UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

RANIEL FERNANDES PEIXOTO

**ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS POR IMPLANTES CURTOS E
CONVENCIONAIS REABILITADOS COM PRÓTESES FIXAS UNIDAS E
ISOLADAS, POR MEIO DO MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGEM DIGITAL**

Ribeirão Preto

2013

RANIEL FERNANDES PEIXOTO

**ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS POR IMPLANTES CURTOS E
CONVENCIONAIS REABILITADOS COM PRÓTESES FIXAS UNIDAS E
ISOLADAS, POR MEIO DO MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGEM DIGITAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de
São Paulo, para obtenção do título de Mestre no
Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Maria da Glória Chiarello de Mattos

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP – Ribeirão Preto

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Peixoto, Raniel Fernandes

Análise das tensões geradas por implantes curtos e convencionais reabilitados com próteses fixas unidas e isoladas, por meio do método de correlação de imagem digital. Ribeirão Preto, 2013.

103p. : il.; 30 cm

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

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de

1. Implantes dentários. 2. Implantes Curtos. 3. Prótese parcial fixa. 4. Correlação de imagens digitais.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Raniel Fernandes Peixoto

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Passados 2 anos deste ciclo acadêmico, o sentimento que prevalece é o de vitória. Enquanto fizermos parte do espetáculo da vida, estaremos sempre no meio de uma caminhada e novos sonhos sempre surgirão. A vida sem sonhos é um céu sem estrelas, um rio sem água...

Assim, dedico este trabalho:

*À **DEUS**, ao qual ofereço toda honra e toda glória. Por permitir que em toda minha vida eu estivesse na hora, no lugar e no momento certo e ao lado de pessoas especiais para poder abraçar a vida e todas as suas oportunidades.*

*Aos meus pais, **Rafael e Neuza**, que sempre me impulsionaram ao alcance de todos os meus sonhos através do vosso amor, apoio, orgulho, ensinamentos e compreensão. Com vocês, compartilho as vitórias, as derrotas, aprendemos a viver a vida e enfrentamos todas as dificuldades. Vocês são os detentores do amor mais sublime e incondicional e, muitas vezes, renunciaram os próprios sonhos, para que os meus fossem realizados. Mesmo distantes, em alguns momentos, estiveram sempre ao meu lado, cultivando valores, aconselhando sabiamente, estendendo a mão, abrindo caminhos, retirando pedras e obstáculos, tudo isso, para amenizar o peso dos meus ombros. A vocês minha eterna gratidão.*

*À minha segunda mãe, **Socorro Cirilo** e aos meus queridos irmãos, **Nataniel e Daniel**, por sempre terem uma palavra de incentivo em momentos difíceis, mostrando que eu nunca estarei sozinho no caminhar da vida.*

*Às minhas sobrinhas lindas, **Gabriela e Geovanna**, por me recordarem o quanto é bom ser criança e à minha eterna cunhada, **Sivani Pinheiro**, por sempre rezar e torcer, sinceramente, pelo meu sucesso.*

A todos os meus amigos cearenses e potiguares, que mesmo distantes, me aconselharam com estimado carinho e atenção, dando forças para continuar esta batalha.

Agradecimientos

Agradecimentos Especiais

À Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, minha orientadora, amiga e, principalmente, por me apoiar sempre, contribuindo, não apenas para o meu crescimento profissional, como também conduzindo ao mundo maravilhoso das descobertas, ampliando, por consequência, o meu universo pessoal. Obrigado pelos ensinamentos que foram além do âmbito acadêmico e cuja paciência, compreensão e confiança em minha pessoa, alicerçaram indubitavelmente o cumprimento dos meus deveres. Não há como expressar o orgulho que tenho de ter sido seu orientado. E que nos próximos anos, essa cumplicidade possa sempre continuar aumento.

À Ana Paula Macêdo, responsável pelo Laboratório de Metrologia, a quem devo parte do conhecimento adquirido nestes dois anos. Saiba que sua colaboração foi fundamental para o desenvolvimento desta pesquisa, principalmente, por se tratar de algo, até então desconhecido por mim. Só tenho a agradecer pela sua paciência e disposição em ajudar.

Ao Rodrigo Tiozzi, exemplo de grande pesquisador. Pela imensa ajuda, compromisso, presteza e competência na análise dos dados desta pesquisa. Obrigado pela paciência e pelo seu tempo despendido durante a realização do experimento.

Agradecimentos

O bom da vida é descobrir que ao nosso lado sempre vai ter alguém para nos ajudar. E aqui, gostaria de, sinceramente, agradecer a todos que direta ou indiretamente contribuíram não só com o desenvolvimento deste trabalho, como, principalmente, com o meu amadurecimento pessoal e profissional. A todos meu imensurável obrigado!

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pela acolhida durante esses 2 anos e pela formação brilhante que proporciona a seus alunos.

À Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, Coordenadora do curso de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral), pelo carinho e respeito que sempre teve comigo.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, exemplo de coerência, sensatez, competência e maneira simples de ser e lidar com a causa acadêmica, bem como, pelo sorriso acolhedor, pelas suas orientações, pela simpatia e solicitude apresentadas ao longo desses anos.

À Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, exemplo de serenidade. Pelo seu carinho, atenção, ternura e por tantos ensinamentos generosamente compartilhados, sejam eles clínicos ou teóricos.

À Adriana Claudia Lapria Faria Queiroz, pela prestatividade e amizade durante a realização deste trabalho e que foram imprescindíveis no desenvolvimento desta dissertação. Agradeço a amizade e paciência.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pela bolsa de estudos concedida à realização do curso de mestrado (Processo nº: 2012/09808-8).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos que possibilitou o início do curso de Mestrado.

*Aos demais professores que contribuíram para minha formação durante os 43 créditos de disciplinas cursadas, em especial a **Alma Blasida Concepcion Elizaur Benitez Catirse, Andréa Candido dos Reis, Cláudia Helena Lovato da Silva, Helena de Freitas Oliveira, Paranhos, Iara Augusta Orsi, Luiz Carlos Pardini, Raphael Freitas de Souza, Ricardo Henrique Alves da Silva e Valéria Oliveira Pagnano de Souza.***

*Aos colegas de Mestrado ingressantes no mesmo período: **Danilo Flamini Oliveira, Eduardo Andrés Borie Echevarría, Glauber Macêdo Rama, Gustavo da Col dos Santos Pinto, Karen Pintado Palomino, Luciana Costa Crizóstomo e Maurício Malheiros Badaró.***

*A todos os outros mestrandos e doutorandos da Reabilitação Oral, que pude conhecer durante este curso, pelos memoráveis e divertidos momentos e por me permitirem fazer de vocês uma extensão da minha família. Aqui, gostaria de expressar todo o carinho à **Nathalia Ramos (minha irmã de coração), Denise Pupim (a Sulista mais nordestina que eu conheço), Danilo Zaparolli, Rafael (Candinho), Talita Dantas, Franciele Mendes, Izabela Moris, Fábio Afrânio, Suleima do Vale, Adriana, Tatiana Cunha (Tati), Carolina Noronha e Marina Vomero (As lindas da R.O), Marcela Salles, Flávia, Lauren Bonner, Francisca Jardimino, Ana Paula Dias, Ana Paula Godoy, Renata Moraes, Renata Espíndola e Paulo Calefi, entre outros mais.***

*À todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), em especial a **Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Fernanda Talitta de Freitas, Isabel Cristina Galino Sola, Mary Possani Carmessano, Regiane Cristina Moi Sacilotto, Ana Paula Xavier, Luis Sérgio Soares, Paulo Sérgio Ferreira, Lício Firmino Júnior, Marcelo Aparecido Vieira, Fernando Schiavetto, Odair Rosa Silva, José de Godoi Filho, que de uma maneira ou de outra foram tão importantes na minha formação.***

*Aos amigos que a vida me deu nesses últimos anos, em especial a **Desirée Menezes, Danilo Santos, Valéria Silvestre, Rafaela e Gabriela Monteiro, Arthur Medeiros, Dani Barbosa, Raphael Ferreira, Cibele Melo.***

*Aos professores que contribuíram com meu crescimento pessoal e profissional durante a graduação, em especial à **Márcia Cristina da Costa Miguel, Patrícia dos Santos Calderon,***

Bruno César de Vasconcelos Gurgel, Gustavo Augusto Seabra Barbosa e Adriana da Fonte Porto Carreiro.

*À minha grande amiga/irmã **Cícera Ferreira**, uma dos poucos conterrâneos que moram no estado de São Paulo e que sempre vem me motivando, dando uma palavra de conforto e ajudando a contornar toda a saudade que sinto dos meus familiares que estão distantes.*

Esta pesquisa foi realizada no Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Resumo

RESUMO

PEIXOTO, R. F. Análise das tensões geradas por implantes curtos e convencionais reabilitados com próteses fixas unidas e isoladas, por meio do método de correlação de imagem digital. 2013. 103p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

Nos casos de perda óssea vertical severa, principalmente em áreas posteriores da mandíbula, o uso de implantes curtos associado a próteses fixas metaloplásticas esplintadas pode ser uma alternativa às cirurgias de enxerto ósseo e a melhor transmissão de tensões ao osso adjacente, respectivamente. Dentre os métodos que avaliam a distribuição de tensões em torno dos implantes, a Correlação de Imagem Digital (CID) leva vantagens no que diz respeito à possibilidade de avaliar a distribuição das tensões de forma contínua por meio de imagens obtidas ao longo do tempo, durante carregamento oclusal. Diante disso, este trabalho avaliou qualitativa e quantitativamente o desempenho biomecânico de próteses fixas metaloplásticas parafusadas, unidas e isoladas, sobre implantes de diferentes comprimentos, posicionados na região posterior da mandíbula, por meio do método de CID. A partir de quatro modelos mestres, foram confeccionados quatro modelos em resina de poliuretano F16, simulando extremidade livre mandibular, com o dente 44 em resina (Luxatemp) e os dentes 45, 46 e 47 substituídos por implantes curtos (4 x 5 mm) e/ou convencionais (4 x 11 mm). Os grupos (G) deste estudo foram: G1 (dois implantes convencionais [45 e 46] e um curto [47]), G2 (um implante convencional [45] e dois curtos [46 e 47]), G3 (três implantes curtos) e G4 (três implantes convencionais). Próteses fixas metaloplásticas unidas e isoladas foram parafusadas sobre os intermediários e submetidas a diferentes carregamentos oclusais de 250N: puntiforme (distal do 47 e mesial do 45) e oclusal distribuído. Tensões na direção horizontal (E_{xx}) foram calculadas e comparadas qualitativa e quantitativamente pelo *software* de CID (Davis 8.0, LaVision GmbH). Em geral, houve uma concentração de tensões em maior intensidade nas áreas onde os implantes curtos estavam posicionados. No carregamento puntiforme no segundo molar, houve uma predominância de tensões de compressão e tração nos planejamentos com coroas unidas e isoladas, respectivamente, e as tensões de maior magnitude foram encontradas no G2, G3 e G4 com coroas isoladas ($p > 0,05$), apresentando valores mediados (μS) equivalentes a 396,08, 360,45 e 354,04, respectivamente. No carregamento puntiforme envolvendo o segundo pré-molar, houve predominância de tensões de compressão em todos os planejamentos, com magnitudes mais elevadas nos grupos com coroas unidas ($p < 0,05$). As simulações com carga oclusal distribuída revelaram, também, predominância de tensões de compressão em todos os planejamentos, com maior magnitude nos grupos com coroas unidas, sobretudo no G1 ($-464,05 \pm 106,43$) e G3 ($-474,39 \pm 179,54$) e com diferenças estatisticamente significantes em relação aos demais grupos ($p < 0,05$). Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a esplintagem das coroas sobre múltiplos implantes promoveu maior concentração de tensões em torno dos implantes durante os carregamentos puntiforme no segundo pré-molar e oclusal distribuído, reforçando a necessidade de contato interproximal e ajuste oclusal efetivos para promover melhor distribuição das tensões. Adicionalmente, a combinação de implantes curtos e convencionais parece ser uma alternativa viável na reabilitação de áreas edêntulas posteriores com altura óssea reduzida.

Palavras-chave: Implantes dentários. Implantes Curtos. Prótese parcial fixa. Correlação de imagens digitais.

Abstract

ABSTRACT

PEIXOTO, R. F. **Analysis of the stresses generated by short and conventional implants rehabilitated with splinted and non-splinted fixed prosthesis by digital image correlation method.** 2013. 103p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

In cases of severe vertical bone loss, especially in the posterior region of the mandible, the use of short implants associated with splinted resin-veneered fixed dental prostheses (FDPs) can be an alternative to bone graft surgery and better force transmission to the adjacent bone, respectively. Among the methods to evaluate the stress distribution around the implants, the digital image correlation (DIC) has advantages as regards the possibility of evaluating the stress distribution continuously using images taken over time, during occlusal loading. Thus, this study evaluated qualitatively and quantitatively the biomechanical behavior of splinted and non-splinted resin-veneered FDPs, screw-retained on implants of different lengths positioned in the posterior region of the mandible with the aid of the DIC method. Four F16 polyurethane resin models were fabricated to simulate half of the mandibular arch containing tooth 44 in resin (Luxatemp) and teeth 45, 46 and 47 replaced by short (4 x 5 mm) and/or conventional (4 x 11 mm) implants. Groups (G) of this study were: G1 (two conventional implants [45 and 46] and one short implant [47]), G2 (one conventional implant [45] and two short implants [46 and 47]) G3 (three short implants) and G4 (three conventional implants). Splinted and non-splinted FDPs were screwed to the implant abutment and subjected to different occlusal loads of 250N: punctiform (45 mesial and 47 distal) and balanced occlusal load. Strains in the horizontal direction (ϵ_{xx}) were calculated based on displacement and compared qualitatively and quantitatively by the DIC *software* (Davis 8.0, LaVision Inc.). In general, there was a stress concentration at higher intensity in those areas where short implants were placed. In punctiform load on the second molar, there was a compressive and tensile stresses predominance when splinted and non-splinted crowns were used, respectively, and the stresses of greater magnitude were found in the G2, G3 and G4 with non-splinted crowns ($p>0.05$), showing median values (μS) equivalent to 396.08, 360.45 and 354.04, respectively. In punctiform load involving the second premolar, there was a compressive stress predominance in all planning with highest magnitudes in groups with splinted crowns ($p<0.05$). The occlusal load distributed simulations also revealed compressive stresses predominance in all planning, with greater magnitude in groups with splinted crowns, especially in G1 (-464.05 ± 106.43) and G3 (-474.39 ± 179.54), both with statistically significant differences when compared to the other groups ($p<0.05$). Within the limitations of this study, it can be concluded that splinting multiple adjacent implant supported provided a high stress concentration around the implants during punctiform (45 mesial) and balanced occlusal load, reinforcing the need for effective interproximal contact and occlusal adjustment to promote better stress distribution. Additionally, the combination of short and conventional implants seems to be a viable alternative in the rehabilitation of mandibular free end with reduced bone height.

Keywords: Dental implants. Short implants. Fixed partial denture. Digital image correlation.

Sumário

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Biomecânica das próteses implantossuportadas	23
2.2 Implantes curtos	27
2.3 Métodos para análises da distribuição tensões	35
2.3.1 Correlação de Imagem Digital (CID)	41
3 PROPOSIÇÃO	44
4 MATERIAL E MÉTODOS	46
4.1 Obtenção dos modelos mestres	47
4.2 Enceramento das coroas	49
4.3 Redução dos enceramentos para a obtenção das infraestruturas	52
4.4 Inclusão, fundição e soldagem das infraestruturas metálicas	54
4.5 Aplicação da resina	56
4.6 Obtenção dos modelos com resina de poliuretano	57
4.7 Análise por correlação de imagens digitais (CID)	59
4.8 Análise dos dados	63
4.9 Análise da proporção coroa/implante (C/I)	64
5 RESULTADOS	65
5.1 Carregamento puntiforme na distal do 2º molar	67
5.2 Carregamento puntiforme na mesial do 2º pré-molar	72
5.3 Carregamento oclusal distribuído	77
5.4 Análise da proporção coroa/implante (C/I)	82
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÕES	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

1. Introdução

O uso de próteses suportadas por implantes aumentou consideravelmente nos últimos anos como resposta às crescentes pesquisas sobre os mecanismos biológicos da osseointegração (Bordereau; Bordereau, 1998; Misch *et al.*, 2006) e, na maioria das vezes, é o tratamento de escolha na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais (Misch *et al.*, 2006; Celik; Uludag, 2007; Srinivasan; Padmanabhan, 2008; Koo *et al.*, 2010).

O termo osseointegração foi inicialmente proposto por Branemark (1983), o qual consistiu em uma “conecção direta entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido à carga funcional”. Após diferentes estudos envolvendo microscopia eletrônica, o termo foi redefinido e passou a ser considerado um “processo pelo qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de um material aloplástico é alcançada e mantida em contato ósseo durante as cargas funcionais” (Zarb; Albrektsson, 1991), sendo que os fatores associados ao sucesso da osseointegração incluem o estado do osso receptor, as condições do carregamento, a técnica cirúrgica, a macroestrutura, a superfície e o material do implante (Albrektsson; Linder, 1981).

Nesse contexto, a reabsorção óssea é um dos fatores fortemente associados ao insucesso dos implantes osseointegrados, que pode se iniciar ao nível da crista óssea marginal e estender-se até a região apical do implante (Goodacre *et al.*, 2003; Anitua; Orive, 2010). Determinados níveis de perda óssea marginal em torno dos implantes são esperados e podem ser considerados clinicamente aceitáveis (Goodacre, *et al.*, 1999, 2003), ao passo que a perda óssea mais acentuada tem sido atribuída a vários fatores como o estímulo mecânico inadequado com transferência excessiva de carga à crista óssea, presença de peri-implantite (King *et al.*, 2002; Isidor, 2006), ausência de passividade, desajuste cervical e vertical da prótese, proporção coroa/implante (C/I), oclusão, tipo de material restaurador empregado, bem como o número, distribuição e posição dos implantes no arco (Kan *et al.*, 1999; Misch *et al.*, 2006; das Neves *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010; Tiossi *et al.*, 2012). Todos esses fatores podem resultar em falhas como perda ou fratura dos parafusos e até do próprio implante ou da prótese (Lang *et al.*, 2000; Schwarz, 2000; Conrad *et al.*, 2008).

Do ponto de vista do material restaurador empregado, a utilização de próteses recobertas por resina pode ser justificada em função da resiliência e do baixo módulo de elasticidade contribuírem para dissipar as forças de impacto da mastigação, absorvendo parte das cargas aplicadas. Isso, de fato, não ocorre com as cerâmicas, uma vez que devido sua rigidez característica, não é considerado um bom material para absorção de cargas. Além

disso, as forças que incidem sobre a superfície oclusal, são transmitidas diretamente ao osso (Soumeire; Dejou, 1999; Ciftci; Canay, 2001; Conserva *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2012). Entretanto, os benefícios de próteses metaloplásticas sobre implantes ainda não estão completamente elucidados.

Complementando os aspectos biomecânicos, a esplintagem de próteses sobre implantes que resulta na união das coroas é recomendada por muitos pesquisadores, devido a capacidade de melhorar a distribuição das forças oclusais antagonistas e reduzir as tensões transmitidas ao tecido ósseo (Pierrisnard *et al.*, 2003; Grossmann *et al.*, 2005; Misch *et al.*, 2006; Tiozzi *et al.*, 2012).

Áreas anodônticas na região posterior da mandíbula e maxila apresentam frequentemente menor altura óssea, devido à proximidade ao nervo alveolar inferior e ao assoalho do seio maxilar, respectivamente (Misch *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010), o que contraindica, na maioria das vezes, a utilização de implantes convencionais nesta região (Perdijk *et al.*, 2011). Apesar da existência de métodos capazes de aumentar a altura óssea nessas áreas, como enxerto autógeno e lateralização do nervo alveolar inferior, foram constatados altos índices de morbidade, além de resultar em aumento de custos ao paciente e elevar o tempo de tratamento (das Neves *et al.*, 2006; Raviv *et al.*, 2010; Perdijk *et al.*, 2011). Uma opção conservadora seria a utilização de implantes curtos (Stellingsma *et al.*, 2004; das Neves *et al.*, 2006; Grant *et al.*, 2009; Perdijk *et al.*, 2011), contudo não há um consenso na literatura a respeito da sua eficiência, embora muitos pesquisadores tenham encontrado uma elevada taxa de sucesso (Stellingsma *et al.*, 2004; Misch *et al.*, 2006; Tawil *et al.*, 2006; das Neves *et al.*, 2006; Degidi *et al.*, 2007; Grant *et al.*, 2009; Anitua; Orive, 2010).

Vários métodos têm sido utilizados para a verificação das tensões geradas em torno dos implantes dentários, como a fotoelasticidade, a extensimetria, os elementos finitos e, mais recentemente, a correlação de imagens digitais (CID) (Karl *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2012), o qual é um sistema de análise em 3 dimensões (3D) totalmente automatizado, que tem demonstrado ser um método altamente eficiente, capaz de proporcionar um campo completo e com alta precisão das tensões geradas na superfície do modelo em análise, em vez de apenas calcular a média dos valores de tensão geradas em uma determinada superfície. Além disso, tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua, com base na análise de sucessivas imagens obtidas durante o carregamento oclusal (Hansson, 2000; Li *et al.*, 2009).

Nessa perspectiva, este estudo avaliou o desempenho biomecânico de próteses fixas metaloplásticas parafusadas (unidas e isoladas) sobre implantes de diferentes comprimentos (curtos e convencionais), posicionados na região correspondente à área posterior da mandíbula, com o intuito de promover um embasamento científico mais acurado acerca das causas de sucessos e insucessos dos implantes, bem como dar subsídios às pesquisas subsequentes, sejam elas *in vitro* ou propriamente *in vivo*.

2. Revisão da Literatura

2.1 Biomecânica das próteses implantossuportadas

Em reabilitações protéticas com implantes osseointegrados, o comportamento biomecânico é diferente dos dentes naturais, de modo que as forças são transmitidas diretamente ao osso pelos implantes. Assim, cargas excessivas podem gerar tensões nocivas e quando elas ultrapassam a capacidade elástica do osso, acarreta reabsorção óssea peri-implantar (Riedy *et al.*, 1997). Estudos mostram que após o primeiro ano da colocação do implante, há uma reabsorção óssea entre 0,4 e 1,6 mm, com média de 0,9 mm e nos anos subsequentes, essa reabsorção pode variar entre 0,0 e 0,2 mm, com média de 0,1 mm a cada ano, mas apenas pequena porcentagem de pacientes sofre perda óssea maior que 2,0 mm (Goodacre *et al.*, 1999; Goodacre, *et al.*, 2003).

Nessa perspectiva, a esplintagem das coroas, o tipo de material de recobrimento das próteses, a relação de comprimento entre a coroa e implante, as cargas funcionais que incidem sobre a prótese, bem como fatores intrínsecos ao paciente como volume e densidade óssea, podem ser decisivos no sucesso ou fracasso da reabilitação com implantes osseointegrados (Kan *et al.*, 1999; Misch *et al.*, 2006; das Neves *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010; Tiozzi *et al.*, 2012).

Segundo Skalak (1983) e Çiftci e Canay (2001), a utilização de próteses recobertas por um material que absorvesse melhor as forças de impacto da mastigação e com um baixo módulo de elasticidade, tal como a resina, permite melhor distribuição das forças, gerando maior proteção do osso peri-implantar. Porém, os benefícios de próteses sobre implantes recobertas por resina ainda não estão completamente elucidadas.

Além das considerações a respeito do material de revestimento, também existe preocupação com relação ao comportamento biomecânico das próteses em reabilitações com coroas unidas e isoladas. Muitos pesquisadores recomendam a esplintagem das coroas por promover melhor distribuição das forças oclusais antagonistas, reduzindo, dessa forma, os impactos da reabsorção peri-implantar (Misch *et al.*, 2006; Tiozzi *et al.*, 2011), uma vez que a sobrecarga oclusal pode causar, dentre outros problemas, a reabsorção óssea (Rangert *et al.*, 1995).

Inan e Kesin (1999) realizaram estudo fotoelástico para avaliar a influência de diversos materiais para recobrimento estético de próteses implantossuportadas nas tensões

transmitidas ao osso peri-implantar. Um modelo mandibular de resina fotoelástica foi confeccionado e implantes com dimensões de 3,5 x 10,0 mm foram inseridos. Cargas verticais inclinadas de 45° foram aplicadas. Os resultados mostraram que a maior concentração de tensões em torno do ápice do implante foi observada com Ceramco II (porcelana), seguido por Biodent (Resina acrílica), Artglass e Elcebond CCV (compósitos).

Guichet *et al.* (2002) avaliaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de cargas em próteses implantossuportadas. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, contendo um canino natural e foram posicionados três implantes com dimensões de 3,7 x 10,0 mm, ocupando as posições do 1° e 2° pré-molares e 1° molar. Para as coroas isoladas foram avaliadas 5 situações de contatos proximais: (1) aberto, (2) ideal – lâmina de 8 µm atravessando o espaço interproximal sem rasgar, (3) leve – ideal mais 10 µm, (4) médio – ideal mais 50 µm e (5) pesado – ideal mais 90 µm. Para as coroas unidas, cinco próteses parciais fixas foram confeccionadas e cimentadas sobre os mesmos pilares. Os resultados deste estudo *in vitro* sugerem que o contato excessivo entre coroas isoladas pode levar a uma situação de não-passividade, acarretando maior concentração de tensões e se configurando como um procedimento de difícil ajuste clinicamente. Além disso, a esplintagem de próteses sobre implantes exibem melhor distribuição das tensões quando comparadas às próteses individualizadas.

Blanes *et al.* (2007) publicaram um estudo prospectivo de 10 anos com implantes inseridos na região posterior. Eles avaliaram a influência da proporção C/I e de diferentes modalidades de tratamento protético sobre a perda da crista óssea. Um total de 192 implantes foi instalado na região de pré-molares e molares de 83 pacientes parcialmente desdentados e reabilitados com próteses metalocerâmicas múltiplas ou unitárias. Houve uma divisão em 3 grupos de acordo com a proporção C/I: (G1) entre 0,00 e 0,99 mm, (G2) entre 1,00 e 1,99 mm e (G3) $\geq 2,00$ mm. Parâmetros radiográficos e clínicos foram coletados 1 ano e 10 anos após a reabilitação. Os autores encontraram uma proporção C/I média de $1,77 \pm 0,56$ mm para a proporção C/I, sendo que 3 implantes que apresentavam uma proporção C/I superior ou igual a 2 mm falharam. A perda da crista óssea foi significativamente maior no grupo com proporção C/I menor (G1). Ao final das análises, os autores afirmaram que próteses implantossuportadas com altas proporções C/I podem ser utilizadas com segurança para restaurar áreas edêntulas posteriores, em virtude da taxa de sobrevida cumulativa encontrada.

Bird *et al.* (2010) realizaram um estudo de coorte retrospectivo, visando, dentre outros objetivos, determinar a influência da proporção C/I na reabsorção peri-implantar mesial e distal. Para tanto, o grupo foi composto por 194 pacientes (309 próteses implantossuportadas unitárias) que possuíam ao menos um implante de 5,7 ou 6,0 mm de comprimento e a relação C/I foi estabelecida através de exame radiográfico. A proporção C/I média foi de $2,0 \pm 0,4$ mm, variando de 0,9 a 3,2 mm e os níveis de perda óssea mesial e distal determinada por análise das radiografias foram de $0,2 \pm 0,7$ mm e $0,2 \pm 0,9$ mm, respectivamente. Os autores concluíram que a proporção C/I não afeta o sucesso dos implantes curtos.

Há controvérsias na literatura sobre a necessidade de esplintar ou não próteses implantossuportadas para melhor distribuir as tensões. Baseado nesse pressuposto, Nissan *et al.* (2010) compararam os efeitos do carregamento oclusal sobre coroas cimentadas unidas e isoladas, por meio de análise fotoelástica e extensiométrica. Três implantes foram passivamente inseridos no modelo fotoelástico e extensômetros foram conectados na cervical dos implantes e nas margens das próteses. Os resultados mostraram valores maiores de tensões nas coroas unidas (3348,54 μ S) em comparação às isoladas (988,57 μ S), quando os extensômetros estavam posicionados na cervical dos implantes. Entretanto, quando os extensômetros estavam posicionados na margem das próteses, as coroas isoladas concentraram mais tensões (756,32 μ S) do que as unidas (186,12 μ S). Assim, dentro das limitações deste estudo, os autores sugerem que o conceito de esplintagem das próteses implantossuportadas deve ser revisto e que a relevância clínica destes achados necessita de maior investigação.

Menani *et al.* (2011) estudaram, pelo método da fotoelasticidade, o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes do tipo cone morse, variando o revestimento estético (resina e cerâmica) e a esplintagem das coroas (presente ou ausente). Foi utilizado um modelo fotoelástico contendo réplicas em resina de um 1º pré-molar e um 2º molar inferior, além de implantes substituindo o 2º pré-molar e o 1º molar. Os grupos analisados foram os seguintes: coroas metalocerâmicas unidas (G1) e isoladas (G2) e coroas metaloplásticas unidas (G3) e isoladas (G4). Sobre estas coroas foram aplicadas cargas oclusais balanceadas (10 kgf), puntiformes no 2º pré-molar e no 1º molar (10 kgf) simultaneamente e puntiformes exclusivamente no 2º pré-molar (5 kgf) e 1º molar (5 kgf). Após análise fotoelástica das tensões transmitidas à região peri-implantar, os autores concluíram que em coroas unidas as tensões se distribuem de forma mais uniforme e, do

ponto de vista do revestimento estético, as coroas metalocerâmicas transmitiram menos tensão ao redor dos implantes, quando comparado às metaloplásticas.

Nissan *et al.* (2011) buscaram averiguar se a esplintagem das coroas pode minimizar os efeitos da variação da proporção C/I e da altura das coroas. Para tanto, três implantes foram inseridos em um modelo fotoelástico e dois extensômetros foram cimentados na região cervical de cada implante, em ambas as faces (vestibular e lingual). Sobre os implantes, quatro grupos diferentes de coroas, com proporção C/I (1:1, 1,5:1, 1,75:1 e 2:1) e altura das coroas (10, 15, 17,5 e 20 mm) foram cimentados. Sobre estas coroas, cargas de 20 kgf numa angulação de 30° em relação ao eixo vertical foram aplicadas. De acordo com os resultados, as tensões intensificaram proporcionalmente ao aumento da proporção C/I, ao ponto de provocar fratura do parafuso do pilar nas coroas com proporção C/I de 1,75:1 e 2:1. Assim, os autores constaram que a esplintagem não minimiza os efeitos provocados por coroas longas e sugerem o aumento vertical do rebordo, em casos onde a altura da coroa seja igual ou superior a 15 mm.

Sotto-Maior *et al.* (2012) avaliaram alguns parâmetros protético, tais como a proporção C/I (1:1, 1,5:1, 2:1 ou 2,5:1), o sistema de retenção (cimentada ou parafusada), material de recobrimento estético (metalocerâmica ou metal free) e o carregamento oclusal, na concentração de tensões em uma área posterior reabilitada com um implante curto (5 x 7 mm). Para tanto, eles criaram 32 modelos de elementos finitos simulando uma região posterior da mandíbula atrofica. As coroas foram carregadas com forças normais e traumáticas e os valores referentes à tensão máxima principal (StressMax) para o osso cortical e medular e de von Misses (StressvM) para o implante e o parafuso do pilar foram analisados. Os resultados mostraram que a oclusão traumática e uma alta proporção C/I aumentaram as concentrações de tensão. Além disso, a proporção C/I foi responsável por 22,47% da tensão total no osso cortical, enquanto que o carregamento oclusal contribuiu 50,12%. Com base nisso, os autores concluíram que a carga oclusal foi o fator mais importante de concentração de tensão no modelo de elementos finitos de uma única coroa posterior suportada por um implante curto.

Mais recentemente, Naves *et al.* (2013) estudaram o efeito do contato interproximal na distribuição de tensões. Eles confeccionaram 3 modelos fotoelásticos contendo 3 implantes de hexágono externo com dimensões de 3,75 x 13,0 mm, para simular 3 condições clínicas: (G1) ponto de contato, (G2) superfície de contato e (G3) esplintagem das coroas. O grupo com

coroas esplintadas (G3) apresentaram os melhores resultados, seguido pelo grupo com superfície de contato (G2), demonstrando que a esplintagem de coroas promove uma distribuição de tensões mais homogênea.

2.2 Implantes curtos

A reabilitação oral com implantes de pacientes parcial ou totalmente desdentados tem demonstrado elevados índices de sucesso (Carlson; Carlsson, 1994; Henry *et al.*, 1996; Eckert *et al.*, 2000; Friberg *et al.*, 2000; Goodacre *et al.*, 2003), entretanto, a correta avaliação e indicação dos implantes são requisitos indispensáveis, já que há muitos fatores associados ao correto funcionamento do complexo osso/implante (Morand; Irinakis, 2007).

Muitos pesquisadores apontam que o desenho ideal para um implante é aquele que compartilha o maior número dos seguintes fatores: material, físico, químico, mecânico, biológico e econômico (Steigenga *et al.*, 2003; Pierrisnard *et al.*, 2003) e é justamente devido ao quesito biológico que os implantes de comprimento curto são, muitas vezes, indicados.

Regiões edêntulas posteriores, tanto na mandíbula quanto na maxila, apresentam frequentemente altura óssea inferior a 10 mm, devido a presença do canal mandibular e do seio maxilar pneumatizado, respectivamente (Misch *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010). Existem tratamentos possíveis para solucionar esses problemas como é o caso o levantamento de seio maxilar, enxertos ósseos, lateralização do nervo alveolar e distração osteogênica. Entretanto, todos estes métodos provocam certos índices de morbidade (das Neves *et al.*, 2006; Morand; Irinakis, 2007; Ogawa *et al.*, 2010; Raviv *et al.*, 2010; Perdijk *et al.*, 2011) e é nessa perspectiva que os implantes curtos surgem com uma proposta mais conservadora, simples, de menor custo e rapidez (Stellingsma *et al.*, 2004; Grant *et al.*, 2009; Perdijk *et al.*, 2011; Esposito *et al.*, 2011; Guljé *et al.*, 2012; Sánchez-Garcés *et al.*, 2012).

No entanto, ainda não há um consenso científico acerca de qual seria o comprimento ideal de implantes e de qual o planejamento protético mais adequado para áreas edêntulas com espessura óssea reduzida. Vários trabalhos têm buscado a melhor configuração protética para reabilitações sobre implantes, especialmente na tentativa de minimizar tensões

excessivas transmitidas ao tecido ósseo adjacente (Guichet *et al.*, 2002; Pierrisnard *et al.*, 2003; Menani *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2012).

ten Bruggenkate *et al.* (1998) realizaram um estudo multicêntrico durante um período de 6 anos e avaliaram o sucesso clínico de 253 implantes curtos (6 mm de comprimento) colocados em 126 pacientes. Eles constataram insucesso clínico em apenas 7 implantes, dos quais 6 foram na maxila e 1 na mandíbula e concluíram que, apesar dos resultados favoráveis à utilização de implantes curtos, recomenda-se que eles sejam utilizados juntamente com implantes de comprimento longo, principalmente na maxila, onde a densidade óssea pode comprometer o sucesso da reabilitação.

Em um estudo retrospectivo em longo prazo, Friberg *et al.* (2000) acompanharam pacientes com mandíbulas severamente reabsorvidas e submetidos a tratamento com implantes curtos de 6 e 7 mm de comprimento. Um total de 247 implantes com dimensões de 3,75 x 7,0 mm e 13 implantes com 5,0 x 6,0 mm foram inseridos em 49 pacientes e acompanhados por um período médio de 8 anos. Os resultados deste estudo revelaram uma taxa de sobrevida cumulativa de 95,5% em 5 anos e de 92,3% em 10 anos, o que correspondeu a um sucesso clínico de 230 implantes durante o período estudado. É com base nesses achados que os autores concluíram que a colocação de implantes curtos sem o uso de procedimentos para reconstrução de mandíbulas edêntulas, como os enxertos ósseos, é um tratamento viável e previsível.

Tawil e Younan (2003) avaliaram o sucesso clínico de implantes curtos (≤ 10 mm) com superfície lisa em maxila e mandíbula, principalmente nas regiões de pré-molares e molares. Para tanto, 269 implantes com comprimentos ≤ 10 mm (6 mm [n=16]; 7 mm [n=27]; 8 mm [n=27]; 8,5 mm [n=46] e 10 mm [n=153]) foram instalados em 111 pacientes e acompanhados por um período entre 12 e 92 meses. Dos 269 implantes inseridos, 12 foram perdidos (7 mm [n=5]; 8 mm [n=1]; 8,5 mm [n=2] e 10 mm [n=4]), o que correspondeu a uma taxa de sobrevida global de 95,5% e a média de perda óssea marginal foi de $0,71 \pm 0,65$ mm. Além disso, a taxa de sobrevida dos implantes com 10 mm de comprimento não foi significativamente maior do que os implantes mais curtos. Ao final da análise, os autores apoiam a utilização de implantes curtos lisos no tratamento do edentulismo parcial em áreas com boa qualidade óssea.

Romeo *et al.* (2006) publicaram um estudo longitudinal de 14 anos, o qual avaliaram a eficácia clínica de implantes com diferentes comprimentos (8 e 10 mm) e diâmetros (3,75, 4,1

e 4,8 mm) posicionados em diversas regiões do rebordo alveolar. Para tanto, 129 pacientes foram reabilitados com próteses fixas (múltiplas ou unitárias e cimentadas ou parafusadas) suportadas por 265 implantes, dos quais 154 foram convencionais (10 mm de comprimento) e 111 mais curtos (8 mm de comprimento). Outra variável avaliada foi o tratamento superficial dos implantes, em que 141 foram tratados com spray de plasma e 124 com superfície do tipo SLA (superfície tratada com ácido e jato de areia de grão grosso). Durante os 14 anos, houve uma perda amostral de 23 pacientes (42 implantes), restando, para análise, 106 pacientes (223 implantes). Desse total, houve uma perda de 8 implantes, todos eles instalados em osso tipo 3 e 4, dos quais 4 apresentavam 8 mm de comprimento e os outros 4, com 10 mm de comprimento. A taxa de sobrevida acumulada foi de 97,9% e 97,1% dos implantes convencionais e mais curtos, respectivamente. Quanto ao tratamento superficial dos implantes, houve uma taxa de sucesso maior naqueles tratados com SLA, sendo 100% nos implantes mais curtos e de 98,5% nos convencionais. Os autores reconheceram limitações metodológicas presentes no estudo, embora tenham constatado que não houve influência do comprimento, diâmetro e tratamento da superfície na longevidade do tratamento reabilitador utilizando implantes osseointegrados.

Outro importante estudo retrospectivo e multicêntrico foi desenvolvido por Goené *et al.* (2005), os quais avaliaram o sucesso de diferentes comprimentos de implantes, durante um período de 3 anos. Foram avaliados 311 implantes curtos (7 e 8,5 mm de comprimento) em 188 pacientes, instalados em regiões de baixa densidade óssea e o sucesso/insucesso foi determinado com base em parâmetros clínicos como a ausência/presença de mobilidade, sintomatologia dolorosa, infecção, parestesia, radiolucidez peri-implantar e perda progressiva da crista óssea. Nos 3 anos de acompanhamento, somente 13 implantes falharam, correspondendo a uma taxa de sucesso de 95,8%, concluindo que implantes curtos podem ser utilizados em áreas posteriores, com segurança.

Dentre os desenhos metodológicos que podem ser utilizados em pesquisa, as revisões sistemáticas são aquelas que apresentam a maior evidência científica. Baseado nisso, das Neves *et al.* (2006) realizaram uma revisão sistemática de estudos longitudinais, buscando avaliar se o tratamento com implantes curtos pode ser uma alternativa às cirurgias avançadas de enxerto ósseo. Para tanto, foram incluídos nesse estudo artigos publicados entre 1980 e 2004 e indexados no MEDLINE, sendo coletado dados referentes ao número de implantes com comprimento de 7, 8,5 e 10 mm instalados e perdidos, o momento em que a falha

ocorreu, bem como os fatores de risco. Os resultados envolvendo os 33 estudos selecionados revelaram que foram instalados um total de 16344 implantes, com uma taxa de insucesso de 4,8% (n=786). As falhas foram mais frequentes nos implantes com dimensões de 3,75 x 7 mm (9,7%) e menos frequentes nos implantes com 3,75 x 10 mm (6,3%). As falhas também foram atribuídas à outros fatores como a má qualidade óssea (66,7%), o osso gnático (45,4%), sobrecarga oclusal (27,2%), infecções (15,1%), dentre outros fatores. Ao final desta revisão sistemática, os autores concluíram que os implantes curtos devem ser considerados como uma alternativa às cirurgias avançadas de enxerto ósseo, uma vez que elas podem provocar maior morbidade, elevar o tempo do tratamento e envolver custos elevados para o paciente.

Misch *et al.* (2006) publicaram um estudo retrospectivo multicêntrico, avaliando o sucesso de implantes curtos em região posterior, em um período de 6 anos. Neste trabalho, 273 pacientes receberam 745 implantes de 7 ou 9 mm de comprimento, reabilitados por 338 restaurações protéticas. Para evitar que tensões excessivas fossem transmitidas aos implantes posteriores, foram confeccionadas próteses esplintadas, sem a presença de cantilever, com guia de desocclusão/ou mutuamente protegida ou guia canina, e implantes com tratamento de superfície que aumentasse o contato osso/implante. Como resultado, os autores observaram 6 falhas na osseointegração antes da cirurgia de reabertura e 2 falhas entre o período da reabertura e da instalação da prótese. O interessante é que neste estudo, nenhuma falha foi observada após a instalação das próteses. Os pesquisadores concluíram que implantes curtos podem ser utilizados com segurança em reabilitações protéticas de áreas edêntulas posteriores, ressaltando que a utilização de métodos que diminuam o estresse biomecânico à interface osso/implante é importante para garantir o sucesso do tratamento.

Malo *et al.* (2007) avaliaram o sucesso clínico de implantes curtos instalados tanto em maxilas quanto em mandíbulas atroficas. Implantes de 7,0 e 8,5 mm de comprimento foram instalados em 237 pacientes, totalizando 408 implantes. Os intermediários foram instalados no mesmo momento da cirurgia de colocação dos implantes e as próteses foram confeccionadas após o período de 4 a 6 meses de osseointegração. No total, os autores observaram que 5 implantes com 7,0 mm de comprimento e 8 com 8,5 mm comprimento falharam antes da instalação das próteses, sendo que todos eles apresentavam superfície lisa. A perda óssea no primeiro ano após a colocação dos implantes foi de 1 mm para os implantes com 7,0 mm de comprimento e 1,3 mm para os implantes com 8,5 mm de comprimento. Após 5 anos de preservação clínica, os valores de reabsorção aumentaram 1,8 mm e 2,2 mm, tanto

para os implantes de 7,0 mm quanto para os de 8,5 mm, respectivamente, não excedendo os 0,2 mm por ano (que os autores ressaltam como sucesso clínico). Os pesquisadores concluíram que, após 5 anos de acompanhamento clínico, a taxa de sucesso foi de 96,2% e 97,1% para os implantes de 7,0 e 8,5 mm de comprimento, respectivamente. Adicionalmente, reforçaram a ideia de que os implantes curtos do tipo Branemark podem ser instalados em etapa cirúrgica única com sucesso.

Grant *et al.* (2009) estudaram, retrospectivamente, o sucesso global de implantes curtos de 8 mm de comprimento, inseridos em mandíbulas parcial ou totalmente desdentadas e reabilitadas com próteses fixas e removíveis. Um total de 335 implantes (124 pacientes) foi inserido, dos quais 331 obtiveram sucesso, perfazendo um percentual de 98,8%. Nos casos onde houve falhas, os sítios de implantação teriam sido submetidos à enxerto com hidroxiapatita e plasma rico em plaquetas. Nesse contexto, os autores concluíram que a colocação de implantes curtos é um método de tratamento previsível para pacientes com regiões posteriores atróficas da mandíbula.

Em um estudo de coorte retrospectivo durante 8 anos, Anitua e Orive (2010) avaliaram o sucesso clínicos de reabilitações orais com 1287 implantes curtos (661 pacientes) menores do que 8,5 mm em regiões posteriores e analisaram a influência de diferentes fatores sobre a sobrevida dos implantes (demográficos, clínicos, relacionados à cirurgia, variáveis protéticas). Os mesmos autores observaram uma taxa de sucesso que variou entre 98,8% e 99,3%, sendo que, somente 9 implantes foram perdidos durante esses 8 anos e que nenhuma das variáveis estudadas resultaram em associação estatística com a falha dos implantes. Diante disso, o tratamento com implantes curtos pode ser considerado seguro e previsível, caso seja usado protocolos clínicos rigorosos.

Em um ensaio clínico randomizado com 3 anos de acompanhamento, Esposito *et al.* (2011) testaram a hipótese nula de que os implantes de 6,3 mm de comprimento não podem ser uma alternativa adequada à inserção de implantes mais longos associada à enxerto ósseo em regiões posteriores de mandíbulas atróficas. Para tanto, 60 pacientes parcialmente desdentados com altura de 7 a 8 mm de rebordo residual e pelo menos 5,5 mm de espessura (medidos em tomografia) foram selecionados e distribuídos aleatoriamente em 2 grupos (G1 – implantes de 6,3 mm de comprimento; G2 – implantes maiores ou iguais a 9,3 mm de comprimento). Nos casos onde o enxerto ósseo foi realizado, esperou-se 5 meses até a cicatrização completa. Quatro e oito meses após a cirurgia para a inserção do(s) implante(s) as

próteses provisória (resina acrílica) e definitiva (metalocerâmica) foram entregues, respectivamente. Os resultados mostraram que houve mais complicações em pacientes submetidos à cirurgia de enxerto ósseo ($p < 0,05$) e que ambos os grupos apresentaram, gradualmente, reabsorção óssea peri-implantar. Após 3 anos de acompanhamento, a reabsorção óssea vertical do grupo com implantes curtos (média de 1,24 mm) foi significativamente menor do que no grupo com implantes mais longos e submetidos à enxerto ósseo (média de 1,76 mm). Assim, com base nestes resultados, os autores constataram que os implantes curtos de 6,3 mm de comprimento podem ser uma alternativa interessante às cirurgias de enxerto ósseo quando a altura óssea residual está entre 7 e 8 mm, uma vez que o tratamento é mais rápido, mais barato e com menor morbidade associada. Adicionalmente, eles sugerem que mais acompanhamentos são necessários para confirmar tais resultados.

Felice *et al.* (2011) publicaram os resultados de um estudo piloto, clínico e randomizado, com 5 meses de acompanhamento após o carregamento oclusal. Eles avaliaram em maxila atrófica se a utilização de implantes curtos (5 a 8,5 mm) é uma alternativa viável à cirurgia com enxerto autógeno com a colocação de implantes mais longos ($> 11,5$ mm). Vinte e oito pacientes com maxila atrófica (5 a 9 mm de altura e pelo menos 5 mm de espessura) foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos: G1 ($n = 15$) – implantes curtos (5 a 8,5 mm); G2 ($n = 13$) – osso autógeno + implantes longos ($> 11,5$ mm). Após a colocação dos enxertos, aguardou-se quatro meses à completa cicatrização para, então, inserir os implantes longos. Houve maior taxa de complicação nos pacientes submetidos à cirurgia de enxerto ósseo ($p < 0,05$), onde todos se queixaram de dor após um mês do procedimento cirúrgico, ao passo que não houve complicações nos casos onde foram reabilitados com implantes curtos, embora todos os pacientes de ambos os grupos tenham relatado satisfação com tratamento. Os autores sugerem que os implantes curtos podem ser uma alternativa às cirurgias de enxerto ósseo com a colocação de implantes longos em maxilas atróficas, por serem mais rápidos, mais baratos e com menor morbidade. Entretanto, outros estudos, com acompanhamento de pelo menos 5 anos, são necessários para confirmar tais resultados.

Annibali *et al.* (2012), em revisão sistemática da literatura com metanálise, avaliaram estudos clínicos de implantes menores que 10 mm de comprimento, para determinar o sucesso de próteses implantossuportadas em mandíbulas atróficas. Os critérios avaliados foram a sobrevida do implante, a incidência de complicações biológicas e biomecânicas e a perda óssea marginal peri-implantar. No total, 6193 implantes curtos foram investigados (3848

pacientes) em um período médio de $3,2 \pm 1,7$ anos. A taxa de sobrevida cumulativa foi de 99,1% (IC 95%: 98,8 – 99,4), a de sucesso biológico foi de 98,8% (IC 95%: 97,8 – 99,8) e a de sucesso biomecânico foi de 99,9% (IC 95%: 99,4 – 100). Nesse contexto, próteses suportadas por implantes curtos em rebordos alveolares atróficos parece ser uma opção adequada de tratamento, embora os autores sugiram mais evidências científicas em longo prazo.

Em outra revisão sistemática da literatura envolvendo implantes curtos com comprimentos inferiores ou iguais a 8,5 mm posicionados nas regiões posteriores da maxila e mandíbula, Atieh *et al.* (2012) selecionaram, com base nos critérios de inclusão, 33 estudos publicados entre 1992 e 2011, incluindo 5 estudos clínicos randomizados, 16 prospectivos não controlados, 12 retrospectivos e 1 com dados tanto prospectivos quanto retrospectivos. De 3573 implantes estudados, em um período médio de 3,9 anos (variando de 1 a 7 anos), 67 falhas foram constatadas, sendo a maioria das falhas (71%), antes do carregamento oclusal. Assim, com base nas taxas de sucesso demonstradas nos resultados, os autores sugerem que a utilização de implantes com comprimento $\leq 8,5$ mm para o tratamento do edentulismo parcial posterior pode ser uma alternativa possível à utilização de implantes mais longos, que requerem procedimentos cirúrgicos adicionais.

Sánchez-Garcés *et al.* (2012) realizaram um estudo descritivo, avaliando o desempenho de implantes curtos em uma série de pacientes com severa reabsorção alveolar. A avaliação envolveu 273 implantes medindo 10 mm ou menos, sendo acompanhados durante um período que variou entre 18 meses e 12 anos, com média de 81 meses. Houve um total de 20 falhas (7,33%), representando uma sobrevida global de 92,67%. Nos implantes com 10 mm de comprimento a taxa de sobrevida foi de 92,82% e nos implantes com menos de 10 mm foi de 92,5%. Assim, os autores concluíram que implantes curtos configuram uma boa opção de tratamento para pacientes com severa reabsorção alveolar.

Cannizzaro *et al.* (2012) avaliaram a eficácia de implantes curtos unitários com 6,5 mm de comprimento reabilitados com carga imediata ou 6 semanas após a colocação do implante. Para tanto, trinta pacientes foram selecionados e cada um recebeu 2 implantes, os quais foram reabilitados aleatoriamente com carga imediata ($n = 29$) ou após 6 semanas ($n = 31$), de acordo com o método de boca dividida. As medidas adotadas para determinar o sucesso/insucesso do implante foram as falhas dos implantes, complicações biológicas e biomecânicas, reabsorção peri-implantar e preferência do paciente. Constatou-se nos

resultados, falha de um implante em cada grupo. Além disso, sete pacientes do grupo com carga imediata e 6 pacientes do grupo com carregamento após 6 semanas apresentaram complicações biológicas. Nesse contexto, os resultados mostraram que não houve diferenças estatísticas entre os grupos para perda de implante, complicações biológicas, reabsorção óssea marginal e preferência do paciente. Assim, os autores concluíram que implantes de 6,5 mm de comprimento podem ser carregados imediatamente com sucesso até, pelo menos, 4 anos após o carregamento.

Gulje *et al.* (2012) compararam o desempenho clínico dos implantes de 6 e 11 mm de comprimento na região posterior, por meio de um ensaio clínico randomizado. Neste estudo, foram incluídos 95 pacientes, alocados aleatoriamente para receberem implantes com dimensões de 4 x 6 mm ($n = 49$) e 4 x 11 mm ($n = 46$). Foram inseridos 2 ou 3 implantes por paciente e todos eles reabilitados com próteses esplintadas e parafusadas. Exames clínicos e radiográficos foram realizados antes e após a cirurgia para a colocação do implante, bem como no carregamento e após 6 e 12 meses da instalação da prótese. Um total de 208 implantes foi inserido. Antes do carregamento, dois implantes de 6 mm falharam e, após o carregamento, mais 2 implantes falharam (um de 6 mm de comprimento e um de 11 mm de comprimento). Com relação aos parâmetros clínicos gengivais (sangramento, biofilme e profundidade de sondagem), não houve diferença entre os grupos. Assim, os dados de 1 ano indicam que o tratamento com implantes de 6 mm de comprimento é tão confiável quanto o tratamento com implantes de 11 mm, sendo, portanto, uma boa opção de tratamento em situações com altura óssea limitada nas regiões de pré-molares e molares.

Mais recentemente, Stellingsma *et al.* (2013) revelaram os resultados de um ensaio clínico com 10 anos de acompanhamento, utilizando 3 estratégias para reabilitação de mandíbulas extremamente reabsorvidas. As estratégias foram as seguintes: (1) um implante transmandibular, (2) aumento da mandíbula com enxerto ósseo autógeno seguido da colocação de 4 implantes endo-ósseo e (3) colocação de 4 implantes curtos. Sessenta pacientes preencheram os critérios de inclusão, que foram distribuídos aleatoriamente nos 3 grupos e avaliados com base em alguns critérios: sobrevida do implante, taxas de retratamento cirúrgico e perda óssea peri-implantar. Após os 10 anos de acompanhamento, os resultados revelaram taxas de sucesso de 76,3%, 88% e 98,8% para os grupos com implante transmandibular (G1), submetidos à cirurgia de enxerto ósseo (G2) e implantes curtos (G3),

respectivamente. Assim, considerando os parâmetros clínicos, o uso de implantes curtos é a primeira opção de tratamento em pacientes com mandíbulas extremamente reabsorvidas.

2.3 Métodos para análise da distribuição de tensões

Vários métodos têm sido utilizados para a verificação das tensões geradas em torno dos implantes dentários, como é o caso da extensiometria, fotoelasticidade, elementos finitos e, mais recentemente, a CID (Karl *et al.*, 2009; Menani *et al.*, 2011). Cada um desses métodos apresentam vantagens e desvantagens, mas o fato é que nenhuma técnica possui total preponderância sobre a outra, uma vez que os diversos métodos se completam (Rubo; Souza, 2001).

O método extensométrico (Strain gauge) tem sido tradicionalmente utilizado para determinar tensões em superfícies ósseas ou simuladores ósseos. Consiste em pequenos resistores elétricos sensíveis a deformações, os quais emitem sinais que são transformados em sinais digitais e lidos por um *software* específico (Karl *et al.*, 2006; Watanabe *et al.*, 2000). Os resistores elétricos podem ser utilizados para avaliar as tensões em próteses, implantes e dentes, tanto *in vivo* quanto *in vitro* (Koke *et al.*, 2004), embora seja um método limitado por detectar somente as tensões geradas em sua pequena área superficial, obtendo leituras de tensão menores do que os valores reais (Karl *et al.*, 2009).

A fotoelasticidade baseia-se nas propriedades óticas de certos materiais plásticos incolores, os quais sofrem deformação quando submetidos a cargas, apresentando alterações nos índices de refração que promovem a mudança de cor. A maior vantagem do método fotoelástico é a capacidade de visualizar as tensões, observadas a partir da formação de franjas, bem como quantificar a magnitude destas tensões. Mahler e Peyton (1955) descreveram a sequência de franjas, com base nos valores da seguinte ordem de franja (N): 0 (preto), 1 (transição do vermelho/azul), 2 (transição do vermelho/verde) e 3 (transição do rosa/verde). Quanto maior a ordem da franja, maior é a intensidade da tensão (Goiato *et al.*, 2009). Assim, a fotoelasticidade é um método bastante utilizado na odontologia, porém, sua análise quantitativa se limita a quantificação de tensões em pontos específicos de um modelo fotoelástico.

Já os elementos finitos é um método matemático de análise de tensões que pode ser usado para avaliação de novos implantes, assim como novas técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de ensaios mecânicos (Goel *et al.*, 2006). Entretanto, a análise pelo método de elementos finitos não está livre de desvantagens, principalmente no que diz respeito a determinação da geometria do osso e do implante a ser modelado, das propriedades físicas dos materiais, como é o caso do módulo de elasticidade. Um exemplo claro é o que ocorre com as propriedades do osso cortical e medular que podem variar entre os diversos pacientes, ou até mesmo conforme a idade e a localização (maxila ou mandíbula) (Geng *et al.*, 2001).

Estes métodos para avaliação da distribuição de tensões em eventos relacionados à odontologia não é tão recente e os primórdios desta abordagem diz respeito ao estudo realizado por Nooman (1949) que introduziu o método de análise fotoelástica na odontologia. Nessa pesquisa, o autor buscou determinar a forma de preparo cavitário para restaurações de amálgama que gerava a menor quantidade de tensões. Para isso, ele realizou diferentes preparos cavitários em blocos de resina com propriedade fotoelástica e, sob luz polarizada, constatou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziram menor concentração de tensão.

Foi com Haraldson (1980) os primeiros estudos, pelo método fotoelástico, a cerca das tensões induzidas por parafusos de 3 mm de diâmetro, simulando implantes com roscas e lisos. Para tanto, o autor realizou três tipos de ancoragem: (1) completa ancoragem óssea, (2) perda óssea vertical e (3) perda óssea horizontal. Os parafusos foram imersos em resina fotoelástica do tipo Araldite e submetidos às cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 N e 378 N, respectivamente. As imagens das tensões transmitidas aos parafusos foram fotografadas e analisadas. Os resultados mostraram que quando cargas verticais foram aplicadas, os implantes com rosca apresentaram uma distribuição de tensões ao longo da superfície das roscas, ao passo que nos lisos, essas tensões se concentraram no ápice do implante, revelando que roscas na superfície do implante distribuem melhor a tensão. Já no carregamento horizontal, a tensão transmitida ao redor dos parafusos foi muito mais nociva que quando aplicadas cargas verticais, revelando maior concentração de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. Assim, o autor concluiu que implantes rosqueáveis são mais favoráveis que implantes lisos, quando a distribuição de tensões é considerada.

Akca e Iplikçioğlu (2002) estudaram o efeito da distribuição tensional, pelo método de elementos finitos, comparando uma prótese fixa com cantilever e o posicionamento de um implante curto adicional no lugar do cantilever. Cargas oblíquas de 400 N foram aplicadas. Os valores das tensões de tração e compressão do osso cortical em torno dos implantes e das tensões de Von Mises foram avaliados. Os resultados mostraram valores de tensões mais elevados no caso com presença cantilever e os autores sugerem que em aplicações clínicas em que próteses fixas com cantilever parecem ser inevitáveis devido às restrições anatômicas e/ou complicações, tais como a perda do implante, a inserção de um implante curto adicional deve ser considerada, visando melhorar o desempenho biomecânico da prótese.

Iplikçioğlu *et al.* (2003) compararam a análise de tensões pelo método de elementos finitos com medições realizadas por meio de extensômetro (Strain gauge), a fim de validar esses métodos. Sobre ambas as simulações, foram usadas cargas de 75 N, tanto vertical quanto lateralmente. Os resultados mostraram que, em carregamento vertical, os dois métodos foram semelhantes na qualificação e quantificação das tensões. Entretanto, sob carga lateral, as tensões registradas pelo método de elementos finitos na região cervical do implante, foram maiores do que no método da extensometria. Assim, os autores concluíram que há uma compatibilidade na análise dos dois métodos, ressaltando a necessidade de mais estudos, a fim de estabelecer limites na comparação entre as duas metodologias.

Pierrisnard *et al.* (2003) avaliaram a influência do comprimento do implante e da ancoragem bicortical na distribuição de tensões ao osso subjacente. A análise foi realizada por elementos finitos, por meio da confecção de um modelo tridimensional com implantes de 3,75 mm de diâmetro e comprimentos variando entre 6 e 12 mm. Foi simulado o posicionamento dos implantes, de maneira que houvesse osso cortical e medular envolvendo-os e cada implante foi modelado com intermediário e parafuso de titânio, cilindro de ouro e prótese metalocerâmica parafusada. Durante a simulação, cargas oclusais de 100 N e inclinação de 30° em relação ao longo eixo dos implantes foram aplicadas e, ao final, os autores constataram que os valores máximos de tensões nos implantes aumentaram proporcionalmente ao comprimento dos implantes.

Petrie e Williams (2005) buscaram comparar os efeitos da interação entre diâmetro, comprimento e conicidade dos implantes, nas tensões localizadas na crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais da região de pré-molar mandibular (20 mm de secção), com osso esponjoso de baixa ou alta densidade. Sobre a coroa, cargas oclusais oblíquas (200 N

vertical e 40 N horizontal) foram aplicadas. As variáveis avaliadas foram: diâmetro do implante (3,5 a 6,0 mm), comprimento (5,75 a 23,5 mm) e conicidade (0 a 14°), o que resultou em 16 modelos. Os autores concluíram que o diâmetro, comprimento e conicidade devem ser considerados em conjunto, devido os efeitos interativos sobre as tensões da crista óssea. Assim, implantes largos, longos e cilíndricos, parecem ser mais viáveis se o objetivo é a minimização de tensões peri-implantares na crista óssea, ao passo que implantes estreitos, curtos e com conicidade devem ser evitados, especialmente em osso de baixa densidade.

Bernardes *et al.* (2009) realizaram estudo fotoelástico em que estudaram, de que maneira, cargas aplicadas no centro e a 6,5 mm do implante transferem tensões a regiões peri-implantares. Foram confeccionados implantes cilíndricos e sem roscas, que foram imersos em resina fotoelástica com quatro interfaces protéticas diferentes: hexágono externo, hexágono interno, cone morse e corpo único. Sobre os implantes, quando necessário, os intermediários foram adaptados, e então submetidos à carga de 1,5 Kg aplicada no centro do implante e 0,75 Kg aplicada a 6,5 mm do centro. As tensões máximas foram determinadas e observadas em 46 pontos para a aplicação no centro do implante e em 61 pontos para a aplicação a 6,5 mm do centro, expressas por gráficos. Os autores constataram que a aplicação de carga no centro do implante transmitiu tensões de valores semelhantes, não havendo diferença estatística entre os quatro tipos de junções avaliadas. Quando a carga foi aplicada a 6,5 mm do centro do implante, os menores valores de tensões foram encontrados nos grupos com conexão do tipo hexágono interno, com diferença estatisticamente significativa. Ao final do estudo foi possível concluir que a junção que melhor distribuiu tensões foi a de hexágono interno, sendo que as de corpo único e hexágono externo transmitiram os maiores valores.

Ogawa *et al.* (2010) realizaram um estudo com delineamento experimental parecido com o de Akca e Iplikcioglu (2002), os quais avaliaram, pelo método *in vitro* usando extensômetros (Strain gauge), forças axiais e momento de flexão em implantes suportando próteses fixas com cantilever distal de 10 mm e compararam com implantes posteriores inclinados ou curtos (7 mm) suportando próteses fixas. As situações clínicas avaliadas foram as seguintes: (1) implantes distais curtos suportando cantilever, (2) implantes distais longos inclinados e (3) ausências de implantes distais suportando cantilever. Os resultados foram significativamente maiores nos casos com cantilever quando comparado à presença de implantes distais e, do ponto de vista estatístico, implantes inclinados ou curtos não foram

diferentes. Assim, a presença de implantes posteriores reduz as forças axiais e momento de flexão nos implantes suportando próteses fixas.

Chou *et al.* (2010), avaliaram a resposta biomecânica do osso da mandíbula frente a um implante com dimensões de 5 x 6 mm (plataforma larga e comprimento curto) e de 3,5 x 10,7 mm (plataforma estreita e comprimento longo). Os implantes foram posicionados em 5 profundidades diferentes e em 2 tipos de qualidade óssea. Todas as simulações foram submetidas à carga oclusal oblíqua de 100 N sobre o abutment e avaliadas pelo método de elementos finitos. Uma distribuição mais uniforme de tensão ao osso peri-implantar, porém de maior intensidade, foi constatado nos modelos com implante curto e plataforma larga. Adicionalmente, os níveis de tensão no osso peri-implantar foram reduzidos com o aumento da profundidade de inserção.

Em outro estudo envolvendo elementos finitos, Anitua *et al.* (2010) avaliaram a influência do comprimento, diâmetro e geometria de implantes dentários na distribuição de tensões no osso. Modelos tridimensionais de implantes dentários foram criados, avaliando as seguintes variáveis: diâmetro (2,5, 3,3, 3,75, 4,0, 4,5 e 5,0 mm) e comprimento (8,5, 10,0, 11,5, 13,0 e 15,0 mm) e submetidos à carga oclusal de 150 N, em uma angulação de 30 graus. Os resultados deste trabalho mostraram que o efeito do diâmetro dos implantes na distribuição de tensões no osso foi mais significativo do que seu comprimento ou geometria. Adicionalmente, a maior concentração de tensões esteve localizada ao redor do pescoço do implante, envolvendo também as primeiras seis espiras do implante. Com base nesses resultados, os autores concluíram que a utilização de implantes maiores é melhor para dissipar as tensões e que o uso de implantes curtos e longos pode ser uma alternativa razoável para locais limitados em altura do rebordo residual.

Mais recentemente, Martinelli (2011) avaliou a distribuição de tensões em modelos fotoelásticos, quando cargas puntiformes e oclusais distribuídas foram aplicadas sobre próteses metalocerâmicas suportadas por implantes curtos (4 x 5 mm) e longos (4 x 11 mm), bem como saber de que forma a proporção coroa/implante influenciou essa distribuição de tensões. A autora confeccionou 4 modelos, simulando algumas situações clínicas: (G1) 1 implante curto e 2 longos, (G2) 2 implantes curtos e 1 longo, (G3) 3 implantes curtos e (G4) implantes longos (controle). Naqueles modelos com implantes de 5 mm, foi simulada reabsorção óssea de 4 mm de altura. Sobre as coroas metalocerâmicas, cargas de 150 N (oclusal distribuída) e 100 N (puntiforme na mesial do pré-molar e na distal do molar) foram

aplicadas e as tensões foram quantificadas em MPa. Após as análises, a autora constatou que os maiores valores de tensões foram encontrados no grupo com 3 implantes longos (G4), e o aumento da proporção coroa/implante não mostrou correlação com maior concentração de tensões. Assim, a utilização de implantes curtos reduziu as tensões transmitidas ao redor dos implantes.

Seguindo a mesma lógica do estudo descrito por Martinelli (2011), Toniollo *et al.* (2012) também avaliaram a distribuição de tensões em cristas ósseas de regiões posteriores reabilitadas com diferentes comprimentos de implantes cone morse, por meio de elementos finitos. Eles desenharam modelos tridimensionais de um segmento posterior da mandíbula com auxílio de um *software* do tipo AutoCAD, simulando algumas situações clínicas, tais como: (1) Grupo controle: 3 implantes de 11 mm de comprimento, (2) implantes de 13 mm, 11 mm e 5 mm de comprimento, (3) 1 implante de 11 mm e 2 implantes de 5 mm e (4) 3 implantes de 5 mm. Todos esses implantes foram reabilitados com próteses metalocerâmicas e submetidas a cargas oblíquas de 365 N nos molares e 200 N nos pré-molares. Houve maior concentração de tensões nos implantes curtos, tanto no osso cortical quanto no medular numa magnitude de 50% e 80%, respectivamente. No entanto, os implantes curtos foram capazes de dissipar as tensões no osso, apesar de atingir seu limiar próximo entre deformação elástica e plástica para o osso trabecular. Assim, os autores concluíram que os pacientes que necessitam de implantes curtos associados a coroas longas requerem uma avaliação cuidadosa e ajuste oclusal, para melhor distribuir as tensões peri-implantares e não ultrapassar o limiar fisiológico do osso circundante.

de Carvalho *et al.* (2012) avaliaram a influência de implantes com diferentes comprimentos na distribuição de tensões no osso peri-implantar, posicionados na região anterior da maxila, por meio do método de elementos finitos. Para tanto, quatro modelos matemáticos de um incisivo central suportados por implante de hexágono externo (5 mm de diâmetro) foram criados, variando o comprimento (15 e 7 mm) e o diâmetro da plataforma (5 e 4,1 mm). Forças oblíquas com magnitude de 100 N foram aplicadas e os valores máximos e mínimos de tensão foram coletados. Para o osso cortical, os resultados revelaram valores mais elevados de tensão nos implantes curtos (73,7 MPa) seguido por implantes longos (65,1 MPa), ambos com plataforma de 5 mm. Enquanto que, no osso trabecular, os maiores valores de tensões também foram observados nos implantes curtos com plataforma de 4,1 mm (8,87 MPa) e de 5 mm (8,32 MPa). Assim, os autores concluíram que os implantes longos

apresentaram valores mais baixos de tensão, em comparação com os implantes curtos e a plataforma influenciou de forma mais evidente os resultados em osso cortical.

2.3.1 Correlação de Imagem Digital (CID)

O método de CID para análise de tensões é bastante recente na odontologia e tem sido utilizado para avaliar a distribuição das tensões de deformação superficial em testes de materiais odontológicos (Li *et al.*, 2009), bem como das tensões peri-implante quando próteses implantossuportadas são submetidas à carregamento oclusal (Tiossi *et al.*, 2011; Tiossi *et al.*, 2012).

As bases teóricas da técnica de correlação de pontos digitais para a análise de tensões em imagens digitais foram apresentadas por Amodio *et al.* (2003). Assim, durante a aplicação de uma carga, uma sequência de imagens da superfície do modelo ou material é capturada, usando câmeras digitais de alta resolução e armazenada no computador que dá suporte ao sistema. Os movimentos de pontos individuais na superfície do espécime são localizados e analisados com o uso de *software* específico para determinar o deslocamento desses pontos, sendo, a análise e quantificação das tensões entendidas a partir dos campos de deslocamento (Li *et al.*, 2009; Tiossi *et al.*, 2012).

Segundo Amodio *et al.* (2003), este método é capaz de proporcionar um campo completo e com alta precisão das tensões geradas na superfície total do modelo em análise, em vez de apenas calcular a média dos valores de tensão geradas em uma pequena superfície. Além disso, o procedimento é totalmente automatizado, excluindo a influência do operador, as imagens são rapidamente obtidas e tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua, com base na análise de sucessivas imagens obtidas durante a aplicação de uma carga. Os autores também realizaram a validação do método com o uso de extensômetros, analisando uma das faces por correlação de imagens e a face contrária por extensômetros e os resultados foram equivalentes para ambos os métodos.

Tiossi *et al.* (2011) estudaram o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes, com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de área posterior da mandíbula, com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes,

por meio do método de CID. Para tanto, um modelo de resina epóxica contendo a réplica de um 1º pré-molar e de um 2º molar em resina e 2 implantes (Titamax GT 4,0 x 11,0 mm) substituindo o 2º pré-molar e o 1º molar foi confeccionado. Coroas metalocerâmicas parafusadas, unidas e isoladas foram confeccionadas e submetidas a uma carga progressiva até atingir 250 N em duas situações distintas (com e sem a presença do 2º molar). As imagens obtidas foram analisadas para determinar as tensões horizontais (ϵ_{xx}) e de cisalhamento (ϵ_{xy}). Os resultados obtidos mostraram que a esplintagem de coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes e pelas estruturas de suporte, principalmente quando o contato proximal distal esteve presente. Além disso, as tensões de cisalhamento não foram influenciadas por coroas unidas ou isoladas e a presença do 2º molar foi mais eficaz na redução de tensões de cisalhamento nas regiões entre os molares.

Seguindo o mesmo delineamento experimental descrito anteriormente, Tiozzi *et al.* (2012) avaliaram a influência do revestimento estético das coroas sobre a distribuição de tensões no osso peri-implantar. Nesta pesquisa, eles avaliaram 4 situações: coroas metalocerâmicas com 2º molar presente (G1) e ausente (G3) e coroas metaloplásticas com 2º molar presente (G2) e ausente (G4). Sobre estas próteses, foram aplicadas cargas progressivas até atingir 250 N, numa velocidade de 1 Hz. Os resultados mostraram que a magnitude das tensões geradas pelas coroas metaloplásticas foi menor do que pelas metalocerâmicas, independente da presença ou ausência do 2º molar. Dessa forma, o revestimento de resina ajudou a espalhar a carga de maneira mais uniforme entre os dentes e implantes, reduzindo a magnitude das tensões.

Mais recentemente, Tiozzi *et al.* (2013) validaram o método de elementos finitos para avaliação das tensões do osso induzidas por implantes, por meio de uma análise comparativa com o método de CID. Os autores utilizaram modelos de resina epóxica com réplicas de um 1º pré-molar e um 2º molar em resina e 2 implantes substituindo o 2º pré-molar e o 1º molar foi confeccionado, simulando 4 situações: coroas metalocerâmicas unidas com 2º molar presente (G1) e ausente (G3) e coroas metalocerâmicas isoladas com 2º molar presente (G2) e ausente (G4). Em ambos os métodos utilizados para quantificação das tensões, cargas de 250 N foram aplicadas sobre a distal do 1º molar e dados referentes às tensões horizontais foram colhidos para fins comparativos. Ambos os métodos encontraram distribuições de tensões semelhantes sobre a superfície do bloco, o que indica possíveis benefícios de ter

coroas unidas e contato proximal na redução de tensões, mostrando que a CID é uma ferramenta útil para a validação de modelos de elementos finitos, mas destacam a importância da correta determinação das propriedades dos materiais representativos no modelo tridimensional utilizado no método de elementos finitos.

3. Proposição

Este estudo teve como objetivo avaliar, qualitativa e quantitativamente, o desempenho biomecânico de coroas totais metaloplásticas parafusadas (unidas e isoladas) sobre implantes de diferentes comprimentos (curtos e convencionais), posicionados na região correspondente à área posterior da mandíbula, por meio do método de CID.

Os objetivos específicos foram:

- Testar a reprodutibilidade do método de CID;
- Comparar as tensões geradas por próteses fixas com coroas unidas e isoladas, quando sobre estas próteses forem aplicadas cargas puntiformes (mesial do segundo pré-molar e distal do segundo molar) e oclusal distribuída (oclusão antagonista), correspondentes a 250 N;
- Verificar, dentre os grupos com coroas unidas e isoladas, separadamente, qual o planejamento que apresentou melhor distribuição de tensões;
- Avaliar a influência da proporção C/I na distribuição de tensões peri-implantares.

4. Material e Métodos

4.1 Obtenção dos modelos mestres

Foram confeccionados quatro modelos mestres em polycarbonato (Plexiglas®, Altuglas International, Philadelphia, EUA) no formato de bloco retangular (68 x 30 x 15 mm), contendo uma réplica em resina (Luxatemp, DMG, Hamburgo, Alemanha) de um primeiro pré-molar inferior e três análogos de implantes (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), correspondentes ao segundo pré-molar inferior, primeiro e segundo molares inferiores (Figura 1). Em cada bloco, foram feitas 4 perfurações com as seguintes distâncias: 7,5 mm entre pré-molares, 9,5 mm entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e 11,5 mm entre os molares, conforme descrito por Otuyemi e Noar (1996) e Bernabé e Flores-Mir (2006).

Com o auxílio de um paralelômetro, as réplicas dos dentes e os análogos dos implantes foram posicionados paralelamente entre si e fixadas às perfurações com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder®, Loctite, São Paulo, SP, Brasil), conforme descrito na tabela abaixo.

Tabela 1. Distribuição dos análogos dos implantes Titamax Cortical CM (TC CM) e Ws Cortical CM (WsC CM) em função dos grupos.

Grupo	2º Pré-molar	1º Molar	2º Molar
1	TC CM (4 x 11 mm)	TC CM (4 x 11 mm)	WsC CM (4 x 5 mm)
2	TC CM (4 x 11 mm)	WsC CM (4 x 5 mm)	WsC CM (4 x 5 mm)
3	WsC CM (4 x 5 mm)	WsC CM (4 x 5 mm)	WsC CM (4 x 5 mm)
4	TC CM (4 x 11 mm)	TC CM (4 x 11 mm)	TC CM (4 x 11 mm)

Para os grupos 1, 2 e 3, onde foram utilizados análogos de implantes curtos (Ws Cortical CM 4.0 x 5 mm), foi confeccionada, no modelo, reabsorção óssea de 4 mm, simulando a pouca altura óssea e a consequente proximidade ao nervo alveolar inferior.

Os análogos correspondentes aos implantes convencionais (Titamax Cortical CM 4.0 x 11 mm) foram afixadas 2 mm abaixo da superfície do modelo, enquanto que os análogos dos implantes curtos (Ws Cortical CM 4.0 x 5 mm) foram posicionadas ao nível da superfície do modelo, seguindo a indicação do fabricante, a respeito da posição óssea ideal (Figura 2).

Figura 1. Modelos mestres apresentando o primeiro pré-molar e os análogos dos implantes curtos e convencionais já fixados em seus respectivos grupos (G1, G2, G3 e G4). A – Réplica em resina do 1º pré-molar. B – Vista aproximada do implante convencional e seu análogo (Titamax Cortical CM). C – Vista aproximada do implante curto e seu análogo (Ws Cortical CM).

Figura 2. Vista aproximada dos análogos posicionados nos modelos mestres.

Sobre as replicas dos implantes de comprimento convencional e curto, foram parafusados Pilares CM 3,5 mm e Ws 0,8 mm (Neodent), respectivamente (Figura 3). Todos os intermediários foram parafusados em seus respectivos análogos com torque de 20 N.cm calibrado pelo uso de catraca torquímetro (Neodent).

Figura 3. **A** – Pilar CM 3,5 mm e Ws 0,8 mm para implantes convencionais e curtos, respectivamente. **B** – Vista dos Pilares parafusados nas replica dos implantes.

4.2 Enceramento das coroas

Após o correto torque dos pilares, cilindros calcináveis pré-fabricados com base rotacional (Cilindro GT Tilite rotacional, Neodent) foram adaptados nos grupos onde foram confeccionadas coroas unidas e com base anti-rotacional (Cilindro GT Tilite anti-rotacional, Neodent) nos grupos com coras isoladas (Figura 4).

Todos os cilindros calcináveis foram seccionados com disco de carborundum adaptados em peça reta, de maneira que as alturas de corte fossem padronizadas com auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo, Nagoya, Japão) (Figuras 5A, 5B e 5C). Assim, cilindros calcináveis posicionados sobre os pilares dos implantes de comprimento convencional mediram 5 mm de altura, enquanto que para os implantes curtos mediram 8 mm (Figura 5D e 5E).

Figura 4. Vista aproximada da base do cilindro calcinável pré-fabricado rotacional (esquerda) e anti-rotacional (direita) para enceramento das coroas unidas e isoladas, respectivamente.

Figura 5. A, B e C – Padronização da altura dos cilindros calcináveis seccionados com disco de carborundum. Cilindros calcináveis parafusados nos Pilares antes (D) e após o corte (E).

A padronização dos enceramentos das coroas para que ao final elas apresentassem a mesma quantidade de cera entre os diversos grupos, foi realizada em três fases, conforme descrito abaixo e mostrado no esquema da figura 6.

(1) Para os Grupos 3 (G3) e 4 (G4), foram enceradas três coroas unidas sobre os cilindros calcináveis e, em seguida, estas coroas foram individualizadas. Com as 3 coroas em

posição, matrizes bipartidas foram obtidas para ambos os grupos, com silicone para duplicação (Zetaplus e Oranwash, Zhermack, Rovigo, Itália).

(2) As coroas referentes ao segundo pré-molar e primeiro molar do G4 e o segundo molar do G3 foram removidas dos seus respectivos grupos e posicionadas no modelo do G1. Com estas 3 coroas em posição, a matriz bipartida do G1 foi obtida, também com silicone para duplicação (Zetaplus e Oranwash, Zhermack).

(3) O mesmo foi realizado para o modelo do G2, em que foram utilizados os enceramentos prévios do segundo pré-molar do G4 e o primeiro e segundo molares do G3, seguido pela obtenção da matriz bipartida (Zetaplus e Oranwash, Zhermack).

Após realização e padronização dos enceramentos dos quatro grupos, foi confeccionada gengiva artificial em torno da réplica do dente e desses enceramentos com silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália).

Figura 6. Esquema de padronização do enceramento das coroas entre os diversos grupos, com base nos Grupos 3 e 4 e obtenção das matrizes bipartidas.

A partir das matrizes bipartidas dos modelos e sobre novos cilindros calcináveis, a duplicação do enceramento inicial em cera para escultura (Schuler Dental, Ulm, Alemanha) foi realizada. Assim, a cera liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzinger, Alemanha), mantida a 90°C, foi depositada na matriz bipartida e levada ao respectivo modelo mestre, obtendo-se assim, réplicas do enceramento

original (Figura 7). Após o resfriamento, a matriz foi removida e os enceramentos foram avaliados cuidadosamente quanto à reprodução dos detalhes.

Figura 7. Réplicas dos enceramentos originais com cera.

4.3 Redução dos enceramentos para a obtenção das infraestruturas

Os novos enceramentos obtidos do G3 e G4 foram reduzidos no formato adequado para infraestruturas metálicas, até que o espaço fosse suficiente para receber o recobrimento estético (Figura 8B) e, posteriormente, seccionados com lâmina de bisturi, para posterior soldagem (Figura 8C e 8D).

A padronização da quantidade de liga metálica em subestrutura, entre os grupos, foi realizada seguindo o mesmo protocolo descrito para o enceramento das coroas. Logo, as infraestruturas de cada elemento originadas após a individualização com lâmina de bisturi do G3 e G4 foram utilizadas para a obtenção dos enceramentos de G1 e G2.

Figura 8. **A** – Réplica do enceramento inicial obtido a partir da matriz bipartida; **B** – Enceramento reduzido para infraestrutura metálica; Secção do enceramento com lâmina de bisturi para coroas unidas (**C**) e isoladas (**D**).

Após a finalização dos enceramentos dos 4 grupos, matrizes em silicone (Hard Duplex A e B, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, São Paulo, Brasil) foram obtidas para a duplicação dos enceramentos das infraestruturas metálicas a serem utilizadas na confecção de coroas isoladas (Figura 9A e 9B).

Figura 9. **A e B** – Confecção da matriz em silicone para duplicação dos enceramentos a serem utilizadas na confecção de coroas isoladas.

Antes de realizar o processo de inclusão e fundição, os enceramentos das infraestruturas receberam a aplicação de pérolas retentivas (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) em suas superfícies com a finalidade de criar retenções para a resina de recobrimento estético (Figura 10).

Figura 10. Pérolas de retenção aplicadas sobre o enceramento da infraestrutura metálica.

4.4 Inclusão, fundição e soldagem das infraestruturas metálicas

Sobre a superfície dos enceramentos, canais de alimentação pré-fabricados (Pasom, São Paulo, SP, Brasil) foram posicionados numa angulação aproximada de 45°. Os padrões de cera foram fixados com cera 7 às bases formadoras de cadinho e pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) (Figura 11A e 11B).

A inclusão foi realizada em duas etapas. Inicialmente, o revestimento (Heat Shock, Dentaurm, Ispringen, Alemanha) foi manipulado (20 g do pó mais 4,53 ml do líquido) e pincelando cuidadosamente sobre a superfície interna dos cilindros para a confecção da boneca. Na segunda etapa, 200 g de pó foi misturado e manipulado com 45,33 ml do líquido em espátulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil) e, sob vibração, o anel foi completamente preenchido de revestimento (Figura 11C).

Figura 11. Enceramentos fixados à base formadora de cadinho (A) com anel de silicone posicionado (B) e preenchido com revestimento (C).

Após cerca de 40 minutos, o anel de silicone foi removido e os blocos de revestimentos foram levados ao forno elétrico para expansão do revestimento e eliminação da cera, empregando-se o seguinte ciclo térmico: 250°C na primeira hora, seguido da elevação da temperatura a 950°C com velocidade de aquecimento de 5°C/min. Após meia hora do final do ciclo foi realizada a fundição em centrífuga com acionamento elétrico (EDG Equipamentos e Controles Ltda.).

Após o processo de fundição, as estruturas foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de granulação de 100 μm (pressão de 80 lib/pol²). Os condutos de alimentação foram seccionados e apenas pequenos nódulos e irregularidades foram removidos para permitir a adaptação das infraestruturas ao modelo.

As infraestruturas destinadas às coroas unidas foram posicionadas no modelo mestre, recebendo um torque de 10 N.cm (Figura 12) e submetidas à soldagem do tipo convencional. Dois pontos de solda diametralmente opostos foram realizados inicialmente, prosseguindo-se com a soldagem das regiões restantes com acréscimo de material.

Figura 12. Estrutura metálica posicionada sobre seu respectivo modelo mestre.

4.5 Aplicação da resina

A aplicação da resina foi realizada utilizando o guia confeccionado em silicone (Zetalabor, Zhermack) a partir do enceramento inicial. Durante a aplicação da resina foi dada especial atenção à obtenção de pontos de contato efetivos entre as coroas protéticas isoladas e entre as coroas e os dentes do modelo mestre.

Para tanto, a Resina Chromasit (Dentin Body 1D, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada sobre as infraestruturas com pérolas de retenção, seguindo as recomendações do fabricante.

Sobre as superfícies jateadas e limpas com jatos de ar a vapor foi aplicada uma camada de adesivo Chroma Link (Ivoclar Vivadent) e, após 4 minutos de espera, seguiu-se a aplicação de duas camadas sequenciais do opaco (Opaquer O15, Ivoclar Vivadent), polimerizando sob calor e pressão na unidade polimerizadora (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) a 120°C e 6 bar durante 5 minutos.

Subsequentes camadas de dentina foram aplicadas até a conformação anatômica final das coroas utilizando-se o guia de silicone. Uma camada final de Chromasit Fluid (Ivoclar Vivadent) foi aplicada e procedeu-se, então, à polimerização de resina sob calor e pressão a 120°C e 6 bar durante 7 minutos. O polimento foi realizado com borrachas, discos de feltro e pasta polidora HP-Paste (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) (Figura 13).

As coroas foram posicionadas em seus respectivos modelos mestres e os pontos de contato foram marcados com auxílio de carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e ajustados a fim de obter a maior uniformidade possível.

Figura 13. Coroas metaloplásticas finalizadas e parafusadas.

4.6 Obtenção dos modelos com resina de poliuretano

Para obtenção dos modelos com resina de poliuretano, foram confeccionadas matrizes em silicone para duplicação (Silicone Máster, Talladium, Curitiba, PR, Brasil), cujas câmaras do molde reproduziram a forma e a posição dos dentes, bem como as posições exatas dos implantes do modelo mestre.

Para a confecção dos moldes, transferentes de moldagem (Transfer GT antirrotacional, Neodent) foram parafusados sobre os pilares no modelo mestre (Figura 14A) e unidos entre si com brocas velhas e resina acrílica Duralay, confeccionando um *index* (Figura 14B). Cada grupo apresentou seu respectivo *index* e molde, já que as posições dos pilares eram diferentes.

Figura 14. Transferentes de moldagem adaptados aos pilares (A), unidos com brocas velhas e resina acrílica Duralay, formando um *index* (B).

Os modelos mestres foram fixados com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para o preenchimento com silicone (Silicone Máster, Talladium) (Figura 15A). Manipulou-se 200 ml de silicone com 10 ml de catalisador durante 50 segundos e, em seguida, o recipiente foi preenchido, deixando a porção terminal dos parafusos dos transferentes expostos (Figura 15B). Após 60 minutos o modelo mestre foi removido, obtendo-se um molde com as posições exatas dos dentes e implantes (Figura 15C).

As réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) em sua porção radicular, com o intuito de simular o ligamento periodontal (Rabitz *et al.*, 2006; Soares *et al.*, 2006) (Figura 16A).

Para isso, a raiz do primeiro pré-molar foi imersa em banho de cera para escultura (Schuler Dental, Ulm) numa espessura aproximada de 300 μm (Hohmann *et al.*, 2007). As raízes com cera foram moldadas com silicone de adição (Flexitime, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) e após a presa do material os dentes foram removidos, obtendo-se, desta forma, um molde padronizado para obtenção do ligamento periodontal simulado.

A réplica do primeiro pré-molar com ligamento periodontal simulado (Figura 16A) e os implantes com o respectivo pilar parafusado foram encaixados na matriz de silicone, previamente à manipulação da resina de poliuretano (Figura 16B).

Figura 15. Etapas da obtenção da matriz de silicone.

Figura 16. **A** – Réplicas do primeiro pré-molar antes e após a imersão em cera e com ligamento periodontal confeccionado em Impregum. **B** – Molde de silicone com os implantes e réplica do dente em posição.

Resina de poliuretano F16 Polyol (Axson Technologies, Michigan, EUA) e catalisador F16-F17 Isocyanate (Axson Technologies), dosado na proporção de 1:1 em uma balança de precisão de 0,001 g (Bel engineering, Manza, Itália) foram misturados durante 60 segundos e inserido no molde da matriz de silicone (Figura 17A). Após a completa polimerização da resina de poliuretano (30 minutos) o modelo foi removido (Figura 17B). Ao final, foram obtidos 4 modelos, um para cada grupo avaliado.

Figura 17. A – Câmara do molde de silicone preenchida com resina de poliuretano. B – Modelo removido do molde após a completa polimerização do poliuretano.

4.7 Análise por correlação de imagens digitais (CID)

O sistema completo da técnica de CID (StrainMaster, LaVision GmbH, Goettingen, Alemanha) inclui duas câmeras digitais CCD (Image E-lite 2M, 1101132, LaVision GmbH), com resolução de 1626x1236 pixels, usadas na captura das imagens da superfície do modelo sob carregamento e um *software* específico (DaVis 8.0, LaVision GmbH) para análise das imagens e cálculo das tensões (Figura 18A).

A superfície do modelo a ser analisada foi pintada com uma fina camada de tinta *spray* branca (Figura 18B), seguido por pontilhados com tinta *spray* preta (Figura 18C) para facilitar o rastreamento do deslocamento dos pontos e calcular corretamente as tensões geradas na superfície do modelo (Li *et al.*, 2009).

Figura 18. A – Equipamento de Correlação de Imagem Digital. B e C – Preparação do modelo para análise.

Dois modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizados para produzir três diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: 1 – Puntiforme, onde foi obtido com uma ponta simples para carregamento na mesial do segundo pré-molar e na distal do segundo molar, buscando simular a existência de contatos prematuros; 2 – Oclusal distribuído, onde foi obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista em máxima intercuspidação habitual (MIH), com contatos simultâneos efetivos em todos os elementos (Figura 19).

Figura 19. Aplicadores de carga puntiforme (esquerda) e oclusal distribuído (direita).

O modelo foi apoiado em dois pontos para simular a situação de metade do arco mandibular, com a face do modelo a ser analisada posicionada em frente às câmaras e as pontas de aplicação de carga direcionadas para o local exato de aplicação da carga (Figura 20A). Nas simulações que utilizaram a oclusão antagonista, foi realizado um ajuste oclusal prévio em delineador (Figura 20B). A cada carregamento, uma calibração das imagens com uma placa padrão fornecida pela LaVision foi realizada.

Figura 20. **A** – Equipamento posicionado para análise. **B** – Ajuste oclusal do modelo que simula a oclusão antagonista em delineador.

Para a análise por CID foi aplicada uma carga de 250 N, com velocidade de aproximação de 0,1 mm/min, usando um aplicador com célula de carga de 250 kN (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil). As imagens da superfície pintada foram tiradas sucessivamente numa frequência de 1,00 Hz (1 quadro/seg.) até que a carga de 250 N fosse atingida, sendo a primeira imagem obtida antes de qualquer carga aplicada e as imagens restantes foram comparadas à primeira para o cálculo dos deslocamentos dos pontos pretos na superfície do modelo. As tensões horizontais (ϵ_{xx}), as quais incluem tensões de compressão e tração, foram calculadas com base nos deslocamentos, pelo *software* de correlação de imagens (Davis 8.0, LaVision GmbH).

A análise qualitativa das imagens obtidas foi feita com base em uma escala de cores, na qual os valores positivos (do amarelo ao vermelho) referem-se às tensões de tração e os valores negativos (do verde ao azul) às tensões de compressão. Assim, foi possível encontrar

áreas onde há coexistência de tensões de tração e compressão. Além disso, há uma zona onde estas tensões tendem a se equilibrar (branco), o que corresponde a tensões de magnitude em torno de zero (Figura 21).

Nas simulações envolvendo o carregamento puntiforme, uma região de interesse no modelo, abaixo de onde foi aplicada a carga, foi selecionada para comparação entre os diferentes grupos, conforme metodologia adaptada do estudo de Tiossi *et al.* (2012) (Figuras 21A e 21B). Já nas simulações com carga oclusal distribuída, as regiões de interesse foram as áreas abaixo de cada implante e do dente (Figura 21C).

Figura 21. Delimitação da região de interesse para comparação entre os grupos, durante o carregamento na distal do 2º molar (A), mesial do 2º pré-molar (B) e oclusal distribuído (C).

Em todas as situações descritas anteriormente, a distribuição das tensões ao longo da altura da área selecionada no modelo foi analisada. Para isso, uma média dos valores de tensão a cada 3 mm de largura foi determinada para cada 0,25 mm de altura e expressa graficamente (Figura 22), dando uma ideia de como as tensões se distribuíram ao longo do implante.

Figura 22. Diagrama das tensões na área selecionada (3 x 10 mm) e expressão gráfica das tensões médias em função da altura vertical do modelo (mm).

4.8 Análise dos Dados

Todos os diferentes grupos e situações clínicas deste estudo foram analisados qualitativa e quantitativamente pelo sistema de CID. Para verificar o correto funcionamento do sistema de CID, a mesma situação clínica (modelo com três implantes curtos e coroas unidas) teve as tensões mensuradas três vezes e comparadas estatisticamente entre si (Teste de Kruskal-Wallis) para verificar a repetibilidade e confiabilidade do método e dos resultados encontrados.

O teste de Kolmogorov-Smirnov revelou uma distribuição normal dos dados quando os grupos foram submetidos a carregamento oclusal distribuído. Com relação ao carregamento puntiforme no segundo molar e no segundo pré-molar, o mesmo teste demonstrou uma distribuição não normal. Assim, considerando-se as simulações envolvendo o carregamento oclusal distribuído, optou-se pela ANOVA complementada pelo teste de Tukey, para avaliar possíveis diferenças na distribuição de tensões entre os diversos planejamentos. Para comparar os diversos grupos submetidos a carregamento puntiforme na distal do segundo molar e na mesial do segundo pré-molar, optou-se pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações.

Todas estas comparações foram feitas usando o GraphPad InStat 3.0, com um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

4.9 Análise da proporção coroa/implante (C/I)

Para todos os modelos foram realizadas as medidas da proporção C/I, com auxílio do paquímetro digital (Mitutoyo) e de acordo com a metodologia adaptada do estudo realizado por Blanes *et al.* (2007). Assim, leva-se em consideração a proporção clínica como aquela entre a parte não implantada (comprimento da coroa, mais a altura do pilar de 0,8 mm [implantes curtos] ou de 3,5 mm [implantes longos]) sobre a implantada (equivalente ao comprimento do implante curto [5 mm] ou convencional [11 mm]).

Para verificar possíveis diferenças estatísticas na proporção C/I entre coroas unidas e isoladas, foi realizado o teste t de Student, tomando como referência, um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

5. Resultados

A avaliação da distribuição de tensões foi realizada com base na análise comparativa das imagens (análise qualitativa) e na quantificação destas tensões na área selecionada (análise quantitativa). Além disso, a distribuição de tensões, ao longo da altura da área predeterminada, foi expressa graficamente, permitindo melhor comparação entre os diversos grupos, bem como a visualização da magnitude das tensões.

Antes que as comparações entre os diferentes grupos deste estudo fossem realizadas, a reprodutibilidade do método de CID foi confirmada por três repetições do carregamento na mesma situação clínica (modelo com três implantes curtos e coroas unidas). Assim, o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis revelou ausência de diferença estatisticamente significativa entre as diferentes repetições ($p > 0,05$) (Gráfico 1 e Tabela 2).

Gráfico 1. Repetibilidade das mensurações.

Tabela 2. Mediana (μS) e distância interquartil ($Q_{25} - Q_{75}$) das tensões horizontais (ϵ_{xx}) medidas 3 vezes.

Repetições	Mediana	$Q_{25} - Q_{75}$	Média dos postos	Soma dos postos	p^*
Primeira	-51,50	-291,01 – 41,80	63,20	2528,00	0,1451
Segunda	-110,96	-41,432 – 135,55	63,42	2657,00	
Terceira	-140,13	-314,12 – -11,25	51,87	2075,00	

* Teste de Kruskal-Wallis

5.1 Carregamento puntiforme na distal do 2º molar

As tensões de compressão e tração encontradas na região de interesse (área de 3 x 10 mm sob o carregamento) para todos os grupos de coroas unidas e isoladas estão ilustradas na figura 23 e nos gráficos 2 e 3.

Em geral, pode-se observar qualitativamente que os grupos com coroas unidas apresentaram predominância de tensões de compressão (cores variando do verde ao azul), sendo o G1 (composto por 1 implante curto e 2 convencionais) e o G4 (composto por 3 implantes convencionais), os grupos com a maior e menor concentração, respectivamente (Figura 23), o que pode ser, também, confirmado pelo gráfico 2. A análise comparativa através do teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações revelou uma concentração mediana de tensão de compressão no G1 (-345,00 μ S) estatisticamente maior do que os demais grupos ($p < 0,05$), ao passo que o G2, G3 e G4 foram estatisticamente semelhantes entre si ($p > 0,05$), embora o G4 tenha apresentado a menor variabilidade de tensões, com 75% dos dados variando entre 0,00 e -198,74 μ S. (Tabela 3). Além disso, as tensões se concentraram com maior intensidade na região cervical, enquanto que houve uma tendência para as tensões de tração se concentrar na região mais apical do implante.

Por outro lado, os grupos com coroas isoladas apresentaram predominância de tensões de tração (Figura 23, Gráfico 3). O G2, constituído por 2 implantes curtos e 1 convencional, foi o grupo com maior concentração de tensões de tração, atingindo, inclusive, valores superiores a 600 μ S e sua magnitude foi crescente em direção apical, conforme mostra o gráfico 3. Apesar deste achado, o G2 foi estatisticamente semelhante ao G3 e G4 ($p > 0,05$), conforme mostra o teste estatístico na tabela 4. Já o G1, composto por 1 implante curto e 2 convencionais, apresentou tensões de tração de menor magnitude e de maior uniformidade ao longo da área analisada (Figura 23 e Gráfico 3), com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) demonstrada na tabela 4.

Figura 23. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo molar, de acordo com os grupos (G1, G2, G3 e G4) e a presença/ausência de esplintagem das coroas (U e I).

Gráfico 2. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas unidas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme no segundo molar.

Gráfico 3. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas isoladas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme no segundo molar.

Quando os grupos foram comparados individualmente em função da presença/ausência de esplintagem das coroas (G1U x G1I, G2U x G2I, G3U x G3I, G4U x G4I), observou-se maior separação entre as curvas (Gráfico 4), demonstrando diferenças estatisticamente significante para todos os grupos ($p < 0,05$), tanto em relação às tensões de compressão (Tabela 3) quanto de tração (Tabela 4). Além disso, a predominância de tensões

de compressão e tração nos planejamentos com coroas unidas (traçado contínuo) e isoladas (traçado descontínuo), respectivamente, visualizadas na figura 23, são confirmadas por meio da análise do gráfico 4.

Gráfico 4. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para o G1, G2, G3 e G4, em função da presença/ausência de esplintagem das coroas, durante o carregamento puntiforme no segundo molar.

Tabela 3. Mediana (μS) e distância interquartil ($Q_{25} - Q_{75}$) das tensões de compressão (E_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo molar, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)
G1	-345,00 (-222,92 – -579,53) A	-24,07 (0,00 – -99,65) CD
G2	-73,18 (-31,00 – -223,88) BD	0,00 (0,00 – -52,06) C
G3	-128,41 (-56,41 – -284,60) B	0,00 (0,00 – -101,53) C
G4	-145,40 (-105,19 – -198,74) B	-5,49 (0,00 – -62,40) C

* Teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 4. Mediana (μS) e distância interquartil ($Q_{25} - Q_{75}$) das tensões de tração (E_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo molar, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)
G1	0,00 (0,00 – 0,00) A	208,39 (169,48 – 246,18) CE
G2	82,23 (29,47 – 103,20) AB	396,08 (284,13 – 566,52) D
G3	60,48 (0,00 – 136,78) AB	360,45 (152,40 – 442,90) CD
G4	151,79 (37,78 – 218,35) BE	354,04 (156,41 – 459,96) CD

* Teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

5.2 Carregamento puntiforme na mesial do 2º pré-molar

As simulações realizadas com carregamento puntiforme no segundo pré-molar para todos os grupos com coroas unidas e isoladas estão ilustradas na figura 24 e nos gráficos 5 e 6. A análise qualitativa mostrou uma predominância de tensões de compressão em todos os planejamentos, sendo este evento confirmado por meio da análise quantitativa das tabelas 5 e 6. Além disso, nos grupos com coroas unidas, estas tensões se distribuíram com maior intensidade.

Quando os grupos com coroas unidas foram analisados, o G4 (composto por 3 implantes convencionais) apresentou, qualitativamente, a maior concentração de tensões, principalmente no terço cervical e médio do implante, sobretudo no elemento onde a carga foi aplicada (Figura 24 e Gráfico 5). A análise comparativa através do teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações revelou que a concentração de tensões foi semelhante em todos os grupos ($p > 0,05$), tanto para as tensões de compressão (Tabela 5) quanto para as de tração (Tabela 6). Além disso, houve uma tendência na qual as tensões diminuíram em magnitude no sentido apical, com exceção do G2, onde estas tensões aumentaram em intensidade no terço médio e se mantiveram constantes no sentido apical, conforme mostra o gráfico 5.

Já nos grupos com coroas isoladas, em geral, houve maior concentração de tensões na região cervical, diminuindo a intensidade em direção apical e havendo confluência com tensões de tração no G2 e G3 (Figura 24 e Gráfico 6). Na análise quantitativa, o G1 apresentou numericamente a maior concentração de tensão compressiva, atingindo, inclusive, valores superiores a $-438,63 \mu S$ (Mediana = $-361,35 \mu S$), sendo estatisticamente semelhante ao G4 e diferente do G2 e G3 (Tabela 5). Quanto às tensões de tração, a maior concentração foi constatada no G2, apresentando-se semelhante do ponto de vista estatístico ao G3 e G4 ($p > 0,05$), enquanto que no G1, estas tensões foram quase inexistentes (Tabela 6).

Figura 24. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo pré-molar, de acordo com os grupos (G1, G2, G3 e G4) e a presença/ausência de espiantagem das coroas (U e I).

Gráfico 5. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas unidas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme no segundo pré-molar.

Gráfico 6. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas isoladas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme no segundo pré-molar.

Na análise individual de cada grupo, em função da presença/ausência de esplintagem das coroas (Gráfico 7), observou-se uma semelhança no padrão de distribuição de tensões no G1, ao passo que nos demais grupos (G2, G3 e G4) estas tensões se concentram com maior intensidade nos planejamentos com coroas unidas. Estes resultados foram confirmados por intermédio da análise estatística, na qual o G1U e o G1I foram semelhantes ($p > 0,05$) e nos

demaís grupos (G2, G3 e G4), os planejamentos com coroas unidas concentraram tensões de compressão em maior intensidade ($p < 0,05$) (Tabelas 5).

Gráfico 7. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para o G1, G2, G3 e G4, em função da presença/ausência de esplintagem das coroas, durante o carregamento puntiforme no segundo pré-molar.

Tabela 5. Mediana (μS) e distância interquartil ($Q_{25} - Q_{75}$) das tensões de compressão (E_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo pré-molar, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)
G1	-309,25 (-222,54 – -493,03) AB	-361,35 (-158,75 – -438,63) BD
G2	-560,13 (-259,37 – -621,98) AB	-108,26 (0,00 – -282,19) C
G3	-372,97 (-199,96 – -552,80) AB	-92,28 (-21,07 – -224,11) C
G4	-356,67 (-273,17 – -654,85) AB	-205,52 (-173,28 – -280,94) CD

* Teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 6. Mediana (μS) e distância interquartil ($Q_{25} - Q_{75}$) das tensões de tração (E_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme no segundo pré-molar, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)	Mediana ($Q_{25} - Q_{75}$)
G1	0,00 (0,00 – 15,79) AB	0,00 (0,00 – 38,03) B
G2	0,00 (0,00 – 0,00) AB	172,11 (0,00 – 238,92) C
G3	11,72 (0,00 – 84,05) ABC	109,96 (0,00 – 235,11) C
G4	0,00 (0,00 – 13,24) AB	52,87 (11,86 – 113,80) C

* Teste de Kruskal-Wallis complementado pelo teste de Dunn para múltiplas comparações.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

5.3 Carregamento oclusal distribuído

A figura 25 e os gráficos 8 e 9 mostram o padrão de distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para todos os planejamentos, incluindo as próteses com coroas unidas e isoladas, após o carregamento oclusal distribuído.

A semelhança do carregamento no segundo pré-molar, as tensões de compressão foram predominantes em todos os planejamentos, com maior intensidade nos grupos com coroas unidas e se distribuíram em toda área sob o dente e os implantes.

Comparando os planejamentos com coroas unidas, o G3 (composto por 3 implantes curtos) foi o grupo que concentrou uma maior quantidade de tensões compressivas na região cervical dos implantes (Figura 25), sendo, este achado, confirmado pelo Gráfico 8. Nos demais grupos (G1, G2 e G4) o padrão de distribuição foi semelhante, sendo que a coexistência de tensões de tração e compressão foi mais frequente nos grupos com coroas unidas. A análise comparativa por meio da ANOVA complementada pelo teste de Tukey, em função das tensões de compressão, revelou uma concentração média no G1 ($-464,04 \pm 106,46$) e G3 ($-474,39 \pm 179,54$) estatisticamente semelhantes entre si ($p > 0,05$) e maior do que os demais grupos ($p < 0,05$) (Tabela 7).

Por outro lado, nos grupos com coroas isoladas, uma zona de compressão, seguida por uma faixa onde as tensões se anulam e por uma zona de tensão, ficaram bem mais evidente (Figura 25). Qualitativamente, tanto o padrão de distribuição quanto a magnitude das tensões de compressão, foram semelhantes nos quatro grupos (Gráfico 9) e estes achados foram confirmados por teste estatístico, onde nenhuma diferença foi encontrada ($p < 0,05$) (Tabela 7).

Em relação às tensões de tração, elas estiveram presentes em maior magnitude no G4, tanto para coroas unidas ($222,62 \pm 66,84$) quanto para isoladas ($114,24 \pm 56,56$) (Tabela 8).

Figura 25. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento oclusal distribuído, de acordo com os grupos (G1, G2, G3 e G4) e a presença/ausência de esplintagem das coroas (U e I).

Gráfico 8. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas unidas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento oclusal distribuído.

Gráfico 9. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas isoladas ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento oclusal distribuído.

Quando os grupos foram comparados individualmente, em função da presença/ausência de esplintagem das coroas (Gráfico 10) as próteses com coroas unidas apresentaram maior concentração de tensões compressivas do que as isoladas no G1 e G3, ambos com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabela 7). Por outro lado, não houve diferença significativa entre coroas unidas e isoladas, no G2 e G4 ($p > 0,05$) (Tabela 7).

Gráfico 10. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para o G1, G2, G3 e G4, em função da presença/ausência de esplintagem das coroas, durante o carregamento oclusal distribuído.

Tabela 7. Média (μ S) e desvio padrão (DP) das tensões de compressão (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento oclusal distribuído, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Média (DP)	Média (DP)
G1	-464,04 (106,43) A	-267,98 (63,83) CD
G2	-272,45 (73,89) BD	-245,46 (88,60) CD
G3	-474,39 (179,54) A	-248,69 (104,19) CD
G4	-290,79 (55,68) BD	-259,13 (91,18) CD

* ANOVA complementado pelo teste de Tukey.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 8. Média (μ S) e desvio padrão (DP) das tensões de tração (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento oclusal distribuído, de acordo com os grupos e a presença/ausência de esplintagem das coroas.

Grupos	Coroas Unidas	Coroas Isoladas
	Média (DP)	Média (DP)
G1	167,46 (81,19) AB	56,24 (27,14) DE
G2	191,01 (100,71) AC	26,59 (26,64) D
G3	127,16 (63,66) BF	89,51 (21,18) EF
G4	222,62 (66,84) C	114,24 (56,56) F

* ANOVA complementado pelo teste de Tukey.

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

5.4 Análise da proporção coroa/implante (C/I)

Quanto à proporção C/I, pode-se perceber que a metodologia anteriormente descrita para padronizar as dimensões das coroas unidas e isoladas foi efetiva, com discrepâncias pequenas entre si, tanto nos implantes curtos quanto nos convencionais ($p > 0,05$). Adicionalmente, as coroas utilizadas na reabilitação dos implantes curtos apresentaram uma proporção C/I média cerca de 2,5 vezes maior do que nos implantes convencionais (Tabela 9).

A análise qualitativa das imagens revelou, em geral, altas concentrações de tensões adjacentes aos implantes curtos, principalmente nos planejamentos com coroas unidas, quando submetidas ao carregamento puntiforme no segundo pré-molar.

Tabela 9. Média (mm) e desvio padrão das proporções C/I para todos os grupos, de acordo com os implantes curtos e convencionais.

	n	Média	Desvio padrão	p*
Implantes curtos				
Coroas unidas	6	2,42	0,08	0,090
Coroas isoladas	6	2,50	0,06	
Total	12	2,46	0,08	
Implantes convencionais				
Coroas unidas	6	0,97	0,04	0,491
Coroas isoladas	6	0,99	0,03	
Total	12	0,98	0,03	

* Teste t de Student

6. Discussão

A principal consequência da perda dentária prolongada é a reabsorção acentuada do osso alveolar em resposta à ausência de estimulação gerada pelo ligamento periodontal e, nesse aspecto, ocorre de forma mais severa nas regiões posteriores da mandíbula, na qual o padrão de reabsorção é predominantemente vertical (Telles *et al.*, 2004). Dessa forma, reabilitar áreas edêntulas posteriores com altura óssea reduzida torna-se uma tarefa difícil, já que a utilização de implantes convencionais é, na maioria das vezes, contraindicada (Perdijk *et al.*, 2011) e cirurgias de enxerto para aumentar a altura óssea pode gerar altos índices de morbidade (das Neves *et al.*, 2006; Raviv *et al.*, 2010; Perdijk *et al.*, 2011).

O método utilizado para análise da distribuição de tensões foi a CID, o qual permite uma avaliação com alta precisão da distribuição de tensões em torno dos implantes, principalmente, por ser um método 3D e totalmente automatizado, excluindo, portanto, uma possível influência do operador. Além disso, tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua, com base na análise de sucessivas imagens obtidas durante a aplicação de uma carga (Amodio *et al.*, 2003). Assim, dentre os métodos capazes de qualificar e quantificar a distribuição de tensões, a CID tem sido bastante confiável, de modo que, neste estudo, sua reprodutibilidade foi confirmada estatisticamente, onde simulações repetidas de uma mesma situação clínica demonstraram ausência de significância estatística (Gráfico 1 e Tabela 2). Foi com base nestas considerações e na escassez de estudos na literatura envolvendo este método, que a CID foi escolhida como método de análise neste estudo.

Para confirmar a viabilidade de utilização do método de CID, Tiozzi *et al.* (2013) compararam a mesma situação clínica através dos métodos de CID e elementos finitos e constataram que a CID é uma ferramenta útil para a validação de modelos de elementos finitos.

Outra vantagem do método de CID é a capacidade que ele tem de determinar as tensões horizontais (ϵ_{xx} – tração e compressão) e de cisalhamento (ϵ_{xy}), entretanto, para fins comparativos entre os diversos planejamentos, as tensões horizontais foram utilizadas como referência neste estudo. Tanto as tensões de tração, quanto as de compressão podem coexistir em uma determinada área do osso alveolar, sendo que o pico de tensão é frequentemente encontrado perto de onde a carga é aplicada, ou seja, próximo ao colar cervical do implante e imediatamente abaixo da crista óssea marginal (Meijer *et al.*, 1992). Com base nisso, uma área localizada sob o carregamento (3 x 10 mm) foi utilizada para fins comparativos entre os diversos planejamentos.

Outra abordagem bastante discutida diz respeito à necessidade ou não de esplintar coroas para melhorar a distribuição de tensões peri-implantares. A grande maioria dos estudos na literatura mostra uma distribuição de tensões mais uniforme em próteses com coroas unidas (Misch *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010; Menani *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2011; Naves *et al.*, 2013), embora alguns autores recomendem a utilização de próteses unitárias em detrimento das ferulizadas com a intenção de obter próteses mais passivas (Solnit; Schneider, 1998).

Considerando estas abordagens, este estudo avaliou o comportamento biomecânico de diversos planejamentos para a reabilitação protética de um espaço edêntulo posterior da mandíbula com implantes curtos e convencionais, visando uma alternativa para os pacientes, sobretudo os comprometidos sistemicamente, que não podem ser submetidos à cirurgias de enxerto ósseo, bem como, evitando, possivelmente, lesões em estruturas anatômicas nobres como o nervo alveolar inferior.

Na comparação entre os diversos planejamentos após o carregamento puntiforme na distal do segundo molar, a análise qualitativa deste estudo revelou uma predominância de tensões de compressão nos grupos onde as próteses apresentaram coroas unidas e tração nos grupos com coroas isoladas (Figura 23, Gráficos 2 e 3), sendo estes achados confirmados pelos resultados quantitativos ($p < 0,05$) (Tabelas 3 e 4). Complementando estes resultados, a magnitude das tensões medianas encontradas nos grupos com coroas unidas foram consideravelmente inferiores, com exceção do G1U, onde, apesar da predominância das tensões de compressão, sua magnitude foi superior ao G1I (Tabela 3). Para esta simulação, tais resultados demonstram que a esplintagem das coroas parece ter um prognóstico mais favorável quando comparado aos planejamentos com coroas isoladas, uma vez que, conforme descreve Reilly e Burstein (1975), o osso alveolar resiste melhor às tensões de compressão do que tração, sendo a resistência máxima do osso cortical ao redor dos implantes de 173 e 100 MPa, respectivamente. Diante, destas circunstâncias, caso os valores de tensão excedam à resistência máxima do osso, os fenômenos de reabsorção iniciam, podendo, na pior das hipóteses, culminar com a perda total do implante.

A literatura é vasta em estudos que associam o sucesso de reabilitações implantossuportadas a próteses com coroas unidas (Guichet *et al.*, 2002; Misch *et al.*, 2006; Menani *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2011; Naves *et al.*, 2013). Essa alta taxa de sucesso se deve, também, a capacidade que coroas unidas têm de distribuir as tensões de forma mais uniforme

ao longo dos implantes. Entretanto, um estudo recente realizado por Nissan *et al.* (2010), com extensômetros posicionados na cervical dos implantes, mostraram valores maiores de tensões nas coroas unidas (3348,54 μ S) em comparação às isoladas (988,57 μ S) e, com esses resultados, os autores sugerem que o conceito de esplintagem das próteses implantossuportadas deve ser revisto e que a relevância clínica destes achados necessita de maior investigação.

Outra constatação feita com base na análise das imagens entre os planejamentos com coroas unidas, diz respeito à concentração de tensões de compressão, em maior intensidade, envolvendo os implantes curtos, principalmente no G1 e G3 e em menor intensidade no G4, onde todos os implantes são de comprimento convencional. Estes achados sugerem que a concentração de tensões peri-implantares é inversamente proporcional ao comprimento do implante, apesar da ausência de significância estatística entre o G2, G3 e G4 ($p>0,05$; Tabela 3), corroborando com alguns autores que também encontraram valores de tensões maiores em implantes curtos (Petrie; Williams, 2005; de Carvalho *et al.*, 2012; Toniollo *et al.*, 2012). Por outro lado, Meijer *et al.* (1992) observaram que o comprimento do implante influenciou pouco na concentração de tensões, discordando de Pierrisnard *et al.* (2003) que observaram, por meio do método de elementos finitos, maiores tensões transmitidas por implantes longos (12 mm) quando comparados ao curtos (6 mm). Os autores justificam este achado afirmando que, sob mesma tensão, implantes curtos podem sofrer uma leve rotação, gerando uma pequena deformação óssea, o que não acontece com implantes longos, que transmitem maior carga à região peri-implantar, devido sua rigidez.

Martinelli (2011) realizou um estudo com o mesmo delineamento experimental desta pesquisa, usando coroas metalocerâmicas unidas e avaliou a distribuição de tensões por meio da análise fotoelástica. Na simulação com carregamento no segundo molar constatou-se uma maior concentração de tensões nas áreas adjacentes ao implante do segundo molar (elemento onde a carga foi aplicada), corroborando com os resultados encontrados nesta pesquisa. Entretanto, a tensão média resultante, encontrada por ela, foi maior no grupo com 3 implantes convencionais e este achado, difere dos resultados encontrados nesta pesquisa, onde as maiores concentrações de tensões foram visualizadas no G1 (1 implante curto e 2 convencionais). Tal evento, encontrado no estudo de Martinelli (2011), pode ser justificado pela presença de tensão residual consideravelmente maior no grupo com os 3 implantes convencionais (71,49 MPa) após o torque de 10 N.cm.

O carregamento puntiforme na mesial do segundo pré-molar foi a segunda simulação realizada neste estudo. Para fins comparativos entre os diversos planejamentos, a área sob o carregamento foi selecionada. A análise qualitativa mostrou uma predominância de tensões de compressão em todos os planejamentos e a magnitude destas tensões foi consideravelmente maior nos grupos com coroas unidas ($p < 0,05$) (Figura 24, Gráficos 5 e 6, Tabela 5). Outro agravante é que o osso adjacente ao implante intermediário da esplintagem sofreu as maiores consequências, apresentando, nesta situação de carregamento, um pior prognóstico. Isso se deve porque este implante está numa zona de transição entre tensões de tração (do lado oposto ao carregamento) e de compressão (do lado onde ocorre o carregamento), como ocorre em ensaios de flexão de um ponto, sendo que a resultante destas forças pode ser mais prejudicial e gerar, na pior das hipóteses, a perda do implante. É por conta desta possibilidade, que alguns clínicos preferem reabilitar casos como este, através de coroas isoladas, as quais apresentaram, nessa pesquisa, uma menor concentração de tensões peri-implantares no elemento intermediário.

Dentre os grupos com coroas isoladas, a utilização de 3 implantes curtos (G3) ou a combinação de 2 implantes curtos com 1 convencional (G2) parecem ser os planejamentos que melhor distribuem as tensões e ambos apresentaram o mesmo comportamento biomecânico do planejamento com 3 implantes convencionais (G4) ($p > 0,05$), apesar da magnitude das tensões ser numericamente maior do que o G2 e G3.

Assim, outro aspecto importante que foi verificado neste estudo, diz respeito à capacidade que as próteses com coroas isoladas tiveram em promover boa distribuição de tensões, já que, normalmente, estas tensões tenderiam a se concentrar na região peri-implantar do elemento onde a carga foi aplicada. Nessa perspectiva, estes achados elucidam a importância do contato interproximal efetivo na distribuição de tensões, bem como, melhorando a estabilização e contenção das forças não axiais. Guichet *et al.* (2002) afirmam que o contato excessivo entre coroas isoladas pode levar a uma situação de não-passividade, acarretando maior concentração de tensões e se configurando como um procedimento de difícil ajuste clinicamente. Caso opte-se pela esplintagem das coroas, os quatro planejamentos estudados demonstraram semelhança tanto no padrão de distribuição quanto na magnitude destas tensões.

A última situação analisada deste estudo buscou simular uma arcada antagonista em MIH com contatos simultâneos efetivos em todos os elementos. A análise qualitativa mostrou,

assim como no carregamento puntiforme no segundo pré-molar, uma predominância de tensões compressivas em todos os planejamentos, com maior intensidade nos grupos com coroas unidas, sobretudo no G1 (1 implante curto e 2 convencionais) e G3 (3 implantes curtos) ($p < 0,05$) (Figura 25, Gráficos 8, 9 e 10, Tabela 7). Adicionalmente, o prognóstico foi melhor nos grupos com coroas isoladas, independente do planejamento ($p > 0,05$). Diferente dos resultados encontrados nesta pesquisa, Martinelli (2011) observou maior concentração de tensões no modelo com 3 implantes convencionais (G4), entretanto, a autora reforça a importância da passividade das próteses parafusadas, já que o resultado encontrado por ela pode estar superestimado, uma vez que a presença de tensão residual após o aperto do parafuso foi consideravelmente maior neste mesmo grupo.

Assim, um dos pré-requisitos para o sucesso e manutenção da osseointegração é a obtenção de um assentamento o mais passivo possível da prótese implantossuportada, já que as distorções geradas após os procedimentos de fundição e soldagem são preocupantes quando múltiplos implantes são utilizados para suportar próteses parciais fixas (Guichet *et al.*, 2002).

Os resultados do presente trabalho revelam, ainda, a importância do ajuste oclusal antagonista realizado de maneira criteriosa para que implantes não sejam sobrecarregados (Aparício, 1994; Raviv *et al.*, 2010), o que poderia implicar em fratura do parafuso do intermediário, do implante, reabsorção óssea cervical e, até mesmo, perda da osseointegração (Rangert *et al.*, 1995; Goodacre *et al.*, 2003; Misch *et al.*, 2005).

Segundo Tawil e Tawil (2009), resultados em longo prazo mostram que em casos de boa densidade óssea, bom controle de oclusão e parafunção, os implantes longos e curtos têm o mesmo resultado. No entanto, não se pode ignorar o fato de que eles exercem tensões diferentes ao osso em que estão implantados, já que, como constatado por Tada *et al.* (2003), de acordo com a densidade óssea, diferentes tensões são geradas e transmitidas, influenciando diretamente no comportamento biomecânico dos implantes. Assim, pacientes com estado patológico de oclusão, como um eventual bruxismo, necessitam de cuidadosa avaliação previamente a instalação de próteses implantossuportadas, especialmente em situações de coroas longas associadas a implantes curtos, que podem gerar tensões além do limite fisiológico do osso circundante.

Com relação à abordagem que envolve a associação de implantes curtos com coroas longas, alguns estudos longitudinais afirmam que próteses implantossuportadas com altas

proporções C/I podem ser utilizadas com segurança para restaurar áreas edêntulas posteriores, em virtude da taxa de sobrevida cumulativa encontrada (Blanes *et al.*, 2007; Bird *et al.*, 2010). Entretanto, esta é uma questão que merece atenção especial e deve ser mais bem estudada, pois o presente estudo constatou, por intermédio da análise qualitativa das imagens (Figuras 23, 24 e 25), alta concentração de tensões em áreas adjacentes aos implantes curtos, principalmente nas situações de carregamento no segundo pré-molar e esse achado corrobora com Toniollo *et al.* (2012), que constatarem concentração de tensões na ordem de 50% e 80% maior nos implantes curtos (5 mm de comprimento) quando comparado aos convencionais (11 e 13 mm de comprimento) em osso cortical e trabecular, respectivamente, através do método de elementos finitos, sugerindo uma avaliação cuidadosa e ajuste oclusal efetivo, para melhor distribuir as tensões peri-implantares. Apesar destas constatações, a metodologia utilizada neste estudo não permite inferir sobre possíveis relações entre proporção C/I e distribuição de tensões, pois as áreas de interesse quantificadas limitaram-se às regiões subjacentes à aplicação da carga.

De forma similar, Sotto-Maior *et al.* (2012) mostraram aumento progressivo na concentração de tensões (MPa) de $23,1 \pm 2,1$ (C/I = 1:1) para $55,4 \pm 39,0$ (C/I = 2,5:1), proporcionalmente ao aumento da relação C/I, entretanto, afirmam que a carga oclusal aplicada é mais crítica na concentração de tensões em torno do implante do que propriamente a proporção C/I, ao demonstrarem que a proporção C/I e o carregamento oclusal foram responsáveis por 22,47% e 50,12% da tensão total no osso cortical, respectivamente.

Atualmente, reabilitações protéticas com coroas metaloplásticas não são frequentes, mas podem ser uma boa alternativa, principalmente, para pacientes com baixo poder aquisitivo. Pensando no comportamento biomecânico, a utilização de próteses recobertas por resina pode ser justificada em função da resiliência e do baixo módulo de elasticidade contribuir para dissipar as forças de impacto da mastigação, absorvendo parte das cargas aplicadas. Isso, de fato, não ocorre com as cerâmicas, uma vez que devido sua rigidez característica, não é considerada um bom material para absorção de cargas e as forças que incidem sobre a superfície oclusal, são transmitidas diretamente ao osso (Soumeire; Dejou, 1999; Ciftci; Canay, 2001; Conserva *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2012). Os resultados benéficos da reabilitação com próteses metaloplásticas na distribuição de tensões ao redor dos implantes são constatados em alguns estudos (Inan; Kesin, 1999; Tiozzi *et al.*, 2012). Por estes motivos, esta pesquisa foi realizada com coroas metaloplásticas.

Mesmo diante de todas as considerações descritas até aqui, o método de CID, assim como os demais estudos *in vitro*, apresentam certas limitações que podem dificultar a obtenção de conclusões e, conseqüentemente, impedir a extrapolação dos resultados para situações clínicas. Os modelos utilizados neste estudo foram confeccionados com resina de poliuretano F16 (Axon) e, como tais, apresentam alto módulo de elasticidade, são sólidos (homogêneos e sem porosidade), isotrópicos (propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural) e foi assumido 100% de integração com o poliuretano. Por outro lado, o osso alveolar apresenta módulo de elasticidade diferente (Medular: 1,37 GPa; Cortical: 13,700 GPa) (Ko *et al.*, 1992; Ciftci; Canay, 2000), são estruturalmente heterogêneos pela presença de osso medular e cortical, anisotrópicos (propriedade mecânicas diferem em todas as direções) e a osseointegração está sujeita a alterações ao longo do tempo (Akça; Iplikcioglu, 2002).

Tentando sanar os problemas de cunho metodológico envolvendo a isotropia dos modelos de elementos finitos, Akagawa *et al.* (2003) utilizaram dois diferentes modelos, um deles reproduzindo o trabeculado ósseo, com “espaços vazios” representando o osso esponjoso e o outro modelo, totalmente sólido. Eles obtiveram diferentes valores nas tensões de Von Misses entre os modelos e concluíram que na tentativa de construir um modelo mais fiel, há possibilidades de cometer outros erros que levam à falhas na obtenção de resultados corretos, uma vez que a presença de espaços vazios não representa a realidade *in vivo*, já que tais trabeculados, na realidade, contém substâncias.

Apesar de todas estas limitações técnicas, o padrão de distribuição das tensões no osso alveolar tende a ser semelhante à resina de poliuretano e os resultados deste estudo podem dar subsídios às pesquisas subsequentes, sejam elas *in vitro* ou propriamente *in vivo* e promover um embasamento científico mais acurado acerca das causas de sucessos e insucessos dos implantes. Além disso, outros planejamentos, como a presença de cantilever posterior podem ser estudados e comparados aos planejamentos descritos nesta pesquisa, todavia, estudos clínicos randomizados em longo prazo são necessários para identificar o sucesso clínico da reabilitação de áreas edêntulas posteriores com implantes curtos.

7. Conclusões

Dentro das limitações metodológicas deste estudo descritas anteriormente e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A análise pelo método de CID demonstrou ter reprodutibilidade efetiva, mostrando similaridades entre os aspectos qualitativos e quantitativos encontrados.
2. Os planejamentos com coroas unidas apresentaram maior concentração de tensões de compressão, durante os carregamentos puntiforme no segundo pré-molar e oclusal distribuído. Adicionalmente, tensões de tração foram predominantes nos planejamentos com coroas isoladas, durante o carregamento no segundo molar.
3. Considerando as três situações de carregamento oclusal, a associação de implantes curtos e convencionais parece ser bom planejamento, tanto em próteses com coroas unidas quanto isoladas.
4. A associação entre coroas longas e implantes curtos, numa proporção C/I de aproximadamente 2,5:1, parece gerar uma concentração de tensões em maior intensidade, principalmente no carregamento puntiforme no segundo pré-molar.

Referências Bibliográficas¹

¹ De acordo com o Estilo Vancouver:

US National Library of Medicine. Bibliographic Services Division. International Committee of Medical Journal Editors. Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: sample references. Estados Unidos, 1978 [cited 2006 Oct 25].

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2003 Jan;30(1):41-5.

Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002 Apr;29(4):350-6.

Albrektsson T, Linder L. A method for short- and long-term in vivo study of the bone-implant interface. *Clin Orthop Relat Res.* 1981 Sep;159:269-73.

Amodio D, Broggiato G, Campana F, Newaz G. Digital speckle correlation for strain measurement by image analysis. *Exp Mech.* 2003 Dec;43(4):396-402.

Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol.* 2010 Jun;81(6):819-26.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010 Feb;30(1):89-95.

Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012 Jan;91(1):25-32.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994 Oct;14(5):404-19.

Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec;27(6):1323-31.

Bernabe E, Flores-Mir C. Dental morphology and crowding. A multivariate approach. *Angle Orthod.* 2006 Jan;76(1):20-5.

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

Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol*. 2010 Nov-Dec;36(6):425-33.

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Dec;18(6):707-14.

Bodereau J, Bodereau E. Prótese fixa e implantes – prática clínica. 1ª ed. São Paulo: Santos; 1998. p.321-5.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):399-410.

Cannizzaro G, Leone M, Ferri V, Viola P, Federico G, Esposito M. Immediate loading of single implants inserted flapless with medium or high insertion torque: a 6-month follow-up of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012 Winter;5(4):333-42.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Jan-Feb;9(1):90-4.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007 Apr;97(4):229-35.

Chou HY, Muftu 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 Nov;104(5):293-300.

Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont*. 2001 Sep-Oct;14(5):406-11.

Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):571-82.

Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2008 Apr;99(4):251-6.

Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, *et al.* The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont.* 2009 Jan-Feb;22(1):53-5.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jan-Feb;21(1):86-93.

de Carvalho NA, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC, Anchieta RB, Kina S. Short implant to support maxillary restorations: bone stress analysis using regular and switching platform. *J Craniofac Surg.* 2012 May;23(3):678-81.

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int.* 2007 Mar;38(3):193-201.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Sep-Oct;15(5):662-7.

Esposito M, Cannizarro G, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P. A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? *Eur J Oral Implantol.* 2011 Winter;4(4):301-11.

Felice P, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Marchetti C, Gessaroli M, *et al.* Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2011 Autumn;4(3):191-202.

Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000 Oct-Dec;2(4):184-9.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585-98.

Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H, American Society for T, *et al.* Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Apr;88 Suppl 2:103-9.

Goene R, Bianchesi C, Huerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, *et al.* Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent.* 2005 Sep;14(3):274-80.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraco R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg.* 2009 Mar;20(2):561-4.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug;90(2):121-32.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999 May;81(5):537-52.

Grant BT, Pancko FX, Kraut RA. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Apr;67(4):713-7.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Nov;63(11):1642-52.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):528-35.

Gulje F, Abrahamsson I, Chen S, Stanford C, Zadeh H, Palmer R. Implants of 6 mm vs. 11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible: a 1-year multicenter randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Sep 3. [Epub ahead of print]

Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000 Jan-Mar;2(1):33-41.

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980;14(3):209-14.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, *et al.* Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jul-Aug;11(4):450-5.

Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, *et al.* Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod.* 2007 Jul;77(4):653-9.

Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent.* 1999;8(3):311-6.

Ipliccioglu H, Akca K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Mar-Apr;18(2):258-65.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009 Jun;17(2):50-7.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;15(1):20-4.

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol.* 2002 Oct;73(10):1111-7.

Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):220-30.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2004 May;31(5):477-82.

Koo KT, Wikesjo UM, Park JY, Kim TI, Seol YJ, Ku Y, *et al.* Evaluation of single-tooth implants in the second molar region: a 5-year life-table analysis of a retrospective study. *J Periodontol.* 2010 Sep;81(9):1242-9.

Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:146-55.

Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009 May;25(5):582-8.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):831-8.

Malo P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Mar;9(1):15-21.

Martinelli J. *Análise fotoelástica de tensões transmitidas a implantes curtos [tese].* Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2011.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992 Jul;68(1):96-102.

Menani LR, Tiossi R, de Torres EM, Ribeiro RF, de Almeida RP. Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *J Craniofac Surg.* 2011 Mar;22(2):674-8.

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006 Aug;77(8):1340-7.

Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 2007;33(5):257-66.

Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araujo CA, Simamoto Junior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. *J Oral Implantol.* 2013 Feb 11. [Epub ahead of print]

Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabil.* 2010 Sep;37(9):658-62.

Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Dec;69(12):2990-4.

Nooman MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child.* 1949;16(4):24-8.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, *et al.* Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2010 Nov-Dec;23(6):566-73.

Otuyemi OD, Noar JH. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. *Eur J Orthod.* 1996 Dec;18(6):623-8.

Perdijk FB, Meijer GJ, Bronkhorst EM, Koole R. Implants in the severely resorbed mandibles: whether or not to augment? What is the clinician's preference? *Oral Maxillofac Surg.* 2011 Dec;15(4):225-31.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):486-94.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003 Oct-Dec;5(4):254-62.

Rabitz GK, Berson R, Caputo AA, Franklin RJ, Del Fierro DB. Load-induced stresses in photoelastic primary canines with facial restorations. *J Dent Child (Chic).* 2006 Sep-Dec;73(3):170-4.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):326-34.

Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence Int.* 2010 Jul-Aug;41(7):575-9.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997 Dec;78(6):596-604.

Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont.* 2006 Nov-Dec;19(6):586-92.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9(3/4):97-103.

Sanchez-Garces MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Aug;14(4):508-16.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843-8.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2006 Jun;95(6):421-9.

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *J Prosthodont.* 1998 Jun;7(2):114-9.

Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 May-Jun;27(3):e13-8.

Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil.* 1999 May;26(5):394-401.

Srinivasan M, Padmanabhan TV. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res*. 2008 Jan-Mar;19(1):6-11.

Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-17.

Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004;15(4):240-8.

Stellingsma K, Raghoobar GM, Visser A, Vissink A, Meijer HJ. The extremely resorbed mandible, 10-year results of a randomized controlled trial on 3 treatment strategies. *Clin Oral Implants Res*. 2013 May 3. [Epub ahead of print]

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):357-68.

Tawil P, Tawil G. Short implants in deficient posterior jaws: current knowledge. 2009;46(1):9-16.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):275-82.

Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):894-901.

Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent*. 2010 Feb;19(1):39-49.

Telles D, Hollweg H, Castellucci L. *Prótese Total – Convencional e sobre Implantes*. 2ª ed. São Paulo: Santos; 2004.

ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Nov-Dec;13(6):791-8.

Tiossi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos M da G, *et al.* Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res.* 2012 Jan;56(1):25-31.

Tiossi R, Lin L, Rodrigues RC, Heo YC, Conrad HJ, de Mattos M da G, *et al.* Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech.* 2011 Apr 7;44(6):1008-13.

Tiossi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, *et al.* Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater.* 2013 Jul;29(7):788-96.

Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov;23(6):1888-92.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. *Int J Periodont Rest Dent.* 1991;11(2):88-91.