SÉRGIO RODRIGUES SIZO

Distribuição das tensões promovidas por implantes cone Morse inseridos em diferentes níveis ósseos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos

São Paulo

2015

SÉRGIO RODRIGUES SIZO

Distribuição das tensões promovidas por implantes cone Morse inseridos em diferentes níveis ósseos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo

2015

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

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

Sizo, Sérgio Rodrigues.

Distribuição das tensões promovidas por implantes cone Morse inseridos em diferentes níveis ósseos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos / Sérgio Rodrigues Sizo ; orientador Matsuyoshi Mori. -- São Paulo, 2015.

96 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

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

Versão corrigida.

1. Implantes dentários. 2. Método dos elementos finitos. I. Mori, Matsuyoshi. II. Título.

Sizo SR. Distribuição das tensões promovidas por implantes cone Morse inseridos em diferentes níveis ósseos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2015

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

A Deus

Por guiar meus passos, iluminar meu caminho e me proteger em toda essa caminhada.

Aos meus pais,

Nilo Sérgio Rodrigues Sizo e Vera Lúcia Rodrigues Sizo, por todo apoio, amor e carinho que me dedicam e me confortam sempre. Por me darem forças para ultrapassar as barreiras e pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão. Não há nada mais precioso do que ter a família na construção do ser humano.

À minha irmã,

Isabella Rodrigues Sizo pela amizade e toda paciência prestados durante esse tempo. Muito obrigado pelo apoio incondicional em todos os momentos de minha vida. Que nossos sentimentos de amor e união sejam eternos.

À minha noiva,

Lúcia Silva Fidalgo, por todo seu amor, carinho, compreensão e paciência. Por tudo o que vivemos e o que viveremos. Quero compartilhar este sonho e todos os demais junto com você.

À minha tia,

Tânia Maria de Souza Rodrigues, por ser minha maior motivação na área odontológica.

Ao meu primo,

Rafael Siso Lemos, (*in memoriam*) que foi, e ainda é, um exemplo pra mim.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

De forma especial ao Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**, Professor Doutor da Disciplina de Prótese Fixa, meu maior amigo, incentivador, condutor e orientador, que tive a incrível oportunidade de conviver desde meus estágios realizados nas Disciplinas de Prótese Fixa I e II, e no Serviço de Oclusão e ATM, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP). Admirado e respeitado pelo seu vasto conhecimento científico. Sou muito grato pelo privilégio em tê-lo como orientador. Além de um educador, você é um de meus maiores exemplos, como cirurgião-dentista e como pessoa. Até os últimos momentos dessa caminhada, se predispôs a me ajudar, me hospedando ou oferecendo seu auxílio para as correções desta tese, mesmo que para isso fosse preciso comprometer sua noite de descanso ou trabalho no dia seguinte. Pelo tempo despendido a mim, por sua paciência, sua amizade, por me dar apoio, abrir portas e, principalmente, por representar a imagem de um ser humano humilde e de coração puro em que tento me espelhar. O admiro e tento seguir seus ensinamentos a cada dia. Que a nossa amizade ultrapasse as barreiras da distância e do tempo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Marcelo Sabbag Abla, por acreditar nesta pesquisa, gentilmente nos disponibilizar os implantes e componentes necessários para a pesquisa e desde o início demonstrar o incentivo que dava a mim e ao meu orientador, o Prof. Dr. Matsuyoshi Mori, e se envolver inteiramente, inclusive como principal divulgador de seus resultados.

À Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá, Profa. Titular e Chefe do Departamento de Prótese da FOU SP e Coordenadora Geral do CEPI, por ter colaborado muito com meu aprendizado, amadurecimento profissional e na formação de meu senso crítico e poder de discernimento nas áreas de Prótese e Implantodontia, e, acima de tudo, pela amizade verdadeira e todo carinho durante todo esse período.

A você amigo, Plínio Glauber Carvalho dos Prazeres, que de repente entrou neste trabalho e foi peça fundamental para se desenvolver uma metodologia nova e a utilização de um programa até então novo no ramo odontológico.

Ao doutor Marco Aurélio de Carvalho, que enobreceu com seu conhecimento no pré- e pós-processamento do Método dos Elementos Finitos. Você também foi peça fundamental para a execução deste estudo.

Aos amigos Piero Rocha Zanardi e Edson Koji Takeshita, que tanto me ajudaram a conduzir o estudo por meio do método fotoelástico.

Aos amigos da Prótese, Alessandra Mantelli, Álvaro Ichi, Ana Carolina Laganá, Carolina Iegami, Claudio Yamaguchi, Danilo Lopes, Fábio Tunes, Fernando Igai, Isabele Silveira, José Conde, João Franco, Juliana Marotti, Júlio Nogueira, Karin Ishikawa, Mara Rocha, Marcelo Novellino, Marcus Kanashiro, Natasha Leitão, Patrícia Hirayama, Reinaldo Missaka, Ricardo Jun, Roger Nishyama, Sanmy Saraiva, Simone Oliveira, Tatiana Miyazima, Thiago Fróes, Victor Matsubara e Wallace Barbosa pela amizade recíproca, todo carinho e apoio, e por contribuírem imensamente com meu aprendizado. Vocês foram também meus professores.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Waldyr Antônio Jorge, Diretor da FOUSP, por ser uma das maiores referências na busca pelo ensino e crescimento da odontologia brasileira.

À Profa. Dra. Marcia Martins Marques, Presidente da Comissão de Pós-Graduação da FOUSP, pela confiança na conduta desta pesquisa.

À Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá, Professora Titular da Disciplina de Prótese Removível e Chefe do Departamento de Prótese da FOUSP, por ter contribuído imensamente com meu aprendizado e formação de um senso crítico relacionado à pesquisa.

Ao Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, Professor Doutor da Disciplina de Prótese Fixa e Responsável pela Área de Concentração em Prótese Dentária, do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOUSP, agradeço por ter me incentivado em todos os momentos quando necessário.

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOUSP, professores Carlos Gil, Maria Luiza Frigerio, Tomie de Campos, Atlas Nakamae, Newton Sesma e Regina Tamaki, pela amizade, convivência e conhecimento científico compartilhados.

Ao Prof. Dr. Ivo Contin e ao Prof. Dr. José Lupi da Veiga, da Disciplina de Prótese Fixa da FOUSP, por terem colaborado muito com meu aprendizado, amadurecimento profissional, formação de senso crítico e poder de discernimento nas áreas de Prótese Dentária e Implantodontia, por abrirem diversas portas e, acima de tudo, pela amizade verdadeira e todo carinho durante todo esse período.

Aos professores do Departamento de Prótese da FOUSP, Cláudio Sendyk, Hideki Hioshida, Fernando Ribeiro, Roberto Stegun, Hamilton Navarro e Bruno Costa, pelos ensinamentos transmitidos durante esta caminhada, por muitas razões devo-lhes todo respeito e gratidão.

Ao Laboratório Julio de Prótese Odontológica Ltda., São Paulo–SP, em especial ao proprietário e amigo Julio Yamanouchi, e aos técnicos Luis Fernando, Clayton, Heber, Wagner, Anderson e Elisângela, que ofereceram todo o suporte técnico necessário para a confecção das amostras e todo apoio prestados.

Aos professores doutores Gastão Soares Moura Filho e Mauro Tosta, pelo ensinamentos a mim transmitidos e oportunidade na área de Implantodontia.

A todos os professores da Universidade Federal do Pará, em especial aos doutores Max Pinto, João Evandro, Dagoberto Sinimbú, Eliza Klautau, Lurdete Gauch, Sidney Santos, Carlos Zacca e Bruno Alves, por participarem da minha vida acadêmica, serem o alicerce da minha carreira profissional e espelho na área de Prótese, sendo fundamentais para que eu chegasse até aqui.

Às vossas senhorias, o atual diretor e o ex-diretor do Hospital de Aeronáutica de Belém, respectivamente, Cel. Evandro e Cel. Camerini, bem como ao atual chefe da Divisão Odontológica, Cel. Fernando e aos ex-chefes, Cel. Correa e Cap. Furtado, por entenderem e permitirem minhas constantes empreitadas para São Paulo. Todos foram, sem dúvida, essenciais para a conclusão deste trabalho.

Ao doutor David Normando e colegas Glaucia Nascimento e Helder Pinheiro que auxiliaram, sobremaneira, com os dados quantitativos deste trabalho.

Ao meu querido primo Luiz Fernando Rodrigues e ao amigo Yuri Jordy, que dividiram o “apartamento 41”, na Rua Cubatão. Vocês foram minha família na cidade de São Paulo e me acompanharam durante esta caminhada.

Aos amigos cirurgiões-dentistas, Felipe Brilhante, João Paulo Meira, Camila Lima, pela amizade e incentivo ao longo destes anos, estando próximos ou à distância, contribuindo, acima de tudo, para que eu acreditasse nesse sonho.

Às secretárias do Departamento de Prótese da FOU SP, Sandra, Coraci e Marlethe, que sempre me auxiliaram com toda atenção, disponibilidade e gentileza.

A todos os funcionários técnicos da FOUSP, em especial à Zeza, Cris, Ana, Marcos, Lafaiete, Lena e Luis, do Departamento de Prótese.

Às secretarias Alessandra Moreira, Cátia Tiezzi dos Santos e Veridiana Kassab Luna, da secretaria de Pós-Graduação da FOUSP, por me auxiliarem e esclarecerem todas as dúvidas nos momentos em que precisei.

A todos os funcionários do Serviço de Documentação Odontológica - SDO da FOUSP, que empregaram o esforço inicial na busca eletrônica em bases de dados digitais, pela literatura de referência, bem como finalizaram sua atuação na revisão das normas e confecção da ficha catalográfica com imediatismo e paciência.

Enfim, a todos que participaram de maneira direta ou indireta ao longo da produção deste trabalho.

"A educação é a arma mais poderosa que você pode usar para mudar o mundo".

(NELSON MANDELA)

"Seja quem for, com qualquer posição na vida, do nível mais alto ao mais baixo, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá, de alguma maneira você chega lá"

(AYRTON SENNA)

RESUMO

Sizo SR. Distribuição das tensões promovidas por implantes cone Morse inseridos em diferentes níveis ósseos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

Ainda não existe um consenso sobre o nível em que os implantes cone Morse devem ser inseridos em relação à crista óssea alveolar. A literatura mostra diversas pesquisas em animais e laboratoriais com implantes posicionados acima, abaixo ou ao nível da crista. Contudo, diferentes metodologias e técnicas dificultam a definição do melhor nível de localização. O presente trabalho optou por analisar qualitativa e quantitativamente por meio da fotoelasticidade e do método dos elementos finitos (MEF), implantes em diferentes níveis de inserção sob carga compressiva estática, visando elucidar esse tema. Quatro níveis foram simulados: 1 mm acima da crista (AC); ao nível da crista (AN); 1 mm abaixo da crista sem aposição óssea sobre a plataforma (AB-S); e 1 mm abaixo da crista com aposição óssea sobre a plataforma (AB-C). Os resultados fotoelásticos demonstraram maiores valores de ordem de franja na região apical e menores na região cervical, em todos os modelos, independente do tipo de carga. No MEF verificou-se que o aprofundamento do implante da posição AC para AB-S reduziu progressivamente as tensões de von Mises na região cortical independente do tipo de carga, respectivamente, 0,5595 - 0,3842 Mpa nas cargas cêntricas e 1,5261 - 0,9787 MPa nas excêntricas. Concluiu-se que houve redução na concentração de tensões posicionado-se o implante abaixo da crista óssea e uma tendência de aumento de tensão nas amostras AB-C, provavelmente devido à tração do osso existente sobre a plataforma do implante.

Palavras-chave: Implante dentário. Cargas compressivas. Análise fotoelástica. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

Sizo SR. Stress distribution promoted by Morse taper connection implants inserted in different bone levels: photoelastic analysis and finite element method [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

There is still no consensus on the level that the Morse taper implants should be inserted in relation to the alveolar crestal bone. The literature shows several studies in animals and laboratory implant positioned above, at level or subcrestal. However, different methodologies and techniques make it difficult to define the best level of the implant. This study analyzes qualitatively and quantitatively by using photoelastic analysis and the finite element method (FEM), implants at different levels under static compressive load, to elucidate this issue. Four levels were simulated: 1 mm above the crest (AC); the crest level (AN); 1 mm below the crest free bone apposition on the platform (AB-S); and 1 mm below the crest with bone apposition on the platform (AB-C). Photoelastic results demonstrated higher fringe order of values in the apical region and lower in the cervical region, in all models, regardless of the loading type. In MEF found that the deepening of the implant position from AC to AB-S progressively reduced von Mises equivalent stresses in cortical region independent of the load type, respectively, 0.5595 - 0.3842 MPa in centric loads and 1.5261 - 0.9787 MPa in eccentric loads. It was concluded that there was a reduction in stress concentration on the implant positioned below the alveolar crest and a tendency of an increase in tension in the AB-C samples, probably due to traction on the existing bone implant platform.

Keywords: Dental implant. Compressive loads. Photoelastic analysis. Finite element analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Diferentes níveis em relação à crista óssea alveolar indicados pelas empresas.....	29
Figura 4.1 - Polarização da luz. Adaptado de Martins (2005)	37
Figura 4.2 - Ilustração do esquema representativo do polariscópio circular de transmissão plana	39
Figura 4.3 - Posicionamento das amostras geometricamente no centro dos filtros e polarizadores	40
Figura 4.4 - Ilustração da metodologia e da montagem dos modelos de estudo	41
Figura 4.5 - (a) Modelo mestre em gesso e (b) borracha de silicone ASB-10 Azul (Polipox®).....	43
Figura 4.6 - Reprodução em cera rosa nº 7 (Clássico®). Vista vestibular (a); vista distal (b); vista lingual; e (d) vista mesial.....	44
Figura 4.7 - Fresadora Fedi 18, Marriotti (Laboratório Julio).....	45
Figura 4.8 - (a) Demarcação do ponto de eleição com uma broca carbide PM 702 acoplada à fresadora; (b) posicionamento do implante com auxílio da haste de um transferente de moldeira aberta parafusada ao implante; e (c) inserção do implante	45
Figura 4.9 - (a) Posicionamento do conjunto cilindro-pilar e confecção de muralha em cera; (b) vazamento do gesso até o terço cervical do cilindro; e (c) posicionamento do modelo em cera sobre a base de gesso	46
Figura 4.10 - (a) Posicionamento do conjunto sobre a placa de vidro e confecção da muralha com lamina de cera nº 7; e (b) vertendo a borracha de silicone no interior da muralha	47

Figura 4.11- Remoção dos modelos em cera e, por sua vez, os implantes foram removidos de seus interiores	47
Figura 4.12 - Resina fotoelástica G4 Flexível e endurecedor G4 (Polipox).....	48
Figura 4.13 - (a) Remoção dos conjuntos cilindro-gesso dos moldes; e (b) remoção dos modelos em cera e, por sua vez, os implantes foram removidos de seus interiores	48
Figura 4.14 - Torquímetro manual Mitutoyo, utilizado para aplicação do torque de 30 N cm do pilar ao implante conforme recomendação do fabricante	49
Figura 4.15 - Espatulação da resina fotoelástica em espatulador à vácuo (a); bomba à vácuo e dessecador à vácuo, para minimizar a incorporação de bolhas (b); reposicionamento da base de gesso juntamente com o implante nos moldes (c); e despejo da resina até o nível formado pela borracha e manutenção de cabeça para baixo durante todo o período de polimerização da resina (d)	50
Figura 4.16 - Ilustração exemplificando como aumenta o número de franjas principais e, conseqüentemente, as ordens de franjas a medida que se aumenta a intensidade de carga (a) 10 N, (b) 20 N e (c) 30 N	52
Figura 4.17 - Pontos avaliados nos modelos fotoelásticos AC (a); AN (b); AB-S (c); e AB-C (d)	53
Figura 4.18 - (a.1) Implante Ankylos 5.5 x 14 mm; (a.2) Conjunto implante-pilar; (a.3) Conjunto implante-pilar e mesa de aplicação de cargas; (a.4) implante, pilar, mesa e osso medular; e (a.5) Amostra completa com implante, pilar, mesa e ossos medular e cortical	56
Figura 4.19 - Geração da malha de elementos finitos	57
Figura 4.20 - Ausência de contato do pilar do implante do modelo AB-C com o osso cortical	57
Figura 4.21 - (a) Amostra AC; (b) amostra AN; (c) amostra AB-S; e (d) amostra AB-C	58
Figura 4.22 - Pontos de aplicação de carga cêntrica e excêntrica	60

Figura 5.1- Amostras antes da aplicação dos carregamentos compressivos estáticos, demonstrando ausência de tensão residual na resina fotoelástica: (a) AC; (b) AN; (c) AB-S; e (d) AB-C	61
Figura 5.2 - Amostra acima da crista sob carregamento compressivo estático centríco de 10 N	62
Figura 5.3 - Amostra acima da crista sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N	62
Figura 5.4 - Amostra ao nível da crista sob carregamento compressivo estático centríco de 10 N	63
Figura 5.5 - Amostra ao nível da crista sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N	63
Figura 5.6 - Amostra abaixo da crista sem aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático centríco de 10 N	64
Figura 5.7 - Amostra abaixo da crista sem aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N	64
Figura 5.8 - Amostra abaixo da crista com aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático centríco de 10 N	65
Figura 5.9 - Amostra abaixo da crista com aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N	65
Figura 5.10 - Demonstração dos quatro modelos sob carga centríca de 10 N	66
Figura 5.11 - Demonstração dos quatro modelos sob carga excêntrica de 10 N.....	66
Figura 5.12 - Tensões na amostra AC sob carga centríca de 10 N.....	70
Figura 5.13 - Tensões na amostra AC sob carga centríca de 10 N.....	70
Figura 5.14 - Tensões na amostra AC sob carga excêntrica de 10 N.....	71

Figura 5.15 - Tensões na amostra AC sob carga excêntrica de 10 N.....	71
Figura 5.16 - Tensões na amostra AN sob carga cêntrica de 10 N.....	72
Figura 5.17 - Tensões na amostra AN sob carga cêntrica de 10 N.....	72
Figura 5.18 - Tensões na amostra AN sob carga excêntrica de 10 N.....	73
Figura 5.19 - Tensões na amostra AN sob carga excêntrica de 10 N.....	73
Figura 5.20 - Tensões na amostra AB-S sob carga cêntrica de 10 N	74
Figura 5.21 - Tensões na amostra AB-S sob carga cêntrica de 10 N	74
Figura 5.22 - Tensões na amostra AB-S sob carga excêntrica de 10 N	75
Figura 5.23 - Tensões na amostra AB-S sob carga excêntrica de 10 N	75
Figura 5.24 - Tensões na amostra AB-C sob carga cêntrica de 10 N.....	76
Figura 5.25 - Tensões na amostra AB-C sob carga cêntrica de 10 N.....	76
Figura 5.26 - Tensões na amostra AB-C sob carga excêntrica de 10 N	77
Figura 5.27 - Tensões na amostra AB-C sob carga excêntrica de 10 N	77
Figura 5.28 - Métodos dispostos lado a lado com a grade para facilitar a interpretação qualitativa de como as tensões se distribuem sob cargas cêntricas de 10 N.....	80
Figura 5.29 - Métodos dispostos lado a lado com a grade para facilitar a interpretação qualitativa de como as tensões se distribuem sob cargas excêntricas de 10 N.....	81

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 - Amostras em função das regiões avaliadas. Resultados quantitativos de acordo com o critério Ordem de Franja após a aplicação de carga compressiva estática, do tipo cêntrico e com intensidade de 10 N..... 68
- Gráfico 5.2 - Amostras em função das regiões avaliadas. Resultados quantitativos de acordo com o critério Ordem de Franja após a aplicação de carga compressiva estática, do tipo excêntrico e com intensidade de 10 N.. 68
- Gráfico 5.3 - Representação das tensões equivalentes de von Mises desenvolvidas pelas amostras em função das regiões avaliadas (cortical e medular) sob carregamento compressivo estático, do tipo cêntrico e com intensidade de 10 N 78
- Gráfico 5.4 - Representação das tensões equivalentes de von Mises desenvolvidas pelas amostras em função das regiões avaliadas (cortical e medular) sob carregamento compressivo estático, do tipo excêntrico e com intensidade de 10 N 78

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Materiais utilizados na pesquisa.....	36
Quadro 4.2 - Modelos dos implantes, pilares utilizados na pesquisa.....	41
Quadro 4.3 - Divisão dos modelos experimentais de acordo com os níveis de ancoragem em relação ao modelo ósseo	42
Quadro 4.4 - Propriedade dos materiais. Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν)	59
Quadro 5.1 - Amostras distribuídas segundo os máximos e mínimos valores obtidos da média das ordens de franjas dos cinco pontos avaliados.....	68
Quadro 5.2 - Amostras que apresentaram valores médios máximos e mínimos de ordem de franja para as regiões cervical (1 e 5) e média/apical (2, 3 e 4)	69
Quadro 5.3 - Amostras distribuídas segundo os máximos e mínimos valores obtidos pela tensão equivalente de von Mises	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Ordem de franjas isocromáticas.....	52
Tabela 4.2 - Número de Elementos e de Nós nos diferentes níveis de inserção.....	58
Tabela 5.1 - Média dos cinco pontos avaliados em cada corpo de prova.....	68
Tabela 5.2 - Valores obtidos pelas médias das ordens de franjas dos pontos que estão localizadas na região de osso cortical (1 e 5) e de osso medular (2, 3 e 4)	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	acima
AN	ao nível
AB-S	abaixo sem
AB-C	abaixo com
CM	cone Morse
Com	comércio
EUA	Estados Unidos da América
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
I-P	implante-pilar
Inc	incorporação
Ind	indústria
Ltda	limitada
MEF	Método dos Elementos Finitos
SI	Sistema Internacional de Unidades
PL-2	Resina fotoelástica

LISTA DE SÍMBOLOS

®	marca registrada
%	porcentagem
-	hífen
N	unidade de força (newton)
°	unidade de medida angular
<	menor que
>	maior que
nº	número
Co	elemento químico (cobalto)
cm	unidade de comprimento (centímetro ¹)
Cr	elemento químico (cromo)
GPa	unidade de tensão mecânica (gigapascal)
mm	unidade de comprimento (milímetro ¹)
mm ²	unidade de comprimento (milímetros quadrados ¹)
MPa	unidade de tensão mecânica (megapascal)
N cm	unidade de momento de força (newton centímetro ¹)
E	módulo de elasticidade
v	coeficiente de Poisson

¹ Sem acentuação, conforme a nova grafia determinada pelo Sistema Internacional de Unidades - SI

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1 TIPO DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR	26
2.2 PLATAFORMA <i>SWITCHING</i>	27
2.3 NÍVEL DE INSERÇÃO DO IMPLANTE	28
2.4 MÉTODOS DE ANÁLISE DE TENSÕES	33
2.4.1 Método fotoelástico	33
2.4.1 Método dos elementos finitos	34
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 MATERIAL	36
4.1.1 Resina fotoelástica	37
4.1.2 Polariscópio	38
4.1.2 <i>Hardware e software</i>	40
4.2 MÉTODOS	41
4.2.1 Fotoelasticidade	42
4.2.1.1 Confeção dos modelos fotoelásticos	43
4.2.1.1.1 <i>Instalação dos implantes nos modelos de cera</i>	44
4.2.1.1.2 <i>Posicionamento dos conjuntos na base de gesso</i>	46
4.2.1.1.3 <i>Moldes em borracha de silicone</i>	47
4.2.1.1.4 <i>Instalação dos implantes nos modelos fotoelásticos</i>	48
4.2.1.2 Método de análise	51
4.2.2 Método dos elementos finitos	53
4.2.2.1 Pré-processamento	54
4.2.2.1.1 <i>Construção da geometria</i>	54
4.2.2.1.2 <i>Construção da malha</i>	56
4.2.2.1.3 <i>Posição dos implantes</i>	58
4.2.2.1.4 <i>Propriedade dos materiais</i>	59
4.2.2.1.5 <i>Tipos de carga aplicadas</i>	59
4.2.2.2 Pós-processamento	60

5 RESULTADOS	61
5.1 FOTOELASTICIDADE	61
5.1.1 Análise qualitativa	61
5.1.1.1 Amostra AC	62
5.1.1.1.1 Carga cêntrica	62
5.1.1.1.2 Carga excêntrica	62
5.1.1.2 Amostra AN	63
5.1.1.2.1 Carga cêntrica	63
5.1.1.2.2 Carga excêntrica	63
5.1.1.3 Amostra AB-S	64
5.1.1.3.1 Carga cêntrica	64
5.1.1.3.2 Carga excêntrica	64
5.1.1.4 Amostra AB-C	65
5.1.1.4.1 Carga cêntrica	65
5.1.1.4.2 Carga excêntrica	65
5.1.2 Análise quantitativa	66
5.1.2.1 Carga cêntrica	67
5.1.2.2 Carga excêntrica	67
5.2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	69
5.2.1 Análise qualitativa	69
5.2.1.1 Amostra AC	70
5.2.1.1.1 Carga cêntrica	70
5.2.1.1.2 Carga excêntrica	71
5.2.1.2 Amostra AN	72
5.2.1.2.1 Carga cêntrica	72
5.2.1.2.2 Carga excêntrica	73
5.2.1.3 Amostra AB-S	74
5.2.1.3.1 Carga cêntrica	74
5.2.1.3.2 Carga excêntrica	75

5.2.1.4 Amostra AB-C.....	76
5.2.1.4.1 Carga cêntrica	76
5.2.1.4.2 Carga excêntrica	77
5.2.2 Análise quantitativa	78
5.2.2.1 Carga cêntrica	78
5.2.2.2 Carga excêntrica.....	78
6 DISCUSSÃO	82
7 CONCLUSÕES	86
REFERÊNCIAS	87
APÊNDICE	93

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários contemporâneos, sobretudo aqueles com conexão cônica, apresentam longevidade e suporte na literatura. A sobrevida dos implantes pode ser evidenciada pela osseointegração e o seu índice de sucesso, principalmente, pelo contato osso-implante e mínima perda da crista óssea alveolar (Mangano et al., 2009, 2011).

O conceito cone Morse (CM) foi desenvolvido por um mecânico empreendedor chamado Stephen A. Morse e introduzido na indústria metalúrgica por volta de 1864 (Hernigou et al., 2013). A aplicação deste conceito na odontologia ocorreu em 1985 pelo sistema de implante Bicon™ nos Estados Unidos, desenvolvido por Thomas Driskell, e tem sido amplamente utilizados em diversos sistemas de implantes.

Neste contexto, os implantes Ankylos® (Dentsply-Friadent, Mannheim, Alemanha) apresentam alguns dos estudos com maior longevidade com acompanhamento de até 20 anos realizado na clínica da Universidade de Frankfurt, demonstrando altos índices de sucesso em mais de 500 implantes. A taxa de sobrevida alcançou a marca de 93,3 %, passados 17 anos (Krebs et al., 2013).

Observações clínicas indicam haver uma correlação entre forças oclusais excessivas e/ou hábitos parafuncionais e a perda óssea marginal peri-implantar, podendo levar até a falha da osseointegração. Estudos em animais corroboram a hipótese associada às sobrecargas oclusais (Isidor, 1996; Miyata et al., 2002). Apesar disso, outros autores contestaram este possível fator etiológico baseados nos resultados obtidos em um estudo em cães (Heitz-Mayfield et al., 2004). Linhas de pesquisa tentam explicar a perda óssea peri-implantar por este e outros fatores, incluindo superaquecimento de fresagem, da contaminação (peri-implantite) e do tipo de conexão implante-pilar (I-P) (Aloise et al., 2010).

Outra hipótese, e estímulo maior da presente pesquisa, vincula a perda óssea marginal ao nível em que o implante é ancorado em relação à crista alveolar (Pontes et al., 2008; Negri et al., 2012a; Huang et al., 2012; Calvo-Guirado et al., 2014).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TIPO DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR

O cone Morse é um tipo de conexão interna, ou seja, apresenta sua interface de conexão abaixo do espelho do implante e foi desenvolvido por Stephen A. Morse, em 1864, e aplicado inicialmente na engenharia mecânica. Devido ao “efeito cone” existente – entre os cones macho e fêmea - que promove uma força de fricção com a capacidade de unir as interfaces entre implante e pilar, esta conexão passou a ser utilizada na implantodontia em busca de minimizar os problemas mecânicos que sempre ocorreram nas conexões externas e que, em menor proporção, ainda ocorriam nas conexões internas hexagonais (Sizo, 2011).

Shin et al. (2006) avaliaram clinicamente o nível de perda óssea marginal após o período de um ano. Foram selecionados implantes e distribuídos em três grupos com diferentes configurações de colar cervical: (1) Implante padrão Ankylos, (2) colar com superfície rugosa e (3) colar com superfície rugosa e micro-espiras. O teste ANOVA foi aplicado para se comparar a perda óssea em diferentes intervalos de tempo (na primeira carga do implante, e com três, seis e doze meses) com cada grupo de implante ($P < .05$). Os autores concluíram que uma superfície rugosa micro-espiralada ao nível do colar do implante foi mais efetiva na manutenção do osso marginal durante o carregamento funcional.

A conexão do tipo cônica interna (cone Morse) propiciou maior estabilidade mecânica devido ao deslocamento para apical da conexão e com isso o momento de força, reduzindo a ocorrência de pequenas movimentações, formação de microespaços na interface I-P e com isso a penetração de bactérias nesta região (Aloise et al., 2010; Villabona, 2012). A micromovimentação da conexão I-P pode promover a irritação peri-implantar e reabsorção óssea próximo ao colar do implante. De acordo com os resultados encontrados em um estudo envolvendo imagens radiográficas consecutivas de implantes submetidos a cargas consecutivas (50, 100, 150 e 200 N), aqueles com conexão cone Morse não apresentaram micromovimentos na interface I-P (Zipprich et al., 2007).

Alguns autores avaliaram, por meio de um estudo prospectivo multicêntrico, a sobrevida de 1.920 implantes cone Morse instalados em 689 indivíduos no período de janeiro de 2003 a dezembro de 2006. A taxa de sobrevida foi de 97,56 % e a taxa de sucesso foi de 96,61 % (Mangano et al., 2009). Dois anos depois, o mesmo grupo de pesquisa publicou a continuação da pesquisa com os dados acumulados até dezembro de 2008, portanto, verificaram o índice de sobrevida de 2.459 implantes cone Morse instalados em 893 indivíduos. Os autores verificaram que a taxa de sobrevida aumentou para 98,23 % e a taxa de sucesso reduziu ligeiramente para 92,49 % (Mangano et al., 2011). Os autores em ambos os estudos multicêntricos afirmaram que a ausência de microfenda na interface I-P esteve associada à diminuição da perda óssea marginal, que foi em média 1,10 mm e de 1,16 mm, respectivamente, após 4 e 6 anos de acompanhamento. Ainda, a estabilidade mecânica reduz significativamente as complicações da prótese. E, que este tipo de implante está muito bem indicado para a reabilitação de arcos parcial ou totalmente desdentados.

2.2 PLATAFORMA SWITCHING

O conceito plataforma *switching*, ou *platform switching*, refere-se a utilização de um pilar de menor diâmetro que a plataforma do implante. Foi inicialmente empregado em implantes em hexágono externo devido à intercambiabilidade que alguns componentes apresentavam. Nos últimos anos, vem ganhando popularidade entre as marcas comerciais na busca da manutenção do nível ósseo peri-implantar e a maioria dos implantes cone Morse do mercado apresentam essa característica. Em uma revisão sistemática da literatura com metanálise, buscas foram realizadas nas principais bases de dados eletrônicas por ensaios controlados que comparavam a perda óssea marginal radiográfica em implantes com e sem plataforma *switching*. Dos 146 artigos inicialmente selecionados, dez atenderam aos critérios de inclusão pré-estabelecidos pelos autores e foram sistematicamente revisados, totalizando dados de 1.239 implantes. Verificou-se perda óssea significativamente menor ($P < 0,0001$) ao redor dos implantes padrão plataforma *switching* (Atieh et al., 2010).

Pellizzer et al. (2010a) avaliaram de forma qualitativa, por meio do estudo fotoelástico, a influência do tipo de plataforma na distribuição de tensões em implantes. Três modelos foram construídos de resina fotoelástica PL-2 (Vishay, Micro-Measurements Group, EUA), com um implante unitário e uma prótese implanto-suportada parafusada. Os modelos foram: modelo A (plataforma de 5 mm e pilar de 4,1 mm); modelo B (plataforma de 4,1 mm e pilar de 4,1 mm); e modelo C (plataforma de 5 mm e pilar de 5 mm). Cargas axial e oblíqua (45°) de 100 N foram aplicadas utilizando uma máquina universal de ensaios (EMIC DL 3000). As imagens fotografadas com câmera digital e visualizados com o programa Adobe Photoshop. De acordo com os resultados, as maiores concentrações de tensões foram observados no terço apical dos três modelos. A maior concentração de tensão foi localizada no ápice do implante nas cargas oblíquas. As tensões diminuíram na região cervical no modelo A, além disso, intensidades de carga semelhantes foram visualizadas nos modelos A e C. O modelo B apresentou as maiores concentrações de tensões entre os modelos testados.

2.3 NÍVEL DE INSERÇÃO DO IMPLANTE

Diversas são as indicações dos fabricantes acerca do nível em que os implantes devem ser instalados em relação à crista óssea alveolar, não somente entre os sistemas de implante ou relacionado ao tipo de conexão I-P, como também em implantes com o mesmo tipo de conexão. Portanto, algumas empresas recomendam que a plataforma do implante seja posicionada acima da crista como o Standard (Straumann®), outros ao nível, como o Bone Level (Straumann®), e outros, abaixo como o Ankylos (Dentsply®), conforme figura 2.1.

Figura 2.1 - Diferentes níveis em relação à crista óssea alveolar indicados pelas empresas

Em um estudo realizado em cães, foram observadas alterações clínicas e radiográficas ao redor de implantes com conexão em hexágono interno (Conexão) inseridos em diferentes níveis de ancoragem em relação à crista óssea sob diferentes protocolos de restauração. Os grupos foram representados da seguinte forma: um ao nível da crista, um milímetro abaixo e outro dois milímetros abaixo da crista óssea. Quanto mais apicais os implantes eram posicionados, mais apical também era o primeiro contato osso-implante. No entanto, o posicionamento apical dos implantes não influenciou a posição da margem peri-implantar dos tecidos moles (Pontes et al., 2008).

Cochran et al. (2009) avaliaram em um estudo radiográfico longitudinal envolvendo cães com o objetivo de determinar se a altura em que o microespaço existente na interface I-P em relação ao nível de ancoragem do implante poderia influenciar na quantidade de perda da crista óssea. A metodologia consistiu na extração de todos os pré-molares e primeiros molares mandibulares bilateralmente de cinco cães e após um período de três meses 12 implantes Ankylos® foram inseridos em três níveis de ancoragem: ao nível da crista óssea (a), 1 mm abaixo da crista óssea (b) e 1 mm acima da crista óssea (c). A metade dos implantes foi feito em dois estágios e a outra metade em estágio único, sendo ambos os tipos reabilitados por coroas após 2 meses. Passados seis meses dos implantes sob carga foram levados ao exame histológico. Os resultados iniciais de remodelações

ósseas para as três condições estudadas (a, b e c) em implantes de dois estágios foi, respectivamente, de -0,34, -1.29 e 0,04 mm e para aqueles submetidos a um único estágio foi de -0.38, -1.13 e 0.19 mm. Com base nestes resultados, os autores puderam concluir que uma perda óssea mínima ocorreu quando implantes padrão plataforma *switching* foram instalados na crista óssea e que perda óssea, quando presente, foi significativamente menor (de cinco a seis vezes) do que o comumente relatado na literatura acerca de implantes padrão Brånemark (plataforma coincidente) posicionados ao nível da crista.

Em outro estudo em cães da raça beagle, Negri et al. (2012a) compararam implantes em diferentes níveis de inserção óssea, por meio do contato osso-implante e remodelação dinâmica. Os segundos, terceiros e quartos pré-molares mandibulares de seis cães foram bilateralmente extraídos e três implantes foram imediatamente instalados nos alvéolos de extração. Aleatoriamente, três implantes cilíndricos e três cônicos foram inseridos ao nível da crista (grupo controle) ou 2 mm abaixo da crista (grupo de teste). Três cães foram submetidos a um período de cicatrização submersa de 4 semanas e os outros três um período de cicatrização submersa de 8 semanas. Os animais foram sacrificados e as amostras obtidas. Os padrões de cicatrização examinados microscopicamente em 4 e 8 semanas para os grupos (controle e teste) produziram resultados qualitativamente semelhantes. O valor médio de contato osso-implante total para o grupo na crista foi $36,48 \pm 3,4$ % e para o grupo abaixo da crista foi $41,46 \pm 4,2$ %. Houve, contudo, menos reabsorção óssea no grupo teste (abaixo da crista) do que o grupo controle (ao nível da crista).

Huang et al. (2012) avaliaram a influencia da profundidade de inserção do implante na remodelação óssea ao redor de implantes cone Morse com conexão parafusada e com conexão batida. O segundo, terceiro, quarto pré-molares e primeiro molar foram extraídos da mandíbula de 6 cães da raça beagle. Após 8 semanas, dois implantes cone Morse com conexão parafusada e dois implantes conexão batida foram colocados em um lado da mandíbula, formando-se quatro grupos experimentais: conexão parafusada ao nível da crista e abaixo da crista 1,5 mm; e conexão batida ao nível da crista e abaixo da crista 1,5 mm. Os pilares de cicatrização foram conectados 12 semanas após a instalação e os dados registrados com 4, 10 e 16 semanas após a reabertura. O tipo de conexão não representou um variável estatisticamente significativa, quando os implantes estavam ao mesmo nível em relação à crista ($P > 0,05$). A instalação abaixo da crista em ambas as conexões

tiveram maior profundidade de sondagem peri-implantar. No entanto, foi menor nos grupos abaixo da crista a distância da interface I-P para o primeiro contato osso-implante ($P < 0,05$). Para os autores, o tipo de conexão cone Morse (parafusada ou batida) não interfere significativamente sobre a reabsorção da crista óssea. Além disso, a colocação abaixo da crista teve um impacto positivo na preservação da crista óssea ao redor do colar do implante.

O comportamento biomecânico dos implantes cone Morse em diferentes níveis ósseos já foram anteriormente analisados por meio do método dos elementos finitos (Toniollo et al., 2012). Implantes Titamax CM com 4 x 13 mm e 4 x 11 mm, pilares de 3,5 mm de altura, e coroa metalo-cerâmica parafusada de pré-molar, foram projetados no programa Ansys Workbench 10.0. Os implantes posicionados em blocos ósseos, com osso medular em seu interior, 1,5 mm de osso cortical e espessura da mucosa de 2,5 mm. Quatro grupos foram formados de acordo com o comprimento dos implantes e nível em que eram inseridos: grupo 11CBL (implante de 11 mm ao nível ósseo cortical), grupo 11TBL (implante de 11 mm ao nível de osso medular), grupo 13CBL (implante de 13 mm ao nível ósseo cortical) e grupo 13TBL (implante de 13 mm ao nível do osso medular). Cargas oblíquas de 200 N foram empregadas e as tensões von Mises analisadas. Os resultados foram apresentados de forma qualitativa e quantitativa por escalas padronizadas para cada tipo de osso. Os autores sugerem que a posição do implante completamente no osso medular pode causar danos. O implante no osso cortical tem vantagens no que diz respeito a fixação, promovendo uma melhor dissipação das tensões ao longo da interface implante-osso. O posicionamento do implante ligeiramente abaixo da crista óssea pode trazer vantagens como a melhor previsibilidade a longo prazo, em relação à perda óssea marginal esperada nos implantes.

Recentemente, em uma pesquisa semelhante a esta, considerando-se vários níveis de inserção, Gehrke et al. (2014) avaliaram a resistência à fadiga estática de implantes com diferentes conexões. Sessenta implantes Implacil De Bortoli (São Paulo, Brazil) de diâmetro reduzido ($< 3,75$ mm) e 13 mm de comprimento, e seus respectivos pilares foram utilizados. Quatro grupos foram criados variando-se o tipo de conexão e o desenho do implante: 15 implantes hexágono externo de 3,30 mm de diâmetro e corpo cilíndrico (grupo 1), 15 hexágono interno de 3,30 mm e corpo cilíndrico (grupo 2), 15 hexágono interno de 3,50 mm e corpo cônico (grupo 3), e 15 cone Morse de 3,50 mm e corpo cônico (grupo 4). Três

níveis de inserção foram simulados: ao nível da crista marginal (L1), 3 mm acima da crista (L2) e 5 mm acima da crista (L3). Todos os grupos foram sujeitos a carga compressiva estática de 30°. A maior resistência média à fratura para implantes a 3 mm e a 5 mm acima da crista foi observada em implantes com interface de conexão cônica, respectivamente 1.680 N (L2) e 1.182 N (L3). Em todos os grupos avaliados, a maior resistência as cargas oblíquas ocorreu ao nível da crista (L1), a 3 mm (L2) houve redução da resistência média em 37,2 %, e a 5 mm (L3) redução média da resistência em 53,8 % foi observada. Os autores concluíram que a resistência à carga diminuiu significativamente com menores níveis de inserção.

Em um estudo publicado recentemente, foi avaliada a influência da ancoragem óssea apical em um implante endósseo por meio do método dos elementos finitos. Quatro modelagens com diferentes níveis de ancoragem foram simuladas em um segmento posterior da maxila usando um implante com plataforma switching e cone Morse: (SO) 2 mm abaixo crista com ancoragem apenas na cortical da crista; (SW) 2 mm abaixo crista com bicorticalização; (BO) ao nível da crista ancorado apenas na cortical da crista; e (BW) ao nível da crista com bicorticalização. Os implantes receberam coroas de pré-molar e foram submetidos a carga de 200 N, simulando condições de carga cêntrica e excêntrica. Os resultados da pesquisa indicaram que a instalação abaixo da crista óssea (SW e SO) gera menor tensão ao osso cortical da crista, quando comparado com a colocação ao seu nível (BO e BW). Segundo os autores, os resultados indicam que a colocação abaixo da crista diminui a tensão no osso cortical subjacente à crista, independentemente da bicorticalização. No entanto, esta última pode ser eficaz para limitar o deslocamento do implante, principalmente mediante cargas excêntricas (Sotto-Maior et al., 2014).

Koutouzis et al. (2014) avaliaram por meio de imagens tomográficas o osso marginal de implantes instalados em diferentes níveis em relação à crista óssea. Trinta pacientes com necessidade de implante unitário foram divididos aleatoriamente em três grupos com base na posição da interface I-P em relação à crista alveolar. Os pacientes dos grupos 0, 1 e 2 tiveram, respectivamente, seus implantes inseridos ao nível da crista, a 1 mm e a 2 mm apical da crista alveolar. Então, os níveis ósseos peri-implantares vestibular e lingual foram avaliados após 12 meses. A média foi em torno de -0,04, 0,34 e 1,33 mm, respectivamente, para os grupos 0, 1 e 2. Não houve, porém, diferença estatística significativa entre os grupos quanto ao nível do primeiro contato osso-implante.

2.4 MÉTODOS DE ANÁLISE DE TENSÕES

2.4.1 Método fotoelástico

A fotoelasticidade é uma técnica que permite observar a distribuição de tensões em todo o corpo, que permite a avaliação do comportamento das tensões por meio de franjas de diferentes colorações, a localização das tensões dentro de um modelo experimental (Rubo; Souza, 2001). A fotoelasticidade é uma técnica *in vitro* aplicada a solução de problemas complexos de engenharia e física.

Pellizzer et al. (2010b) avaliaram pelo método fotoelástico a influência da angulação do implante e tipo de intermediário na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas parafusadas. Três modelos fotoelásticos foram confeccionados em resina PL-2 (Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, NC EUA), contendo um implante de hexágono externo de 3,75 x 10 mm (Master screw, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo) angulado a 0°, 17° e 30°, tendo como intermediários UCLA e Esteticone. O conjunto foi posicionado em um polariscópio circular e aplicada uma carga de 100 N em direção axial e oblíqua (45°), em pontos fixos na superfície oclusal das coroas, com ajuda de uma máquina universal de ensaios (Emic). As tensões geradas foram fotografadas e analisadas qualitativamente no programa Adobe Photoshop. Os resultados mostraram o mesmo número de franjas para os dois tipos de intermediário e o número de franjas foi diretamente proporcional ao aumento da angulação. Houve um maior número de franjas, quando da aplicação de carga oblíqua. Com base nos resultados, os autores puderam concluir que não houve diferença significativamente relevante com relação à distribuição das tensões nas próteses com intermediário UCLA e Esteticone. Houve maior concentração de tensões na medida em que se aumentou a angulação do implante. As cargas oblíquas produziram maior concentração e intensidade de tensões que as cargas axiais.

2.4.2 Método dos elementos finitos

Segundo Rubo e Souza (2001), o método dos elementos finitos teve seu início em meados dos anos 60 empregado na indústria aeroespacial, sendo desenvolvido inicialmente para análise de problemas bidimensionais e avançou, principalmente, após a evolução dos computadores, para análises em três dimensões. Teve na década de 70 sua provável primeira utilização voltada à implantodontia.

Conde Neto (2012) avaliou, por meio do MEF tridimensional, o comportamento biomecânico de um implante curto com outro de comprimento padrão, variando-se espessura da cortical óssea. Segundo suas conclusões, o aumento da espessura óssea favoreceu a distribuição de tensões, oferecendo valores mais baixos de tensão na região cortical sob aplicação das cargas (axial e oblíqua) e o modelo de implante curto e cortical espessa, apresentou melhores resultados biomecânicos, em relação ao modelo de implante padrão na situação de cortical fina.

3 PROPOSIÇÃO

Analisar o comportamento das tensões promovidas por implantes com conexão cone Morse sob cargas compressivas estáticas por meio da Fotoelasticidade de Transmissão Plana e do Método dos Elementos Finitos Tridimensionais, variando-se o nível de ancoragem óssea e o tipo carregamento (cêntrica e excêntrica), bem como as diferenças ou convergências entre os métodos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os materiais utilizados na pesquisa foram relacionados no quadro 4.1:

PRODUTO	MARCA	FABRICANTE
Cera nº 7	Classico®	Artigo Odontológico Clássico Ltda, Brasil
Gesso Tipo IV	FujiRock®	GC Europe, Bélgica
Esmalte incolor	Colorama®	Cosbra cosméticos, Brasil
Resina Acrílica Ativada Quimicamente Incolor	Classico®	Artigo Odontológico Clássico Ltda, Brasil
Resina Epóxi	G4 Flexível	Polipox®, Brasil
Dessecador à vácuo	31B	BVP Química, Brasil
Borracha de Silicone	ASB-10 Azul	Polipox®, Brasil
Broca multilaminada	Edenta	Edenta AG, Suíça
Broca PM 702	Carbide Burs	JET-Labordental, Canadá
Dispositivo de aplicação de carga	Paralelômetro modificado	DCL®, Brasil
Liga metálica em Cobalto-Cromo (CoCr)	StarLoy C®	Dentsply-Degudent, Alemanha
Implantes 5,5 x 14 mm	Ankylos®	Dentsply-Friadent, Alemanha
Pilares retos 4 x 1,5 x 6 mm	Ankylos®	Dentsply-Friadent, Alemanha
Óleo Mineral	Campestre®	Campestre Ind E Com de Óleos Vegetais Ltda, Brasil

Quadro 4.1 - Materiais utilizados na pesquisa

4.1.1 Resina fotoelástica

Alguns materiais, como a resina fotoelástica, apresentam características óticas isotrópicas na ausência de tensões externas (em que as propriedades do materiais são as mesmas em todas as direções), quando tensionados evidenciam características anisotrópicas. Essas últimas persistem enquanto houver o carregamento e desaparecem após sua retirada. A resina fotoelástica é um material birrefringente designado para interagir com a luz polarizada (em que todas as ondas são orientadas em um mesmo plano). Conforme figura 4.1, abaixo:

Figura 4.1 - Polarização da luz. Adaptado de Martins (2005)

Segundo Maia et al. (2011), uma resina fotoelástica deve apresentar, preferencialmente, as seguintes características:

1. Transparência, alta constante óptica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência óptica e mecânica, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade;
2. Utilizar material de retorno rápido à condição inicial quando cessada a aplicação de forças, e não apresentarem manchas ou tensões residuais antes e após a suspensão dessas forças, além de baixo custo; e

3. Evitar a sobreposição das franjas. Esse fenômeno ocorre quando utilizam-se dentes multirradiculares, ou quando a distância entre os dentes é pequena a ponto de ocorrer sobreposição das franjas quando as forças são aplicadas.

De acordo com Freitas Júnior (2007) algumas resinas fotoelásticas são ideais para a fotoelasticidade de reflexão (como as de policarbonatos e as resinas epóxi curadas com aminas), outras resinas epóxi curadas com anidridos para fotoelasticidade 3D (ex: PL-2) e, ainda, outros tipos para a fotoelasticidade plana (ex: Cr-39, H-100, Araldite e Polipox).

4.1.2 Polariscópio

O polariscópio é uma peça fundamental para a análise fotoelástica. O equipamento utilizado na presente pesquisa foi um polariscópio circular de transmissão plana, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Este é composto de uma fonte de luz branca (lâmpada *photoflood* incandescente com refletor, modelo E26 de 500W/120V 3400K – G&E), um difusor de luz, um aquário em vidro contendo óleo mineral ao qual é inserido o modelo fotoelástico, um par de filtros retardadores de $\frac{1}{4}$ de onda e duas placas polarizadoras. Acoplados a este sistema, uma câmera digital para aquisição das imagens e um computador *notebook* para armazenar e trabalhar as imagens (Figura 4.2). Os modelos fotoelásticos foram montados em um aquário de vidro contendo óleo mineral em seu interior, importante para a melhor visualização das franjas e registro com a câmera fotográfica.

Figura 4.2 - Ilustração do esquema representativo do polariscópio circular de transmissão plana

O polarizador ou polaróide é uma peça importante no sistema. O polarizador é uma placa que só permite a passagem das componentes de campo elétrico da luz que estão em uma única direção e transforma uma luz não-polarizada em luz polarizada. O primeiro é chamado polarizador, antes de chegar ao objeto (modelo fotoelástico), a segunda placa é denominada de analisador, após passar pelo objeto.

Para melhor visualização dos padrões de franjas isocromáticas (coloridas), deve-se eliminar as franjas isoclínicas (escuras) e isso pode ser feito com a utilização de filtros. Esses filtros são denominados de placas de $\frac{1}{4}$ de onda que cancelam rotações das ondas de luz, o que anula as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de Polariscópio Circular (Gastaldo, 2013). Além disso, as franjas coloridas são intensificadas com a inserção das amostras em óleo mineral.

Um suporte permitiu o posicionamento das amostras no centro geométrico dos polarizadores e dos filtros de $\frac{1}{4}$ de onda (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Posicionamento das amostras geometricamente no centro dos filtros e polarizadores

4.1.2 Hardware e software

Para o método dos elementos finitos foi utilizado dois computadores *notebooks* com diferentes configurações:

1. Macbook 2 GHz Intel Core 2 Duo 2 GB sistema operacional OS X Mavericks versão 10.9.2 (Apple Inc., Cupertino, Califórnia, EUA);
2. Acer 2 GHz Intel Core i3 4 GB sistema operacional Microsoft Windows 8.

Para a modelagem das amostras usadas no MEF foi utilizado o *software* GiD versão 10.0.7 (International Center for Numerical Methods in Engineer - CIMNE), com a incorporação do *plugin* “FEMOOP”. O GiD é um programa computacional gratuito de fácil utilização desenvolvido na Universidade Politécnica da Catalunha (Espanha). Na fase de pré-processamento das imagens também foi utilizado o *software* SolidWorks 2013 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) para inserção de dados dos materiais. No pós-processamento utilizou-se o *software* ANSYS Workbench 14 (Swanson Analysis, Inc, Pensilvânia, EUA).

4.2 MÉTODOS

Para a pesquisa foram selecionados quatro implantes do sistema Ankylos[®] (Dentsply-Friadent, Mannheim, Alemanha) de mesmo diâmetro (5,5 mm) e mesmo comprimento (14 mm), e mesmo tipo de pilar Standard Reto (Dentsply-Friadent, Mannheim, Alemanha), conforme explicitado no quadro 4.2 abaixo:

Implantes			Pilar intermediário		
Modelo	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Modelo	Comprimento (mm)	Cinta (mm)
Ankylos [®]	5,5	14	Standard Reto	6	1,5

Quadro 4.2 - Modelos dos implantes, pilares utilizados na pesquisa

Quatro implantes foram distribuídos em quatro modelos em cada método empregado, apresentando um implante em cada modelo, diferindo apenas quanto ao nível de ancoragem do implante em relação ao modelo ósseo. Como está ilustrado na figura 4.4.

Figura 4.4 - Ilustração da metodologia e da montagem dos modelos de estudo

Portanto, em ambos os métodos, os modelos experimentais foram divididos de acordo com o nível de inserção do implante em relação a cada modelo de simulação de osso, dando-se nomes específicos a cada amostra (Quadro 4.3). Padronizou-se 1 mm de profundidade em virtude de a cinta do pilar ser de 1,5 mm de altura o que impossibilitaria aprofundar mais os implantes.

Dessa forma, os implantes foram fixados seguindo a seguinte metodologia:

Modelos	Níveis de ancoragem
AN	Ao nível da crista
AC	1 mm acima da crista
AB-S	1 mm abaixo da crista sem aposição óssea
AB-C	1 mm abaixo da crista com aposição óssea

Quadro 4.3 - Divisão dos modelos experimentais de acordo com os níveis de ancoragem em relação ao modelo ósseo

4.2.1 Fotoelasticidade

A seguir, é demonstrada a sequência entre a confecção das amostras e a realização dos testes:

Quatro blocos de dimensões idênticas representando uma hemi-seção mandibular foram fabricados com resina epóxi de propriedades fotoelásticas (Polipox[®] – Cesário Lange-SP, Brasil) e manipulada seguindo a recomendação do fabricante. Para tanto, uma matriz de silicone foi usada para padronizar o molde de confecção dos modelos. Cada modelo contendo um implante Ankylos de 5.5 x 14 mm, com um pilar standard e uma plataforma para aplicação de cargas.

4.2.1.1 Confeção dos modelos fotoelásticos

Na primeira fase, um modelo mestre de gesso FujiRock® tipo IV (GC Europe – Leuven, Bélgica) foi confeccionado simulando uma hemi-secção mandibular 35 x 25 x 10 mm, baseado nas dimensões comumente ilustradas nos atlas de anatomia, encontrados no Serviço de Documentação Odontológica (biblioteca) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Figura 4.5a). Sobre o gesso foi aplicada uma camada de esmalte incolor (Colorama®, Cosbra cosméticos, São Paulo-SP, Brasil), preenchendo as porosidades e fornecendo uma superfície lisa e polida ao gesso.

Figura 4.5 - (a) Modelo mestre em gesso e (b) borracha de silicone ASB-10 Azul (Polipox®)

A partir do modelo mestre em gesso, um molde foi confeccionado em borracha de silicone ASB-10 Azul (Polipox® - Cesário Lange-SP, Brasil), o qual foi misturado ao seu catalisador, na proporção de 20:1 seguindo as recomendações do fabricante (Figura 4.5b), e quatro modelos em cera rosa nº 7 (Clássico®, São Paulo-SP, Brasil) foram reproduzidos (Figura 4.6a-d). Para tanto, a cera foi derretida e vertida nos moldes, e somente removida após 48 horas.

Figura 4.6 - Reprodução em cera rosa nº 7 (Clássico®). Vista vestibular (a); vista distal (b); vista lingual; e (d) vista mesial

4.2.1.1.1 Instalação dos implantes nos modelos de cera

Cada implante foi inserido em cada modelo em cera por meio de uma fresadora Fedi 18 (Mariotti & C – Forlì, Itália) (Figura 4.7), presente no Laboratório Julio (São Paulo-SP, Brasil), e os implantes Ankylos instalados nos diferentes níveis: um 1 mm acima da crista (AC), um ao nível da crista óssea (AN), um 1 mm abaixo sem aposição de osso (AB-S) e um 1 mm abaixo com aposição óssea sobre o espelho do implante (AB-C).

Figura 4.7 - Fresadora Fedi 18, Marriotti (Laboratório Julio)

Com uma broca carbide PM 702 acoplada à fresadora, foi realizada uma perfuração de 15 mm de profundidade e de 5,5 mm de diâmetro (Figura 4.8a). A cada implante foi parafusada uma haste de transferente de moldeira aberta, o qual foi apreendido pelo mandril componente da fresadora (Figura 4.8b). Sendo os implantes instalados em cada nível pré-estabelecido (Figura 4.8c).

Figura 4.8 - (a) Demarcação do ponto de eleição com uma broca carbide PM 702 acoplada à fresadora; (b) posicionamento do implante com auxílio da haste de um transferente de moldeira aberta parafusada ao implante; e (c) inserção do implante

4.2.1.1.2 Posicionamento dos conjuntos na base de gesso

Um cilindro calcinável serviu de guia para a elaboração de uma base que serviu para todos os modelos. Para tanto, um pilar foi fixado ao cilindro calcinado e com auxílio de um paralelômetro (Bio-Art® – Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos-SP, Brasil) o pilar foi apreendido sobre uma placa de vidro. Em seguida, uma muralha confeccionada com lâminas de cera nº 7 (Clássico®, São Paulo-SP, Brasil) foi erguida em forma quadrangular de maneira que o conjunto cilindro-pilar ficassem equidistantes em relação às paredes da muralha (Figura 4.9a).

A seguir, foi vazado gesso do tipo IV FujiRock® (CG Europe, Bélgica) até o terço cervical do cilindro, sem extravasar para o pilar (Figura 4.9b). Após a cristalização do gesso, foi realizado um alívio necessário para que o modelo em cera não ficasse em contato com o gesso, ou que o mesmo não impedisse seu completo assentamento. Desta forma o modelo foi posicionado parafusando-se o pilar ao implante (Figura 4.9c).

Figura 4.9 - (a) Posicionamento do conjunto cilindro-pilar e confecção de muralha em cera; (b) vazamento do gesso até o terço cervical do cilindro; e (c) posicionamento do modelo em cera sobre a base de gesso

4.2.1.1.3 Moldes em borracha de silicone

Os modelos fotoelásticos foram confeccionados a partir de quatro diferentes moldes de borracha de silicone ASB-10 Azul (Polipox[®] – Cesário Lange-SP, Brasil) (Figura 4.10).

Figura 4.10 - (a) Posicionamento do conjunto sobre a placa de vidro e confecção da muralha com lamina de cera n° 7; e (b) vertendo a borracha de silicone no interior da muralha

A borracha de silicone foi manipulada com seu catalisador de acordo com as recomendações do fabricante, os quais representavam o negativo da posição das quatro amostras a serem avaliadas (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Remoção dos modelos em cera e, por sua vez, os implantes foram removidos de seus interiores

4.2.1.1.4 Instalação dos implantes nos modelos fotoelásticos

Quatro modelos fotoelásticos simulando uma secção mandibular, com 25 mm de comprimento, correspondendo a região de pré-molares, foram confeccionados com resina G4 Flexível (Polipox[®] – Cesário Lange-SP, Brasil) (Figura 4.12) apresentando implantes unitários ancorados em quatro diferentes níveis: 1) ao nível da crista óssea; 2) um milímetro acima da crista; 3) um milímetro abaixo da crista; e 4) um milímetro abaixo da crista com aposição óssea sobre o módulo da crista do implante.

Figura 4.12 - Resina fotoelástica G4 Flexível e endurecedor G4 (Polipox)

Os implantes foram cuidadosamente removidos dos modelos em cera, e qualquer resíduo de cera retirado com auxílio de um ultrasson (Ultrasonic LC30H, Elma Hans Schmidbauer GmbH & Co., Alemanha) (Figura 4.13).

Figura 4.13 - Ultrasson utilizado na remoção dos resíduos de cera

Conforme recomendação do fabricante do sistema Ankylos[®], foi utilizado o torque ideal de instalação para os pilares foram de 25 N cm e para os cilindros foi de 10 N cm e, posteriormente, estes confirmados com um torquímetro manual (Mitutoyo, Japão) (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Torquímetro manual Mitutoyo, utilizado para aplicação do torque de 30 N cm do pilar ao implante conforme recomendação do fabricante

Primeiramente, a resina epoxi G4 Flexível (Polipox[®]) foi aglutinada ao seu líquido endurecedor (ativador) na proporção de 2:1, por 30 segundos, com um espátulador acoplado a uma bomba à vácuo (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil) (Figura 4.15a) e, em seguida, colocada em um recipiente de béquero e misturados com bastão de vidro, e o líquido foi colocado em um dessecador à vácuo (31B, BVP Química, Brasil) por 20 minutos, visando eliminar ao máximo a quantidade de bolhas que poderiam ser incorporadas aos modelos. O dessecador é basicamente composto de uma câmara hermeticamente fechada e uma bomba à vácuo (Figura 4.15b). Por fim, o material foi cuidadosamente inserido nos moldes de borracha de silicone e aguardou-se 72 horas à temperatura ambiente antes da remoção dos modelos de seus moldes, certificando-se que a polimerização havia ocorrido por completo (Figura 4.15c-d).

Figura 4.15 - Espatulação da resina fotoelástica em espatulador à vácuo (a); bomba à vácuo e dessecador à vácuo, para minimizar a incorporação de bolhas (b); reposicionamento da base de gesso juntamente com o implante nos moldes (c); e despejo da resina até o nível formado pela borracha e manutenção de cabeça para baixo durante todo o período de polimerização da resina (d)

No modelo AB-C, foi certificado de que não havia qualquer contato do pescoço do pilar com o osso subjacente. O contato deveria restringir-se à região da plataforma e módulo da crista do implante. Qualquer excesso de resina fotoelástica foi cuidadosamente removido com lâmina de bisturi nº 12.

4.2.1.2 Método de análise

Foi parafusada uma plataforma para aplicação de cargas de 3 mm de altura por 15 mm de diâmetro sobre cada pilar, a qual foi confeccionado em Co-Cr por meio de um cilindro calcinável correspondente ao pilar. A carga cêntrica foi aplicada no centro da mesa e a excêntrica com um deslocamento de 5 mm do ponto central, o que simularia uma situação mais próxima da distância da região de crista/cúspide à fossa central de um primeiro molar inferior (Sizo et al., 2012).

Os modelos fotoelásticos levados individualmente aos testes no polariscópio, e uma ponta aplicadora de carga gerava cargas de 10, 20, 30, 40 e 50 N de forma cêntrica e excêntrica em dois pontos distintos da mesa para aplicação de cargas, isto é, no centro e a 5 mm do centro, respectivamente. Uma fotografia inicial sem aplicação de carga foi realizada para indicar a ausência de tensões no modelo fotoelástico previamente aos testes com carga.

Os testes foram registrados e digitalizados por uma câmera digital (Canon EOS Rebel T2i) e trabalhados no software ImageJ[®] (National Institutes for Health, Bethesda, Maryland, EUA) em computador com sistema operacional OS X Machintosh. Assim, foi possível a visualização, diminuição dos ruídos da imagem e a compreensão e interpretação da localização e intensidade/concentração das tensões no osso ao redor do implante.

Os resultados da fotoelasticidade são representados por duas classes de franjas: as primeiras denominadas isoclínicas, visualizadas quando as tensões principais coincidem com o eixo de polarização do polarizador formando franjas negras, e as outras chamadas isocromáticas representadas pela diferença das tensões principais formando franjas coloridas. De acordo com a maioria dos autores a ordem e o número de franjas isocromáticas indica a intensidade de tensão e a proximidade entre elas representa a concentração (Cehreli et al., 2004; Da Silva et al., 2010; Tonella et al., 2011).

Este, trata-se de um estudo em que todas as imagens foram avaliadas pelo mesmo operador. Uma Tabela de Calibração obtida por meio de teste em modelo simplificado. A Ordem de Franja foi medida de acordo com as franjas isocromáticas principais de referência (F_0 , F_1 , F_2 e F_3) explicitadas na tabela 4.1 e na figura 4.16:

Tabela 4.1 - Ordem de franjas isocromáticas

	COR	ORDEM DE FRANJA
Preto	0
	Amarelo	0,60
	Vermelho	0,90
	Vermelho/Azul	1,00
	Verde	1,22
	Amarelo	1,39
	Vermelho	1,82
	Vermelho/Verde	2,00
	Verde	2,35
	Amarelo	2,50
	Vermelho	2,65
	Vermelho/Verde	3,00
	Verde	3,10

Figura 4.16 - Ilustração exemplificando como aumenta o número de franjas principais e, consequentemente, as ordens de franjas a medida que se aumenta a intensidade de carga (a) 10 N, (b) 20 N e (c) 30 N

Abaixo estão os 5 pontos que foram avaliados por meio da ordem de franja (Figura 4.17a-d):

Figura 4.17 - Pontos avaliados nos modelos fotoelásticos AC (a); AN (b); AB-S (c); e AB-C (d)

4.2.2 Método dos elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos resume-se em tornar um problema complexo e o subdividir em outros menores e finitos (elementos), resolvendo matematicamente suas equações e as combinando, para oferecer a solução do problema inicial (Rubo; Souza, 2001).

O método pode ser dividido em dois momentos distintos, o pré- e o pós-processamento. O pré-processamento define o momento da modelagem, construção dos pontos, linhas, superfícies e volumes, e malha de elementos finitos, do(s) corpo(s) de prova. Foi utilizado o software GID versão 10.0.7 (International Center for Numerical Methods in Engineer - CIMNE).

Um *plugin* denominado “FEMOOP”, abreviação de “Finite Element Method – Object Oriented Program”, foi previamente incorporado ao programa GID para autorizar algumas utilidades não disponíveis na versão livre e para viabilizar a construção de malhas como maior número de elementos e de nós. O resultado obtido via método dos elementos finitos é tão mais preciso quanto mais refinado for a malha de elementos finitos e maior o número de nós. A instalação foi realizada dentro da pasta “problemtypes” que por sua vez estava no diretório de instalação do programa GID, da seguinte maneira:

Drive:/Arquivos de programas/GID/problemtypes/femoop.gid

Na interface inicial do programa GID, na aba “Data” foi carregado o commando “Problem type”, em seguida “FEMOOP” (Data>Problem type>Femoop).

O pós-processamento define o momento após a obtenção do modelo numérico, na qual inúmeros recursos tornam-se disponíveis, como tensões e deslocamentos.

4.2.2.1 Pré-processamento

4.2.2.1.1 Construção da geometria

A geometria do implante (Apêndice D), pilar, mesa, ossos medular e cortical foram executados com a própria ferramenta de desenho do programa GID. As diferentes regiões do corpo de prova são demonstradas abaixo (Figuras 4.14a1-5):

a.1

GiD

a.2

GiD

a.3

GiD

Figura 4.18 - (a.1) Implante Ankylos 5.5 x 14 mm; (a.2) Conjunto implante-pilar; (a.3) Conjunto implante-pilar e mesa de aplicação de cargas; (a.4) implante, pilar, mesa e osso medular; e (a.5) Amostra completa com implante, pilar, mesa e ossos medular e cortical

4.2.2.1.2 Construção da malha

Após os pontos, as linhas, as superfícies e os volumes terem sido criados, trabalhou-se na confecção da malha de elementos finitos. Para tanto, foi realizado o comando “Generate mesh” (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Geração da malha de elementos finitos

No modelo AB-C, foi certificado de que não havia qualquer contato do pescoço do pilar com o osso cortical. O contato deveria restringir-se à região da plataforma e módulo da crista do implante (Figura 4.20).

Figura 4.20 - Ausência de contato do pilar do implante do modelo AB-C com o osso cortical

Após a construção das malhas, as amostras criadas formaram *nós* e *elementos* que, se apresentavam numericamente diferentes, conforme tabela 4.2:

Tabela 4.2 - Número de Elementos e de Nós nos diferentes níveis de inserção

	AC	AN	AB-S	AB-C
Nós	196.906	200.003	198.518	198.892
Elementos	112.956	114.662	113.870	114.105

4.2.2.1.3 Posição dos implantes

Quatro modelos experimentais foram desenhados apresentando diferentes posições dos implantes em relação ao osso (Figura 4.21a-d).

Figura 4.21 - (a) Amostra AC; (b) amostra AN; (c) amostra AB-S; e (d) amostra AB-C

Antes da fase de pós-processamento os dados obtidos foram exportados para o *software* SolidWorks, o que possibilitou a distinção e aplicação das propriedades dos materiais.

4.2.2.1.4 Propriedade dos materiais

Os dados do problema foram inseridos, atribuindo-se tipos de análise e de estrutura. A definição das propriedades dos materiais é imprescindível para o estudo com MEF e é inserida na seção “*Materials*” do programa (Quadro 4.4), onde se pôde agregar informações quanto ao módulo de elasticidade e o coeficiente de *Poisson* dos materiais empregados.

	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de <i>Poisson</i>	Referência
Liga de Co-Cr (mesa)	200	0,30	Fabricante StarLoy C
Ti6Al4V (implante)	114	0,34	Bozkaya et al. (2004)
Osso Cortical	13,7	0,30	Menicucci et al., (2002)
Osso Medular	1,37	0,30	Menicucci et al., (2002)

Quadro 4.4 - Propriedade dos materiais. Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de *Poisson* (ν)

4.2.2.1.5 Tipos de carga aplicadas

Dois tipos de carregamentos foram aplicados em diferentes ensaios, uma carga axial direcionada no centro geométrico da plataforma de aplicação de cargas (carga cêntrica) e outra a 5 mm distante do centro (carga excêntrica) (Figura 4.22).

Figura 4.22 - Pontos de aplicação de carga cêntrica e excêntrica

4.2.2.2 Pós-processamento

O pós-processamento nada mais é que o modo como as amostras se apresentavam após a aplicação das condições de carga, desta forma, pode-se obter informações de imagens para análise qualitativa e dados numéricos em megapascal (Mpa), correspondentes à equivalente das tensões de von Mises, as quais sintetizam as médias das principais cargas que ocorreram no modelo, ou seja, de compressão, de tração e de cisalhamento. Esta foi realizada no software ANSYS Workbench 14.

5 RESULTADOS

5.1 FOTOELASTICIDADE

Para os testes em fotoelasticidade, foram realizadas fotografias das amostras em vista frontal nos quatro modelos estudados, primeiramente, antes da aplicação da carga e em seguida cinco capturas fotográficas correspondentes aos cinco carregamentos compressivos estáticos (10, 20, 30, 40 e 50 N), para cada tipo de carga (cêntrica e excêntrica) (Apêndice B, C). Abaixo, estão demonstradas, respectivamente, as imagens na ausência de carregamento e com carga compressiva estática cêntrica e excêntrica de 10 N de intensidade, em cada modelo fotoelástico (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Amostras antes da aplicação dos carregamentos compressivos estáticos, demonstrando ausência de tensão residual na resina fotoelástica: (a) AC; (b) AN; (c) AB-S; e (d) AB-C

5.1.1 Análise qualitativa

A análise qualitativa foi realizada levando-se em consideração o número de franjas e a área onde ocorreu concentração de tensão (Figuras 5.2-5.9).

5.1.1.1 Amostra AC

5.1.1.1.1 Carga cêntrica

Figura 5.2 - Amostra acima da crista sob carregamento compressivo estático cêntrico de 10 N

5.1.1.1.2 Carga excêntrica

Figura 5.3 - Amostra acima da crista sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N

5.1.1.2 Amostra AN

5.1.1.2.1 Carga cêntrica

Figura 5.4 - Amostra ao nível da crista sob carregamento compressivo estático cêntrico de 10 N

5.1.1.2.2 Carga excêntrica

Figura 5.5 - Amostra ao nível da crista sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N

5.1.1.3 Amostra AB-S

5.1.1.3.1 Carga cêntrica

Figura 5.6 - Amostra abaixo da crista sem aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático cêntrico de 10 N

5.1.1.3.2 Carga excêntrica

Figura 5.7 - Amostra abaixo da crista sem aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N

5.1.1.4 Amostra AB-C

5.1.1.4.1 Carga cêntrica

Figura 5.8 - Amostra abaixo da crista com aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático cêntrico de 10 N

5.1.1.4.2 Carga excêntrica

Figura 5.9 - Amostra abaixo da crista com aposição óssea sobre a plataforma do implante sob carregamento compressivo estático excêntrico de 10 N

A seguir, as imagens das quatro amostras mediante cargas cêntrica e excêntrica de 10 N de intensidade dispostos lado a lado (Figuras 5.10, 5.11):

Figura 5.10 - Demonstração dos quatro modelos sob carga cêntrica de 10 N

Figura 5.11 - Demonstração dos quatro modelos sob carga excêntrica de 10 N

5.1.2 Análise quantitativa

A análise quantitativa dos ensaios sob carga cêntrica e excêntrica com 10 N estão dispostas nos gráficos 5.1 e 5.2.

5.1.2.1 Carga cêntrica

Gráfico 5.1 - Amostras em função das regiões avaliadas. Resultados quantitativos de acordo com o critério Ordem de Franja após a aplicação de carga compressiva estática, do tipo cêntrico e com intensidade de 10 N

5.1.2.2 Carga excêntrica

Gráfico 5.2 - Amostras em função das regiões avaliadas. Resultados quantitativos de acordo com o critério Ordem de Franja após a aplicação de carga compressiva estática, do tipo excêntrico e com intensidade de 10 N

Visando quantificar o conjunto da distribuição das ordens de franjas dos pontos avaliados, foi realizada a média dos valores das ordens de franja de todos os pontos em cada amostra estudada e dispostas em uma tabela (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Média dos cinco pontos avaliados em cada corpo de prova

	<i>Fotoelasticidade</i>			
	AC	AN	AB-S	AB-C
Cêntrica	1,78	1,94	1,21	1,70
Excêntrica	0,88	1,36	1,47	1,47

Foi então descrito em um quadro os valores das médias (máxima e mínima) das ordens de franjas entre os cinco pontos, em cada amostra (Quadro 5.1).

<i>Fotoelasticidade</i>		
Cêntrica	máxima	AN
	mínima	AB-S
Excêntrica	máxima	AB-S AB-C
	mínima	AC

Quadro 5.1 - Amostras distribuidas segundo os máximos e mínimos valores obtidos da media das ordens de franjas dos cinco pontos avaliados

Para estabelecer um outro parâmetro de comparação e aumentar a possibilidade de discussão acerca dos dados obtidos, os pontos avaliados foram separados. Uns compreendiam a região em que normalmente encontra-se a cortical óssea (1 e 5) e outros em geral representam a região representada pela medular óssea (2, 3 e 4). Desta forma, para cada separação foi realizada uma média aritmética e encontrado os seguintes valores, conforme tabela 5.2, abaixo:

Tabela 5.2 - Valores obtidos pelas médias das ordens de franjas dos pontos que estão localizadas na região cervical (1 e 5) e região média/apical (2, 3 e 4)

<i>Fotoelasticidade</i>		AC	AN	AB-S	AB-C
Cêntrica	1 e 5	1,06	1,30	0,50	0,91
	2, 3 e 4	2,27	2,37	1,69	2,23
Excêntrica	1 e 5	0,30	1,36	0,75	0,75
	2, 3 e 4	1,27	1,74	1,95	1,95

Por meio dos valores obtidos, considerando a média das ordens de franjas dos pontos avaliados nas regiões onde anatomicamente encontram-se os ossos cortical (região cervical) e medular (região média/apical) – visto se tratar de um modelo isotrópico – as amostras foram então distribuídas segundo seus máximos e mínimos valores de suas médias de ordem de franja para cada região (Quadro 5.2).

<i>Fotoelasticidade</i>			
Cêntrica	Região Cervical (1 e 5)	máxima	AN
		mínima	AB-S
	Região Média/Apical (2, 3 e 4)	máxima	AN
		mínima	AB-S
Excêntrica	Região Cervical (1 e 5)	máxima	AN
		mínima	AC
	Região Média/Apical (2, 3 e 4)	máxima	AB-S AB-C
		mínima	AC

Quadro 5.2 - Amostras que apresentaram valores médios máximos e mínimos de ordem de franja para as regiões cervical (1 e 5) e média/apical (2, 3 e 4)

5.2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

5.2.1 Análise qualitativa

A análise qualitativa foi realizada considerando-se a escala gradual de cores das tensões de von Mises e a área onde ocorreu concentração de tensão com cores mais quentes, como o amarelo, laranja e vermelho (Figuras 5.12-5.27).

5.2.1.1 Amostra AC

5.2.1.1.1 Carga cêntrica

Figura 5.12 - Tensões na amostra AC sob carga cêntrica de 10 N

Figura 5.13 - Tensões na amostra AC sob carga cêntrica de 10 N

5.2.1.1.2 Carga excêntrica

Figura 5.14 - Tensões na amostra AC sob carga excêntrica de 10 N

Figura 5.15 - Tensões na amostra AC sob carga excêntrica de 10 N

5.2.1.2 Amostra AN

5.2.1.2.1 Carga cêntrica

Figura 5.16 - Tensões na amostra AN sob carga cêntrica de 10 N

Figura 5.17 - Tensões na amostra AN sob carga cêntrica de 10 N

5.2.1.2.2 Carga excêntrica

Figura 5.18 - Tensões na amostra AN sob carga excêntrica de 10 N

Figura 5.19 - Tensões na amostra AN sob carga excêntrica de 10 N

5.2.1.3 Amostra AB-S

5.2.1.3.1 Carga cêntrica

Figura 5.20 - Tensões sob na amostra AB-S carga cêntrica de 10 N

Figura 5.21 - Tensões na amostra AB-S sob carga cêntrica de 10 N

5.2.1.3.2 Carga excêntrica

Figura 5.22 - Tensões na amostra AB-S sob carga excêntrica de 10 N

Figura 5.23 - Tensões na amostra AB-S sob carga excêntrica de 10 N

5.2.1.4 Amostra AB-C

5.2.1.4.1 Carga cêntrica

Figura 5.24 - Tensões na amostra AB-C sob carga cêntrica de 10 N

Figura 5.25 - Tensões sob carga cêntrica de 10 N

5.2.1.4.2 Carga excêntrica

Figura 5.26 - Tensões na amostra AB-C sob carga excêntrica de 10 N

Figura 5.27 - Tensões na amostra AB-C sob carga excêntrica de 10 N

Gráficos representativos da análise quantitativa dos ensaios em MEF

(Gráficos 5.3, 5.4), a seguir:

5.2.2 Análise quantitativa

5.2.2.1 Carga cêntrica

Gráfico 5.3 - Representação das tensões equivalentes de von Mises desenvolvidas pelas amostras em função das regiões avaliadas (cortical e medular) sob carregamento compressivo estático, do tipo cêntrico e com intensidade de 10 N

5.2.2.2 Carga excêntrica

Gráfico 5.4 - Representação das tensões equivalentes de von Mises desenvolvidas pelas amostras em função das regiões avaliadas (cortical e medular) sob carregamento compressivo estático, do tipo excêntrico e com intensidade de 10 N

Basendo-se nos valores obtidos das tensões equivalentes de von Mises, foram verificados as amostras que apresentaram as tensões máximas e mínimas nas regiões avaliadas (cortical e medular) em cada tipo de carregamento compressivo estático empregado (cêntrico e excêntrico), conforme demonstra o quadro 5.3 abaixo:

<i>Método dos Elementos Finitos</i>			
Cêntrica	Cortical	máxima	AC
		mínima	AB-S
	Medular	máxima	AB-S
		mínima	AB-C
Excêntrica	Cortical	máxima	AB-C
		mínima	AN
	Medular	máxima	AB-S
		mínima	AB-C

Quadro 5.3 - Amostras distribuidas segundo os máximos e mínimos valores obtidos pela tensão equivalente de von Mises

Como método de facilitar a comparação dos dados qualitativos, dos modelos fotoelásticos e modelos matemáticos, imagens foram dispostas lado a lado juntamente com uma grade em que fica evidente algumas áreas já pesquisadas na fotoelasticidade, como os pontos 1, 2, 3, 4 e 5, mediante aplicação de carregamento compressivo estático cêntrico e excêntrico (Figura 5.28, 5.29). Também disponível no apêndice A.

Figura 5.28 - Métodos dispostos lado a lado com a grade para facilitar a interpretação qualitativa de como as tensões se distribuem sob cargas cêntricas de 10 N

Figura 5.29 - Métodos dispostos lado a lado com a grade para facilitar a interpretação qualitativa de como as tensões se distribuem sob cargas excêntricas de 10 N

6 DISCUSSÃO

Além das diferentes formas, tipos de conexão, bem como plataformas coincidente ou *switching*, os implantes apresentam diferentes indicações quanto ao nível em que devem ser instalados em relação à crista óssea marginal, o qual também pode ser determinado pela espessura de mucosa remanescente. O implante utilizado na pesquisa apresenta o conceito plataforma *switching* ou *shifting* que, segundo o fabricante, propicia o deslocamento do estresse durante a função para longe da crista devido a distribuição de carga. Permite a estabilidade do tecido ósseo e do tecido mole devido à conexão cônica livre de fenda e de contaminação bacteriana com máxima estabilidade mecânica e a falta de micromovimento.

A literatura mostra que os implantes colocados abaixo da crista óssea apresentam melhores resultados para a manutenção da mesma e, conseqüentemente, suporte gengival para a formação da papila interdental quando comparado com os implantes colocados ao nível da crista óssea, principalmente quanto à reabsorção da crista óssea inter-implantar; o protocolo é colocá-los de 1 a 3 mm abaixo da crista óssea alveolar. A revista da literatura demonstrou que este ainda não é um conceito totalmente firmado (Pontes et al., 2008).

A seleção dos implantes deve se iniciar por aqueles de maior diâmetro e maior comprimento. Em áreas de quantidade e densidade óssea menores indica-se correlacionar o diâmetro, o comprimento e o número de implantes. Na utilização de implantes abaixo da crista óssea, o comprimento dos mesmos deverá ser menor, ou seja, em uma altura óssea de 10 mm, utiliza-se um implante de menor comprimento. Cochran et al. (2009) e Negri et al. (2012a,b) trabalharam com cães e apresentaram resultados que se contrapõem, os segundos autores mostraram melhores resultados nos implantes posicionados abaixo da crista.

Pontes et al. (2008) e Huang et al. (2012) também trabalharam em cães e tiveram achados antagônicos, estes últimos demonstraram menor perda da interface I-P em relação ao primeiro contato osso-implante, naqueles posicionados abaixo da crista óssea alveolar.

A Implantodontia tem se beneficiado pela utilização de métodos de análise de tensões amplamente utilizados na Física e nas Engenharias Civil, Mecânica e Aeroespacial, como: a extensometria (Abreu et al., 2012; Cho et al. 2014), a

interferometria holográfica (Amaro et al., 2006; Campos et al., 2006; Gesualdi et al., 2007), a interferometria eletrônica por padrões de *speckle* (Rodriguez et al., 2004; Wahl; Lang, 2004; Sizo et al., 2012), a fotoelasticidade (Termeie et al., 2014; Zanatta et al., 2014) e o método dos elementos finitos - MEF (Mori et al., 2002; Pigozzo et al., 2014). No entanto, poucos são os estudos que comparam duas ou mais técnicas (Iplikçioğlu et al., 2003; Cehreli et al., 2004; Anami et al., 2013; Rossi et al., 2014).

Cada técnica, isoladamente, apresenta limitações. Como observado no estudo de Pellizzer et al. (2010b) pode-se ter a falsa interpretação de que não há diferença entre utilizar intermediários do tipo esteticone ou componentes do tipo UCLA. Contudo o estudo baseou-se na transmissão das tensões puramente ao tecido ósseo e não ao próprio implante. Em estudos com MEF é possível melhor analisar a distribuição das tensões pelo implante, parafusos e seus componentes. Dessa forma, os resultados obtidos pela modelagem computacional, aliados aos obtidos nos ensaios experimentais, podem impulsionar a criação de referências e padronizações para a aplicação de implantes em diferentes níveis de inserção.

A fotoelasticidade é uma técnica *in vitro* aplicada a solução de problemas complexos de engenharia e a obtenção dos parâmetros fotoelásticos. A leitura manual é um procedimento demorado, porém, de menor custo se comparado a outras técnicas, como o MEF. Na análise qualitativa de fotoelasticidade, foi possível visualizar maiores acúmulos de tensões em todas as amostras e para os dois tipos de carregamento no ponto 3, correspondente a região apical e menores tensões nos pontos próximos a região correspondente à cortical (1 e 5). Estas imagens são confirmadas pela contagem das ordens de franjas. Provavelmente isto ocorra devido à ausência de uma cortical.

Na fotoelasticidade, a média dos valores obtidos ordens de franja de todos os pontos em cada amostra estudada apresentou menores valores, para cargas cêntricas no modelo AB-S (1,21) enquanto que os menores valores, para cargas excêntricas ocorreu no modelo AC (0,88).

As roscas progressivas e o perfil convexo da rosca dos implantes Ankylos têm como objetivo transferir as cargas laterais ao osso medular e reduzir as tensões no osso cortical, porém, os ensaios em MEF demonstraram na cortical cervical o maior acúmulo de tensão na amostra AB-C (5,5872 MPa), no carregamento excêntrico. Este fato aparentemente contraria os objetivos do fabricante mas sob carregamento cêntrico a amostra AB-C apresentou valores de 0,5472 MPa, muito

abaixo do carregamento excêntrico e a tensão na medular de 0,0878 MPa, não muito diferente da tensão máxima na medular da amostra AB-S, em carregamento excêntrico que foi de 0,1159 MPa. Resultado semelhante ocorreu também na média das ordens de franjas na técnica da resina fotoelástica para a amostra AB-S, sob o mesmo tipo de carregamento.

Pode-se justificar a discrepância de resultados nos modelos com recobrimento da plataforma do implante (AB-C), verificados no estudo fotoelástico prévio de Gehrke et al. (2014) com os encontrados na presente pesquisa envolvendo modelos fotoelásticos e em MEF por dois fatores principais: (1) A resina fotoelástica utilizada no presente estudo apresenta índice de refração e módulo de elasticidade diferentes; e (2) o estudo anterior avaliou a área em mm² da dissipação das tensões. A presente pesquisa utilizou uma resina fotoelástica com outro índice de refração e com menor módulo de elasticidade, necessitando de menores valores de carga para promover a formação de tensões/deformações no modelo experimental. Além disso, a análise qualitativa foi realizada em função do número de franjas e proximidade entre elas, e quantitativamente pela ordem de franjas concentradas em pontos específicos próximos aos implantes e não pela dissipação das tensões nos modelos de estudo.

Muito embora questione-se as cargas excessivas apresentadas na amostra AB-C, principalmente, sob cargas excêntricas apresentadas no MEF, parece que o fato do osso aposicionado sobre a plataforma do implante estar ou não em contato com o pescoço do pilar do implante não parece ser um fator relevante nestes acúmulos de tensão, visto que modelos em MEF foram progressivamente aliviados nesta região e não houve diferença significativa para a concentração de tensões.

No MEF foi verificado que conforme o aprofundamento do implante de AC até AB-S, houve uma redução progressiva das tensões na região cortical, independentemente do tipo de carregamento, aspecto altamente favorável do ponto de vista biomecânico.

Modelos mais complexos como a mandíbula que apresenta diferentes densidades ósseas, interface osso-implante, condições de fixação e geometria complexa, são de difícil reprodução devido as características anisotrópicas que pode influenciar negativamente nos resultados (Rubo; Souza 2001).

Devido à ausência da cortical óssea no modelo fotoelástico, pode-se melhor comparar com o modelo do MEF, na região da medular, pois apesar da

sobreposição das franjas e a imagem do MEF corresponder a um corte longitudinal no centro do implante e do modelo mandibular. Observou-se uma semelhança na distribuição das ordens de franjas com as tensões de von Mises, apesar de técnicas bem diferentes.

Considerando os pontos na região correspondente à cortical, na carga compressiva cêntrica as amostras AB-S apresentaram os menores níveis de tensão, respectivamente, 0,50 na análise fotoelástica e 0,3842 MPa no MEF. As demais ordens de franjas apresentaram imagens com tendências de distribuição na região medular semelhantes às tensões de von Mises do MEF, no aspecto qualitativo, porém, sem possibilidades de comparação quantitativa.

Uma inserção mais profunda proporciona uma resistência superior às forças externas, particularmente àquelas envolvidas com a reposição de implantes na região de molar (Gehrke et al., 2014). Apesar disso excelentes resultados em estudos de larga escala foram obtidos inserindo os implantes ao nível da crista (Mangano et al., 2009, 2011).

O tecido ósseo é dinâmico e remodela-se de acordo com as forças de compressão, tração e cisalhamento que atuam sobre o mesmo, lei promulgada por Julius Wolff desde 1892. As tensões de von Mises e as ordens de franjas não diferenciam os componentes das forças acima. As franjas formam-se perpendicularmente ao deslocamento das tensões e representam qualitativamente este fenômeno.

Os achados dos testes fotoelásticos e simulações matemáticas não devem ser dissociados dos aspectos biomecânicos de uma oclusão ótima ou ideal, e deve-se considerar também a ausência do ligamento periodontal e da propriocepção nos implantes.

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos nos ensaios pode-se concluir que:

1. Entre as amostras 1 mm acima da crista (AC) e 1 mm abaixo (AB-S), houve uma redução das tensões na região cortical independente do tipo de carga e um aumento das tensões na região medular na carga excêntrica, nos dois métodos;
2. No MEF houve uma diminuição progressiva das tensões na região cortical de 1 mm acima da crista (AC) para 1 mm abaixo (AB-S);
3. As discrepâncias entre os modelos sem aposição óssea (AB-S) e com aposição (AB-C), em ambos os métodos, indicam que neste último há tração do osso representado sobre a plataforma do implante;
4. Os métodos apresentam uma semelhança qualitativa na região medular.

REFERÊNCIAS¹

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont*. 2012 Oct;21(7):535-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x. Epub 2012 Aug 20.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Mar;21(3):328-35. Epub 2010 Jan 13.

Amaro AM, Cirne JS, Rilo NF, Vaz M, Monteiro J. Utilização de técnicas de interferometria holográfica na detecção de defeitos em compósitos laminados. *Rev Iberoam Ingeniería Mecánica*. 2006;10(1):83-91.

Anami L, Costa Lima J, Takahashi F, Neisser M, Noritomi P, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2013 Jun 10. [Epub ahead of print]

Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010 Oct;81(10):1350-66.

Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):523-30.

Calvo-Guirado JL, Boquete-Castro A, Negri B, Delgado Ruiz R, Gómez-Moreno G, Iezzi G. Crestal bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. A pilot study in Foxhound dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Mar;25(3):344-51. doi: 10.1111/clr.12110. Epub 2013 Jan 25.

Campos TN, Adachi LK, Chorres JE, Campos AC, Muramatso M, Gioso MA. Holographic Interferometry Method for Assessment of Static Load Stress Distribution in Dog Mandible. *Braz Dent J*. 2006;17(4):279-84.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):249-57.

Cho YE, Park EJ, Koak JY, Kim SK, Heo SJ, Park JM. Strain gauge analysis of occlusal forces on implant prostheses at various occlusal heights. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Sep-Oct;29(5):1034-41. doi: 10.11607/jomi.3040.

Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE, Wieland M, Dard M. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol.* 2009 Apr;80(4):609-17. doi: 10.1902/jop.2009.080323.

Conde Neto JA. Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com variação da espessura da cortical óssea por meio do método dos elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

Da Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Júnior IR. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Sep;12(3):254-62.

Freitas Júnior AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada à odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. *ImplantNews.* 2007 Sep-Oct;4(5):469-76.

Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2014 Apr;18(3):715-20. doi: 10.1007/s00784-013-1039-7. Epub 2013 Jul 17.

Gastaldo JFG. Análise fotoelástica das tensões ao redor dos implantes, na região de mandíbula, com aplicação de força em próteses tipo protocolo, revestidas em resina acrílica. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

Gesualdi M, Mori M, Muramatsu M, Liberti EA, Munin E. Phase-shifting real-time holographic interferometry applied to load transmission evaluation in dried human skull. *Applied Optics.* 2007;46:5419-29.

Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, Lang NP, Jönsson J. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Jun;15(3):259-68.

Hernigou P, Queinnec S, Flouzat Lachaniette CH. One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2013 Oct;37(10):2081-8. doi: 10.1007/s00264-013-1927-0. Epub 2013 May 30.

Huang B, Meng H, Piao M, Xu L, Zhang L, Zhu W. Influence of Placement Depth on Bone Remodeling Around Morse Taper Connection Implant: A Clinical and Radiographic Study in Dogs. *J Periodontol.* 2012 Jan 5. [Epub ahead of print]

İplikçioğlu H, Akça 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. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun;7(2):143-52.

Koutouzis T, Neiva R, Nair M, Nonhoff J, Lundgren T. Cone beam computed tomographic evaluation of implants with platform-switched Morse taper connection with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Sep-Oct;29(5):1157-63. doi: 10.11607/jomi.3411.

Krebs M, Schmenger K, Neumann K, Weigl P, Moser W, Nentwig GH. Long-Term Evaluation of ANKYLOS® Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Sep;17. doi: 10.1111/cid.12154. [Epub ahead of print].

Maia LGM, Gomes VL, Santos-Pinto A, Monini AC, Gandini-Jr LG. Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela mola "T" centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone. *Dental Press J Orthod.* 2011 Jan-Feb;16(1):116-25.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Lezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):254-61.

Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*. 2011 Jan;82(1):52-61. Epub 2010 Jul 27.

Martins GP. Fotoelasticidade – primeiros passos [internet]. Belo Horizonte, MG; Publicação CDTN 944. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear; 2005 [citado 10 jul. 2014]. Disponível em: http://biblioteca.cdtm.br/cdtm/arpel/adobe/PUB_CDTN_944_Geraldo_PMartins.pdf

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(3):334-41.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 May-Jun;17(3):384-90.

Mori M, Vasconcelos AB, Andueza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método de elementos finitos. *Rev Bras Odontol*. 2002;59(03):206-10.

Negri B, Calvo-Guirado JL, Pardo-Zamora G, Ramírez-Fernández MP, Delgado-Ruiz RA, Muñoz-Guzón F. Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part I: a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012a Feb;23(2):228-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02158.x. Epub 2011 Mar 24.

Negri B, Calvo-Guirado JL, Ramírez-Fernández MP, Maté Sánchez-de Val J, Guardia J, Muñoz-Guzón F. Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part II: a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012b Feb;23(2):236-44. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02290.x. Epub 2011 Sep 5.

Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol*. 2010a;36(6):419-24.

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

Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res.* 2014 Jan-Feb;28(1). pii: S1806-83242013005000034. Epub 2013 Dec 17.

Pontes AE, Ribeiro FS, Iezzi G, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio E Jr. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2008 May;19(5):483-90. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01506.x. Epub 2008 Mar 26.

Rodríguez D, Moreno V, Gallas M, Abeleira MT, Suárez D. In-plane electronic speckle pattern of interference (ESPI) with optical fibre system applied to the study of the human jaw. *Med Eng Phys.* 2004 Jun;26(5):371-8.

Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PH. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. *Anat Res Int.* 2014;2014:174028. doi: 10.1155/2014/174028. Epub 2014 Oct 8.

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

Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Sep-Oct;21(5):789-94.

Sizo SR. Avaliação in vitro do colar de implantes cone Morse de diferentes diâmetros sob cargas cêntrica e excêntrica: estudo por meio da Interferometria Eletrônica por Padrões de Speckle [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

Sizo SR, Kanashiro MVY, Takeshita EK, Contin I, Muramatsu M, Soga D, de Campos TT, Laganá DC, Mori M. Deformação do colar de implantes com junta friccional – estudo qualitativo preliminar pela Espi. *Revista ImplantNews* 2012. ;9(1):4-5

Sotto-Maior BS, Lima CA, Senna PM, Camargos GV, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res.* 2014 Jan-Feb;28(1). pii: S1806-83242014000100235. doi: org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023.. Epub 2014 Aug 4.

Termeie D, Klokkevold PR, Caputo AA. Effect of Implant Diameter and Ridge Dimension on Stress Distribution in Mandibular First Molar Sites A Photoelastic Study. J Oral Implantol. 2014 Jul 29. [Epub ahead of print]

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

Toniollo MB, Macedo AP, Palhares D, Calefi PL, Sorgini DB, Mattos MGC. Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution. Braz J Oral Sci. 2012 Oct-Dec;11(4):440-4.

Villabona LCA. Análise pelo método dos elementos finitos da distribuição de tensões em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão cone morse na região anterior da maxila. [dissertação] .Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2012. Versão corrigida.

Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. Clin Oral Implants Res. 2004;15:233-8.

Zanatta LC, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. J Craniofac Surg. 2014 May;25(3):1068-71. doi: 10.1097/SCS.0000000000000829.

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromoviments at the implant-abutment interface: measurement, causes and consequences. Implantologie. 2007 Mar; 15(1):31-46.

APÊNDICE A – Imagens do método da fotoelasticidade e dos elementos finitos lado a lado (10 N)

APÊNDICE B – Fotoelasticidade lado a lado com carga cêntrica (10, 20, 30, 40 e 50 N)

APÊNDICE C – Fotoelasticidade lado a lado com carga excêntrica (10, 20, 30, 40 e 50 N)

APÊNDICE D – Coordenadas dos pontos do perfil do conjunto implante-pilar

Ponto	X	Y	Z
1	0.0	0.0	0.0
2	-2.0	0.0	0.0
3	-2.75	-0.40	0.0
4	-2.75	-2.90	0.0
5	-2.45	-3.20	0.0
6	-2.40	-3.40	0.0
7	-2.75	-3.50	0.0
8	-2.75	-4.0	0.0
9	-2.35	-4.70	0.0
10	-2.75	-4.80	0.0
11	-2.75	-5.30	0.0
12	-2.35	-5.70	0.0
13	-2.30	-6.0	0.0
14	-2.75	-6.10	0.0
15	-2.75	-6.60	0.0
16	-2.30	-7.0	0.0
17	-2.25	-7.40	0.0
18	-2.75	-7.50	0.0
19	-2.75	-8.0	0.0
20	-2.25	-8.40	0.0
21	-2.20	-8.90	0.0
22	-2.75	-9.0	0.0
23	-2.75	-9.48	0.0
24	-2.10	-10.58	0.0
25	-2.75	-10.68	0.0
26	-2.75	-11.16	0.0
27	-2.10	-11.66	0.0
28	-2.0	-12.40	0.0
29	-2.75	-12.50	0.0
30	-2.75	-12.90	0.0
31	-2.0	-13.50	0.0
32	-1.25	0.50	0.0
33	-1.50	1.0	0.0
34	-1.75	1.5	0.0
35	-2.0	1.75	0.0
36	-1.50	5.75	0.0
37	-1.25	0.0	0.0
38	-2.40	-4.40	0.0
39	-2.20	-9.98	0.0
40	0.0	-14.0	0.0