresenta diferenças significantes no padrão de distribuição de tensão para o osso adjacente, mas concentra tensões nos parafusos de retenção, podendo acarretar a falha da prótese. Para a carga utilizada, a melhor combinação de materiais foi de infraestrutura em CoCr com revestimento de porcelana.

Os efeitos na distribuição de tensões ao redor dos implantes e materiais para fabricação de próteses fixas sobre implantes foram investigados por Ciftci e Canay (2000). Utilizando o método dos elementos finitos estudaram-se os seguintes materiais: cerâmica, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica. As próteses foram carregadas com força vertical estática de 500 N, horizontal de 142 N e oblíqua de 100 N, simulando as cargas produzidas pela mastigação. Segundo os autores as tensões se concentraram na região óssea cortical em torno à cervical dos implantes, sendo que a porcelana e a liga de ouro foram responsáveis por maiores tensões nesta região. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro. Os materiais resinosos foram mais efetivos para a redução de tensões geradas por diferentes condições de aplicação de carga. A porcelana e a liga de ouro geraram valores de tensão no lado lingual dos implantes e que atingiram valores máximos de força do osso cortical.

Ciftçi e Canay (2001) tiveram como propósito avaliar a distribuição de tensões em estruturas metálicas de próteses sobre implantes usando análise por elementos finitos. Quatro materiais diferentes de revestimento estético foram utilizados: porcelana, resina termopolimerizável, resina composta e resina composta modificada. Como resultado, a mudança no tipo de material estético produziu efeitos significantes no nível e distribuição de tensões para a infraestrutura de metal. Os autores afirmam que a resina acrílica causou piores resultados devido ao seu baixo módulo de elasticidade.

Em 2007, Singh e Dahotre discutiram o processo de corrosão em biomateriais, com ênfase para ligas de titânio utilizadas para fins terapêuticos. Os autores comentam que o titânio apresenta relativa resistência a corrosão devido à presença de vários óxidos, ditos inertes, na superfície, mesmo nas ligas sem tratamento. Entretanto, diversos estudos com implantes demonstraram que as características dessa camada protetora de óxidos apresentam variações de liga para liga, pois ela também é danificada com estímulos mecânicos, como o atrito. Sua regeneração também é lenta em ambientes in vivo, o que pode acelerar o processo de corrosão, principalmente em ambientes com alta concentração de H_2O_2 , ou de certas proteínas, como albumina e outras que podem formar metalo-complexos, seqüestrando íons do metal. A constituição da liga de titânio utilizada também pode

afetar de forma significativa o processo de corrosão. Porém os autores não chegam a uma conclusão sobre tratamentos de superfície nos parafusos para diminuir/minimizar o processo de corrosão (SINGH e DAHOTRE, 2007).

Torres *et al.* (2007) utilizaram 3 tipos de materiais (Ticp, liga de CoCr e liga de níquel-cromo-titânio (NiCrTi)) para comparar o assentamento passivo e o desajuste vertical de barras fundidas em monobloco. Foram produzidas quinze estruturas simulando barras para protocolo sobre cinco implantes que foram distribuídas em três grupos (n=5), de acordo com a liga utilizada. Com auxílio do microscópio óptico foi mensurado o assentamento passivo, pelo teste do parafuso único, com aperto manual e bilateral alternado nos implantes distais um e cinco, e a desadaptação vertical com todos os parafusos torquados (10N.cm). Não houve diferenças estatisticamente significantes de assentamento passivo entre as estruturas de CoCr e NiCrTi ($p=0,313$), porém, ambas as ligas tiveram resultados estatisticamente diferentes de Ticp ($p<0,001$ e $0,035$, respectivamente), o qual apresentou melhores resultados. Para o desajuste vertical, Ticp e NiCrTi apresentaram resultados semelhantes ($p=0,162$), além de melhor ajuste vertical que a liga de CoCr ($p<0,001$). Segundo os resultados, as barras para próteses tipo protocolo, confeccionadas em monobloco, apresentaram assentamento e ajuste vertical não aceitável para os três materiais utilizados no estudo. Apesar disto, os melhores resultados foram obtidos utilizando o Ti cp, seguido de NiCrTi e CoCr.

Conserva *et al.* (2009) fizeram uso de um robô para reprodução das forças mastigatórias e seus movimentos excursivos. Utilizaram quatro materiais diferentes para produção da cobertura estética das coroas dentais: três compósitos de resina e uma cerâmica vítrea. De acordo com o resultado, as coroas de cerâmica transmitiram significativamente mais tensão (até +63%, $P < .0001$) comparadas com as feitas em resina. Constatou-se que as coroas com resina foram mais aptas para absorver tensão das forças oclusais do que as coroas com cerâmica.

Jacques *et al.* (2009) realizaram estudo in vitro para analisar a distribuição de tensões nos componentes de uma prótese mandibular do tipo protocolo com cantilever sobre cinco implantes, em que as barras foram confeccionadas com ligas de Co-Cr ou Paládio-Prata (Pd-Ag). Dois extensômetros foram fixados na mesial e distal de cada abutment para capturar dados da deformação. Uma carga estática vertical de 100N foi aplicada no cantilever nas distâncias de 10, 15 e 20 mm do

centro do abutment distal. Os autores observaram diferentes padrões de deformação, de acordo com a liga utilizada, sendo que a liga de Co-Cr resultou em níveis maiores de deformação do abutment. Além disso, a deformação do abutment foi proporcional ao aumento da distância do cantilever.

O ajuste vertical e a passividade de infraestruturas em monobloco foram comparados por Barbosa *et al.* (2010), que as confeccionou em três diferentes materiais: Tícp, CoCr e NiCrTi. O ajuste vertical e a passividade da interface da infraestrutura foram medidos usando um microscópio óptico comparador. Para o desajuste vertical, não houve diferença significativa entre o Tícp e as ligas CoCr e NiCrTi ($p=0,285$). Para passividade, não houve diferença significativa entre Tícp e NiCrTi ($p=0,844$), mas ambos se diferenciaram estatisticamente de CoCr ($p=0,028$ e $p=0,035$, respectivamente), o qual apresentou os piores resultados. Pode-se concluir que os materiais utilizados para confecção das infraestruturas não influenciaram o ajuste vertical e que infraestruturas fundidas em monobloco resultaram em inadequados ajustes passivos, sendo que CoCr foi a liga que apresentou os piores resultados em relação a passividade.

Castillo *et al.* (2011) avaliaram a influência dos tipos de liga e de fundição na resistência à fratura de estruturas metálicas para próteses sobre implantes. Trinta estruturas de próteses de três elementos com pântico para região posterior de mandíbula foram enceradas e separadas aleatoriamente em dois grupos: 1 – liga de Co-Cr fundida em centrífuga e 2 – liga de titânio fundida em aparelho de pressão negativa (Cyclarc II, Morita). Cada estrutura foi cimentada em dois abutments pré-fabricados sobre pressão de assentamento constante. Depois de seis meses de envelhecimento, as amostras foram levadas a uma máquina universal de testes e carregadas até a fratura. A carga axial foi aplicada na fossa central do pântico. Os dados foram avaliados e as superfícies fraturadas foram analisadas em SEM (Scanning Electron Microscopy). Um terço das estruturas em Co-Cr apresentou poros na região de fratura. As estruturas em titânio apresentaram maior resistência à fratura do que as estruturas em Co-Cr com poros. Já as estruturas em Co-Cr sem poros tiveram o maior valor médio de resistência à fratura. Os autores concluíram que a resistência à fratura depende dos tipos de liga e de fundição, sendo que a fundição de Co-Cr apresentou porosidades internas que reduziram essa resistência.

Uma fundição precisa de titânio em máquina com sistema diferencial de pressão resultou na técnica com maior previsibilidade, dentro das condições do estudo.

Em 2011, foram verificadas a adaptação marginal entre pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais por Torres *et al.*, e por meio do método fotoelástico foram avaliadas as tensões transmitidas por implantes quando a eles eram fixadas as estruturas metálicas. Quinze infraestruturas para próteses implantossuportadas foram enceradas sobre um modelo simulando o posicionamento de cinco implantes na região interforaminal da mandíbula. As infraestruturas foram divididas em grupos de cinco e fundidas em monobloco com Tícp grau I, liga de CoCr ou liga de NiCrTi. Através de microscópio ótico avaliou-se a passividade passou por teste de parafuso único, com aperto alternado nos implantes distais. Os níveis de desajuste vertical foram avaliados com todos os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm. As tensões geradas na região correspondente à crista óssea em torno dos implantes foram avaliadas por meio da análise fotoelástica qualitativa, empregando-se o método de compensação de Tardy. Ao final do experimento, observou-se que as estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Tícp, seguido pelas ligas de NiCrTi e CoCr. Dentre os metais avaliados, a liga de CoCr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo geral, não foi verificada correlação entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes.

Erkmen *et al.* (2011) compararam biomecanicamente, por meio de estudo tridimensional de elementos finitos, compósitos feitos de resina e fibras versus metal convencional. A meta dos autores era avaliar a distribuição de tensões no osso, complexo implante-pilar e estrutura protética. A hipótese levantada foi que uma infra-estrutura de compósito reforçado por fibras (FRC) com menor módulo flexural provém distribuição de tensões mais uniforme por todo o implante do que uma infra-estrutura de metal. Para isso, dois diferentes modelos de implantes retendo uma prótese parcial fixa de 3 elementos, composta de CoCr e porcelana (modelo M-FPD) ou FRC e compósito particulado (modelo FRC-FPD) foram utilizados. Foram aplicadas cargas de 300N vertical, 150N oblíqua e 60N horizontal. Quando compararam os modelos FRC-FPD e M-FPD constataram que todas as tensões no modelo M-FPD foram maiores que para o modelo FRC-FPD, exceto para as tensões

no complexo implante-pilar. Concluiu-se que os implantes suportando FRC-FPD são capazes de eliminar o excesso de tensões na interface osso-implante e manter a carga fisiológica normal ao osso circundante, portanto diminuindo o risco da perda de osso peri-implantar devido à sobrecarga funcional.

O mercado disponibiliza um novo material substitutivo dos metais na confecção de próteses fixas implanto suportadas e barras para protocolos totais maxilares e mandibulares, este é constituído por resina reforçada com fibras (Trinia, Bicon, USA). Entretanto, não há relato das propriedades desse material, ainda não são encontrados estudos *in vitro* e poucos casos clínicos foram apresentados na literatura por fazer pouco tempo que está sendo comercializado (MARINCOLA et al., 2012)

Basaran *et al.* (2013) compararam a resistência à flexão de próteses fixas em resina, reforçadas e não reforçadas, fabricadas por CAD-CAM. Foram fabricadas próteses fixas por meio de CAD-CAM em três blocos experimentais de resina composta reforçada com fibra, um bloco experimental de resina composta e um bloco de resina composta comercialmente disponível. A resina composta reforçada com fibra experimental foi preparada por meio da mistura de resina de dimetacrilato com partículas de silicato de BaO e fibras de vidro-E. Diferentes proporções de resina, carga e fibra foram utilizadas para fabricar os espécimes que foram empregados em 5 grupos diferentes e estaticamente carregados até a fratura. Blocos de resina composta, experimentais, reforçados com fibras orientadas aleatoriamente revelaram resistência a flexão mais elevada (2.163 ± 246 N), enquanto que blocos de resina composta comercial apresentou menor resistência (1.290 ± 172 N). Próteses parciais fixas confeccionadas por CAD-CAM em resina composta experimentais reforçados com fibras mostraram maior resistência a flexão o que as de resina composta sem reforço.

Ferreira *et al.* (2014) avaliaram a distribuição de tensões transmitidas por prótese mandibular do tipo protocolo fixada sobre quatro implantes, feitas com diferentes materiais de recobrimento estético (resina acrílica ou porcelana) associados a diferentes metais para infraestrutura (Ti cp, Au, PdAg, CoCr ou NiCr). O grupo representado por prótese de resina acrílica sobre infraestrutura de PdAg apresentou os menores valores de tensão, enquanto prótese de resina acrílica sobre infraestrutura de NiCr obteve os maiores valores de tensão. No tecido ósseo o grupo

constituído por prótese de resina acrílica com infraestrutura de Au foi o único que apresentou valores diferentes dos outros, com um aumento de 12% em relação aos demais. Nos implantes, os grupos com Ti cp, Au e PdAg, tanto com recobrimento de resina acrílica quanto porcelana, apresentaram valores de tensão similares, porém menores do que os grupos com CoCr e NiCr. O estudo demonstra que tanto o material restaurador quanto o metal da infraestrutura influenciaram na distribuição de tensões, dentro do planejamento utilizado na pesquisa.

Seemann *et al.* (2015) tiveram como propósito avaliar a efetividade, em um estudo piloto, de próteses totais de mandíbula sobre 4 implantes curtos, sendo a infraestrutura feita de resina reforçada por fibras. Foi feito um estudo coorte prospectivo, com inclusão de 10 pacientes, todos reabilitados com 4 implantes curtos de medidas 4x5mm e próteses com infraestrutura em resina reforçada por fibras e compósito como recobrimento. O período médio de acompanhamento foi de 20 meses, obtendo uma taxa de sucesso dos implantes de 97,25%, sendo que as intercorrências protéticas se limitaram a eventos de decimentação da prótese. Como conclusão, os autores afirmam que o uso de 4 implantes curtos para reter próteses mandibulares apresentou resultados promissores a curto prazo.

Bonfante *et al.* (2015) avaliaram a probabilidade de sobrevivência, módulo de Weibull, resistência e modo de falha de estruturas feitas em resina reforçada por fibra, usinadas por CAD/CAM. Pônticos de três elementos foram fabricados de compósito monolítico, estrutura de resina reforçada por fibra recoberta por compósito e metalocerâmica. A fadiga não acelerou a falha de nenhum grupo, assim como não diferiu o módulo de Weibull. Com 100 mil ciclos de 300N não houve diferença na probabilidade de sobrevivência entre os grupos. Diferenças foram observadas em falhas acima de 800N, onde o compósito monolítico e a metalocerâmica falharam catastróficamente, sem possibilidade de reparo; o grupo de resina reforçada por fibras com compósito apresentou falhas coesivas passíveis de serem reparadas. Os autores concluíram que apesar de não haver diferença na probabilidade de sobrevivência entre os grupos, os modos de como as estruturas falharam variaram, facilitando o reparo no caso de estrutura em resina reforçada por fibras e recoberta com compósito.

Wolff *et al.* (2017) afirmam que poucos estudos clínicos prospectivos existem na literatura sobre o uso de próteses parciais fixas de resina com reforço de fibras

sobre implantes. Assim este estudo teve por objetivo avaliar a sobrevivência e os efeitos no tecido peri-implantar deste tipo de prótese, ao longo de 4 anos. Vinte e seis pacientes foram incluídos, sendo 18 próteses maxilares e 8 mandibulares. A taxa de sobrevivência funcional em 4 anos foi de 73.5%, com 17 próteses ainda em função e 6 com falha total. Apesar disso, os exames periodontais não apontaram nenhuma mudança na saúde peri-implantar. O desgaste, a falha da união entre resina e fibras e a rugosidade superficial foram as falhas mais comuns achadas. Como conclusão, apesar deste tipo de prótese parecer não afetar o tecido peri-implantar, ela é muito suscetível ao efeito de envelhecimento em boca, com aumento da rugosidade e falhas de união com risco de desintegração.

Ahmed *et al.* (2017) realizaram uma revisão sistemática sobre longevidade clínica de próteses parciais fixas reforçadas por fibras repondo um único dente. Nove estudos foram incluídos, envolvendo a colocação de 592 próteses em 463 pacientes, com períodos de acompanhamento de 2 meses a 8 anos. A taxa de sobrevida média com 4.8 anos foi de 94,5%, sem diferença para próteses anteriores ou posteriores. A ocorrência de fratura/delaminação do material de cobertura foi a falha mais comum, levando os autores a concluírem que este tipo de prótese apresentou alta taxa de sobrevivência, mas a sua performance a longo-prazo ainda permanece incerta. Os autores ainda afirmam que as próteses de resina com reforço de fibras são uma alternativa viável a médio-prazo para reposição de dentes unitários.

Zaparolli *et al.* (2017) compararam a distribuição de tensão em próteses mandibulares suportadas por implantes, variando os materiais de infraestrutura e as técnicas de fabricação. Um modelo mestre de acrílico que simula o arco mandibular foi fabricado com quatro análogos de implante cone Morse de 4,5 × 6 mm posicionados. Quatro barras diferentes foram fabricadas de acordo com diferentes materiais e técnicas: resina reforçada com fibra (Trinia, CAD / CAM), titânio comercialmente puro (cpTi, CAD / CAM), cobalto-cromo (Co-Cr, CAD / CAM) e cobalto-cromo (Co-Cr, fundição convencional). Os procedimentos clínicos e laboratoriais foram realizados por um técnico dentário experiente para fabricar 4 próteses mandibulares implantossuportadas. Um modelo fotoelástico foi criado com base no modelo mestre acrílico, sendo uma simulação de carga (150N) realizada em oclusão total contra um antagonista. A prótese com barra de resina reforçada com

fibras apresentou melhor distribuição de estresse. A prótese com barra Co-Cr usinada exibiu o pior padrão de distribuição de estresse, com sobrecarga na parte distal dos implantes posteriores, seguida da prótese com barra Co-Cr fundida e barra cpTi usinada. Os autores concluíram que a barra de resina reforçada com fibra exibiu uma distribuição de estresse adequada e pode servir como uma alternativa viável para a reabilitação oral com próteses mandibulares suportadas por implantes.

2.3 Análise por elementos finitos

Em sua revisão da literatura, Dettola *et al.* (2000) relatam que a análise por elementos finitos vem sendo usada com maior frequência na odontologia em decorrência do emprego de simulações por computador de desenho de implantes dentários, um processo facilitado pelo avanço tecnológico dos computadores e da construção dos modelos. A análise por elementos finitos proporciona um melhor entendimento sobre as tensões que se formam ao longo do implante e no osso adjacente. Por consequência o desenho de implantes e componentes protéticos podem ser otimizados, além de auxiliarem na avaliação de procedimentos e planejamentos cirúrgico-protéticos visando a minimização de tensões geradas.

Foi desenvolvido por Akagawa *et al.* (2003) um modelo tridimensional de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões em implantes osseointegrados e o comparar a um modelo mais comumente utilizado no qual o osso esponjoso é classificado como uniforme. A partir de cortes vestibulo-linguais seriados de 75 µm, obtidos de estrutura óssea peri-implantar de macacos, o modelo reproduzido apresentava estrutura trabecular definida. Uma carga vertical de 143 N foi empregada no topo do implante e a tensão gerada no osso peri-implantar foi estudada. No modelo mimético, a tensão estava distribuída em ambos os ossos cortical e esponjoso, no plano central vestibulo-lingual, mas concentrada na crista cortical no plano central méso-distal. Em contraste, o modelo controle apresentou concentração de tensões na crista cortical em torno do implante, com menos tensão no osso esponjoso peri-implantar em ambos os planos. Os resultados demonstraram diferentes tensões entre ambas as amostras estudadas, e os autores ressaltam a necessidade de compreender com certo cuidado os resultados em estudos prévios com modelos de osso esponjoso peri-implantar tomando-os como uniforme.

Hansson em 2003 estudou a reabsorção óssea marginal, chegando a conclusão que esta é resultado do acúmulo de micro danos no osso, ocasionados por picos de tensão além do limite ósseo. Portanto, o design do implante dentário devia ser projetado para que fossem pelo menos diminuídas as ocorrências destas tensões. Com o auxílio da análise por elementos finitos o autor observou que uma conexão cônica entre implante-pilar ao nível da crista óssea, em combinação com outros fatores, faz com que o pico de tensão se localize mais abaixo no tecido ósseo. No caso da conexão protética estar colocada 2 mm acima da crista óssea, como a conexão hexágono externo, a tensão volta a se concentrar na crista óssea.

Maeda *et al.* (2006) compararam implantes de conexão hexágono externo e interno usando modelos de ensaio in vitro. Com o auxílio de strain gauges fixados nas superfícies do munhão e doacrílico análogo ao osso. Foram distribuídas forças verticais e horizontais de 30N. Na situação de carga vertical foi verificado o mesmo padrão de distribuição de tensão para os dois sistemas. Em cargas horizontais o implante hexágono externo apresentou aumento de tensão na região cervical. Com as limitações do estudo, os autores sugerem que a conexão hexagonal interna mostrou melhor distribuição de tensões comparada ao hexágono externo

Isidor (2006) através de revisão da literatura enfocando a ação de forças ao osso peri-implantar afirmou que o osso se comporta de maneiras distintas frente às cargas oclusais, sendo que isso também é dependente das características ósseas e suas propriedades. O autor cita que estudos com fotoelasticidade e análise tridimensional pelo método dos elementos finitos apontaram que quando um implante é submetido à carga oclusal, a tensão é transferida ao osso com a máxima tensão na porção mais coronal do osso suporte. Além disso, o estudo mostrou que, também se usando análise por elementos finitos, cargas não-axiais em implantes são mais danosas aos implantes orais do que as cargas axiais, resultando em maiores níveis de tensão ao osso peri-implantar. Isidor citou também que as cargas oclusais têm sido estudadas, porém apresentam grande variância, podendo ir de 380N até 1000N.

Rubo e Souza (2008), através do método tridimensional de elementos finitos, analisaram as variáveis clínicas em uma prótese implantossuportada. Para a realização dos testes o segmento anterior da mandíbula foi tratada com 5 implantes suportando uma barra curva. As variáveis introduzidas ao modelo no computador

foram comprimento do cantilever, módulos de elasticidade do osso esponjoso, comprimento do pilar e do implante, e liga da estrutura (AgPd ou CoCr). Foram definidas também as propriedades físicas dos materiais, derivadas da literatura, e uma carga vertical de 100N foi usada para simular a força oclusal. As tensões tenderam a se concentrar no osso cortical ao redor da porção cervical do implante proximamente à carga, ao passo que tensões no osso esponjoso foram consideradas baixas. Foi visto, de modo geral, que a distribuição da tensão apresentou-se mais satisfatória no osso esponjoso, pilares longos e implantes compridos, e cantilevers curtos. O uso da liga de CoCr como estrutura pareceu contribuir para melhor distribuição das tensões.

Ding *et al.* (2008) afirma que segundo a grande maioria de estudos de observações clínicas a carga imediata em implantes é indicada quando a estabilização do implante é adequada e não há excessos de cargas. Utilizando o método de elementos finitos, uma análise mecânica foi feita com o intuito de avaliar o efeito do diâmetro e comprimento dos implantes na tensão e na distribuição de forças para a crista óssea. Um exemplar de uma mandíbula totalmente sem dentes foi feito a partir de tomografias computadorizadas, sendo reabilitada com 3 implantes de diferentes tamanhos inseridos na região anterior. O diâmetro variou de 3.3 a 4.8 e o comprimento de 6 a 14 mm. Para cada situação, cargas verticais e oblíquas de 150N foram aplicadas em cada implante e a tensão e deformação gerada foi avaliada. A análise biomecânica constatou que aumentos significativos na tensão e na deformação da interface implante/osso são induzidos por cargas oblíquas. Nas duas situações de carga, os valores máximos foram registrados com implantes de Ø3.3 por 10 mm, com pico de tensão significativamente maior do que os outros grupos. O segundo maior foi de Ø4.1 por 6 mm, e o menor foi de Ø4.8 por 10mm. O aumento do diâmetro e do comprimento do implante diminuiu a tensão e a deformação na crista alveolar, sendo que ambos, tensão e deformação, tiveram um aumento notável com aplicação de carga oblíqua. O aumento no diâmetro teve um efeito mais significativo na diminuição e distribuição de tensões do que o aumento no comprimento.

Qian *et al.* (2009) investigaram o efeito do diâmetro do implante, profundidade de inserção e ângulo de aplicação da carga na tensão/deformação por meio da análise de elementos finitos. Foram confeccionados 4 modelos, correspondente a

associação de dois diâmetros e duas profundidades de inserção. A carga estática foi aplicada na extremidade coronal do implante com intensidade máxima de 200N. As cargas foram distribuídas em várias angulações entre 0 e 85°. Como resultado, o aumento do ângulo de aplicação da força não só ampliou a tensão/deformação máxima como piorou o seu padrão de distribuição entre implante e osso. A tensão máxima no osso sempre ocorreu na região da crista óssea no lado lingual adjacente ao implante. O uso de um implante de maior diâmetro e o aumento da profundidade de inserção reduziu significativamente os valores máximos de tensão/deformação e melhoraram os padrões de distribuição. Segundo os autores um implante estreito, quando inserido na mandíbula de forma superficial e sofrendo cargas oblíquas é o cenário mais desfavorável para distribuição de tensão.

Pessoa *et al.* (2010), com auxílio de um modelo em elementos finitos de um alvéolo após a extração do central superior, avaliou biomecanicamente o comportamento de implantes de conexão hexagonal externa, interna e cone Morse. Foi assumido um contato friccional entre osso, implante, munhão e parafusos para a ocasião de implante imediato. Para simular uma condição de implante plenamente osseointegrado foi criada uma interface osso-implante colada. A conexão implante-munhão não influenciou significativamente o comportamento biomecânico em implantes imediatos, mas contribuiu para maior pico de stress no parafuso do munhão e na situação de implante osseointegrado. De acordo com os autores a sobrecarga deve ser evitada e assegurada a estabilidade primária para promover um comportamento biomecânico estável nesta situação.

Fazi *et al.* (2011), através de elementos finitos, avaliaram a distribuição de tensão no osso, implante e prótese com diversos tipos de planejamento para uma prótese mandibular. Um modelo foi criado baseado nas tomografias computadorizadas de mandíbula. Seis diferentes posições de implantes colocados na região interforaminal foram ensaiados, com variação de 3 a 5 implantes, e os distais inseridos paralelos ou angulados com 17 ou 34 graus. Uma estrutura protética conectando os implantes foi desenhada, e uma carga de 200N foi aplicada na parte mais distal dos cantilevers. A tensão foi mensurada no implante, na estrutura protética e no osso. A configuração de três implantes paralelos resultou em maior tensão no implante e no osso do que as configurações de 4 e 5 implantes. Em todas as situações a angulação dos implantes distais resultou em uma difusão de

tensões mais favorável para todos os casos. Para os autores implantes colocados paralelamente, utilizando 4 ou 5 implantes tem distribuição de tensão similar. A angulação dos implantes distais em 34 graus resultou em uma redução satisfatória das tensões.

Borie *et al.* (2016) observaram o comportamento biomecânico de próteses sobre implantes de diferentes comprimentos, conexões e posições, além de estudar a diferença do material restaurador utilizado. Para isso, foram reproduzidos dois modelos de elementos finitos da região anterior da maxila, um que receberia dois implantes nos incisivos centrais, e outro nos laterais, ambos para suportar uma prótese fixa de 4 elementos. Dentro destas duas variações foram variados os comprimentos dos implantes, o tipo de conexão e o material restaurador. Com uma carga total de 150N aplicada sobre o cingulo dos dentes, as tensões máximas e mínimas principal e a tensão Von Mises foram analisadas. Os maiores valores de tensões máximas e mínimas principais foram localizados no osso cortical, e o menor valor de tensão equivalente Von Mises foi identificado na prótese metalocerâmica. Como conclusão, os menores valores de tensão foram encontrados para implantes de conexão cônica de 8.5mm de comprimento. Na maioria dos casos, a restauração de metalocerâmica apresentou melhor distribuição de tensões.

Bhering *et al.* (2016) avaliaram o efeito de dois diferentes conceitos de reabilitação com implantes para maxilas atroficas (all-on-four e all-on-six) e do material de infraestrutura na distribuição de tensão. Três materiais foram avaliados: cobalto-cromo, titânio e zircônia, totalizando seis grupos para análise por elementos finitos. Uma carga unilateral oblíqua de 150N foi utilizada. Foram obtidos os valores de tensão equivalente Von Mises, máximas e mínimas principais. O planejamento com 6 implantes resultou nos menores valores de tensão, sendo o titânio o material de infraestrutura que gerou maior concentração de tensão. Os autores concluíram que mais implantes e materiais de infraestrutura mais rígidos apresentam melhor comportamento biomecânico.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar qualitativa e quantitativamente, a distribuição de cargas em um planejamento de reabilitação total da mandíbula com uma prótese implantossuportada do tipo protocolo de Branemark, por meio da análise dos elementos finitos, sobre implantes cone Morse (4x10mm) , simulando diferentes níveis de reabsorção do rebordo ósseo (normal e reabsorvido) e material de infraestrutura (liga de cobalto-cromo, titânio e resina reforçada por fibras).

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar as tensões máximas e mínimas principais no osso.
- Avaliar a Tensão equivalente von Mises nos implantes, componentes protéticos e infraestrutura.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Construção do modelo mandibular

Foi planejada a criação de dois arquétipos básicos de mandíbula para instalação de uma prótese sobre implante parafusada de arcada total, uma com rebordo ósseo “normal” e outra “reabsorvida”. As medidas utilizadas para construção destes padrões ósseos foram determinadas a partir da seleção e mensuração, com o auxílio de um paquímetro digital, de vinte ossos mandibulares com rebordo alveolar com 13 mm (± 3 mm) de altura, pertencentes ao Banco de Ossos do Departamento de Anatomia da FORP-USP. Tal altura foi definida para que fosse possível o planejamento de colocação de implantes com 10mm de comprimento, tamanho mínimo considerado na literatura como implante convencional (não curto) para suportar uma prótese do tipo protocolo Branemark (Telleman *et al.*, 2011; Carr 2012; Esfahrood *et al.*, 2017).

A largura do rebordo ósseo das mandíbulas selecionadas foi mensurada, com o auxílio de um paquímetro digital, em 4 lugares (correspondente aos dentes 32, 34, 42 e 44), correspondente aos locais de colocação dos 4 implantes que suportariam a prótese (Figura 1). Para cada região assinalada em vermelho foram feitas 3 medidas, sendo a média considerada para separar as mandíbulas em dois grupos. A média da espessura do rebordo das dez mandíbulas mais espessas (10 mm) foi utilizada como espessura de rebordo para o modelo 3D (tabela 1). Já para o modelo 3D do rebordo reabsorvido, a média dez mandíbulas que apresentaram rebordo mais finos (7 mm) foi utilizada como referência (tabela 2).

Figura 1. Regiões planejadas para colocação dos implantes.

Tabela 1. Média das regiões mensuradas para rebordo normal (mm).

Mandíbula	Região no arco			
	44	42	32	34
11	11,2	9,7	10	11,6
12	11,2	9,3	8,8	10,4
13	10,7	11,6	10,7	10,3
14	10,8	9,2	8,5	9,7
15	10,6	9,5	9,6	10,6
16	10,7	9,9	10,3	11,2
17	9,7	10,6	10,2	9,9
18	9,8	8,1	9,1	9,5
19	9,9	10,3	9,4	10,6
20	9,7	9,5	10,1	10,2
Média	10,4	9,7	9,6	10,4

Tabela 2. Média das regiões mensuradas para rebordo normal (mm).

Mandíbula	Região no arco			
	44	42	32	34
1	8,7	8,4	8,0	8,1
2	8,9	8,2	7,0	8,6
3	7,4	8,2	8,7	7,2
4	8,0	7,1	7,2	8,3
5	8,2	7,2	6,1	7,4
6	7,1	6,2	6,4	6,9
7	6,2	5,6	6,2	6,1
8	5,2	5,2	7,2	7,4
9	5,2	7,4	7,5	6,6
10	6,8	6,9	7,8	6,4
Média	7,1	7,0	7,2	7,3

O modelo digital de uma mandíbula edêntula, com as dimensões mais próximas das estipuladas para este trabalho, foi selecionado da base de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, SP). Com o auxílio do software de modelagem Rhinoceros 4.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA), a mandíbula foi dividida ao meio para facilitar o processamento pelo software de análise, utilizando-se posteriormente da função de espelho cujo eixo de simetria é o eixo sagital que passa pela face mesial do incisivo central, sendo o hemiarco esquerdo remodelado e ajustado para então representar as duas mandíbulas utilizadas, “normal” e “reabsorvida” (Figura 2). Foi utilizado um protocolo de modelo simplificado, demarcando apenas os principais acidentes anatômicos, o que foi fundamental para gerar e refinar uma malha leve, mas que representasse

fielmente os pontos de interesse da anatomia mandibular. Este modelo considerou o osso trabecular circundado por 2 mm de osso cortical (LEKHOLM e ZARB, 1985).

Figura 2. Mandíbulas utilizadas no estudo. A.: normal B: reabsorvida.

Foi utilizado o implante cone Morse de dimensão de 4 x 10 mm, com pilar protético do tipo Micro Unit de 1mm sem angulação (Conexão Sistemas de Prótese, Aruja, SP, Brasil). Os modelos dos implantes e componentes protéticos foram obtidos por um formato CAD tipo IGS e transformados em um modelo com formato 3dm (Figura 3).

Figura 3. Modelos do implante e dos componentes protéticos.

Os implantes foram posicionados na parte anterior da mandíbula, na região interforaminal, ao nível ósseo como preconizado pelo fabricante, todos paralelos entre si e eqüidistantes 13,5 mm, o que gerou um planejamento de reabilitação total da arcada mandibular com presença de cantilever distal na prótese de 17 mm (Figura 4).

Figura 4. Posicionamento dos implantes e medidas em relação a prótese.

Foi modelada uma infraestrutura para unir os componentes protéticos posicionados sobre os implantes com dimensões de 6 mm de altura por 4 mm de largura, com uma extensão distal em cantilever de 14,5 mm de comprimento (Figuras 5 e 6).

Figura 5. Modelo de infraestrutura utilizado

Figura 6. Corte lateral evidenciando o posicionamento entre implante, componentes protéticos e infraestrutura

A cobertura estética em resina acrílica foi modelada a partir de uma prótese previamente escaneada e simplificada para desconsiderar contornos excessivos, para gerar uma malha mais leve em pontos de baixo interesse para o estudo, como a parte protética de resina acrílica e dentes artificiais. Foi considerada uma união

perfeita entre infraestrutura e resina (sem bolhas, porosidades ou espaços na interface) (Figura 7).

Figura 7. Prótese simplificada. A: vista frontal. B: vista lateral.

Todos os modelos foram simplificados e discretizados, com alterações mínimas nas suas configurações. Após este procedimento os modelos foram exportados em formato STEP para análise numérica computacional pelo método dos elementos finitos. Os modelos gerados foram analisados numericamente pelo software ANSYS Workbench (versão 14.5; ANSYS, Canonsburg, PA).

4.2 Propriedades dos materiais

Como não há na literatura as informações necessárias sobre as propriedades mecânicas da resina reforçada por fibras (Trinia, Bicon, Boston, USA), foi realizado ensaio mecânico de caracterização não destrutiva a partir das frequências naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso, realizado no equipamento Sonelastic (ATCP engenharia física, Ribeirão Preto, Brasil).

Foram confeccionados 5 corpos de prova no Laboratório de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (DMDP/FORP-USP). Todas as amostras passaram por acabamento e polimento com lixas d'água em máquina

politriz, com o objetivo de que ao final possuísem as medidas aproximadas de 42 x 10,5 x 4,5 mm (com tolerância máxima de 0,5 mm).

Os corpos de prova foram individualmente mensurados e pesados para alimentar o programa do equipamento Sonelastic. Para a realização do teste, o corpo de prova é excitado através de uma leve pancada mecânica por meio de um pulsador manual (Figura 8); a resposta acústica é captada por um captador acústico e processada pelo programa que calcula os módulos elásticos e o coeficiente de Poisson a partir das frequências naturais de vibração (frequências de ressonância) (Figura 9). A média dos dados obtidos para o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foi utilizada na simulação pelo MEF (Tabela 3).

Figura 8. Pulsador manual e captador acústico

Figura 9. Explicação gráfica do método de caracterização não destrutivo. Fonte: <http://www.atcp.com.br/pt/produtos/caracterizacao-materiais/sonelastic.html>

Os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos, sendo configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson (Tabela 3).

Tabela 3. Valores médios do módulo de Young e coeficiente de Poisson.

Material	Módulo Young (GPa)	Coef. Poisson
Ti-6Al-4V	110*	0.33*
Osso cortical	13.7**	0.3**
Osso trabecular	1.37***	0.3***
Liga Co-Cr	218*	0.33*
Trinia	19,1	0,22
Resina acrílica	2,55****	0,3****

* Geng et al., 2001; ** Lee et al., 2012; *** Kayabaşı et al., 2011; **** Bertassoni et al., 2008

4.3 Geração de malha

A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 10 nós, controlados por meio do refinamento nas regiões de maior interesse para este estudo, que são o osso peri-implantar e os componentes da prótese implantossuportada (Figura 10).

Figura 10. Malha com concentração de elementos nas áreas de interesse.

4.4 Condições de carga

O carregamento de forças (Figura 11) foi realizado nos dentes posteriores, em todos os modelos, com componentes verticais e horizontais, resultando em forças oblíquas no sentido línguovestibular (em torno de 45° de inclinação) (MARTINI et al., 2012; SAHABI et al., 2013; BOUAZZA-JUANES et al., 2015) com intensidade de 200N para os molares e 150N para os pré-molares (Shillingburg et al., 1997; Cosme et al., 2005; Isidor, 2006; Toniollo et al., 2012; Toniollo et al., 2016), o que seriam cargas fisiológicas consideradas de intensidade alta. Nesta etapa é inserido o eixo de simetria para tornar o planejamento de hemiarco em uma mandíbula completa (Figura 12).

C: Static Structural Liga Co-Cr

Static Structural
Time: 1, s
30/05/2017 11:42

- A** Force1: 200, N
- B** Force 2: 150, N
- C** Force 3: 150, N
- D** Fixed Support

Figura 11. Condições de carga.

Symmetry Region Dentes

30/05/2017 11:43

- A** Symmetry Region Dentes
- B** Symmetry Region Barra
- C** Symmetry Trabecular
- D** Symmetry Cortical

Figura 12. Eixo de simetria.

4.5 Limites

Todos os contatos entre superfícies existentes no modelo foram considerados justapostos, isto é sem fricção (contatos: osso-implante, implante-componente,

componente-componente, componente-infraestrutura e infraestrutura-restauração protética de resina).

4.6 Processamento

Foram realizadas seis simulações, com relação aos diferentes tipos de espessura do rebordo ósseo e material de composição da infraestrutura da restauração protética (Tabela 4).

Tabela 4. Grupos experimentais

Grupos	Tipo de rebordo	Material da Barra
1	Rebordo normal	CoCr
2		Ti
3		Trinia
4	Rebordo reabsorvido	CoCr
5		Ti
6		Trinia

4.7 Análise dos resultados

As tensões perimplantares no osso cortical e trabecular foram analisadas por tensões máximas e mínimas principais. A tensão equivalente de von Mises foi avaliada nos implantes, componentes protéticos e infraestruturas. Na infraestrutura em resina reforçada por fibras foi também analisada a tensão máxima principal,

devido a natureza do material. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores para comparação, descrevendo as imagens das condições experimentais tanto qualitativamente como quantitativa. Cada imagem possui a sua própria escala de cores, de acordo com a sua tensão máxima para melhor visualização dos padrões de distribuição da tensão no modelo. .

5. RESULTADOS

5.1 Deslocamento

Os valores e a localização do deslocamento são apresentados na Tabela 5. A figura 13 ilustra a localização do deslocamento e a sua intensidade.

Tabela 5. Deslocamento

Tipo de Reborde ósseo	Material da infraestrutura	Deslocamento (mm)	Localização
Normal	CoCr	1,86	Parte superior dos dentes
	Ti-6Al-4V	1,94	Parte superior dos dentes
	Trinia	2,28	Parte superior dos dentes
Reabsorvido	CoCr	2,12	Parte superior dos dentes
	Ti-6Al-4V	2,20	Parte superior dos dentes
	Trinia	2,52	Parte superior dos dentes

Figura 13. Deslocamento (mm), vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

5.2 Tensão máxima principal

Os valores e a localização das tensões máximas principais são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Valores de tensão máxima principal

Posição do Implante	Tipo de Rebordo ósseo	Material da infraestrutura	Tensão Máxima (MPa)	Localização
Anterior	Normal	CoCr	110,24	Pescoço lingual
		Ti-6Al-4V	111,37	Pescoço lingual
		Trinia	110,96	Pescoço lingual
	Reabsorvido	CoCr	121,39*	Espiras linguais
		Ti-6Al-4V	122,64*	Espiras linguais
		Trinia	124,97*	Espiras linguais
Posterior	Normal	CoCr	224,00	Pescoço lingual
		Ti-6Al-4V	228,89	Pescoço lingual
		Trinia	252,01	Pescoço lingual
	Reabsorvido	CoCr	241,82	Pescoço lingual
		Ti-6Al-4V	252,28	Pescoço lingual
		Trinia	263,78	Pescoço lingual

*valor desconsiderado elemento único distorcido

As figuras 14 a 17 ilustram a localização das tensões e sua intensidade. Os valores máximos obtidos das escalas no implante anterior em rebordo reabsorvido não foram considerados por representarem apenas um único elemento, provavelmente distorcido, não representando a região e valor de maior tensão real e por isso foram padronizados com escalas iguais para todos neste caso.

Figura 14. Tensão máxima principal (MPa), implante anterior, vista superior. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 15. Tensão máxima principal (MPa), implante anterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 16. Tensão máxima principal (MPa), implante posterior, vista superior. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 17. Tensão máxima principal (MPa), implante posterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

5.3 Tensão mínima principal

Os valores e a localização das tensões mínimas principais são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7. Valores de tensão mínima principal

Posição do Implante	Tipo de Rebordo ósseo	Material da infraestrutura	Tensão Mínima (MPa)	Localização
Anterior	Normal	CoCr	150,18*	Pescoço vest.
		Ti-6Al-4V	151,2*	Pescoço vest.
		Trinia	150,36*	Pescoço vest.
	Reabsorvido	CoCr	169,77*	Espiras vest.
		Ti-6Al-4V	171,76*	Espiras vest.
		Trinia	175,75*	Espiras vest.
Posterior	Normal	CoCr	166,4	Pescoço disto-v.
		Ti-6Al-4V	140,12	Pescoço disto-v.
		Trinia	179,62	Pescoço disto-v.
	Reabsorvido	CoCr	132,93	Pescoço disto-v.
		Ti-6Al-4V	139,41	Pescoço disto-v.
		Trinia	140,54	Pescoço disto-v.

*valor desconsiderado elemento único distorcido

As figuras 18 a 21 ilustram a localização das tensões e sua intensidade. Os valores mínimos obtidos das escalas no implante anterior, tanto em rebordo normal como reabsorvido, não foram considerados por representarem apenas um único elemento, provavelmente distorcido, não representando a região e valor de maior tensão real.

Figura 18. Tensão mínima principal (MPa), implante anterior, vista superior. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 19. Tensão mínima principal (MPa), implante anterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 20. Tensão mínima principal (MPa), implante posterior, vista superior. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 21. Tensão mínima principal (MPa), implante posterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

5.4 Tensão equivalente de Von Mises

Os valores e a localização das tensões equivalentes de Von Mises são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8. Valores de tensão mínima principal

Tipo de Reborde ósseo	Material da infraestrutura	Tensão Von Mises (MPa)	Localização
Normal	CoCr	1368,4	Micro-unit
	Ti-6Al-4V	1487,7	Micro-unit
	Trinia	1469,2	Micro-unit
Reabsorvido	CoCr	1459,4*	Micro-unit
	Ti-6Al-4V	1665,3*	Micro-unit
	Trinia	1548,0	Micro-unit

*valor desconsiderado elemento único distorcido

As figuras 22 a 25 ilustram a localização das tensões e sua intensidade. Os valores máximos obtidos das escalas nas estruturas de CoCr e Ti-6Al-4V em rebordo reabsorvido não foram considerados por representarem apenas um único elemento, provavelmente distorcido, não representando a região e valor de maior tensão real.

Figura 22. Tensão equivalente Von Mises (MPa), vista vestibular. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 23. Tensão equivalente Von Mises (MPa), vista lingual. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 24. Tensão equivalente Von Mises (MPa), implante anterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

Figura 25. Tensão equivalente Von Mises (MPa), implante posterior, vista lateral. A. CoCr; B. Ti-6Al-4V; C. Trinia; 1. Reabsorvida; 2. Normal.

5.5 Tensão máxima principal na barra Trinia

A figura 26 ilustra a localização da tensão máxima principal e a sua intensidade nas infraestruturas em Trinia.

Figura 26. Tensão máxima principal (MPa) da barra em Trinia, vista inferior. 1. Reabsorvida; 2. Normal.

6. DISCUSSÃO

O principal objetivo deste estudo foi comparar as tensões observadas no tratamento reabilitador utilizando-se próteses implantossuportadas, feitas com diferentes materiais de infraestrutura e em situações de rebordo ósseo remanescente distinto. Os três materiais utilizados apresentaram resultados diferentes entre si no que tange a intensidade de tensão gerada, mas não na sua forma de distribuição. A quantidade de rebordo ósseo remanescente alterou tanto a intensidade como a distribuição das tensões geradas.

A reabsorção natural do processo alveolar em pacientes desdentados portadores de prótese total inferior pode levar a problemas como perda de retenção e estabilidade da prótese, dor, exposição do nervo mentual, dificuldades para se alimentar, entre outras (TAYLOR, AGAR, 2002; STELLINGSMA *et al.*, 2004), tornando-se necessário o uso de uma prótese totalmente fixa e sem o auxílio de suporte mucoso do rebordo remanescente, que já se encontra deficiente. Tal opção só é possível com o uso de implantes osseointegrados. Pacientes edêntulos e portadores de prótese total por muitos anos apresentam severo processo de reabsorção óssea. Com o avanço da medicina com novas tecnologias e novos medicamentos, o culto ao corpo e hábitos saudáveis, fez com que a expectativa de vida aumentasse proporcionando longevidade às pessoas fazendo com que vivam mais e, por conseguinte aumente o grau de reabsorção óssea verificado nos pacientes que desejam próteses implantossuportadas. Por isto este estudo objetivou simular uma situação de rebordo alveolar mais reabsorvido, mas respeitando os limites anatômicos, utilizando arcadas de banco de osso para aferição real das medidas de uma mandíbula.

Na maioria das próteses implantossuportadas a carga oclusal não é aplicada somente no seu longo-eixo, há a formação uma resultante em braço de alavanca (WEINBERG, 1993; SMEDBERG *et al.*, 1996; RICHTER, 1998), que potencializa as forças funcionais, gerando acúmulo de tensão elevado. Todo o complexo implante/prótese sobre implante recebe e transmite as cargas tensionais, sejam elas de tração, compressão, flexo-compressão, cisalhamento, entre outras, para a estrutura de suporte em que se situa: o osso. Variando a forma como essas cargas incidem na prótese sobre implante e como diferentes materiais fazem com que elas

se dissipem ao longo do implante, haverá transmissão de diferentes intensidades e distribuições de tensões ao osso (ÇİFTÇİ e CANAYA, 2000; BORIE *et al.*, 2016).

Assim como visto por Pellizzer *et al.* (2012) e neste estudo, as cargas oblíquas tendem a induzir um efeito de rotação no implante, diferente de uma carga axial que produz um efeito de intrusão. No movimento de rotação, as tensões são concentradas nas regiões vestibular/lingual do osso cortical, enquanto que na intrusão as tensões se concentram na região apical do implante. Além disto, a angulação de uma carga em si (de axial para oblíqua), sem a alteração da sua magnitude, gera aumento na tensão transmitida ao osso (MARTINI *et al.*, 2012; SAHABI *et al.*, 2013; BOUAZZA-JUANES *et al.*, 2015). Estes fatos elucidam o porquê dos altos valores de tensão encontrados neste trabalho e a região de concentração destas tensões.

Visando melhoria na biomecânica e com objetivo de evitar perda óssea, protética e implantar as empresas lançaram no mercado vários tipos de conexões pilar-implante, e implantes com diferentes diâmetros e comprimentos e componentes protéticos. O desenvolvimento da conexão cone-Morse propiciou estabilidade mecânica superior devido à retenção interna, reduzindo a ocorrência de micro-movimentação, rotação e entrada de bactérias entre os componentes protéticos e o implante; e distribuindo adequadamente os gradientes de tensão das forças mastigatórias fornecendo proteção biológica em longo prazo (MORRIS *et al.*, 2004; DANTAS *et al.*, 2006; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; COCHRAN *et al.*, 2009). Por este motivo a conexão do tipo cone-Morse foi a única utilizada neste estudo, pois este é um estudo biomecânico sobre diferentes próteses e a conexão cônica já é consagrada na literatura como a que melhor transmite as tensões da prótese para o implante (PITA *et al.*, 2011; BORIE *et al.*, 2015; MAMINSKAS *et al.*, 2016).

Há um consenso na literatura de que o acúmulo de tensão afeta o processo de remodelação óssea ao redor dos implantes (BRANEMARK *et al.*, 1987; BIDEZ; MISCH, 1992; ULBRICH *et al.*, 2000; WATANABE *et al.*, 2000; KARL *et al.*, 2004). O limite fisiológico do osso em suportar tais tensões é o que ainda não foi bem definido, podendo variar a cada indivíduo por diversos fatores intrínsecos, porém quando há uma sobrecarga no osso e este limite fisiológico variável é rompido, é certo de que há alteração no processo de controle da atividade osteoclástica e osteoblástica. Microfraturas podem ser formadas na interface osso-implante

(RANGERT; SULLIVANT, 1993; ROBERTS, 1993), levando a perda de densidade e a reabsorção óssea / falha na osseointegração, podendo resultar em defeitos estéticos e funcionais até a perda dos implantes (DUYCK *et al.*, 2001 DEMENKO *et al.*, 2011).

Sahin *et al.* (2002) concluíram em sua revisão da literatura que a preservação de reabilitações implantossuportadas parece ser melhor quando se evitam acúmulo de forças excessivas, sendo certo que as cargas funcionais transmitidas aos implantes afetam a remodelação óssea ao seu redor. Isso torna a redução das tensões geradas no rebordo ósseo um dos objetivos principais na implantodontia (CHUN *et al.*, 2002; KAYABASI *et al.*, 2006 MALATHI E CHANDRA, 2011).

A análise tridimensional por elementos finitos foi o método escolhido para este estudo, pois é uma análise já consagrada pela literatura, onde é possível uma análise da distribuição de tensões em situações similares as condições clínicas reais, com alta riqueza de detalhes da localização e dimensão das tensões geradas no osso e nos componentes da prótese que seriam impossíveis de se obter *in vivo* (LIN *et al.*, 2009; MERIÇ *et al.*, 2012; KANBARA *et al.*, 2012; FIELD *et al.*, 2012). É um método matemático de análise de tensões que pode ser usado para avaliação de novos implantes, materiais e técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de ensaios mecânicos, do custo das pesquisas e a possibilidade de se avaliar o implante em situações semelhantes às encontradas no uso.

A análise por meio de elementos finitos é um método de simulação por computador, portanto trata se apenas de uma tentativa de cópia de uma situação clínica, em que o conhecimento que alimenta o computador é o responsável por gerar maior ou menor distanciamento da situação real. Como a grande maioria dos estudos *in vitro* e outros tipos de simulações fora do *in vivo*, esta análise virtual também precisa de comprovação biológica, por meio de ensaios clínicos controlados e randomizados. Segundo Duyck *et al.* (2000) esta metodologia é válida para ajudar o cirurgião-dentista a compreender melhor uma das etiologias responsáveis pela falha dos implantes, a sobrecarga funcional. Deve-se considerar que as condições de carga *in vivo* são mais complexas e mais variadas, já que na cavidade bucal há diferentes alimentos e hábitos, gerando diferentes forças em momentos e locais distintos na prótese (KOOLSTRA *et al.*, 1988; BRUNSKI, 1992). Por este motivo, este estudo objetivou empreender uma carga maior do que as relatadas na literatura

como normais (DE ABREU *et al.*, 2014) e em uma angulação acentuada, visando colocar a prova todo o sistema, o material testado e as situações clínicas representadas.

O osso além de ser considerado anisotrópico, não homogêneo, e com comportamento não linear, apresenta o mecanismo de remodelação (BAGGI *et al.*, 2013), sendo muito difícil a inserção destes fatores no método, portanto o ensaio foi realizado por meio de análise estática, considerando o osso isotrópico e homogêneo, já que de outra forma haveria a necessidade de grandes esforços computacionais, assim como grande período de tempo. Apesar de tais mudanças nas características das propriedades e no comportamento dos materiais, deve-se considerar a capacidade dos equipamentos computacionais disponíveis e o tempo necessário para execução do ensaio, assim como outros estudos também consideraram na literatura (GENG *et al.*, 2001; TADA *et al.*, 2003; ROMEED *et al.*, 2004; YOKOYAMA *et al.*, 2004; HSU *et al.*, 2007; BERGKVIST *et al.*, 2008).

Os materiais metálicos, como implantes, componentes e as infraestruturas em CoCr e Ti-6Al-4V são considerados dúcteis, por isso a análise realizada foi com a tensão equivalente Von Mises (AKÇA; IPLIKCIOGLU, 2001; TANG *et al.*, 2012). O osso, tanto cortical como trabecular, é considerado um material frágil, portanto a análise realizada foi com as tensões máximas e mínimas principais (BAGGI *et al.*, 2008; TABATA *et al.*, 2010; GURGEL-JUAREZ *et al.*, 2012). A resina reforçada por fibras, por ser um material de infraestrutura com propriedades diferenciadas, foi analisada por tensão equivalente Von Mises e máxima principal.

A tração máxima no osso adjacente aos implantes foi localizada na região lingual, enquanto que a compressão máxima foi localizada na região vestibular ou disto vestibular. As áreas de compressão e tração localizaram-se na maioria das vezes em osso cortical e na região do pescoço do implante, assim como nos estudos de Pierrisnard *et al.* (2003), Petrie e Williams (2005), Pellizzer *et al.* (2011), Sahabi *et al.* (2013) e Bouazza-Juanes *et al.* (2015).

As tensões concentram-se em sua maioria no osso cortical, pois o fulcro do implante situa-se na crista óssea, além das melhores propriedades do osso cortical em resistir a tensões, por ser mais rígido do que o trabecular (PITA *et al.*, 2011). Quando uma carga é aplicada sobre um implante, a carga é parcialmente transferida ao osso, concentrando as maiores tensões na região mais cervical do implante.

Segundo Isidor (2006), isto ocorre devido ao princípio da engenharia que diz que quando dois materiais estão em íntimo contato, e uma carga é aplicada em um deles, as tensões serão maiores onde os materiais estabelecem o primeiro ponto de contato.

Em relação aos componentes protéticos, a tensão máxima equivalente Von Mises foi localizada sempre no pilar micro-unit, na região de contato com a margem cervical do implante, não evidenciando, na maioria das vezes, tensões nas roscas dos parafusos protéticos, assim como visto nos estudos de Pessoa *et al.* (2010) e Tang *et al.* (2012). Apesar dos altos valores de tensão equivalente Von Mises registrados neste estudo, pouca ou nenhuma tensão estava presente nos parafusos protéticos. Tal fato se deve ao ajuste entre as peças ter sido considerado perfeito, assim toda tensão percorria a barra, sendo levada diretamente para os *abutments* e para os implantes, sem sobrecarregar os parafusos. Jimbo *et al.* (2013) averiguaram que quando a prótese não está passiva há uma sobrecarga das tensões geradas nos seus componentes, sobretudo nos parafusos, pois são estes os responsáveis por compensar as imperfeições de adaptação e manter infraestrutura, *abutment* e implante unidos.

Sahin *et al.* (2002) descreveram que a carga mastigatória no cantilever da prótese produz aumento na tensão transferida ao implante mais próximo do cantilever, assim como também foi observado neste estudo,. Tal fenômeno deve se também ao princípio mecânico discutido por Isidor (2006), de maior transferência de tensão para a região mais próxima da aplicação da carga, já que em situações como esta o implante mais distal atua como ponto de fulcro, criando uma alavanca do tipo I, alterando tanto a magnitude como a direção da força sobre o implante, com concentração excessiva de tensões em direção a distal do implante.

Williams *et al.* (1990), Ferreira *et al.* (2014) e Bhering *et al.* (2016) indicaram em seus estudos que a liga de CoCr utilizada em infraestruturas leva a uma concentração menor de tensões devido ao elevado módulo de elasticidade do material, permitindo distribuição mais uniforme das cargas com o mínimo de deformação. O mesmo foi verificado neste estudo sobre as infraestruturas metálicas, sobretudo a de CoCr (que possui maior módulo de elasticidade do que a liga de Ti-6Al-4V).

A prótese totalmente em resina (com infraestrutura de resina reforçada por fibras e recobrimento em resina acrílica) demonstrou os maiores valores das tensões máximas e mínimas principais. Tal comportamento deve-se ao fato já salientado que em uma prótese implantossuportada com cantilever é criada uma alavanca classe I, que altera a direção e aumenta a magnitude das forças sobre o pilar distal (RODRIGUEZ *et al.*, 1994). O poder da alavanca é acentuado pelo baixo módulo de elasticidade da resina, permitindo maior deslocamento do cantilever distal (BENZING *et al.*, 1995; DUYCK *et al.*, 2000; BORIE *et al.*, 2016), como também foi observado neste estudo. Entretanto, alguns outros estudos na literatura advogam o contrário, a resina diminui a concentração de tensões devido ao seu efeito amortecedor, de absorver certa quantidade de tensão durante sua deformação, devido ao seu baixo módulo de elasticidade (ADELL *et al.*, 1981; SKALAK, 1983; KAO *et al.*, 2008; ERKMEN *et al.*, 2011; ZAPAROLLI *et al.*, 2017). Nos resultados deste trabalho, a infraestrutura em resina reforçada por fibras concentrou maior tensão no osso adjacente ao implante, mas o resultado não foi um aumento significativo (até 10%). Pode-se dizer que apresentou um comportamento não tendencioso em relação à literatura, nem de absorção da tensão nem de seu aumento significativo, possivelmente devido ao material não ser apenas resinoso, mas também possuir um reforço considerável de fibras de vidro, diminuindo a deformação e o deslocamento da resina no cantilever.

A infraestrutura em resina reforçada com fibras, de marca comercial Trinia, foi utilizada neste estudo com o objetivo de verificar a viabilidade de ser um substituto às ligas metálicas comumente utilizadas, devido ao seu fator estético (comercializada nas cores branca e rosa), facilidade de fresagem por CAD/CAM, facilidade de reparo em casos de falha e pelos bons resultados em testes de fadiga (BONFANTE *et al.*, 2015). Com o uso deste material, a distribuição das tensões, tanto as exercidas no osso alveolar quanto nos componentes protéticos, permaneceu a mesma em relação às ligas metálicas utilizadas, apesar da intensidade ter aumentado levemente. Cibirka *et al.* (1992), Stegariou *et al.* (2004), Erkmment *et al.* (2011) e Ferreira *et al.* (2014) também afirmaram que apesar da diferença na intensidade das tensões transmitidas por metal e resina, esta não é significativa do ponto de vista clínico, a ponto de representar um risco à osseointegração.

A literatura afirma que o aumento do diâmetro dos implantes diminui a tensão gerada no osso peri-implantar (GUICHET *et al.*, 2002; AKÇA *et al.*, 2003; GENG *et al.*, 2004; DING *et al.*, 2009; ANITUA *et al.*, 2010). Tais autores utilizaram tamanho de rebordo ósseo fixo, normalmente bem largo, e variaram o diâmetro do implante de 0.5 a 1 mm. Este trabalho realizou o teste inverso, em que foi comparado o uso do mesmo tamanho de implante em mandíbulas de diferentes espessuras, onde foi verificado aumento da tensão gerada em mandíbula mais fina, discordando em parte da literatura que afirma categoricamente que os implantes mais largos distribuem melhor as tensões mastigatórias. Em casos de atrofia óssea, ao utilizar implantes para suportar próteses fixas extensas em situações de elevada carga mastigatória, talvez seja necessário procedimento de enxerto ósseo para se ganhar volume ósseo para instalação de implantes largos, ou o uso de implantes mais finos e em maior quantidade.

Okamura *et al.* (2010) realizaram análise por elementos finitos, variando a espessura do osso cortical e o diâmetro dos implantes, obtendo resultado similar a este estudo no que tange a variação da espessura óssea, concluindo os autores que a espessura óssea influenciou mais na concentração de tensões do que o diâmetro dos implantes, sugerindo por fim que o estudo cauteloso do caso de atrofia/perda de qualidade óssea, associada ao controle das cargas mastigatórias, são mais importantes do que a seleção do implante. Geng *et al.* (2004) salientam que nos casos em que o osso estiver em condição de normalidade (osso de qualidade tipo I ou com volume suficiente), pequenas variações nas dimensões dos implantes parecem não interferir no seu desempenho; segundo os autores, o aumento nas tensões geradas depende, entre outros fatores, da diferença dos módulos de elasticidade, portanto, quanto melhor a qualidade e quantidade óssea menor diferença haverá entre os módulos elásticos. Assim, como salientado por Ortega-Lopes *et al.* (2012), utilizar implantes de maiores dimensões não é sinônimo de um melhor desempenho clínico para todos os casos.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo, e considerando suas limitações, foi possível concluir que:

- A variação dos materiais de infraestrutura provocou alteração na magnitude das tensões, tanto máximas e mínimas principais como equivalente de Von Mises, mas não de forma significativa.
- A variação dos materiais de infraestrutura não provocou alteração no padrão de distribuição das tensões
- A quantidade remanescente de rebordo ósseo alterou tanto a magnitude quanto a distribuição das tensões.
- O rebordo reabsorvido concentrou mais tensões tanto no osso (máxima e mínima principal) quanto na estrutura protética (equivalente Von Misses), à exceção única da tensão mínima principal no implante posterior.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v.10, n.6, p.387-416, Dez, 1981.

AHMED, KE; LI, KY; MURRAY, CA. Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD)-Systematic review. **J Dent.**, v.61, p. 1-11, Jun, 2017.

AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.16, n.5, p.722-730, set-out, 2001.

AKÇA, K.; CEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 4, p. 444-54, Aug 2003.

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**, v.30, n.1, p.41-45, 2003.

ANITUA, E.; ORIVE, G. Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.** v. 89b. n. 2, p. 275-281, 2009.

ARAT BILHAN, S; BILHAN, H; BOZDAG, E; SUNBULOGLU, E; BAYKASOGLU, C; KUTAY, O. The influence of the attachment type and implant number supporting mandibular overdentures on stress distribution: an in vitro study, part I. **Implant Dent.**, v.22, n.1, p.39-48, Feb, 2013.

BAGGI, L.; CAPPELLONI, I.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F.; VAIRO, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.100, n.6, p.422-431, dez, 2008.

BAGGI, L.; PASTORE, S.; DI GIROLAMO,; M. VAIRO, G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. **J. Prosthet. Dent.**, v.109, n.1, p.9-21, jan, 2013.

BARBOSA, G.A.S; NEVES, F.D; MATTOS, M.G.C; RODRIGUES, R.C.S; RIBEIRO, R.F. Implant/Abutment Vertical Misfit of One-Piece Cast Frameworks Made with Different Materials. **Braz Dent J.**, v.21, n.6, p.515-519, 2010.

BAŞARAN, E.G; AYNA, E; VALLITTU, P.K; LASSILA, L.V. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. **J Prosthet Dent.**, v.109, n.2, p.88-94, Feb, 2013.

BATENBURG, R.H.; MEIJER, H.J.; RAGHOEBAR, G.M.; VISSINK, A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.13, n.4, p.539-45, Jul-Aug, 1998a.

BATENBURG, R.H.; RAGHOEBAR, G.M.;, VAN OORT, R.P.; HEIJDENRIJK, K.; BOERING, G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. **Int J Oral Maxillofac Surg.**, v.27, n.6, p.439-9, Dec, 1998b.

BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.2, p.188-198, mar-abr, 1995.

BERGKVIST, G. et al. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v. 10, n. 1, p. 40-6, Mar 2008.

BHERING, C.L; MESQUITA, M.F; KEMMOKU, D.T; NORITOMI, P.Y; CONSANI, R.L; BARÃO, V.A. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.**, v.69, n.1, p.715-25, Dec, 2016.

BIDEZ, M.W; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **Journal of Oral Implantology**, v.23, p.264-74, 1992.

BONFANTE, E.A; SUZUKI, M; CARVALHO, R.M; HIRATA, R; LUBELSKI, W; BONFANTE, G; PEGORARO, T.A; COELHO, P.G. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.30, n.2, p.321-9, Apr, 2015.

BORIE, E; ORSI, I.A; DE ARAUJO, C.P. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. **Acta Odontol Scand.**, v.19, p.1-9, Jan, 2015.

BORIE, E; ORSI, I.A; NORITOMI, P.Y; KEMMOKU, D.T. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.31, n.1, p.101-10, Feb, 2016.

BOUAZZA-JUANES, K; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, A; PEIRÓ, G; RÓDENAS, J.J; LÓPEZ-MOLLÁ, M.V. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. **J Clin Exp Dent.**, v.7, n.4, p.483-8, Oct, 2015.

BOZKAYA, D; MUFTU, S; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. **J Prosthet Dent.**, v.92, n.6, p.523-30, Dec, 2004.

BRANEMARK, P-I; ZARB, G.A; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. **Chicago: Quintessence**, 1987. p. 129

BRÅNEMARK, PI; SVENSSON, B; VAN STEENBERGHE, D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. **Clin Oral Implants Res.**, v.6, n.4, p.227-31, Dec, 1995.

BRUNSKI, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. **Clin. Mater.**, v.10, n.3, p.153-201, 1992.

CARLSSON, G.E; LINDQUIST, L.W. Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants. **Int J Prosthodont.**, v.7, n.5, p.448-53, Sep-Oct, 1994.

CARR, A.B. Survival of short implants is improved with greater implant length, placement in the mandible compared with the maxilla, and in nonsmokers. **J Evid Based Dent Pract.**, v.12, n.3, p.189-91, Set, 2012.

CASTILLO-DE OYAGÜE, R; OSORIO, R; LYNCH, C; GILMOUR, A; TOLEDANO, M. Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal.**, v.16, n.4, p.619-25, Jul, 2011.

CEHRELI, M.C.; AKÇA, K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.24, n.6, p.513-519, dez, 2004.

CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. **J Prosthet Dent.**, v.97, n.4, p.229-35, Apr, 2007.

CHUN, H.J.; CHEONG, S.Y.; HAN, J.H.; HEO, S.J.; CHUNG, J.P.; RHYU, I.C.; CHOI, Y.C.; BAIK, H.K.; KU, Y.; KIM, M.H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **J. Oral Rehabil.**, v.29, n.6, p.565-574, jun, 2002.

CIBIRKA, R.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R.; STOHLER, C.S. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.3, p.361-364, mar, 1992.

ÇİFTÇİ 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.**, v.14, n.4, p.571-82, 2000.

CIFTÇI Y, CANAY S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. **Int J Prosthodont.**, v.14, n.5, p.406-11, Sep-Oct, 2001.

COCHRAN, D. L. et al. Bone response to loaded implants with non-matching implantabutment diameters in the canine mandible. **J. Periodontol.**, v. 80, n. 4, p. 609-17, Apr 2009.

CONSERVA, E; MENINI, M; TEALDO, T; BEVILACQUA, M; RAVERA, G; PERA, F; PERA, P. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. **Int J Prosthodont.**, v.22, n.1, p.53-5, Jan-Feb, 2009.

COSME, D.C.; BALDISSEROTTO, S.M.; CANABARRO, S.A.; SHINKAI, R.S. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentale adults. **The International Journal of Prosthodontics.**, v.18, n.4, p.328-32, 2005.

CRESPI, R; VINCI, R; CAPPARÉ, P; ROMANOS, G.E; GHERLONE, E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.27, n.2, p.428-34, Mar-Apr, 2012.

DANTAS, S. M. A. et al. Implante Cone Morse Self-Drilling Implant with Internal Torque. Parte I: product development. **Innovations Implant J. Biom. Esthet.**, v. 1, n. 1, p. 63- 69, Maio 2006.

DAS NEVES, F.D; FONES, D; BERNARDES, S.R; PRADO, C.J; NETO, A.J.F. Short implants – an analysis of longitudinal studies. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.**, v.21, n.1, p.86-93, 2006.

DE FARIA ALMEIDA, D.A.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; SANTIAGO JUNIOR, J.F.; DE CARVALHO, P.S. Influence of Morse Taper and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants. Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. **J. Periodontol.**, 2013.

DETOLLA, D.H.; ANDREANA, S.; PATRA, A.; BUHITE, .; COMELLA, B. Role of the finite element model in dental implants. **J. Oral Implantol.**, v.26, n.2, p.77- 81, 2000

DE ABREU, R.A; PEREIRA, M.D; FURTADO, F; PRADO, G.P; MESTRINER, W JR.; FERREIRA, L.M. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. **Arch Oral Biol.**, v.59, n.10, p.1065-74, Oct, 2014.

DE ALMEIDA, E.O; ROCHA, E.P; FREITAS, A.C.JR; MARTIN, M.JR. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.**, v.25, n.6, p.1108-14, 2010.

DEMENKO, V. et al. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. **J. Dent. Res.**, v. 90, n. 10, p. 1211-5, Oct 2011.

DE TORRES, E.M; RODRIGUES, R.C; DE MATTOS, M.G; RIBEIRO, R.F. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. **J Dent.**, v.35, n.10, p.800-5, Oct, 2007.

DE TORRES, E.M; BARBOSA, G.A; BERNARDES, S.R; DE MATTOS, M.G; RIBEIRO, R.F. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **J Biomech.**, v.44, n.9, p.1735-9, Jun, 2011.

DING, X; LIAO, S.H; ZHU, X.H; ZHANG, X.H; ZHANG, L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v,11, n.4, p.279-87, Dec, 2009.

DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.2, n.2, p.100-109, 2000.

DUYCK, J.; RONOLD, 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. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.3, p.207-218, jun, 2001.

EKFELDT, A; CARLSSON, G.E; BORJESSON G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.9, n.2, p.179-83, 1994.

ELIASSON, A. On the role of number of fixtures, surgical technique and timing of loading. **Swed Dent J Suppl.**, v.197, p.3-95, 2008.

ERKMEN, E; MERİÇ, G; KURT, A; TUNÇ, Y; ESER, A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.**, v.4, n.1, p.107-16, 2011.

ESFAHROOD, Z.R.; AHMADI, L.; KARAMI, E.; ASGHARI, S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. **J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.**, v.43, n.2, p.70-76, Apr, 2017.

ESPOSITO, M; HIRSCH, J.M; LEKHOLM, U; THOMSEN P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogeneses. **Eur J Oral Sci.**, v.106, n.3, p.721-64, 1998.

FAZI, G; TELLINI, S; VANGI, D; BRANCHI, R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.26, n.4, p.752-9, Jul-Aug, 2011.

FERREIRA, M.B; BARÃO, V.A; FAVERANI, L.P; HIPÓLITO, A.C; ASSUNÇÃO, W.G. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.**, v.35, p.92-9, Feb, 2014.

FIELD, C.; LI, Q.; LI, W.; THOMPSON, M.; SWAIN, M. A comparative mechanical and bone remodelling study of all-ceramic posterior inlay and onlay fixed partial dentures. **J. Dent.**, v.40, n.1, p.48-56, jan, 2012

FLANAGAN, D.; ILIES, H.; LASKO, B.; STACK, J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. **J. Oral Implantol.**, v.35, n.6, p.270-276, 2009.

FRIBERG, B; GRONDAHL, K; LEKHOLM, U; BRANEMARK, P.I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research.**, v.2, n.4, p.184-89, 2000.

FROST, H.M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. **Angle Orthod.**, v.74, n.1, p.3-15, fev, 2004

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.6, p.585- 598, jun, 2001.

GENG, J.P.; XU, D.W.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. **J. Oral Implantol.**, v.30, n.4, p.223-233, 2004.

GLANTZ PO, NILNER K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. **J Dent.**, v.25,p.21-4, Jan, 1997.

GOIATO, M.C; TONELLA, B.P; RIBEIRO, P; FERRAÇO, R; PELLIZZER E.P. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. **J Craniofac Surg.**, v.20, n.2, p.561-4, 2009.

GOODACRE, C.J; BERNAL, G; RUNGCHARASSAENG, K; KAN, J.Y.K. Clinical complications with implants and implant prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v.90, n.2, p.121-32, 2003.

GURGEL-JUAREZ, N.C.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS, A.C., JR.; ANCHIETA, R.B.; DE VARGAS, L.C.; KINA, S.; FRANCA, F.M. Regular and platform

switching: bone stress analysis varying implant type. **J. Prosthodont.** v.21, n.3, p.160-166, abr, 2012.

GUICHET, D. L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 5, p. 528-35, May 2002.

HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.14, n.3, p.286- 293, jun, 2003.

HARTMAN, G.A; COCHRAN, D.L. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. **J Periodontol.**, v.75, n.4, p.572-7, 2004.

HU, K., C. WANG, et al. High pressure may inhibit periprosthetic osteogenesis. **J Bone Miner Metab**, v.28, n.3, May, p.289-298. 2010.

HULTERSTRÖM, M; NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.6, n.4, p.475-80, 1991.

HSU, M. L. et al. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 2, p. 301-9, Mar-Apr 2007.

ISIDOR, F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. **Clin Oral Implants Res.**, v.8, n.1, p.1-9, Feb, 1997.

ISIDOR F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Impl Res.**, v.17, n.2, p.8-18, 2006.

JACQUES, L.B; MOURA, M.S; SUEDAM, V; SOUZA, E.A; RUBO, J.H. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res.**, v.20, n.7, p.737-41, Jul, 2009.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.3, p.270-6, 1991.

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.6, p.635-40, 1993.

JIMBO, R; HALLDIN, A; JANDA, M; WENNERBERG, A; VANDEWEGHE, S. Vertical fracture and marginal bone loss of internal-connection implants: a finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.28, n.4, p.171-6, Jul-Aug, 2013.

KAN, J. Y. et al. Classification of sagittal root position in relation to the anterior maxillary osseous housing for immediate implant placement: a cone beam computed tomography study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 873-6, Jul-Aug 2011.

KANBARA, R.; NAKAMURA, Y.; OCHIAI, K.T.; KAWAI, T.; TANAKA, Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. **Dent. Mater. J.**, v.31, n.2, p.297-308, mar, 2012.

KAO, H-C.; CHUNG, W-N.; CHENG, F-C.; HSU, M-L.; CHANG, K-D. Finite element analysis of different superstructure materials in a single distal implant restoration. **J. Dent. Sci.**, v.3, n.3, p.140-149, 2008.

KARL, M. et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 19, n. 1, p. 30-7, Jan-Feb 2004.

KAYABAŞI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. **Adv. Eng. Soft.**, v.37, n.10, p.649-658, out, 2006.

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. **J Periodontol.**, v.73, n.10, p.1111-7, 2002.

KOOLSTRA, J.H; VAN EIJDEN, T.M; WEIJS, W.A; NAEIJE M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. **J Biomech.**, v.21, n.7, p.563-76, 1988.

KOYAMA, Y., N. MITSUI, et al. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. **Arch Oral Biol**, v.53, n.5, May, p.488-496. 2008.

KRONSTROM, M; CARLSSON, G.E. An International Survey among Prosthodontists of the Use of Mandibular Implant-Supported Dental Prostheses. **J Prosthodont.**, Mar, 2017.

LIN, D.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v.2, n.5, p.410-432, out, 2009.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J. Oral Rehabil.**, v.33, n.1, p.75-8, jan, 2006.

MALATHI, G.K; RAVI CHANDRA, P.V. Mechanical complications with implants and implant prostheses. **Indian J Dental Advancements.**, v.3, n.2, p.55, 2011.

MAMINSKAS, J.; PUISYS, A.; KUOPPALA, R.; RAUSTIA, A.; JUODZBALYS, G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. **J Oral Maxillofac Res.**, 2016.

MARINCOLA, M., MORGAN, V., PERPETUINI, A., LAPUCCI, S., Fixed full arch metal-free prosthesis on four SHORT® Implants, Implants, **Oemus Media Verlag**, September 2012, p. 28-31

MARTINI, A.P; FREITAS, A.C JR; ROCHA, E.P; DE ALMEIDA, E.O; ANCHIETA, R.B; KINA, S; FASOLO, G.B. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. **J Craniofac Surg**, v.23, n.2, p.415-8, Mar, 2012.

MELSEN, B.; LANG, N.P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.12, n.2, p.144-152, abr, 2001.

MERİÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; OZDEN, A.U. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. **Acta Odontol. Scand.**, v.70, n.1, p.61-71, jan, 2012.

MORNEBURG, T.R.; PROSCHEL, P.A. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. **Int J Prosthodont.**, v.15, n.1, p.20-7, 2002.

MORRIS, H. F. et al. Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 3, p. 125-33, 2004.

NEDIR, R.; M. BISCHOF, et al. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.2, Apr, p.150-157. 2004.

OGAWA, T.; DHALIWAL, S.; NAERT, I.; MINE, A.; KRONSTROM, M.; SASAKI, K.; DUYCK, J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. **J Oral Rehabil.**, v.37, n.7, p.525-31, Jul, 2010.

OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter

on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. **J Prosthodont Res.**, v.54, n.3, p.133-42, Jul, 2010.

ORTEGA-LOPES, R.; OLATE, S.; NOIA, C.F.; CHAVES NETTO, H.D.M.; MORAES, M.; MAZZONETO, R. Influencia del diámetro y longitud de implantes en la pérdida tardía de implantes dentales. **Int. J. Odontostomat.**, v.6, n.1, p.77- 80, 2012.

PARR, G.R.; GARDNER, L.K.; TOTH, R.W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental Material Aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.

PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; DE MORAES, S.L.; FALCON-ANTENUCCI, R.M.; DE CARVALHO, P.S.; NORITOMI, P.Y. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. **J. Oral Implantol.** 2011.

PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JUNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.** v.12, n.3, p.219-234, set, 2010.

PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A threedimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.16, n.4, p.486-494, ago, 2005.

PIERRISNARD. L.; RENOUEARD, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v.5, n.4, p.254-62, 2003.

PITA, M.S.; ANCHIETA, R.B.; BARÃO, V.A.; GARCIA I.R.JR.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W.G. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J. Craniofac. Surg.**, v.22, n.6, p.2327-2331, nov, 2011.

QIAN, L.; TODO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.24, n.5, p.877-86, Sep-Oct, 2009.

RANGERT, B.; SULLIVAN, R. Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. **Nobelpharma News**, v.7, p.4-5, 1993.

RODRIGUEZ, A.M.; AQUILINO, S.A.; LUND, P.S. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 1. **J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.41-46, mar, 1994.

RILO, B.; DA SILVA, J.L.; MORA, M.J.; SANTANA, U. Guidelines for occlusion strategy in implantborne prostheses. A review. **Int Dent J.**, v.58, n.3, p.139-45, Jun, 2008.

ROMEO, E., M. GHISOLFI, et al. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. **Int J Prosthodont**, v.19, n.6, Nov-Dec, p.586-592. 2006.

RUBO, J.H.; SOUZA, E.A. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. **J Oral Implantol.**, v.34, n.5, p.248-55, 2008.

SÁNCHEZ-GARCÉS, M.A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. **Clin Implant Dent Relat Res.**, 2010.

SAHIN, S.; CEHRELI, M.C.; YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent.**, v.30, p.271-82, 2002.

SAHABI, M.; ADIBRAD, M.; MIRHASHEMI, F.S.; HABIBZADEH, S. Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis. **J Dent (Tehran).**, v.10, n.4, p.338-50, May, 2013.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.*, v.10, n.1, p.19-27, Jan-Feb, 1997.

SHILLINGBURG, H.T.; HOBBS, S.; WHITSETT, L.D.; BRACKETT, S.E. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd edition. Capítulo 19 – Wax Patterns, **Quintessence**, p.335-354, 1997.

SILVA-NETO, J.P.; PIMENTEL, M.J.; NEVES, F.D.; CONSANI, R.L.; SANTOS, M.B. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. **Braz Oral Res.**, v.28, n.1, p.67-73, Jan-Feb, 2014.

SINGH, R.; DAHOTRE, N. B. Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. **J Mater Sci Mater Med**, v.18, n.5, May, p.725-751. 2007.

SKALAK R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.**, v.49, n.6, p.843-8, 1983.

STELLINGSMA, C.; VISSINK, A.; MEIJER, H. J. A.; KUIPER, C. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. **Raghoobar Crit Rev Oral Biol Med**, v.15, n.4, p.240-8, 2004.

SMEDBERG J.I.; NILNER, K.; RANGERT, B.; SVENSSON, S.A.; GLANTZ, S.A. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implants Research.**, v.7, p.55-63, 1996.

STEGAROIU, R.; KHRAISAT, A.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.19, n.5, p.735-742, set-out, 2004.

RICHTER E-J. In vivo horizontal bending moments on implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.232-44, 1998.

ROMEED, S. A.; FOK, S. L.; WILSON, N. H. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. **J. Oral Rehabil.**, v. 33, n. 3, p. 209-15, Mar 2006.

TABATA, L.F.; ASSUNCAO, W.G.; ADELINO RICARDO BARAO, V.; DE SOUSA, E.A.; GOMES, E.A.; DELBEN, J.A. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. **J. Craniofac. Surg.**, v.21, n.1, p.182-187, jan, 2010.

TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.18, n.3, p.357-368, maio-jun, 2003.

TANG, C.B.; LIU, S.Y.; ZHOU, G.X.; YU, J.H.; ZHANG, G.D.; BAO, Y.D.; WANG, Q.J. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. **Int. J. Oral Sci.**, v.15, n.4, p.101-108, jun, 2012.

TAWIL, G.; ABOUJAOUDE, N.; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants.**, v.2, n.2, p.275-82, 2006.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosthet Dent.**, v.88, n.1, p.89-95, Jul, 2002.

TELLEMAN, G.; RAGHOEBAR, G.M.; VISSINK, A.; DEN HARTOG, L.; HUDDLESTON SLATER, J.J.; MEIJER, H.J. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. **J Clin Periodontol.**, v.38, n.7, p.667-76, Jul, 2011.

TIOSSI, R.; LIN, L.; CONRAD, H.J.; RODRIGUES, R.C.; HEO, Y.C.; DE MATTOS MDA G. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. **J Prosthodont Res.**, v.56, n.1, p.25-31, 2012.

TONIOLLO, M.B.; MACEDO, A.P.; RODRIGUES, R.S.C.; RIBEIRO, R.F.; MATTOS, M.G.C. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges With Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions. **J Craniofac Surg.**, v.23, n.6, p.1888-92, 2012.

TONIOLLO, M.B.; MACEDO, A.P.; PUPIM, D.; ZAPAROLLI, D.; DE MATTOS, MDA G. Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges. **J Craniofac Surg.**, v.27, n.3, p.276-80, May, 2016.

TORSELLO, F.; DI TORRESANTO, V.M.; ERCOLI, C.; CORDARO, L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. **Clin Oral Implants Res.**, v.19, n.8, p.772-9, Aug, 2008.

ULBRICH, N. L. et al. Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ nos três elementos intramóveis com cargas verticais. **PCL: Rev. Bras. Prótese Clín. Lab.**, Curitiba, v. 2, n. 5, p. 32-38, 2000.

VISSER, A.; RAGHOEBAR, G.M.; MEIJER, H.J.; BATENBURG, R.H.; VISSINK, A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. **Clin Oral Implants Res.**, v.16, n.1, p.19-25, Feb, 2005.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 2, p. 209-18, Mar-Apr 2000.

WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.8, n.1, p.19-31, 1993.

WENNERBERG, A.; JEMT, T. Complications in partially edentulous implant patients: a 5-year retrospective follow-up study of 133 patients supplied with unilateral maxillary prostheses. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v.1, n.1, p.49-56, 1999.

WILLIAMS, K.R.; WATSON, C.J.; MURPHY, W.M.; SCOTT, J.; GREGORY, M.; SINOBAD, D. 1990. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v.21, n.7, p.563-570, jul, 1990.

WOLFF, D.; WOHLRAB, T.; SAURE, D.; KRISAM, J.; FRESE, C. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: A 4-year prospective clinical trial evaluating survival, quality, and effects on surrounding periodontal tissues. **J Prosthet Dent.**, May, 2017.

YOKOYAMA, S. et al. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 3, p. 234-40, Mar 2004.

ZAPAROLLI, D.; PEIXOTO, R.F.; PUPIM, D.; MACEDO, A.P.; TONIOLO, M.B.; MATTOS, M.D.G.C. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.** , v, 81, p. 144-7, Jul 2017.