PIERO ROCHA ZANARDI

**Avaliação da distribuição das tensões ao redor de implantes em diferentes
níveis de inserção**

São Paulo

2016

PIERO ROCHA ZANARDI

Avaliação da distribuição das tensões ao redor de implantes em diferentes níveis de inserção

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2016

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.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Zanardi, Piero Rocha.

Avaliação da distribuição das tensões ao redor de implantes em diferentes níveis de inserção / Piero Rocha Zanardi ; orientador Dalva Cruz Laganá. -- São Paulo, 2016.

113 p. :65 fig., 5 tab.; 2 graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Implantes dentários . 2. Prótese dentária. 3. Planejamento de prótese dentária - I. Laganá, Dalva Cruz. II. Título.

Zanardi PR. Avaliação da distribuição das tensões ao redor de implantes em diferentes níveis de inserção. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: 16/02/2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Dalva Cruz Laganá

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Newton Sesma

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Raquel Virginia Zanetti

Instituição: São Leopoldo Mandic Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Simone Saldanha Ignácio de Oliveira

Instituição: UFF Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Fábio Luiz Munhoz

Instituição: Externo Julgamento: Aprovado

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Ernesto e Isabel**, que nunca mediram esforços para que eu pudesse ter bons estudos e sempre me apoiaram nas minhas decisões profissionais.

Aos meus segundos pais **Oswaldo e Maria** por estarem presentes nesta etapa importante da minha vida.

À minha esposa **Raquel Zanardi**, companheira inseparável em todos os momentos.
A conclusão da pós graduação só foi possível pelo seu apoio incansável.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá**. Difícil expressar com palavras a admiração que tenho por essa Professora que me abriu as portas do curso de pós-graduação acreditando no meu potencial. A Professora Dalva é um exemplo de cientista que possui a cabeça extremamente aberta para novas ideias, sendo não apenas uma incrível Professora, mas também uma grande amiga. Obrigado por ter confiado em mim e por ter me apoiado em todos os momentos desse trabalho.

Ao **Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun**, por ser um dos grandes responsáveis pelo meu ingresso no curso de pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Bruno Costa**, a quem sempre me espelhei como profissional, durante o convívio na graduação. Dotado de um carisma e simpatia inigualável o Professor Bruno representa para mim um exemplo de professor, pesquisador, orientador e amigo. Minha admiração está diretamente relacionada ao seu caráter, paixão pelo ensino e sua dedicação com os alunos. Obrigado por dividir esse momento comigo.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pelo Magnífico Reitor Prof. Dr. Marco Antônio Zago.

À Faculdade de Odontologia, representada pelo seu diretor, Prof. Dr. Waldir Antônio Jorge.

Ao Presidente da Comissão de Pós Graduação e Coordenador do Programa de Ciências Odontológicas, Prof. Edgard Michel Crosato.

À Profa. Dra. Marcia Turolla Wanderley, responsável pelo meu desenvolvimento em quatro iniciações científicas. A professora Márcia foi responsável pelo meu ingresso no mundo acadêmico, sendo minha orientadora por quatro anos seguidos. Obrigado pela sua amizade e orientação no início da minha jornada acadêmica.

A todos os docentes do Departamento de Prótese, Atlas Edson Moleros Nakamae, Maria Luiza Moreira Arantes Frigério, Matsuyoshi Mori, Pedro Tortamano Neto, Regina Tamaki, Newton Sesma, pelos ensinamentos transmitidos.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese.

Aos Funcionários da Pós Graduação e da biblioteca, em especial à Cátia Tiezzi dos Santos e Glauci Elaine Damasio.

Aos meus amigos Marcos e Cris.

Aos colegas da Pós-Graduação do Departamento de Prótese: Álvaro, Érico, Marcelo, Thiago, que tornaram a pós-graduação mais leve e divertida.

À Capes pela Bolsa que me foi concedida durante o Curso de Pós graduação.

RESUMO

Zanardi PR. Avaliação da distribuição das tensões ao redor de implantes em diferentes níveis de inserção [Tese] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão corrigida.

A perda óssea progressiva ao redor da plataforma dos implantes dentários é um desafio a ser vencido na clínica, uma vez que, interfere na manutenção e controle dos tecidos peri-implantares e pode afetar a estética. Esta pesquisa teve como objetivo avaliar a concentração de tensões ao redor de diferentes implantes dentários, variando a macrogeometria, conexão protética e profundidade da inserção da plataforma protética, sob carregamento axial ou oblíquo. Foram criados três modelos de resina fotoelástica para cada tipo de implante avaliado (hexágono externo, hexágono externo *wedge*, hexágono interno e cone Morse). Cada corpo de prova se diferenciou pelo posicionamento da plataforma do implante em relação à margem superior do bloco, em três posições diferentes: I - plataforma posicionada 2mm abaixo da margem do bloco; II - plataforma posicionada no mesmo nível da margem do bloco; III - plataforma posicionada 2mm acima da margem do bloco. Foi aplicada uma força de 100N através de um dispositivo instalado sobre pilares retos e angulados, simulando um carregamento axial e oblíquo respectivamente. Um total de 4 pontos foram avaliados de um lado do implante. Dados quantitativos foram coletados e utilizados para análise estatística. A regressão linear múltipla mostrou relação entre a distribuição das tensões com relação à profundidade de inserção independentemente do tipo de conexão protética ou do carregamento oclusal. O grupo I (2mm abaixo da margem) foi o que apresentou os menores valores ($p < 0.05$) de tensão quando comparado com os outros grupos (II e III). De acordo com as limitações deste estudo pode-se concluir que a macrogeometria, profundidade de inserção da plataforma e tipo de carregamento oclusal influenciam no comportamento da distribuição das tensões ao redor dos implantes. Em relação à conexão protética, os resultados mostraram padrões de franjas semelhantes independentemente do tipo de conexão.

Palavras-chave: Implante Dentário. Prótese dentária. Planejamento em prótese dentária.

ABSTRACT

Zanardi PR. Stress distribution around dental implants placed at different depths: a photoelastic evaluation [Thesis] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão corrigida.

The progressive bone loss at the neck of dental implant is a clinical concern since it affects the maintenance of dental esthetics. The stress concentration, the connection type and the microgap appear to be factors that cause alterations at the marginal bone level. The aim of this research was to evaluate the stress concentration around different dental implants, varying the macrogeometry, prosthetic connection and depth of the insertion of the prosthetic platform, under axial or oblique loading. Three blocks of photoelastic resin for each type of implant connection (external hexagon, external hexagon flattened, internal hexagon and Morse taper) were built. Each block differed in the position of the implant platform in relative to the upper margin of the block: I (2mm below), II (at the same level) and III (2mm above). A force of 100N was applied to both a straight and tilted abutments. A multiple linear regression showed the relation between the stress distribution and the insertion depth. For all the implant types, both with straight and tilted abutments, Group I presented the lowest stress concentration around the fixture when compared to group II and III ($p < 0,05$). According to the limitations of this study it could be concluded that the macrogeometry, depth of insertion of the platform and type of occlusal loading influence the behavior of the distribution of stresses around the implants. Regarding the prosthetic connection, the results showed similar patterns of fringes regardless of the type of connection

Keywords: Dental implants. Dental prosthesis. Dental prosthesis design.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 4.1 - Conexão protética e implantes empregados na pesquisa	48
Figura 4.1 - Implante Standard com conexão do tipo hexágono externo	49
Figura 4.2 - Implante <i>Wedge</i> com conexão do tipo hexágono externo.	49
Figura 4.3 - Implante cônico HI com conexão do tipo hexágono interno.....	50
Figura 4.4 - Implante cônico CM com conexão do tipo cone Morse.....	51
Figura 4.5 - Componentes protéticos utilizados para aplicação de carga axial (A - HE ; B- HI; C- CM) e oblíqua (D-HE ;E- HI; F- CM)	51
Figura 4.6 - Dispositivo hemisférico auxiliar de carregamento: (A) durante o assentamento; (B) dispositivo assentado sobre o pilar	52
Figura 4.7 - Matriz metálica usada para confecção dos corpos de prova	53
Figura 4.8 - Matriz metálica envolta pelo silicone de duplicação(A) seguido do molde da matriz(B); molde preenchido com cera(C);padrão em cera replica da matriz metálica(D)	54
Figura 4.9 - Implante preso à haste vertical móvel do delineador: (A) implante preso por meio do parafuso do transferente de moldeira aberta; (B) instalação do implante na cera; (C) anel elástico de 1mm de espessura para correto dos implantes dos diferentes grupos	55
Figura 4.10 - Três grupos avaliados de acordo com a relação plataforma / crista marginal: I plataforma do implante posicionada 2mm abaixo da margem do bloco; II plataforma do implante posicionada no mesmo nível da margem do bloco; III plataforma do implante posicionada 2 mm acima da margem do bloco	56
Figura 4.11 - Implantes transferidos no silicone previamente a colocação da resina fotoelástica	57

Figura 4.12 - Recipiente com a resina fotoelástica manipulada e homogeneizada dentro da câmara de vácuo para redução da quantidade de bolhas...	58
Figura 4.13 - Implante incluído na resina posterior ao acabamento com a série de lixas	58
Figura 4.14 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro; (B) filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; (C) aparelho para aplicação de cargas e posicionamento do modelo, (D) difusor de luz; (E) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz Photoflood (lâmpada General & Electric, 500 watts)	59
Figura 4.15 - Tabela 1 de correspondência cor / ordem de franja.....	61
Figura 4.16. - Tabela 2 de correspondência cor / ordem de franja.....	62
Figura 4.17 - Esquema da malha aplicada sobre a imagem para a avaliação pontual da ordem de franja nos locais determinados: B, P, M e A.....	63
Figura 5.1 - Implante HE do grupo I: ausência de tensão residual.....	65
Figura 5.2 - Implante HE do grupo I sob carregamento axial (B=0; P=1,81; M=1,62; A=2,33)	66
Figura 5.3 - Implante HE do grupo II sob carregamento axial (P=2,33; M=2,33; A=3,6)	66
Figura 5.4 - Implante HE do grupo III sob carregamento axial (P=2,67; M=2,33; A=4,13)	67
Figura 5.5 - Implante HE sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III	67
Figura 5.6 - Implante HE Wedge do grupo I: ausência de tensão residual.	68

Figura 5.7 - Implante HE Wedge do grupo I sob carregamento axial (B=0; P=1,81; M=1,62; A=4,13)	68
Figura 5.8 - Implante HE Wedge do grupo II sob carregamento axial (P=2,33; M=2,67; A=5,0)	69
Figura 5.9 - Implante HE Wedge do grupo III sob carregamento axial (P=2,33; M=2,67; A=7,0)	69
Figura 5.10 - Implante HEW sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III	70
Figura 5.11 - Implante Hexágono Interno do grupo I: ausência de tensão residual.....	71
Figura 5.12 - Implante Hexágono Interno do grupo I sob carregamento axial (B=0; P=1,62; M=1,62; A=2,67)	71
Figura 5.13 - Implante Hexágono Interno do grupo II sob carregamento axial (P=3,1; M=3,0; A=5,0).....	72
Figura 5.14 - Implante Hexágono Interno do grupo III sob carregamento axial (P=2,3; M=2,67; A=5,0).....	72
Figura 5.15 - Implante Hexágono Interno sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.....	73
Figura 5.16 - Implante Cone Morse do grupo I: ausência de tensão residual.....	73
Figura 5.17 - Implante cone Morse para o grupo I sob carregamento axial (B=0; P=1,81; M=1,81; A=2,5).....	74
Figura 5.18 - Implante cone Morse para o grupo II sob carregamento axial (P=1,81; M=2,0; A=3,6).....	74

Figura 5.19 - Implante cone Morse para o grupo III sob carregamento axial (P=3,0; M=2,33; A=4,0)	75
Figura 5.20 - Implante Cone Morse sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.....	75
Figura 5.21 - Implante Hexágono Externo para o grupo I demonstrando ausência de tensão residual	76
Figura 5.22 - Implante Hexágono Externo para o grupo I sob carregamento oblíquo (B=1,2; P=1,06; M=1,62; A=2,67).....	77
Figura 5.23 - Implante Hexágono Externo para o grupo II sob carregamento oblíquo (P=4,0; M=3,6; A=5,0).	77
Figura 5.24 - Implante Hexágono Externo para o grupo III sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=3,6; A=5,0)	78
Figura 5.25 - Implante HE sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III	78
Figura 5.26 - Implante Hexágono Externo <i>Wedge</i> para o grupo I demonstrando ausência de tensão residual	79
Figura 5.27 - Implante Hexágono Externo <i>Wedge</i> para o grupo I sob carregamento oblíquo (B=0,9; P=2,33; M=2,5; A=5,0).....	79
Figura 5.28 - Implante Hexágono Externo <i>Wedge</i> para o grupo II sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=3,6; A=7,0).	80
Figura 5.29 - Implante Hexágono Externo <i>Wedge</i> para o grupo III sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=3,6; A=7,0).	80
Figura 5.30 - Implante HEW sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.	81
Figura 5.31 - Implante HI para o grupo I demonstrando ausência de tensão residual.....	81

Figura 5.32 - Implante HI para o grupo I sob carregamento oblíquo (B=0,9; P=3,1; M=2,67; A=4,0).....	82
Figura 5.33 - Implante Hexágono Interno para o grupo II sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=4,13; A=6,0).	82
Figura 5.34 - Implante HI para o grupo III sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=4,13; A=5,0).....	83
Figura 5.35 - Implante HI sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III	83
Figura 5.36 - Implante Cone Morse para o grupo I demonstrando ausência de tensão residual.....	84
Figura 5.37 - Implante Cone Morse para o grupo I sob carregamento oblíquo (B=0,9; P=2,5; M=2,67; A=2,67).	84
Figura 5.38 - Implante Cone Morse para o grupo II sob carregamento oblíquo (P=4,0; M=3,0; A=4,14).....	85
Figura 5.39 - Implante Cone Morse para o grupo III sob carregamento oblíquo (P=5,0; M=4,13; A=5,0).	85
Figura 5.40 - Implante Cone Morse sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.....	86
Tabela 5.1 - Valores de Tensão para implantes do tipo Hexágono Externo (HE), nos quatro pontos ao longo do implante, sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO).....	87
Tabela 5.2 - Valores de Tensão para implantes do tipo Hexágono Externo Wedge (HEW) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO).....	87
Tabela 5.3 - Valores de Tensão para implantes do tipo Hexágono Interno (HI) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO).....	88

Tabela 5.4 - Valores de Tensão para implantes do tipo Cone Morse (CM) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO).	88
Gráfico 5.1 Ordem de franja para cada tipo de implante, sob carga axial, nos pontos P, M e A nos três grupos de inserção óssea avaliados (I, II e III).	90
Gráfico 5.2 Ordem de franja para cada tipo de implante, sob carga oblíqua, nos pontos P, M e A nos três grupos de inserção óssea avaliados(I, II e III)	91
Tabela 5.5 - Comparação dos valores entre carga axial (CA) e oblíqua (CO) para os três grupos de profundidade de inserção, bem como a comparação do grupo de profundidade de inserção entre si. Letras maiúsculas diferentes representam diferenças entre a profundidade de inserção e as letras minúsculas diferentes representam diferenças entre o tipo de carregamento.	92
Figura 5.41 - Teste de normalidade, o grupo Carga Axial não apresentou distribuição normal diferentemente do grupo Carga Oblíqua.	93
Figura 5.42 - Avaliação de normalidade da amostra, coluna 2 Carga axial e coluna 3 Carga oblíqua.	94
Figura 5.43 - Teste de correlação de Spearman mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta (Grupo da carga axial).....	95
Figura 5.44 - Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga axial e o grupo de profundidade de inserção.....	96
Figura 5.45 - Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga axial e o grupo de profundidade de inserção.....	96
Figura 5.46 - Teste de correlação linear mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta (Grupo da carga Oblíqua).	97
Figura 5.47 - Teste de correlação de Pearson mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta (Grupo da carga Oblíqua).	98

Figura 5.48 - Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga oblíqua e o grupo de profundidade de inserção	98
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	análise de elementos finitos
CM	implante com conexão protética do tipo cone Morse
GPa	giga pascal
HE	implante com conexão protética do tipo hexágono externo
HEW	implante com conexão protética do tipo hexágono externo modelo <i>Wedge</i>
HI	implante com conexão protética do tipo hexágono interno
mm	milímetros
N	newtons
Ncm	newton por centímetro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
3 PROPOSIÇÃO	47
4 MATERIAL E MÉTODOS	48
4.1 Material.....	48
4.2 Métodos.....	53
5 RESULTADOS.....	64
6 DISCUSSÃO	99
7 CONCLUSÕES	104
REFERÊNCIAS.....	105

1 INTRODUÇÃO

Os tratamentos reabilitadores sofreram uma grande modificação com a criação e o aprimoramento dos implantes dentários. A recuperação da estética e da função são os fatores primordiais que puderam ser contornados possibilitando ao paciente maior satisfação e conforto na mastigação, como também, em relação à duração do tratamento (Kumar et al., 2015). O emprego do implante tem um papel importante na melhoria da qualidade de vida dos pacientes (Awad et al., 2003; Emami et al., 2009; Turkyilmaz et al., 2010), favorecendo uma ampla população de desdentados que será de 37,9 milhões até 2020, segundo dados epidemiológicos.

Para que tal reabilitação possa ser executada, existem os fatores que estão relacionados à saúde geral do paciente (Guazzo et al., 2016) seus hábitos, bem como a oferta de osso remanescente para a instalação dos implantes. O osso alveolar passa por uma remodelação após a extração dos dentes, que conduz à perda óssea, a qual será acompanhada por alterações do tecido gengival, por exemplo. O volume do alvéolo reduzirá de forma mais acelerada nos primeiros três meses, especialmente na tábua óssea vestibular. A perda óssea média em um alvéolo, que não sofreu nenhum tipo de preservação óssea com enxerto, é de 3,8 mm no sentido horizontal e 1,2 mm no sentido vertical, seis meses após a extração. Esses valores representam 29-63% de redução de largura e 11-22% de redução de altura, em função de o tecido ósseo ser muito dinâmico e sofrerem uma remodelação constante (Tan et al., 2012).

Essa reabsorção óssea se comporta de forma diferente na mandíbula, quando comparada à maxila. A utilização de próteses removíveis apoiadas sobre a mucosa pode exacerbar essa reabsorção devido às forças de compressão exercidas pelas suas bases (Parkinson, 1978; Bergman; Carlsson, 1985; Tallgren, 2003; Ozan et al., 2013) .

A instalação dos implantes dentários com redução do volume ósseo é um desafio para o clínico, apesar de dispor de diversas técnicas para contornar a situação (Maiorana et al., 2016; Anitua e Alkhraisat, 2016). Infelizmente, após sua instalação, o processo de perda óssea pode ocorrer, devido às causas multifatoriais, somando-se fatores mecânicos entre o implante e a sua conexão protética; biológicos, como o espaço biológico inapropriado para a reabilitação protética;

hábitos do paciente; sobrecarga oclusal; dificuldade de higienização da prótese e a peri-implantite. Sendo assim, os implantes que podem ser classificados em potenciais “perdedores ósseos” ou não, de acordo com a quantidade de osso reabsorvido, caracterizando uma perda óssea patológica ou fisiológica (Galindo-Moreno et al., 2014). Esse fato envolve não só o suporte ósseo do implante, mas também o tecido gengival podendo gerar comprometimento estético importante (Qian et al., 2012).

Outro fator essencial para análise diz respeito às cargas mastigatórias aplicadas sobre o sistema osso/implante/prótese. A condição ideal é que a força incida uniformemente sobre este conjunto, evitando sobrecargas (Federick; Caputo, 1996; Ochiai et al., 2004). Estas podem exceder o limite fisiológico, podendo levar à perda do implante (Kenney; Richards, 1998), pois este não está preparado para suportar forças excessivas (Brånemark et al., 1985). Portanto, torna-se essencial que as questões relacionadas ao comportamento biomecânico dos implantes e a forma como reagem os tecidos circunvizinhos quando submetidos às cargas, sejam investigados, pois estão diretamente relacionados à preservação dos tecidos de suporte e ao sucesso do tratamento.

Diante do exposto, o objetivo desta investigação foi avaliar como se distribuem as tensões nas estruturas circunvizinhas aos implantes, nos diversos tipos e formas selecionados, quando submetidos à ação de cargas axiais e oblíquas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Perda óssea

A perda óssea marginal é um processo que ocorre após a instalação do implante e/ou com o carregamento oclusal, na região da sua plataforma, independente de todos os cuidados realizados para evitá-la. Durante o primeiro ano de função, ela pode ocorrer de forma fisiológica, tanto horizontal como verticalmente, sendo considerado sucesso, quando a perda ocorrer até um milímetro no primeiro ano após a instalação do implante. A remodelação óssea é um dos fatores críticos na avaliação do sucesso do implante. O controle da perda óssea é um fator que está relacionado com a estabilidade dos tecidos, e consequentemente, em longo prazo, sempre será sinônimo de sucesso do tratamento. Dessa forma Galindo-Moreno et al. (2014), propuseram avaliar as variáveis clínicas diretamente relacionadas aos pacientes que pudessem ser peça chave para o desenvolvimento da perda óssea marginal. Para isso os implantes seriam classificados em potenciais “*perdedores ósseos*” ou não, de acordo com a quantidade de osso reabsorvido, no período de um ano, caracterizando uma perda óssea patológica ou fisiológica. Incluíram pacientes com idades entre 18 a 85 anos, necessitando de pelo menos um implante na parte posterior da maxila, com boa condição geral de saúde e condição periodontal estável. Foram instalados implantes com conexão do tipo interna e externa. Os pacientes ainda foram divididos em dois grupos: Grupo I – necessidade de levantamento de seio (Osso autógeno + Bio-oss); Grupo II – sem necessidade de levantamento de seio. As avaliações radiográficas foram feitas 5 meses após a instalação dos implantes, 6 e 18 meses após a instalação da coroa protética. A análise estatística mostrou que as diferenças encontradas nos primeiros seis meses de função estavam associadas ao tipo de osso, idade e hábito de fumar. As avaliações entre 6 e 18 meses se mostraram sensíveis ao tipo de plataforma protética e ao acúmulo de placa. Concluíram que, se a perda óssea for maior que o valor de corte de 0,44mm em 6 meses após o carregamento, a sua progressão tende a ser significativamente maior com uma probabilidade de insucesso do

tratamento mais acentuada, uma vez que esse período inicial está diretamente relacionado ao paciente.

Tendo em mente que o tipo de conexão protética pode afetar essa perda óssea, Pozzi et al., (2012) propuseram avaliar as alterações no osso peri-implantar em implantes com conexão do tipo hexágono externo e cone Morse. Este estudo foi conduzido como um ensaio clínico randomizado do tipo boca dividida. Foram incluídos neste estudo pacientes parcialmente desdentados na região de mandíbula, com pelo menos 25 anos de idade, necessitando de pelo menos duas próteses sobre implantes unitários. Os implantes foram instalados em 34 pacientes, sendo um total de 44 implantes hexágono externo e 44 cone Morse. Ambos os grupos mostraram algum grau de reabsorção óssea. Entretanto, o implante do tipo cone Morse mostrou melhores resultados com relação à manutenção óssea peri-implantar, com resultados estatisticamente significantes quando comparado com o hexágono externo. Entretanto durante o primeiro ano de função não houve diferença com relação perda óssea entre eles.

Com o objetivo de avaliar a eficácia de vários tipos de configurações da região do pescoço do implante, Bateli et al. (2011), realizaram uma revisão sistemática comparando essas variáveis com a preservação da crista óssea. Os artigos incluídos deveriam apresentar um período de acompanhamento de pelo menos 5 anos. Com relação ao comprimento do pescoço ou da sua configuração do tipo escalonada, a busca não mostrou evidência significativa baseada em ensaios clínicos randomizados, controlados ou prospectivo / retrospectivo que sugerissem modificações do colo do implante. Com relação à presença de micro roscas a pesquisa coletou apenas um trabalho. Neste estudo prospectivo de 5 anos, foram avaliados 15 implantes. A perda óssea relatada foi 0,39 milímetros após 5 anos. Com relação às características da superfície do implante, os dados forneceram três tipos de superfícies: usinado (sem tratamento de superfície), jateamento com óxido de titânio (TiOblast) e duplo ataque ácido associado ao jateamento (SLA). O tratamento de superfície parece ter uma influência na perda óssea peri-implantar sendo que a média da perda óssea foi 2,84; 0,9 e 0,15 mm respectivamente para esses grupos, no prazo de cinco anos. O diâmetro do implante também foi avaliado mostrando que os implantes de menores diâmetros perderam menores quantidades de osso. Concluíram que nenhuma evidência foi encontrada sobre a eficácia de qualquer alteração nas configurações do pescoço do implante para a preservação

do osso peri-implantar. Afirmaram que existe uma necessidade de se compreender melhor os mecanismos pelos quais a remodelação e a reabsorção ocorrem para que esses fatores possam ser controlados.

Como se não bastassem os fatores inerentes à instalação do implante, a presença de fatores de risco sistêmicos também parece influenciar na perda óssea. Clementini et al. (2014), realizaram uma revisão sistemática com meta-análise com o objetivo de determinar a influência dos fatores de risco sistêmico relacionados ao paciente (doença sistêmica, características genéticas, consumo crônico de drogas, álcool e tabaco) sobre a perda óssea peri-implantar pelo menos um ano após a instalação do implante. De todos os artigos levantados, 17 foram incluídos na análise qualitativa, e apenas 13 na análise quantitativa. A meta-análise destes 13 estudos (478 fumantes e 1.207 não-fumantes) revelou um alto nível de heterogeneidade e que o tabagismo aumenta a perda óssea em 0,164mm por ano. Os autores concluíram que o fumo teve um efeito nocivo na perda óssea peri-implantar. No entanto, o nível de evidência para o embasamento da associação de outros problemas sistêmicos com complicações peri-implantares é muito baixa.

A sobrecarga oclusal sempre foi um tema que os pesquisadores associavam à perda óssea uma vez que, a sobrecarga oclusal pode gerar danos à estrutura periodontal. Os resultados são sempre inconclusivos pelo grande número de variáveis associadas a cada artigo selecionado para a construção da revisão (Lobbezoo et al., 2006).

Em um trabalho inédito sobre o assunto, Nagasawa et al. (2013), construíram em modelo animal, um dispositivo de componente protético com um extenso braço de alavanca para gerar sobrecarga nos implantes. Concluíram que o excesso de força oclusal gera uma resposta óssea causando a reabsorção do osso ao redor do implante.

Uma vez iniciada a perda óssea, ela parece progredir constantemente com o passar do tempo e uma maior parte do implante fica sem suporte ósseo, aumentando do braço de alavanca. Sobre o tema, Akca e Cehreli (2006), observaram por meio de análise de elementos finitos (AEF) as alterações na concentração das tensões à medida que o osso foi sendo reabsorvido. Para análise dos elementos finitos foi utilizado o modelo de um implante Straumann com diâmetro de 4,1 por 10 mm de comprimento. O complexo implante-pilar foi incorporado em um modelo de osso cilíndrico para analisar a biomecânica óssea independentemente de

influências anatômicas. Foi simulada uma perda em formato de cratera com a remoção progressiva de camadas do modelo. As camadas 1 a 4 apresentavam ainda osso cortical e as camadas 5,6,7 e 8 apresentavam o implante suportado apenas por osso medular. Cada modelo foi submetido a uma carga estática axial e oblíqua de 100 N separadamente. A remoção das camadas de 1 a 4 mostraram um aumento da tensão à medida que a partir da camada 5 as tensões diminuíram drasticamente por conta do suporte de osso medular apenas. Ainda neste sentido, na remoção das camadas 5 a 8 a movimentação do implante foi muito maior junto com o osso, uma vez que só estava em osso medular. Concluíram que os modelos matemáticos devem ser cuidadosamente analisados, uma vez que a situação de remoção de 5 a 8 não existe na natureza. O corpo se remodela e com a reabsorção novas camadas de osso cortical são reorganizadas.

Romeed et al. (2013), desenvolveram um trabalho semelhante, mas, ao invés de diminuir as camadas do modelo em elementos finitos, diminuíram por completo a inserção do implante no osso. Para isso praticamente se alterou a posição do implante em um mesmo modelo ósseo. Para o implante, foi utilizado um modelo com diâmetro de 3,5 com 13 mm de comprimento. O bloco de osso alveolar apresentou 1,5mm de osso cortical constante e o osso medular alterou sua altura para padrões de 8,5; 10; 11,5 e 13 mm de altura. Dessa forma, o estudo simulou o implante sem reabsorção óssea e com uma reabsorção progressiva de 1,5; 3 e 4,5 mm. Sobre esses modelos foi aplicada uma carga de 150 N em três direções: axial, oblíqua (30°) e horizontal (90°) sobre um componente hemisférico de carregamento oclusal. Os resultados mostraram que a tensão aumentou em torno de 40% quando o suporte ósseo diminuiu de 13 mm para 8,5 mm. Concluíram que uma redução do suporte ósseo de até 3 mm não prejudica os componentes protéticos. Além disso, a perda óssea deve ser controlada uma vez que sua progressão gera um efeito cumulativo, onde quanto maior a perda, maior a tensão concentrada.

Romanos e colaboradores (2015) avaliaram o efeito da profundidade de inserção dos implantes com plataforma *switching* na perda óssea a longo prazo. Os autores avaliaram um total de 228 implantes em 85 pacientes. Os pontos avaliados foram nas regiões mesial e distal da plataforma. Para os resultados encontrados, não houve diferença estatisticamente significativa com relação à perda óssea ao redor da plataforma para os dois grupos.

2.2 Concentração de tensões ao redor do implante

Dentro do pensamento multifatorial da perda óssea peri-implantar a distribuição das tensões ao redor dos implantes foi um tema abordado pelos pesquisadores ao longo do tempo. Existem algumas vertentes laboratoriais quanto à metodologia utilizada para a avaliação (Pesqueira et al., 2014). Dentre elas, a análise de elementos finitos, na qual um modelo matemático onde o corpo de prova é construído e analisado virtualmente. Outra metodologia é *Strain Gauge* (medidor de tensão), que são sensores que avaliam as alterações provenientes de corpos de prova metálicos. Outro método é a análise fotoelástica, onde corpos de prova são confeccionados em uma resina, que sob luz polarizada permite a visualização das tensões.

A configuração do pescoço do implante parece influenciar na forma como as tensões se distribuem na crista óssea. Assim, Shen et al. (2010), desenvolveram um estudo para avaliar a influência da geometria do pescoço do implante na distribuição de tensões ao equivalente osso cortical, sob duas configurações e duas direções de carregamento oclusal: axial e oblíquo. Para isso, foi utilizada a AEF com três diferentes tipos de pescoço de implantes: divergente, reto e convergente. A região escolhida para a avaliação foi a parte posterior da mandíbula. Os espécimes foram avaliados sob uma força de 100 N, em padrões de osso de alta e baixa densidade. Os resultados mostraram que o pescoço do implante divergente foi o que apresentou as menores concentrações de tensão tanto para os ossos de baixa e de alta densidade nas duas condições de carregamento oclusal (axial e oblíquo). Concluíram que do ponto de vista do perfil de emergência do pescoço do implante a configuração divergente é a que melhor distribui as tensões para as diversas situações.

Sotto-Maior et al. (2014), compararam a distribuição das tensões ao redor de implantes unitários variando a profundidade de inserção e a qualidade óssea, por meio de elementos finitos. Foram criados quatro padrões de ancoragem óssea, com modelos desenvolvidos a partir de um segmento posterior de maxila. O modelo de implante utilizado foi o de conexão protética do tipo cone Morse. As configurações de instalação do implante foram: implante instalado 2 mm abaixo da crista óssea somente em osso medular ou com o ápice estabilizado em uma cortical; o outro

grupo apresentava implante instalado no nível ósseo com travamento cortical somente na plataforma ou na plataforma e no ápice. Os implantes receberam o projeto de uma coroa de pré-molar e os modelos foram carregados com 200 N simulando dois tipos de carregamento: axial e oblíquo. Os parâmetros avaliados foram os picos de tensão de compressão, calculados na área de osso cortical, medular e ápice do implante, bem como a direção das tensões vertical e horizontal. A análise de elementos finitos mostrou que o posicionamento infra-ósseo do implante criou menos tensão quando comparado com os modelos que foram instalados no nível da crista óssea. Um ponto a ser observado é que, no implante submerso, os maiores valores de tensão foram encontrados na região apical do implante. Concluíram que esses resultados sugerem que a colocação infra-óssea do implante pode diminuir as tensões transmitidas ao osso.

2.3 Posicionamento da plataforma do implante em relação à crista óssea

Em uma revisão de literatura, considerando trabalhos laboratoriais e clínicos, intitulada “mudando paradigmas na implantodontia dentária” de 2001, Salvi e Lang relatam algumas mudanças de condutas clínicas que hoje são bem diferentes e que realmente mudaram os paradigmas. Os assuntos abordados variam desde o tipo de superfície do implante, a posição da plataforma protética em relação ao osso, a união entre dente e implante para prótese fixa e o conceito da conexão do tipo cone Morse. Os trabalhos laboratoriais revisados não tratam do período pós-instalação da peça protética e, assim sendo, não apresentam diferenças entre as duas técnicas. Os resultados dos estudos clínicos foram semelhantes. Como conclusão, os autores afirmaram que as mudanças de paradigmas são necessárias para a evolução da pesquisa.

A posição da crista óssea parece influenciar nas tensões dissipadas ao redor do implante. Uma forma clara de compreender esse fato é observar um implante com apenas 1/3 de osteointegração. Os 2/3 que não possuem osso ao seu redor aumentam o braço de alavanca do implante, gerando mais tensão levando à uma maior reabsorção, formando um ciclo. Chu et al. (2011), investigaram o efeito da instalação infra-óssea no osso cortical e o efeito da espessura do mesmo na distribuição de tensão óssea, empregando uma análise estatística combinada entre a metodologia *Strain Gauge* e análise de elementos finitos. Foram construídos três modelos experimentais no formato de uma mandíbula para o primeiro teste e 72 modelos digitais para AEF variando a posição da plataforma do implante sendo nominado de *equicrestal* (na mesma altura da crista) e *subcrestal* (abaixo da crista). Como resultado foi encontrado que quanto maior a espessura óssea, menor é o acúmulo de tensão. O valor crítico para aumentar a tensão, decrescendo a espessura foi de 2,5 mm. No que diz respeito à profundidade de inserção, quando essa variou entre 0,6 e 1,2 mm na posição infra-óssea (*subcrestal*) houve uma diminuição considerável das tensões dissipadas pelo corpo de prova. Concluíram que, dentro das limitações do estudo, ficou claro que a presença de uma quantidade maior de tecido de suporte ao redor do implante parece favorecer a dissipação das tensões. Essa presença pode ser tanto no sentido horizontal (largura do rebordo) bem como vertical (posição do implante em relação à crista óssea).

Huang et al. (2011) propuseram um estudo com objetivo de analisar as interações biomecânicas no osso alveolar ao redor de implantes variando-se a posição do implante em relação à crista óssea. Desenvolveram vinte modelos AEF incluindo quatro tipos de espessura do osso cortical (0,5, 1, 1,5 e 2 mm) e cinco possíveis combinações dos implantes em relação à crista óssea (1 e 0,5 mm abaixo da crista, no nível da crista e 0,5 e 1 mm acima da crista). Os modelos foram submetidos a dois ângulos diferentes de aplicação de carga (0 e 45 graus) em relação ao longo eixo do implante. Os resultados revelaram que o tipo de carga e a posição do implante foram os principais fatores que afetaram a distribuição das tensões no osso. O implante posicionado no mesmo nível da crista apresentou o melhor resultado e o pior foi para o implante localizado 1 mm acima. Sob carga axial, os valores de tensão eram menores do que sob carga oblíqua. Concluíram que a instalação dos implantes 1 mm acima do nível da crista óssea estaria contra indicada.

Chou et al. (2010) estudaram pela AEF os níveis de tensão no osso peri-implantar e verificaram que estes são afetados pelos fatores como a dimensão dos implantes, a qualidade óssea e a profundidade de inserção, o que resulta em diferentes características da manutenção óssea. O objetivo foi avaliar a resposta biomecânica das propriedades semelhantes ao osso mandibular, variando o diâmetro e o comprimento do implante para vários cenários clínicos simulados. Foram utilizados implantes de 5 x 6 mm, classificados como implantes largos e curtos e, espécimes de 3,5 x 10,7 mm, classificados como estreitos e longos. Os testes foram feitos em um segmento de mandíbula que foi construído a partir de uma sequencia de cortes tomográficos da região de pré-molar. A força oclusal simulada foi de 100 Newtons para 5 profundidades de inserções diferentes (2 mm e 1 mm acima da crista, no mesmo nível da crista, 1 mm e 2 mm abaixo da crista) e 2 tipos de qualidade óssea. Os resultados mostraram que as regiões cervical e apical do implante foram as que apresentaram os maiores níveis de tensão. Além disso, a variável profundidade de inserção estava diretamente associada à tensão acumulada ao redor do implante. De uma forma progressiva, quanto mais inserido o implante no osso, menor é a tensão. Em contra partida, quanto mais longe está a plataforma do implante, simulando uma reabsorção óssea, maior é o acúmulo de tensão.

Qian et al. (2009) investigaram as interações entre o diâmetro do implante, a profundidade de inserção e o sentido da carga (axial ou oblíqua) na distribuição das tensões ao redor de implantes dentários por meio de AEF. Quatro modelos virtuais foram criados com dois diâmetros de implante e duas situações de profundidade de inserção. Foi construída virtualmente uma mandíbula composta por cortical e osso esponjoso. Uma carga estática foi aplicada à superfície do implante com uma força máxima de 200 N para todos os modelos. O sentido da carga variou de diversos lados, sendo vestibulo-lingual, com ângulos que variaram de 0 a 85 graus. Os implantes possuíam 13 mm de comprimento e o diâmetro variou entre 3,7 e 5,2 mm. A profundidade de inserção não variou de acordo com a crista óssea, sendo que os implantes foram inseridos com 9 ou 10mm de profundidade, deixando 3 ou 4 mm pra fora do osso. As maiores áreas de concentração de tensão foram no ápice do implante e na região próxima à crista óssea. Aparentemente maiores valores de tensão foram encontrados para os implantes de menor diâmetro quando comparado com o de maior diâmetro, mantendo profundidade de inserção e angulação da carga inalterada. Para um mesmo diâmetro e angulação, os menores valores de tensão foram encontrados para os implantes com maior profundidade de inserção (10 mm). O aumento no ângulo de incidência de força não só aumentou os valores máximos de tensão / deformação, como piorou a distribuição das cargas sendo que essas ficaram mais concentradas. Os maiores valores de tensão ocorreram sempre no bordo superior do osso cortical no lado lingual adjacente ao implante. Concluíram que um implante de diâmetro estreito, quando inserido no osso maxilar com uma inserção rasa e carregado com um ângulo de carga oblíquo é mais desfavorável para a distribuição das tensões. A profundidade de inserção parece ter um papel favorável na distribuição das cargas; em contrapartida, quanto maior o ângulo de aplicação das forças, pior é a eficiência de distribuição das tensões.

A questão da maior quantidade de substrato ao redor do osso também foi avaliada por Yu et al. (2009). Investigaram quantitativamente a concentração de tensão na crista óssea do rebordo variando o diâmetro do implante e a espessura do rebordo alveolar. O modelo para AEF simulou implantes Straumann, com 10 mm de comprimento e diâmetros variados (3,3 mm; 4,1 mm e 4,8 mm). Quatro larguras de rebordo foram criadas para cada implante: 5, 6, 7 e 8 mm para os implantes de 3,3 mm; 6, 7, 8, e 9 mm para os implantes de 4,1 mm; e 7, 8, 9, e 10 mm para os implantes de 4,8 mm. Sobre esses foi aplicada uma carga oblíqua (30 graus) com

100 N de força. De acordo com a avaliação dos resultados, as maiores tensões forma encontradas nos conjuntos onde havia menor substrato ao redor do implante, ou seja, implante largo e rebordo estreito. Concluíram que um implante largo não deve ser indicado mesmo quando há oferta óssea e que a melhor proporção é quando o implante tem no máximo um diâmetro que seja igual a metade da largura do rebordo.

Para Guan et al. (2009) a complicada relação entre os componentes do osso mandibular e dos implantes dentários têm atraído a atenção de pesquisadores das mais diversas áreas. Parece existir uma associação entre variáveis de largura de rebordo na distribuição das tensões. Pelo método AEF avaliaram vários parâmetros ósseos que influenciam na distribuição das tensões de von Mises em um modelo de mandíbula. Os parâmetros considerados incluíram o módulo de Young do osso esponjoso, que variou de 1 a 4 GPa, e do osso cortical que está entre uma faixa de 7 a 20 GPa. Avaliaram comprimento do implante (7, 9, 11, 13, e 15 mm) o diâmetro do implante (3,5, 4,0, 4,5, e 5,5 mm) e a espessura do osso cortical (0,3 e 2,1 mm). O aumento no módulo de Young e a diminuição na espessura do osso cortical resultaram em tensões mais elevadas tanto para osso esponjoso como cortical. O aumento no comprimento do implante levou a uma maior superfície de contato entre o osso e o implante, reduzindo deste modo a concentração das tensões. Os autores concluíram que a modelagem possui diferentes parâmetros que podem variar de investigação para investigação dependendo dos parâmetros escolhidos pelos pesquisadores. Verificou-se que o comprimento do implante teve uma associação característica notável com a distribuição de tensão no osso sendo que este foi mais significativo do que o diâmetro do implante em relação ao osso esponjoso. O diâmetro do implante influenciou mais na variação de tensão no osso cortical.

Em um estudo desenvolvido em cães, Pontes et al. (2008), avaliaram as alterações histomorfométricas associadas à remodelação tecidual do espaço biológico em implantes dentários instalados em diferentes níveis de inserção, em relação à crista óssea, sob diferentes condições de carregamento. Um total de 36 implantes foi inserido na mandíbula de seis cães sem raça definida. Os implantes foram colocados em três situações diferentes da plataforma em relação à crista óssea: no mesmo nível; 1 mm abaixo e 2 mm abaixo. Os implantes foram subdivididos em protocolos de carga imediata ou tardia. Após 90 dias, os animais foram sacrificados. A remodelação óssea se mostrou menor nos implantes que

receberam carga imediata quando comparados com a carga tardia no período convencional. Apesar da distância entre a borda livre da gengiva e o primeiro contato osso-implante ter sido no grupo 2 mm infra-ósseo, a diferença não foi estatisticamente significativa. Concluíram que não só o primeiro contato entre o implante e o osso é importante, mas a manutenção do rebordo ósseo que se manteve inalterado para implantes submersos. Dessa forma, afirmaram que a posição mais apical do implante não prejudicou a remodelação óssea.

O posicionamento da plataforma em relação à crista óssea pode apresentar resultados de uma maior reabsorção óssea dependendo do desenho do implante. Cesaretti et al. (2015), avaliaram a reabsorção óssea ao redor de implantes instalados em um nível infra-ósseo. Utilizaram um implante indicado para instalação acima da crista óssea, com o pescoço polido para ficar em íntimo contato com a mucosa. Os implantes foram instalados em mandíbula de cachorro em uma posição acima da crista (como indicado pelo fabricante) ou 1 mm infra-ósseo. Concluíram que a instalação infra-óssea desses implantes promoveu uma maior perda óssea ao redor da plataforma.

A avaliação da perda óssea pode ser feita de forma objetiva e quantitativa por meio da microtomografia. Becker et al. (2016), avaliaram o contato entre o osso e o implante por meio dessa metodologia variando o posicionamento da plataforma do implante em relação à crista óssea. Os implantes foram instalados na mandíbula de cachorros. Foram criados três grupos experimentais, onde a posição da plataforma variou de acordo com a crista óssea, podendo ser: na mesma altura da crista, 1 mm acima e 1 mm abaixo. Foi realizado o protocolo de estágio cirúrgico único, sendo que foi conectado um cicatrizador imediatamente após a cirurgia de instalação dos implantes. Após 20 semanas os animais foram sacrificados e a coleta da imagem foi realizada com o microtomógrafo. Os pontos avaliados foram: a distância do osso da plataforma do implante e o ponto mais coronal de contato de osso / implante. Em seus resultados, os autores relataram uma grande amplitude dos dados encontrados para o grupo onde o implante foi instalado 1 mm acima da plataforma. Entretanto, concluíram que a remodelação óssea foi menor para os grupos onde o implante foi posicionado no nível da crista ou 1 mm infra-ósseo.

Huang et al. (2015) avaliaram a influência da profundidade da instalação da interface implante pilar / implante na remodelação óssea em torno de implantes com dois tipos diferentes de conexão protética: cone Morse friccional e cone Morse com

parafuso. Passado um período de oito semanas da extração dos dentes do modelo animal, dois Implantes Osseo Speed TM (Astra Tech, DENTSPLY, Mölndal, Suécia) e dois implantes Integra-CPTM (Bicon LLC, Bostom, EUA) foram instalados em um lado da mandíbula. Os quatro grupos experimentais foram os seguintes: implante com conexão friccional no nível da crista e 1,5 mm abaixo; implante com conexão cone Morse com parafuso, instalados sob os mesmos parâmetros. Após 12 semanas, os implantes foram reabertos e instalados os pilares de cicatrização. Dezesesseis semanas após a reabertura, os animais foram sacrificados e os desfechos histomorfométricos foram avaliados. O valor avaliado foi a distância da plataforma para o primeiro ponto de contato entre o implante e o osso. Concluíram que a colocação de implante abaixo da crista óssea apresentou o menor remodelamento ósseo, em especial para o grupo de conexão interna do tipo friccional.

Kütan et al. (2015) descreveram um ensaio clínico randomizado para avaliar a perda óssea ao redor de implantes instalados no nível da crista e 1 mm abaixo. Para isso, 56 implantes foram selecionados aleatoriamente e instalados bilateralmente 1 mm abaixo do nível ósseo (grupo de teste, 28 implantes) ou nível ósseo (grupo controle, 28 implantes). Para análise da remodelação, foram feitas radiografias periapicais pela técnica do paralelismo em diferentes momentos: cimentação da coroa, terceiro, sexto, décimo segundo e trigésimo sexto mês após o carregamento protético. Após três anos, a média de perda óssea vertical no grupo controle foi menor do que no grupo experimental ($p < 0,01$). Concluíram que apesar de um valor maior de perda óssea, na verdade o que ocorreu foi uma remodelação para se adequar ao perfil de emergência das coroas. Por mais que a perda óssea tenha sido maior no grupo experimental, a mesma não atingiu a região da plataforma com exposição de expiras.

Pellicer-Chover et al. (2016) avaliaram a instalação do implante no nível da crista ou abaixo dela, em vinte e seis pacientes para reabilitação de coroa unitária. Os sítios de instalação foram randomizados e um profissional treinado fez a avaliação na instalação e após 12 meses. No grupo controle, a distância da plataforma do implante até o primeiro contato com o osso foi de 0,0 mm, contra 2,16 para o grupo experimental. Passado um período de 12 meses a reabsorção foi de $0,06 \pm 1,11$ mm para implantes no nível ósseo e $0,95 \pm 1,50$ mm para o infra-ósseo, com taxa de sucesso da osteointegração de 100% para ambos os grupos.

Concluíram que apesar do valor absoluto ter sido maior para o grupo infra-ósseo, a remodelação não chegou a atingir a plataforma do implante.

Para avaliar a perda óssea ao redor de prótese múltipla unida, de Siqueira et al. (2016), conduziram um ensaio clínico randomizado com implantes de conexão protética do tipo cone Morse, na região anterior da mandíbula. A instalação dos implantes foi feita no nível da crista ou abaixo dela. Os implantes foram imediatamente carregados e a avaliação foi feita por meio de radiografias no ato da instalação, quatro e oito meses após colocação dos implantes. No período de quatro meses, a perda óssea se mostrou semelhante. Já no período de seis meses, os implantes que foram instalados abaixo da crista óssea apresentaram uma menor perda óssea ($p < 0,05$).

Palaska et al. (2016) avaliaram o posicionamento da plataforma em relação à crista óssea em dois tipos de conexão protética: hexágono interno e cone Morse. Um total de 105 implantes foram instalados em 81 pacientes e acompanhados por três meses. Foram feitas radiografias periapicais para avaliação da perda. Concluíram que a plataforma protética influencia mais na perda óssea do que o posicionamento da mesma em relação à crista óssea.

Al Amri (2016) realizou uma revisão sistemática para avaliar os trabalhos clínicos que comparavam implantes instalados no nível da crista óssea ou em um posicionamento infra-ósseo. Incluiu estudos realizados em modelo animal e em seres humanos. Os resultados encontrados mostraram que houve trabalhos onde não houve diferença em relação à perda óssea e trabalhos onde houve diferença. Naqueles onde houve diferença, o grupo que estava submerso apresentou uma maior reabsorção óssea. Pela grande variabilidade dos resultados concluiu que não houve diferença na perda óssea entre os dois grupos.

2.4 - Aumento do comprimento do pilar relativo ao implante infra-ósseo

Uma vez que se opta por colocar o implante numa condição infra-óssea, algumas questões serão associadas a essa nova condição como por exemplo, a utilização de um implante mais curto. Elangovan et al. (2013), fizeram uma análise crítica das revisões sistemáticas abordando o tema de implantes curtos. Para cumprir com o objetivo, foi realizada uma pesquisa focada em revisões sistemáticas que abordaram implantes curtos em pesquisas clínicas com seres humanos. Com base em um conjunto de critérios inclusão e de exclusão foi selecionado um total de 10 artigos. De acordo com a avaliação proposta pode-se observar que existe uma falta de padronização nas revisões envolvendo implantes curtos, o que pode mascarar os resultados por aumentar o risco de viés.

A utilização de um implante mais curto não necessariamente engloba a terminologia de implante curto. Dentro das pesquisas envolvendo implantes curtos, esses são assim denominados quando seu comprimento varia de 5 a 8 mm de comprimento. Urdaneta et al. (2012), avaliaram as alterações no nível ósseo peri-implantar em implantes curtos. Foi realizado um estudo de cohorte retrospectivo, composto por pacientes que tinham pelo menos 1 implante. A amostra foi composta de 81 indivíduos que receberam 326 implantes. O grupo experimental foi composto por implantes da marca Bicon (Bicon Dental Implants, Boston, MA USA) onde a técnica preconizada é a instalação do implante infra-ósseo. A variação da média das alterações para maxila e mandíbula do nível da crista óssea após 5,9 anos de acompanhamento foram de -0,36 e -0,04 mm, respectivamente. Em contraste, para os implantes com medidas variáveis e maiores do que 8 mm que apresentaram um valor médio de perda ao redor de -0.51 mm. Concluíram que essa configuração de implante utilizada é mais favorável para o ganho de osso ao redor da plataforma do que os outros grupos avaliados.

Uma corrente de pesquisadores e muitas empresas indicam os implantes curtos apenas na situação de prótese fixa unida. Dessa forma Sivoletta et al.(2013), compararam o efeito da união entre implantes curtos na região posterior da mandíbula quanto ao prognóstico da perda óssea a longo prazo, em pacientes parcial ou totalmente desdentados. O estudo envolveu 109 pacientes, com 280

implantes, que apresentavam comprimento de 7 ou 8,5 mm e diâmetro de 3,75 ou 4 mm. Na avaliação também se levou em consideração a superfície dos implantes que poderiam ser usinadas ($n = 176$) ou com tratamento de superfície $n = 104$). A média de tempo para o acompanhamento foi de 9 anos (variação de 5 a 16 anos). A taxa de sobrevida para os implantes com superfície lisa foi de 95,7% e a taxa de sucesso foi de 93,9%. Para os implantes com tratamento de superfície a taxa de sobrevida foi de 97,2% e a taxa de sucesso foi de 95,2%. A média da reabsorção óssea para todos os implantes foi de $1,37 \pm 0,5$ mm, dentro do prazo de avaliação estipulado. Concluíram que os implantes que receberam coroas unitárias apresentaram padrões de reabsorção óssea semelhante àqueles que foram unidos. O fato de ter um comprimento menor não alterou a taxa de sucesso ou a taxa de sobrevida em longo prazo.

A transferência de energia entre o implante e o osso pode ser afetada pela forma do implante, propriedades geométricas e mecânicas do local de instalação, bem como a reabsorção da crista óssea, sendo uma das possíveis causas de falha na osteointegração. Baggi et al. (2008) analisaram a influência do diâmetro e do comprimento do implante na distribuição de tensões com o intuito de estimar a sobrecarga dependente dessas variáveis. 5 implantes comercialmente disponíveis (dois modelos da Straumann e da Nobel Biocare e um modelo da ANKYLOS com diâmetros de 3,3 a 4,5 mm e comprimento de 7,5 a 12 mm foram analisados por meio de AEF. Sobre estes foi simulada uma carga oblíqua de 100N e uma carga axial de 250N. Os modelos foram criados a partir de dados tomográficos. Diferentes geometrias da crista óssea foram modeladas. Os resultados apontaram que as áreas de tensão máxima se concentraram no colo do implante, sendo que uma possível sobrecarga poderia ocorrer por compressão em osso compacto (carga oblíqua). Já a carga axial promoveu maior tensão na interface osso cortical/medular. Para o osso cortical, os valores de tensão diminuíram conforme o diâmetro do implante aumentou. Para o osso medular as tensões diminuíram à medida que o comprimento do implante aumentou. Concluíram que a geometria do implante e a disposição da cortical óssea podem alterar as tensões ao redor do pescoço do implante. O implante ANKYLOS foi o que apresentou melhores resultados de distribuição de tensão. Por ser inserido abaixo da crista óssea distribuiu melhor as tensões com um menor risco de sobrecarga no osso quando comparado com os outros sistemas de implantes avaliados. Afirmaram que esses achados são

diretamente relacionados ao desempenho clínico desses implantes reportados em outros trabalhos.

Se por um lado a posição infra-óssea do implante parece melhorar as condições da distribuição das tensões, outros fatores associados a essa técnica devem ser levados em consideração. Uma vez que se opta por colocar o implante numa posição mais profunda no osso, implica em um componente protético com um transmucoso maior. Sun et al. (2009), avaliaram uma altura ideal de transmucoso do ponto de vista biomecânico. Foram criados modelos virtuais por meio de AEF. A altura do transmucoso variou de 1 a 4 mm. Os modelos foram submetidos a uma simulação de carga axial (200 N) e oblíqua (100 N). Os resultados mostraram que quando a altura transgengival estava no intervalo de 1,7 a 2,8 mm, houve uma concentração mínima de tensão no osso mandibular, bem como um deslocamento mínimo no complexo implante-pilar. Os dados indicaram que a altura do transmucoso desempenhou um papel mais importante no que diz respeito à concentração de tensão quando foi aplicada carga oblíqua. Concluíram que quando as alturas variaram de 1,7 a 2,8 mm, mostraram mecanicamente melhores resultados.

Bayraktar et al. (2013) avaliaram o efeito biomecânico de uma coroa com maior altura em relação ao implante, por meio de AEF em um modelo parcial da região posterior da mandíbula. Dois implantes foram avaliados, sendo que um foi colocado na região do segundo pré-molar e o outro na região do primeiro molar. Os implantes foram então unidos por meio de uma prótese fixa. Foram avaliadas as influências de três parâmetros (razão implante/coróa, comprimento do implante e diâmetro do implante) que poderiam alterar a tensão no osso peri-implantar. Os resultados mostraram uma relação direta da tensão peri-implantar com a razão implante/coróa, mas o dado que influenciou de forma absoluta foi a altura da coróa. O comprimento do implante teve menos influência sobre a tensão no osso peri-implantar do que o diâmetro. Diâmetros maiores de implantes garantiram menores níveis de tensão, mesmo com coroas longas. Concluíram que a altura da coróa é o fator mais importante que afeta a tensão óssea peri-implantar.

Figueirêdo et al. (2014), avaliaram por meio da fotoelasticidade, a dissipação das tensões variando o comprimento de dois sistemas de implantes (Bicon Bicon Dental Implants, Boston, MA USA e Neodent, Curitiba, Pr Brasil). Sobre esses implantes foram instaladas próteses parciais fixas variando a altura em duas

medidas: 8 e 13mm. Um total de dezesseis modelos fotoelásticos foram divididos em 4 grupos: I - implante longo Neodent (5 × 11 milímetros); II - implante longo Bicon (5 × 11 milímetros); III - implante curto Neodent (5 × 6 mm) e IV - implante curto Bicon (5 × 6 mm). Foram aplicadas cargas estáticas de 50N, axial e oblíqua, sobre os modelos. Os resultados mostraram que comprimento do implante foi um fator estatisticamente significativo para o acúmulo de tensão tanto para carga axial como para a oblíqua. A altura da coroa aumentada proporcional a redução do comprimento do implante (5 mm) não resultou em diferenças estatisticamente significantes na distribuição de tensões entre os sistemas de implantes estudados. Concluíram que os implantes curtos da marca Neodent mostraram níveis de tensão mais elevados do que os implantes curtos do sistema da empresa Bicon e que a altura da prótese não influenciou na dissipação de cargas.

2.5 Complicações clínicas resultantes da instabilidade peri-implantar

A taxa de sobrevida dos implantes é muito elevada, embora falhas tardias podem ocorrer por muitas razões, incluindo infecções peri-implantares. Dierens et al. (2013), avaliaram a perda vertical de osso ao redor de implantes prospectivamente com acompanhamento de até 22 anos. A microbiota foi avaliada para o diagnóstico e comparação das bactérias presentes em implantes e dentes. Averiguaram que a contagem bacteriana ao redor implantes unitários em pacientes saudáveis são bastante baixas. Embora as bactérias patogênicas estejam presentes, algumas em maior número ao redor dos implantes do que de dos dentes, a maioria dos implantes apresentam tecidos peri-implantares saudáveis, com perda óssea em média de 2mm, não sendo progressiva. Em outra pesquisa, avaliaram longitudinalmente, implantes unitários sob parâmetros clínicos como complicações estéticas e remodelação óssea, num período de 16 a 22 anos, em pacientes periodontalmente saudáveis. Os pacientes selecionados deveriam apresentar apenas um implante na região anterior da maxila ou mandíbula. Ambos os dentes vizinhos tinham de estar presentes na avaliação fotográfica. Vinte e um pacientes tratados com 24 implantes unitários preencheram os critérios para avaliação dos tecidos moles. A avaliação destes tecidos demonstrou estabilidade peri-implantar. Apesar do resultado para o *pink esthetic score* apresentar um valor baixo referente a uma classificação estética pobre, o mesmo score se manteve no período de 16-22 anos.

De uma forma prática todas as informações associadas à distribuição de tensão ou de associação entre bactérias e perda óssea levam a um desfecho em comum: a instabilidade no tratamento. Essa questão é crítica do ponto de vista da implantodontia, especialmente em casos estéticos. O sucesso do tratamento não deve ser visto de uma forma imediata, mas sim em longo prazo. Na região considerada estética (do dente 15 ao 25) qualquer alteração no tecido peri-implantar pode comprometer o tratamento. O posicionamento da mucosa segue o arcabouço ósseo. Este aspecto foi avaliado por Tarnow et al. (2003), em 33 pacientes, quanto à distancia da crista óssea para a margem gengival para fornecer uma previsibilidade de formação de papila em tratamentos estéticos. As medidas variaram de 1 até 7 mm de profundidade, sendo os valores médios de 3,4 mm. Verificaram que essa é a distância que se deve ter no máximo até o ponto de contato dos dentes para que a

papila preencha o espaço e garanta um resultado estético satisfatório. O aumento dessa distância pode acarretar o não preenchimento do espaço interdental pela papila, o que é um dos fatores que mais contribui para o insucesso no tratamento com implantes em áreas estéticas.

Gastaldo et al. (2004), pesquisaram a presença de papila entre implantes (grupo 1) e entre implante e dente (grupo 2), variando a distância do ponto de contato e a crista óssea, bem como a distância entre os implantes. 128 pacientes foram avaliados nos dois quesitos: D1 – distância do ponto de contato até a crista óssea; D2 – distância entre os implantes. Os resultados mostraram que independente do grupo, quando a distância da crista óssea até o ponto de contato variou de 3 a 4 mm, a papila foi capaz de preencher por completo o espaço. Do ponto de vista de distância entre os implantes, para o caso de hexágono externo que foi o implante estudado, quando a distância entre eles foi de 3 a 5 mm, a papila se mostrou presente em quase todos os casos. Os autores concluíram que o planejamento da cirurgia é um fator fundamental para o sucesso estético do caso. O posicionamento do implante de acordo com outras variáveis pode dar previsibilidade ao caso ou não.

Com relação à largura do rebordo e a capacidade da papila preencher o espaço interdental Siqueira et al. (2013), avaliaram os efeitos da largura do osso no sentido vestibulo palatino com a presença da papila em regiões entre implantes. Os fatores avaliados foram: a distância a partir da base do ponto de contato com a ponta da papila gengival, a distância a partir da base do contato interproximal até a crista alveolar (distância vertical), largura do osso alveolar entre implantes adjacentes, bem como o espaçamento entre os implantes. Foram avaliadas 29 áreas de 18 pacientes compreendendo a região de incisivo superior, canino e pré-molar. A papila estava presente quando a distância do ponto de contato até a crista óssea era igual ou menor do que 5 mm e frequentemente presente quando a largura do rebordo era maior do que 4 mm. Esse mesmo valor de 4 mm ou mais garantiu uma menor frequência de espaço preto. Concluíram que a largura do rebordo alveolar não influenciou a presença ou ausência da papila gengival.

Dentro dos trabalhos sobre a perda óssea, a variável do tipo de conexão (interna ou externa) parece não influenciar essa situação. Dessa forma, Koo et al. (2012) investigaram a influência da conexão protética na manutenção da crista óssea peri-implantar por meio de dados radiográficos. Foram avaliadas as

radiografias de 40 implantes unitários (20 hexágono externo e 20 octógono interno sendo um implante por paciente), instalados em 15 homens e 25 mulheres, com uma média de idade de 54,3 anos. A análise radiográfica avaliou a alteração óssea linear; alteração dimensional e o ângulo entre o implante e osso adjacente. Os momentos de avaliação englobaram desde a instalação do implante e um ano depois do carregamento oclusal. Após um ano em função, os implantes com conexão do tipo hexágono externo apresentaram uma perda óssea linear estatisticamente significativa ($p = 0,000$), mas o grupo com conexão interna não ($p = 0,939$). Os mesmos resultados se repetiram para a avaliação da alteração dimensional e para o ângulo entre o implante e o osso. Concluíram que a conexão protética é uma das variáveis que afeta a manutenção óssea.

2.6 Fotoelasticidade

A distribuição das tensões pode ser avaliada de duas maneiras por meio da fotoelasticidade. A primeira delas é a análise qualitativa, onde a proximidade e os padrões das franjas são avaliados (franjas de baixa ou alta intensidade). A segunda forma de se avaliar as ordens de franja é a análise quantitativa. Nessa segunda análise, as franjas são ordenadas e quantificadas de acordo com a sua sequência. Os valores de franja ainda podem ser transformados em tensão de cisalhamento em Mpa por meio de uma fórmula de conversão (Dally; Riley, 1978). A fórmula aplica a seguinte regra:

$$\delta = \frac{NK\sigma}{b}$$

Equação 1 – Lei de Brewster: δ é a tensão, N é o número da ordem de franja; $K\sigma$ é a constante fotoelástica; b é a espessura do corpo de prova.

De acordo com essa fórmula pode-se entender que a tensão é diretamente proporcional à ordem de franja e inversamente proporcional à espessura do material. Quanto maior a espessura do material, maior é a quantidade de informação aderida à imagem da franja. Dessa forma quando se trabalha com corpos de prova, com espessura constante e com o mesmo material (mesmo tipo de resina para todos os corpos de prova) a única variável que sobra é a ordem de franja.

Das Neves et al. (2013), utilizaram um método informatizado para o diagnóstico das tensões por meio da fotoelasticidade. Um programa de computador chamado *Fringes* foi desenvolvido. Neste programa é feita uma comparação para determinados pontos da imagem com uma tabela padrão de ordem de franja. Dessa forma o programa é capaz de fornecer diretamente os dados quantitativos para as regiões avaliadas. Algumas alterações podem ser feitas para isolar a variável

conexão protética. Neste estudo, os autores avaliaram o efeito da conexão protética na concentração de tensões ao redor de réplicas de implante. Utilizaram desenhos simplificados de análogos de implante com formatos uniformemente cilíndricos. Sobre esses foi aplicada uma carga oblíqua (45°) de 60N para simular o carregamento oclusal sobre um dente anterior. As plataformas, hexágono externo, hexágono interno e cone Morse foram avaliadas. Foram tiradas fotografias dos modelos durante o carregamento e as ordens de franja foram identificadas para cada ponto selecionado. Estas foram convertidas em tensão de cisalhamento para fornecer um resultado quantitativo. O lado contrário ao de aplicação de carga foi o que apresentou a maior quantidade de tensão acumulada, especialmente na região da plataforma. Concluíram que não houve diferença no acúmulo de tensão quando se variou a conexão protética.

Outros trabalhos também foram desenvolvidos com esse tipo de análise. Teixeira et al. (2012) avaliaram o efeito as tensões geradas no longo eixo do implante e na região entre os implantes submetidos a diferentes cargas, com ou sem a união entre os elementos unitários. Para isso um modelo fotoelástico foi feito com dois implantes do tipo hexágono externo simulando o posicionamento correspondente ao segundo pré-molar e ao primeiro molar inferiores. Uma peça fixa metálica parafusada foi acoplada ao sistema, com um torque de 20 Ncm. Sobre essa peça metálica foi simulada uma placa oclusal em resina acrílica transparente. Os autores tinham como hipótese que a placa oclusal pudesse melhorar a distribuição de cargas. O sistema foi levado ao polariscópio. O corpo de prova foi submetido às cargas de 300, 600 e 900 N, com ou sem interposição da placa acrílica. Os corpos de prova foram fotografados e a análise procedeu-se com a comparação da imagem com uma tabela de referência de ordem de franjas. Dessa forma obteve-se um valor quantitativo do resultado da análise. De um modo geral, a placa acrílica favoreceu a distribuição de cargas a partir de 600 N de carregamento. Os autores relataram que, os maiores índices de tensão foram encontrados na região cervical e apical do implante.

Kim et al. (2011) utilizaram uma tabela de cor para avaliar de forma quantitativa as tensões desenvolvidas ao redor de implantes inclinados distalmente, no conceito *All-on-Four*. Para isso, dois modelos fotoelásticos foram criados a partir da duplicação de uma mandíbula humana desdentada. Cada modelo teve quatro implantes instalados na área interforaminal. No primeiro modelo, os dois implantes

distais foram colocados retos. No segundo modelo os implantes distais foram inclinados 30 graus para distal. Uma prótese total fixa foi confeccionada para receber a aplicação da carga. Na prótese inferior foi feita uma infra-estrutura metálica sobre mini pilares. Foram aplicadas cargas de 130N em três posições: na fossa distal do primeiro pré-molar, na fossa distal do segundo pré-molar e na fossa central do primeiro molar. Após o carregamento o registro foi feito por meio de fotografia digital. As franjas isocromáticas foram contadas a partir da ordem zero, que é a primeira região de cor preta. De acordo com a tabela de referência são estabelecidas as zonas de transição entre uma franja e outra. A partir da franja de ordem 2 ocorre uma repetição das cores rosa e verde. Cada transição a partir daí, contada como uma nova ordem de franja. A tabela de referência apresenta o valor para cada cor, podendo apresentar quatro valores dentro de uma unidade de franja, o que garante uma coleta de resultados mais precisa. Observaram que o aumento progressivo de carga promoveu um aumento progressivo e proporcional nas ordens de franja. O padrão de franjas encontrado no grupo dos implantes inclinados mostrou uma melhor distribuição de cargas por diminuir o *cantilever*. Os autores concluíram que a utilização de um implante inclinado para favorecer a biomecânica da prótese, pode diminuir as tensões em 17%.

Goiato et al. (2013) avaliaram a distribuição de tensões em próteses implanto suportadas parafusadas com diferentes tipos conexões protéticas por meio da análise fotoelástica. Quatro modelos fotoelásticos foram construídos criando quatro grupos. Os grupos foram divididos de acordo com o tipo de conexão protética (hexágono externo ou cone Morse) e de acordo com o tipo de prótese testada (coroa unitária ou prótese fixa de 3 elementos). Os modelos foram posicionados em um polariscópio circular e foi aplicado um carregamento oclusal de 100N de carga axial e oblíqua. As tensões foram registradas por meio de fotografia e analisadas qualitativamente. Com carga axial, os implantes com conexão do tipo cone Morse exibiram um menor número de franjas para coroas unitárias do que os Implantes do tipo hexágono externo. Para a prótese fixa de três elementos o resultado encontrado foi ao contrário do anterior. Os implantes cone Morse apresentaram maior número de franjas quando comparados ao grupo dos implantes do tipo hexágono externo. Concluíram que a conexão implante-pilar cone Morse parece reduzir o estresse em coroas unitárias e, para prótese fixa, a conexão hexágono externo teve um melhor desempenho. O padrão de destruição de franjas se comportou de forma semelhante

para todos os grupos e o carregamento oblíquo promoveu uma concentração maior estresse do que a carga axial.

Tonella et al. (2011) avaliaram a distribuição de tensões em diferentes tipos de plataformas protéticas: hexágono externo, hexágono interno e cone Morse conectados a coroas unitárias ou prótese fixa de 3 elementos. Seis modelos foram construídos com a resina fotoelástica, sendo 3 modelos (um para cada tipo de implante) para o teste da coroa unitária e 3 modelos para avaliação da prótese fixa. Os implantes tinham comprimento e diâmetro padrão de 4.0 X 10,0 mm. Os modelos de prótese fixa simularam a região de segundo pré-molar e primeiro molar. Sobre os implantes foi simulado um carregamento oclusal em duas direções: axial e oblíquo (45 graus) sob uma força de 100 N. Os resultados foram fotografados e analisados qualitativamente. Para o modelo onde se utilizou a prótese fixa, as menores tensões foram encontradas nos implantes hexágono interno, hexágono externo e cone Morse respectivamente. Para o grupo onde foi avaliada a coroa unitária, o implante do tipo cone Morse foi o que apresentou a melhor dissipação das cargas. O acúmulo das tensões ocorreu basicamente no ápice do implante e na região da plataforma. Concluíram que mais do que a conexão protética o posicionamento do implante é fundamental para uma melhor dissipação de tensões, uma vez que cargas oblíquas de mesma intensidade desenvolvem um maior acúmulo de tensão independentemente do tipo de implante.

Asvanund e Morgano (2011) compararam as características de transferência de carga de uma prótese total fixa sobre quatro implantes, que variaram de acordo com o tipo de conexão protética (hexágono externo e triângulo interno). Construiu-se um modelo geométrico, com espessura uniforme, para simular de uma forma mais simplificada uma mandíbula edêntula, com 4 implantes na região interforaminal. Posteriormente foi construída uma prótese total fixa com infraestrutura metálica. Sobre esta, cargas foram aplicadas em três condições: bilateral na região de canino e pré-molar; bilateral na região de caninos e carga unilateral na região de canino e pré-molar. Os corpos de prova foram submetidos a cargas de 250N. Como resultado, a aplicação de carga em 4 pontos, não houve diferenças de tensão variando a conexão. Na aplicação na região dos caninos, a conexão interna mostrou menores acúmulos de tensão. O mesmo resultado pode ser visto para carga lateral de 2 pontos. Concluíram que a conexão influenciou nas tensões apenas quando as

cargas foram localizadas em regiões concentradas e não distribuídas por toda a prótese.

A utilização de implante mais curtos foi avaliada por Goiato et al. (2016a). Os autores avaliaram o efeito de diferentes macrogeometrias de implantes curtos pela metodologia de análise fotoelástica. Para isso, seis implantes com conexão protética do tipo hexágono externo de comprimento curto (5 mm) foram avaliados. Os implantes foram avaliados individualmente (coroa unitária) ou em conjunto de dois (prótese fixa 3 elementos, sendo um pântico). Os modelos foram avaliados em um polariscópio circular. As cargas aplicadas foram de 100N na superfície oclusal. Os autores observaram que a macrogeometria influenciou diretamente a distribuição das tensões, sendo que os implantes com rosca triangulares e ápice plano apresentaram a melhor distribuição de tensões.

Gehrke et al. (2016) também avaliaram a distribuição das tensões ao redor de implante com comprimentos diferentes. Os autores compararam os padrões de franja em implantes cilíndricos ou cônicos, de 13 ou 7 mm de comprimento. Para análise dos resultados os autores levaram em consideração a área total que as franjas ocupara depois do carregamento oclusal ou oblíquo. Para a área de distribuição das franjas os autores não encontraram diferença entre os dois tipos de implantes.

Galvão et al. (2016), compararam por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões ao redor de implantes com conexão protética do tipo hexágono externo e cone Morse com coroas unitárias comparando o material. As peças foram sobre pilares metálicos, pilares metálicos personalizados e pilares de zircônia personalizada. O recobrimento foi o mesmo para os pilares, com porcelana reforçada com leucita. As cargas aplicadas foram de 100 N na região palatina da coroa. Os autores observaram que a maior concentração de cargas ocorreu na região apical e na plataforma das coroas. As coroas confeccionadas sobre pilar pré-fabricado de metal foram as que apresentaram menor concentração de tensão.

A análise do efeito do tipo de conexão protética e a incidência da carga oclusal foram avaliadas por Goiato et al. (2016b). Compararam o efeito da conexão protética e do *cantilever* na distribuição das tensões quando a carga foi aplicada sobre prótese parcial fixa. Três modelos foram feitos em resina fotoelástica, divididos em seis grupos: hexágono externo com pilar do tipo UCLA; cone Morse com pilar do tipo UCLA; hexágono externo com mini pilar; cone Morse com mini pilar; sobre esses

foi assentada uma prótese com uma ou duas coroas em *cantilever*. Foram aplicadas cargas oclusais de 100 N, nas direções axial e oblíqua. Sob carga axial, todos os grupos tiveram uma distribuição similar de franjas. Durante o carregamento oblíquo pode-se observar um aumento das franjas. O grupo experimental composto por hexágono externo com mini pilar foi o que apresentou as maiores tensões. Concluíram que as tensões se concentraram principalmente na região apical e cervical do implante.

Com o desenvolvimento da AEF alguns pesquisadores deixaram de usar a análise fotoelástica. Dentro dessa corrente iniciou-se um questionamento sobre a validação de uma metodologia em relação à outra. Anami et al. (2015), avaliaram o efeito de diferentes configurações do tipo cone Morse, sob duas análises: fotoelástica e elementos finitos. Para construção do modelo em 3D, os pilares e os implantes foram escaneados e digitalizados para criar as malhas de pontos. O material onde o implante foi colocado variou de acordo com as características do suporte, osso medular e cortical, a propriedades semelhantes à um bloco de resina fotoelásticos. O teste fotoelástico foi realizado com blocos de resina fotoelástica, onde os implantes foram incluídos. Posteriormente diferentes pilares foram acoplados. Foi aplicada uma carga de 140 N, Como resultados encontraram que a utilização de parâmetros semelhantes aos do modelo fotoelástico promovem resultados semelhantes entre a fotoelasticidade e a AEF.

Anderson e Rayfield (2012), fizeram um estudo de validação entre a fotoelasticidade e a análise de elementos finitos. Montaram uma comparação entre uma validação física e real perante uma digital. Embasados em um experimento para padronizar testes de aplicação de cargas em dentes, encontraram grande afinidade entre os resultados de ambos os testes. Força da combinação de métodos experimentais e teóricos têm importância para a capacidade de adquirir conhecimentos e dados além do que qualquer experimento possa fornecer por si só. Estudos experimentais oferecem respostas sob um conjunto de condições. No entanto, por mais completos que sejam eles ainda são restritos pelo que pode ser efetivamente observado num ambiente físico com materiais reais. Essas dificuldades aumentam ainda mais quando se trata de materiais biológicos. A modelagem teórica permite controlar para todas as variáveis do sistema precisamente como desejado, criando experiências virtuais ilimitadas. No entanto, é fácil se afastar da realidade em análises teóricas. Pesquisadores podem fundamentar qualquer verdade em

modelos numéricos (como um AEF). A utilização de modelos fotoelásticos mostra diretamente a realidade das tensões sob a influência de uma morfologia real.

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo avaliar a concentração de tensões ao redor de diferentes implantes dentários, variando a macrogeometria, conexão protética e profundidade da inserção da plataforma protética, sob carregamento axial ou oblíquo.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Neste estudo foram utilizados os implantes da marca PecLab® (Sistema de Implantes Dentários, Belo Horizonte, MG, Brasil). As conexões protéticas avaliadas foram: hexágono externo, sendo esta avaliada em dois modelos de implantes hexágono externo standard (HE) e hexágono externo Wedge (HEW); hexágono interno (HI); cone Morse (CM). Foram utilizadas 3 unidades de cada modelo de implante para confecção dos corpos de prova descritos no quadro 4.1

Quadro 4.1 – Conexão protética e implantes empregados na pesquisa

Conexão	Implantes	Quantidade
HE	Implante Standard 3,75 X 10mm	3
HE	Implante Wedge 4,1 X 10 mm	3
HI	Implante cônico HI 3,8 X 10 mm	3
CM	Implante cônico CM 3,75 X10	3

4.1.1 Implante Standard - hexágono externo

O implante Standard com conexão protética do tipo hexágono externo apresenta plataforma de 4,1mm de diâmetro e perfil cilíndrico (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Implante Standard com conexão do tipo hexágono externo

4.1.2 Implante *Wedge* - hexágono externo

O implante *Wedge* apresenta um desenho compatível com rebordos que oferecem altura adequada, porém sem espessura. Seu formato de cunha (*wedge*) permite sua instalação em áreas onde seria necessário enxerto ósseo para implantes convencionais. Sua conexão protética é do tipo hexágono externo com plataforma de 4,1mm de diâmetro. Seu perfil é observado na figura 4.2.

Figura 4.2 - Implante *Wedge* com conexão do tipo hexágono externo

4.1.3 Implante cônico – hexágono interno

O implante cônico HI apresenta conexão do tipo hexágono interno, no que difere dos apresentados anteriormente e perfil externo cônico. Suas características são apresentadas na figura 4.3.

Figura 4.3 - Implante cônico HI com conexão do tipo hexágono interno

4.1.4 Implante cônico – cone Morse

O implante CM possui perfil externo cônico e conexão interna do tipo cone Morse (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Implante cônico CM com conexão do tipo cone Morse

Para cada modelo de conexão protética, foram empregados pilares retos para peça cimentada, para permitir a aplicação de carga axial e, pilares com angulação de 17° , para a aplicação de carga oblíqua (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Componentes protéticos utilizados para aplicação de carga axial (A - HE ; B- HI; C- CM) e oblíqua (D-HE ;E- HI; F- CM)

A área cimentável dos pilares dos implantes HE, HEW apresentam geometria semelhante, sendo que a dos pilares dos implantes HI e CM são diferentes entre si e entre o implante de conexão hexagonal externa. Sendo assim, foram confeccionados três (um para cada tipo de pilar) componentes hemisféricos de carregamento (Figura 4.6) de acordo com a norma ISO 14801-2012 (ABNT NBR ISO 14801, 2012). O componente de carregamento apresenta formato esférico para que o contato da aplicação de carga ocorra apenas em um ponto que tangencie a esfera. Sendo assim, a aplicação de carga é unidirecional e não sofre interferência em função do formato do pilar a ser carregado. Devido à adaptação das peças, o componente hemisférico foi apenas assentado sobre o pilar, sem a interposição de agente cimentante.

Figura 4.6 - Dispositivo hemisférico auxiliar de carregamento: (A) durante o assentamento; (B) dispositivo assentado sobre o pilar

4.2 Métodos

4.2.1 Confeção do modelo fotoelástico

Para o desenvolvimento desta pesquisa, os modelos fotoelásticos foram criados a partir de uma matriz metálica, com as seguintes medidas: 30 X 30 X 10mm (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Matriz metálica usada para confecção dos corpos de prova

O molde foi feito a partir da matriz metálica, a qual foi fixada em uma caixa duplicadora e, a seguir, foi preenchida com material de borracha de silicone para moldes definitivos - Silibor® (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP). Após a polimerização do silicone, a matriz foi removida e o espaço interno do molde foi preenchido com cera 7 (Epoxiglass Ind. e Com. de Produtos Químicos Ltda., Brasil) plastificada para criação do protótipo, que permitiu o correto posicionamento do implante (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Matriz metálica envolta pelo silicone de duplicação(A) seguido do molde da matriz(B); molde preenchido com cera(C); padrão em cera replica da matriz metálica(D)

Com o bloco de cera confeccionado, os implantes foram inseridos com o auxílio de um delineador (Prodell, São Paulo Brasil) (Figura 4.9). A cera foi plastificada na região do implante e o mesmo foi inserido em 3 diferentes posições: I - 2mm abaixo do nível da margem do bloco; II - no mesmo nível da margem do bloco; III - 2mm acima da margem do bloco. Os níveis de posicionamento (Figura 4.10) I e II representam duas condições comuns na instalação do implante: no mesmo nível da crista óssea ou numa posição infra-óssea. A situação III representa uma situação de reabsorção óssea que pode ocorrer após a instalação do implante. Para a correta instalação do implante em relação à margem do bloco, foi adaptado à haste vertical móvel do delineador um anel de borracha com espessura de 1 mm para a correta relação da profundidade do implante.

Figura 4.9 - (A) Implante preso à haste vertical móvel do delineador por meio do parafuso do transferente de moldeira aberta; (B) instalação do implante na cera; (C) anel elástico de 1 mm de espessura para correto posicionamento e nível de inserção dos implantes nos diferentes grupos

Figura 4.10 - Três grupos avaliados de acordo com a relação plataforma / crista marginal: I plataforma do implante posicionada 2 mm abaixo da margem do bloco; II plataforma do implante posicionada no mesmo nível da margem do bloco; III plataforma do implante posicionada 2 mm acima da margem do bloco

Após as inserções dos implantes no protótipo em cera, foi conectado a cada um deles, um pilar transferente para moldeira fechada. Na sequência, o protótipo em cera foi levado a uma caixa onde foram repetidos os mesmos passos de duplicação. Após a polimerização do silicone, a cera foi removida com o auxílio de água quente. Posterior à remoção da cera, o molde resultou com o implante posicionado em uma das três situações de profundidade de inserção previstas, graças ao transferente de moldeira fechada que permaneceu fixo no silicone (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Implantes transferidos no silicone previamente à colocação da resina fotoelástica

Nesta situação, os componentes, base e catalizador, da resina fotoelástica GIV Rígida (Polipox Tecnologia em Epóxi e Poliuretano, Cesário Lange, SP), foram corretamente proporcionados, manipulados e homogeneizados. Em seguida, a mistura foi levada à câmara de vácuo para que as bolhas, porventura existentes resultantes do processo de manipulação do material, fossem removidas (Figura 4.12).

Figura 4.12 - Recipiente com a resina fotoelástica manipulada e homogeneizada dentro da câmara de vácuo para redução da quantidade de bolhas

Isto feito, a resina fotoelástica foi vertida no interior do molde e o conjunto levado novamente à câmara de vácuo para retirada das bolhas residuais. Após 48 horas do início do processo de polimerização, os modelos fotoelásticos foram lixados com uma sequência de lixa d'água nº 200, 400 e 600 (Norton Abrasivos, São Paulo, SP) para proporcionar um acabamento mais refinado, o que favorece a visualização das franjas (Figura 4.13).

Figura 4.13 – Método fotoelástico. Implante incluído na resina, posterior ao acabamento com a série de lixas

4.2.3 Fotoelásticoímetro

O modelo fotoelástico permite uma verificação visual direta sobre a distribuição das tensões no corpo de prova. Para a visualização das tensões, é necessária a utilização de um aparato denominado *polariscópio*. Esta metodologia pode apresentar dois tipos de polariscópio: plano ou circular. O primeiro tem por conceito a criação de dois campos de visão: um é escuro, por meio de filtros polarizadores de eixos cruzados. O outro é claro, e é criado por meio de filtros polarizadores de eixos paralelos. Dessa forma, o polariscópio plano permite as visualizações de franjas isocromáticas (coloridas), que mostram a intensidade de tensões e as isoclínicas (linhas escuras), relacionadas com a direção da tensão. O polariscópio circular apresenta um par de filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. Esses filtros têm a propriedade de anular as ondas de luz, por consequência anulando as franjas isoclínicas, o que promove uma melhor visualização dos padrões isocromáticos. (Figura 4.14).

Figura 4.14 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170 mm de diâmetro; (B) filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; (C) aparelho para aplicação de cargas e posicionamento do modelo, (D) difusor de luz; (E) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz *Photoflood* (lâmpada General & Electric, 500 watts)

Neste estudo foi utilizado um polariscópio do tipo circular, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Universidade de São Paulo. Para se obter uma uniformização da superfície e, por consequência, uma melhor nitidez das imagens para visualização das franjas isoclínicas (coloridas), os corpos de prova foram banhados com óleo mineral puro. Fazem parte da montagem do aparelho para a análise fotoelástica, um componente ótico, o refletor fotográfico contendo a fonte de luz branca (lâmpada *Photoflood* – G&E – 500W), um difusor, um filtro polarizador, e um filtro analisador (Figura 4.14). Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros. O equipamento auxiliar do fotoelasticímetro foi acoplado à uma câmera fotográfica digital, modelo Rebel T5I (Cannon. Tóquio Japão), com lente objetiva Macro que permitiu visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais. O fotoelasticímetro foi ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios, como se segue:

4.2.4 Avaliação Fotoelástica

Após o processo de acabamento, o corpo de prova tornou-se apto a ser submetido à análise fotoelástica. O material fotoelástico tem a propriedade de, quando submetido às cargas e submetido à luz polarizada, gerar padrões coloridos chamados de “*franças*”. As franjas seguem uma sequência de cores de acordo com a intensidade da carga aplicada sobre o corpo de prova. A figura 4.15 ilustra a sequência de cores correspondente à ordem de franja correlata (Kim et al., 2011).

Figura 4.15 – Tabela 1 de correspondência cor / ordem de franja

Table 1 Isochromatic Fringe Characteristics		
	Color	Fringe order
Black	0
	Pale yellow	0.60
	Dull red	0.90
	Red/blue transition	1.00
	Blue-green	1.22
	Yellow	1.39
	Rose red	1.82
	Red/green transition	2.00
	Green	2.35
	Yellow	2.50
	Red	2.65
	Red/green transition	3.00
	Green	3.10

Outra tabela de referência um pouco mais precisa do que esta é a que foi apresentada por Teixeira et al. (2012). Esta segunda tabela apesar de não apresentar as cores de referência como a anterior, ela apresenta valores mais

precisos. Para este trabalho foram utilizadas as duas tabelas. A primeira, para a identificação da ordem de franja mais próxima do ponto a ser avaliado e, em seguida, foi utilizada a segunda tabela para a obtenção de um resultado quantitativo mais preciso.

Figura 4.16 – Tabela 2 de correspondência cor / ordem de franja

Color	Fringe Orders
Black	0
Gray	0.28
White	0.45
Light yellow	0.60
Orange	0.79
Intense red	0.90
Red-blue transition	1.00
Intense blue	1.06
Blue-green	1.20
Green-yellow	1.38
Orange	1.62
Red pink	1.81
Red-green transition	2.00
Green	2.33
Green-yellow	2.50
Red	2.67
Red-green transition	3.00
Green	3.10
Rose	3.60
Pink-green transition	4.00
Green	4.13
Pink-green transition	5.00
Pink-green transition	6.00
Pink-green transition	7.00

Para a avaliação do corpo de prova, este foi submetido ao aplicador de carga universal (Figura 4.14 – C) do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Este dispositivo permite a aplicação de carga estática pelo acréscimo de pesos padronizados. Para uma carga de 100N, foi montado no aparelho um peso equivalente a 10 quilos. A carga foi aplicada por um período de 5 minutos para que pudesse ocorrer a estabilização das tensões, tanto na forma axial como na oblíqua. Passado esse período foi realizada uma fotografia (Máquina fotográfica Canon T5I, Tóquio, Japão). No programa de computador Power Point (Microsoft®, Washington, EUA) foi sobreposta uma grade

padrão (Figura 4.17), onde foram analisados os seguintes pontos: B (localizado a 2 mm da margem do implante na parte superior do bloco); P (ponto localizado imediatamente ao lado da plataforma); M (situado na região intermediária do implante) e A (localizado na região apical do implante). Inicialmente retomou-se a tabela 1 de ordem de franja para se identificar qual seria a franja mais próxima do ponto. Após identificação passou-se para a tabela 2 onde se pode confirmar com maior precisão o valor da ordem de franja.

Figura 4.17 – Esquema da malha aplicada sobre a imagem para a avaliação pontual da ordem de franja nos locais determinados: B, P, M e A

5 RESULTADOS

De acordo com o total de número de dados proveniente das 24 fotografias e respectivas medidas, os resultados serão apresentados da seguinte forma:

- 5.1 - Sequência de imagens com os valores de ordem de franja para os pontos determinados no grupo de carregamento axial;
- 5.2 - Sequência de imagens com os valores de ordem de franja para os pontos determinados no grupo de carregamento oblíquo;
- 5.3 - Comparação do valor de tensão entre os diferentes tipos de plataforma dos implantes com as conexões protéticas;
- 5.4 - Comparação do valor de tensão entre o pilar protético reto (carga axial) e o pilar angulado (carga oblíqua);
- 5.5 - Avaliação do efeito da profundidade de inserção nos implantes com carga axial;
- 5.6 - Avaliação do efeito da profundidade de inserção nos implantes com carga oblíqua.

5.1 Sequências de imagens com os valores de ordem de franja para os pontos determinados no grupo de carregamento axial

A imagem da figura 5.1 é o registro do modelo anterior ao carregamento, onde não são observadas tensões que poderiam resultar do processo de confecção do corpo de prova.

Figura 5.1 - Implante HE do grupo I: ausência de tensão residual

5.1.2 – Implante Hexágono Externo

As figuras de 5.2 a 5.4 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono externo nas condições dos grupos I, II e III respectivamente, sob a condição de carregamento axial, com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados. A análise dos pontos foi realizada de acordo com as tabelas de ordem de franjas de Kim et al. (2011) e Teixeira et al. (2012).

Figura 5.2 - Implante HE do grupo I sob carregamento axial ($B=0$; $P=1,81$; $M=1,62$; $A=2,33$)

Figura 5.3 - Implante HE do grupo II sob carregamento axial ($P=2,33$; $M=2,33$; $A=3,6$)

Figura 5.4 - Implante HE do grupo III sob carregamento axial ($P=2,67$; $M=2,33$; $A=4,13$)

A figura 5.5 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HE com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CA.

Figura 5.5 - Implante HE sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

5.1.3 Implante Hexágono Externo *Wedge*

As figuras de 5.6 a 5.9 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono Externo *Wedge* antes do carregamento oclusal e nas condições dos grupos I, II e III respectivamente, sob a condição de carregamento axial com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.6- Implante HE *Wedge* do grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.7 - Implante HE *Wedge* do grupo I sob carregamento axial ($B=0$; $P=1,81$; $M=1,62$; $A=4,13$)

Figura 5.8- Implante HE *Wedge* do grupo II sob carregamento axial ($P=2,33$; $M=2,67$; $A=5,0$)

Figura 5.9 - Implante HE *Wedge* do grupo III sob carregamento axial ($P=2,33$; $M=2,67$; $A=7,0$)

A figura 5.10 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HEW com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CA.

Figura 5.10 - Implante HEW sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.

5.1.4 Implante Hexágono Interno

As figuras de 5.11 a 5.14 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono Interno antes do carregamento oclusal, para constatação da ausência de tensões residuais e nas condições dos grupos I, II e III respectivamente sob a condição de carregamento axial. Em sequência segue as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.11- Implante Hexágono Interno do grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.12 - Implante Hexágono Interno do grupo I sob carregamento axial ($B=0$; $P=1,62$; $M=1,62$; $A=2,67$)

Figura 5.13 - Implante Hexágono Interno do grupo II sob carregamento axial ($P=3,1$; $M=3,0$; $A=5,0$)

Figura 5.14- Implante Hexágono Interno do grupo III sob carregamento axial ($P=2,3$; $M=2,67$; $A=5,0$).

A figura 5.15 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HI com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CA.

Figura 5.15 - Implante Hexágono Interno sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

5.1.5 implante Cone Morse

As figuras de 5.16 a 5.19 mostram os corpos de prova contendo o implante Cone Morse nas condições dos grupos I, II e III respectivamente sob a condição de carregamento axial com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.16 - Implante Cone Morse do grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.17- Implante Cone Morse do grupo I sob carregamento axial ($B=0$; $P=1,81$; $M=1,81$; $A=2,5$)

Figura 5.18- Implante Cone Morse do grupo II sob carregamento axial ($P=1,81$; $M=2,0$; $A=3,6$)

Figura 5.19- Implante Cone Morse do grupo III sob carregamento axial ($P=3,0$; $M=2,33$; $A=4,0$)

A figura 5.20 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HI com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CA.

Figura 5.20 - Implante Cone Morse sob carregamento axial: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

5.2 Sequência de imagens com os valores de ordem de franja para os pontos determinados no grupo de carregamento oblíquo

5.2.1 Implante Hexágono Externo

Assim como no grupo de carregamento axial, foi realizada uma fotografia para registro do modelo antes do carregamento. Semelhante ao outro grupo também foi evidenciado a ausência de tensões residuais que poderia resultar devido ao processo de confecção do corpo de prova (Figura 5.21).

Figura 5.21- Implante HE do grupo I: ausência de tensão residual

As figuras de 5.22 a. 5.24 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono externo nas condições dos grupos I, II e III respectivamente sob a condição de carregamento oblíquo, com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.22- Implante HE do grupo I sob carregamento oblíquo ($B=1,2$; $P=1,06$; $M=1,62$; $A=2,67$)

Figura 5.23 - Implante HE do grupo II sob carregamento oblíquo ($P=4,0$; $M=3,6$; $A=5,0$)

Figura 5.24 - Implante HE do grupo III sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=3,6$; $A=5,0$)

A figura 5.25 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HE com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CO.

Figura 5.25 - Implante HE sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

5.2.2. Hexágono Externo *Wedge*

As figuras de 5.26 a 5.29 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono Externo *Wedge* antes do carregamento e nas condições dos grupos I, II e III respectivamente, sob a condição de carregamento oblíquo com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.26 - Implante HE *Wedge* do grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.27 - Implante HE *Wedge* do grupo I sob carregamento oblíquo ($B=0,9$; $P=2,33$; $M=2,5$; $A=5,0$)

Figura 5.28 - Implante HE *Wedge* para o grupo II sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=3,6$; $A=7,0$)

Figura 5.29 - Implante HE *Wedge* do grupo III sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=3,6$; $A=7,0$)

A figura 5.30 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HEW com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CO.

Figura 5.30 - Implante HEW sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III.

5.2.3 Implante Hexágono Interno

As figuras de 5.31 a 5.34 mostram os corpos de prova contendo o implante Hexágono Interno antes do carregamento e nas condições dos grupos I, II e III respectivamente, sob a condição de carregamento oblíquo com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.31- Implante HI do grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.32 - Implante HI do grupo I sob carregamento oblíquo ($B=0,9$; $P=3,1$; $M=2,67$; $A=4,0$)

Figura 5.33 - Implante Hexágono Interno para o grupo II sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=4,13$; $A=6,0$)

Figura 5.34 - Implante HI do grupo III sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=4,13$; $A=5,0$)

A figura 5.35 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HI com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CO.

Figura 5.35 - Implante HI sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

5.2.4 implante Cone Morse

As figuras de 5.36 a 5.39 mostram os corpos de prova contendo o implante Cone Morse antes do carregamento e nas condições dos grupos I, II e III respectivamente, sob a condição de carregamento oblíquo com as medidas de ordem de franja para os pontos determinados.

Figura 5.36- Implante Cone Morse para o grupo I: ausência de tensão residual

Figura 5.37- Implante Cone Morse para o grupo I sob carregamento oblíquo ($B=0,9$; $P=2,5$; $M=2,67$; $A=2,67$)

Figura 5.38- Implante Cone Morse para o grupo II sob carregamento oblíquo ($P=4,0$; $M=3,0$; $A=4,14$)

Figura 5.39 - Registro do implante Cone Morse para o grupo III sob carregamento oblíquo ($P=5,0$; $M=4,13$; $A=5,0$)

A figura 5.40 reuniu, lado a lado, as imagens do implante HI com as diferentes profundidades de inserção em sequência para uma melhor visualização da diferença nos padrões de franja para CO.

Figura 5.40 - Implante Cone Morse sob carregamento oblíquo: A – grupo I; B – grupo II e C – grupo III

As tabelas 5.1; 5.2; 5.3 e 5.4 apresentam os resultados dos valores de tensões transmitidos aos implantes. Os pontos medidos foram B, P, M e A, como explicados anteriormente, sob dois tipos de carregamento oclusal: CA (carga axial) e CO (Carga oblíqua). O ponto B só foi observado no grupo I por ser este o único grupo que apresentou a resina acima da plataforma.

Tabela 5.1 - Valores de tensão para implantes do tipo Hexágono Externo (HE), nos quatro pontos ao longo do implante, sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO)

Implante	Ponto	Profundidade de Inserção					
		Grupo I (– 2mm abaixo da crista óssea)		Grupo II (nível ósseo)		Grupo III (2mm acima)	
		CA	CO	CA	CO	CA	CO
HE	B	0.00	1.20	-	-	-	-
	P	1.81	1.06	2.33	4.00	2.67	5.00
	M	1.62	1.62	2.33	3.60	2.33	3.60
	A	2.33	2.67	3.60	5.00	4.13	5.00

Tabela 5.2 - Valores de Tensão para implantes do tipo Hexágono Externo Wedge (HEW) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO)

Implante	Ponto	Profundidade de Inserção					
		Grupo I (– 2mm abaixo da crista óssea)		Grupo II (nível ósseo)		Grupo III (2mm acima)	
		CA	CO	CA	CO	CA	CO
HEW	B	0.00	0.90	-	-	-	-
	P	1.81	2.33	2.33	5.00	2.33	5.00
	M	1.62	2.50	2.67	3.60	2.67	3.60
	A	4.13	5.00	5.00	7.00	7.00	7.00

Tabela 5.3 - Valores de Tensão para implantes do tipo Hexágono Interno (HI) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO)

Implante	Ponto	Profundidade de Inserção					
		Grupo I (– 2mm abaixo da crista óssea)		Grupo II (nível ósseo)		Grupo III (2mm acima)	
		CA	CO	CA	CO	CA	CO
HI	B	0.00	0.90	-	-	-	-
	P	1.62	3.10	3.10	5.00	2.30	5.00
	M	1.62	2.67	3.00	4.13	2.67	4.13
	A	2.67	4.00	5.00	6.00	5.00	6.00

Tabela 5.4 - Valores de Tensão para implantes do tipo Cone Morse (CM) nos quatro pontos ao longo do implante sob carga axial (CA) e carga oblíqua (CO)

Implante	Ponto	Profundidade de Inserção					
		Grupo I (– 2mm abaixo da crista óssea)		Grupo II (nível ósseo)		Grupo III (2mm acima)	
		CA	CO	CA	CO	CA	CO
CM	B	0.00	0.90	-	-	-	-
	P	1.81	2.50	1.81	4.00	3.00	5.00
	M	1.81	2.67	2.00	3.00	2.33	4.13
	A	2.50	2.67	3.60	4.13	4.00	5.00

5.3 Comparação do valor de tensão entre os diferentes tipos de plataforma dos implantes com as conexões protéticas

Para a comparação entre o tipo de conexão protética realizou-se o teste de Kruskal-Wallis uma vez que um dos grupos apresentou uma distribuição não normal. O teste mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa para os grupos quando se variou a conexão protética tanto para o grupo de carga axial ($p=0.699$) como para o grupo de carga oblíqua ($p=0,235$)

De acordo com o gráfico 5.1 pode-se observar a distribuição das tensões nos pontos avaliados. Para todos os grupos de implantes os resultados se mostraram semelhante quanto à concentração de tensão. O ponto de maior tensão em todos os tipos de implantes nos três grupos de inserção óssea foi o ápice do implante. O ponto M referente ao meio do implante apresentou uma tensão menor que o ápice e semelhante à região da plataforma. Para todos os grupos de implantes os menores valores de tensão encontrados foram para o grupo I. Em sequência, o grupo II apresentou valores crescentes, assim como o grupo III que apresentou os maiores valores de tensão. Dentro dos grupos de implantes avaliados, o ápice do implante Hexágono Externo *Wedge* foi o que apresentou os maiores valores de tensões no geral.

Gráfico 5.1 – Ordem de franja para cada tipo de implante, sob carga axial, nos pontos P, M e A nos três grupos de inserção óssea avaliados (I, II e III)

De acordo com o gráfico 5.2 pode-se observar a distribuição das tensões nos pontos avaliados. Para todos os grupos de implantes os resultados se mostraram semelhantes quanto à concentração de tensão. O ponto de maior tensão em todos os tipos de implante nos três grupos de inserção óssea foi o ápice do implante. O ponto M referente ao meio do implante apresentou uma tensão menor que o ápice e semelhante à região da plataforma. Para todos os grupos de implantes os menores valores de tensão encontrados foram para o grupo I. Em sequência, o grupo II apresentou valores crescentes, assim como o grupo III que apresentou os maiores valores de tensão.

Gráfico 5.2 – Ordem de franja para cada tipo de implante, sob carga oblíqua, nos pontos P, M e A nos três grupos de inserção óssea avaliados (I, II e III)

5.4 Comparação do valor de tensão entre o pilar protético reto (carga axial) e o pilar angulado (carga oblíqua)

Quando comparado o tipo de carregamento oclusal, encontrou-se diferença nas tensões entre todos os grupos de profundidade de inserção. O carregamento oblíquo apresentou maiores valores de tensão quando comparados ao grupo de carregamento axial (Teste de Wilcoxon $p < 0,05$) para as três profundidades de inserção. Os grupos de profundidade de inserção foram comparados dois a dois pelo teste de Mann-Whitney. O teste mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,05$) para os dois tipos de carregamento. Os resultados das comparações estão resumidos na tabela 5.5. A profundidade de inserção mostrou valores crescentes de acordo com os grupos, sendo que o grupo um apresentou os menores valores de tensão e o grupo III mostrou os maiores valores.

Tabela 5.5 – Comparação dos valores entre carga axial (CA) e oblíqua (CO) para os três grupos de profundidade de inserção, bem como a comparação do grupo de profundidade de inserção entre si. Letras maiúsculas diferentes representam diferenças entre a profundidade de inserção e as letras minúsculas diferentes representam diferenças entre o tipo de carregamento

Grupo	Tipo de Carregamento		
	CA	CO	CA X CO
I	2,1 Aa	2,7 Ab	$p=0.0083$
II	3,1 Bb	4,0 Bc	$p=0.0025$
III	3,4 Bd	4,9 Ce	$p=0.0011$

5.5 Avaliação do efeito da profundidade de inserção nos implantes com carga axial

A partir da constatação da diferença entre os grupos de profundidade de inserção, o teste de normalidade foi feito para saber se a distribuição das variáveis apresenta uma distribuição normal ou não normal. O teste de normalidade ilustrado na figura 5.41 apresenta o conjunto de dois dados. O primeiro conjunto de dados é referente à amostra do grupo Carga Axial. É possível notar na ilustração que o ponto fora do desvio padrão demonstra que a distribuição não foi normal. A mesma situação não se aplica para o segundo conjunto de dados (Carga Oblíqua) uma vez que a distribuição permaneceu dentro da curva de normalidade.

Figura 5.41 - Teste de normalidade, o grupo Carga Axial não apresentou distribuição normal diferentemente do grupo Carga Oblíqua

Uma vez que a distribuição não foi normal para a carga axial, como mostra a figura 5.42, aplicou-se o teste de correlação linear de Spearman para o grupo de carga axial e o teste de correlação de Pearson para o grupo da carga oblíqua para ver se os valores apresentavam uma associação com uma reta. Esse teste mostra se existe uma progressão e uma associação entre duas variáveis.

Figura 5.42 - Avaliação de normalidade da amostra, coluna 2 Carga axial e coluna 3 Carga oblíqua

	- 2 -	- 3 -
Tamanho da amostra =	36	36
Desvio máximo =	0.2251	0.1431
Valor crítico (0.05) =	0.1477	0.1477
Valor crítico (0.01) =	0.1718	0.1718
p(valor)	< 0.01	ns

O teste de correlação de Spearman (Figura 5.43) mostrou uma correlação entre os resultados do grupo de Carga Axial e a formação de uma reta. Esse fato mostra alguma progressão dos dados de acordo com os grupos avaliados. A questão do valor de p ter dado <0,01 demonstra a associação com a formação da reta.

Figura 5.43 - Teste de correlação de Spearman mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta(Grupo da carga axial)

Teste de Correlação de Spearman	
Arquivo Editar	
	Resultados
Coeficiente de Spearman (rs)=	0.6466
t =	4.9425
(p)=	< 0.0001
Número de pares =	36

O ultimo teste estatístico realizado foi a regressão linear simples. A figura 5.44 mostra o resultado do teste para as variáveis, tensão sob carga axial e profundidade de inserção. O resultado mostrou uma associação estatisticamente significativa para a associação dessas duas variáveis ($p < 0,05$). A figura 5.45 ilustra a associação entre as variáveis e mostra a curva ascendente entre diminuição de inserção e aumento da tensão.

Figura 5.44 - Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga axial e o grupo de profundidade de inserção

Teste de Regressão Linear			
Arquivo Editar Gráfico Estimar Y			
Fontes de variação	GL	SQ	QM
Regressão	1	4.9099	4.9099
Erro	34	19.0901	0.5615
Total	35	24.0000	---
F (regressão) =	8.7447	p = 0.0057	
Variável dependente =	Coluna 1		
Variável independente =	Coluna 2		
Média (X) =	2.8639		
Média (Y) =	2.0000		
Coef. de Determinação (R2) =	0.2046		
R2 (ajustado) =	0.1812		
Coeficiente de Correlação =	0.4523		
Intercepto (a) =	1.1162	t = 3.4459	p = 0.0015
Coef. de Regressão (b) =	0.3086	t = 2.9571	p = 0.0056
IC 95% (a)	0.457 a 1.775		
IC 95% (b)	0.096 a 0.521		
Equação	$Y' = a + bX$		

Figura 5.45 - Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga axial e o grupo de profundidade de inserção

5.6 Avaliação do efeito da profundidade de inserção nos implantes com carga oblíqua

Da mesma forma, para o grupo Carga Oblíqua (figura 5.46) foi aplicado o teste de correlação de Pearson e os resultados foram semelhantes aqueles obtidos pelo grupo Carga Axial. Os resultados mostram forte correlação positiva ($r=0.6396$) entre tensão e profundidade de inserção ($p < 0.0001$), rejeitando-se, assim, a hipótese de nulidade e aceitando-se a alternativa. Em outras palavras, as duas variáveis em questão se mostram relacionadas.

Figura 5.46 - Teste de correlação linear mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta (Grupo da carga Oblíqua)

	Colunas 1 e 3
n (pares) =	36
r (Pearson) =	0.6396
IC 95% =	0.39 a 0.80
IC 99% =	0.30 a 0.84
R2 =	0.4091
t =	4.8520
GL =	34
(p) =	< 0.0001
Poder 0.05 =	0.9966
Poder 0.01 =	0.9786

O último teste estatístico realizado foi o da regressão linear simples. A figura 5.47 mostra o resultado do teste para as variáveis: tensão sob carga axial e profundidade de inserção. O resultado mostrou uma associação estatisticamente significativa para a associação dessas duas variáveis ($p < 0,05$). A figura 5.48 ilustra a associação entre as variáveis e mostra a curva ascendente entre redução de inserção e aumento da tensão.

Figura 5.47 - Teste de correlação de Pearson mostrando correlação entre os dados e a formação de uma reta (Grupo da carga Oblíqua)

Teste de Regressão Linear			
Arquivo Editar Gráfico Estimar Y			
Fontes de variação	GL	SQ	QM
Regressão	1	9.2898	9.2898
Erro	34	14.7102	0.4327
Total	35	24.0000	---
F (regressão) =	21.4716	p = 0.0002	
Variável dependente =	Coluna 1		
Variável independente =	Coluna 3		
Média (X) =	3.8636		
Média (Y) =	2.0000		
Coef. de Determinação (R ²) =	0.3871		
R ² (ajustado) =	0.3690		
Coeficiente de Correlação =	0.6222		
Intercepto (a) =	0.6094	t = 1.9073	p = 0.0649
Coef. de Regressão (b) =	0.3599	t = 4.6337	p < 0.0001
IC 95% (a)	-0.040 a 1.259		
IC 95% (b)	0.202 a 0.518		
Equação	Y' = a + bX		

Figura 5.48 Teste de regressão linear demonstrando a relação entre a tensão sob carga oblíqua e o grupo de profundidade de inserção.

6 DISCUSSÃO

Os estudos têm demonstrado como a macrogeometria do implante, avaliada na complexidade da sua forma, englobando o desenho das roscas e tipo de conexão é fator de grande significado no comportamento da distribuição das tensões na estrutura de suporte, como pode ser observado nesta pesquisa, mais especificamente, o comportamento da distribuição das franjas ou das tensões, na região do ápice do implante cônico (Figura 5.20) comparado com o ápice do implante HEW (Figura 5.10).

Especialmente quando as condições clínicas apresentam limites de altura ou de espessura, o formato do implante influencia diretamente sobre o osso remanescente (Goiato et al. 2016a). Em alturas ósseas reduzidas, o ápice plano do implante parece melhorar a distribuição de cargas axiais. Este último foi o que apresentou os maiores valores de tensão, especialmente no ponto A (Gráfico 5.1). O formato em cunha desse implante demonstra o acúmulo de tensões em áreas que são geometricamente desfavoráveis, como vértices ou pontas pronunciadas. O mesmo resultado foi observado por Cesaretti et al. (2015) que instalaram um implante, indicado para no nível da mucosa, em um posicionamento infra-ósseo. Por ter uma plataforma com formato de “tulipa”, apresentando um vértice que representa o final da conexão protética, esta geometria, acredita-se, relaciona-se bem com a mucosa. Porém, biomecanicamente, a sua forma resultou em perda óssea mais acentuada em decorrência desse vértice apresentar tensão ao redor da plataforma. Todavia, o implante HEW tem a indicação para ser instalado em regiões onde a predominância da carga é oblíqua, como no caso do incisivo central superior, evitando-se cargas axiais que se direcionariam para o ápice do implante.

A distribuição das tensões ao redor do implante mostrou-se de forma significativamente maior na carga oblíqua em relação à carga axial (Tabela 5.5), resultado esse semelhante aos observados por Tonella et al. (2011) e Goiato et al. (2016b). Chama a atenção, que na carga oblíqua, a concentração maior de franjas está presente em um lado do implante (Figuras 5.25; 5.30; 5.35; 5.40), resultados semelhantes aos encontrados por outros autores (Pellizzer et al. 2011; Das Neves et al. 2013; Goiato, et al. 2016b) Além disso, as ordens de franjas distribuídas ao redor

do implante apresentaram maiores valores no ponto A, o que confirma pesquisas realizadas anteriormente (Naves *et al.*, 2013; Sotto-Maior *et al.*, 2014). Como forma de comprovar ou validar esses dados, desenvolveram a mesma comparação para análise de elementos finitos seguindo os mesmos parâmetros dos corpos de prova, e encontrando resultados semelhantes (Anderson e Rayfield, 2012; Anami *et al.*, 2015).

A utilização de certos tipos de conexões protéticas parece influenciar a estabilidade do sistema prótese / implante / tecidos adjacentes (Koo *et al.*, 2012). Das Neves *et al.* (2013), avaliaram as tensões em implantes com conexão protética do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone Morse e seus resultados foram similares aos do presente estudo. A dissipação das tensões ao redor dos implantes foi semelhante, tanto para a carga axial como para carga oblíqua. Somente o modelo da avaliação, HE, apresentou valores menores de tensão sob carga oblíqua.

O benefício biomecânico, por si só, não justifica a instalação dos implantes em um nível infra-ósseo para todas as conexões protéticas. De acordo com Palaska *et al.* (2016) quando compararam clinicamente implantes com conexão do tipo cone Morse com implantes de conexão do tipo hexágono interno, observaram que a perda óssea ao redor do implante parece estar mais associada com o tipo de conexão protética do que com o posicionamento em relação à crista óssea.

A perda óssea ao redor do implante com conexão do tipo hexágono interno foi maior tanto para o grupo onde o implante foi instalado no nível da crista óssea como para o grupo infra-ósseo, quando comparado com o implante com conexão do tipo cone Morse.

Vale observar que, sob o ponto de vista clínico, a perda óssea ao redor dos implantes, dependendo da situação, não deve ser encarada como peri-implantite (Poli *et al.*, 2016) ou como um problema que necessite de intervenção. O posicionamento do implante em um nível infra-ósseo é bem indicado para criar um perfil de emergência adequado, principalmente em áreas onde a estética é requisitada. A partir do momento em que a coroa é instalada vai ocorrer uma remodelação do osso ao redor do implante em decorrência da peça protética. No caso de implante infra-ósseo, por mais que essa remodelação ocorra, o mais importante é que ela não alcança a primeira expira do implante. Diferente dos implantes que são instalados no nível ósseo, um mesmo valor de perda óssea vai

afetar as expiras do implante. (Kütan et al., 2015). Dessa forma, por mais que essa remodelação ocorra de forma similar para o posicionamento da plataforma em relação à crista óssea (Al Amri, 2016), um mesmo valor de perda óssea pode gerar desfechos diferentes para implantes infra-ósseos quando comparado a aqueles instalados no nível da crista óssea (Kütan et al., 2015).

O efeito da profundidade no padrão de tensão para cada nível de inserção fica evidenciado quando se utiliza a regressão linear (Figuras. 5.45 e 5.48). Neste estudo isto foi possível graças à aquisição de dados quantitativos relacionados às ordens de franja (Kim et al., 2011; Teixeira et al., 2012). As condições II e III exemplificam a instalação dos implantes no nível da crista e uma possível perda óssea com a exposição de expira respectivamente. Para Al Amri (2016), essas duas condições são encontradas como resultado da remodelação óssea ao redor do implante. Sabendo-se que a remodelação vai acontecer na região da plataforma e do pilar protético, quanto menos essa remodelação afetar a perda óssea ao redor do implante, melhor a distribuição das tensões. Dessa forma, se a instalação for feita 2 mm infra-ósseo, evitará que a remodelação exponha a expira do implante

A perda óssea progressiva é uma questão multifatorial e deve ser tratada da mesma forma (Pozzi et al., 2012). A concentração de tensões ao redor dos implantes é um desafio na clínica devido ao comprometimento estético que pode ocorrer em razão de instabilidade da altura óssea e, por consequência, do tecido gengival (Dierens et al., 2013). Os espécimes do grupo I (gráficos 5.1 e 5.2) apresentaram os menores valores de tensão, especialmente no ponto B. Este resultado tem grande importância, uma vez que, o ponto B é a representação do osso que suporta a papila. Se a tensão nessa área comprometer a estabilidade desse osso, a papila pode sofrer uma recessão e não preencher mais o espaço interproximal, dado que, para que ela o preencha, a distância da crista óssea até o ponto de contato, não pode ser maior do que 5 mm. Como existe uma instabilidade nesse sistema implante / osso / mucosa, o resultado da estética interproximal fica dependente do grau de reabsorção que possa ocorrer nessa região (Tarnow et al., 2000; Tarnow et al., 2003; Gastaldo et al., 2004; Siqueira et al., 2013).

Os resultados deste estudo sugerem que o posicionamento do implante em uma condição de maior suporte ao seu redor pode promover uma resposta biomecânica mais favorável por apresentar menor valor de tensão, em especial

neste ponto crucial do implante (ponto B). Essa conduta no momento do planejamento e instalação do implante pode favorecer a preservação óssea acima da plataforma. Este fato já foi reportado na literatura como favorável para manutenção da estabilidade dos tecidos ao redor do implante (Qian et al. 2009; Chou et al., 2010; Chu et al., 2011).

A escolha de um implante de comprimento reduzido pode afetar o comportamento da distribuição das tensões. Assim, quanto menor o comprimento do implante, maior será a concentração das tensões. (Baggi et al., 2008; Guan et al., 2009; Yu et al., 2009). A opção em se instalar um implante 2mm infra-ósseo pode ser contraindicada quando houver uma oferta óssea de altura limitada. A utilização de implantes curtos, por consequência, aumenta o comprimento da coroa protética a partir do ponto da sua conexão com o implante. Dessa forma, há aumento do braço de potência da alavanca, o que pode aumentar significativamente as tensões ao redor do implante, principalmente para cargas oblíquas (Bayraktar et al., 2013). De qualquer forma, os níveis de tensão, cientificamente comprovados em modelo animal para gerar perda óssea dependente de sobrecarga oclusal, foram criados por uma situação atípica de carregamento oclusal. A relação braço de potência com braço de resistência e comprimento do implante foi de uma coroa com 7mm de braço de potência para 1mm de comprimento do implante. Este foi o primeiro trabalho que mostrou a degeneração óssea causada por sobrecarga oclusal (Nagasawa et al., 2013).

Os resultados da presente pesquisa possibilitaram ao clínico melhor entendimento, melhor discernimento e escolha em relação ao tipo de implante que deverá ser indicado para situações clínicas específicas, dentro da metodologia empregada. A metodologia da fotoelasticidade tem sido aplicada de forma efetiva no campo das pesquisas odontológicas, não somente associadas aos implantes, mas em muitas outras especialidades (Ma et al., 2011; Christopoulos et al., 2012; Oliveira et al., 2012; Rullmann et al., 2012; Sato et al., 2012; Ferraço et al., 2013). A obtenção dos resultados provém uma avaliação que pode ter como base de dados qualitativos da tensão distribuída, por meio da largura das franjas, bem como da quantidade (Pellizzer et al., 2010; Pellizzer et al., 2011; Tonella et al., 2011). A outra vertente das avaliações dos resultados dessa metodologia vem por meio de tabelas padrões de ordem de franja. Essa avaliação quantitativa permite reprodutibilidade dos resultados (Kim et al., 2011; Teixeira et al., 2012), bem como uma padronização

da análise. Embora existam outras abordagens, como a utilização do programa “*Fringes*” para avaliação dos resultados (Das Neves et al., 2013), a avaliação quantitativa dos dados da ordem de franja resultante foram utilizados diretamente no teste de regressão linear, assumindo que este parâmetro foi primordial para tendência experimental observada da relação entre a ordem de franja e o nível de inserção do implante.

Diante das observações, acreditamos que outros estudos deverão ser realizados para novos esclarecimentos, especialmente do ponto de vista clínico, sobre a influência da instalação dos implantes variando o posicionamento da plataforma em relação à crista óssea.

7 CONCLUSÕES

De acordo com as limitações deste estudo pode-se concluir que a macrogeometria, profundidade de inserção da plataforma e tipo de carregamento oclusal influenciam no comportamento da distribuição das tensões ao redor dos implantes. Em relação à conexão protética, os resultados mostraram padrões de franjas semelhantes independentemente do tipo de conexão.

REFERÊNCIAS¹

ABNT NBR ISO 14801 - Odontologia- Implantes- Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. 2012.

Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2006;44(7):527-35.

Al Amri MD. Crestal bone loss around submerged and nonsubmerged dental implants: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):564-70.e1.

Anami L, Costa Lima J, Takahashi F, Neisser M, Noritomi P, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):155-62

Anderson PS, Rayfield EJ. Virtual experiments, physical validation: dental morphology at the intersection of experiment and theory. *J R Soc Interface*. 2012;9(73):1846-55.

Anitua E, Alkhraisat MH. Is Alveolar Ridge Split a Risk Factor for Implant Survival? *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(11):2182-91.

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

Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, et al. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*. 2003;16(4):390-6.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-31.

¹ De acordo com Estilo Vancouver

Bateli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):290-303.

Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent*. 2013;22(4):406-13.

Becker K, Klitzsch I, Stauber M, Schwarz F. Three-dimensional assessment of crestal bone levels at titanium implants with different abutment microstructures and insertion depths using micro-computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2016, doi: 10.1111/clr.12860 [Epub ahead of print].

Bergman B, Carlsson GE. Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent*. 1985;53(1):56-61.

Brånemark P, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses — osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co Inc; 1985.

Cesaretti G, Lang NP, Salata LA, Schweikert MT, Gutierrez Hernandez ME, Botticelli D. Sub-crestal positioning of implants results in higher bony crest resorption: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(12):1355-60.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010;104(5):293-300.

Christopoulos P, Stathopoulos P, Alexandridis C, Shetty V, Caputo A. Comparative biomechanical evaluation of mono-cortical osteosynthesis systems for condylar fractures using photoelastic stress analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012;50(7):636-41.

Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol*. 2011;82(2):302-10.

Clementini M, Rossetti PH, Penarrocha D, Micarelli C, Bonachela WC, Canullo L. Systemic risk factors for peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(3):323-34.

Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, et al. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(2):283-8.

Dally JW, Riley WF. *Experimental Stress Analysis*. 3rd Edition ed. New York: McGraw Hill; 1978.

das Neves FD, Verissimo AG, da Silva Neto JP, do Prado CJ, de Araújo CA. Photoelastic stress analysis of different wide implant/abutment interfaces under oblique loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):e39-44.

de Siqueira RA, Fontão FN, Sartori IA, Santos PG, Bernardes SR, Tiossi R. Effect of different implant placement depths on crestal bone levels and soft tissue behavior: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Aug 2. doi: 10.1111/clr.12946. [Epub ahead of print]

Dierens M, de Bruecker E, Vandeweghe S, Kisch J, de Bruyn H, Cosyn J. Alterations in soft tissue levels and aesthetics over a 16-22 year period following single implant treatment in periodontally-healthy patients: a retrospective case series. *J Clin Periodontol*. 2013;40(3):311-8.

Elangovan S, Mawardi HH, Karimbux NY. Quality assessment of systematic reviews on short dental implants. *J Periodontol*. 2013;84(6):758-67.

Emami E, Heydecke G, Rompré PH, de Grandmont P, Feine JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(6):533-44.

Federick DR, Caputo AA. Effects of Overdentures retention designs and implant orientation on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(6): 624-31.

Ferraço R, Pellizzer EP, Tonella BP, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Dekon SF, et al. Photoelastic analysis of the influence of residual ridge inclination in conjugated class I mandibular prostheses with different attachment systems. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):984-8.

Figueirêdo EP, Sigua-Rodriguez EA, Pimentel MJ, Oliveira Moreira AR, Nóbilo MA, de Albergaria-Barbosa JR. Photoelastic analysis of fixed partial prosthesis crown height and implant length on distribution of stress in two dental implant systems. *Int J Dent*. 2014;2014:206723.

Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Apr;26(4):e28-34. doi: 10.1111/clr.12324. Epub 2014 Jan 3.

Galvão GH, Grossi JA, Zielak JC, Giovanini AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Influence of Metal and Ceramic Abutments on the Stress Distribution Around Narrow Implants: A Photoelastic Stress Analysis. *Implant Dent*. 2016;25(4):499-503.

Gastaldo JF, Cury PR, Sendyk WR. Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and an implant on the incidence of interproximal papilla. *J Periodontol*. 2004;75(9):1242-6.

Gehrke SA, Frugis VL, Shibli JA, Fernandez MP, Sánchez de Val JE, Girardo JL, et al. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. *Open Dent J*. 2016;10:522-30.

Goiato MC, de Medeiros RA, Sônego MV, de Lima TM, Pesqueira AA, Dos Santos DM. Stress distribution on short implants with different designs: a photoelastic analysis. *J Med Eng Technol*. 2016a:1-7.

Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol*. 2016b;40(2):35-42.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):866-76.

Guazzo R, Sbricoli L, Ricci S, Bressan E, Piattelli A, Iaculli F. Medication-related osteonecrosis of the jaw and dental implants failures: a systematic review. *J Oral Implantol*. 2016 Oct 4. [Epub ahead of print]

Huang B, Meng H, Zhu W, Witek L, Tovar N, Coelho PG. Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implants: a histologic study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(8):942-9.

Huang CC, Lan TH, Lee HE, Wang CH. The biomechanical analysis of relative position between implant and alveolar bone: finite element method. *J Periodontol.* 2011;82(3):489-96.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained Overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5): 559-64.

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

Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, et al. The effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *J Periodontol.* 2012;83(9):1104-9.

Kumar Y, Chand P, Arora V, Singh SV, Mishra N, Alvi HA, et al. Comparison of Rehabilitating Missing Mandibular First Molars with Implant- or Tooth-Supported Prostheses Using Masticatory Efficiency and Patient Satisfaction Outcomes. *J Prosthodont.* 2015 Nov 20. doi: 10.1111/jopr.12399. [Epub ahead of print]

Kütan E, Bolukbasi N, Yildirim-Ondur E, Ozdemir T. Clinical and Radiographic Evaluation of Marginal Bone Changes around Platform-Switching Implants Placed in Crestal or Subcrestal Positions: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:e364-75.

Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. *J Oral Rehabil.* 2006;33(4):293-300.

Ma J, Miura H, Okada D, Yusa K. Photoelastic stress analysis of endodontically treated teeth restored with different post systems: normal and alveolar bone resorption cases. *Dent Mater J.* 2011;30(6):806-13. doi: 10.4012/dmj.2011-070. Epub 2011 Nov 25.

Maiorana C, Poli PP, Borgonovo AE, Rancitelli D, Frigo AC, Pieroni S, et al. Long-Term Retrospective Evaluation of Dental Implants Placed in Resorbed Jaws Reconstructed With Appositional Fresh-Frozen Bone Allografts. *Implant Dent.* 2016;25(3):400-8.

Nagasawa M, Takano R, Maeda T, Uoshima K. Observation of the bone surrounding an overloaded implant in a novel rat model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):109-16.

Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araújo CA, Simamoto Júnior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Feb;41(1):3-9. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00118. Epub 2013 Feb 11.

Ochiai TK, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-retained Overdenture design. *J Prosthet Dent*. 2004;91(5):421-7.

Oliveira KM, Consani S, Gonçalves LS, Brandt WC, Ccahuana-Vásquez RA. Photoelastic evaluation of the effect of composite formulation on polymerization shrinkage stress. *Braz Oral Res*. 2012;26(3):202-8.

Ozan O, Orhan K, Aksoy S, Icen M, Bilecenoglu B, Sakul BU. The effect of removable partial dentures on alveolar bone resorption: a retrospective study with cone-beam computed tomography. *J Prosthodont*. 2013;22(1):42-8.

Palaska I, Tsaousoglou P, Vouros I, Konstantinidis A, Menexes G. Influence of placement depth and abutment connection pattern on bone remodeling around 1-stage implants: a prospective randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(2):e47-56.

Parkinson CF. Similarities in resorption patterns of maxillary and mandibular ridges. *J Prosthet Dent*. 1978;39(6):598-602.

Pellicer-Chover H, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Gomar-Vercher S, Agustín-Panadero R. Impact of crestal and subcrestal implant placement in peri-implant bone: A prospective comparative study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;21(1):e103-10.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol*. 2011 Apr;40(2):117-22. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00138.

Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg*. 2010;21(4):1110-3.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-28.

Poli PP, CicciÃ M, Beretta M, Maiorana C. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: Current understanding of their diagnosis, clinical implications and a report of treatment using a combined therapy approach. *J Oral Implantol*. 2016 Oct 19. [Epub ahead of print]

Pontes AE, Ribeiro FS, Iezzi G, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio E. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(5):483-90.

Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and Radiological Outcomes of Two Implants with Different Prosthetic Interfaces and Neck Configurations: Randomized, Controlled, Split-Mouth Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Spring;7(1):47-61..

Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):792-807.

Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):877-86.

Romanos GE, Aydin E, Gaertner K, Nentwig GH. Long-term results after subcrestal or crestal placement of delayed loaded implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(1):133-41.

Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *J Craniofac Surg*. 2013;24(4):1459-65.

Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2012;122(4):294-9.

Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(3):262-72.

Sato FR, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;114(5 Suppl):S60-8.

Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):901-10.

Siqueira S, Jr., Pimentel SP, Alves RV, Sendyk W, Cury PR. Evaluation of the effects of buccal-palatal bone width on the incidence and height of the interproximal papilla between adjacent implants in esthetic areas. *J Periodontol.* 2013;84(2):170-5.

Sivolella S, Stellini E, Testori T, Di Fiore A, Berengo M, Lops D. Splinted and unsplinted short implants in mandibles: a retrospective evaluation with 5 to 16 years of follow-up. *J Periodontol.* 2013;84(4):502-12.

Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos GeV, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res.* 2014;28. pii: S1806-83242014000100235. doi: org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023.. Epub 2014 Aug 4.

Sun Y, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, et al. Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2009;47(5):393-8.

Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):427-35.

Tan WL, Wong TL, Wong MC, Lang NP. A systematic review of post-extractional alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 5:1-21.

Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, et al. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol.* 2003;74(12):1785-8.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000;71(4):546-9.

Teixeira FM, de Assis Claro CA, Neves AC, de Mello Rode S, da Silva-Concílio LR. Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses. *J Craniofac Surg.* 2012;23(5):e477-80.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2060-3.

Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology.* 2010;27(1):3-10.

Urdaneta RA, Leary J, Lubelski W, Emanuel KM, Chuang SK. The effect of implant size 5 × 8 mm on crestal bone levels around single-tooth implants. *J Periodontol.* 2012;83(10):1235-44.

Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):88-95.