**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

Camilo Andrés Villabona López

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM COMPONENTES PROTÉTICOS POSICIONADOS EM IMPLANTES
COM CONEXÃO CONE MORSE NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Ribeirão Preto
2012

Camilo Andrés Villabona López

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM COMPONENTES PROTÉTICOS POSICIONADOS EM IMPLANTES
COM CONEXÃO CONE MORSE NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

VERSÃO CORRIGIDA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral.

Orientadora: Prof. Dra. Iara Augusta Orsi

Ribeirão Preto
2012

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

Ficha catalográfica

Villabona López, Camilo Andrés

Análise pelo método dos elementos finitos da distribuição de tensões em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão cone morse na região anterior da maxila. Ribeirão Preto, 2012.

119 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Orsi, Iara Augusta.

1. Elemento Finito. 2. Distribuição de tensão. 3. Prótese parcial fixa. 4. Região anterior da maxila.

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Biblioteca da Unidade sede do Programa

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Camilo Andrés Villabona López

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus amados pais *Guillermo Villabona Pinilla e Ludy López Morantes*, que são os pilares da minha vida, pessoas exemplo, minha motivação para lutar contra barreiras inalcançáveis e seguir sempre adiante. Não existem palavras de agradecimento só de amor e respeito.

Aos meus amados irmãos, *Laura Milena Villabona López e Juan Pablo Villabona López*, que são meus melhores amigos, pessoas admiráveis e estão sempre ao meu lado. Com eles, aprendo todos os dias.

À última geração familiar, *Alejandro Garzon Villabona*, que há três anos chegou a nossas vidas para alegrar e encher de felicidade nossos corações.

Ao meu amado Deus, senhor todo poderoso, que sempre nos guarda incondicionalmente. Obrigado senhor por estar na minha vida e dar-me uma família com muita saúde e amor.

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento especial...

À *Prof. Dr. Iara Augusta Orsí*, por sua orientação, amizade e dedicação ao trabalho destes últimos cinco anos. Desde que entrei em contato, foi uma das pessoas que mais me apoiou e ajudou, tanto na Colômbia como no Brasil. Não tenho palavras para descrever a admiração que sinto, profissional de trabalho impecável e que deu todo suporte na minha vida profissional. Obrigado pelos momentos de grandeza, alegria, felicidade, e até os difíceis e complicados, pois me propiciaram maturidade nas expectativas para seguir a vida acadêmica.

À *Dra. Martha Lílíana Rincón Rodríguez*, diretora da Faculdade de Odontologia da Universidade Santo Tomas de Aquino, Bucaramanga, Santander Colômbia, e Presidente da Associação Colombiana de Faculdades de Odontologia (ACFO). Agradeço por ter acreditado em mim. Além de encaminhar minha vida profissional, sua liderança e amizade muito me ajudaram a seguir meu caminho à formação docente.

Agradeço muito ao *Dr. Marco Antonio Amorim Vasco*, por suas aulas de Análise de Elementos Finitos, que foram fundamentais para o desenvolvimento do trabalho. Espero poder aprender ainda mais sobre esse conceito e aprimorá-lo na minha de pesquisa no doutorado.

Nunca esquecerei da ajuda dada por uma pessoa muito especial, *Aline Vieira Rodrigues*, por estar sempre ao meu lado e disposta a ajudar, ser minha fiel companheira e ter me ajudado na revisão da língua portuguesa. Obrigado por ouvir minhas reclamações e compartilhar das minhas vitórias.

Muito obrigado *Frei. Tiberio Polania Ramirez O.P*, por sua confiança e colaboração no início deste longo caminho, e *Frei. Guillermo León Villa Hincapié O.P*, por sua liderança e seu apoio em seguir meu caminho como docente.

Obrigado a todos os docentes que me ajudaram ao longo deste trabalho, *Prof. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza*, pelo apoio incondicional e tutorias; *Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon*, por sua disposição, cordialidade e respeito nesses quatro anos, me senti muito bem atendido; *Prof. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva*, por sua receptividade e atenção na minha chegada à Faculdade de Odontologia; à *Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos*, por seu apoio e amabilidade; à *Prof. Dra. Andrea Cândido dos Reis*, por sua ajuda incondicional e motivação para finalizar o meu mestrado; *Prof. Dr. Valdír Antonio Muglia*, por sua amizade, colaboração; *Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza*, pela sua amizade, pessoa que admiro e confio.

Ms. Flávio Henrique Carriço Nogueira Fernandes, obrigado por me receber tão bem em Ribeirão Preto e em sua casa e por todo companheirismo e amizade.

Agradeço a *Kelly Cristina Vieira*, por toda disposição e ajuda na revisão gramatical e redação científica. Além do apoio nos momentos difíceis e amizade que construímos.

Ms. Marcos G. Rezende, pela amizade e companherismo e por me ajudar na revisão da língua portuguesa do meu manuscrito.

Muito obrigado aos meus companheiros de mestrado *Brahim, Candinho, Carla, Danilo, Izabela, Juliana, Karina, Leonardo, Lourenço, Lourdes, Marcelo, Maria Paula, Milena, Nathália, Tatiana e Vanessa* pela amizade e motivação e boa competência e companherismo nestes anos de mestrado.

Agradeço muito a todos os professores, secretárias e demais funcionários do *Departamento de Materiais Dentários e Próteses da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto* por todo suporte adequado e preciso a mim dado.

Obrigado a toda minha família, aos meus avôs, *Elvira Morantes e Raul Villabona*, que sempre foram exemplos e deram o seu melhor para constituir uma família tão grande e maravilhosa, aos meus tios da família López, *Henrry, Domingo, Alfonzo, Jairo, Luz Marina, Elvira*, e tios da família Villabona, *Luz Marina, Raul e German*, pelo carinho, motivação e ajuda sempre que necessário, e aos meus primos da família que acompanharam meu desenvolvimento.

Agradeço a toda família *Vieira e Rodrigues* por sua amabilidade e acolhimento nesses anos e a família *Sakai* que me acolheu em sua casa e me apoiou quando precisei.

Obrigado a todos meus companheiros da casa 13 de pós-graduação *Antônio, Danilo, Diego, Gislaine, Izabel, Jassem, Laura, Maurício, Marco, Marcos, Santiago, Simone e Tatiana*, pelos momentos agradáveis que passamos juntos durante esse ano.

Agradeço a equipe da *Faculdade de Odontologia Universidade Santo Tomas de Aquino* por ter acreditado em mim e por todo suporte dado para que me tornasse um profissional de sucesso.

Agradeço aos amigos da *AMCHAM Ribeirão Preto*, pela amizade, alegria e apoio que me deram durante todos estes anos.

À *CAPES*, pela ajuda financeira no desenvolvimento acadêmico e científico.

Por fim, e não menos importante, obrigado meu Senhor Deus por colocar todas essas pessoas na minha vida e por me dar forças nos momentos mais difíceis.

Resumo

VILLABONA, L. C. A. **Análise pelo método dos elementos finitos da distribuição de tensões em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão cone morse na região anterior da maxila.** Ribeirão Preto, 2012. 119 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar, por meio do método tridimensional dos elementos finitos, a distribuição de tensões na interface osso/implante e implante/pilar em implantes com conexão cone morse, posicionados na região anterior da maxila. A partir de uma reconstrução virtual óssea proveniente de uma tomografia computadorizada, foi simulada uma prótese cantilever (11-21) utilizando componente protético com pescoço de 2,5 mm de altura posicionado sobre implantes de 3,75 mm e 4,0 mm de diâmetro e 8,5 mm e 10 mm de comprimento; e prótese parcial fixa convencional (12-22) com componente protético com pescoço de 1,5 mm posicionado em implantes com 3,75 mm e 3,3 mm de diâmetro e 8,5 mm e 10 mm de comprimento. O ensaio realizado com aplicação de carga de 178 N e inclinação de 45° em relação ao longo eixo do implante na superfície palatina das próteses. A tensão de pico Equivalente Von Mises para ambos os casos clínicos foram localizados em áreas do pescoço dos componentes protéticos, plataforma e pescoço dos implantes e região óssea periimplantar. Na região dos incisivos centrais, o pico mais elevado de tensão Von mises correspondeu ao implante de 3,75 mm x 8,5 mm (370,413 MPa), e o menor ao implante de 4,0 mm x 8,5 mm valor (367, 475 MPa). No osso periimplantar a tensão de pico variou de 53,846 MPa para implante 3,75 mm x 8,5 mm à 47,284 MPa para implante 4,0 mm x 10 mm. Para implantes posicionados na região dos incisivos laterais, o valor mais elevado correspondeu ao implante de 3,3 mm x 8,5 mm (832, 911 MPa), e o menor valor ao implante de 3,75 mm x 8,5 mm (433, 666 MPa). No osso periimplantar a tensão de pico variou de 64,433 MPa, para implante 3,3 mm x 8,5 mm, à 50,277 MPa para implante 3,75 mm x 10 mm. Conclui-se que os valores e áreas de pico de tensão nos componentes protéticos posicionados em implantes com os diferentes comprimentos (8,5 mm e 10 mm) e diâmetros (3,75 mm e 4,0 mm), na região dos incisivos centrais, foram semelhantes. Implantes com mesmo diâmetro, posicionados na região dos incisivos laterais apresentaram valores e áreas de tensão semelhantes no pilar protético e osso periimplantar, independente do comprimento.

Implantes com 3,3 mm de diâmetro apresentaram o dobro dos valores que implantes com 3,75 mm.

Palavras-chave: Elemento Finito, distribuição de tensão, prótese parcial fixa, região anterior da maxila.

Summary

VILLABONA, L. C. A. **Analysis by the finite element method of the stress distribution in prosthetic components placed in implants with morse cone connection in the anterior maxilla.** Ribeirão Preto, 2012. 119 p. Thesis (Master) - Dental School of Ribeirão Preto, University of São Paulo, São Paulo, 2012.

SUMMARY

The aim of this study was to evaluate through the three-dimensional method of the finite elements the stress distribution in the bone / implant interface and implant / abutment on implants with morse cone connection, placed in the anterior maxilla. From a virtual reconstruction of bone from a CT scan, cantilever prosthesis (11-21) was simulated using prosthetic component with neck height of 2.5 mm placed in the implant with 3.75 and 4.0 mm diameter and 8.5 and 10 mm length; and conventional fixed partial denture (12-22) with prosthetic component with neck height of 1.5 mm placed in implants with 3.75 and 3.3 mm of diameter and 8.5 mm and 10 mm length. The test performed with application of load of 178 N and inclination of 45 ° to the long axis of the implant in the palatal surface of the prosthesis. The peak stress concentration Equivalent Von Mises for both clinical cases were found in areas of the neck of the prosthetic components, platform and neck implants and peri-implant bone area. In the central incisors region, the highest value stress Von mises corresponded to 8.5 x 3.75 mm implant (370.413 MPa), and the lowest value to 4.0 x 8.5 mm implant (367 , 475 MPa). At the peri-implant bone the stress ranged from 53.846 MPa for 8.5 mm x 3.75 mm implant to 47,284 MPa for 4.0 mm x 10 mm implant. For implants placed in the lateral incisors region, the highest value corresponded to 3.3 x 8.5 mm implant (832 , 911 MPa), and the lowest value to 3.75 mm x 8.5 mm implant (433, 666 MPa). At the peri-implant bone the highest value stress Von mises ranged from 64.433 MPa for 3.3 mm x 8.5 mm implant, to 50,277 MPa for 3.75 x 10 mm implant. It follows that the values and peak areas of stress on the prosthetic components placed on implants with different lengths (8.5 to 10 mm) and diameter (3.75 and 4.0 mm), in the central incisors area, were similar. Implants with the same diameter, placed in the lateral incisors area showed values and areas of tension similar on the abutment and peri-implant bone area, regardless of the length. Implants with 3.3 mm diameter were twice the values that 3.75 mm implants.

Keywords: Finite Element, stress distribution, fixed partial dentures, anterior maxillary.

Sumário

RESUMO

SUMMARY

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	23
2.1 Implantes osseointegrados.....	25
2.2 Tipos de conexão.....	27
2.2.1 Cone Morse.....	28
2.3 Distribuição das tensões.....	29
2.4 Comprimento.....	31
2.5 Diâmetro.....	33
2.6 Posição dos implantes na região anterior.....	36
2.7 Elementos finitos.....	40
3 PROPOSIÇÃO.....	49
4 MATERIAL E MÉTODO.....	53
4.1 Pré - processamento.....	55
4.1.1 Reconstrução virtual de tomografia Computarizada.....	55
4.1.2 Edição dos modelos da maxila.....	57
4.1.3 Modelos dos implantes e componentes protéticos.....	61
4.1.4 Modelos das próteses parciais fixas.....	66
4.2 Processamento.....	70
4.2.1 Simulação.....	70
4.2.2 Análise dos Elementos Finitos.....	70
5 RESULTADOS.....	75
5.1 Análise dos picos tensões na região dos incisivos centrais.....	77
5.1.1 Componente protético.....	77
5.1.2 Osso Periimplantar.....	79
5.1.3 Análise do mapa de cores de tensão dos pilares protéticos e osso periimplantar posicionados na região dos incisivos centrais.....	81
5.2 Análise dos picos tensões na região dos incisivos laterais.....	82
5.2.1 Componente protético.....	82
5.2.2 Osso Periimplantar.....	84
5.2.3 Análise do mapa de cores de tensão dos pilares protéticos e osso periimplantar posicionados na região dos incisivos laterais.....	86
6 DISCUSSÃO.....	87
7 CONCLUSÕES.....	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105

1 Introdução

A partir da década de 1960, a reabilitação bucal apresentou dificuldades biológicas clínicas relacionadas principalmente à reabsorção ou perda óssea periimplantar. Segundo Edell, Hansson e Branemark, os problemas eram relacionados ao efeito das forças mastigatórias nos tecidos ósseos (ADELL et al., 1970; NORTON, 1997).

Nos anos oitenta, próteses parciais fixas e coroas unitárias implanto-suportadas evidenciaram comportamentos mecânicos inadequados devido ao tipo de conexão, componentes protéticos e dimensões dos implantes. Visando uma melhoria na biomecânica e com objetivo de evitar perda óssea, protética e implantar as empresas lançaram no mercado vários tipos de conexões pilar-implante, e implantes com diferentes diâmetros e comprimentos e componentes protéticos (ADELL et al., 1981; ATTARD; ZARB, 2002; AKÇA; IPLIKCIOGLU, 2001; 2002; BARBOSA et al., 2008; BRANETT; KRUMP, 1987; DE MORAES; ELIAS, 2002; DING et al., 2003; DING et al., 2009a, 2009b; ELIASSON et al., 2006; GERAMY; MORGANO, 2004; IPLIKCIOGLU; AKÇA, 2002; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; MORRIS et al., 2004; NORTON, 1997; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

O desenvolvimento da conexão Cone-Morse propiciou estabilidade mecânica superior devido à retenção interna, reduzindo a ocorrência de micro-movimentação, antirrotação e entrada de bactérias entre os componentes protéticos e o implante; e distribuindo adequadamente os gradientes de tensão das forças mastigatórias fornecendo proteção biológica a longo prazo (AKÇA; CEHRELI; IPLIKCIOGLU, 2003; COCHRAN et al., 2009; DANTAS et al., 2006; DING et al., 2003; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MORRIS et al., 2004; NORTON, 1997).

A influência das forças mastigatórias e dos gradientes de tensão nos implantes, conexões e pilares protéticos são considerados de grande importância nos estudos, devido ao comportamento biomecânico da distribuição de tensões nos implantes que difere daquele que ocorre nos dentes naturais, pois a transição das forças ou cargas mastigatórias são diretamente direcionadas ao osso (prótese, pilar, implante e crista óssea) propiciando picos elevados de tensões desfavoráveis na manutenção dos tecidos circundantes e componentes protéticos (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; KARL et al., 2004; ULBRICH et al., 2000; WATANABE et al., 2000).

Outros fatores também exercem influência na perda da altura da crista óssea como qualidade e quantidade óssea, posição de implantes e pilares protéticos, tipo de carga e desenho e propriedades do material protético (BINON, 2000; BYRNE et al., 1998; DE MORAES et al., 2010; DEGIDI; NARDI; PIATTELLI, 2011; GENG et al., 2004; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; GROSS; NISSAN, 2001; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; NOVAES et al., 2009; PETRIE; WILLIAM, 2005; PILLIAR et al., 2006; SEVIMAY et al., 2005; SEVIMAI; USUMEZ; ESKITASCIOGLU, 2005; SCHIMITI; ZORTÉA, 2010; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

Quando a anatomia da região a ser reabilitada permitir, deve ser empregados os maiores diâmetros e comprimentos possíveis; contudo, em muitas situações clínicas a quantidade e qualidade óssea não são satisfatórias para o emprego desses implantes, sendo indicado implantes com dimensões menores (ANITUA et al., 2010; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; BELSER et al., 2000; GENG et al., 2004; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; HOLMGREN et al., 1998; PETRIE; WILLIAM, 2005; VAN ASSCHE et al., 2011). Implantes com maiores diâmetros e comprimentos apresentam maior estabilidade inicial, redução da micro-movimentação dos componentes protéticos, maior resistência sob cargas axiais, horizontais e/ou oblíquas, redução dos picos de tensões no ombro do implante e interface periimplantar, e evitam maiores ocorrências de afrouxamento ou fratura dos parafusos (GENG et al., 2004; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

A tensão na crista óssea possibilita desarmonia dos tecidos gengivais, ósseos e protéticos, gerando resultados insatisfatórios na região anterior (FAZI et al., 2011; FU; LEE; WANG, 2011; HERMANN et al., 2001).

A substituição dos incisivos centrais e laterais é um dos tratamentos mais difíceis na obtenção de resultados estéticos satisfatórios (BARTER; DENT, 2010; BUSER; MARTIN; BELSER, 2004) a escolha de 1,0 mm a mais ou a menos nos implantes com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anteriorda maxila, pode comprometer o resultado de todo tratamento. O aumento de tensões em áreas específicas levam à reabsorção do tecido ósseo (JIVRAJ; CHEE, 2006; MORENO et al., 2011) comprometendo o nível da crista óssea periimplantar nos sentido vertical e/ou lateral, resultando em colapso da arquitetura gengival e papilar (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; HERMANN et al., 2001; JIVRAJ; CHEE, 2006; MORENO et al., 2011; NAERT et al., 1992; SNOW, 2003).

A região anterior da maxila tem sido estudada principalmente com base em pesquisas clínicas, considerando os fundamentos estéticos. Vailati e Belser (2007), informaram que prótese parcial fixa convencional (12-22) substituindo os incisivos laterais superiores posicionados na maxila propiciam melhores comportamentos estéticos que próteses cantilever (11-21). Os pesquisadores salientam que estudos devem ser direcionados ao comportamento biomecânico de reabilitações bucais com próteses parciais fixas na região anterior da maxila.

Atualmente, o Método dos Elementos Finitos (MEF) é empregado na reabilitação bucal e implantodontia para avaliar a distribuição de tensões principalmente na interface pilar-implante e/ou ósseo-implante, propiciando solução a os estudos de comportamento biomecânico de problemas como perda da crista óssea que leva ao insucesso nos tratamentos clínicos (ANITUA et al., 2010; AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001, 2002; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOĞLU 2003; BERGKVIST et al., 2008; DETOLLA et al., 2000; GENG et al., 2004; GENG; TAN; LIU, 2001; HIMMLOVÁ et al., 2004; WAKABAYASHI et al., 2008).

As pesquisas com elementos finitos apontam que a perda óssea é devida à concentração de tensões localizadas no osso e componentes protéticos, sendo esse último o principal mediador na transferência da tensão para o pescoço do implante e tecidos ósseos periimplantares (ÇAGLAR et al., 2006; CHUN et al., 2006; DING et al., 2009; GENG et al., 2004; HANSSON, 2000; KAN et al., 2011; MISCH; BIDEZ, 1994). Quanto maior o pico, maior será o risco de afrouxamento e fraturas das estruturas, podendo exceder a capacidade de suporte fisiológico do osso cortical (AKÇA; IPLIKCIOĞLU, 2001, 2002; ZARONE et al., 2003) possibilitando perda da crista óssea, comprometendo assim os resultados estéticos e a longevidade das restaurações protéticas (YOKOYAMA et al., 2004).

O estudo tem o objetivo de avaliar pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões no osso e componentes protéticos com conexão cone morse de implantes posicionados na região anterior da maxila.

2 Revisão da literatura

2.1 IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS

anos em estudos clínicos com projetos de implante endósseo de natureza plástica na maxila, relatando que como o corpo humano é caracterizado por um sistema complexo, a implantodontia terá que percorrer um caminho com muitas dificuldades, pois os materiais plásticos. Os estudos dos implantes intra-ósseos empregados em Reabilitação Oral tiveram início na década de 1940, contudo, as primeiras publicações ocorreram apenas nos anos 1950 com pesquisadores como Capozzi (1954), Formiggini (1954) e Herschfus (1955). Os desenhos dos corpos dos implantes (compostos principalmente por cromo-cobalto molibdênio, tântalo e aço inoxidável) propostos pelos autores apresentavam formas de espiral cônica e/ou cilíndrica. Após determinado período, os resultados desses estudos evidenciaram várias complicações nos implantes intra-ósseos devido aos problemas de adaptação dos tecidos ao implante, ou seja, alterações de união que ocasionava inflamação gengival, dor a pressão e abscessos.

Com o objetivo de encontrar resposta histológica adequada na união implante-tecido ósseo, Muratori (1967) trabalhou por sete endósseos são considerados “corpos estranhos.” Os resultados histológicos e radiológicos mostraram tecido conjuntivo denso fibroso envolvendo o espiral dos implantes nos maxilares, osseointegração evitando a expulsão do parafuso, aderência elevada do tecido ao material plástico e ausência de inflamação durante um período de tempo. Segundo o autor, ainda não existe uma osseointegração devido à falta de células para uma união adequada entre o osso e o implante.

Em 1968, houve grande crescimento em pesquisas no campo da implantodontia devido à necessidade de substituição de elementos dentais naturais perdidos em uma parcela significativa da população norte americana (ADELL et al., 1970). Os procedimentos consistiam na implantação no osso de estruturas feitas de ímãs (para manter o aparelho magnético) e também implantes confeccionados de outras ligas metálicas (BRANEMARK et al., 1969).

No início dos anos 60, o professor Per-Ingvar Branemark, concomitantemente aos estudos de Capozzi (1954), Formiggini (1954), Herschfus (1955) e Muratori (1967), desenvolveu, no laboratório experimental de biologia no Departamento de Anatomia da Universidade de Gothenburg na Suécia, estudos sobre procedimentos físico-funcionais em seres humanos, microcirculação sanguínea em tibia de cães e coelhos, circulação de plasma e glóbulos vermelhos, assim como formação de medula óssea em segmento de costela (BIRCH;

BRANEMARK, 1969; BRANEMARK; BREINE, 1964; BREINE; BRANEMARK; JOHANSON, 1961). Branemark, casualmente, utilizou titânio em suas pesquisas, material pouco conhecido na época; apesar de não ser o principal objetivo, verificou que o titânio se integrava completamente ao osso, tornando-se parte da estrutura (ADELL et al., 1981; TJELLSTRÖM et al., 1981).

Logo após essa descoberta, Branemark empregou implantes intra-ósseo em cães, utilizando vários tipos de parafusos projetados como um pilar muco-perióstico ancorados no osso. Pelos ensaios de macroscopia, estereomicroscopia, radiografia e microscópio óptico, foi observado que a estrutura de titânio novamente havia se incorporado ao tecido ósseo sem causar lesões. Após 48 meses o osso respondeu ao crescimento em toda a superfície de titânio, evidenciando uma barreira de união biológica, o que favoreceu a integração dos tecidos, havendo, assim, remodelação óssea. Mesmo após submeter o implante a diferentes cargas, durante vários anos, não ocorreram quaisquer alterações (BRANEMARK et al., 1969).

O fenômeno biológico de contato direto entre o osso e a superfície de titânio foi atribuído ao fato do material ter propriedades quimicamente biocompatíveis e também à forma cilíndrica do implante, sendo de pequeno tamanho e atraumático (BRANEMARK et al., 1969; BUSER et al., 1999; NORTON, 1997).

O conceito de terapia com implantes osseointegrados atraiu o interesse de pesquisadores do mundo todo. Desse modo, foram desenvolvidas várias modalidades de tratamentos nas pesquisas de Branemark, pois uniram-se a ele pesquisadores como Carlsson, Rostlund, Lundgren, Moy, Beumer, entre outros estudiosos das ciências médicas que trabalhavam na reabilitação de pacientes com anomalias ou traumatismos craniofaciais (CARLSSON et al., 1986; DING et al., 2003; GERAMY; MORGANO, 2004; IPLIKCIOGLU; AKÇA, 2002; LUDGREN et al., 1993; PAPAVALILION et al., 1996; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

Com o êxito da ancoragem do titânio nos ossos, Branemark concluiu que essas descobertas poderiam ser empregadas na realização de tratamentos clínicos de reabilitação bucal, salientando que experimentos estavam sendo desenvolvidos para comprovar a aplicabilidade em seres humanos (BRANEMARK et al., 1969).

Os arcos totalmente edêntulos e prótese tipo “*overdenture*” protocolo, receberam ênfase nos anos 60, sendo projetados para suportar restaurações completas para desdentados. Após vários anos de seguimento nas pesquisas com implantes osseointegrados em seres humanos, a reabilitação bucal apresentou complicações clínicas nos tratamentos, como perda óssea marginal e/ou reabsorção óssea periimplatar (ADELL et al., 1981; BRANEMARK et

al., 1969; DING et al., 2003; ELIASSON et al., 2006; GERAMY, MORGANO 2004; IPLIKCIOGLU; AKÇA, 2002; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

Assim, em 1970, Branemark, juntamente com Adell e Hansson, iniciou o estudo de biomecânica em próteses sobre implantes osseointegrados; os pesquisadores salientaram que os problemas estariam relacionados aos procedimentos cirúrgicos e aos efeitos das cargas mastigatórias (ADELL et al., 1970; NORTON, 1997).

Apesar dos diversos estudos e sucesso obtidos por Branemark nos anos 1960, o conceito de osseointegração foi introduzido na América do Norte apenas no início da década de 1980 (ADELL et al., 1981; BINON, 2000; BRANEMARK et al., 1969; BUSER et al., 1999; NORTON, 1997; WOOD; VERMILYEA, 2004).

Desde então, os implantes osseointegrados têm sido empregados com mais frequência para restaurar arcos parcialmente desdentados, sendo restabelecidos com próteses parciais fixas e coroas unitárias implanto-suportadas. Nesse período, a conexão com hexágonos externos foi relacionada como principal complicação nos tratamentos de reabilitação bucal, especialmente em próteses unitárias. Visando uma melhoria à biomecânica, empresas apresentaram vários tipos de conexões pilar-implante, pois é necessário garantir uma união íntima do pilar com o implante de modo que não haja colonização bacteriana e, posteriormente, presença de mucosa inflamatória, que pode ocasionar perdas óssea, protética e implantar (ADELL et al., 1981; ATTARD; ZARB, 2002; AKÇA; IPLIKCIOGLU, 2001; 2002; BARBOSA et al., 2008; BRANETT; KRUMP, 1987; DE MORAES; ELIAS, 2002; DING et al., 2003; DING et al., 2009a, 2009b; ELIASSON et al., 2006; GERAMY; MORGANO, 2004; IPLIKCIOGLU; AKÇA, 2002; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; MORRIS et al., 2004; NORTON, 1997; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

2.2 TIPOS DE CONEXÃO

O tipo de conexão se refere ao desenho geométrico característico de união entre o pilar e o implante. Essa interface pilar-implante é descrita principalmente como conexão interna ou externa. A diferença entre os dois tipos é que o desenho externo está posicionado acima da plataforma do implante estendendo-se aproximadamente 2 mm no sentido coronário, e o desenho interno está posicionado dentro do corpo do implante estendendo-se no sentido apical, aproximadamente 5,5 mm abaixo do superfície coronária (BINON, 2000).

Conexões com hexágonos externos tiveram início na década de 1960. Apesar do sucesso dos implantes cilíndricos, o sistema de conexão pilar-implante apresentava elevada incidência de complicações mecânicas, como afrouxamento dos pilares e fratura de implantes com diâmetros de 3,3 mm (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; BINON, 2000; GERAMY; MORGANO, 2004; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; SCHWARZ, 2000). Esse tipo de conexão foi aperfeiçoado pela engenharia, originando as conexões internas. O desenho interno propicia uma adequada absorção das tensões possibilitando uma distribuição homogênea ao redor dos implantes (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; ARVIDSON et al., 1998; BERNARDES et al., 2006; BINON, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; NORTON, 1997; SUTTER et al., 1993).

Os avanços tecnológicos e o aumento nos tratamentos com implantes possibilitaram a evolução dos tipos de conexões internas, como a introdução da conexão cônica cone morse. Esse sistema propicia estabilidade e proteção biomecânica para as estruturas de suporte (DING et al., 2003; MORRIS et al., 2004; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000).

2.2.1 Cone Morse

A conexão cone morse é um tipo de união pilar-implante que apresenta sistema de travamento geométrico cônico positivo, mantendo íntimo contato entre as paredes externas do pilar e internas do implante (DANTAS et al., 2007).

Esse tipo de conexão proporciona maior estabilidade devido à profundidade da retenção interna, não permitindo micro-movimentação entre o componente e o implante bem como ausência de antirrotação do pilar. A natureza cilíndrica do corpo do implante distribui adequadamente os gradientes de tensão, possibilitando maior proteção biomecânica para as bases ósseas e para a interface pilar-implante. Esse tipo de conexão é superior às demais devido ao fato de suportar aplicações prolongadas de forças laterais, possibilitando maior estabilidade dos componentes e aplicação clínica a longo prazo (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; COCHRAN et al., 2009; DANTAS et al., 2006; DING et al., 2003; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MORRIS et al., 2004; NORTON, 1997).

Sutter foi o precursor dos estudos sobre a conexão cone morse a partir da década de 1990, desenvolveu conceitos de implantes com paredes cônicas de 8° entre o pilar e o implante. Esta bioengenharia da conexão cone morse foi mencionada como ideal para

tratamentos reabilitadores (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; SUTTER et al., 1993).

O sistema cone morse, devido ao travamento positivo da interface pilar-implante, reduz a ocorrências de microfendas entre o corpo do implante e o pilar, o que impede a proliferação bacteriana propiciando um ambiente asséptico adequado (BARBOSA et al., 2008; DING et al., 2003; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MORRIS et al., 2004).

Esse tipo de conexão apresenta os menores índices de complicações na perda da crista óssea, a porcentagem de sucesso de até 96,61% é devido à estabilidade mecânica e vedação na união pilar-implante (ALOISE et al., 2010; MANGANO et al., 2009). Porém, pequenos índices de complicações com 0,74% em tratamentos com implantes cone morse têm sido atribuídos ao afrouxamento do parafuso de retenção protética. Para dar precisão mecânica mais estável e diminuir os picos elevados de tensões, os implantes com conexões cônicas devem ser substituídos por coroas cimentadas devido ao afrouxamento do parafuso quando a prótese for parafusada (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KARL et al., 2004).

Os elevados picos de tensão Von mises no sistema de conexão cone morse estão localizados geralmente na região cervical do implante e área periimplantar. Essas tensões que são influenciadas pelas forças mastigatórias e associadas principalmente ao carregamento oblíquo, poderão causar possíveis perdas nos tecidos ósseos marginais (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; ANITUA et al., 2010; COCHRAN et al., 2009; DANTAS et al., 2006; DEMENKO et al., 2011; GALINDO-MORENO et al., 2011; TABATA et al., 2011).

2.3 DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES

O ligamento periodontal e o processo alveolar representam um sistema amortecedor oclusal para os dentes naturais, propiciando absorção das forças nos momentos de carga e favorecendo a distribuição de tensões ao sistema ósseo e componentes protéticos (KARL et al., 2004).

O comportamento biomecânico da distribuição de tensões nos implantes difere daquele que ocorre nos dentes naturais. Nos implantes, a transição das forças ou cargas mastigatórias são diretamente direcionadas ao osso (prótese, pilar, implante e crista óssea) devido à ausência do ligamento periodontal, propiciando elevados picos de tensões desfavoráveis na manutenção dos tecidos circundantes e componentes protéticos (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; KARL et al., 2004; ULBRICH et al., 2000; WATANABE et al., 2000).

O mecanismo de distribuição de tensões é iniciado por cargas vertical, lateral e oblíqua. As próteses são as primeiras a receberem a carga, por isso um pré-requisito fundamental é a adaptação passiva, já que as próteses parciais fixas cimentadas obtêm melhor passividade que as aparafusadas, gerando menor tensão. Igualmente, uma adaptação passiva e estável não garante o sucesso nos trabalhos de reabilitação bucal, pois mesmo assim, quando existem tensões devido a forças intensas, a distribuição atuará principalmente em tecidos periimplantares, exercendo elevados picos de tensões que levarão a complicações, como perda ou reabsorções ósseas (GENG et al., 2004; KAN et al., 2011).

A perda óssea se inicia geralmente no osso cortical periimplantar, progredindo em direção à região apical devido a forças e concentrações elevadas de tensão potencialmente patológicas, como o bruxismo. Essas tensões são influenciadas pelas cargas de oclusão, sendo que os picos elevados de tensão ocorrem onde o implante está em contato com o osso, principalmente na região cervical. Quando a tensão ocorre no osso trabecular, a concentração elevada da tensão é representada no ápice do implante (GENG et al., 2004; KARL et al., 2011).

A principal complicação nos estudos de reabilitação com implantes é a perda da crista óssea. Existem fatores biológicos e protéticos que exercem influência na perda da crista óssea como qualidade e quantidade óssea (biológicos), tipo de carga, desenho e propriedades do material protético, componente protético, tipo de conexão, diâmetro, comprimento e posição de pilares e implantes (protéticos). Para evitar maior concentração de tensões na região da crista óssea, o clínico pode optar pelo posicionamento dos implantes e pilares entre 2 à 3 mm infra-ósseo, assim como pelo aumento do diâmetro e do comprimento (BINON, 2000; BYRNE et al., 1998; DE MORAES et al., 2010; DEGIDI; NARDI; PIATTELLI, 2011; GENG et al., 2004; GROSS; NISSAN, 2001; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; NOVAES et al., 2009; PETRIE; WILLIAM, 2005; PILLIAR et al., 2006; SEVIMAY; USUMEZ; ESKITASCIOGLU, 2005; SCHIMITI; ZORTÉA, 2010; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

As complicações associadas aos elevados picos de tensões estão relacionadas ao emprego de implantes com dimensões menores em comprimento e diâmetro. Tem sido relatado que o efeito do diâmetro do implante tem maior influência na distribuição que o comprimento, devido à elevada concentração de tensões na região cervical e ao redor do pescoço do implante (ANITUA et al., 2010; ANITUA; ORIVE, 2010; DEMENKO et al., 2011; TABATAS et al., 2011).

2.4 COMPRIMENTO

O uso de implantes com maior comprimento no tratamento reabilitador aumenta a estabilidade inicial, reduz a micro-movimentação dos componentes protéticos e aumenta a resistência sob cargas axiais, horizontais e/ou oblíquas, a longo prazo. Os implantes devem ser tão longos e largos quanto possível dentro das limitações anatômicas da arcada do paciente (GENG et al., 2004; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

O emprego de implantes curtos está condicionado à quantidade e qualidade óssea e apresenta taxa média de sucesso de 85,3%. Os implantes curtos são indicados porque diminuem a necessidade de cirurgias invasivas, podendo ser empregados como em reabilitações protéticas a longo prazo. As falhas para implantes curtos devem-se à realização de inadequado plano de tratamento cirúrgico-prótese, como posicionamento em osso de menor densidade na região pósterio-superior (ANITUA; ORIVE, 2010; BARBOZA et al., 2007; MISCH et al., 2006; RENOUEARD; NISAND, 2006; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

Implantes curtos podem ser usados em combinação com implantes mais longos, especialmente quando utilizados em regiões da mandíbula com osso menos denso (WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000).

Com o objetivo de avaliar a estabilidade inicial em implantes com diferentes diâmetros e comprimentos, Winkler, Morris e Ochi (2000) realizaram um estudo clínico durante três anos de acompanhamento em mais de 2.900 implantes com comprimentos de 7 mm, 8 mm, 10 mm, 13 mm, e 16 mm e diâmetros de 3,0 mm e 4,0 mm, posicionados na maxila. Os pesquisadores mostraram que implantes curtos tiveram menor taxa de sucesso que implantes mais longos, sendo confirmado pelo estudo clínico de Morris et al. (2004), que durante seis anos verificaram a taxa de sucesso em mais de 1.500 implantes longos e de diâmetros reduzidos posicionados na maxila e mandíbula. Os resultados mostraram que a menor taxa de sucesso (89,4%) foi para implantes com comprimento de 8 mm; para implantes com 11mm foi 94,3% e implantes com comprimento de 17 mm obtiveram as maiores taxas (97,7%). Os pesquisadores mostraram que a utilização de um implante mais longo possibilita melhores resultados biomecânicos e o aumento no comprimento dos implantes tem relação com as maiores taxas de sucesso das reabilitações bucais. Igualmente, Renouard e Nisand (2006) confirmam que implante curto de 8 mm de comprimento tem sido documentado com menor taxa de sucesso (78%) nos tratamentos reabilitadores com implantes, e possui tendência de falhas mais frequentes que implantes mais longos.

Por meio do método de análise tridimensional de elemento finito, Tada et al. (2003) realizaram um estudo para avaliar a influência das tensões em implantes, com diferentes comprimentos, posicionados em áreas com diferentes densidades ósseas. Implantes com comprimentos de 9,2 mm; 10,8 mm; 12,4 mm e 14,0 mm foram posicionados em quatro tipos de osso (tipo I, região anterior da mandíbula; tipo II, região posterior da mandíbula; tipo III, região anterior da maxila e tipo IV, região posterior da maxila). Forças axiais e vestibulo-linguais foram aplicadas nas regiões oclusal e centro do pilar protético. Os resultados mostraram que independentemente da direção da carga, os implantes de maior comprimento tiveram melhor distribuição de tensões que implantes mais curtos, principalmente quando posicionados em osso de baixa densidade. O pico de tensão principal máxima, aumentou à medida que diminuiu o comprimento do implante. Verificaram que a maior densidade óssea pode assegurar melhor comportamento biomecânico, portanto implantes mais longos podem ser a melhor escolha para regiões com osso correspondente ao mandibular. A tensão principal máxima foi observada ao redor do pescoço do implante na região vestibular.

Em geral, o uso de implantes curtos não é recomendado, pois as forças oclusais devem ser dissipadas sobre a maior área possível do implante para preservação da estrutura óssea (GENG et al., 2004). Segundo Petrie e Williams (2005), para minimizar as tensões periimplentares na crista, a seleção mais favorável é um implante largo e longo. Implantes estreitos e curtos com conicidade devem ser evitados, especialmente em osso com baixa densidade.

Os implantes curtos são uma solução viável em casos com altura óssea reduzida, visando o controle das parafunções e cargas, impedindo assim, insucessos decorrentes tanto de causas sistêmicas quanto de técnicas operatórias. Excessiva altura oclusal ou desenho vestibularizado das próteses devem ser evitados, devido ao aumento da magnitude de forças nas restaurações (TAWIL; ABOUJAOUDE; YOUNAN, 2006). Similarmente, Maló, de Araujo e Rangert (2007) relatam que esses implantes podem ser uma escolha viável nos tratamentos restauradores na maxila e na mandíbula, a longo prazo, pois o comprimento do implante, curto (7,0 mm) ou longo (10,0 mm) não influencia significativamente os gradientes de tensão.

Misch et al. (2006) salientaram que a utilização de implantes curtos oferece vantagens em comparação aos implantes mais longos, como menores tempo, custo, risco cirúrgico, desconforto e maiores facilidades cirúrgicas e conservação do tecido ósseo. Os fatores de risco que aumentam os picos de tensões e o insucesso nos tratamentos com implantes curtos

são devido, principalmente, ao aumento da altura da coroa protética, à maior força de mordida e densidade óssea. Para reduzir os elevados picos de tensões, soluções mecânicas podem ser usadas, como unir vários implantes em conjunto, evitando as próteses cantilever.

Os elevados picos de tensões são direcionados por cargas na interface osso-implante e podem causar perda no tecido ósseo cortical. O fator que influencia a diminuição dos gradientes de tensão é o aumento do comprimento e diâmetro dos implantes (BAGGI et al., 2008). O aumento no comprimento do implante tem efeito menos significativo para diminuir os picos de tensões no osso periimplantar em comparação à utilização de um maior diâmetro (DING et al., 2009).

Os implantes de 8,5 mm apresentam concentração de tensões no pescoço do implante e nas primeiras roscas, sendo observada tensão igual ou menor que nos implantes longos (15,0 mm) com mesmo diâmetro. Porém, quando se emprega maior diâmetro, os elevados picos de tensões diminuem na região cervical (ANITUA et al., 2010). Quando existe redução na altura óssea, a combinação de implantes curtos e/o menor diâmetro pode ser a opção viável nos tratamentos reabilitadores com implantes, de acordo com os parâmetros permitidos pela anatomia (ANITUA et al., 2010; VAN ASSCHE et al., 2011).

2.5 DIÂMETRO

A distribuição de tensões ao redor dos implantes depende da forma e do tamanho, sendo que, o diâmetro do implante influencia mais na distribuição de tensões que o comprimento; isso, provavelmente, se deve ao fato dos elementos expostos a elevados picos de tensão estarem localizados ao redor do pescoço do implante. O estudo de Himmlová et al. (2004) demonstrou, por meio de análise dos elementos finitos, que o aumento do diâmetro do implante pode dissipar melhor as forças da mastigação dentro do sistema ósseo, reduzindo assim a tensão ao redor do implante.

Segundo Geng et al. (2004); Morris et al. (2004) e Winkler, Morris e Ochi (2000) para obter biomecânica mais estável e sucesso nas reabilitações bucais, o emprego de implantes com maiores diâmetros, permitidos pela anatomia, favorece adequada distribuição de tensões aos tecidos ósseos, principalmente na crista óssea. Quian et al. (2009), também propuseram que maior diâmetro reduz os picos de tensões e os diâmetros estreitos acarretam elevados picos de tensões, principalmente, em regiões do pescoço do implante e da borda superior do osso cortical.

Em geral, dependendo da região a ser reabilitada e das condições ósseas, deve-se empregar o maior diâmetro permitido pela anatomia. Embora fatores biomecânicos conduzam a maior número de falhas para diâmetros reduzidos, estes podem ser usados para substituir elementos em arcos desdentados (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; BELSER et al., 2000; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; GENG et al., 2004; HOLMGREN et al., 1998; PETRIE; WILLIAMS, 2005).

Por meio de análise por elementos finitos, Akça e Iplikçioğlu (2001, 2002) avaliaram implantes de 3,75 mm e 4,1 mm de diâmetro e 8 mm e 10 mm de comprimento, posicionados na região posterior do osso mandibular. Os pesquisadores empregaram próteses parciais fixas suportadas em três implantes com dois posicionamentos principais, colocação dos implantes em linha reta e escalonada, colocados ao longo do osso edêntulo. No estudo foi aplicada uma carga oblíqua de 400 N e inclinação de 30° nas cúspides vestibulares de cada coroa protética; sendo avaliadas tensões de tração e compressão. A concentração das tensões foi localizada no osso cortical na região méso-cervical do implante. As tensões principais de compressão e tração foram verificadas em implantes de menor diâmetro. Houve diminuição das tensões quando foram empregados implantes paralelos, com maiores diâmetro e comprimento em relação ao formato ósseo mandibular. Os pesquisadores concluíram que implantes de maior diâmetro e comprimento, posicionados em linha reta ou paralelos, reduzem os picos de tensões.

Petrie e Williams (2005) analisaram por meio de ensaios de elementos finitos, os efeitos de tensões na crista óssea considerando o diâmetro entre (3,5 mm e 6,0 mm) e comprimento (5,75 mm e 23,5 mm) de implantes posicionados na região de premolar. Os resultados mostraram que o emprego de implantes com maiores diâmetros e comprimentos minimiza as tensões na crista óssea, devendo ser evitados o uso de implantes curtos e estreitos.

Outros, pesquisadores retificam essa afirmação, de acordo com o estudo realizado por Ding et al. (2009) para avaliar a influência do diâmetro e comprimento de implantes, posicionados na região anterior da mandíbula, nas tensões geradas na crista óssea. Pelo método dos elementos finitos, avaliaram o comportamento biomecânico sob carregamento oblíquo de 150N e inclinação de 45° na região vestíbulo-lingual de implantes. Para avaliar a influência do fator diâmetro, foram simulados implantes com 10 mm de comprimento e diâmetros de 3,3 mm; 4,1 mm; e 4,8 mm, e para o fator comprimento, foram empregados implantes com 4,1 mm de diâmetro e comprimentos de 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, e 14 mm. Os elevados picos de tensões equivalente Von Mises foram analisadas na interface

periimplantar. Os resultados mostraram que as tensões estavam concentradas na região cervical dos implantes e na crista óssea. Implantes de 3,3 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento aumentaram os picos de tensões na interface periimplantar em comparação aos implantes de 4,1 mm x 10 mm; houve redução da tensão para implantes com 4,8 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Os autores concluíram que o aumento do diâmetro e comprimento do implante diminui a tensão e deformação na crista alveolar, especialmente quando é aumentado o diâmetro de 3,3 mm para 4,1 mm. Os implantes com diâmetro de 4,1 mm apresentaram resultados similares aos de diâmetros de 4,8 mm, evidenciando que o diâmetro teve um efeito mais significativo do que o comprimento para aliviar as tensões na crista óssea.

Por meio do método dos elementos finitos, Qian et al. (2009) avaliaram a influência do diâmetro do implante no carregamento na mandíbula. Foram simulados implantes com 3,7 mm e 5,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, e aplicação de cargas de 200 N e inclinação entre 0° a 85° na superfície coronária do implante. Os resultados mostraram que a tensão aumenta quando há aumento do ângulo de inclinação da carga, assim, a utilização de maior diâmetro diminui os elevados picos de tensões localizadas, principalmente, na borda superior do osso cortical na região lingual do implante.

Segundo Anitua et al. (2010) avaliaram, por meio de análise de elementos finitos, a influência que implantes com diferentes diâmetros (2,5 mm; 3,3 mm; 3,75 mm; 4,0 mm e 5,0 mm) e comprimentos (8,5 mm; 10,0 mm; 11,5 mm; 13,0 mm e 15,0 mm) exercem na distribuição de tensões na crista óssea. Os resultados mostraram que implantes de 8,5 mm a 15,0 mm de comprimento tiveram tensão semelhante, mas com aumento do diâmetro houve redução nos picos de tensões. Os pesquisadores concluíram que o efeito do diâmetro na distribuição de tensões no tecido ósseo é mais significativo quando comparado ao comprimento do implante. Portanto, os elevados picos de tensões foram localizados no pescoço do implante e na crista óssea podem ser reduzidos com o emprego de maior diâmetro.

Fu, Lee e Wang (2011); Moreno et al. (2011); Renouard e Nisand (2006) e Tabata et al. (2011) salientaram que espaço ósseo insuficiente limita a escolha de diâmetro amplo, e a utilização de implantes estreitos propicia tratamentos alternativos seguros para a região anterior da maxila, pois reduzem a necessidade de cirurgias invasivas. O tratamento reabilitador com implantes deve empregar diâmetros menores, de acordo com a anatomia existente. Implantes curtos podem ser uma alternativa para fornecer espaço aos tecidos moles, diminuir o risco de recessão gengival e aumentar o perfil de emergência, possibilitando assim, reabilitações com estética superior, o que é primordial na região anterior da maxila.

2.6 POSIÇÃO DOS IMPLANTES NA REGIÃO ANTERIOR

A extração de dentes anteriores, na maioria das vezes, compromete os níveis de tecido ósseo marginal, resultando em perda óssea vertical e/ou lateral e colapso da estética gengival. Para ter equilíbrio estético e ótima condição das arquiteturas gengival e papilar, deve ser realizado planejamento restaurador com posicionamentos dos implantes em angulação adequada, pois não são somente a forma e superfície do implante, tipo de conexão e osseointegração que garantem o resultado estético, mas também a íntima relação desses fatores com a linha do sorriso, suporte ósseo adequado, altura de crista óssea alveolar nas áreas interproximais, posição dos elementos dentais, raízes adjacentes e estruturas anatômicas (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; HERMANN et al., 2001; MORENO et al., 2011; NAERT et al., 1992; SNOW, 2003).

A substituição dos incisivos centrais e laterais é um dos tratamentos mais difíceis na obtenção de resultados estéticos satisfatórios. Antes da instalação dos implantes, níveis ósseos marginais não devem estar comprometidos, caso o paciente apresente reabsorção óssea, a área anterior desdentada parcial deve ser tratada inicialmente com remodelação e/ou enxerto ósseo, com o objetivo de obter contornos ósseos e gengivais simétricos (BARTER; DENT, 2010; BUSER; MARTIN; BELSER, 2004).

O posicionamento dos implantes na região anterior da maxila deve ser guiado pela realização de um plano de tratamento adequado com o emprego de tomografias computarizadas que permitam a mensuração dos aspectos tridimensionais, como altura, espessura e largura da parede óssea (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; KAN et al., 2011).

As falhas estéticas são influenciadas pela inadequada seleção e posicionamento dos implantes, por isso devem ser avaliados os três planos fundamentais (ápico-coronal, mésio-distal e vestibulo-palatino). A região ápice-coronária compromete o comprimento do implante, pois o espaço é limitado pela altura óssea disponível. A dimensão mésio-distal compreende a região onde o diâmetro do implante vai ser posicionado, adjacente aos elementos dentais ou implantes, com o objetivo de preservar o volume ósseo proximal, fornecendo assim, suporte para a papila interdental (MORENO et al., 2011).

O incisivo central superior tem entre 7 mm e 8 mm no sentido mésio-distal, logo, considerando o espaço padrão de 3 mm, o implante deve ser posicionado, no mínimo, a 1,5 mm e 2 mm do elemento dental adjacente, pois a quantidade de osso periimplantar deve ser 3 mm maior que o diâmetro do implante em toda sua circunferência. Implantes de 4 mm de

diâmetro requerem uma quantidade óssea de 6 mm, devendo ser posicionados em uma estrutura óssea de no mínimo 5 mm (JIVRAJ; CHEE, 2006; NAERT et al., 1992).

A posição das raízes dos dentes adjacentes deve ser avaliada, pois muitas vezes impedem a colocação do implante devido ao espaço insuficiente propiciando uma reabsorção lateral e posteriormente arquitetura gengival inadequada. Para solucionar esse problema implantes com diâmetro estreito passaram a ser utilizados (JIVRAJ; CHEE, 2006).

Para a região anterior da maxila era recomendado implante de corpos largos e amplos, pescoço estreito com no mínimo 3,3 mm a 4,8 mm. Em 2004, Buser, Martin e Belser indicaram, implantes com 7 mm de diâmetro, na região dos incisivos centrais superiores considerando os de 8 e 9 ideais, para incisivos laterais, recomendaram implantes com 4,1 mm de diâmetro, sendo os de 3,5 mm os mais frequentemente utilizados.

Petrie e William em 2005 afirmaram que o aumento do diâmetro e comprimento dos pilares cilíndricos são escolhas adequadas para tratamentos reabilitadores. Já em 2006, Jivraj e Cheen contra-indicaram o procedimento, pois, implantes com diâmetros largos (6,5 mm), na região anterior da maxila, estariam limitados pela localização do forâmen naso-palatino. Em 2009, Quian et al., salientaram que a profundidade de inserção dos implantes de maiores diâmetros diminuem os gradientes de tensão e consequentemente reduzem o risco de complicações nos tratamentos com implantes. Moreno et al. (2011) afirmaram que implantes curtos, menores de 3,4 mm, podem aumentar as tensões na crista óssea, assim como complicações de fratura ou fadiga dos componentes. O uso desses implantes esta condicionado a espaço insuficiente.

Na terapia com implantes na região anterior, é recomendado seguir um planejamento cirúrgico com acompanhamento clínico do paciente para obtenção de resultados funcionais e estéticos satisfatórios. As complicações mais frequentes na área estética são a recessão gengival, que ocorre após 2 ou 3 anos de acompanhamento, e a reabsorção na crista óssea. Implantes com dimensões maiores podem comprometer o sucesso estético e estabilidade da crista óssea. Na escolha das dimensões de um implante é importante a distância correta do nível da mucosa gengival, distância da primeira rosca em contato com o osso e adequado tratamento cirúrgico que forneça correto posicionamento do implante nas dimensões ápice-coronário, mesio-distal e vestibulo-palatino (BUSER et al., 2010).

Atualmente, estima-se que um implante de 3,3 mm apresente menor resistência à fratura quando comparado dos implantes regulares de 3,5 mm e 4,0 mm. A reduzida estabilidade mecânica desse implante pode aumentar o risco de fratura e tensões na crista,

contudo, sua escolha é uma alternativa e estará condicionada ao espaço insuficiente (FU; LEE; WANG, 2011; MORENO et al., 2011).

A precisão no posicionamento de implantes na região anterior é um desafio, pois a distância de $\pm 1,0$ mm a mais ou a menos pode comprometer os resultados de todo o tratamento. Há uma variedade de componentes para solucionar os problemas de posicionamentos atípicos, mas biomecanicamente proporcionam resultados inadequados nas estruturas de suporte, aumentando os picos de tensões em zonas específicas, cujos efeitos posteriores podem levar a reabsorções do tecido ósseo (JIVRAJ; CHEE, 2006; MORENO et al., 2011).

A reabsorção óssea interproximal ao nível da crista óssea, que é a base da papila interproximal, é comprometida quando os implantes são posicionados muito próximos de um elemento dental ou implante adjacente, sem respeitar a quantidade óssea padrão periimplantar de 3 mm. Sendo assim, a distância mínima de 3,0 mm é recomendada entre dois implantes adjacentes para minimizar a reabsorção óssea que resultará em comprometimento dos tecidos moles (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; THILANDER; ODMAN; JEMT, 1999).

A dimensão vestibulo-palatino dos incisivos superiores representa o grau de inclinação que um implante na região anterior deve apresentar, pois inclinação maior para vestibular promove um perfil de emergência supragengival, onde o pescoço do implante pode ser evidenciado devido à reabsorção da crista óssea vestibular, levando a uma desarmonia estética. Para criar um perfil de emergência ideal e, ao mesmo tempo, maximizar a altura de crista óssea, o ombro do implante deve ser posicionado na região subgengival, porém, a posição do implante deve ser considerada o mais próximo possível da área palatina, pois beneficia a presença de maior quantidade óssea vestibular (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; THILANDER; ODMAN; JEMT, 1999).

Para obter resultados mais consistentes da harmonia entre o implante e tecidos moles, a *triade* posição do implante, desenho e ou posição do implante e desenho protético (PDP) deve ser levada em consideração. O posicionamento do implante deve estar 3,0 mm para apical da união cimento-esmalte do dente adjacente, com 1,5 mm distância mésio-distal da raiz do dente adjacente e 3,0 mm do implante adjacente. A posição do implante no sentido vestibulo-palatino deve respeitar o mínimo de 2 mm de remanescente ósseo vestibular, com o objetivo de fornecer espaço ao assentamento de tecido gengival, portanto, é recomendada a posição mais palatina do implante. (FU; LEE; WANG, 2011).

Pode ocorrer recessão gengival até 2,0 mm quando for confeccionado pântico na área de extração, e até 1,0 mm quando esta área for imediatamente restaurada por um implante endósseo (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; THILANDER; ODMAN; JEMT, 1999).

Os materiais e tipos de próteses também contribuem para o sucesso ou insucesso da reabilitação na área estética, pois a recessão gengival implica visibilidade do colar metálico de próteses metalocerâmicas; portanto, a opção por materiais livre de metal propicia melhores resultados estéticos (JIVRAJ; CHEE, 2006).

A cerâmica, empregada como material protético na região anterior, permite distribuição de tensões e resistência à flexão adequadas. Esse material protético, empregado com conexões internas, e um plano de tratamento com próteses parciais fixas e cantilever implanto-suportado, são opções para substituição de vários elementos na região anterior da maxila. Tem a vantagem de devolver adequadamente a função e estética e por ser um tratamento conveniente devido à ilusão óptica das papilas interdentárias, além disso, os custos são reduzidos quando comparados aos de uma reabilitação unitária com vários elementos dentais (BUSER et al., 2010; BINON, 2000; BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; JIVRAJ; CHEE, 2006; SNOW, 2003; VITALI; BELSER, 2007).

A posição de quatro implantes adjacentes, substituindo os elementos dentais incisivos ântero-superiores possibilita maiores riscos de reabsorção da crista ou perda óssea marginal enquanto a utilização de prótese parcial fixa com dois implantes pilares ajudam a conservação de tecidos ósseos e gengivais (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004; VITALI; BELSER, 2007).

Por meio de análises fotoelástica White, Caputo e anderkvist (1994) avaliaram o efeito do comprimento de próteses cantilever nas regiões anterior e posterior da mandíbula. Foi aplicada nas próteses uma carga oclusal de 445 N, distribuídas em 89 N para cada coroa protética e extensão distal, com comprimento variando de 15 mm a 30 mm. Os pesquisadores concluíram que extensão do cantilever distal deve ser evitada e o braço de alavanca deve ser confeccionado o mais curto possível, pois apresentam maiores concentrações de tensões em implantes adjacentes à área do cantilever e cargas desfavoráveis para o tecido periimplantar.

Estudo clínico de cinco anos de acompanhamento de 45 pacientes, feito por Wennström et al. (2004) avaliaram alterações nos níveis ósseos marginais, empregando próteses implanto suportadas com e sem extensão Cantilever na maxila e mandíbula. Os resultados mostraram que a maxila é mais propícia a alterações no nível ósseo que na

mandíbula, contudo, não houve diferenças estatisticamente significantes na relação de perda óssea periimplantar com próteses sem e com cantilever.

Em 2006 Jivraj e Chee salientaram que tensões além dos limites fisiológicos e posição de implantes vestibularizada e reabilitação com próteses cantilever são os principais fatores que influenciam reabsorção da crista óssea. Já Tawil, Aboujaoude e Younan (2006) afirmaram que o desenho de prótese cantilever não apresenta efeitos prejudiciais para os tecidos ósseos periimplentares.

Com o objetivo de entender o comportamento biomecânico ao redor dos tecidos periimplantares, próteses parciais fixas e cantilever têm sido pesquisadas por vários métodos, como estudos fotoelásticos, acompanhamento clínico a longo prazo e análises por elementos finitos (WHITE; CAPUTO; ANDERKVIST, 1994). No entanto, este último simula estruturas em terceira dimensão por meio de um programa que avalia o comportamento biomecânico complexo de forma mais eficaz e simples (DING et al., 2009; ÇAGLAR et al., 2006).

O método dos elementos finitos é uma ferramenta utilizada na engenharia para análises estruturais de sistemas mecânicos, sendo empregada na odontologia, principalmente para avaliação e compreensão da distribuição de tensões nos implantes e tecidos ósseos e componentes protéticos (DETOLLA et al., 2000; FAZI et al., 2011; GENG; TAN; LIU, 2001; PETRIE; WILLIAMS, 2005; TABATA et al., 2011; WAKABAYASHI et al., 2008; WINTER et al., 2011).

2.7 ELEMENTOS FINITOS

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica que visa a obtenção de soluções para problemas mecânicos complexos; em outras palavras, é uma ferramenta matemática que determina tensão e deslocamento de um objeto por análise matemática, o qual é subdividido em elementos conectados em pontos nodais descritos por equações diferenciais, obtendo em diferentes dimensões, a solução para um corpo inteiro por meio da união correta dos elementos e seus respectivos nós, definindo a malha dos elementos finitos, que é referida como discretização. Portanto, MEF é um fator chave para determinação de tensão resultante da força externa, pressão, mudança térmica e outras respostas de comportamento físico (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001; 2002; CLELLAND et al., 1991; DETOLLA et al., 2000; GENG; TAN; LIU, 2001; GENG et al., 2004; HOLMGREN et al., 1998; LOTTI et al., 2006; WAKABAYASHI et al., 2008).

Até início do século XIX, os matemáticos enfrentavam grandes dificuldades para solucionar problemas no processamento das equações algébricas e técnicas analíticas da análise de estruturas. Em meados de 1932, a introdução da distribuição de momentos por Cross foi o principal método de análise estrutural durante quase 25 anos (FONSECA, 2002; LOTTI et al., 2006).

Por volta dos anos 1950, estrutura passou a ser analisada de forma mais adequada devido à evolução tecnológica, permitindo a solução de problemas complexos. Em meados de 1956, os primeiros registros do método dos elementos finitos foram feitos por engenheiros e pesquisadores que trabalhavam no desenvolvimento de aviões a jato, na Boeing. Em Berkley, professores e estudantes de pós-graduação iniciaram pesquisas nesta área, e na época essa universidade foi considerada o principal polo de investigação no métodos dos elementos finitos. O emprego de computadores foi largamente difundido em universidades e institutos científicos, o que ampliou o emprego desse método em diferentes áreas (CLELLAND et al., 1991; FONSECA, 2002; GENG; TAN; LIU, 2001; GENG et al., 2004).

Na década de 1950, o grande interesse de obter resultados adequados de análises das tensões na odontologia serviu como base para Huang e Ledley introduzirem o conceito de elementos finitos nessa área. Por meio de um experimento numérico, realizado em um modelo linear do incisivo central superior, verificaram que as características dos diversos tipos de dentes e movimento dentário podem ser estudadas por meio de cálculos matemáticos, variando a aplicação da carga para efeitos patológicos e corretivos (HUANG; LEDLEY, 1969).

O desenvolvimento de um dos primeiros *softwares* para cálculos de elementos finitos se deu na década de 1960 com programas que apresentavam análises de estruturas complexas em duas e três dimensões como o NASTRAN. Nessa década também houve desenvolvimento do programa ANSYS para análises lineares e não-lineares, tornando-o um dos programas de elementos finitos comerciais mais utilizados atualmente na odontologia (FONSECA, 2002; GENG; TAN; LUI, 2001; HOLMGREN et al., 1998).

Em 1975, a análise por elementos finitos despertou a atenção na área da implantodontia, em estudos de tensões geradas na biomecânica implantar, sendo realizada inicialmente em duas dimensões com elementos triangulares e retangulares. Apesar de já existirem estudos publicados neste âmbito desde os anos de 1950, no início dos anos 1970 Weinstein et al., foram considerados os pioneiros no uso de elementos finitos em implantodontia (GENG; TAN; LIU, 2001; GENG et al., 2004; WEINSTEIN et al., 1976).

Atualmente, a análise por elementos finitos em odontologia é mais empregada para estudos ou testes de próteses bucais e implantodontia, para avaliar comumente a distribuição de tensões em próteses, implantes e tecidos ósseos, avaliando as estruturas macro e microscópicas das superfícies, condições geométricas e características dos implantes e suas conexões. Os problemas patológicos emergentes nessas regiões são derivados do excesso de tensões que ocasionam reabsorções ósseas levando ao insucesso nos tratamentos clínicos (ANITUA et al., 2010; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; 2002; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; BERGKVIST et al., 2008; DETOLLA et al., 2000; HIMMLOVÁ et al., 2004; WAKABAYASHI et al., 2008).

As condições de contorno devem ser cuidadosamente tratadas com o uso de técnicas de modelagem computacional. Primeiramente, é necessário mensurar detalhadamente todas as dimensões do objeto a ser estudado, possibilitando uma cópia precisa da geometria de interesse num modelo desenhado graficamente por meio de programas CAD. Para obter um modelo experimental mais definido, a simulação óssea pode ser complementada por meio de técnicas de imagem digital, a partir de tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (MRI) e transformação direta de modelos bidimensionais em tridimensionais. A importação de imagens digitalizadas transversalmente em dados tridimensionais possibilita desenhos de objetos com contornos reais e modelos mais precisos (DANTAS et al., 2006; GENG; TAN; LIU, 2001; GENG et al., 2004; HOLMGREN et al., 1998; LOTTI et al., 2006; TABATA et al., 2011; WAKABAYASHI et al., 2008).

Posteriormente, com o auxílio de programas como ANSYS, a estrutura a ser estudada é levada a um processo de criação de malhas representadas por pontos, denominados de nós. Cada ponto ou nó é representado por coordenadas que definem o modelo no espaço, produzindo malha em formatos tetraédricos ou hexaédricos, chamados de elementos. Por meio de um método numérico automático, são relacionados cálculos matemáticos, organizados em algoritmo, de forma operacional única e lógica, cujas fórmulas de equações são descritas automaticamente para cada modelo a ser estudado (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; HOLMGREN et al., 1998; LOTTI et al., 2006; PETRIE; WILLIAMS, 2005; TABATA et al., 2011; YOKOYAMA et al., 2004, 2005).

A malha pode ser refinada utilizando uma razoável quantidade de nós que conectem os elementos finitos sendo considerado para os pontos de maior interesse. Cada nó tem um número de graus de liberdade que caracteriza a forma como o nó vai se deslocar no espaço. As alterações resultam da inclusão das propriedades físicas e mecânicas dos materiais e valores de densidade óssea, assim como dados de mensuração. As propriedades mecânicas

podem ser modeladas em MEF como isotrópico, transversalmente isotrópico, ortotrópicos e anisotrópico. O material isotrópico apresenta as mesmas propriedades em todas as direções, apenas duas constantes do material são independentes. O material é ortotrópico quando as propriedades são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira, e anisotrópico apresenta propriedades mecânicas diferentes em todas as direções, apresentando muitas constantes dependendo do grau de anisotropia (GENG; TAN; LIU, 2001; GENG et al., 2004; LOTTI et al., 2006; PETRIE; WILLIAMS, 2005; TADA et al., 2003).

Em relação às propriedades dos materiais propriamente ditas, dois parâmetros são utilizados, o módulo de elasticidade, definido pela relação entre tensão e deformação, que é a descrição matemática da tendência de um material se deformar elasticamente quando uma força é aplicada, e o coeficiente de Poisson, que refere-se ao valor absoluto da relação do efeito da carga entre a deformação transversal e longitudinal em um eixo de tração axial. (GENG; TAN; LIU, 2001; LOTTI et al., 2006).

O método tridimensional reflete melhor a geometria anatômica, que é avaliado pela proporção de número de nós e elementos no modelo matemático. Os modelos de duas dimensões (2D) apresentam limitações na avaliação de forças e distribuição de tensões nos tecidos circundantes; por esse motivo despertou o interesse a uso de modelos tridimensionais (3D). Ambos os métodos têm sido usados para analisar os implantes odontológicos e distribuição de tensões com eficácia nos resultados, embora a análise em modelos tridimensionais seja preferencialmente mais utilizada por representar um comportamento definido nas tensões sobre o suporte ósseo (ANITUA et al., 2010; CLELLAND et al., 1991; SEVIMAY et al., 2005; SEVIMAI; USUMEZ; ESKITASCIOGLU, 2005).

Os modelos 2D apresentam análises com configuração simplificada. Os modelos 3D são válidos para análise de comportamento mecânico de estruturas mais complexas pela possibilidade de capturar com precisão os detalhes geométricos com variedade em suas dimensões, mostrando a localização dos elevados picos de tensões nos tecidos ósseos periimplentares sob diversas cargas (ROMEED et al., 2006).

Yokoyama et al. (2004) avaliaram por meio de análise de elementos finitos a influência da localização e do comprimento de implante pilar (10 mm e 12 mm), correspondente à região adjacente à extensão cantilever na distribuição de tensões na interface periimplantar, da área do osso cortical vestibular, lingual, mesial e distal. Foram realizados modelos tridimensionais de implantes posicionados na região posterior da mandíbula, substituindo os elementos dentais correspondentes ao segundo premolar, primeiro e segundo molares reabilitados com prótese parcial fixa de três elementos e prótese cantilever.

O implante de 4,0 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento foi posicionado na área do segundo molar (implante distal) e o implante de 4,0 mm de diâmetro por 10 mm e 12 mm de comprimento foram colocados na região do segundo premolar (implante mesial), com pântico no primeiro molar simulando prótese parcial fixa convencional de três elementos. Foram analisados diferentes posicionamentos do implante (mesial), simulando o comprimento da extensão cantilever (0, 3, 5, 7, 9 e 11 mm). Foi aplicada uma carga oblíqua de 100 N na superfície oclusal de cada coroa protética com inclinação de 30°. Os resultados mostraram que o elevado pico de tensão equivalente Von mises foi localizado na região cervical dos implantes e área do osso cortical mesial correspondente ao implante adjacente à extensão cantilever. Houve diminuição das tensões para prótese parcial fixa convencional de três elementos. O comprimento do implante de 12 mm teve uma pequena significância na diminuição de picos de tensões em comparação aos implantes de 10 mm para todos os grupos avaliados.

Yokoyama et al. (2005) pesquisaram a distribuição de tensões na mandíbula edêntula com vários tipos de próteses implanto-suportadas. O método tridimensional de elementos finitos foi empregado para calcular elevados picos de tensões em implantes, pilares e interface periimplantar. Essas interfaces foram assumidas como osseointegração completa. Foi aplicada uma carga oblíqua de 20 N por lingual das diferentes próteses. Os resultados indicaram que as tensões estavam localizadas principalmente no osso cortical e não no medular. Concluíram que isso é devido à maior densidade em comparação ao medular, sendo este um melhor sistema de dissipação de tensões. De acordo com a distribuição de tensões, as próteses unidas diminuíram mais as tensões que as próteses separadas.

Usando análise tridimensional de elementos finitos Çaglar et al. (2006) avaliaram os elevados picos de tensões na interface periimplantar com próteses fixas e cantilever na maxila posterior edêntula. Na elaboração dos modelos tridimensionais, foram empregadas duas configurações: 1) implante de 4,3 de diâmetro e 10 mm de comprimento foi posicionado no local correspondente ao primeiro e segundo premolar, e segundo molar, reabilitado com prótese parcial fixa de quatro elementos com pântico em primeiro molar; 2) implante posicionado na região correspondente ao segundo premolar e segundo molar, reabilitado com próteses cantilever mesial, correspondente ao primeiro premolar. O implante posicionado na região correspondente ao segundo molar, foi simulada três diferentes inclinações (0, 15, e 30°) e aplicadas três cargas (vertical, oblíqua e horizontal) na superfície oclusal de cada coroa protética. Os resultados mostraram que implante com inclinação 30° sob carregamento oblíquo aumenta o pico de tensão Equivalente Von mises quando comparado a carregamento

axial e horizontal. A concentração de tensões foi localizada na região do pescoço do implante e na interface periimplantar nas áreas correspondentes a o osso vestibular e palatino, mais do que as áreas mesial e distal para todos os grupos. Maiores picos de tensões foram localizadas na região distal dos implantes molares quando seu grau de inclinação aumenta. As tensões aumentaram significativamente para implante adjacente ao cantilever.

Hsu et al. (2007) avaliaram a influência das tensões na interface óssea periimplantar, na região anterior da maxila, sob três diferentes ângulos de carregamento (0°, 30° e 60°) e duas densidades ósseas. Foi aplicada uma força, não axial, de 178 N na superfície palatina da coroa protética. Por meio do software ANSYS, foram calculadas as tensões Equivalente Von Mises no osso cortical e implante. O pico elevado de tensão em osso de baixa densidade foi de 88 MPa e de 76 MPa para osso de maior densidade; a concentração das tensões foi observada no osso cortical, nas regiões palatina e vestibular, da área cervical correspondente ao pescoço do implante para todos os modelos. Os resultados mostraram que para modelos com maior densidade óssea, o ângulo de carga de 0° teve uma tensão de 11 MPa, para 30° de 44 MPa e 60° de 76 MPa. Para o modelo de baixa densidade óssea 0° teve tensão de pico de 16 MPa; para 30° de 53 MPa e 60° de 88 MPa. Assim, à medida que aumenta o ângulo de aplicação de carga a tensão também aumenta.

Usando Análises de Elemento Finito, Bergkvist et al. (2008) avaliaram as tensões induzidas no tecido ósseo maxilar ao redor de implantes unidos e separados. Foram modelados implantes de 4,1 mm de diâmetro por 12 mm de comprimento. Os pesquisadores verificaram que implantes unidos diminuem os picos de tensões em comparação aos implantes com coroa unitária, assim sob o ponto de vista biomecânico, os implantes unidos reduzem a evolução de perda óssea.

Halg, Schmid e Hammerle (2008) compararam a quantidade de perda óssea periimplantar e a incidência de complicações biomecânicas em prótese parcial fixa com e sem extensão cantilever. O estudo foi realizado em um período de dez anos, foram avaliados, radiograficamente na mandíbula e na maxila de 54 pacientes, um grupo experimental com extensão cantilever com um e dois implantes pilares posicionados na região de pré-molares e molares, e um grupo controle sem próteses cantilever. Foram empregados implantes com diâmetro de 3,3, 4,1 e 4,8 mm e 6 a 12 mm de comprimento nas diferentes estruturas protéticas. Os resultados do estudo mostraram que após um período médio de observação de 5,3 anos, a média de perda óssea periimplantar para pacientes com próteses cantilever foi de 0,23 milímetros e 0,09 mm para próteses sem cantilever. Com relação à mudança do nível ósseo em implantes reabilitados com prótese parcial fixa, com e sem cantilever, não houve

diferenças estatisticamente significantes. As taxas de vida útil de implantes com próteses cantilever atingiram 95,7% e 96,9% para implantes do grupo sem cantilever. Os pesquisadores concluíram que próteses parciais fixas cantilever não levam a maior incidência de falha em implantes e também não conduzem a maior perda óssea periimplantar em relação à prótese sem extensão cantilever.

O objetivo do estudo de Bellin et al. (2009) foi avaliar na interface periimplantar padrões de tensão de implantes inclinados e paralelos posicionados em maxila edêntula. Foram empregados implantes com diâmetro de 4 mm por 15 mm de comprimento para próteses cantilever com implantes distais inclinados a 30° e um grupo de prótese suportado por implantes paralelos, simulando maior extensão do cantilever distal. Pelo método dos elementos finitos, verificaram que a concentração de tensões está localizada na área cervical do implante distal para todos os modelos. Os implantes inclinados mostram menor valor de tensão em comparação aos implantes paralelos, indicando uma possível vantagem biomecânica em reduzir as tensões na interface osso-implante. Concluíram que a inclinação do implante permite uma redução no comprimento do cantilever, podendo contribuir uma distribuição de tensões mais favorável no osso. Níveis excessivos de tensão na interface osso-implante podem levar à perda óssea marginal e à vida útil do implante. O pico elevado de tensão foi encontrado adjacente à área cervical do implante distal correspondente à extensão cantilever.

Usando Análise de Elemento Finito, Silva et al. (2010) compararam o comportamento biomecânico de diferentes números de implantes (quatro e seis) implantes pilares reabilitados com próteses fixas implanto-suportadas na maxila. Os dois tipos de próteses implanto-suportadas foram construídos por meio do software Solidworks, utilizando implantes com diâmetro de 3,75 mm e comprimentos de 10 e 15 mm para todos os modelos. As próteses foram submetidas a quatro simulações de carregamento diferentes (oclusão total, desoclusão do canino, cantilever e ausência de cantilever). Verificaram que a localização de elevados picos de tensões equivalente Von Mises e padrões de distribuição estão comprometidos na área do pescoço do implante e região méso-palatina, em todos os modelos; e que, o sistema de próteses com seis implantes pilares diminuiu os maiores picos de tensões. Segundo os autores o cantilever deve ser evitado ou minimizado, pois aumentam as tensões na região distal do implante, tanto com quatro como com seis implantes pilares.

O objetivo do estudo de Bevilacqua et al. (2010) foi comparar e analisar por meio de elemento finito, a distribuição de tensões na interface periimplantar em quatro implantes posicionados na região posterior da maxila e reabilitados com próteses cantilever. Os

implantes distais foram avaliados de acordo com o grau de inclinação (0°, 15°, 30° e 45°). Carga vertical de 150 N foi aplicada na porção distal da prótese cantilever. Os elevados picos de tensão apresentaram concentrações, principalmente, na interface periimplantar e na estrutura metálica das próteses. Os dados de análise de elementos finitos revelaram que implantes distais inclinados, unidos com prótese parcial fixa rígidas, diminuem a tensão no osso periimplantar. Os pesquisadores salientaram que esta modalidade de tratamento parece ser uma alternativa terapêutica válida para próteses convencionais fixas ou com extensão cantilever e posicionamento de implantes paralelos na maxila.

Semper, Heberer e Nelson (2010) determinaram a relação entre comprimento da extensão cantilever distal e a quantidade de perda óssea marginal em torno de implantes posicionados na maxila. Avaliaram 172 implantes em um período de quatro anos, sendo pilares de trinta próteses cantilever com no máximo de 12 mm de comprimento. A perda do nível ósseo foi medida nas áreas mesial e distal dos implantes por meio de exames radiográficos obtidos em períodos de um ano. Os resultados mostraram que a perda óssea mesial para implantes pilares adjacente à extensão cantilever foi de 0,91 mm e de distal foi 1,05 mm. Não houve relação com o comprimento do implante e a perda óssea, também não houve influência do comprimento de extensões cantilever sobre a perda da crista óssea. Os resultados indicaram que as restaurações com extensões de barras distais até 12 mm são um tratamento adequado para pacientes desdentados.

Fazi et al. (2011), avaliaram por meio de MEF, a distribuição de tensões no osso e implantes em mandíbula edêntula. Foram empregados implantes de 12 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro com plataforma de 4,8 mm. Foram aplicadas cargas de 200 N em direção lingual a próteses parciais fixas implanto-suportada com extensão cantilever suportadas por cinco implantes paralelos, quatro implantes paralelos, três implantes paralelos e quatro implantes, sendo dois paralelos e dois implantes distais inclinados a 17° e 34°. Os autores mostraram que a concentração de tensão na interface periimplantar foi localizada na região distolingual correspondente à área mais próxima à extensão cantilever. Os elevados picos de tensão diminuíram com o aumento do número de implantes na região anterior mandibular.

Kimura et al. (2011) determinaram por meio de análise de elementos finitos a concentração de tensões em implantes com diferentes ângulos de inclinação e tecidos ósseos periimplantares. Foram posicionados no osso maxilar, dois implantes de 4,0 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento na região dos incisivos laterais com ângulo de inclinação de 76°, para o implante posicionado na região do elemento dental 12, e 97° para o implante posicionado na região do elemento dental 22; e dois implantes de 4,0 mm de diâmetro por

13,0 mm de comprimento na região dos premolares com ângulo de inclinação de 85° para implante na região 15 e 104° para o implante posicionado na região do elemento dental 25. Foi aplicada uma força vertical de 100 N para cada implante individualmente, reabilitado com restauração provisória. Verificaram que áreas do pescoço do implante e região correspondente ao osso cortical, são os principais locais de concentração das tensões em todos os grupos testados sob os diferentes posicionamentos, assim como, os diferentes ângulos de inclinação dos implantes.

Geralmente, a perda óssea periimplantar e componentes protéticos estão relacionados à concentração de tensões localizadas na interface ósseo-implante e pilar-implante. A região anterior da maxila é uma área estética que depende de função protética ligada à harmonia dos tecidos gengivais. A maior complicação de tratamentos nessa região se deve à perda óssea causada por esses elevados picos tensões. Contudo estudos biomecânicos têm sido desenvolvidos principalmente no estudo para a região posterior, por tal razão pesquisas no comportamento biomecânico na região anterior da maxila com próteses parciais fixas e estudo das influências das tensões nos tecidos ósseos periimplantares devem ser pesquisadas com mais detalhes e estudos complementares mais aprofundados devido à escassa informação na literatura. (BELSER et al., 2004; KONG et al., 2009; TABATA et al., 2011; VAILATI; BELSER, 2007)

4 Proposição

O objetivo do estudo foi avaliar por meio do método tridimensional dos elementos finitos a distribuição de tensões na interface osso/implante e implante/pilar em implantes com conexão cone morse posicionados na região anterior da maxila, simulando prótese parcial fixa cantilever (11-21) com implantes de 3,75 mm e 4,0 mm de diâmetro e 8,5 mm e 10 mm de comprimento e prótese parcial fixa convencional (12-22) com implantes de 3,75 mm e 3,3 mm de diâmetro e 8,5 mm e 10 mm de comprimento.

4 Material e Método

Para análise com o método dos elementos finitos são necessárias três etapas, denominadas de pré-processamento, processamento e pós-processamento. O pré-processamento compreende os passos necessários para a realização da simulação, como a construção do modelo geométrico representativo do objeto de estudo. O processamento é a simulação propriamente dita, onde a análise é realizada por meio de cálculos computacionais, utilizando fórmulas matemáticas previamente testadas para avaliação da situação desejada, e o pós-processamento é a análise dos resultados para obter as informações da simulação.

4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO

4.1.1 Reconstrução virtual da tomografia computadorizada

O modelo ósseo foi obtido a partir de uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EUA) pertencente a uma base de dados. Consiste numa representação geométrica real da arcada maxilar superior com todos os dentes, exceção dos 3º molares, e ausência de problemas periodontais; o objetivo da tomografia é fornecer um modelo da base óssea para o posicionamento dos implantes e posterior confecção das próteses para simulação.

A tomografia representou o terço médio da face, para abranger a região da maxila, em cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 216 cortes, com resolução de 640 x 640 Pixels. Esses cortes foram gravados no formato "Digital Imaging and Communications in Medicine Standard" (Dicom) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital "Invesalius 3.0 a 64 bits" (Centro de Tecnologia de Informação Renato Archer, Campinas, SP, Brasil) resultando na reconstrução digital da maxila, num modelo tridimensional (figura 1), gravado no formato "Stereolithography three dimensional Systems" (SLT, Rock Hill, EUA).

Figura 1- Imagem da maxila dentada obtida a partir da tomografia computadorizada

Desse modelo, foram removidos a região pósterio-superior da maxila e todos os elementos dentais, para fornecer uma base óssea adequada e facilitar o futuro processamento. (Figura 2). As coroas dos dentes naturais correspondentes aos elementos 11,12, 21 e 22, foram preservadas para fornecer forma e dimensão às próteses (Figura 3).

Figura 2- Base óssea após remoção da região postero - superior da maxila e dentes naturais

Figura 3- Porção coronária dos dentes 11,12, 21 e 22

4.1.2 Edição dos modelos da maxila

Após a reconstrução virtual, os modelos tridimensionais foram exportados para o “software” tipo “Computer Aided Design” (CAD) Solidworks 2011 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, EUA) para edição dos modelos.

Para reconstrução de tomografias, os softwares específicos como o Invesalio reconstróem o modelo em uma malha de faces poligonais de superfície, essas faces são exclusivamente triangulares e planas; para definir um modelo com precisão adequada, muitas vezes são necessárias dezenas ou centenas de milhares de faces. O modelo do estudo mostrou uma superfície óssea com 157.080 faces (Figura 4-A), entretanto a maioria dos “softwares” tipo CAD, para edição dos modelos, não aceita a importação com esse número de faces, contudo a redução do número de faces pode acarretar grande distorção nos modelos (Figura 4-B). A distorção do modelo com 500 faces pode ser evidenciada pela cor laranja na sobreposição, com o modelo com 157.080 faces, que está representado pela cor vermelha (Figura 4-C).

(A)

(B)

(C)

Figura 4- Plotagem da base óssea com aristas para visualização das faces. A: Modelo com 157080 faces poligonais. B: Modelo com 500 faces poligonais. C: Sobreposição dos modelos A e B

Para sanar esse problema, foi utilizado o suplemento de importação “Scan to 3D” do Solidworks para a transformação das faces poligonais em superfícies do tipo “Non Uniform Rational Basis Splines” (NURBS). Essas superfícies têm a capacidade de serem curvas e registrarem detalhes geométricos na própria face, assim, foi possível a redução do número de faces necessárias sem comprometer a precisão do modelo (figura 5).

Figura 5- Plotagem do modelo, (A) com 500 superfícies NURB, (B) sobreposição dos modelos com 157.080 faces poligonais e 500 superfícies NURB

Para representação do osso cortical e medular foi realizado um recurso de camadas com espessura de 2 mm, sendo a porção externa definida como osso cortical e a porção interna como osso medular. Essa medida foi utilizada para representar um osso classificado como tipo III, (MORRIS et al., 2004), isto é, osso cortical de espessura delgada. A Figura 6 apresenta a base óssea final.

Figura 6- Base óssea final. (A) Osso cortical (cinza) e medular (vermelho). (B) -Osso cortical transparente

4.1.3 Modelos dos implantes e componentes protéticos

Para a realização dos ensaios pelo método dos elementos finitos foram utilizados implantes AR - Morse e componentes protéticos com conexão interna Cone - Morse (Conexão, Araujá, SP, Brasil) (Figura 7) com diâmetro de 4,0 mm e comprimento de 10 mm (figura 7-a); diâmetro 3,75 mm e comprimento 10 mm (figura 7-b); Pilar Speed AR- Morse com pescoço de 2,5 mm (figura 7-c); Pilar Speed AR- Morse de 1,5 mm (figura 7-d); e “Coping” de Acrílico (figura 7-e). A Figura 8 mostra o posicionamento dos pilares Speed AR- Morse para implantes de 4,0 e 3,75 mm de diâmetro, sendo pilar com pescoço de 2,5 mm no implante de diâmetro 4,0 mm (figura 8-a) e pilar de 1,5 mm no implante de 3,75mm (figura 8-b).

Figura 7- Implantes e componentes protéticos

Figura 8- Posicionamento dos pilares Speed nos implantes

Para efetuar a reconstrução precisa das estruturas geométricas, inicialmente o modelo físico dos implantes e componentes protéticos foram analisados por meio de lupa (Bio Art, São Carlos, SP, Brasil), paquímetro (Litz Professional, Alemanha) e microscópio digital (modelo DM-130U) com aumento de 10X – 200X e software de mensuração (MiViewCap, China) (Figura 9).

Figura 9- Lupa, paquímetro e microscópio digital

Cada implante e componente protético (modelos físicos) foi mensurado inicialmente em diâmetro e comprimento com o paquímetro digital e lupa, a figura 10-a mostra a mensuração inicial em diâmetro e comprimento do implante Ar - Morse (4,0 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento e implante 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento) (Figura 10-b). Os diferentes modelos físicos foram levados ao microscópio digital com o auxílio do paquímetro (Figura 11).

Figura 10- Simulação de mensuração por meio do paquímetro digital (A) Implante 4,0 x 10 mm, (B) Implante 3,75 x 10 mm

Figura 11- Implante posicionado no paquímetro digital e levado ao microscópio digital

Os desenhos dos implantes e suas estruturas geométricas, assim como, dos componentes protéticos obtidos por meio do microscópio podem ser observados na tela do monitor. (Figura 12). As imagens das estruturas e/ou as informações da microscopia são representadas na tela por meio do software de mensuração MiViewCap (Figura 12- b).

O sistema de microscopia possibilita a visualização de uma área ampla das estruturas, podendo observar zonas específicas ou áreas críticas dos implantes e componentes protéticos, conservando as dimensões originais sem distorção da imagem, em escalas de 10X até 200X. (Figura 12-c)

O software permite a mensuração detalhada de cada microestrutura do implante e/ou componente protético de forma precisa nos diferentes diâmetros, comprimentos, larguras e espessuras, bem como as zonas correspondentes às áreas críticas, como cada rosca do implante (Figura 12-d). A mensuração detalhada tem como objetivo copiar fielmente cada estrutura geométrica dos implantes e componentes para ser representado o mais real possível em um desenho computacional tridimensional.

Figura 12- Visibilidade das características do implante no monitor do computador (a); implante analisado pelo microscópio digital no Software de mensuração (b); visualização do implante em comprimento e diâmetro (c); características do implante no software com mensuração (d)

As informações das mensurações correspondentes aos implantes e componentes protéticos foram editadas no “software” Solidworks 2011 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, EUA), cujo processo de desenho computacional, restabeleceu modelagem precisa das estruturas geométricas e cópia tridimensional exata das características dos implantes e componentes protéticos do fabricante (Conexão, Araujá, SP, Brasil) (Figura 13). O implante com o diâmetro de 3,3 e implante com o comprimento de 8,5 não foram elaborados por engenharia reversa, sua edição foi realizada diretamente no software *SolidWorks* considerando

a padronização das estruturas geométricas dos implantes do fabricante (4,0 mm e 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento).

Figura 13- Modelos tridimensionais dos implantes e componentes protéticos com pescoço de 1,5 mm e 2,5 mm em posição. **(A)** implante com diâmetro de 3,3 mm e comprimento de 8,5 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(B)** 3,75 x 8,5 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(C)** 3,75 x 8,5 mm, com pescoço de 2,5 mm; **(D)** 4,0 x 8,5 mm, com pescoço de 2,5 mm; **(E)** 3,3 x 10 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(F)** 3,75 x 10 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(G)** 3,75 x 10 mm, com pescoço de 2,5 mm **(H)** 4,0 x 10 mm, com pescoço de 2,5 mm.

Os implantes foram divididos em dois grupos, um correspondente à região dos incisivos centrais (A) e outro à região dos incisivos laterais (B). Cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos correspondentes aos diferentes diâmetros e comprimentos (Tabela 1).

Tabela 1- Características dos implantes Cone-Morse (AR-Morse)

Grupos		Diâmetro endósseo (mm)	Comprimento (mm)
CENTRAL	A1	3,75	10
	A2	3,75	8,5
	A3	4,0	10
	A4	4,0	8,5
LATERAL	B1	3,75	10
	B2	3,75	8,5
	B3	3,3	10
	B4	3,3	8,5

Os implantes foram posicionados paralelos em relação ao seu longo eixo na base óssea proveniente da tomografia, a plataforma do implante foi posicionada na altura da crista óssea com padronização do rebordo ósseo.

Na região dos incisivos centrais, (grupo A) dois implantes foram posicionados na porção média das coroas provenientes da tomografia 11 - 21, e na região dos incisivos laterais, (grupo B) na porção média das coroas 12 e 22 (Figura 14). Todos os implantes foram considerados 100 % osseointegrados.

Figura 14- Posição dos implantes AR – Morse **(A)** região centrais (11-21), **(B)** região dos laterais (12 – 22)

4.1.4 Modelos das próteses parciais fixas

O desenho obtido pelo computador de todas as coroas protéticas foram editados pelo software Solidworks 2011. O processo foi realizado por geometrias de acordo com as dimensões estabelecidas pelas porções coronária dos dentes (11,12, 21 e 22) provenientes da tomografia. O desenho foi padronizado gerando modelos computacionais tridimensionais seguindo os padrões de próteses parciais fixas convencionais (figura 15) e cantilever (Figura 16)

Após a edição dos modelos, as próteses foram configuradas em relação às propriedades como infra-estrutura protética de zircônia, com 0,3 mm de espessura sobre o pilar intermediário (figuras 15-16A), recoberta por material cerâmico modelando a forma coronária da prótese, com 1 mm de espessura (Figuras 15- 16 B-D). Foi simulada a fixação das próteses com cimento resinoso, em espessura padronizada de 0,1 mm, por meio do “coping” de acrílico do fabricante (Figura17). Para a análise dos Elementos Finitos a camada de cimento foi usada como contacto colado do Ansys.

Figura 15- Prótese Parcial Fixa convencional. **(A)** infra-estrutura de zircônio. **(B)** Vista vestibular com recobrimento cerâmico, **(C)** Vista palatino e **(D)** vista Cervico-incisal

Figura 16- Prótese Parcial Fixa Cantilever. **(A)** infra-estrutura de zircônio **(B)** Vista vestibular com recobrimento cerâmico, **(C)** Vista por palatino e **(D)** vista cervico-incisal

Figura 17- Vista sagital do sistema de implante- próteses na posição nos incisivos central (A) e lateral (B). A cor cinza = osso Cortical; Vermelho = osso Medular; Verde = implante conexão AR – Morse; Azul = Pilar intermediário AR – Morse; Roxo = Cimento Resinoso; marrom = infra-estrutura protética de zircônia; cinza claro = Cerâmica Feldespática; Azul Claro = Estrutura em Cerâmica padronização dos vetores

Após a elaboração dos modelos com as próteses (Figura 18) as estruturas posicionadas foram configuradas no programa CAD para obter transparência e definição dos modelos finais, com diferenças no comprimento e diâmetro dos implantes (figura 19).

Figura 18- Posicionamento dos implantes e componentes protéticos no modelo ósseo (A) região dos incisivos centrais e (B) região dos incisivos laterais

Figura 19- Modelos dos grupos avaliados. (A) região dos incisivos centrais e (B) dos incisivos laterais

4.2 PROCESSAMENTO

4.2.1 Simulação

Os modelos foram exportados do Solidworks para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). O material empregado na confecção dos modelos foi configurado em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson, com base na literatura (Tabela 2).

A estrutura antagonista foi considerada como cerâmica feldespática, o implante e pilar como titânio, a porção externa da prótese parcial fixa como cerâmica feldespática, a infra-estrutura da prótese como zircônia e o agente cimentante como cimento resinoso. Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Tabela 2- Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos materiais

Material	Módulo de Young. (GPa)	Coeficiente de Poisson
Cerâmica feldspática ¹	70	0, 19
Zircônia ¹	205	0, 16
Titânio ²	110	0, 33
Cimento resinoso ³	8, 3	0, 3
Osso cortical ⁴	13, 7	0, 3
Osso Medular ⁴	1, 37	0, 3

Rocha et al. (2011)¹; Abreu et al. (2010)²; Freitas et al. (2010)³; Lee et al. (2012)⁴.

4.2.2 Análise pelo método dos elementos finitos

É um método numérico que utiliza equações parciais diferenciais para analisar as estruturas. Os modelos virtuais dos implantes e componentes protéticos em posição foram gerados com suas respectivas propriedades mecânicas, posteriormente, foi realizada a discretização, ou seja, criação de uma malha de nós e elementos.

Para a obtenção da discretização dos implantes foi realizada uma simplificação na geometria das roscas do implante devido aos ângulos micro-agudos, como união do primeiro espiral com o segundo na região cervical do implante. Devido à convergência micro-aguda desses ângulos, em alguns casos, a malha de elementos finitos não evidencia uma resposta automática devido à limitada informação da superfície geométrica. Para salientar essa

difficuldade e acelerar o processo de análise, pequenas modificações no perfil geométrico das primeiras roscas foram realizadas, como a separação da convergência dos espirais pela simplificação de dois espirais paralelos.

A malha denominada elemento finito foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid187) e controlada por meio de um processo de refinamento da malha, resultando, assim, um numero de nós e elementos por modelos (Tabela 3).

Tabela 3- Numero de nós e elementos por modelo

Região	Modelos	Nós	Elementos
C E N T R A L	A1 (3,75 x 10 mm)	1365799	889774
	A2 (3,75 x 8,5 mm)	1299416	842252
	A3 (4,0 x 10 mm)	1379669	895742
	A4 (4,0 x 8,5 mm)	1284862	832768
L A T E R A L	B1 (3,75 x 10 mm)	1516795	991913
	B2 (3,75 x 8,5 mm)	1431161	934271
	B3 (3,3 x 10 mm)	1347893	882572
	B4 (3,3 x 8,5 mm)	1274271	832602

Para obtenção de resultados precisos das estruturas foi empregada maior quantidade de nós conectando os elementos finitos, sendo igual para todos os modelos na extensão total da sua estrutura (Figuras 20 – 24), abrangendo regiões específicas em cada modelo, como a interface osso- implante (Figura 21), pilares (Figura 22) e implantes (Figura 23).

O método gera resultados por aproximação, assim, quanto maior o numero de nós e elementos que definem o modelo, maior será a precisão dos resultados obtidos. Porém, essa aproximação de nós e elementos, devido ao refinamento da malha, podem ser vista por zonas mais obscuras nos modelos ou nas regiões e interesse (Figura 24).

Figura 20- Plotagem gráfica da malha de elementos finitos para os diferentes Modelos do estudo (A) implantes na região Centrais, (B) Implantes na região dos Laterais

Figura 21- Plotagem gráfica da malha de elementos finitos para os modelos de osso Peri - implantar (A) Região dos incisivos centrais, (B) Região dos incisivos laterais

Figura 22- Plotagem gráfica da malha de elementos finitos para os diferentes pilares intermediários (A) Pilar Speed 3,75 (B) Pilar Speed 4,0 (C) Pilar Speed 3,3

Figura 23- Plotagem gráfica da malha de elementos finitos para os diferentes comprimentos e diâmetros de implantes e componentes protéticos com pescoço de 1,5 mm e 2,5 mm. **(A)** implante com diâmetro de 3,3 mm e comprimento de 8,5 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(B)** 3,75 x 8,5 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(C)** 3,75 x 8,5 mm, com pescoço de 2,5 mm; **(D)** 4,0 x 8,5 mm, com pescoço de 2,5 mm; **(E)** 3,3 x 10 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(F)** 3,75 x 10 mm, com pescoço de 1,5 mm; **(G)** 3,75 x 10 mm, com pescoço de 2,5 mm **(H)** 4,0 x 10mm, com pescoço de 2,5 mm.

Figura 24- Plotagem gráfica da malha dos elementos finitos para as diferentes estruturas do modelo (corte sagital), a = Osso Peri – implantar; b = implante AR – Morse; c = Pilar Speed 3,3; d = Infra-estrutura de Zircônia; e = Coroa Protética em cerâmica

Foi simulada aplicação de carga oblíqua de 178 N (HSU et al., 2007; ZHANG et al., 2008), com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do implante (REINHARDT et al., 1983) (Figura 25-A). Para padronizar o local de aplicação da carga oclusal foi confeccionada uma estrutura em material cerâmico (Figura 25-B) na superfície palatina das próteses na região média entre a cervical e incisal (Figura 25 C-D). Todos os contatos foram usados como união perfeita, não permitindo a formação de fendas e/ou deslizamentos.

Figura 25- Vetor de aplicação da carga oclusal representado pela seta vermelha. (A) Vista vestibular, (B) Representação do vetor; (C) Vista lateral; (D) Vista Palatina

Aplicação da carga oclusal transmite uma tensão à reabilitação implanto-suportada, este comportamento biomecânico é visualizado grafica e numericamente.

5 Resultados

Foi realizado estudo dos modelos na interface pilar-implante e osso periimplantar por serem áreas de contato crítico que geram elevados picos de tensões sob cargas mastigatórias. Os resultados foram analisados numérica e graficamente. Os modelos foram analisados segundo o critério de Von Mises, evidenciando os picos de maior tensão localizados no mesmo ponto e representados pela cor vermelha.

5.1 Análise dos picos de tensões na região dos incisivos centrais

5.1.1 Componente protético

Os valores das tensões de Von Mises são apresentados na Tabela 4 e ilustrados na Figura 26.

Tabela 4- Resultados da tensão de Von Mises dos componentes protéticos posicionados em implantes região dos incisivos centrais (valores em MPa e porcentagem)

Grupos	Tensão (MPa)	%
A1 (3,75 x 10 mm)	368, 780	99,56
A2 (3,75 x 8,5 mm)	370, 413	100
A3 (4,0 x 10 mm)	367, 995	99,34
A4 (4,0 x 8,5 mm)	367, 476	99,20

Figura 26- Gráfico dos picos de tensão nos componentes protéticos

A figura 27 apresenta o mapa de cores das tensões de Von Mises nos implantes com diferentes comprimentos e diâmetros.

Figura 27- Distribuição da tensão de Von Mises em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão Cone -Morse na região dos incisivos centrais

5.1.2 Osso Periimplantar

Os valores dos picos de tensão na região do osso periimplantar são apresentados na Tabela 5 e ilustrados na Figura 28.

Tabela 5- Resultados dos picos de tensão no osso periimplantar posicionados de implantes posicionados na região dos incisivos centrais (valores em MPa e porcentagem)

Grupos	Tensão (MPa)	%
A1 (3,75 x 10,0 mm)	51,243	95,16
A2 (3,75 x 8,5 mm)	53,846	100,00
A3 (4,0 x 10,0 mm)	47,284	87,81
A4 (4,0 x 8,5 mm)	49,156	91,28

Figura 28: Gráfico dos picos de tensão no osso periimplantar.

Figura 29- Distribuição das tensões de von Mises no osso peri-implantar de implantes com conexão Cone-Morse, posicionados na região dos incisivos centrais (Vistas cervical e sagital)

5.1.3 Análise do mapa de cores de tensão dos pilares protéticos e osso periimplantar posicionados na região dos incisivos centrais.

A análise matemática do ensaio pelo método dos elementos finitos evidenciou que a distribuição dos elevados picos de tensões era semelhante nos componentes protéticos para os diferentes diâmetros (3,75 e 4,0 mm) e comprimentos (8,5 e 10,0 mm), em implantes posicionados na região dos incisivos centrais. O valor mais elevado (370,413 MPa) correspondeu ao implante de 3,75 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento, e o menor valor (367,475 MPa) ao implante de 4,0mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento. No osso periimplantar o pico elevado de tensão variou de 53,846 MPa, para implante com 3,75mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento, à 47,284 MPa, para implante com 4,0 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento.

O aumento do diâmetro de 3,75 mm para 4,0 mm reduziu os valores dos maiores picos tensão em 7,35% para implantes de 10 mm e 8,75% para os de 8,5 mm. Quanto ao comprimento, no aumento de 8,5mm para 10 mm houve redução de 3,47% e 4,84% para implantes com 4,0mm e 3,75mm de diâmetro, respectivamente.

O gráfico de cores evidenciou que a área dos picos elevados de tensão, na análise do componente protético, está localizada na interface pilar-implante, na face vestibular, sendo esta tensão semelhante para todos os diâmetros e comprimentos estudados. No osso periimplantar, na face palatina, foi evidenciada área de concentração de tensão semelhante na interface osso cortical/implante, na região da sexta rosca do implante, em todos os grupos. Na face vestibular houve concentração de tensões na plataforma e parte superior do pescoço. Nos implantes de mesmo comprimento, o padrão de distribuição de tensão na plataforma foi semelhante, sendo evidenciada, no sentido mesio-distal, em forma de linha contínua nos implantes de 8,5mm e intercalada nos de 10 mm.

5.2 Análise dos picos de tensão na região dos incisivos laterais

5.2.1 Componente protético

Para visualizar os maiores picos de tensões nos pilares intermediários (Tabela 6; Figura 30) e osso periimplantar (Tabela 7, Figura 32), os resultados foram agrupados numérica e graficamente e analisados segundo o critério de Von Mises, informando os picos de maior tensão localizados sempre no mesmo ponto.

Tabela 6- Resultados dos picos de tensão dos componentes protéticos na região incisivos laterais (valores em MPa e porcentagem)

Grupos	Tensão (MPa)	%
B1 (3,75 x 10 mm)	434,364	52,15
B2 (3,75 x 8,5 mm)	433,666	52,06
B3 (3,3 x 10 mm)	826,520	99,23
B4 (3,3 x 8,5 mm)	832,911	100,00

Figura 30- Gráfico dos picos de tensão nos pilares intermediários

Figura 31- Plotagem de tensão nos componentes protéticos para implantes com conexão Cone-Morse, posicionados na região dos incisivos laterais

5.2.2 Osso Periimplantar

Tabela 7- Resultados dos picos de tensão no osso periimplantar região incisivos laterais (valores em MPa e porcentagem)

Grupos	Tensão (MPa)	%
B1 (3,75 x 10 mm)	50,277	78,02
B2 (3,75 x 8,5 mm)	51,912	80,56
B3 (3,3 x 10 mm)	61,151	94,90
B4 (3,3 x 8,5 mm)	64,433	100,00

Figura 32- Gráfico dos picos no osso periimplantar

Figura 33- Plotagem de tensão no osso peri-implantar para implantes, com conexão Cone- Morse, posicionados na região dos incisivos laterais (Vistas cervical e sagital)

5.2.3 Análise do mapa de cores de tensão dos pilares protéticos e osso periimplantar posicionados na região dos incisivos laterais.

Para implantes posicionados na região dos incisivos laterais, os maiores valores de tensão foram detectados em implantes com 3,3 mm de diâmetro, de ambos comprimentos (8,5 e 10mm), tanto no componente protético como no osso periimplantar.

Os picos elevados de tensão, nos componentes protéticos, em implantes de 10 mm e 8 mm foram, respectivamente, 47,08% e 47,94% menores com o aumento do diâmetro de 3,3mm para 3,75mm. Com o aumento do comprimento de 8,5mm para 10 mm houve redução da tensão (0,77%) em implantes de 3,3mm e aumento (0,09%) nos de 3,75mm.

No osso periimplantar, o aumento do diâmetro de 3,3mm para 3,75mm evidenciou redução das tensões em 19,44% para implantes de 8,5mm e 16,88% para implantes de 10 mm. Em relação à alteração do comprimento de 8,5mm para 10 mm, houve redução da tensão de 5,1% para implantes de 3,3 mm e 2,54% para os de 3,75 mm.

O gráfico de cores dos componentes dos implantes mostrou que as áreas dos picos elevados de tensão, vestibular e palatina, foram semelhantes para os implantes de mesmo diâmetro. Nos implantes de 3,75mm houve concentração de tensões na interface pilar/implante, enquanto nos de 3,3mm houve envolvimento de toda área do pescoço do implante. Na análise do osso periimplantar, implantes com 3,75mm de diâmetro apresentaram mesmo padrão de concentração de tensões na plataforma vestibular e no osso cortical palatino, circundando pequena área na região da quarta à sexta rosca. Nos implantes de 3,3mm, houve concentração de tensão na face vestibular desde a plataforma até a primeira rosca do implante, envolvendo todo o pescoço e osso cortical, até o limite da primeira com a segunda roscas para os implantes de 10 mm e até a primeira para os de 8,5 mm. Na região palatina ocorreu concentração de tensões na área limite do pescoço do implante até a primeira rosca, e no osso cortical a partir da terceira até a sétima roscas, sendo a extensão da área palatina maior para os implantes de 10 mm.

6 Discussão

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, o processo de desenho computacional foi realizado obtendo uma solução simplificada do tecido ósseo, moldagem geométrica dos implantes e interface de união estreita como contato colado.

O processo de desenho computacional com configuração simplificada limita a eficácia da resposta biomecânica na análise das tensões no osso periimplantar. A transformação direta de modelos de duas dimensões para modelos tridimensionais e transformação de imagem de dados a partir de tomografia computadorizada e/ou ressonância magnética são métodos adequados e estão disponíveis para o desenvolvimento de modelos anatomicamente mais precisos (GENG; TAN; LIU, 2001).

A eficácia de uma simulação depende principalmente da qualidade da modelagem geométrica, condições de contorno e informações das propriedades dos materiais. Se o objeto do estudo for modelado com diferentes formas e tamanhos e estabelecido com informações fora do padrão real ou bibliográfico, a simulação apresentará resultados inapropriados e/ou inadequados (DING et al., 2008).

Uma das dificuldades no pré-processamento em “software” de simulação dos elementos finitos está relacionada à modelagem geométrica, como os ângulos micro-agudos e união da primeira rosca com a segunda, na região cervical do implante. Em alguns casos, a malha de elementos finitos não evidencia uma resposta automática devido às informações limitadas da superfície. Para sanar essa dificuldade e acelerar o processo de análise, pequenas modificações ou simplificações são aceitas e consideradas no contorno geométrico das estruturas, realizando a separação das superfícies de ângulos micro-agudos em duas superfícies paralelas.

Existem principalmente quatro fatores principais que podem afetar os resultados na previsão do comportamento biomecânico sob tensões, como detalhe geométrico do objeto a ser modelado, quantidade de números de nós e elementos, tipos de elementos, propriedades dos materiais selecionados e condições de contorno (ADA et al., 2003). Adiferença no padrão da malha de elementos finitos entre os modelos tridimensionais também pode ser inapropriada na comparação, propiciando diferenças nos resultados qualitativos e quantitativos de tensão/deformação (WINTER et al., 2011).

Outro fator que influi na eficácia dos resultados é o limitado nível de refinamento da malha nos modelos tridimensionais. Embora o refinamento da malha de elementos finitos aumente o tempo de cálculo, essa informação entre os nós que conectam os elementos finitos

deve ser estudada para não permitir um resultado com erro numérico. Geralmente o refinamento de malha propicia resultados consistentes e específicos com valores mais precisos que uma malha mais simplificada (WINTER et al., 2011).

As propriedades dos materiais influenciam os resultados na distribuição de tensão em uma estrutura quando não empregados os valores estabelecidos na literatura. As propriedades de todos os materiais no presente estudo foram estabelecidas de acordo com a literatura e considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, caracterizados por duas constantes (módulo de Young e coeficiente de Poisson), sendo esses dois parâmetros suficientes para descrever propriedades dos materiais de todos os objetos do estudo (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; 2002; BERGKVIST et al., 2008; GENG; TAN; LIU, 2001; HSU et al., 2007; ROMEED et al., 2004; TADA et al., 2003; YOKOYAMA et al., 2004).

A simulação de tecidos ósseos e as respostas de comportamento biomecânico, em relação a um tecido humano, têm oferecido dificuldade nos resultados de tensão e deformação com MEF. Na maioria dos estudos com elementos finitos, o tecido ósseo periimplantar é simplificado como um sólido; contudo, os modelos ósseos, objetos do estudo, igualmente são classificados como materiais homogêneos e lineares de comportamento elástico, e caracterizados pelas constantes (DING et al., 2009; GENG; TAN; LIU, 2001). Essa é uma das principais limitações nas simulações do comportamento biológico (tecidos ósseos periimplantares). Isso se deve à estrutura complexa natural ou biológica que envolve os tecidos ósseos em situações vivas. Estudos com MEF comumente utilizam simplificações nos tecidos ósseos porque a estrutura não tem um padrão precisamente estabelecido ou definido, pois o comportamento mecânico e as características variam entre os indivíduos (SILVA et al., 2010).

A simplificação nos modelos ósseos simulados como um sólido é aceita e é normalmente empregada na maioria dos estudos com elementos finitos, contudo, podem ser simulados tecidos ósseos não homogêneos, modificando as propriedades que diferenciam os ossos cortical e trabecular, sendo este último considerado como principal nas análises de pesquisas, e comumente estabelecido pelos pesquisadores (CAGLAR et al., 2006).

Em estudos com elementos finitos, modelos de implantes são geralmente assumidos como 100% osseointegrados ou união de contato colado, o que significa que os tecidos ósseos cortical e medular estão perfeitamente unidos à superfície do implante (DING et al., 2008). Igualmente, o presente estudo considerou os implantes posicionados no osso maxilar como 100% osseointegrados; no entanto, histologicamente não existe 100% de osseointegração e/ou

contato colado entre duas superfícies que caracterizam uma interface de união num caso clínico real (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; 2002; YOKOYAMA et al., 2004).

Estudos de elementos finitos em reabilitação bucal, comumente consideram implantes como 100% integrados às superfícies ósseas cortical e trabecular, assim como o contato colado, para simplificar e ou adequar os modelos para uma simulação, portanto isso induz a imprecisão de análise em relação às situações clínicas. Métodos de elementos finitos têm desenvolvido diferentes percentagens de osseointegração como ocorre clinicamente, mas ainda está em análise de validade (DING et al., 2009; GENG; TAN; LIU, 2001; HSU et al., 2007; FAZI et al., 2011)

No presente estudo foram plotados resultados qualitativos e quantitativos para pilares protéticos, implantes e tecidos ósseos periimplantares por meio de tensões equivalentes Von Mises (EQV). Esse critério representa a magnitude física proporcional à energia de distorção, e é calculada a partir das tensões principais de tração e compressão. Embora existam métodos mais eficazes e convenientes para simular a análise do osso periimplantar, foram utilizadas tensões Equivalente Von Mises para todos os modelos representativos do estudo, por ser um dos critérios mais utilizados, simplificados e aceitos nas pesquisas odontológicas.

Os resultados com tensões principais (de tração, tensão máxima e de compressão, tensão mínima) e tensões Equivalente Von Mises (tração e compressão elevados ao quadrado) têm sido utilizados da mesma forma para analisar tecidos ósseos. Contudo, não há uma norma ou diretriz específica para a interpretação de resultados quantitativos. O critério de tensão Von Mises é adequado para interpretar as tensões de pico em implantes e componentes protéticos e tensões principais para tecidos ósseos, porque é material frágil enquanto tensões Equivalente Von Mises é empregada em materiais dúcteis, como implantes e pilares (ALBERTS et al., 2003; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001).

O software de análise de elementos finitos calcula automaticamente as tensões Equivalente Von Mises, assim como outros padrões de cálculos de tensão. Quando é utilizado EQV em tecidos ósseos, as análises dos resultados devem ser enfatizados nas comparações qualitativas (TADA et al., 2003).

As tensões EQV para tecidos ósseos têm sido analisadas na grande maioria das pesquisas com elementos finitos, portanto essa análise leva a uma resposta limitada do problema quando são expressas em análises quantitativas, mas, a sua interpretação é aceita. (WINTER et al., 2011).

Implantes de conexão interna cônica devem ser inseridos no nível da crista óssea para obter redução dos picos de tensão. (HANSSON, 2003).

Todos os modelos no presente estudo foram simulados com implantes posicionados ao nível da crista óssea. Os resultados mostraram que a tensão no pescoço do implante e face vestibular. O osso cortical, pode aumentar o risco de perda da crista óssea. A perda da crista óssea periimplantar está diretamente associada com elevados picos de tensões localizadas no pescoço do implante (DEMENKO et al., 2011).

As tensões tendem a se concentrar mais no osso cortical que no medular, aumentando assim, o risco de reabsorção óssea devido à diferença na resistência à deformação dos tecidos ósseos (BEVILACQUA et al., 2011; DING et al., 2009). Perda da crista óssea ocasiona resultados insatisfatórios em tratamentos com próteses implanto-suportadas, principalmente na região anterior da maxila.

Tensão e força máximas no osso maxilar ocorrem principalmente na borda superior do osso cortical próximo ao pescoço do implante e na face palatina lingual, quando é aplicada força oblíqua. (QUIAN et al., 2009).

Os implantes são posicionados, geralmente, ao nível da crista óssea, isso provavelmente resulta em maior possibilidade de perda pelo contato direto com o osso cortical periimplantar. Para sanar este problema foram propostos tratamentos com implantes posicionados 3 mm infra-ósseos (SPEAR, 2008).

Elevados picos de tensões são localizadas especificamente no ombro do implante e região óssea periimplantar quando o implante é posicionado ao nível da crista óssea. Para evitar tensões desfavoráveis nessa região óssea periimplantar, os implantes devem ser colocados entre 2 e 3 mm abaixo do osso cortical e não ao nível da crista óssea, para evitar que a carga não seja distribuída diretamente no osso cortical e sim no osso trabecular (NOVAES et al., 2009; DEGIDEI et al., 2011).

Ocorre reabsorção óssea após extração dentária e após reabilitação implanto - suportada submetida a cargas por vários anos em função. Esta reabsorção é normalmente considerada biológica até 1,5 mm, portanto, se um implante for colocado ao nível da crista óssea, seguramente, após um período de tempo, o osso pode ser evidenciado até na primeira rosca do implante devido à reabsorção “biológica” (PETRIE, 2005).

Os estímulos de elevados picos de tensões na região do osso cortical periimplantar somados à reabsorção óssea são fatores adicionais na perda precoce da crista óssea, contribuindo para tratamentos insatisfatórios, especialmente em casos clínicos na região

anterior da maxila, pois comprometem a função e harmonia da reabilitação na zona estética (FU et al., 2011).

Na região anterior da maxila, deve ser considerado o conceito de harmonização das papilas e tecidos moles com a restauração protética. Nessa região, a biomecânica dos tecidos moles pode não se adaptar aos diâmetros amplos dos implantes, levando a complicações estéticas, recessões gengivais e colapso da arquitetura papilar. Assim, a escolha adequada do diâmetro na região anterior da maxila estará condicionada à quantidade óssea. Quando houver espaço ósseo insuficiente na região anterior, devem ser empregados diâmetros menores, com a finalidade de propiciar espessura óssea vestibular, fornecendo suporte ósseo adequado aos tecidos moles (FU; LEE; WANG, 2011).

Modificação anatômica dos tecidos ósseos para conseguir diâmetros maiores é um tratamento, muitas vezes, inapropriado. Para a realização de tratamentos com implantes é necessário verificar a condição do tecido ósseo disponível no sentido meso-distal, apice-coronal e vestibulo-palatino, assim como as estruturas anatômicas presentes no local, como papila interdental e/ou forâmem naso-palatino, pois a quantidade óssea tridimensional condiciona a escolha do diâmetro e comprimento. Portanto, o uso de diâmetros maiores está condicionado à quantidade óssea ou largura do rebordo residual; além disso, sua utilização dificulta a formação de um perfil de emergência natural em comparação a diâmetros estreitos (DING et al., 2009).

A maioria das falhas reportada com implantes de diâmetro reduzido está relacionada a fatores como técnicas cirúrgicas traumáticas, local a ser implantado e quantidade e densidade ósseas (RENOUARD; NISAND, 2006). Somado às condições de um plano de tratamento e a uma técnica cirúrgica adequada, o uso de implantes curtos e estreitos pode ser uma alternativa adequada nos tratamentos com próteses parciais fixas em pacientes parcialmente desdentados (ANITUA et al., 2010; VAN ASSCHE et al., 2011; LAI et al., 2008). Implantes curtos podem contribuir para uma adequada biomecânica, especialmente quando unidos por meio de próteses fixas e posicionados em osso de baixa densidade, como o tipo III, na região anterior da maxila.

Prótese parcial fixa convencional com implantes regulares e estreitos; prótese cantilever com implantes regulares; prótese fixa com implante pilar central (diâmetro regular) e implante pilar lateral com (diâmetro estreito) e implantes unitários são os tratamentos comumente utilizados na reabilitação de paciente parcialmente desdentado na região anterior da maxila (VAILATI; BELSER, 2007). Os dois últimos tratamentos propiciam maiores

desvantagens estéticas, sendo então prótese parcial fixa convencional ou próteses cantilever os tratamentos mais indicados para reabilitar pacientes com ausência dos incisivos centrais e laterais superiores.

Dois implantes posicionados nas extremidades de prótese parcial fixa convencional, na região anterior da maxila, propiciam vantagens estéticas, pois os pânticos centrais fornecem maiores possibilidades para adequar a linha média do sorriso, criam adequada aparência da arquitetura gengival e propiciam tratamentos com menores custos (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; VAILATI; BELSER, 2007)

Os implantes posicionados na região dos incisivos centrais e adjacentes ao espaço anodôntico aumentam os riscos de reabsorção e/ou perda da crista óssea, prejudicando a conservação da altura da papila interdental, que é um dos requisitos para o sucesso de uma reabilitação estética. Concentração de tensões em implantes e *abutment* protéticos aceleram o processo de fadiga, podendo afetar a integridade estrutural dos componentes mecânicos (SILVA et al., 2010; ZARONE et al., 2003).

Prótese parcial fixa convencional deve ser a primeira opção para reabilitar pacientes parcialmente desdentados, pois o emprego de extensão cantilever pode induzir maiores concentrações e picos de tensões nos componentes protéticos e tecidos ósseos periimplantares, possibilitando maiores riscos de reabsorção ou perda da crista óssea, comprometendo assim os resultados estéticos e a longevidade das restaurações protéticas (YOKOYAMA et al., 2004). Para diminuir o risco de maiores concentrações de tensão deve-se evitar próteses com extensão cantilever e priorizar tratamentos com PPF convencional. (MISCH et al., 2006)

Evidências clínicas defendem que prótese cantilever não propicia maior perda óssea periimplantar e falhas de componentes em comparação à PPF convencional, embora esta última apresente melhor comportamento mecânico (HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008)

Prótese cantilever com dois implantes regulares também é adequada para reabilitar pacientes com ausência dos incisivos superiores, pois o braço de extensão do cantilever distal é curto e não representa risco de problemas biomecânicos, contudo, podem ocorrer problemas relacionados à estética, assim o tratamento de escolha deve ser próteses fixa (VAILATE; BELSER, 2007).

A extensão cantilever foi criada para evitar lesões e simplificar a reabilitação em regiões com reduzida quantidade óssea, correspondente principalmente à região anterior. Esse desenho possibilita direção adequada das forças da mastigação no corpo do implante, com

redução das forças compressivas nos componentes protéticos e implantes (SEMPER; HEBERER; NELSON, 2010; JACKSON, 2003).

Os resultados obtidos no presente estudo mostrou que os valores e as áreas expostas a elevados picos de tensões foram localizadas, na interface componente protético-implante e interface osso-implante, para os diferentes comprimentos (8,5 e 10 mm) e diâmetros (3,3; 3,75 e 4,0).

Os valores e a concentração de tensões são localizados, principalmente, nessas regiões, na interface pilar-implante, ombro do implante e interface óssea periimplantar. A localização das tensões também são influenciadas pelo tipo de carregamento, o “não axial” tem sido documentado na maioria das pesquisas com elementos finitos como a mais influente e patológico para perda da crista óssea. (ANITUA *et al.*, 2010; DEMENKO *et al.*, 2011; FAZI *et al.*, 2011; GALINDO-MORENO *et al.*, 2011; KARL *et al.*, 2004; 2011; KIMURA *et al.*, 2011; ORIVE, 2010; SILVA *et al.*, 2010; TABATAS *et al.*, 2011)

Embora carga não-axial em implantes tenha sido documentada como a mais patológica, devido ao risco da concentração de tensões exceder a capacidade de suporte fisiológico de osso cortical (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2002), na literatura não há um consenso sobre qual carga seria capaz de causar tensão mais elevada, e levar à perda óssea (crista marginal) e/ou componentes protéticos. Também não existem valores exatos de tensões que possam ser patológicos devido a fatores mecânicos (comprimento, diâmetro, posição, superfície do implante e componentes protéticos) e biológicos (qualidade óssea, força oclusal e condições de saúde do paciente (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; BARBIER *et al.*, 1998; DING *et al.*, 2009; GENG; TAN; LIU, 2001; HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008; HARTOG *et al.*, 2011; LIN; WANG, 2003; SEMPER; HEBERER; NELSON, 2010; TADA *et al.*, 2003).

Os fatores que afetam a distribuição de tensões e o sucesso de próteses fixas implanto-suportadas incluem inclinação, posição, forma, comprimento, diâmetro e número de implantes, tipo de esplintagem da prótese, superfície oclusal, propriedades do material e forma transversal da supraestrutura protética. Prótese fixa sobre implantes com extensão cantilever apresenta fatores adicionais que podem influenciar a distribuição de tensões, como comprimento da forma transversal da estrutura e suporte da extensão distal (GENG; TAN; LIU, 2001; ESKITASCIOGLU *et al.*, 2004).

O titânio, como material restaurador, não apresenta danos/fraturas por um processo único de força mastigatória ou por único pico de tensão, mas sim depois de vários ciclos

repetitivos de cargas, por vários anos. Dessa forma, a peça de titânio pode fraturar com tensões muito menores do que seria normalmente necessário num esforço único. O sobrecarregamento pode levar à falha no implante por fadiga. De qualquer forma, os altos picos e concentração de tensões máximas em pilares protéticos e implantes aceleram o processo de fadiga e podem afetar a integridade estrutural dos componentes mecânicos. Assim, quanto maior for o pico, maior será o risco de complicações precoces da peça como afrouxamento e fraturas, assim como reabsorções ósseas por sobrecarga fisiológica. (GENG; TAN; LIU2001; ZARONE et al., 2003).

O comportamento ósseo difere das estruturas protéticas, pois variam com suas propriedades físicas e/ou mecânicas, de acordo com a teoria mecanostática de Frost, que salienta que são os estímulos que determinam a resposta óssea e os picos de tensões periimplantares devem se mantidas abaixo de 60 MPa. Cargas muito inferiores a esse valor podem levar o osso a um processo de atrofia por desuso e subsequente perda óssea; enquanto cargas intensas (sobrecarga), além do limite tolerado pelo organismo, podem promover reabsorção óssea e/ou falha do implante por fadiga (FROST, 1987).

No presente estudo, a maior tensão no osso periimplantar tipo III foi de 53,846 MPa para implantes de 3,75mm de diâmetro e 8,5mm de comprimento, posicionados na região dos incisivos centrais, e 64,433 MPa para implantes de 3,3 x 8,5 mm na região dos incisivos laterais. Considerando a teoria de Frost, provavelmente, esse pico de tensão não será prejudicial para o tecido ósseo periimplantar, pois o valor obtido é próximo a 60 MPa.

Os resultados revelaram que os valores e as áreas de elevado pico de tensão, para implantes posicionados na região dos incisivos centrais e reabilitados com prótese cantilever, foram semelhantes em ambos comprimentos e diâmetros estudados. A concentração de tensões ocorreu, principalmente, na vestibular da interface componente protético-implante, na interface periimplantar do osso cortical palatino e na vestibular do ombro do implante.

No desenho protético de extensão cantilever, os implantes pilares apresentam maior concentração de tensões nas áreas, mesial e/ou distal, adjacentes à extensão. Ocorre concentração de tensões nas áreas do osso cortical periimplantar próximas ao cantilever, com os maiores níveis de perda óssea nos implantes posicionados adjacentes ao cantilever (AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2002; HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008; WHITE et al., 1994). Neste estudo não houve concentração de tensões nos referidos locais. Halg, Schmid e Hammerle (2008) obtiveram valores médios semelhantes de perda óssea em implantes adjacentes e distantes das extensões cantilever em próteses parciais fixas suportadas por dois implantes.

Extensão cantilever de qualquer comprimento propicia concentração de tensões nas regiões do osso cortical e pescoço do implante. Prótese cantilever de quatro elementos com dois implantes pilares direciona as tensões mais para as áreas vestibular, palatina/lingual que para as áreas mesial ou distal. Quando prótese cantilever é empregada para substituir mais de quatro elementos dentais, as tensões são direcionadas mais para mesial e distal que para as áreas vestibular e palatina/lingual (ÇAGLAR et al., 2006; SEMPER; HEBERER; NELSON 2010).

Carregamento oblíquo também direciona a tensão no longo eixo do implante e tecidos circundantes, de modo que a força seja transmitida no mesmo sentido da carga. As maiores concentrações de tensão, para esse tipo de carregamento, estão localizadas principalmente no pescoço do implante e componentes protéticos, nas áreas vestibular e palatina (ÇAGLAR et al., 2006; MISCH; BIDEZ, 1994; GENG et al., 2004; KAN et al., 2011).

Os resultados mostraram que os valores e as áreas de maior pico de tensão nos *abutments* posicionados em implantes na região dos incisivos centrais, foram semelhantes para os diferentes comprimentos e diâmetros estudados. No tecido ósseo periimplantar também não houve alteração significativa de tensão, evidenciando que o comprimento e diâmetro tiveram influência reduzida na biomecânica. A prótese com extensão cantilever, posicionada em implantes na região dos incisivos centrais, também não propiciou tensão excessiva nesses implantes.

As tensões de pico são normalmente encontradas no pescoço do implante e nas primeiras roscas, sendo observados elevados picos de tensões, iguais ou menores nos implantes mais longos que implantes de menor comprimento com mesmo diâmetro. Porém, quando se emprega maior diâmetro, os picos de tensões diminuem na região cervical e interface periimplantar (ANITUA et al., 2010; LEE, 2012).

Para implantes posicionados na região dos incisivos laterais, os elevados picos de tensão nos *abutments* foram semelhantes para implantes com mesmo diâmetro, independente do comprimento. Implantes de menor diâmetro (3,3mm) apresentaram valores, aproximadamente, o dobro dos implantes com maior diâmetro (3,75mm). No tecido ósseo periimplantar os valores e áreas de tensão também foram semelhantes para implantes de mesmo diâmetro, os implantes de 3,75mm apresentaram valores inferiores aos de 3,3mm de diâmetro, o comprimento não interferiu nos valores. Os resultados evidenciaram que o fator que mais interferiu na distribuição de cargas foi o diâmetro e não o comprimento. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Yokoyama et al. (2004), cujos resultados

evidenciaram que o uso de implantes longos não reduziu a concentração de tensões no osso periimplantar, sendo o diâmetro o principal fator em alterar as tensões geradas na região cervical ou osso cortical periimplantar.

Implantes de maior diâmetro reduzem os picos de tensão e favorecem uma distribuição de tensões mais adequada nos tecidos ósseos e componentes protéticos quando comparados a diâmetros reduzidos. A insuficiência de tecido ósseo no sentido vestibulo-palatino implica na limitação do uso de diâmetros maiores, e o emprego de diâmetro menores aumentará o risco de tensões maiores nos tecidos periimplantares e componentes protéticos (ANITUA et al., 2010; AKÇA, CEHRELI E IPLIKÇIOGLU; 2003; AKÇA E IPLIKÇIOGLU, 2001; BELSER et al., 2000; DING et al., 2009; GENG et al., 2004; GUICHET, YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; HOLMGREN et al., 1998; MORRIS et al., 2004; PETRIE; WILLIAMS, 2005; QUIAN et al., 2009; WINKLER, MORRIS E OCHI, 2000).

O diâmetro do implante tem maior influência na distribuição de tensões que o comprimento, provavelmente devido à concentração de tensões na região cervical do implante; pois maior amplitude nesta área permite melhor dissipação das forças mastigatórias e distribuição das tensões no longo eixo do implante (HIMMLOVA et al., (2004). Os resultados do estudo de Ding et al. (2009) evidenciaram que as tensões no osso cortical diminuíram proporcionalmente, com o aumento do diâmetro de 3,3 mm para 4,1 mm. Neste estudo, para implantes posicionados na região dos incisivos laterais, também foi verificado diminuição nos picos de tensões nos componentes protéticos e região periimplantar, quando o diâmetro aumentou de 3,3 mm para 3,75 mm. Baggi et al. (2008) sugerem que o diâmetro do implante pode ser considerado um parâmetro mais eficaz que comprimento para controlar o risco de sobrecarga óssea e melhorar o comportamento biomecânico do implante.

Implantes estreitos podem propiciar tratamentos alternativos para a região anterior da maxila, com perda óssea leve para tecido periimplantar estável (FU; LEE; WANG, 2011; MORENO et al., 2011; TABATA et al., 2011). De acordo com os resultados obtidos neste estudo, implantes de diâmetro reduzido (3,3 mm) mostraram os maiores valores e áreas de concentração de tensão nos pilares protéticos e osso periimplantar. Diâmetros estreitos possuem resistência à fratura 25% menor quando comparados a diâmetros de 3,75 e 4,0 mm (MORENO et al., 2011; OLATE et al., 2010).

O diâmetro do implante tem maior influência na distribuição de tensões que o comprimento, provavelmente devido à concentração de tensões na região cervical do implante; pois maior amplitude nesta área permite melhor dissipação das forças mastigatórias

e distribuição das tensões no longo eixo do implante (DING et al., 2009; HIMMLOVA et al., 2004).

O comprimento do implante é o principal fator na biomecânica, pois está diretamente relacionado às superfícies ósseas cortical e medular, embora as tensões sejam localizadas mais em osso cortical, assim, implante com menor comprimento pode propiciar maiores tensão e deformação no osso cortical (TADA et al., 2003). O emprego de implantes curtos não deve ser recomendado porque as forças oclusais necessitam ser dissipadas uniformemente sobre uma maior área da superfície implantar (GENG, TAN E LIU, 2001).

Considerando a localização das tensões, implantes com maior diâmetro (3,75 e 4,0 mm) apresentaram pequena área de concentração de tensões na interface *abutment*-implante, enquanto no implante com menor diâmetro (3,3mm) houve área extensa de concentração de tensões, envolvendo todo o pescoço do implante.

A conexão entre implante e *abutment* é uma condição importante para o funcionamento adequado e estabilidade de restaurações implanto-suportadas (HA et al., 2011). A conexão cone morse, amplamente usada atualmente, apresenta em muitos casos, comportamento mecânico superior devido à forma interna cônica, e área de contato, permitindo retenção estável por forças de atrito. Neste tipo de conexão, travamento e fricção são os princípios básicos que determinam estabilidade, sendo responsáveis por proteger o *abutment* de cargas funcionais excessivas (AKÇA; CEHRELI; IPLIKCIOGLU, 2003).

A interface *abutment*-implante apresenta concentração elevada de pico tensão antes e após a osseointegração e parece ter um efeito intenso na distribuição de tensão no osso marginal, na região adjacente à primeira rosca e no colar do implante quando submetido a cargas verticais e oblíquas. (AKÇA, CEHRELIN; IPLIKCIOGLU, 2003; CHUN et al., 2006; GEORGIOPOULOS et al., 2007; HANSSON et al., 2000).

Os resultados deste estudo mostraram que implantes de mesmo diâmetro não apresentaram diferença de comportamento quando da alteração do comprimento. Em muitas situações de reabilitação da maxila anterior, não há altura óssea suficiente para o emprego de implantes mais longos, baseado nesses resultados, o clínico pode empregar implantes mais curtos sem prejuízo da biomecânica. Assim, implantes com essa característica podem ser empregados nos casos em que as condições ósseas impossibilitam o uso de implantes com maiores comprimento. Implantes com maior diâmetro reduzem a ocorrência de comportamentos biomecânicos insatisfatórios, por isso quando há quantidade óssea suficiente em sentido meso-distal o clínico pode empregar implantes regulares e evitar o emprego de implantes estreitos para reabilitar pacientes parcialmente desdentados na região anterior da maxila.

7 Conclusões

Com base nos resultados, conclui-se que:

1. Os valores e áreas de pico de tensão nos componentes protéticos posicionados em implantes com os diferentes comprimentos (8,5 e 10 mm) e diâmetros (3,75 e 4,0 mm), na região dos incisivos centrais, foram semelhantes.
2. Implantes com mesmo diâmetro, posicionados na região dos incisivos laterais apresentaram apresetram valores e áreas de tensão semelhantes no pilar protético, independente do comprimento.
 - 2.1. Implantes com 3,3mm de diâmetro apresentaram o dobro dos valores de implantes com 3,75mm
3. No osso periimplantar, implantes com mesmo diâmetro, posicionados em ambas regiões apresentaram valores e áreas de tensão semelhantes, independente do comprimento.

Referências

- ABREU, R. T. et al. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. **J. Prosthodont.**, v. 19, n. 6, p. 425-31, Aug. 2010.
- ADELL, R. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 4, n. 1, p. 19-34, 1970.
- ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec 1981.
- AKÇA, K.; CEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 4, p. 444-54, Aug 2003.
- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 16, n. 5, p.722-30, Sep-Oct 2001.
- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. **J. Oral Rehabil.**, v. 29, n. 4, p. 350-6, Apr 2002.
- ALBERTS, L. R. et al. A biologic model for assessment of osseous strain patterns and plating systems in the human maxilla. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 61, n. 1, p. 79-88, Jan 2003.
- ALOISE, J. P. et al. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 21, n. 3, p. 328-35, Mar 2010.
- ANITUA, E.; ORIVE, G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. **J. Periodontol.**, v. 81, n. 6, p. 819-26, Jun 2010.
- ANITUA, E. et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 30, n. 1, p. 89-95, Feb 2010.
- ARVIDSON, K. et al. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 9, n. 4, p. 225-34, Aug 1998.
- ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, n. 3, p. 285-91, Mar

1996.

ATTARD, N.; ZARB, G. A. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 68, n. 2, p. 118-24, Feb 2002.

BAGGI, L. et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 100, n. 6, p. 422-31, Dec 2008.

BARBIER, L. et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 11, p. 847-58, Nov 1998.

BARBOSA, G. A. et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. **Braz. Dent. J.**, v. 19, n. 4, p. 358-63, 2008.

BARBOZA, E.; CARVALHO, W.; FRANCISCO, B.; FERREIRA V. Clinical performance of short implants: a six-year retrospective study. **R. Periodontia**, v.17, n. 3, p. 98-103, Dec 2007.

BARNETT, B. G.; KRUMP, J. L. Implant dentistry: the significance of a team approach. **J Prosthet. Dent.**, v. 58, n. 1, p. 69-73, Jul 1987.

BARTER, S.; DENT, M. Computer-aided implant placement in the reconstruction of a severely resorbed maxilla-a 5-year clinical study. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 30, n. 6, p. 627-37, Dec 2010.

BELLINI, C. M. et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. **Int. J. Prosthodont.**, v. 22, n. 2, p. 155-7, Mar-Apr 2009.

BELSER, U. C. et al. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 11, p. 126-45, 2000. Supplement 1.

BELSER, U. C. et al. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 19, p. 30-42, 2004. Supplement.

BERNARDES, S. R. et al. Photoelastic analysis of abutment union to external and internal hexagons implants.. **ImplantNews**, v. 3, n. 4, p. 355-359, Jul 2006.

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

BEVILACQUA, M. et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 105, n. 1, p. 5-13, Jan 2011.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan-Feb 2000.

BIRCH, J.; BRÅNEMARK, P. I. The vascularization of a free full thickness skin graft. I. A vital microscopic study. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.** v. 3, n. 1, p. 1-10, 1969.

BRANEMARK, P. I.; BREINE, U. formation of bone marrow in isolated segment of rib periosteum in rabbit and dog. **Blut**, v. 10, p. 236-52, Oct 1964.

BREINE, U.; BRANEMARK, P. I.; JOHANSON, B. Regeneration of bone marrow. A clinical and experimental study (preliminary report). **Acta. Chir. Scand.**, v. 122, p. 125-30, Sep 1961.

BRÅNEMARK, P. I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRÅNEMARK, P. I.; ALBREKTSSON, T. Titanium implants permanently penetrating human skin. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 16, n. 1, p. 17-21, 1982.

BUSER, D. et al. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. **Adv. Dent. Res.**, v. 13, p. 153-161, June, 1999.

BUSER, D.; MARTIN, W.; BELSER, U. C. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 19 Suppl, p. 43-61, 2004.

BUSER, D. et al. Stability of contour augmentation and esthetic outcomes of implant-supported single crowns in the esthetic zone: 3-year results of a prospective study with early

implant placement postextraction. **J. Periodontol.**, v. 82, n. 3, p. 342-9, Mar 2010.

BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, n. 2, p. 184-92, Aug 1998.

CAĞLAR, A. et al. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 1, p. 36-44, Jan-Feb 2006.

CAPOZZI, L. Clinical and histological study of subperiosteal inclusions for prosthesis. **Revue. Stomatol.**, v. 55, n. 8-9, p. 622-5, Aug-Sep 1954.

CARLSSON, L. et al. Osseointegration of titanium implants. **Acta. Orthop. Scand.**, v. 57, n. 4, p. 285-9, Aug 1986.

CHUN, H. J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 2, p. 195-202, Mar-Apr 2006.

CLELLAND, N. L. et al. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 6, n. 4, p. 391-8, 1991.

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

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

DANTAS, S. M. A. et al. Implant cone morse ultra self tapping of internal torque - part II: surgical and prosthetic components. **Innovations Implant J. Biom. Esthet.**, v. 2, n. 4, p. 51-57, Dez 2007.

DEGIDI, M.; NARDI, D.; PIATTELLI, A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. **Clin. Oral. Implants Res.**, v. 22, n. 11, p. 1303-7, Nov 2011.

DE MORAIS ALVES DA CUNHA, T. et al. Comparison of Fit Accuracy between Procera® Custom Abutments and Three Implant Systems. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, Dec 2010.

DE MORAIS ALVES DA CUNHA, T.; DE MORAIS E. J.; ELIAS, C. N. Finite element stress analysis in osseointegrated: variation of prosthetic Crow material. **R. B. O.**, v. 59, n. 2, p. 128 - 132, Mar-Abr 2002.

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

DEN HARTOG, L. et al. Single implants with different neck designs in the aesthetic zone: a randomized clinical trial. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 22, n. 11, p. 1289-97, Nov 2011.

DETOLLA, D. H. et al. Role of the finite element model in dental implants. **J. Oral Implantol.**, v. 26, n. 2, p. 77-81, 2000.

DING, T. A. et al. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 6, p. 865-72, Nov-Dec 2003.

DING, X. et al. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 11, n. 4, p. 279-87, Dec 2009.

DING, X. et al. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont.**, Hoboken, v. 18, n. 5, p. 393-402, Jul 2009.

ELIASSON, A. et al. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 4, p. 567-74, Jul-Aug 2006.

ESKITASCIOGLU, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 2, p. 144-50, Feb 2004.

FAZI, G. et al. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 752-9, Jul-Aug 2011.

FONSECA, J. Ferramentas de simulação em mecânica: elementos finitos. Material compilado para a disciplina de Elementos Finitos para Graduação e Pós-graduação em Engenharia Mecânica. **U.F.R.G.S.**, p. 88, 2002.

FORMIGGINI, M. S. Dental prosthesis in edentulous mouth by means of direct intramaxillary fixation. **Riv. Ital. Stomatol.**, v. 9, n. 7, p. 814-22, Jul 1954.

FU, J. H.; LEE, A.; WANG, H. L. Influence of tissue biotype on implant esthetics. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 3, p. 499-508, May-Jun 2011.

FREITAS, A. C. et al. All-ceramic crowns over single implant zircon abutment. Influence of young's modulus on mechanics. **Implant Dent.**, v. 19, n. 6, p. 539-48, Dec 2010.

FROST, H. M. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. **Anat. Rec.**, v.219, n.1, p.1-9, Sep 1987.

GALINDO-MORENO, P. et al. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants - 1-year follow-up. **Clin. Oral. Implants Res.**, v. 23, n. 5, p. 609-16, May 2012.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-98, Jun 2001.

GENG, J. P. et al. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 4, p. 223-33, 2004.

GEORGIOPOULOS, B. et al. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. **J. Oral Implantol.**, v. 33, n. 5, p. 243-56, 2007.

GERAMY, A.; MORGANO, S. M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 5, p. 434-40, Nov 2004.

GROSS, M. D.; NISSAN, J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 5, p. 450-4, May 2001.

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

HA, C. Y. et al. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the

anterior maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 1, p. 45-55, Jan-Feb 2011.

HÄLG, G. A.; SCHMID, J.; HÄMMERLE, C. H. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 19, n. 10, p. 983-90, Oct 2008.

HANSSON, S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 2, n. 1, p. 33-41, 2000.

HERMANN, J. S. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J. Periodontol.**, v. 72, n. 10, p. 1372-83, Oct 2001.

HERSCHFUS. Progress report of implants: Histopathologic findings in dogs and a clinical report in a human. **J. Implant Dent.**, v. 19, n. 2, 1955.

HIMMLOVÁ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 1, p. 20-5, Jan 2004.

HOLMGREN, E. P. et al. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **J. Oral Implantol.**, v. 24, n. 2, p. 80-8, 1998.

HUANG, H. K.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. **J. Dent. Res.**, v. 48, n. 1, p. 32-7, Jan-Feb 1969.

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

IPLIKÇIOĞLU, H.; AKÇA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. **J. Dent.**, v. 30, n. 1, p. 41-6, Jan 2002.

JACKSON, B. J. Occlusal principles and clinical applications for endosseous implants. **J. Oral Implantol.**, v. 29, n. 5, p. 230-4, 2003.

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 1, p. 40-4, 1992.

JIVRAJ, S.; CHEE, W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. **Br. Dent. J.**, v. 201, n. 2, p. 77-89, Jul 2006.

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

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

KIMURA, K. et al. Three-dimensional finite element analysis of fixed complete-arch prostheses supported by 4 immediate-loaded implants in the completely edentulous maxilla using clinical computerized tomography data. **J. Oral Implantol.**, v. 37 Spec No, p. 96-105, Mar 2011.

KONG, L. et al. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. **Int. J. Prosthodont.**, v. 22, n. 6, p. 607-15, Nov-Dec 2009.

LAI, H. C. et al. Early loading of ITI implants supporting maxillary fixed full-arch prostheses. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 19, n. 11, p. 1129-34, Nov 2008.

LEE, J. S.; LIM, Y. J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. **Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.**, Mar 2012.

LIN, C. L.; WANG, J. C. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 18, n. 3, p. 331-40, May-Jun 2003.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dental Press. Ortodon. Ortop. Facial.**, v. 11, n. 2, p. 35-43, Mar-Apr 2006.

LUNDGREN, S. et al. Surgical considerations for endosseous implants in the craniofacial region: a 3-year report. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 22, n. 5, p. 272-7, Oct 1993.

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

MALÓ, P.; DE ARAÚJO NOBRE, M.; RANGERT, B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. **Clin Implant Dent. Relat. Res.**, v. 9, n. 1, p. 15-21, Mar 2007.

MANGANO, C. et al. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 20, n. 3, p. 254-61, Mar 2009.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 4, p. 519-26, Jul-Aug 2000.

MISCH, C. E. et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. **J. Periodontol.**, v. 77, n. 8, p. 1340-7, Aug 2006.

MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W. Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. **Compendium**, v. 15, p. 1330- 1342, Out 1994.

MORENO, G. P. et al. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants - 1-year follow-up. **Clin. Oral Implants Res.**, p 1-8, Sep 2011.

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

MURATORI, G. Intra-osseous alloplastic implants in the jaws. Histology and radiology from 5 to 7 years later. **Minerva Chir.**, v. 22, n. 11, p. 687-8, Jun 1967.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, n. 6, p. 949-56, Dec 1992.

NORTON, M. R. An in-vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a abut joint interface in implant desing. **Clin. Oral Implant Res.**, v. 8, n. 4, p. 290-298, 1997.

NOVAES, A. B. et al. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. **J. Oral Implantol.**, v. 35, n. 1, p. 18-27, 2009.

OLATE, S. et al. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 68, p. 414-419, 2010.

PAPAVASILIOU, G. et al. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. **J. Prosthet. Dent.**, v. 76, n. 6, p. 633-40, Dec 1996.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 16, n. 4, p. 486-94, Aug 2005.

PILLIAR, R. M. et al. Threaded versus porous-surfaced implants as anchorage units for orthodontic treatment: three-dimensional finite element analysis of peri-implant bone tissue stresses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 6, p. 879-89, Nov-Dec 2006.

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

REINHARDT, R. A. et al. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res**, v. 62, n. 9, p. 1002-8, Sep 1983.

RENOUARD, F.; NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 17, p. 35-51, Oct. 2006. Supplement 2.

ROCHA, E. P. et al. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3- dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. **J. Prosthet. Dent.**, v. 105, n. 1, p. 14-20, Jan 2011.

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

SCHIMITI, E.; ZORTÉA Jr, A. J. Primary osseointegration analysis of Bionnovation implant system. **Rev. ImplantNews**, v. 7, n. 3, p. 333-8, Jan 2010.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 11 Suppl 1, p. 156-8, 2000.

SEMPER, W.; HEBERER, S.; NELSON, K. Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. **Int J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 2, p. 385-93, Mar-Apr 2010.

SEVIMAY, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 93, n. 3, p.

227-34, Mar 2005.

SEVIMAY, M.; USUMEZ, A.; ESKITASCIOGLU, G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl Biomater.**, v. 73, n. 1, p. 140-7, Apr 2005.

SILVA, G. C. et al. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 2, p. 239-46, Mar-Apr 2010.

SUTTER, F. et al. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Design and engineering. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 13, n. 5, p. 408-431, 1993.

SNOW, S. R. Accreditation Clinical Case Report, Case Type 3: Tooth Replacement with a Fixed Bridge. **J. Cosmetic. Dent.**, v. 19, n. 3, p. 40 - 56, 2003.

TABATA, L. F. et al. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 3, p. 482-91, May-Jun 2011.

TADA, S. et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 3, p. 357-68, May-Jun 2003.

TAWIL, G.; ABOUJAOUDE, N.; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 2, p. 275-82, Mar-Apr 2006.

THILANDER, B.; ODMAN, J.; JEMT, T. Single implants in the upper incisor region and their relationship to the adjacent teeth. An 8-year follow-up study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 10, n. 5, p. 346-55, Oct 1999.

TJELLSTRÖM, A. et al. Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids. **Am. J. Otol.**, v. 2, n. 4, p. 304-10, Apr 1981.

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

VAILATI, F.; BELSER, U. C. Replacing four missing maxillary incisors with regular- or

narrow-neck implants: analysis of treatment options. **Eur. J. Esthet. Dent.**, v. 2, n. 1, p. 42-57, 2007.

VAN ASSCHE, N. et al. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. **Clin. Oral Implants Res.**, Jul 2011.

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J. Dent.**, v. 36, n. 7, p. 463-71, Jul 2008.

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

WEINSTEIN, A. M. et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. **J. Dent. Res.**, v. 55, n. 5, p. 772-7, Sep-Oct 1976.

WENNSTRÖM, J. et al. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. **J. Clin. Periodontol.**, v. 31, n. 12, p. 1077-83, Dec 2004.

WHITE, S. N.; CAPUTO, A. A.; ANDERKVIST, T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v. 71, n. 5, p. 493-9, May 1994.

WINTER, W. et al. Effect of geometric parameters on finite element analysis of bone loading caused by nonpassively fitting implant-supported dental restorations. **Quintessence Int.**, v. 42, n. 6, p. 471-8, Jun 2011.

WINKLER, S.; MORRIS, H. F.; OCHI, S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. **Ann. Periodontol.**, v. 5, n. 1, p. 22-31, Dec 2000.

WOOD, M. R.; VERMILYEA, S. G. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 5, p. 447-62, Nov 2004.

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

YOKOYAMA, S. et al. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-

retained 1-piece or multiple superstructures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 20, n. 4, p. 578-83, Jul-Aug 2005.

ZARONE, F. et al. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 1, p. 103-14, Feb 2003.

ZHANG, X. H. et al. Fatigue cyclic loading test of an auro-galvanoforming ceramic bridge. **Chin Med J (Engl)**, v. 121, n. 19, p. 1896-9, Oct 2008.