

Marina de Freitas Fratari Majadas



Análise das tensões em protocolos mandibulares sustentados por três implantes com diferentes inclinações do implante distal

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínica Odontológica

Uberlândia, 2013

Marina de Freitas Fratari Majadas

Análise das tensões em protocolos mandibulares
sustentados por três implantes com diferentes
inclinações do implante distal

Orientador: Prof.Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-Orientador: Paulo César Simamoto Júnior

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínica Odontológica.

Banca Examinadora:

Prof.Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof.Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof.Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Uberlândia, 2013

Comissão Examinadora

Agradecimentos

A Deus,

Que sempre está presente em minha vida, me confortando, dando força e mostrando que sou capaz.

Aos meus pais **Elaine e Márcio,**

O meus eternos agradecimentos pela minha vida, pelo carinho, amor, respeito e cobranças feitas ao longo da vida.

Aos meus irmãos **Fernando e Mariana,**

Sem vocês os dias não seriam tão divertidos, obrigada por estarem ao meu lado nos momentos de adversidade e alegrias ao longo de todos esses anos.

Ao **Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior**, apaixonado pelo conhecimento, excelente professor, pesquisador, clínico e amigo. Minha gratidão e imensa admiração por estar disposto a me orientar mesmo não sendo sua orientanda oficial.

Ao **Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**, minha admiração pelo seu trajeto acadêmico, apesar de não termos muito contato durante esses dois anos devido ao cargo de reitor dessa Universidade fico muito honrada em dizer seu nome como meu orientador oficial, uma pessoa visionária que fez e faz muito pela Universidade.

A Prof. **Dr.^a Marlete Ribeiro da Silva**, obrigada pela amizade, confiança e por esses anos de convivência como sua monitora nas disciplinas envolvendo oclusão e participação do centrinho de DTM.

Ao **Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves** que me oportunizou durante a graduação fazer uma iniciação científica, minha admiração e agradecimentos.

Ao **Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo** que abriu as portas do laboratório e pela ajuda no trabalho, meus agradecimentos.

Aos professores da Área de Oclusão, Prótese Fixa e Materiais Dentários, Adérito, Ricardo, Marlete, Flávio, Márcio Teixeira, Célio, Paulo Simamoto e Letícia David.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) por ceder o espaço para realização desse trabalho.

A Universidade Federal de Uberlândia por me proporcionar um ensino de qualidade e excelência.

A Faculdade de Odontologia e ao Programa de Pós-Graduação da Universidade Federal de Uberlândia.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Profissionais do Ensino Superior) pela bolsa concedida.

Aos professores do programa de pós-graduação e graduação, Carlos, Veridiana, Flávio, Alfredo, Paulo Simamoto, Gisele, Darcey, Denildo, Paulo Vinícius, Célio, Paula Dechichi, Murilo, Paulo César, Murilo, Luiz Carlos, Andréa, obrigada pelos ensinamentos científicos e clínicos.

As secretárias Maria das Graças e Aline do programa de Pós-graduação em Odontologia pela receptividade e prontidão a ajudar.

Aos secretários Wilton e Suzy, pela convivência e amizade durante esses anos.

Aos amigos que fiz no mestrado Luisa, Marcel, Thiago, Bilharinho, Rayssa, Manuella, Fabiana, Fabiane Maria, Aline Cristina, Aline Bicalho, Maiolino, Asbel, Cristhiane, Giovana, Jaíba, Lorraine, Crisnecaw, Keller, Juliana, Ana Luiza, Mário, Éverton, Patrícia.

Aos amigos do laboratório LPM, Marcília, Gabriela, Sérgio, Élton, Isadora pela ajuda no trabalho e amizade durante o tempo de estadia no laboratório.

Ao meu “orientador” de iniciação científica João Paulo da Silva Neto, obrigada por me conceder parte de sua pesquisa e pela amizade.

As minhas orientadas de iniciação científica Luana e Ludiele pela ajuda e amizade.

A amiga em especial Luisa por me acompanhar na vida pessoal e profissional durante esses 2 anos na qual nos aproximamos mais, uma pessoa especial que levarei a amizade para vida toda.

As amigas de graduação que a UFU me proporcionou Renata, Luana, Milene, Marília, Gabriella, Daniane, Any Keyla, Ana Lúcia, obrigada pela amizade e horas de conversa.

A todos que ajudaram e incentivaram na realização do trabalho e que contribuíram na formação durante o meu mestrado. Meus agradecimentos.

“Se você quer ser bem sucedido, precisa ter dedicação total, buscar seu último limite e dar o melhor de si”.

“Sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá”.

Ayrton Senna

Sumário

Lista de Abreviaturas.....	1
Resumo.....	3
Abstract.....	5
1. Introdução.....	7
2.Revisão de Literatura.....	10
2.1. Acompanhamentos clínicos de protocolos.....	11
2.2. Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas implantadas..	25
3. Proposição.....	48
4. Materiais e Método.....	50
4.1. Delineamento experimental.....	51
4.2. Grupos Experimentais.....	51
4.3. Modelos mestres.....	52
4.4. Confecção das infraestruturas.....	53
4.5. Confecção dos moldes.....	54
4.6. Confecção dos modelos fotoelásticos.....	55
4.7. Calibração da resina fotoelástica.....	57
4.8. Aplicação dos carregamentos.....	59
4.9. Análise das tensões.....	61
4.10. Análises estatísticas.....	62
5. Resultados.....	63
5.1. Carregamento no implante distal.....	64
5.2. Carregamento ao final do <i>cantilever</i>	65
6. Discussão.....	68
7. Resultados.....	74
* Referências.....	76

Lista de Abreviaturas

Tungsten Inert Gas

cm centímetro

lb libras

Kpa Kilopascal

Mpa Megapascal

N Newton

f_o constante fotoelástica

[N] Ordem de franja

τ tensão cisalhante

(D) diâmetro

DP desvio padrão

° graus angulares

% porcentagem

π constante (3,14)

σ tensão

Resumo

Regiões posteriores de reabilitações tipo protocolo sobre implantes devido à extensão do *cantilever* são críticas em relação à distribuição de tensões na interface osso/ implante. Esse estudo avaliou as tensões induzidas nas regiões periimplantares de protocolos mandibulares com distintas configurações. Seis modelos fotoelásticos com 5 ou 3 implantes foram confeccionados, simulando mandíbula edêntula. O grupo controle (C) recebeu 5 implantes verticais e os demais modelos receberam 3 implantes variando o pilar reto (S) ou angulado (A) e a inclinação do implante distal 0°, 17° e 30°. Foi aplicada carga vertical em 2 pontos da infraestrutura: no implante distal e ao final do *cantilever*. O valor das ordens de franja [N] e a tensão cisalhante máxima foram determinados em 20 pontos do contorno do implante próximo ao carregamento. Análise estatística foi feita por ANOVA seguido do teste Tukey' s B ($\alpha=0,05$). Para o carregamento ao final do *cantilever* não foi encontrada diferenças estatísticas entre os grupos ($p=195$) e para o carregamento do implante distal os grupos S17 e S30 diferentes estatisticamente com o grupo C ($p=0,000$). O modelo C apresentou melhores resultados nos dois tipos de carregamento, os pilares angulados não apresentaram maiores valores de tensões para os dois tipos de carregamentos, a diminuição do comprimento do *cantilever* e a inclinação dos implantes distais não foram significantes no carregamento ao final do *cantilever*, os valores das tensões foram maiores no carregamento ao final do *cantilever* do que no implante distal.

Palavras-chave: edentulismo, fotoelasticidade, prótese dentária, implantes inclinados

Abstract

Posterior regions rehabilitation with full fixed prosthesis due to cantilever extension is critical bone / implant interface stress distribution. This study evaluated the stresses induced in periimplant mandibular full fixed prosthesis by distinct designs. Six photoelastic models with 5 or 3 implants were fabricated, simulating edentulous mandible. Control group (C) received 5 upright implants and other models received 3 implants ranging the distal abutment straight(S) or angled (A) and the distal tilt implant 0°, 17° or 30°. Vertical loads were applied at two points of the framework: the distal implant and the final of cantilever. Twenty points were determined around near implant of the loading for stresses calculation. Statistical analysis was performed by ANOVA and Tukey's B test ($\alpha = 0.05$). For the cantilever loading was not found statistical difference between groups ($p = 195$). Under distal implant loading the groups S17 and S30 were significantly higher than the group C ($p = 0.000$). The group C showed better results in both loading types, angled abutments not had higher stress levels in both loading types, cantilever length reduction and distal tilted implants were not significant at the final cantilever loading, the stress values were higher at the final cantilever loading than the distal implant loading.

Key-words: edentulous, photoelastic, dental prosthesis, tilted implants

1.Introdução

As próteses totais inferiores convencionais frequentemente faltam estabilidade e conforto para os pacientes necessitando muitas vezes de procedimentos reembasadores e de ajustes, dificultando funções essenciais tais como a mastigação e a fonação. As primeiras reabilitações com implantes dentais foram conduzidas em pacientes desdentados inferiores. O protocolo original Brånemark é um procedimento de dois estágios, que utiliza 5 a 6 implantes intraforaminais instalados verticais por uma técnica cirúrgica com tempo de espera de cicatrização de 3 a 6 meses para posterior função dos implantes com a prótese (Adell *et al.*, 1990; Gualini *et al.*, 2009). Essa técnica tem sido utilizada por mais de 4 décadas, proporcionando estética, função e satisfação dos pacientes com altas taxas de sucesso (Adell *et al.*, 1990; Ekelund *et al.*, 2003).

A partir do protocolo original de Brånemark de dois estágios, surgiram os protocolos alternativos mudando características tais como o número de implantes (Popper *et al.*, 2003), a inclinação dos implantes distais (Capelli *et al.*, 2007) e/ou o tipo da infraestrutura da prótese (Örtorp & Jemt 2009). Resultados clínicos a curto ou médio prazo tem mostrado sucesso com mais de 90 % na utilização de um menor número de implantes inclinados ou não (Brånemark *et al.*, 1999; Engstrand *et al.*, 2003; Maló *et al.*, 2003; Maló *et al.*, 2005; Capelli *et al.*, 2007; Francetti *et al.*, 2008; Hinze *et al.*, 2010; Galindo & Butura 2012; Agliardi *et al.*, 2010; Hatano *et al.*, 2011; Crespi *et al.*, 2012; Rivaldo *et al.*, 2012). Assim esses protocolos simplificados tornaram-se mais viáveis para reabilitar um maior número de pacientes, diminuir custos e a morbidade do paciente com procedimentos menos invasivos (Rivaldo *et al.*, 2012).

Um primeiro conceito de protocolo alternativo foi o sistema Brånemark Novum® que teve abordagem inovadora de próteses imediatas em mandíbulas edêntulas. Consistia na colocação de 3 implantes e uma barra pré-fabricada fixa aos implantes, diminuindo os gastos protéticos e cirúrgicos (Popper *et al.*, 2003), assim os implantes eram carregados horas depois da instalação utilizando componentes protéticos pré-fabricados (Brånemark *et al.*,

1999). O sistema Brånemark Novum® caiu em desuso devido às especificidades de sua utilização tais como adequado formato da mandíbula, altura, largura e densidade óssea, espaço maxilo-mandibular de ao menos 15 mm e curvatura mandibular compatível com a barra pré-fabricada (Propper *et al.*, 2003).

O conceito All-on-Four, consiste em usar dois implantes paralelos nas posições de incisivos centrais e 2 implantes distais inclinados em ângulo de 30 a 45 graus na mandíbula ou maxila (Maló *et al.*, 2003; Maló *et al.*, 2005). A diminuição da quantidade de implantes para reabilitações fixas de arcos desdentados contribuiu na inclinação dos implantes distais (Maló *et al.*, 2005). A inclinação dos implantes distais se justificou para reabilitação de arcos atrofiados edêntulos, na qual a instalação de implantes inclinados na região posterior solucionou problemas relacionados à proximidade do nervo alveolar inferior na mandíbula e o seio maxilar na maxila, que apenas permitiriam a instalação de implantes curtos (Krekmanov *et al.*, 2000; Renouard & Nisand 2005) e também a diminuição do *cantilever* da prótese melhorando a distribuição do carregamento (Belline *et al.*, 2009).

Adotando características do sistema Novum®, desenvolveram no instituto Brånemark em Bauru, Brasil outro conceito para protocolo alternativo que consiste em uma prótese total fixa sustentada por 3 implantes, com objetivo de viabilizar essas reabilitações a um maior número de pacientes desdentados inferiores (Hatano *et al.*, 2011; Rivaldo *et al.*, 2012). Estudos com quatro ou mais implantes para edêntulos mandibulares estão bem documentados na literatura tanto em acompanhamentos clínicos quanto estudos do comportamento biomecânico. Portanto é necessário mais investigações para esse novo conceito de protocolo sustentado por 3 implantes, inclinando os implantes distais ou não e utilizando pilares protéticos retos ou angulados.

O sucesso desses protocolos alternativos também depende do comportamento mecânico das cargas transferidas do conjunto prótese, infraestrutura e componentes protéticos para os implantes. Fatores como a

região (tipo ósseo), inclinação dos implantes, a interface pilar / implante tem sido relatados como influentes nas tensões periimplantares (de Almeida *et al.*, 2010). Utilizar implantes distais inclinados esplintados em próteses totais implantadas fixas com reduzidos *cantilever* mostraram menores tensões mecânicas (Bevilacqua *et al.* 2008).

O *cantilever* é um braço suspenso em balanço com apenas um ponto de apoio. Em próteses protocolos o tamanho do *cantilever* tem sido relacionado com maiores ou menores tensões periimplantares que poderiam clinicamente aumentar a perda óssea marginal (White *et al.*, 1994; Sertgöz & GÜvener 1996). Além de que o número de implantes para esse tipo de reabilitação também influenciam nas tensões periimplantares (Naconecy *et al.*, 2010; Ogawa *et al.*, 2010).

Técnicas de análises de tensões como elementos finitos (Sertgöz & GÜvener 1996, Zampellis *et al.*, 2007; Bellini *et al.*, 2009 ; Naini *et al.*, 2011) extensometria (Duyck *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2010; Ogawa *et al.*, 2010) e fotoelasticidade (White *et al.*, 1994; Ueda *et al.*, 2004; Markarian *et al.*, 2007; Simamoto-Júnior 2008; Begg *et al.*, 2009; Bernardes *et al.*, 2009; Asvanund & Morgano 2011; Kim *et al.*, 2011) podem ser usadas para avaliar as tensões no contorno dos implantes em vários tipos de próteses. A hipótese nula desse estudo baseia-se que não haverá diferenças entre os grupos no carregamento do implante distal e no carregamento ao final do *cantilever*.

2. Revisão de literatura

2.1. Acompanhamentos clínico de protocolos

Adell *et al.* (1990), revisaram o resultado a longo prazo de próteses e implantes de 759 arcos edêntulos em 700 pacientes. Em um total de 4.636 implantes colocados de acordo com o método de osseointegração em um período máximo de 24 anos de acompanhamento. Padronizados exames clínicos e radiográficos anuais foram realizados com maior longevidade possível em intervalos regulares geralmente após 1, 3, 5, 7 e 10 anos. Suficiente número de próteses e implantes para detalhada análise estatística foi apresentada para observação de até 15 anos. No geral mais que 95 % de maxilas tinham estabilidade da prótese de 10 a 5 anos, e pelo menos 92% em 15 anos. Para a mandíbula foi 99 % em todos os intervalos de tempo.

Shackleton *et al.* (1994) avaliaram 25 pacientes edêntulos com 5 ou 6 implantes suportados por prótese fixa, 24 mandíbulas e 4 maxilas. Os dados relatados do *cantilever* posterior esquerdo e direito foram medidos da superfície distal do pilar distal até o final da infraestrutura. As amostras foram divididas em 2 grupos de comprimento de *cantilever*. CL1 prótese com *cantilever* até 15 mm de comprimento e CL2 prótese com *cantilever* maior que 15 mm. Devido cada prótese ter 2 *cantilever* posteriores, o CL1 e CL2 foi subdividido em 3: (1) *cantilever* no lado direito da prótese (CL1-[n10] e CL 2 [n18]); (2) *cantilever* no lado esquerdo da prótese (CL1-[n11] e CL2-[n17]); (3) o maior dos dois *cantilever* em cada prótese (CL1-longo[n10] e CL2 maior [n18]). O período de acompanhamento das amostras variou de 20 a 80 meses, a prótese era considerada sobrevivente se mantivesse na boca ou falha se fosse substituída, 12 foram refeitas ou tornaram-se overdenture, não houve falha nos implantes. Apenas 2 próteses foi do grupo CL2 o restante do grupo CL1. A diferença entre os grupos foram altamente significativa. Quando a sobrevivência da prótese CL1 e CL2 foram comparadas, a diferença dos grupos foi significativa, com prótese em CL1 esquerdo se saindo melhor que CL2 esquerdo. Demonstrou que próteses com *cantilever* com 15 mm ou menos sobreviveram melhor que próteses com *cantilever* maior que 15.

Brånemark *et al.* (1999), 50 pacientes desdentados inferiores foram tratados com 150 implantes. Cada reabilitação foi classificada em relação à forma da mandíbula e qualidade óssea. O tratamento seguiu 5 passos: instalação implante, fixação da barra inferior, conexão da barra superior e registro da mordida, procedimento laboratorial e protético, entrega da reconstrução final. Após a cirurgia a prótese era carregada imediatamente, começando pela colocação de uma segunda barra de titânio pré-fabricada (barra superior) em cima da inferior instalada na cirurgia, silicone registrou os dentes da maxila na barra de titânio da mandíbula. A barra superior e o registro oclusal foram removidos e levados ao laboratório para fabricação da prótese. Durante a 1ª semana os pacientes foram recomendados a consumir dieta líquida e pastosa. Todos os pacientes foram chamados 3, 6 meses e anualmente. Em 1 ano de acompanhamento 42 pacientes foram avaliados com exame clínico (estabilidade da prótese, função mastigatória, estética e fonética) e exame radiográfico. A taxa de sobrevivência dos implantes e das próteses foi de 98 % em 3 meses e a média de perda óssea marginal foi de 0,72 mm. Questionários de 37 pacientes mostrou alto grau de satisfação dos pacientes.

Kremakov *et al.* (2000), acompanharam 47 pacientes (25 mandíbulas e 22 maxilas) 40 e 53 meses respectivamente, 36 implantes mandibulares e 40 maxilares angulados. Os implantes posteriores mandibulares foram colocados paralelos à parede anterior do forame mentual, inclinado distalmente de 25 a 35° e os implantes posteriores maxilares paralelos ao seio maxila inclinados de 30 a 35°. Os implantes adicionais foram colocados anteriormente, pilares retos ou angulados foram instalados 3 meses após colocação dos implantes na mandíbula e 6 meses na maxila. A confecção da prótese começou 1 a 3 semanas após a conexão dos pilares. As próteses parciais foram fabricadas em metal e porcelana e as próteses totais com infraestrutura de ouro e resina acrílica. Nas visitas de acompanhamento a prótese era removida, estabilidade dos implantes checada, radiografias feitas. Medições por extensômetro foi realizado em 1 paciente, prótese com *cantilever* suportada por 3 implantes (1 inclinado e 2 verticais) na metade esquerda da mandíbula. Três extensômetros foram montados na superfície lateral do pilar para registrar ação da força axial

e momento fletor no pilar / implante. O paciente foi solicitado a aplicar a força máxima no garfo de mordida equipado com extensômetros. A reconstrução prótese / implante foi simulada por um modelo baseado em uma barra reta suportada por 3 dobradiças rígidas. Os cálculos teóricos foram realizados para estimar o efeito na distribuição de forças a partir de mudanças de posições de apoio causado por implantes inclinados. Devido à simplicidade do modelo os resultados desses cálculos devem ser interpretados como apenas diferenças relativas. Na maxila, 1 implante (n=40) inclinado foi perdido entre 3 e 4 anos; 2 não inclinados (n=98) foram perdidos entre 1 a 2 anos, 3 entre 3 e 4 anos e 1 em 4 a 5 anos, taxa cumulativa de sucesso de 95,7% para implantes inclinados e 92,5% para implantes não inclinados em 4 anos. A média de comprimento do *cantilever* do lado esquerdo foi 6,6 mm (variação de 3 a 12 mm) e do direito 6,5 (variação de 5 a 10 mm). A distância média ganhada na maxila foi 9,3 mm (variação de 5 a 15 mm). A mensuração dos extensômetros não mostrou diferenças significantes na força ou momentos fletores nos implantes inclinados aos implantes não inclinados suportando as próteses. O momento fletor medido durante o experimento foi pequeno, abaixo de 20 Ncm, correspondendo cerca de 3 mm para ação da força. Quando o suporte do implante distal nesse modelo foi colocado na posição correspondendo ao implante não inclinado, o *cantilever* distal aumentou, uma amplificação tripla das forças do implante foi encontrada. Assim o implante distal e o aumento do apoio na base da prótese podem resultar na redução nas forças dos implantes.

Ekelund *et al.* (2003) , estudaram prospectivamente 273 implantes Brånemark instalados de 1978 a 1982 em mandíbulas edêntulas, 43 pacientes receberam 6 implantes e o restante 5 implantes. Pilares *Standart* cilíndricos foram conectados após 4 meses, assim após a cicatrização do tecido mole foram construído as prótese com liga de ouro e dentes de resina. A média do acompanhamento foi de 21,4 anos. Nos acompanhamento foi observada a estabilidade clínica do implante, saúde da mucosa e oclusão. Apenas 30 pacientes (64 %) somando 179 implantes foram acompanhados. Três implantes foram perdidos antes da instalação da prótese e 1 implante após 6 meses, taxa de sobrevivência de 98,9%. Duas próteses precisaram ser

substituídas antes de 5 anos e outra após 8 anos. A taxa cumulativa de sobrevivência das próteses foi 95,5%. Problemas relacionados com hiperplasias e dor na mucosa foi registrado em 6 pacientes. A média do nível de perda óssea marginal foi 1,6 mm (\pm 0,9).

Engstrand *et al.* (2003), 95 pacientes desdentados mandibulares tratados com a técnica Brånemark Novum®, de 1996 a 2000 foram analisados. Os implantes usados foram produzidos com superfície usinada de titânio puro comercial. A maioria 188 (66%) implantes tinha 5,0 mm de diâmetro, 89 (31%) com 4,5 mm e 8 (3%) com 4,0 mm. O 1º grupo recebeu a prótese 20 a 40 dias após a cirurgia. A maioria dos pacientes 67,4% recebeu a prótese Novum® no dia da cirurgia, o restante foi entregue em um intervalo de 1 a 40 dias. As próteses tinham 12 dentes com *cantilever* de 9 a 22 mm. Exames clínicos e radiográficos foram realizados em 3, 6 meses, 1 ano e nos 5 anos (anualmente), o acompanhamento médio de 2,5 anos. Os exames clínicos incluíam estética, função, estabilidade da prótese, oclusão e boas condições do tecido mole. A perda óssea marginal, a osseointegração e os componentes foram avaliados por radiografias periapicais. Dos 95 pacientes a taxa de sobrevivência cumulativa das próteses foi 99%, dos 285 implantes originais, 18 (6,3%) falharam em 13 pacientes com taxa cumulativa de sucesso de 95% dos implantes (94 pacientes) em 1 ano, 93,3% (47 pacientes) em 3 anos e 93,3% (9 pacientes) em 5 anos. A média de perda óssea durante o 1º ano foi 0,73 mm, do 2º foi 0,16 mm. Ocorreu 2 fraturas na conexão com os parafusos. Desaperto da conexão primária e consequentemente mobilidade das barras primária foi notada em 15 pacientes (16%).

Maló *et al.* (2003), avaliaram retrospectivamente 44 próteses totais imediatas mandibulares suportadas por 4 implantes no total de 176 implantes. No grupo “development” 24 dos 30 pacientes receberam 62 implantes reservas que não foram incorporados nas próteses provisórias. No grupo “routine” apenas os 56 implantes foram instalados para 14 pacientes. Os implantes posteriores emergiam na posição de segundo pré-molar por sua inclinação de 30°. Os implantes anteriores tinham pilares angulados de 17° ou 30° e os posteriores

30°, a prótese de acrílico reforçada por metal foi entregue 2 horas após a cirurgia. O protocolo final foi feito de 4 a 6 meses após a cirurgia, incorporando os implantes de reserva. Sete pacientes tiveram a prótese com infraestrutura fundida de metal, os outros 23 tiveram infraestrutura fresada de titânio. No grupo “rotine” as próteses acrílicas provisórias não foram trocadas exceto em dois pacientes que receberam infraestrutura de titânio. O nível de perda óssea marginal foi avaliado com radiografias panorâmicas ou periapicais. No grupo “development” a perda óssea marginal foi 1,2 mm ($\pm 1,2$), já no grupo “rotine” foi 0,6 mm ($\pm 0,6$). Foram perdidos 4 implantes em 4 pacientes no grupo “development” em 6 meses, os 116 implantes restantes foram acompanhados 1 ano e 69 implantes acompanhados 2 anos com a taxa de sobrevivência de 96,7%, sendo 3 implantes reservas perdidos antes da prótese final resultando 95,2% a taxa de sobrevivência. As próteses provisórias e as finais tiveram 100% de sobrevivência. No grupo “rotine”, 1 implante foi perdido nos primeiros 3 meses e apenas 12 implantes foram acompanhados 1 ano com taxa de sobrevivência de 98,2%.

Maló *et al.* (2005), 32 pacientes edêntulos foram reabilitados com 428 implantes (10 a 15 mm de comprimento) carregados imediatamente. Cada paciente recebeu 4 implantes, pilares retos e angulados (17 e 30°). Os 22 primeiros pacientes receberam 51 implantes reserva (não incluídos no estudo), que seria usado caso falha no implante na função imediata ou na prótese final, a prótese final foi entregue 12 meses após-cirurgia. Os últimos 10 pacientes, não receberam implantes reservas e suas próteses finais foram instaladas 6 meses depois. A inclinação dos implantes posicionou na região de 2º pré-molar ou 1º molar, os implantes anteriores verticais foram colocados na região de incisivo central ou lateral. Esse arranjo permitiu ampla distância entre os implantes e pequeno *cantilever* da prótese. As próteses de acrílico provisórias foram entregues no mesmo dia (n=32). Os critérios de sobrevivência dos implantes foram função, estabilidade, ausência de dor ou sinais de infecção e periimplantite vistos na radiografia. Os acompanhamentos foram 6 meses e 1 ano. A interface pilar/implante foi referência para mensuração do nível ósseo. Três implantes foram perdidos, todos na região posterior e a taxa de

sobrevivência foi 97,6%. A perda óssea teve média de 0,9 mm ($\pm 1,0$), 5 implantes mostraram perda óssea de 3 mm na posição distal.

Renouard & Nisand (2005), avaliaram retrospectivamente em 85 pacientes a taxa de sobrevivência de implantes curtos (6-8,5 mm) em maxilas reabsorvidas colocados no 2º pré-molar, 1º ou 2º molar. As radiografias avaliaram a quantidade e qualidade óssea, 67% dos locais apresentaram qualidade tipo III ou IV. Assim dos 96 implantes curtos, (42 superfície oxidada e 54 superfície usinada), 53 usados para próteses suportadas por implantes curtos, 15 para coroas unitárias e 28 para próteses parciais. Os implantes foram instalados utilizando a countersink o mínimo para facilitar a inserção do implante, o colar do implante foi colocado supracrista, cicatrizadores ou pilares definitivos foram instalados no momento da cirurgia e os pacientes foram recomendados a não usar próteses no período de 2 a 3 semanas. O período de cicatrização foi 3 e 6 meses para pacientes com implantes oxidados e usinados respectivamente. O pilar CeraOne foi usado em restaurações unitárias e os pilares EsthetiCone, MirusCone ou Multi-unit para restaurações múltiplas. Todas as próteses foram feitas de cerâmica. Os pacientes foram acompanhados pelo menos 2 anos após carga nos implantes média de 37,6 meses. Cinco dos 96 implantes falharam em 5 pacientes, taxa cumulativa de sucesso de 94,6 %, 92,6% e 97,6% implantes em geral, implantes superfície usinada e implante superfície oxidada respectivamente. A perda óssea marginal média após 2 anos de função foi de 0,44 mm.

Simamoto Júnior *et al.* (2006), descreveram a técnica de substituição de um implante perdido. O procedimento envolveu a substituição de um implante de 4,5 mm de diâmetro por outro de 5 mm de diâmetro. O procedimento cirúrgico foi simplificado para otimizar o processo de cicatrização e maior conforto ao paciente. A precisão da prótese e do guia permitiu uma posição ideal do implante e o uso imediato da prótese fixa implanto-suportada.

Capelli *et al.* (2007), foram instalados 342 implantes em 65 pacientes (96 na mandíbula e 246 na maxila). Os implantes distais foram inclinados de 25 a 35°. Os pacientes só eram incluídos no estudo se a estabilidade primária atingisse

30 a 50 Ncm, se 1 ou 2 implantes verticais não atingissem esse torque ainda permaneceriam. Radiografias panorâmicas e as impressões eram feitas ao final da cirurgia. As próteses com infraestrutura de titânio e dentes de resina foram colocadas 48 horas após a cirurgia. O *cantilever* era estendido para oclusão até primeiro molar. As próteses definitivas foram entregues 3 meses depois. Os critérios de sucesso dos implantes eram ausência de mobilidade, radiolucidez periimplantar, infecção, dor, neuropatia ou parestesia além de perda óssea marginal não exceder 1,5 mm no primeiro ano e 0,2mm nos outros anos. Três implantes falharam no primeiro ano, 2 verticais e 1 inclinado e 2 implantes (1 vertical e 1 inclinado) em 18 meses na maxila. A taxa de sobrevivência dos implantes foram 97,59% na maxila em média 22,5 meses e 100% na mandíbula em média 29,1 meses. Não houve falha protética e a perda óssea marginal ao redor dos implantes verticais e inclinados foi similar.

Francetti *et al.* (2008), fizeram um ensaio clínico coorte singular prospectivo com 62 pacientes desdentados mandibular reabilitados com protocolo imediato de 4 implantes no total de 248 implantes. A instalação dos implantes e dos pilares seguiram o protocolo (All-on-Four®, NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden), os implantes foram inseridos com torque final de 40 a 50 Ncm. Pilares angulados 30° foram colocados nos implantes distais para emergir na região de 2° pré-molar e pilares retos colocados na região anterior. Após a impressão uma prótese provisória de acrílico com 10 dentes foi entregue em 48 horas. Depois de 4 a 6 meses de função os pacientes receberam as próteses finais feitas por CAD-CAM Procera®. Os acompanhamentos foram feitos em 6 meses, 2 anos e anualmente até 5 anos com radiografias periapicais e panorâmicas feitas a cada ano para avaliar o nível ósseo geral. Em 1 ano as próteses foram removidas e a estabilidade dos implante foi testada com pressão de oposição. A fratura da prótese de acrílico foi à falha mais frequente (11%). Acompanhamento médio de 22, 4 meses a taxa de sobrevivência dos implantes foi 100% em 1 ano, nos 30 pacientes a perda óssea periimplantar foi de 0,7 mm para os implantes axiais e verticais. De 26 pacientes a média do comprimento do *cantilever* no lado direito foi de 7,23 mm (prótese imediata) e

14,46 mm (prótese final) e no esquerdo 6,84 mm (prótese imediata) e 14,65 mm (prótese final).

Testori *et al.* (2008), avaliaram a taxa de sobrevivência dos implantes, as mudanças periimplantares e o nível ósseo para no contorno de implantes inclinados e axiais em 30 pacientes em 12 meses, selecionados com maxila edêntula e severamente reabsorvida com pelo menos 4mm de altura e 6 mm de largura na região de pré-molar, todos os implantes foram instalados com pelo menos o torque de 30 Ncm. O implante posterior foi colocado inclinado distalmente 30-35° paralelo a parede anterior do seio, depois o implante mais mesial foi inserido ao nível do incisivo central e por fim o terceiro entre os dois implantes em cada lado. A prótese provisória parafusada foi entregue 48 horas depois, a prótese definitiva foi entregue 3 meses depois. Sete próteses finais tinham infraestrutura de titânio e dentes de resina acrílica e 23 próteses de porcelana cimentada, 3 implantes falharam em 3 pacientes, dois posicionados axial na região 13 falhou em 2 meses e na região 23 falhou em 8 meses e 1 implante inclinado falhou na posição 15 após 4 meses. A proporção de falhas em 12 meses foi à mesma para os implantes inclinados e axiais (1,2 %). A taxa de sobrevivência foi 97,9% e 97,1% para as posições axial e inclinada em 3 anos de observação, não houve falha protética. Em 12 meses a média de perda óssea foi de 0,9 e 0,8 mm para os implantes axiais e inclinados. A satisfação foi 75 % excelente ou muito bom e 3,6 % suficiente, quanto à função mastigatória 69,2 % dos pacientes consideraram excelente ou muito bom, a manutenção consideraram 35,5 % excelente ou muito bom e 7,1 % pobre. Todos os pacientes afirmaram que a qualidade de vida melhorou após o tratamento.

Gualini *et al.* (2009), avaliaram 15 pacientes reabilitados com o sistema Brånemark Novum®. Ao todo 45 implantes usinados, com 5 mm de diâmetro, 36 de 11,5 mm e 9 de 13,5 de comprimento. Depois que os implantes foram inseridos a barra inferior pré-fabricada foi inserida (n=15) e depois uma reconstrução fixa barra superior Novum® foi conectada. As próteses foram finalizadas no mesmo dia com extensão até 1º molar. Os pacientes foram

acompanhados em 3, 5, 9 e 12 meses clinicamente e se necessário radiograficamente. Quatro implantes falharam: 2 implantes em 1 paciente depois de 2 meses e 2 implantes em outro paciente após 4 meses, todos na região distal, esses pacientes tiveram dentes extraídos antes da inserção dos implantes por motivo periodontal. Esses pacientes foram considerados como falha total do protocolo, submetidos à nova cirurgia e prótese, mas os implantes centrais continuaram no acompanhamento. As 13 reabilitações Novum® restantes corresponderam à taxa de sucesso de 86,7% e os implantes de 91,1%, 11 pacientes mostraram perda óssea ao nível da primeira rosca do implante em média de 62 meses.

Örtorp & Jemt (2009), acompanharam retrospectivamente pacientes edêntulos mandibular reabilitados com próteses protocolo (10 a 12 dentes) e barra de titânio soldada a laser e pilares Standart. O grupo controle (Au) recebeu próteses com 5 ou 6 implantes e infraestrutura fundida de liga de ouro (n=53). O grupo (Ti-1) recebeu cilindros de titânio soldados com a barra de titânio (n=51); o grupo (Ti-2) recebeu infraestrutura de titânio com os componentes de titânio colocados nos análogos do implante, na qual foi soldados uma barra de titânio intacta (n=104). No total 103 pacientes do grupo teste e 40 do grupo controle foram perdidos no acompanhamento durante 15 anos. Foram perdidos 12 implantes no Ti-2 um paciente perdeu 3 implantes e outro perdeu 2, os outros 7 foram perdidos em 7 pacientes. A TCS dos implantes foi de 98,7 %, a taxa de sobrevivência das próteses foram 91,7% sendo 91,4 % para Ti-1, 87,6% para Ti-2 e 100 % para Au. Ao todo, 24 dos pacientes que usaram infraestrutura de titânio, tiveram experiência de fratura na infraestrutura, mais houve mais falhas no Ti-1 do que no Ti-2, no grupo controle 3 infraestruturas fraturaram. Ao todos 5 pacientes apresentaram fratura nos componentes protéticos e 2 nas próteses. Inflamação nos tecidos moles foi mais comum no grupo Ti- 2 quando comparado com o grupo Au. Cinquenta e cinco dos 65 pacientes radiografados teve média de perda óssea marginal foi 0,59 mm para o grupo teste e 0,98 para o grupo controle durante 15 anos em função.

Li *et al.* (2009), fizeram análise retrospectiva de próteses totais fixas provisórias instaladas imediatamente após a inserção de 6 implantes no arco superior e 4 no inferior. Os implantes foram inseridos por protocolo padrão, os pilares definitivos colocados e a prótese provisória fixada nos cilindros de titânio com resina acrílica. Ortopantografias foram tiradas imediatamente após a cirurgia, dieta macia foi recomendada durante o uso da prótese provisória, as definitivas foram feitas 3 meses depois. Periapicais foram feitas após a fixação da prótese e 1 vez por ano na consulta de acompanhamento. O nível ósseo marginal foi medido da média da junção pilar-prótese no aspecto mesial e distal após 1 anos por 2 investigadores e auxílio de um software. Quarenta e oito maxilas receberam 319 implantes e 85 mandíbulas 371 implantes. A média de acompanhamento foi 29,66 meses, 4 implantes falharam na maxila e 5 na mandíbula. A média de perda óssea marginal em 1 ano foi de 0,07mm. A taxa cumulativa de sobrevivência dos protocolos foi de 98,7% para a maxila e mandíbula.

Hinze *et al.* (2010), reabilitaram maxilas e mandíbulas atróficas em 37 paciente seguindo o conceito All-on-Four. Cicatrizadores conectados aos implantes e pilares angulados se os implantes fossem inclinados além de 30°. Impressões, registro interoclusal usando a prótese provisória e radiografia panorâmica foi feitos. As próteses provisórias foram entregues no mesmo dia sem *cantilever* com mínimo de 10 dentes. A oclusão estática consistiu de contatos centrais e a dinâmica incluiu guias em dente canino / pré-molar. As próteses definitivas (infraestrutura de metal e resina acrílica) foram entregues 6 meses após carga. *Cantilever* foram estendidos à região de 1º molar para oferecer maior área de superfície oclusal e melhor capacidade funcional. No primeiro ano, 7 implantes falharam (5 maxilar e 2 mandibular), na qual 3 eram axiais e 4 inclinados. Em 1 ano, a média de profundidade de bolsa a sondagem foi 3,65 mm ($\pm 1,17$) para implantes inclinados e 3,48 mm ($\pm 1,14$) para implantes axiais. O valor de nível de inserção foi 2,59 mm ($\pm 1,03$) para implantes inclinados e 2,44 mm ($\pm 0,98$) para implantes verticais. A média de sangramento à sondagem de 14,8% ($\pm 9,3$) e 12,4% ($\pm 7,6$) para implantes inclinados e axiais respectivamente. A taxa de sobrevivência dos implantes foi 96% (axiais); 94,6% (inclinados); 96,6%

(maxila) e 98,7% (mandíbula) a taxa de sobrevivência das próteses foi de 100%, o desaperto foi de 6% em 12 meses. O comprimento médio do *cantilever* da prótese definitiva foi 12,47 mm no lado direito e 12,28 no esquerdo. O valor médio de perda óssea foi 0,82 mm ($\pm 0,31$) nos implantes axiais e 0,76 mm ($\pm 0,49$) nos implantes inclinados.

Agliardi *et al.* (2010), acompanharam prospectivamente 30,1 meses pacientes desdentados mandibular. Implantes de até 10 mm de comprimento e 4 mm diâmetro foram usados e estabilidade primária de 30 Ncm em ao menos 2 implantes. Todos os pacientes receberam 4 implantes intraforaminal, os dois implantes distais inclinados 30° e os 2 mesiais colocados na região de incisivos anteriores, os pilares angulados distais emergiram no 2º pré-molar ou 1º molar diminuindo o *cantilever*. As próteses com 10 dentes foram colocadas 48 horas após a cirurgia e uma radiografia panorâmica feita. No 1º ano os pacientes eram avaliados a cada 3 meses, cada implante examinado em 4 locais (mesial, distal, lingual e bucal). Radiografias panorâmicas feitas em 6 e 12 meses, no 5º ano de acompanhamento apenas uma vez ao ano. Assim o sucesso das próteses, a sobrevivência dos implantes, a perda óssea marginal e a satisfação dos pacientes foram avaliados. Do total de 96 implantes houve 100 % de sucesso, após 12 meses a perda óssea marginal foi de 0,9 mm e 0,8 mm para os implantes axiais e inclinados. O índice de placa e sangramento em 12 meses foi de 6,1 % e 1,3 %. Nos questionários de satisfação (estética, fonética e mastigação) 83% consideraram excelentes e 73% muito bom.

Del Fabbro *et al.* (2010), fizeram uma revisão sistemática avaliando a taxa sobrevivência de implantes verticais e inclinados suportando próteses imediatas totais ou parciais com pelo ao menos 1 ano de acompanhamento. Dez artigos selecionados, 7 estudos prospectivos e 3 retrospectivos. Um total de 1.992 implantes foi inserido em 462 pacientes (12 próteses parciais e 458 próteses totais) sendo 257 em maxila, 213 em mandíbula, 1.026 verticais e 966 inclinados. O número de implantes que falharam foi 25 (1,25%) em 20 pacientes no primeiro ano de função sendo que 11 implantes eram verticais e

14 inclinados. A taxa de sobrevivência dos implantes em um ano foi de 97,9% na maxila e 99,9% na mandíbula. Nenhuma prótese falhou nesses estudos. .

Hatano *et al.* (2011), 132 pacientes incluídos com tempo máximo 11 anos e mínimo 1 ano e média de acompanhamento de 5 anos. Um total de 396 implantes (Nobel Biocare) de várias configurações, diâmetros, comprimentos, 143 usinados e 253 de superfície oxidada, pilares retos e angulados foram usados. Modelos de estudos, registro de mordida, a dimensão vertical de oclusão, a posição mandibular, plano oclusal foram determinados e os dentes montados antes da cirurgia. Durante a cirurgia foi feita uma incisão para exposição da crista e do forame mentoniano, 3 implantes foram inseridos, os pilares e os copings de impressão foram parafusados antes da sutura, feita a moldagem com moldeira aberta e silicone, um registro de mordida foi feito e os copings de impressão foram desparafusados e protetores de pilar foram colocados. Os componentes protéticos em cima dos pilares foram ajustados na altura do plano oclusal, a solda a laser foi usada para unir os componentes protéticos às barras. Os dentes protéticos selecionados previamente foram polimerizados na infraestrutura, com pequeno *cantilever* distal de 1º a 2º molar. No mesmo dia as próteses foram instaladas. Todos os pacientes foram acompanhados 1, 3, 6 meses e 1 ano (saúde dos tecidos moles, controle de placa, estabilidade da prótese e condições do osso marginal). Total de 13 falhas em 10 pacientes foi relatada, a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 96,7% e das próteses 92,4%. Os implantes usinados tiveram 7% de falha e os oxidados tiveram 1,2%.

Ata-Ali *et al.* (2012), fizeram pesquisa no PubMed de artigos publicados de 1999-2010. Incluíram implantes inclinados, séries clínicas envolvendo ao menos 10 pacientes e acompanhamento mínimo de 12 meses após o carregamento protético. Em uma avaliação mais profunda de todo o texto gerou 13 publicações (7 estudos retrospectivos e 6 estudos prospectivos), na qual foram incluídos na metanálise final. As diferenças entre implantes inclinados e implantes axiais na taxa de sucesso e perda óssea marginal foi analisado via 3 metanálises. Em relação à taxa de sucesso, dois subgrupos estudados foram

estabelecidos de acordo com o modelo envolvido. Analisando a taxa de sucesso nos estudos retrospectivos, 2 reportaram alta taxa de sucesso com implantes inclinados, 1 alta taxa de sucesso com implantes axiais e 2 taxa de sucesso similar com os dois tipos de implantes. Analisando a taxa de sucesso de estudos prospectivos, 2 relataram alta taxa de sucesso com implantes inclinados, 2 com alta taxa de sucesso com implantes axiais e 2 similar sucesso em ambos os implantes. Examinando a perda óssea marginal, 3 estudos reportaram perda óssea com implantes axiais e 1 com implantes inclinados.

Papaspyridakos *et al.* (2012), fizeram uma revisão sistemática avaliando a incidência dos tipos de complicações técnicas e biológicas associadas a próteses totais fixas implanto-suportadas. Buscaram pela base de dados MEDLINE/PubMED em artigos publicados em inglês entre janeiro de 1980 e fevereiro de 2010. Os critérios de inclusão foram estudos clínicos controlados randomizado e coorte prospectivo, com pelo menos 5 anos de acompanhamento, reabilitações fixas totais com implantes, estudos com avaliação das complicações técnicas e biológicas das próteses do tipo parafusadas. A busca eletrônica e manual incluiu 1 ensaio clínico randomizado e 13 estudos prospectivos, conduzidos em instituições acadêmicas. As marcas dos implantes foram (AstraTech, Nobel Biocare, Straumann) e próteses eram parafusadas de resina acrílica e metal. Sete dos 14 estudos foram excluídos da meta-análise por falta de informações da manutenção das próteses (falta de informação das complicações técnicas e detalhes de complicações biológicas). A taxa de complicação foi de 24,6% por 100 restaurações ano. A taxa cumulativa das próteses livre de complicação após 5 e 10 anos foi de 29,3% e 8,6% respectivamente. As complicações biológicas incluíram deiscência no tecido mole, perda óssea excedendo 2 mm, mucosites, inflamação sob a prótese e hiperplasia. As complicações técnicas/mecânicas encontradas foram fratura/desaperto do parafuso, trinca/fratura do material, reposição de dentes de resina acrílica, fratura da infraestrutura, perda do material de enchimento do parafuso de acesso, fratura da restauração de oposição, conversão da prótese total fixa por overdenture ou prótese total e insatisfação do paciente.

Crespi *et al.* (2012) selecionaram 36 pacientes edêntulos no total de 24 maxilas e 20 mandíbulas que receberam 4 implantes cada. Os implantes mais posteriores foram inclinados 30 a 35° em relação ao plano oclusal emergindo na posição de 2º pré-molar para posterior instalação dos implantes anteriores, pilares angulados de 17° para os implantes anteriores e 30° para os posteriores foram conectados, 24 horas após a instalação dos implantes a prótese total parafusada foi posicionada. De acordo com um protocolo de seleção aleatório, um grupo de pacientes receberam próteses definitivas de resina acrílica com infraestrutura de metal e outro grupo recebeu prótese só de resina acrílica, os *cantilever* foram até a região de 1º molar. Acompanhamentos foram realizados em 3, 6, 12, 24, e 36 meses com avaliações radiográficas. Em 4 meses, 3 implantes inclinados falharam e foram recolocados imediatamente sem comprometer a função protética. Em 3 anos a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100 % para os implantes axiais e 96,59% para os inclinados, 3% de desaperto do parafuso em 6 meses. A perda óssea em 3 meses foi de 1,10 mm ($\pm 0,45$) para implantes axiais da maxila; 1,11 mm ($\pm 0,32$) implantes inclinados da maxila; 1,06 mm ($\pm 0,41$) implantes axiais na mandíbula e 1,12 mm ($\pm 0,35$) implantes inclinados na mandíbula.

Galindo & Butura (2012), relataram o tratamento de 183 pacientes que receberam 732 implantes na mandíbula, 23 totalmente desdentadas e 160 parcialmente desdentadas. Extrações e redução óssea foram realizadas quando indicadas, seguidas por instalação imediata do implante e carregamento oclusal de 2 a 3 horas com prótese total de resina acrílica. Implantes posteriores foram inclinados para distal na região de 2º pré-molar e os anteriores na região de canino ou incisivo lateral. Pilares retos ou angulados foram instalados, o tecido mole foi suturado, os copings de impressão foram colocados e a moldagem feita. Assim os cilindros provisórios conectados aos pilares e cimentados na prótese total. As próteses tinham oclusão cêntrica, sem contatos na área de 2º pré-molar/ 1º molar e função em grupo na excursão. Os acompanhamentos foram em 10 dias, 2 e 4 meses. Após 4 a 6 meses de função a prótese definitiva foi iniciada feita pelo sistema CAD/CAM Nobel Biocare com infraestrutura de titânio fresada, oclusão cêntrica, função em

grupo nas excursões laterais e protusivas. Os pacientes foram reavaliados em 10 dias, 6 meses e 1 ano com a prótese definitiva. Um implante axial foi perdido devido a infecção em 5 meses, taxa de sobrevivência de 99,86% para os implantes e para as próteses provisórias de 100 % e de 98,9% para as próteses definitivas (fratura na infraestrutura de titânio). Não houve desaperto dos parafusos protéticos ou fratura, não houve evidência de perda óssea ≥ 1 mm.

Rivaldo *et al.* (2012), foram selecionados 33 pacientes que usavam próteses totais superiores e próteses totais inferiores sustentadas por 3 implantes em função por pelo ao menos 18 meses, que foram carregadas imediatamente. Os implantes distais foram colocados aproximadamente 4 a 5 mm anterior ao forame mentoniano e o implante central na linha média. Foi feita uma nova prótese superior antes da cirurgia e a técnica de planejamento reverso usada, assim o guia mandibular foi construído. Imediatamente após a colocação dos implantes, o procedimento de moldagem de transferência foi feito. No laboratório foi feita a infraestrutura de liga de cromo-cobalto. A base da prótese foi fabricada de resina acrílica, todo o procedimento foi realizado dentro de 72 horas. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 97,97% e a perda óssea marginal foi de $0,66 \pm 0,51$ mm para o implante esquerdo, $0,92 \pm 0,61$ mm para o implante central e $0,82 \pm 0,53$ mm para o implante direito.

2.2. Avaliação de comportamento mecânico de próteses fixas implantadas

White *et al.* (1994), avaliaram o efeito do comprimento do *cantilever* na mandíbula, em modelo fotoelástico com 5 implantes de 13 mm colocados entre o forame mentual, os mais próximos do lado esquerdo foram inclinados 5 graus distalmente e os diretos ficaram perpendiculares. O implante central foi colocado ligeiramente à esquerda da linha média. Uma prótese fixa com *cantilever* foi construída de liga de Pd-Cu-Ga-In-Au. A infraestrutura foi cortada e soldada até obter aparente passividade de adaptação, assim foi colocada resina acrílica na superfície oclusal da infraestrutura, pequenas concavidades

de identificação foram feitas. Foi simulada carga oclusal vertical de 445N variando o comprimento do *cantilever*. As tensões induzidas foram mostradas no campo do polariscópio circular. As fotografias consistiram em direito distal, direito em geral, central, esquerdo em geral e esquerdo distal. Carga de 89 N foi aplicada na localização do centro do implante mais distal nos dois lados. Carga de 134 N foi aplicada na mesma localização até 20 mm posterior do implante mais distal. Carga de 134 N foi aplicada também para 5 locais anteriores do implante distal. As maiores tensões foram localizadas na borda da crista na superfície distal do implante em todos os comprimentos de *cantilever*. Tensões apicais nesses implantes desenvolveram em retribuição ao efeito da força distal no *cantilever*. Poucas cargas transferidas para os implantes foram encontradas. Desproporcionalmente aumentando a tensão máxima com o aumento do *cantilever*. Menores variações na angulação dos implantes tiveram efeitos distintos na magnitude das tensões.

Sertgöz & Güvener (1996), fizeram modelo 3D de elementos finitos de uma geometria *in vivo* incluindo infraestrutura, pilares, implantes, interface osso / implante e uma secção da mandíbula. A secção da mandíbula foi composta por 8 mm de osso esponjoso rodeado de 2 mm de osso cortical. Seis implantes cilíndricos, 4 mm de diâmetro foram colocados no modelo. Os pilares (7 mm X 4 mm) e infraestrutura de (4 mm X 6 mm) foram modelados. A força de mordida de 75 N foi aplicada na superfície bucal do elemento mais posterior da superfície oclusal do *cantilever*. Para cada carregamento as seguintes condições variaram: comprimento do implante 7, 15 e 20 mm; comprimento do *cantilever* 7, 14 e 28 mm. Elementos 3D caracterizaram os implantes, a infraestrutura e o osso esponjoso e elementos 2D modelaram o osso cortical. Os materiais eram homogêneo, isotrópico e elasticamente linear e interface osso / implante assumida 100% ósseointegrada. Tensões máximas de von Mises foram calculadas para interface osso / implante e osso cortical no contorno do pescoço de cada implante tanto para carregamento vertical quanto para o horizontal. A tensões principais foram examinadas na interface osso/implantes 1 e 2 para elementos 2D. Em todos os modelos as tensões máximas de von Mises foram obtidas na interface osso/implante e no osso

cortical no contorno do pescoço do implante mais posterior (implante 1), localizado no lado do carregamento. O valor de tensão máxima para interface osso/implante do implante 1 (comprimento do *cantilever* 28 mm e do implante 20 mm) foi 2,049 MPa (modelo IX) e o valor de tensão mínima de 0,64 MPa para a interface osso/implante observado no modelo 1 *cantilever* e tamanho do implante de 7 mm. Tanto para a carga horizontal e vertical, mudanças no tamanho do implante não afetou significativamente nas tensões máximas de von Mises, mas essas tensões aumentaram significativamente com o aumento do *cantilever*. Uma secção sagital foi também obtida para observar as tensões no lado bucal da interface osso/implante dos implantes 1 e 2. Na secção da mandíbula no contorno dos implantes 1 e 2 maiores pontos de tensões de tração do que tensões de compressão foram encontradas. Máxima tensões de tração de igual magnitude ocorreu no contorno do pescoço do implante 2 e da área apical do implante 1 e a máxima tensão de compressão foi concentrada no pescoço do implante 1 no lado distal e na região apical do implante 2. As tensões máximas de tração foram observadas no lado distal e mesial no osso do contorno do pescoço 1 e 2 para condições de carregamento vertical e nos lados bucal e lingual dos implantes 1 e 2 para as condições de carregamento horizontal.

Tashkandi *et al.* (1996), utilizaram costela bovina com 3 implantes colocados cirurgicamente em linha reta simulando osseointegração verificados em radiografia, 3 pilares Standart de 4,00 mm foram parafusados. Feito um modelo de gesso para fabricação da superestrutura (liga de paládio/ouro) com 30 mm de *cantilever* (6 mm x 5 mm). Extensômetros foram fixados na superfície do osso em 6 localizações. O 1º foi colocado na direção distal do implante mais posterior, perto do *cantilever* (implante C) o 2º posicionado anteriormente ao implante mais posterior, o 3º ao meio ente o implante B e o A, o 4º na direção oposta do ápice do implante C, o 5º posicionado na direção oposta do ápice do implante B e o 6º foi direcionado em oposição ao implante A. Forças de 10 e 20 libras foram aplicadas 5 vezes a velocidade de 0,004 cm/minuto. A máxima tensão ocorreu na carga de 20 lb que foi estatisticamente significante com a de

10 lb encontrado no extensômetro 4, em relação ao comprimento do *cantilever* não houve diferenças entre 5 e 10 mm e 20 e 25 mm.

Duyck *et al.* (2000), avaliaram próteses totais suportadas por 6 ou 5 implantes (9 mandíbulas e 4 maxilas) de 13 pacientes com pilares originais substituídos por pilares (5 ou 7 mm) com 3 extensômetros. Os dados foram transformando em representações numérica da força axial e 2 momentos fletores ao redor de eixo perpendicular. Para aplicar cargas mensuráveis ao nível da oclusão, um garfo de mordida foi usado para registrar as forças ao nível oclusal e do pilar. Os pacientes controlaram a mordida de 50 N por meio de feedback, os testes realizados quando as próteses foram suportadas por 5/6, 4 e 3 implantes. No caso de da prótese suportada por 4 implantes (2 pilares ao meio foram removidos), no caso da prótese com 3 implantes mais um pilar mesial foi removido. A média da força axial foi menor quando as próteses eram suportadas por todos os implantes comparado com 4 ou 3 implantes, o momento fletor foi maior com 3 implantes em comparação com 4 e 5/6. A maior força compressiva foi registrada no implante ipsi-distal enquanto forças de tração são observadas no implante posicionado medialmente e mesialmente em cada quadrante. O momento fletor nos implantes ipsi-distal e ipsi-medial não diferiram significativamente de cada um, mas eles são significativamente maiores que o momento fletor nos outros implantes. A diferença na força axial entre os implantes medial e mesial é significativa. A força axial não dependeu do número de implantes suporte. O momento fletor aumentou quando a prótese foi suportada por 3 implantes em comparação com 5/6 ou 4 implantes. Quando a prótese era suportada por todos os implantes, maior força axial era vista no implante ipsi-medial. Comparando momento fletor foram observados nos implantes ipsi-distal e ipsi-medial, foram maiores que nos outros implantes e apenas minoria das forças foi registrada nos implantes no lado contralateral. O momento fletor máximo foi maior quando as próteses foram suportadas por 3 em comparação com 4 ou 5/6 implantes A média máxima da força axial na distal dos implantes em caso de 5/6, 4 e 3 implantes são 106,2 N, 136,2 N e 165,8 N.

Ueda *et al.* (2004), dois modelos de resina fotoelástica PL-2 com 30 mm de altura, 75 mm de largura e 12 mm de comprimento com 3 implantes (10 mm x 3,75 mm) na região de 1º, 2º pré-molar e 1º molar foram feitos. No modelo P os implantes foram colocados paralelos a 4 mm de distância entre eles e no modelo A o implante correspondente ao 2º pré-molar foi angulado mesiodistalmente 30°. Estrutura de metal e cilíndricos de titânio soldados a laser foi instalados sobre os implantes. A prótese foi submetida a cargas de 2, 5 e 10 Kg no centro. Fotos foram tiradas e as tensões observadas no polariscópio circular. A interpretação das franjas isocromáticas dividiu a área ao redor dos implantes em 3: cervical esquerda, apical e cervical direita. Cada franja representou um nível de tensão: quanto maior o número de franjas maior a magnitude das tensões, quanto mais perto às franjas uma da outra maior a concentração das tensões. A aplicação de carga nos implantes paralelos mostrou menor intensidade de tensões e melhor distribuição entre eles e maior concentração na região apical do implante central. No modelo A no implante angulado a intensidade de tensões foi maior e a localização das tensões no implante central foi menor, a concentração de tensões foi maior nos implantes das extremidades e em todos os modelos a intensidade das tensões aumentava de acordo com o aumento da carga.

Markarian *et al.* (2007), confeccionaram dois modelos fotoelásticos com resina PL-2: modelo P com 3 implantes paralelos e modelo A com 3 implantes sendo que o central angulação de 30°, infraestrutura, cilindros de titânio soldados a laser. As 2 primeiras infraestruturas foram feitas adaptadas com distância implante/infraestrutura de 10 µm. Assim os modelos P e A foram submetidos à análise fotoelástica em 3 momentos (i) antes do teste, (ii) infraestrutura colocada e (iii) aplicação de carga de 100N no implante central. Novos procedimentos de soldagem, para os modelos A e P, com um dispositivo de calibre de 150 µm colocado entre a conexão do implante central e a infraestrutura durante a solda. Um polariscópio plano associado a um polariscópio circular foi usado para contornar as tensões que mostravam as franjas isoclínicas. No modelo P, as tensões localizaram ao redor da cervical e no modelo A ao redor da porção cervical do implante angulado central e ao

redor do implante mais perto da parte inferior do implante angulado central. Com a aplicação de carga de 100 N, a concentração de tensões foi observada na região apical dos implantes. No modelo P, foi possível observar maior concentração de tensões na porção apical do implante central e no Modelo A foi no ápice do implante mais perto do implante angulado. O Modelo P com desajuste marginal a tensão pré-carga observada ao redor dos implantes lateral aumentou comparada com as infraestruturas bem adaptadas e no modelo A a pré-carga foi transferida para o corpo e a região cervical do implante angulado e região de todo o ápice dos implantes lateral. A carga aplicada de 100 N nas infraestruturas não alterou consideravelmente os padrões de franja no modelo P, mas um aumento na densidade de franja foi observado no Modelo A.

Zampelis *et al.* (2007), fizeram modelos de elementos finitos bidimensional de 2 implantes (3.75 mm x 13 mm) esplintados por uma barra de titânio (16 mm x 3 mm) simulando o conceito All-on-Four em um lado. Os implantes foram embebidos em um bloco de 32 mm x 20 mm com a interface osso-implante osseointegrado. Testes do implante-infraestrutura foram investigados e concluiu que o modelo da supraestrutura não é necessária precisão para investigar tensões em torno do implante, já o implante precisa das roscas. O modelo selecionado foi todas as partes de titânio unidas como 1 peça sólida e modelação dos implantes com roscas. Quanto à infraestrutura óssea foi encontrado que o aumento da dureza para simulação do osso produziu maiores tensões nos modelos homogêneos, não separando o osso cortical e trabecular. O modelo com 1, 2 ou 3 camadas de osso cortical e interior sem osso, osso trabecular normal ou muito macio e osso cortical internamente foi testado. A presença do osso trabecular no meio influenciou tensões na interface mais que a dureza do próprio osso trabecular. Um modelo com 2 mm de camada cortical e osso trabecular normal ao meio foi selecionado com limitação na base e laterais do bloco ósseo. Comparações de tensões ósseas foram realizadas com implantes vertical e inclinado com as cabeça posicionada na mesma posição (inclinação coronal) e situação de *cantilever* na qual o implante distal foi inclinado em torno do ápice para melhorar o suporte protético

(inclinação apical). Na inclinação apical, tensões no contorno do implante distal inclinado (13 mm e 19 mm foram testados) foram comparadas as tensões em torno do implante vertical e implante inclinado 45°. Uma carga de 50 N vertical foi aplicada na barra de titânio no implante distal ou ao final do *cantilever*. Tensões no contato mais coronal osso-implante foram independente idêntica do ângulo da inclinação. Isso demonstra que inclinação dos implantes esplintados não resultou no aumento das tensões, desde a distribuição de tensões no osso seguiu o mesmo padrão, independente do ângulo da inclinação. É demonstrado que o uso de *cantilever* resultou em maiores tensões no osso marginal no contorno dos implantes. Essas tensões são reduzidas de volta ao nível normal quando ao braço do *cantilever* é negativo pelos implantes sendo a apical angulada para apoiar o final da barra distal. Um implante mais longo apenas reduziu as tensões marginais.

Bevilacqua *et al.* (2008) criaram modelo de mandíbula edêntula em 3D com o software (FEMAP 8.3, UGS), obtidas 140000 elementos, módulo de elasticidade de 103.400 MPa para os implantes de titânio, 13.700MPa para o osso cortical, 1.370 para o osso esponjoso e 210.000 MPa para a infraestrutura de metal. No teste 1, usou implante paralelo (4x13mm) com inclinações de (0,15, 30 e 45 graus) que foi virtualmente inserido na área de molar e uma carga de 150 N foi aplicada. No teste 2, 4 implantes paralelos parafusados foram colocados virtualmente simulando um paciente desdentado com uma prótese total fixa, com infraestrutura de 10 mm², com extensão até 1º molar e todos os implantes foram esplintados, uma carga vertical 150N no segmento distal foi aplicada nas 4 configurações do teste 2. Na primeira configuração, os implantes bilaterais distais foram colocados verticalmente e os *cantilever* foram de 15 mm de comprimento. Na segunda, terceira e quarta configuração os implantes posteriores foram inclinados 15, 30 e 45 graus distalmente e *cantilever* com extensão de 11.6, 8.3 e 5 respectivamente. Em cada teste o valor mais alto de von Mises no osso periimplantar foi usado para comparação. No teste 1 o implante inclinado submetido a carga vertical demonstrou maior tensões periimplantares do que no implante vertical com a mesma carga, aumentando de acordo com o aumento da inclinação. No teste 2 o uso do

implante distal inclinado reduzindo o *cantilever*, resultando menor tensão mecânica no osso periimplantar. Houve redução das tensões ao redor dos implantes anteriores com os implantes distais inclinados comparados aos implantes distais verticais, as tensões na infraestrutura da prótese também foram menores nos implantes distais inclinados.

Las Casas *et al.* (2008), geraram modelo de mandíbula baseado em uma Tomografia Computadorizada, os implantes (verticais ou angulados) tinham forma de cunha. Os implantes verticais tinham 13 mm X 4 mm e os implantes angulados eram de dois tipos (angulados lateral ou frontal). O implante angulado lateral tinha o longo eixo inclinado em direção a face estreita do corpo (face lateral do implante), 4 mm de plataforma, com 3 diferentes inclinações (25, 40, 55°). O implante angulado frontal tinha desvio ao longo eixo em direção a face do corpo com 3 diferentes inclinações (25, 40 e 55°). Ambos foram desenhados contornando estruturas anatômicas como o seio, nervo alveolar inferior e forame mentoniano para melhorar as condições protéticas, estéticas e biomecânicas. A situação do implante foi simulada na região de 1º molar. Camada cortical de 2 mm ao redor do pescoço do implante, o corpo embebido no osso medular rodeado por 1 mm de osso compacto foram modelados. Implantes retos foram posicionados verticalmente através da mandíbula, enquanto que os implantes angulados foram colocados inclinados em direção à superfície bucal da mandíbula sem a camada cortical. Cargas verticais de 100 N e horizontais de 20 N foram aplicadas no nó central na parte superior do pilar. O final dos modelos foi suportado pelas forças vetoriais simulando a ação dos músculos da mastigação e da articulação temporomandibular. A ação das forças gerada pelos músculos da mastigação e transferida do vetor foi calculada baseada nas seções transversais. Os dados obtidos da referência indicou o seguimento entre as relações a ação dos músculos baseados na média de tamanho de suas áreas de seções transversais da interface mandibular. As tensões principais máximas (compressão e tração) foram obtidas, pois o comportamento do osso sob tração e compressão são diferentes. Sob carga vertical, o implante reto apresentou maior pico de concentração de tensões na compressão em um lado do pescoço e uma leve

distribuição ao longo do corpo. Para o implante angulado sob carga vertical a distribuição foi bem similar. A maioria das tensões de tração ocorreu na região de curvatura aumentada (linha bucolingual) perto da área cervical, enquanto a maior tensão de compressão ocorreu na linha cervical do lado lingual. Um padrão similar foi observado para carga horizontal no caso de tensão de compressão, embora diferentes valores encontrados. Em geral as tensões nos implantes angulados foram menores que do modelo reto com exceção do ponto A sob carga vertical.

Bernardes *et al.* (2009), verificaram as tensões Pilar/Implante pela técnica de fotoelasticidade de transmissão plana. Implantes cilíndricos de titânio com 13 mm de comprimento e 4,3 mm de diâmetros sem roscas com quatro diferentes configurações: hexágono externo (EH), hexágono interno (IH), cônico interno (IT) e de uma peça (OP) foram testadas. Assim foram embebidas em blocos de dimensões (52 x 35 x 7,6mm) de resina fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio). Uma base circular de (2,5 mm de altura e 13 mm de diâmetro) foi colocada sobre cada modelo que receberam dois tipos de carga compressiva vertical perpendicular ao modelo: no centro da base e deslocado 6,5 mm do centro, os valores das cargas foram 1,5 Kg e 0,75 Kg respectivamente, determinadas de acordo com as características óticas e mecânicas da resina fotoelástica. Uma grade numérica em filme transparente foi mantida sobre o polariscópio circular na mesma posição. A grade linear foi marcada com 61 pontos localizados sobre os implantes para leitura do campo de tensões. O valor das franjas isocromáticas (N) foi medida pelo método de compensação de Tardy. Pela lei ótica das tensões foi determinado no modelo fotoelástico plano o valor individual das tensões máximas cisalhantes. Os primeiros 46 pontos foram analisados para a carga aplicada ao centro e os 61 pontos foram medidos para a carga fora do centro. Para a carga fora do centro o grupo IH demonstrou menor nível de tensão, EH e OP apresentaram valores similares 12,9 % maiores que o IH. Não houve diferença significativa entre os grupos após aplicação de carga ao centro em todos os pontos. Diferenças significantes foram observadas na cervical dos implantes EH e OP.

Begg *et al.* (2009) fizeram 4 modelos fotoelásticos com 20 mm de altura e 10 mm de espessura, com 3 segmentos: 2 laterais, 45 mm de comprimento e 1 central com 35 mm. Quatro implantes foram instalados com ajuda de um guia cirúrgico All-On-Four, os implantes tinham 4,3 mm x 13 mm de comprimento. A distância dos implantes anteriores foi 15 mm medidos entre seus centros e dos implantes distais 20 mm do centro do implante distal ao do anterior. No 1º modelo os implantes foram colocados paralelos, o restante dos modelos os implantes distais foram angulados 15, 30 e 45° respectivamente. Pilares retos foram conectados aos implantes paralelos, pilares angulados de 17° aos implantes angulados de 15° e pilares angulados de 30° aos implantes angulados 30 e 45°. Os pilares provisórios foram cobertos com cimento e inseridos na barra fundida pronta. A barra foi conectada aos modelos com torque de 15 Ncm. Cada modelo foi colocado em um dispositivo e submetidos a cargas estáticas de 5, 10 e 15 Kg que comprimia toda a amostra. Para a análise das franjas, as fotos digitais foram ampliadas 500% no computador, as franjas foram analisadas em três zonas (A, B, e C). A ordem das franjas foi maior na zona A do que a C em todas as cargas e implantes distais. No modelo 1 franjas concentradas na zona A e C nos implantes centrais e aumentando proporcional a carga. No modelo 2 e 3 a maior ordem de franja foi na zona C com carga de 10 e 15 Kg nos implantes distais, no modelo 4 foi na zona C com 15 kg.

Qian *et al.* (2009), fizeram 4 modelos em elementos finitos, composto de osso mandibular simplificado (cortical e esponjoso) e implante vertical unitário que tinham detalhes da estrutura de rosca. Dois implantes de 13 mm de comprimento com diâmetros de 3,7 mm e 5,2 mm foram modelados e duas inserção de profundidade de (9 mm e 10 mm) para cada diâmetro de implante. As forças de 200 N foram aplicadas na superfície superior do implante que variou a angulação bucolingual de 0 a 85 graus. A distribuição das tensões nos implantes e osso não foi uniforme, os valores de tensão máxima mudaram em cada modelo. A concentração de tensões ocorreu na ponta das roscas na região do pescoço do implante perto do osso cortical e na região apical perto do osso esponjoso e a tensão no implante inteiro foi sempre perto da borda

superior do osso cortical. Para a mesma profundidade e ângulo de carregamento as maiores tensões foram no implante de 3,7 mm. Para o mesmo diâmetro de implante e ângulo de carregamento, a profundidade de 9 mm levou aumento dos valores de tensão. Sob condição de carregamento oblíquo, o campo tensão mostrou padrão assimétrico, na qual os valores máximos localizaram no lado lingual do implante, enquanto que no carregamento axial exibiu padrão simétrico. O valor máximo de tensão aumentou ao aumento do ângulo de carregamento para a inserção de 9 mm e para a de 10 mm o valor máximo de tensão aumentou moderadamente para a largura de 3,7 mm e quase não mudou no implante de largura de 5,2 mm. No osso houve 3 regiões de alta tensão: na borda superior do osso cortical perto do pescoço do implante; no osso esponjoso perto da interseção dos osso e implante; e osso esponjoso perto do ápice do implante. Para o mesmo diâmetro de implante, a magnitude das tensões no osso cortical/esponjoso diminuiu quando o implante foi inserido 10 mm no osso. Sob carregamento axial campo de tensões foi distribuído simetricamente no osso, enquanto que no oblíquo foi assimétrico e a tensão máxima localizada no lado lingual do osso. Aumentando para 45° o ângulo, a máxima tensão no osso cortical começou a crescer lentamente e finalmente parou em um valor praticamente constante com o aumento do ângulo. Além disso, um menor diâmetro de implante com menor profundidade de inserção foi associado com o carregamento angulado e mostrou aumento da tensão no osso cortical, em comparação com o implante de diâmetro largo e a profundidade de inserção 10 mm.

Bellini *et al.* (2009), construíram uma mandíbula em 3D, constituída de osso trabecular e cortical a partir de tomografia computadorizada. Implante e pilares cilíndricos foram construídos completamente unidos. Considerando a simetria do modelo 2 implantes foram colocados no modelo, assemelhando-se com a configuração All-on-4, o ápice do implante distal trazido mesialmente para inclinar o implante 30°, uma supraestrutura representando uma prótese fixa implanto-suportada foi construída. *Cantilever* de comprimento de 5 mm e 15 mm foram considerados para os modelos inclinados, com 12 e 14 dentes

respectivamente. A configuração dos 5 implantes não inclinados foram modelados referido como modelo 15 mm não inclinado. Por causa da simetria da mandíbula, 2 implante e outro meio implante foram inseridos, infraestrutura prótese implanto-suportadas com 15 mm de comprimento foi construída com 12 dentes. A condição de carga foi de 100N aplicada na distal do *cantilever*. Os resultados das simulações foram avaliados em termos de tensões de compressão e tração na interface osso-implante. Nos modelos com 5 mm de *cantilever* e no modelo não inclinado, o valor máximo de tensão de compressão foi de -18MPa encontrado perto da cervical dos implantes distais. Para o modelo inclinado 5 mm de *cantilever*, o valor pico das tensões de tração foi previsto perto da área cervical da distal (1,25 MPa) e da mesial do implantes (2,5 MPa). Para o modelo não inclinado, valores de tensão de tração foram maiores na área cervical entre os implantes (5 MPa) e os valores de tensão de tração foram maiores que no modelo inclinado de 5 mm de *cantilever*.

Naconecy *et al.* (2010), avaliaram o efeito do número de pilares e a inclinação de implantes distais na força axial e momento fletor nas próteses suportadas por implantes por meio de extensometria e de 2 modelos de resina epóxi (5 implantes verticais e outro com 5 implantes sendo os 2 distais posteriores inclinados 27°). Sobre os modelos, 5 segmentos da barra (3mm de espessura, 4 mm de altura e 20 mm de *cantilever*) foram feitas com liga de Pd-Ag e soldados a laser. Foi feito uma incisura para padronizar a carga aplicada de 50 N a 15 mm no *cantilever* após a emergência posterior do implante distal. Três extensômetros foram fixados 120° afastados, os sinais dos extensômetros foram processados e medidos em milivolts convertidos em unidade de microdeformação. Os pilares foram numerados em sentido horário de 1 a 5, sendo o 1 adjacente ao *cantilever*. Após a calibração do extensômetro a 0 uma carga estática de 50 N foi aplicada no *cantilever* gerando um gráfico de deformação. O teste foi realizado com a infraestrutura suportada por 5 pilares, 4 e depois 3, na qual a configuração com 4 (o pilar 3 foi retirado) e na configuração com 3 (os pilares 2 e 4 foram retirados). A leitura dos extensômetros foi transformada em força axial e momento de flexão ao redor do eixo X e eixo y. A calibração foi realizada pelo carregamento de um disco

personalizado fixado em cada pilar em 5 posições padronizadas por isso a força axial (relacionado com o eixo do pilar) e o momento fletor (sagital e lateral) foi computados separadamente. Para força axial, um sinal positivo foi convencionado (força de compressão) e um sinal negativo para força de tração. O pilar 1 teve maior valor de força e momento fletor sagital para todos os teste com 3, 4 e 5 pilares. Independente do número de pilares, a força axial no pilar 1 foi maior no modelo vertical que no inclinado. O momento total foi maior com 3 pilares do que com quatro e cinco, independente da inclinação do implante, a média de força com 4 e 5 pilares foi menor do que com 3 pilares.

Ogawa *et al.* (2010), construíram uma mandíbula edêntula com propriedades físicas semelhantes ao osso real (porção exterior cortical e interior esponjosa). Implantes de 3,75 mm de diâmetro, 5 de 13 mm de altura foram colocados interforames paralelos com 10 mm de distância um do outro e 2 implantes curtos de 7 mm foram colocados na posição do 1º molar, os pilares foram conectados. Três extensômetros foram colados em cada pilar, os dados foram transformados em representação numérica de uma força axial e dois momentos fletores ao redor do eixo perpendicular. As condições de teste foram categorizados por 3 diferentes números de implantes (3, 4 e 5), 3 tipos de distribuição (pequeno, médio e grande) e 3 materiais (acrílico, acrílico reforçado com fibra e titânio). Uma carga estática axial de 50 N foi aplicada 10 mm posterior ao implante mais distal de cada condição teste em ambos os lados. O momento fletor máximo foi maior quando as próteses foram suportadas por 3 implantes comparados com 4 e 5 e também foi influenciado pela distribuição dos implantes em que a menor distribuição induziu o maior momento de flexão e o momento máximo de flexão foi menor nas próteses com o material titânio, assim as forças foram significativamente influenciadas pelo a quantidade de implante e material da prótese.

Takahashi *et al.* (2010), avaliaram tensões no osso cortical periimplantar por meio de elementos finitos em modelo tridimensional em mandíbula desdentada. Dois modelos foram construídos um com 6 implantes outro com 4 implantes, sendo os implantes de 4mm de diâmetro e 13 ou 15 mm de comprimento. O

implante mais distal foi inserido 4 mm anterior do forame mentoniano. O modelo de 6 implantes na qual esses foram inseridos paralelamente com uma distância de 10,4 mm de um ápice do implante ao outro. Já o modelo de 4 implantes duas versões foram construídas: uma com os implantes paralelos e outra com implantes anteriores paralelos e os posteriores angulados. As inclinações foram de 15°, 30° e 45° para padronizar a posição dos ápices dos implantes posteriores, o comprimento do implante mudava de acordo com a inclinação. A mandíbula, os implantes, os pilares e as superestruturas foram analisados como estrutura contínua. Foi realizado carregamento sob condição A, carga de 50N (2 mm distal) na superestrutura do implante posterior, foi também realizado carregamento sob condição B, carga de 50 N na porção mais distal do final da superestrutura. As tensões máximas de von Mises na cortical foi mensurado. Sob condições de carga A, as tensões com o modelo de 4 implantes inseridos paralelamente foi 4% maior que o modelo com 6 implantes, devido a presença de menos implantes, as tensões no osso cortical periimplantar cresceu com o aumento da angulação. Tensões foram 13% maiores no modelo de 4 implantes que o modelo de 6 implantes em uma inclinação de 15°, 20% maior no ângulo de 30° e 23% maior que o ângulo de 45°. Sob condições de carga B tensões foram 11% maiores que no modelo de 6 implantes para 4 implantes inseridos paralelamente devido a presença de menos implantes. No carregamento B, tensões no osso periimplantar mostraram declínio com o aumento da inclinação dos ângulos. Tensões foram 21 % menor do modelo de 4 implantes que no modelo de 6 implantes na inclinação 15°, 34% menor num ângulo de 30° e 45% menor no ângulo de 45°.

Silva *et al.* (2010) construíram modelos 3D, representando maxila restaurada com próteses sustentadas pelo conceito All-on-Four ou restaurada com seis implantes, a maxila original foi simplificada em um bloco ósseo em formato de arco, 5 mm de espessura e 15 mm de altura, camada de osso cortical 1 mm sobrepondo a maxila e osso trabecular tipo 3 por dentro. Para o modelo All-on-Four, 2 implantes de titânio de 3,75 x 15 mm foram modelados sem roscas colocados bilateralmente na posição de 2º pré-molar inclinado distalmente 45° e 2 implantes mesiais 3,75 x 10 mm colocados na posição de incisivo lateral.

Pilares de titânio (4 mm de altura, angulado 30° ou reto foram conectados nos implantes angulados e verticais respectivamente). Uma barra de ouro, 6 mm de espessura e 4mm de altura em forma de arco foi feita e conectada aos pilares, com 10 mm de *cantilever* distal. Para o modelo de 6 implantes, foi feita a mesma configuração exceto que 2 implantes verticais de 3,75 x 10 mm foram adicionado bilateralmente na região de canino com pilares retos de 4 mm de altura. Quatro situações de carga foram simuladas em cada modelo: mordida inteira (1) bilateral, simultânea, carga vertical estática de 200 N aplicada na oclusal do 1º molar, 150 N na oclusal do 2º pré-molar, 150 N na oclusal do 1 molar e 100 N na distal do canino; carga lateral (2) estática horizontal unilateral de 200 N aplicada na palatina do canino esquerdo; carga no *cantilever* (3) estática unilateral de 200 N aplicada no *cantilever* esquerdo; carga sem *cantilever* de 200 N(4) aplicada na região adjacente ao 2 pré-molar esquerdo simulando ausência de *cantilever*. No carregamento 1, a tensão foi concentrada de maneira similar nos 2 modelos. O maior valor de tensão foi no pescoço do implante inclinado na região mesiopalatina e os menores valores na mesial dos implantes e houve redução de tensões no modelo de seis implantes. Carregamento 2 simulou a desoclusão no canino, a maioria da concentração das tensões foi localizada no pescoço dos implantes inclinados do mesmo lado do carregamento. As tensões induzidas nos outros implantes foram pequenas e apareceu principalmente no lado oposto da carga aplicada. A carga 3 em ambos modelo foi aplicada no *cantilever* esquerdo enquanto o carregamento 4 a mesma carga foi aplicada na região do 2 pré-molar esquerdo, adjacente a distal do implante inclinado, simulando ausência de *cantilever*. O valor máximo de tensão foi encontrado no pescoço do implante inclinado. As tensões nos implante no carregamento 3 foi quase o dobro do que no carregamento 4 no mesmo modelo.

de Almeida *et al.* (2010), criaram 4 modelos de arco mandibular de elementos finitos restaurados com 4 implantes de peça única com cilindros cimentados no sistema de barra pré-fabricados. O tipo de osso variou tipo 1, 2, 3 e 4 para M1, M2, M3 e M4 respectivamente, 3 cargas posteriores unilaterais de 150 N foram usadas L1 perpendicular a barra pré-fabricada; L2 oblíqua 30 ° na direção

bucolingual e L3 oblíqua 30 ° na direção linguobucal. Embora o osso foi considerado isotrópico, o módulo de elasticidade do osso trabecular variou para diferenciar os tipos de osso. O modelo M3 mostrou maior tensão máxima principal para carga L2. Para o modelo de osso trabecular, o maior valor observado foi em M2 para a carga L3. Para deformação máxima principal os modelos com osso cortical tipo 4 mostrou maiores valores de cargas seguidos de L1 e L3.

Bevilacqua *et al.* (2011), reproduziram em elementos finitos 3D uma maxila edêntula no software (FEMAP 8.3; Siemens PLM Software, Plano, Tex). A malha tinha 140.000 elementos tetraédricos, módulo de elasticidade de 103.400 MPa para os implantes de titânio, 13.700 MPa para o osso cortical, 1.370 MPa para o esponjoso e 210 MPa para a infraestrutura da prótese fixa (PF), coeficiente de Poisson de 0,3. Quatro implantes cilíndricos de diâmetro 4 mm foram virtualmente inseridos na pré-maxila, a PF tinha infraestrutura de secção transversal 10mm², até 1º molar, os implantes e a infraestrutura tiveram rígida conexão. Uma carga vertical de 150 N foi aplicada no *cantilever* posterior direito, valores de tensões von Mises transmitidas ao osso periimplantar e a infraestrutura foram avaliados em 4 configurações. Na primeira configuração o *cantilever* distal foi de 13 mm. Na 2ª, 3ª e 4ª configuração os implantes foram inclinados 15, 30 e 45 graus e a extensão dos *cantilever* foi de 9, 5 e 0 mm respectivamente e os comprimentos dos implantes foi de 15 mm nas inclinações de 15 e 30 graus e de 18 mm para a inclinação de 45 °. Os 4 implantes esplintados com a PF diminuíram as tensões periimplantares nos implantes distais e anteriores assim como a diminuição dos *cantilever* com o aumento das inclinações. O valor máximo das tensões no osso compacto para os implantes verticais foi de 75 MPa para os distais e 35 MPa para os mesiais. Essa tensão máxima reduziu para 19,9 MPa para os implantes distais e 7,8 MPa para os mesiais quando os implantes foram inclinados 45°. No osso esponjoso os implantes verticais tiveram 68,6 MPa para os implantes distais e 30 MPa para os mesiais. Para os implantes inclinados distalmente 45° o valor foi de 15,5 MPa e 5,7 MPa para os implantes distais e mesiais respectivamente. Na infraestrutura as tensões máximas no

osso cortical foi de 95 MPa para os implantes verticais e 13,7 MPa para o implante distal inclinado 45°. No osso esponjoso o valor foi de 103,9 MPa para implantes paralelos e 16,3 MPa quando o implante distal foi angulado 45°.

Naini *et al.* (2011), simularam uma mandíbula 3D, com osso cortical ao redor do osso esponjoso, cada modelo com 4 implantes de 13,5mm x 4mm foram colocados na região interforaminal, os implantes numerados de 1 a 4 da esquerda para direita. No modelo A os implantes posterior foram inclinados distalmente 30° em relação ao plano oclusal, o modelo S os implantes posteriores foram inseridos paralelos aos implantes anteriores na região do 1º pré-molar. Os implantes anteriores em ambos os modelos foram inseridos na posição do incisivo lateral. Uma infraestrutura híbrida de incisivos a 1º molares de titânio e cobertura de resina acrílica, com 10 mm de altura foi simulada, com *cantilever* de 10,5 mm no modelo A e 17 mm no modelo S. Os modelos exportados para o software de elementos finitos (ABAQUS 6.7/1) foram submetidos a 2 condições de carga, 300 N aplicado na região de 1º molar esquerdo e 178 N aplicada na linha média de duas forças vetoriais em 89 N cada (carga anterior). As tensões analisadas foram realizadas usando valores de tensões de von Mises. Durante a carga anterior no modelo A e modelo S a concentração de tensões foram detectadas no osso cortical distobucal dos implantes, mais no modelo A foram mais altas. Durante a carga posterior no modelo A a concentração de tensões foi no osso cortical distobucal no implante posterior, um aumento na concentração de estresse no osso periimplantar do implante nº3, no modelo S foi similar mais as concentrações de tensões foram maiores ao redor dos implantes inclinados e os implantes anteriores exibiram maiores tensões. O valor máximo das tensões foi detectado no osso esponjoso na região apical dos implantes. No modelo A durante a carga anterior o maior valor das tensões foi encontrado na apical do implante nº 1 e no modelo S no implante nº3. Durante a carga posterior a maior concentração de tensões em ambos os modelos foram na região apical do implante 1.

Kim *et al.* (2011), utilizaram a técnica de fotoelasticidade para avaliar as tensões no contorno dos implantes inclinados ou não em uma mandíbula

edêntula. Utilizaram 2 modelos de resina fotoelástica PL-2: modelo axial com 2 implantes mesiais na posição de incisivos laterais e 2 implantes distais todos perpendiculares ao plano oclusal e modelo inclinado com 2 implantes mesiais na mesma posição do modelo axial e 2 implantes distais inclinados distalmente 30° a 5 mm anterior do forame mentoniano (conceito All-on-Four). Foram usado 4 pilares multiunit no modelo axial e no modelo inclinado 2 pilares multiunit angulados 30° e 2 pilares multiunit. Uma prótese total fixa com oclusão até 1º molar foi fabricada para cada modelo com cilindros e dentes artificiais. Para padronizar espacialmente a prótese, uma prótese total antagonista foi montada em articulador, a prótese pronta foi conectada aos pilares com parafuso de ouro. O comprimento do *cantilever* no modelo axial e do inclinado foram 16 mm e 11 mm. As franjas isocromáticas, a ordem das franjas que aparece como uma série de faixas sucessivas e contíguas de diferentes cores representam diferentes graus de birrefringência correspondendo às tensões das partes testadas foram observadas. Carregamentos verticais de 6,5 Kg e 13 Kg foram aplicados usando dispositivo estático nos pontos: fossa distal do 1º molar, 2º pré-molar e fossa central do 1º pré-molar. O padrão de franjas foi fotografado no campo do polariscópio circular com uma câmera. As cargas 6,5 Kg e 13 Kg e o carregamento em ambos os lados mostraram tendências e padrões de franjas similares. Portanto, apenas o resultado do lado esquerdo posterior com 13 Kg de carga foi apresentado. Para o modelo axial, a carga no 1º pré-molar gerou ordem de franja 5 das tensões no ápice do implante distal, ordem de franja de 2,65 na crista do implante distal. Carregamento do 2º pré-molar resultou em ordem de franja 5 nas tensões da crista distal e ordem de franja 4,15 no ápice do implante distal do lado carregado. O carregamento do 1º molar gerou ordem de franja 6 na crista distal e ordem de franja 4,65 no ápice do implante. As tensões no ápice do implante mesial do lado carregado aumentaram de 1,39 a 2,65 ordem de franja quando o ponto carregado era movido para distal e houve pouca transferência de tensões para os implantes do lado oposto ao carregado. Já no modelo inclinado aplicação de carga no 1º pré-molar do gerou ordem de franja 2,35 na crista distal e no ápice do implante mesial, ordem franja 3,1 na crista distal do implante distal do lado carregado. O

carregamento no 2º pré-molar mostrou ordem de franja 4,15 na crista distal do implante distal e ordem de franja 2,65 ao longo do ápice distal do implante do lado carregado. A maioria das tensões desenvolvidas foi no carregamento do 1º molar, ordem de franja 5 na crista distal e 3,65 ao longo do lado distal do implante distal.

Fazi *et al.* (2011) analisaram a distribuição de tensões no osso, implantes e próteses por meio de modelos de elementos finitos 3D em diferentes configurações da quantidade, distribuição e inclinação dos implantes. Seis diferentes configurações foram testadas: 5 implantes paralelos espaçados igualmente (5PI), 4 implantes paralelos eliminando a disposição dos implantes anteriores (4PI), 4 implantes paralelos espaçados igualmente (PIe), 3 implantes paralelos espaçados igualmente (3PI), 4 implantes com os 2 implantes finais inclinados distalmente 17 graus (Ao4-17) e 4 implantes com os 2 implantes finais inclinados distalmente 34° (Ao4-34). O carregamento de 200 N foi aplicado no ponto final do *cantilever* e o critério de tensão von Mises máximo foi comparada. As tensões nos implantes de todas as configurações concentraram distolingual mais próximo do implante carregado. Os modelos 4PIe, 4PI e 5PI exibiram um declínio de tensões de 10%, 11% e 16 % comparados com o 3PI. Os implantes terminais com inclinações de 17 graus e 34 graus resultaram em declínio de 20% e 28 % no valor de tensões máximas comparadas com o 3PI. As tensões máximas na infraestrutura atingiu 114 MPa e localizados na porção superior da estrutura na região de pré-molares para todos os modelos de implantes paralelos. Na parte inferior da infraestrutura, as concentrações de tensões foram observadas no aspecto disto-lingual na junção com a restauração na plataforma do implante. As tensões diminuíram 11% no AO4-17 e 18% no AO4-34 devido diminuição do comprimento do cantilevers para 16,8 mm (uma redução de 16% do comprimento) e 13,6 milímetros (32% menor). Na interface osso-implante a tensão máxima diminuiu de 70 para 61 Mpa, pois aumentou de 3 para 5 implantes de configurações paralelas. No Ao4-17, tensões (62 Mpa) foram similares aos 4 PIe, 4PI e 5PI, enquanto Ao4-34 exibiu menor valor de tensões máximas (53 Mpa). A maioria das tensões transmitidas para estruturas ósseas são absorvidas pelo osso cortical. A

configuração Ao4 mostrou redução de tensões no osso cortical de 17% e 32% para AO-34 e Ao4-17. Tensões máximas no osso esponjoso foram encontradas no aspecto distolingual do implante final, variou de 7.6 a 12.7 Mpa, com valores similares em configurações de implantes paralelos e baixos valores de configurações Ao4.

Asvanund & Morgano (2011), utilizaram dois modelos fotoelásticos feitos com a resina (PL-4M; Vishay Micro-Measurements, Raleigh, NC) replicando uma mandíbula edêntula humana, o modelo foi duplicado com silicone e vazado com gesso tipo IV, os dentes foram montados nessa replica e uma folha polietileno de 3 mm foi prensada a vácuo, 4 furos foram feitos na região de canino e segundo pré-molar que serviu para fazer a osteotomia nos modelos. Após as perfurações de profundidade de 13 mm os implantes (4.3x 13mm) hexágonos externos e hexágonos internos foram colocados nos seus respectivos modelos. Os da infraestrutura foram feitos com cera rosa 7 conforme a forma do modelo. Os cilindros de ouro foram conectados a cera revestidos com fosfato e o anel de fundição foi levado ao forno, a infraestrutura foi feita de liga paládio-prata. Cada infraestrutura foi conectada aos implantes e a prótese foi acrilizada. Os pilares dos implantes do modelo HE e o do modelo com HI receberam torque de 35 Ncm. Carga de 250 N com velocidade de 0,125 mm/min foi aplicada em 3 condições: 4 pontos em caninos e pré-molares (4P), 2 pontos anteriores em caninos (2-P-ANT) e 2 pontos laterais em pré-molares (2-P-ANT). As distribuições de tensões foram mostradas pelas as ordens isocromáticas de franjas.

Assunção *et al.* (2011), fizeram um corte na área edêntulas de 2º pré-molar (2PM) a 2º molar (2M) de uma mandíbula em elementos finitos. Dois implantes osseointegrados foram inseridos na região de 2PM e 2M para apoiar prótese fixa metalocerâmica parafusada, 4 grupos com diferentes desadaptação de 100 µm entre prótese e implante: GC adaptação perfeita, UAM desadaptação angular unilateral; UVM desadaptação vertical unilateral, TVM desadaptação vertical total no 2M. Todos os grupos apresentaram completa adaptação no 2PM. O osso trabecular foi modelado como uma estrutura sólida no osso

cortical. Dois implantes HE (4,1 x 13 mm), 2 pilares UCLA e 2 parafusos de retenção de ouro foram simulados. Uma prótese de 3 elementos foi representada por infraestrutura de ouro tipo II. A infraestrutura foi coberta com porcelana variando 0,8 a 1,5 mm de espessura na cervical e oclusal. O acesso aos parafusos de retenção foi preenchido com resina composta. Modelamento computadorizado foi realizado com software (SolidWorks, SolidWorks) baseados em dados e fotografias de estruturas descrevidas anteriormente importados dentro do software (Ansys WorkBench 11, Swanson Analysis System) para análise. Foi aplicada carga vertical de 400N entre 12 pontos correspondendo regiões de oclusão cêntrica. Uma carga vertical de 150 N foi aplicada em cada molar (1M e 2M) e uma carga vertical de 100 N foi aplicada no 2PM. O tecido ósseo periimplantar foi avaliado relacionando as tensões principais: máxima (tração) e mínima (compressão). Os valores das tensões e a distribuição foram gerados pelo software de elementos finitos de acordo com o mapa das tensões com uma escala de cor (menores tensões= azul escuro; maiores tensões= vermelho), além das análises quantitativas realizadas usando a medida dos valores das tensões nas regiões da estrutura de cada grupo. No revestimento estético todos os grupos exibiram tensões máximas de von Mises na área de carregamento, na ponta mesiobucal do 2M. As tensões foram maiores na borda marginal do 2PM e borda mesial do 1M para os grupos UAM (48 Mpa e 78 Mpa), UVM (48 Mpa e 77Mpa) e TVM (48 Mpa e 70 Mpa) do que o grupo CG (35 Mpa nos dois pontos). Na infraestrutura a avaliação oclusal revelou maior concentração das tensões na borda marginal distal do 2PM, borda mesial do 1M, cúspide mesiobucal do 1M e na região de contato da estrutura e o parafuso de retenção. A plataforma da infraestrutura, os grupos exibiram maiores valores de tensões nas superfícies bucal e lingual do 2PM e 2M. O grupo TVM apresentou menores valores de tensões (bucal e lingual do 2PM, 112 Mpa e 86 Mpa; bucal e lingual do 2M, 79 Mpa e 55Mpa) enquanto o grupo UVM exibiu maiores valores de tensões (bucal do 2PM e lingual, 108Mpa e 82 Mpa; bucal e lingual do 2m, 154 Mpa e 131Mpa). No parafuso de retenção, os grupos mostraram concentração de tensões entre a 1ª e 2ª roscas, na borda 2ª rosca e no meio da 3ª dos parafusos do 2PM e 2M. O

grupo UAM exibiu maiores valores de tensões no corpo do parafuso de retenção, os grupos apresentaram valores de tensões e distribuição similares no contato entre o parafuso e a infraestrutura, com altos valores no lado bucal. Nos implantes os grupos exibiram maiores tensões na plataforma, pescoço, terço coronal e nas 5 primeiras roscas do 2PM e 2M. O grupo UAM apresentou maiores valores de tensões, exceto para a região do implante hexagonal do 2M, na qual teve maiores valores de tensões para o grupo TVM. O tecido ósseo periimplantar teve a distribuição e a magnitude das tensões principais similares nos diferentes modelos. Tensões concentraram na região coronal osso periimplantar nos implantes. O comportamento biomecânico da região entre o implante e o osso apresentou maiores valores de compressão enquanto na região lingual exibiu maiores forças de tração.

Almeida *et al.* (2011) avaliaram em elementos finitos 3D a distribuição das tensões em diferentes formatos de arco mandibular restaurados por próteses protocolo, um modelo de mandíbula edêntula restaurado com barra pré-fabricada e 4 implantes intraforaminais. Três tamanhos de arcos mandibulares foram criados: regular (M), pequeno (MS) e grande (ML), três cargas unilaterais posteriores (L) de 150 N: perpendicular à barra (L1); 30° oblíqua a direção bucolingual (L2); 30° oblíqua a direção linguo-bucal (L3). As tensões principais máximas e mínimas, von Mises e a tensão principal máxima foram obtidas para os ossos corticais tipo I (M.I) e tipo 2 (M.II). A barra foi cimentada aos cilindros pelo cimento Panavia F simulado virtualmente e parafusos de retenção usados para estabilizar a barra sobre os 4 implantes. O material homogêneo, isotrópico e elasticidade linear diferenciando do módulo de elasticidade nos diferentes tipos de osso da mandíbula, a interface osso implante foram consideradas integradas. Todos os nós na superfície posterior de cada modelo foram fixados ao longo das coordenadas x, y e z para simulação da continuidade do ramo mandibular assim como os nós da base para evitar movimentos inertes e simular a sustentação muscular. As tensões principais máxima e mínima foram maiores no arco mandibular largo seguidos pelo pequeno e o regular. Para o modelo de osso tipo I, M.II mostrou tensões máximas maiores (12,3 para L1,

35,1 para L2) seguidos pelo M.I (6,98 para L1, 31,8 para L2) e M.IS (3,93 para L1, 28 para L2). Na mandíbula regular e pequena a tensão máxima principal decresceu para 43,25 % e 68,04% respectivamente para L1 e para 9,40% e 20,22 % respectivamente para L2 comparado com o arco mandibular largo. Por outro lado M.IS mostrou maior tensão máxima principal para L3 (-16,6 MPa) seguido por M.I L (-13,9 MPa) e M.I (-0,31 MPa). Para modelo de osso tipo II, M.III e M. IIS mostraram maiores tensões máxima principais para L1 e L3 (MIIL -7,08 MPa, MIIS -7,03 MPa para L1; MIIL -17,20 MPa para L3). A maior tensão máxima principal para L2 foi notada no MII (27,9 MPa). Na tensão máxima principal L2 decresceu para M IIS e MII L (26,16%) comparado com MII. As tensões de tração foram mais evidentes que as tensões de compressão no osso tipo I. Comportamento similar foi observado para o osso tipo II, entretanto valores de tensões foram menores que no osso tipo I.

3.Proposição

Avaliar o padrão de tensões periimplantares nos implantes distais do protocolo Brånemark sustentado por 5 implantes;

Avaliar o padrão de tensões dos implantes distais inclinados com pilares retos ou angulados;

Avaliar o padrão de tensões dos protocolos mandibulares sustentados por 3 implantes variando as inclinações do implante distal (0° , 17° e 30°) em dois tipos de carregamento;

Comparar os dois tipos de carregamento no pilar distal e ao final do *cantilever*.

.

4. Materiais e Método

4.1. Delineamento experimental:

1. Unidade experimental: modelos fotoelásticos simulando uma mandíbula desdentada reabilitados com 5 ou 3 implantes.
2. Fatores em estudo: 6 diferentes configurações da distribuição e número de implantes.
3. Variáveis de resposta: distribuição das tensões cisalhante (τ) e ordens de franja (N)
4. Método de análise: fotoelasticidade de transmissão plana.
5. Forma de análise dos dados: análise qualitativa das ordens de franja.
Determinação das tensões cisalhantes, comparação dos resultados entre os grupos de cada carregamento pelo teste estatístico ANOVA e Tukey's b.

4.2. Grupos experimentais:

Os grupos experimentais foram divididos de acordo com o número de implantes e a inclinação dos implantes distais de acordo com a (tabela 1) e (figura 1):

Modelos	Número de Implantes	Inclinação do Implante Distal	Componente Protético Distal	Extensão Cantilever	Comprimento X Diâmetro do Implante
C	5	0°	Micro-unit reto	15 mm	13 mm X
					3,75 mm
S	3	0°	Micro-unit reto	15 mm	13 mm X
					3,75 mm
S17	3	17°	Micro-unit reto	9,7 mm	13 mm X
					3,75 mm

A17	3	17°	<i>Micro-unit</i> angulado a 17°	11,2 mm	13 mm X 3,75 mm
S30	3	30°	<i>Micro-unit</i> reto	5,6 mm	13 mm X 3,75 mm
A30	3	30°	<i>Micro-unit</i> angulado a 30°	7,8 mm	13 mm X 3,75 mm

Tabela 1. Todos os grupos divididos de acordo com o número de implantes, inclinação do implante distal, componente protético distal e extensão do *cantilever*.

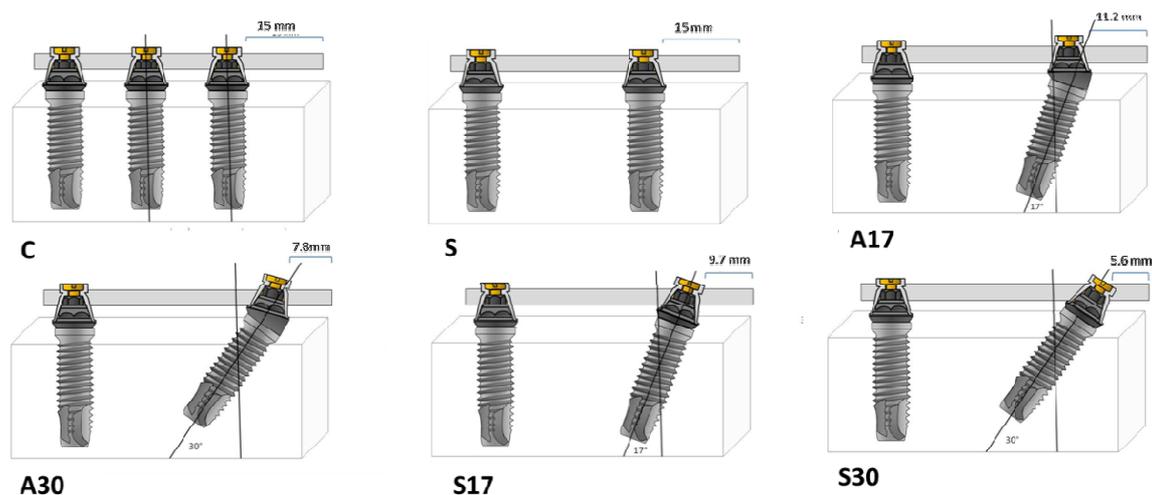


Figura 1. Desenho esquemático de todos os grupos C, S, A17, A30, S17 e S30.

4.3. Modelos mestres:

Para esse trabalho para confecção dos modelos fotoelásticos foram utilizados os modelos mestres confeccionados em resina acrílica que simulam uma mandíbula totalmente edêntula (Ferreira 2011), com espessura de aproximadamente 9,5 mm, 21 mm de altura e 116,6 mm de comprimento (figura 2).

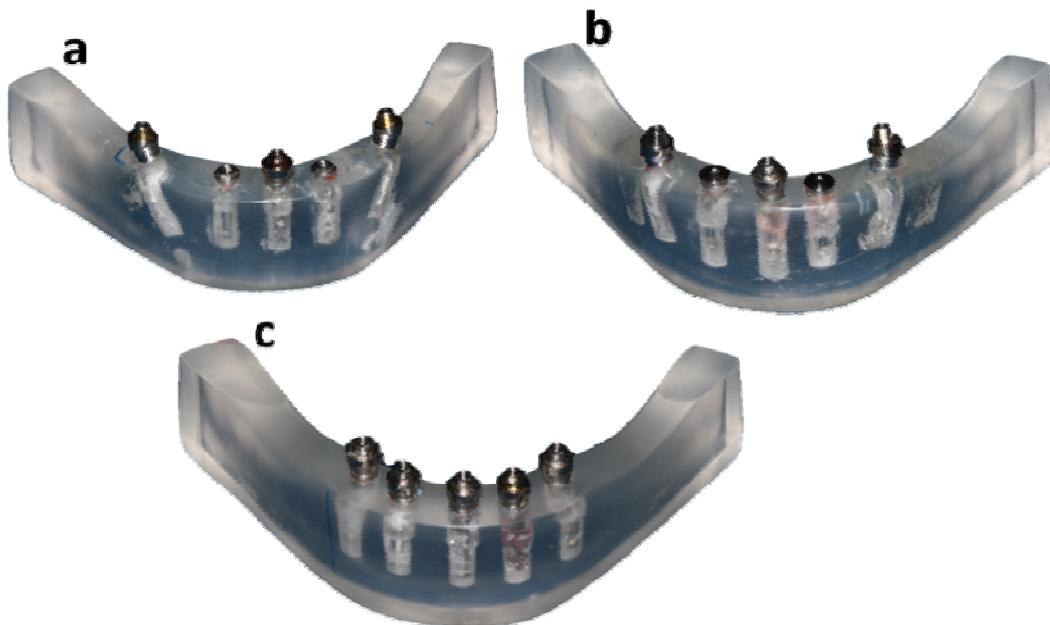


Figura 2. Modelos mestre com 5 implantes diferenciados pela inclinação do implante distal, A- implantes distais inclinados 30 graus; B- 5 implantes distais inclinados 17 graus; C- modelo mestre com implantes verticais.

4.4. Confeção das infraestruturas

Para os grupos C e o S foi utilizado o modelo mestre da (figura 2-c), para os grupos S17 e A17 foi utilizado o modelo mestre da (figura 2-b) e para os grupos S30 e A30 foi usado o modelo mestre da (figura 2-a).

Com o objetivo de simplificar a confecção da infraestrutura metálica utilizadas em protocolos, barras de titânio pré-fabricadas de 3 mm (400304, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram unidas aos copings de titânio (144004, Copping Micro-Unit, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá-SP, Brazil) com solda a arco TIG (Tungsten Inert Gas, Soldadora NTY 60 C compact, Kernit Ind. Mecatrônica Ltda, Indaiatuba - SP), (figura 3) regulado em potência de 5^a (amper) e tempo de 3ms. A cada dois disparos a limpeza do eletrodo foi realizada. O tempo de pré-fluxo e pós-fluxo do gás argônio foi de 2s

e a taxa de vazão foi de 10 L/s. A soldagem TIG é uma técnica em que a união é obtida pelo aquecimento do material por um arco estabelecido entre um eletrodo de tungstênio não consumível e a peça a ser soldada. O eletrodo e a área a ser soldada são protegidos por meio de um gás inerte, normalmente argônio ou uma mistura de gases inertes (argônio e hélio). O equipamento básico é constituído por um poder de abastecimento, com um maçarico de um eletrodo de tungstênio, uma fonte de gás de proteção, e um sistema de abertura para o arco. Suas principais vantagens são: alta qualidade e excelente acabamento da solda permite a soldagem em qualquer posição, controle da peça de fusão, gasta menos tempo, os procedimentos podem ser feitas diretamente no modelo de trabalho, permite a soldagem das estruturas em contato próximo e metais de enchimento podem ou não ser usados (Silveira-Júnior *et al.*, 2012).



Figura 3. A-Soldadora NTY 60 C compact, Kernit Ind. Mecatrônica Ltda para solda TIG; B- procedimento de soldagem a TIG

4.5. Confeção dos Moldes

Os modelos mestres e as infraestruturas metálicas serviram para confecção dos moldes necessários para obtenção dos modelos fotoelásticos. Para isso utilizou-se uma caixa desmontável com placas de acrílico parafusadas, na qual vaselina sólida foi pincelada sobre todas as paredes e o modelo mestre fixado na base por uma gota de adesivo de cianoacrilato (Super

Bonder® Loctite, Hankel Ltda, São Paulo - SP, BR). Então foi manipulada borracha de silicone ASB-10 azul (Polipox Indústrias e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), que foi vertida na no interior da caixa até o limite do nível de acesso do orifício do parafuso da infraestrutura (figura 4), promovendo a remoção dos parafusos sem a necessidade de cortar a borracha após a cura.

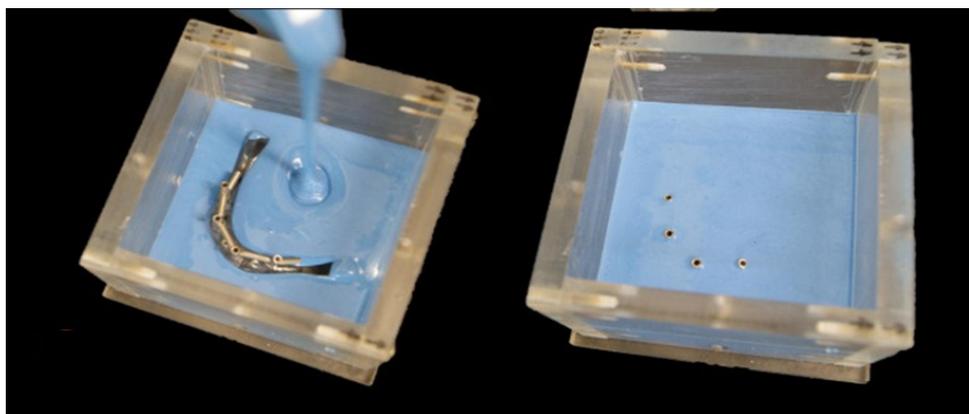


Figura 4. Caixa desmontável com o modelo mestre fixado na base e borracha de silicone vertida no seu interior.

4.6. Confeção dos modelos fotoelásticos

Após 24 horas, tempo determinado pelo fabricante para a cura completa da borracha de silicone, o modelo foi retirado do interior do molde, os parafusos da infraestrutura desapertados, liberando o modelo mestre, permanecendo apenas a infraestrutura metálica dentro do molde.

Os pilares retos ou angulados foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro manual (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) (figura 5) e esses apertados a infraestrutura dentro do molde com torque de 10 Ncm também com auxílio de um torquímetro manual.

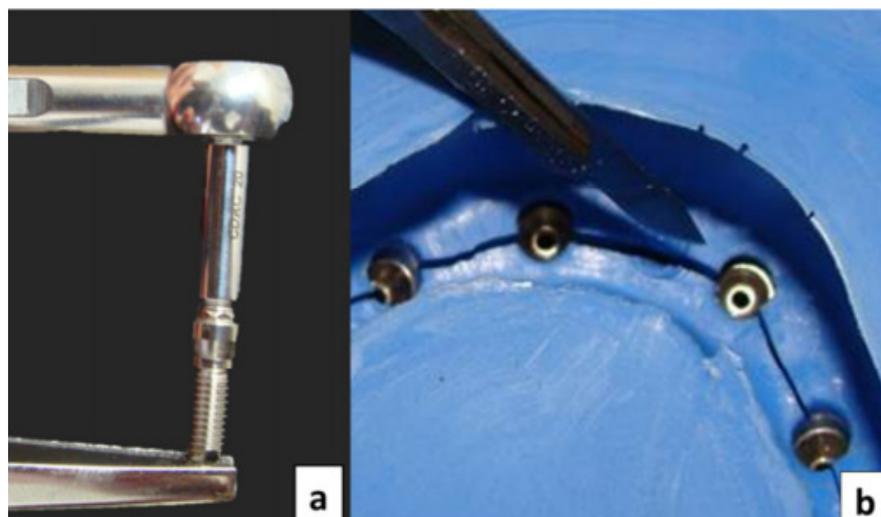


Figura 5. a- Pilar conectado e apertado ao implante com auxílio de torquímetro manual; b- Incisões feitas no interior do molde para possibilitar a liberação do modelo fotoelástico

Incisões foram realizadas dentro do molde com o propósito de favorecer a remoção do modelo fotoelástico em conjunto com a infraestrutura com uma lâmina número 15 (Solidor, Lamedid Comercial e Serviços Ltda, Barueri – SP, BR), montada a um cabo de bisturi número três (Schobell Industrial Ltda, Rio Claro – SP, BR) (figura 5-b).

Com os implantes posicionados e os moldes prontos, a resina acrílica foi preparada para ser vertida no interior da impressão negativa. A resina fotoelástica utilizada neste trabalho é composta por sistema bicomponente, a base de resina epóxi (Resina G-4, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) e endurecedor (Endurecedor G-4, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) figura 7, sem adição de solventes, de baixa reatividade, os quais após a cura apresentam alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. A proporção ideal da mistura foi indicada por uma balança digital de precisão (Arsec, Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda, Santa Rita do Sapucaí – SP, BR) sendo que para cada modelo foi mensurado proporção 2:1 resina e endurecedor respectivamente (Bernardes *et al.*, 2009, Simamoto 2008).

A manipulação foi feita por meio de movimentos lentos e circulares com um bastão de madeira por um período aproximado de quinze minutos em um recipiente plástico transparente, a resina foi vertida cuidadosamente sobre os moldes, que foram levados e mantidos durante 24 horas dentro de uma panela com a pressão positiva a 40 lb (figura 6). O objetivo deste procedimento foi diminuir as bolhas de ar internas derivadas do processo de cura. Decorridas as 24 horas necessárias para cura da resina, a caixa de acrílico foi desarticulada e o modelo removido cuidadosamente com o auxílio de mais uma incisão na parte superior do molde para liberar a infraestrutura metálica com o modelo fotoelástico.



Figura 6. A resina fotoelástica foi vertida no molde e levada à panela de pressão positiva a 40 lb por 24 horas.

4.7. Calibração da resina fotoelástica

Para determinar a tensão cisalhante máxima (τ) em pontos específicos de um modelo fotoelástico é necessário determinar a constante óptica (f_o) do material, obter o valor das franjas [N] e a espessura do modelo (D) (Dally & Rillely, 2005). Pela Lei Óptica das Tensões é possível determinar a (f_o):

Utilizando um modelo de disco a uma carga de compressão P a tensão no centro do disco é dada por:

$$\sigma_1 = \frac{2P}{\pi h D} \text{ e } \sigma_2 = \frac{-6P}{\pi h D} \quad (1)$$

Utilizando a lei ótica das tensões e a equação (1) pode-se obter a equação da curva de calibração utilizando o modelo do disco sob compressão ou seja,

$$P = \frac{\pi D f \sigma}{8} N$$

O coeficiente angular da reta A é formado pela força versus a ordem de franja que fornece a constante ótica, uma vez que os parâmetros geométricos também são constantes para o modelo do disco:

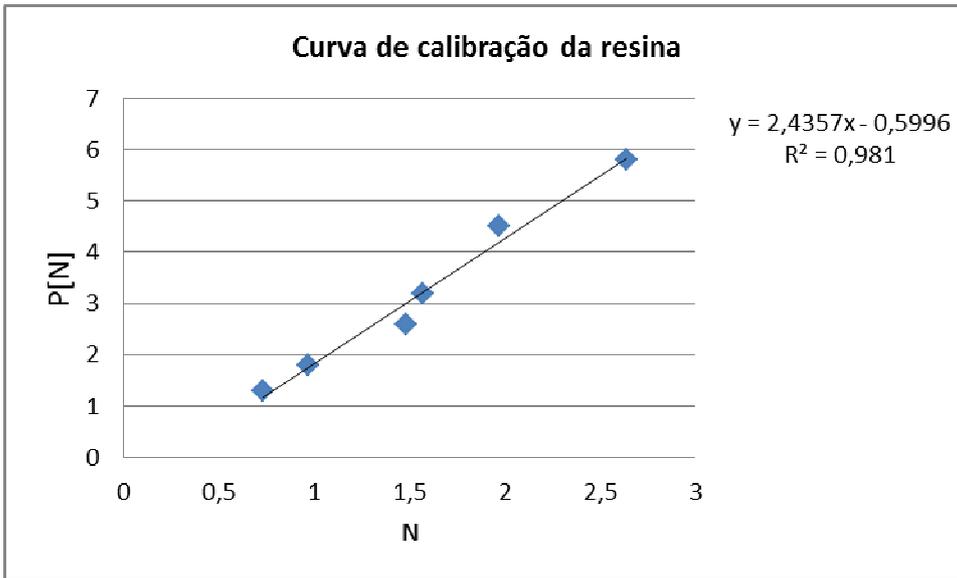
$$fo = \frac{8A}{\pi D}$$

Tabela 2. Valores de ordens de franjas para diferentes carregamentos crescentes

P[N]	N
1,3	0,73
1,8	0,97
2,6	1,48
3,2	1,57
4,5	1,97
5,8	2,64

Foi realizada regressão linear dos dados da tabela 2 ordens de franja e carga utilizando o programa Microsoft Excel 2010 na qual o gráfico e a equação da reta estão mostrados na figura 7.

Figura 7. Curva de calibração da resina fotoelástica



Assim o disco usado tinha diâmetro (D) de 40, 1 mm e 10 mm de espessura do mesmo lote resina fotoelástica desse estudo. A curva de calibração da resina fornece o coeficiente angular da reta $A=2,4357$. Os valores foram aplicados na equação 3 e o valor da $f_0=0,1547$ N/mm.franja (Newtons por milímetro franja).

4.8. Aplicação dos Carregamentos

Antes da aplicação dos carregamentos os modelos foram levados ao polariscópio circular (LPM/FEMEC/UFU) (figura 8) para verificar algum possível efeito de bordo (Simamoto Júnior 2008, Bernardes *et al.* 2009, deTorres *et al.*, 2011). Os modelos foram encaixados a uma base feita de resina autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo – SP, BR) conectados a uma base móvel em forma de disco, permitindo o movimento em 360°, além de deslocamentos laterais. Um dispositivo com ponta ativa em forma de pera fixada a uma célula de carga (CS, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR) ligada a um indicador de pesagem digital (LD 1050, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR) foi montado nesse polariscópio circular (figura 9).



Figura 8. Polariscópio circular (LPM/FEMEC/UFU).

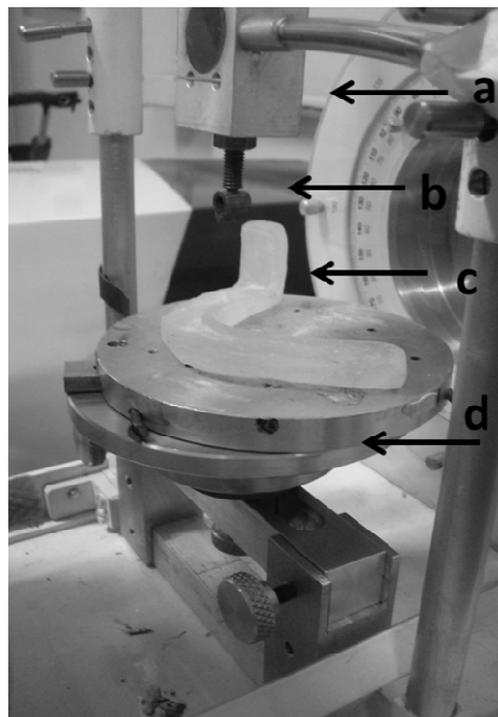


Figura 9. Aparato para o sistema de carregamento: a- célula de carga; b- ponta aplicadora de carga; c- suporte de resina acrílica para o modelo fotoelástico; d- base giratória em forma de disco.

Os modelos fotoelásticos então foram submetidos à carga de 4 N em 2 pontos da infraestrutura (figura 10):

- Carregamento no implante distal;
- Carregamento ao final do *cantilever*;

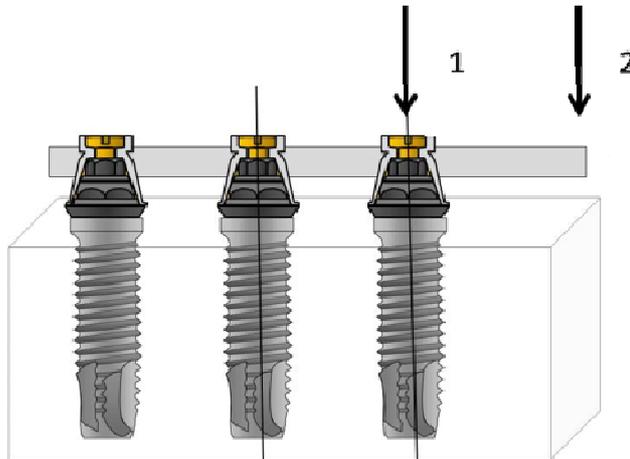


Figura 10. Desenho representativo dos carregamentos: 1- carregamento no implante distal; 2- carregamento ao final do *cantilever*.

4.9. Análise das tensões

A leitura das ordens de franja e cálculo das tensões cisalhantes (τ) foi realizada utilizando o programa *Fringes* (LPM/FEMEC/UFU) (Naves 2009). Esse programa, considerando a constante ótica e a espessura do modelo, realiza os cálculos das ordens de franja e da tensão cisalhante máxima (τ) a partir da seleção/corte da região das imagens, uma vez que para cada imagem é feita uma calibração de uma barra circular e um disco elíptico em resina fotoelástica submetidos à compressão. Após a calibração, é gerada a imagem com a grade de pontos e o valor das ordens de franja e tensão cisalhante (τ) são calculados para cada ponto, sendo gerados em uma arquivo a parte. Para padronização da leitura das ordens de franja foi projetada uma grade de 20 pontos (figura 11) na região do implante mais próximo do carregamento. Esses implantes são considerados mais críticos por receberem maiores tensões devido à proximidade do carregamento. Essa grade foi exportada ao programa *Fringes* e utiliza medidas de um índice de comprimento de 19 mm e altura 20

mm para distribuição dos pontos, visando máxima padronização das regiões de análises das fotos de cada grupo.

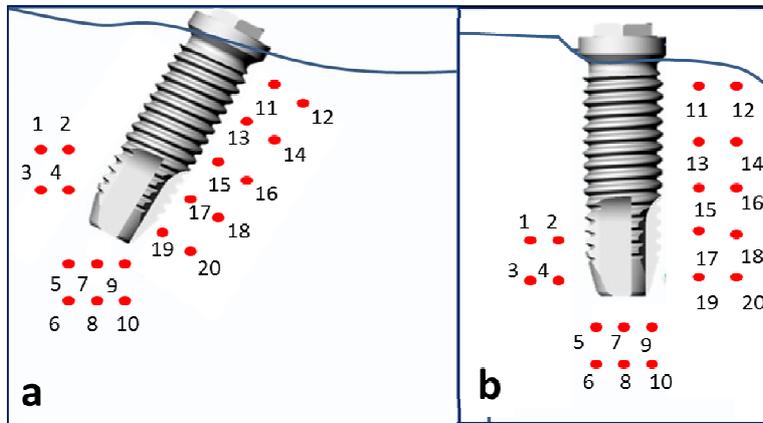


Figura 11. Representação da distribuição dos pontos nos implantes distais para os dois tipos de carregamento: a- implantes inclinados; b- implantes retos.

4.10. Análises estatísticas

Com a finalidade de verificar as diferenças entre os valores das tensões cisalhantes entre os modelos de cada carregamento, foi realizada a análise estatística com ANOVA seguido pelo teste Tukey's B realizado pelo programa SPSS, versão 12 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) com nível de significância estabelecido como $\alpha = 0,05$.

5. Resultados

5.1. Carregamento no implante distal

Na análise qualitativa dos dados a figura 13 mostra o comportamento das ordens de franja. O grupo C e o grupo S tiveram a concentração de tensões semelhante nas regiões A (apical) e D (direita) as franjas estavam entre as ordens 1 e 2. Para o grupo S17, A17, S30 e A30 o padrão de concentração das tensões estava nas regiões A e D dos implantes e bem próximos a crista marginal óssea direita também. No grupo S17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo A 17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo S30 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4 e no grupo A30 as ordens de franja estavam entre a 1, 2 e 3.

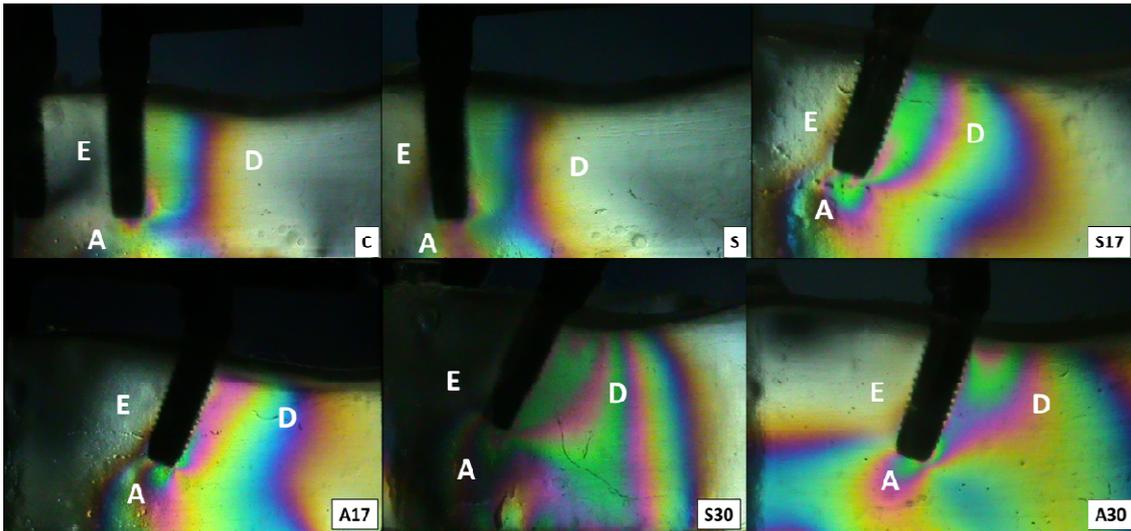


Figura 13: Imagens das análises fotoelásticas dos implantes distais quando submetidos a carregamento no implante distal. A letra E representa a região esquerda, a letra A a região apical e a letra D representa a região direita.

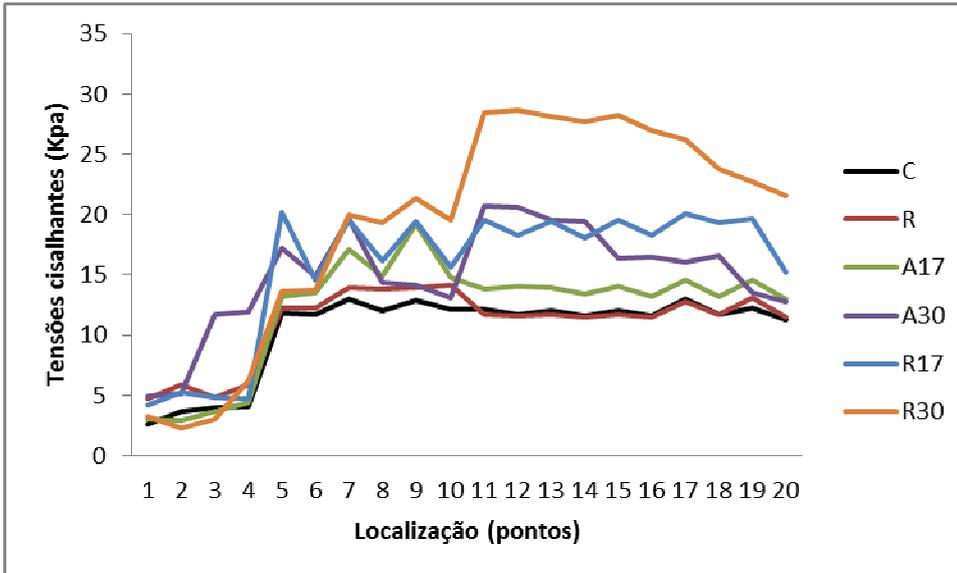


Figura 14. Todos os 20 pontos localizados na região periimplantar. Pontos de 1 a 4 localizados na região esquerda, os pontos de 5 a 10 localizados na região apical e pontos de 11 a 20 localizados na região direita.

Tabela 3. Média e desvio padrão (DP) das tensões cisalhantes durante carregamento no implante distal.

Grupos	Média (DP)
C	10,36 (3,74) ^a
S	11,03 (2,06) ^{a,b}
A17	12,23 (2,85) ^{a,b}
A30	14,95(3,08) ^{a,b}
S17	15,60 (4,89) ^b
S30	19,25 (4,37) ^c

^{a,b,c} Letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

5.2. Carregamento ao final do cantilever

Na análise qualitativa dos dados a figura 15 mostra o comportamento das ordens de franja. O grupo C e o grupo S tiveram a concentração de tensões semelhante nas regiões A (apical) e D (direita) e

esquerda (E) as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4. No grupo S17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4, no grupo A 17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo S30 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4 e no grupo A30 as ordens de franja estavam entre a 1, 2, 3 e 4.

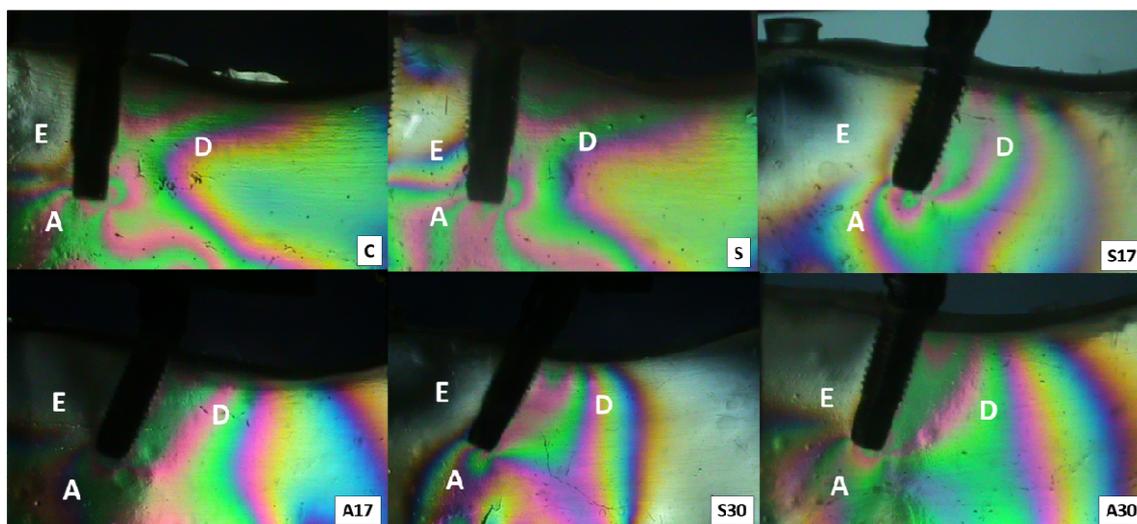


Figura 15. Imagens das análises fotoelásticas dos implantes distais quando submetidos a carregamento no final do *cantilever*. A letra E representa a região esquerda, a letra A a região apical e a letra D representa a região direita.

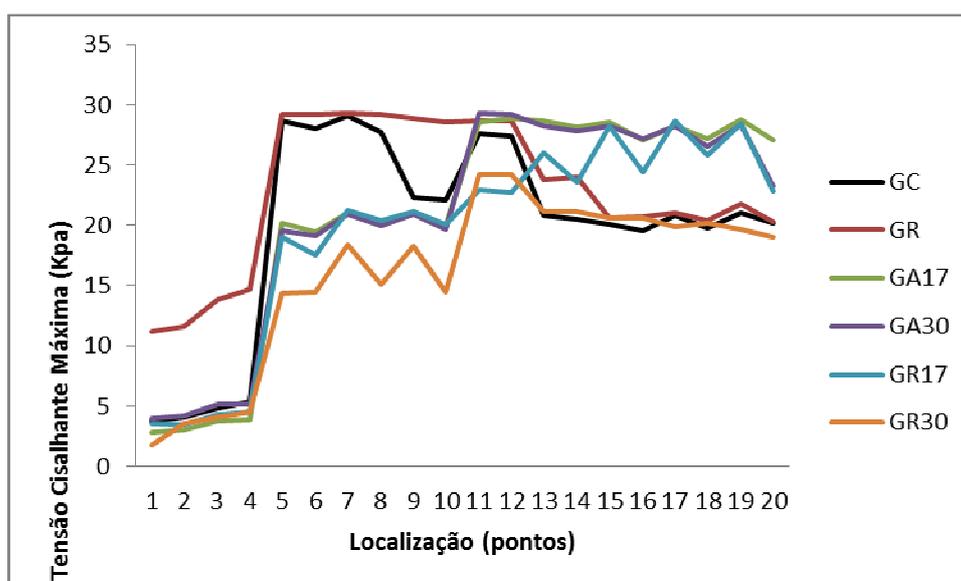


Figura 16. Todos os 20 pontos localizados na região periimplantar. Pontos de 1 a 4 localizados na região esquerda, os pontos de 5 a 10 localizados na região apical e pontos de 11 a 20 localizados na região direita.

Tabela 4. Média e desvio padrão (DP) das tensões cisalhantes submetidos a carregamento ao final do *cantilever*.

Grupos	Média (DP)
C	19,68 (8,47)
S	22,78 (6,22)
A17	20,80 (9,61)
A30	20,74 (9,04)
S17	19,44 (8,49)
S30	15,99 (7,01)

Não houve diferenças estatísticas significantes ($p=0,195$)

6.Discussão

A hipótese desse estudo foi parcialmente aceita. Durante o carregamento ao final do *cantilever* não houve diferenças estatísticas entre os grupos C, S, S17, A17, S30 e A30 ($p=0,195$). Durante o carregamento do implante distal apresentaram diferenças estatísticas entre os grupos ($P<0,05$). A técnica de fotoelasticidade de transmissão plana é uma técnica experimental de análise das tensões que permite usar componentes reais. O método é baseado na anisotropia ótica de certos materiais transparentes, que demonstram diferentes índices de refração óticos submetidos a um estado de tensão / deformação. Outros estudos utilizando esse método para avaliar protocolos mandibulares não quantificam essas tensões (Begg *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2011; Asvanund & Morgano 2011). Os modelos desse trabalho apesar de apresentar uma geometria complexa são considerados quase 3D sendo possível o cálculo das tensões cisalhantes pela “Lei Ótica das Tensões” conhecendo a espessura média do modelo e a constante ótica do material (f_o) é possível comparar as médias das tensões entre os modelos.

A diminuição do número de implantes para próteses protocolos tem sido alvo de muitos estudos laboratoriais (Naconecy *et al.*, 2010, Ogawa *et al.*, 2010) e acompanhamentos clínicos (Francetti *et al.*, 2008; Hinze *et al.*, 2010; Hatano *et al.*, 2011). Clinicamente os protocolos com redução do número de implantes sustentados por 4 implantes ou 3 implantes tem apresentados altas taxas de sobrevivência dos implantes (Galindo & Butura 2012; Hatano *et al.*, 2011; Rivaldo *et al.*, 2012; Oliva *et al.*, 2012).

Durante o carregamento do implante distal o padrão das tensões máximas cisalhantes foi encontrado nas regiões A (apical) e D (direita) nos pontos de 5 a 20 em todos os grupos, embora os grupos C e S revelaram menores valores. Entre os modelos C, S, A17, A30 não houve diferenças, entre os grupos S17 e C, entre os grupos S30 e C, e entre os grupos S17 e S30 houve diferenças estatísticas ($p<0,05$) tabela 3. Pilares retos podem ser utilizados para implantes inclinados quando esplintados a uma infraestrutura, mas apresentam dificuldades clínicas quando usado em implantes distais inclinados, pois o orifício de acesso ao parafuso do pilar por estar inteiramente

para distal dificultam o aperto e desaperto dos operados com chaves digitais e torquímetros manuais, dificuldade no procedimento de moldagem e registro interoclusal, interferindo até mesmo no assentamento e a adaptação da barra dispendendo maior tempo clínico. Pilares angulados podem oferecer solução clínica além de corrigir o trajeto da angulação do implante (Kim et al. 2011). Além de que durante o carregamento do implante distal os pilares retos apresentaram piores comportamentos que os pilares angulados.

O carregamento na parte final do *cantilever* da infraestrutura produziu maiores tensões nos pontos de 5 a 20 que representam as regiões A e D, indicando que o carregamento das extensões distais provoca um "efeito articulado" da prótese, induzindo desse modo considerável forças de compressão sobre o implante mais próximo do local de aplicação da carga e forças de compressão mais baixas ou de tração sobre os outros implantes (Duyck et al., 2000; Ogawa et al. 2010; Naconecy et al. 2010) esse locais podem ser mais propícios a falhas mecânicas como desaperto de parafuso, fratura de parafuso, trincas e fraturas nas próteses e falhas biológicas como perda óssea marginal e falha do implante.

Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os modelos quando aplicado o carregamento ao final do *cantilever* ($p=0,195$), a média dos grupos e o desvio padrão estão representados na tabela 4. A diminuição do *cantilever* com a inclinação dos implantes em estudos com elementos finitos mostrou diminuição de tensões de até 66,7 % com a inclinação do implante distal 45 graus e diminuição do *cantilever* de 15 para 5 mm no osso compacto (Bevilacqua et al. 2008) mas também nenhuma diferença significativa foi encontrada quando comparado modelo com 4 implantes, sendo os distais inclinados 30 graus e *cantilever* de 5 mm com modelos de 5 implantes paralelos com *cantilever* de 15 mm (Belline et al. 2009). Quando avaliados apenas o comprimento do *cantilever* sem inclinação dos implantes, as próteses com *cantilever* menores apresentaram menores tensões (White et al. 1994 e Sertgöz & GÜvener 1996). Kim utilizando o método de fotoelasticidade para avaliar protocolos sustentados por 4 implante afirmou que a angulação do

implante distal em 30 graus com 5 mm de *cantilever* decresceu as tensões máximas na crista marginal distal do implante distal. Estudo da inclinação do implante e do pilar distal podem favorecer um protocolo clínico sobre a configuração ideal. Indiferente da configuração e do número de implantes pode observar que a região crítica em termos de distribuição de tensão é a área próxima ao *cantilever*.

Analisando os dois tipos de carregamento: no implante distal (Tabela 3) e ao final do *cantilever* (Tabela 4), os valores das tensões em todos os grupos foram maiores no carregamento ao final do *cantilever*, pois quanto menor o comprimento do *cantilever* ou mais próximo o carregamento do implante menores as tensões periimplantares (White *et al.*, 1994; Sertgöz & Güvener 1996; Zampelis *et al.*, 2007; Bellini *et al.* 2009). Apenas no grupo S30 a média das tensões cisalhante do carregamento ao final do *cantilever* foi menor que a média do carregamento do implante distal, isso pode ser devido ao menor tamanho do *cantilever* e maior inclinação do implante distal.

Estudos de acompanhamentos clínicos têm sido realizados com a finalidade de avaliar o comportamento das várias modificações do protocolo original de Brånemark (tabela 5) todos apresentam resultados positivos quanto à diminuição do número de implantes, inclinação do implante distal, comparação entre a perda óssea marginal entre implantes inclinados e verticais. Os estudos laboratoriais simulam condições ideais para avaliar situações nos locais que poderiam ser de falhas. Apesar de nesse estudo não ocorrer diferenças entre os grupos quando submetidos a carregamento ao final do *cantilever*, o comprimento distal das próteses devem ser combinados com menores *cantilever*, implantes inclinados com pilares angulados e próteses corretamente ajustadas.

Acompanhamento desses tipos de protocolo com redução do número de implantes e inclinação dos implantes distais devem ser feitos a longo prazo traçando perfis e indicações para cada tipo de paciente. O planejamento de todo o tipo de prótese se encaixa de acordo com a necessidade de cada paciente. Pacientes senescentes, que podem trocar uma

prótese do tipo *overdenture* para um protocolo fixo, com padrão muscular leve, que não podem ser submetidos a longas sessões clínicas devido a comprometimentos sistêmicos, portadores de prótese total antagonista, com baixa renda, e do sexo feminino podem ser o principal público dessas próteses protocolos.

Estudos futuros laboratoriais devem ser realizados para comparar os achados presentes, aumentar o conhecimento desse tema para a literatura e acompanhamentos a médio/longo prazo devem ser feitos para avaliar os principais problemas e vantagens desses protocolos e transmitir segurança clínica na realização de tal procedimento.

Tabela 5. Estudos de acompanhamentos clínicos de próteses protocolos alternativas.

Autores	Nº de pacientes/ implantes/	Tipo de protocolo	Tempo de Acompanhamento	Mandíbula/ Maxila	Taxa de sucesso implante	Taxa de sucesso prótese	Perda óssea marginal (mm) (DP)
Brånemark et al. 1999	50/150	Novum	3-1 ano	Mandíbula	98 %	98 %	0,72 (0,77) (3 meses) 0,13 (0,47) (3 -1 ano)
Ekelund et al. 2003	30/179	Convencional	20 anos	Mandíbula	98,9%	95,6%	1,6 (0,9)
Engstrand et al. 2003	95/285	Novum	2,5 anos	Mandíbula	95%	99%	0,73 (0,64)
Maló et al. 2003	44/176	All-on-Four	6 meses	Mandíbula	Grupo "develop" 96,7% Grupo "routin" 98,2%	100%	Grupo "develop" 1,2 (1,2) Grupo "routine" 0,6 (0,6)
Maló et al. 2005	32/128	All-on-Four	1 ano	Maxila	97,6% (1 ano)	100%	0,9 (1,0)
Maló et al. 2007	23/92	All-on-Four	1 ano	Ambos	97,8%	100%	1,9 (1,5)

Capelli et al. (2007)	65/342	Alternativo (número de implantes 4-6 inclinação implantes distais)	Maxila-22,5 meses Mandíbula- 29,1 meses	Ambos	97.59%/ 100%	100%	Maxila axiais 0,95 (0,44)/ Inclinados 0,88 (0,59) Mandíbula Axiais 0,82 (0,64)/ inclinados 0,75 (0,55)
Testori et al. 2008	30/180	Alternativo 6 implantes Distais inclinados	1 ano	Maxila	98,8%	100%	Axiais 0,9(0,4) Inclinados 0,8(0,5)
Francetti et al. 2008	62/248	All-on-Four	22,4 meses	Mandíbula	100%	100%	Axiais 0,7(0,4) /inclinados 0,7 (0,5)
Hinze et al. 2010	37/48	All-on-Four	1 ano	Ambos	Axiais 96% Inclinados 94,6%	100%	Axiais 0,82 (0,31)/ Inclinados 0,76 (0,49)
Agliardi et al. 2010	24/96	All-on-Four	30,1 meses	Mandíbula	100%	100%	Axiais 0,9 (0,4)/ Inclinados 0,8 (0,5)
Hatano et al. (2011),	132/396	Alternativo Sustentado por 3 implantes	Média 5 anos	Mandíbula	96,7%	92,4%	Não mediu
Galindo & Butura 2012	183/732	All-on-Four	1 ano	Mandíbula	99,86%	98,9% Definitiva	≤ 1 mm
Crespi et al. 2012	36/176	All-on-Four		Ambos	Axiais 100% Inclinados 96,59%	100%	Mandíbula axiais 1,12 (0,35) /inclinados 1,04 (0,41) Maxila axiais 1,10 (0,45)/ inclinados 1,11 (0,32)
Rivaldo et al. 2012	33/99	Alternativo Sustentado por 3 implantes	18 meses	Mandíbula	97,97%	100	0.66 ± esquerdo 0.51 mm 0.92 ± 0.61central 0.82 ± 0.53 direito

7. Conclusão

Baseado nos achados desse estudo, pode se concluir que:

- O modelo com 5 implantes apresentou melhores resultados tanto no carregamento do implante distal tanto quanto no final do *cantilever*;
- Os pilares angulados não apresentaram maiores valores de tensões nos carregamentos do implante distal e final ao *cantilever*, podendo ser indicado para implantes distais inclinados de próteses do protocolo;
- A diminuição do comprimento do *cantilever* e a inclinação dos implantes distais não foram significantes no carregamento ao final do *cantilever*;
- Os valores das tensões do carregamento ao final do *cantilever* foram maiores que os valores das tensões do carregamento do implante distal.

***Referências**

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1990 Winter;5(4):347-59.

Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. **Quintessence Int**. 2010 Apr;41(4):285-93.

de Almeida EO, Rocha EP, Assunção WG, Júnior AC, Anchieta RB. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated bar-prosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. **J Prosthodont**. 2011 Jan;20(1):29-34.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **J Biomech**. 2011 Jun;44(9):1735-9.

Assunção WG, Gomes EA, Rocha EP, Delben JA. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2011 Jul-Aug;26(4):788-96.

Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. **J Prosthet Dent**. 2011 Oct;106(4):266-71.

Ata-Ali J, Peñarrocha-Oltra D, Candel-Marti E, Peñarrocha-Diago M. Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**. 2012 Jul 1;17(4):e582-7.

Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009 May-Jun;24(3):511-7.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. **Int J Prosthodont.** 2008 Nov-Dec; 21(6):539-42.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. **J Prosthet Dent.** 2011 Jan;105(1):5-13.

Brånemark PI, Engstrand P, Ohrenell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 1999;1(1):2-16.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2007 Jul-Aug;22(4):639-44.

Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 Mar-Apr;27(2):428-34.

de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Freitas MM Jr. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2010 Nov-Dec;25(6):1108-14.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **J Biomech.** 2011 Jun;44(9):1735-9.

Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2010 May 13.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin Oral Implants Res.** 2000 Oct;11(5):465-75.

Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. **Int J Prosthodont.** 2003 Nov-Dec;16(6):602-8.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

Engstrand P, Gröndahl K, Ohnrell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2003;5(1):3-10.

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.** 2011 Jul-Aug;26(4):752-9.

Ferreira M S. **Análise Fotoelástica em Modelos com Implantes Distais Angulados em uma Reabilitação tipo Protocolo.** [dissertação mestrado]. Faculdade de Odontologia de Uberlândia, Universidade Federal de Uberlândia-UFU/MG, área de concentração Clínica Odontológica Integrada, 2012.

Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2008 Dec;10(4):255-63.

Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 May-Jun;27(3):628-33.

Gualini F, Gualini G, Cominelli R, Lekholm U. Outcome of Brånemark Novum implant treatment in edentulous mandibles: a retrospective 5-year follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2009 Dec;11(4):330-7.

Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi T, Sennerby L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. **Clin Oral Implants Res.** 2011 Nov;22(11):1265-9.

Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2010 Sep-Oct;25(5):1011-8.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2011 Sep-Oct;26(5):976-84.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000 May-Jun;15(3):405-14.

Las Casas EB, Ferreira PC, Cimini CA Jr, Toledo EM, Barra LP, Cruz M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2008 Mar-Apr;23(2):215-25.

Li W, Chow J, Hui E, Lee PK, Chow R. Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. **J Oral Maxillofac Surg.** 2009 Dec;67(12):2653-62.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2003;5 Suppl 1:2-9.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2005;7 Suppl 1:S88-94.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont.** 2007 Mar-Apr;16(2):117-22.

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. **J Appl Oral Sci.** 2010 Mar-Apr;18(2):178-85.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2011 Jul-Aug;26(4):776-81.

Naves MM. **Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior- análise fotoelástica.** [dissertação mestrado]. Faculdade de Odontologia de Uberlândia, Universidade Federal de Uberlândia- UFU/MG, área de concentração Clínica Odontológica Integrada, 2009.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

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.** 2010 Jul;37(7):525-31.

Oliva J, Oliva X, Oliva JD. All-on-three delayed implant loading concept for the completely edentulous maxilla and mandible: a retrospective 5-year follow-up study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 Nov-Dec;27(6):1584-92.

Ortorp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2009 Dec;11(4):311-22.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 Jan-Feb;27(1):102-10.

Popper HA, Popper MJ, Popper JP. The Brånemark Novum protocol: description of the treatment procedure and a clinical pilot study of 11 cases. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003 Oct;23(5):459-65.

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.** 2009 Sep-Oct;24(5):877-86.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2005;7 Suppl 1:S104-10.

Rivaldo EG, Montagner A, Nary H, da Fontoura Frasca LC, Brånemark PI. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 May-Jun;27(3):695-702.

Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **J Prosthet Dent.** 1996 Aug;76(2):165-9.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. **J Prosthet Dent.** 1994 Jan;71(1):23-6.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)

Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2010 Mar-Apr;25(2):239-46.

Silva J. **Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta Tig – laser** [dissertação de Mestrado] Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – USP/SP – área de concentração Reabilitação Oral, 2007.

Silveira-Júnior CD, Castro MG, Davi LR, das Neves FD, Novais VR, Simamoto-Júnior PC. **Welding Techniques in Dentistry**. Chapter 17, <http://dx.doi.org/10.5772/54256>.

Simamoto-Júnior PC. **Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações** [tese doutorado]. Piracicaba- Faculdade de Odontologia de Piracicaba Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP/SP, 2008.

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. **J Prosthodont Res**. 2010 Oct;54(4):179-84.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. **J Prosthet Dent**. 1996 Aug;76(2):158-64.

Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. **Clin Oral Implants Res**. 2008 Mar;19(3):227-32.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. **Braz Oral Res**. 2004 Jan-Mar;18(1):45-52.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent**. 1994 May;71(5):493-9.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent**. 2007 Jun;97(6 Suppl):S35-43. Erratum in: **J Prosthet Dent**. 2008 Mar;99(3):167.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline, (Pubmed)