



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



MAURICIO MARTINS PROVINCIIATTI

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA COMPARATIVA ENTRE PILARES PROTÉTICOS
COM DISTINTOS DIÂMETROS PARA IMPLANTES COM CONEXÃO CONE
MORSE INSTALADOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES ÓSSEAS**

Ribeirão Preto

2019

MAURICIO MARTINS PROVINCIIATTI

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA COMPARATIVA ENTRE PILARES PROTÉTICOS
COM DISTINTOS DIÂMETROS PARA IMPLANTES COM CONEXÃO CONE
MORSE INSTALADOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES ÓSSEAS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Ciências pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral).

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia

VERSÃO ORIGINAL

Ribeirão Preto

2019

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP – Ribeirão Preto

Provinciatti, Mauricio Martins

Análise Fotoelástica comparativa entre pilares protéticos com distintos diâmetros para implantes com conexão cone morse instalados em diferentes profundidades ósseas. Ribeirão Preto, 2019.

92p. :il; 30 cm.

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

Orientador: Muglia, Valdir Antonio

1. Implantes Dentais 2. Próteses Sobre Implantes 3. Análise Fotoelástica
4. Pilares Protéticos 5. Conexão Cone Morse.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Mauricio Martins Provinciatti

ANÁLISE FOTOELÁSTICA COMPARATIVA ENTRE PILARES PROTÉTICOS COM DISTINTOS DIÂMETROS PARA IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE INSTALADOS EM DIFERENTES PROFUNDIDADES ÓSSEAS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À minha família,

que em meio às dificuldades dos últimos meses esteve sempre ao meu lado de forma incondicional. Mãe, em momentos tão turbulentos foi em seus braços que encontrei o afaço para a minha dor e o incentivo para não desistir. Pai, me faltam palavras para agradecer todo o apoio que recebi, lhe tenho como um grande exemplo. Meus queridos irmãos Marcele e Rafael, saibam que sinto muito orgulho pelas pessoas que se tornaram, procuro ser um reflexo de vocês. Posso dizer sem titubear que as minhas conquistas na verdade são as nossas conquistas. Amo todos vocês.

Dedico esta obra.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia,

foram cinco anos e meio compartilhando de seus conhecimentos, em cada palavra um novo aprendizado. Trago comigo a imensa felicidade em virtude do convite feito pelo senhor ao final do meu mestrado, no qual se colocou à disposição para ser meu orientador no doutorado. Sou grato pelo seu apoio e sua compreensão quando oportunidades de trabalho me surgiram. Mas, minha maior alegria em tê-lo como orientador veio ao final desta jornada. Por problemas médicos precisei me ausentar das atividades da pós-graduação, neste período contei com sua preocupação e com suas orações. Me restabeleci, e aqui estou para agradecer-lhe. Deixo a formalidade por um breve instante para dizer, obrigado meu amigo. Desejo felicidade, saúde e paz a você, a Michele, a Júlia e ao Arthur.

A Ana Paula Macedo,

perdi as contas de quantas vezes cheguei ao laboratório lhe pedindo ajuda, nunca obtive um não como resposta, sempre fui acolhido. A realização do meu projeto somente aconteceu graças a sua participação. Mesmo quando as coisas não saiam da maneira esperada, você não deixava o desânimo prevalecer. Foram horas de trabalho, até mesmo fora dos horários marcados. Ana, lhe agradeço por ter sido meu alicerce no mestrado e no doutorado. Aprendi muito com você, não somente sobre fotoelasticidade, mas sobre a vida. Uma pessoa de coração gigante, capaz de abraçar ao mesmo tempo vários pós-graduandos desesperados. Você tornou o seu laboratório não só um lugar de ensino, mas também de muito afeto. Sou eternamente grato, que Deus lhe abençoe.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pelo acolhimento na graduação e na pós-graduação;

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pelo ensino de excelência oferecido;

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo respaldo financeiro;

À empresa Dentsply Sirona Implants por ceder o material utilizado na pesquisa;

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro por disponibilizar o laboratório, assim como os equipamentos usados no transcorrer da pesquisa;

À Profª. Dra. Alma Blasi da Concepcion Elizaur Benitez Catirse pelas observações de grande valia nos relatórios semestrais;

Ao técnico em prótese dental Júlio da Mata pelo auxílio inestimável e imprescindível;

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pelos ensinamentos transmitidos;

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, sobretudo os do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, obrigado pela amizade construída ao longo do tempo;

Aos **pós-graduandos** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo representados pelos amigos **Gabriela Ayres** e **Balter Toro**;

Ao amigo e mestre **Jorge Jacob Liporaci Junior** pelas oportunidades ofertadas. Que nossa amizade e companheirismo se perpetuem.

PROVINCIIATTI, M.M. **Análise fotoelástica comparativa entre pilares protéticos com distintos diâmetros para implantes com conexão cone morse instalados em diferentes profundidades ósseas.** Ribeirão Preto, 2019. 92p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O presente estudo avaliou por meio da análise fotoelástica qualitativa e quantitativa as tensões peri-implantares geradas por pilares protéticos sólidos com diferentes diâmetros na base de assentamento da prótese (3,3 mm e 4,5 mm). Os pilares protéticos utilizados apresentavam duas medidas de transmucoso (1,5 mm e 3,0 mm) e foram conectados a implantes com conexão cone morse instalados com a plataforma em diferentes profundidades ósseas (equicristal e subcristal a 1,5 mm). Os modelos fotoelásticos confeccionados reproduziam parte da hemi-arcada mandibular esquerda. Os Implantes foram colocados no local correspondente ao primeiro molar. Duas situações clínicas foram analisadas, na primeira o implante foi instalado entre as réplicas dentais do segundo pré-molar e do segundo molar. Na segunda havia o implante e apenas a réplica do segundo pré-molar (extremidade livre mandibular). Os modelos fotoelásticos receberam marcações na superfície frontal, as quais se referiam aos pontos selecionados para a avaliação das tensões (1 mm abaixo do pico das cristas ósseas periodontais, ao nível da plataforma do implante, 2,3 mm abaixo da plataforma do implante e ápice do implante). Pontas de carregamento personalizadas foram usadas para a aplicação de cargas (200 N) às próteses e às réplicas dentais. Todos os ajustes oclusais foram realizados visando um carregamento oclusal distribuído. Durante a aplicação das cargas uma folha de papel parafilme interpôs a ponta de carregamento e o modelo fotoelástico. A tensão média (MPa) gerada nos modelos foram: Pilar 3,3 / Equicristal – 17,0; Pilar 3,3 / Equicristal / Extremo Livre – 24,0; Pilar 3,3 / Subcristal – 14,9; Pilar 3,3 / Subcristal / Extremo Livre – 18,6; Pilar 4,5 / Equicristal – 15,3; Pilar 4,5 / Equicristal / Extremo Livre – 18,6; Pilar 4,5 / Subcristal – 13,7; Pilar 4,5 / Subcristal / Extremo Livre – 15,6. Os resultados obtidos revelaram o direcionamento das forças oclusais para o longo eixo do implante, com menores tensões próximas a plataforma e maiores perto do ápice. A ausência do segundo molar (extremidade livre mandibular) também acarretou aumento nas tensões peri-implantares. Os pilares protéticos sólidos com diâmetro de 4,5 mm na base de assentamento da prótese distribuíram as tensões de maneira mais eficiente que os pilares com diâmetro de 3,3 mm. A 2,3 mm abaixo da plataforma e no ápice as tensões foram inferiores com a posição equicristal dos implantes. Assim concluiu-se que a posição subcristal a 1,5 mm foi melhor que a equicristal, já que a média das tensões nas cristas ósseas periodontais e nos modelos fotoelásticos foram reduzidas com o posicionamento subcristal a 1,5 mm. E que os pilares protéticos com diâmetro de 4,5 mm promoveram melhor dissipação das forças oclusais.

Palavras-chave: Implantes Dentais, Próteses sobre Implantes, Análise fotoelástica, Pilares protéticos, Conexão cone morse.

PROVINCIIATTI, M.M. **Comparative photoelastic analysis between abutments with different diameters for implants with morse taper connection installed at different bone depths.** Ribeirão Preto, 2019. 92p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The present study evaluated through the qualitative and quantitative photoelastic analysis the peri-implant tensions generated by solid abutments with different diameters in the base of the prosthesis (3,3 mm and 4,5 mm). The abutments used had two height (1,5 mm and 3,0 mm) and were connected to implants with morse taper connection installed with the platform at different bone depths (equicrestal and subcrestal at 1,5 mm). The ready-made photoelastic models reproduced part of the left mandibular hemi-arch. Implants were placed at the position corresponding to the first molar. Two clinical situations were analyzed, in the first the implant was installed between the dental replicas of the second premolar and the second molar. In the second there was the implant and only the replica of the second premolar (mandibular free end). The photoelastic models received markings on the frontal surface, which referred to the points selected for the evaluation of tensions (1 mm below the peak of the periodontal bone crests, at the level of the implant platform, 2,3 mm below the implant platform and apex of the implant). Custom loading tips were used to apply loads (200 N) to prosthesis and dental replicas. All occlusal adjustments were performed for a distributed occlusal load. During application of the charges a sheet of parafilm paper interposed the charging tip and the photoelastic model. The average tension (MPa) generated in the models were: Abutment 3,3 / Equicrestal – 17,0; Abutment 3,3 / Equicrestal / Free End – 24,0; Abutment 3,3 / Subcrestal – 14,9; Abutment 3,3 / Subcrestal / Free End – 18,6; Abutment 4,5 / Equicrestal – 15,3; Abutment 4,5 / Equicrestal / Free End – 18,6; Abutment 4,5 / Subcrestal – 13,7; Abutment 4,5 / Subcrestal / Free End – 15,6. The obtained results revealed the direction of the occlusal forces towards the long axis of the implant, with lower tensions near the platform and larger near the apex. Absence of the second molar (mandibular free end) also led to an increase in peri-implant tensions. The solid abutments with a diameter of 4,5 mm in the base of the prosthesis distributed the stresses more efficiently than the abutments with a diameter of 3,3 mm. 2,3 mm below the platform and at the apex the tensions were lower with the equicrestal position of the implants. Thus, it was concluded that the subcrestal position at 1,5 mm was better than the equicrestal, since the average tensions in the periodontal bone crests and in the photoelastic models were reduced with the subcrestal positioning at 1,5 mm. And that abutments with a diameter of 4.5 mm promoted better dissipation of the occlusal forces.

Key words: Dental Implants, Implant Prosthesis, Photoelastic Analysis, Abutments, Morse taper connection.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	19
2. REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1 Aspectos biomecânicos referentes à distribuição das tensões peri-implantares	27
2.2 Posicionamento equicristal e subcristal de implantes osseointegráveis	34
2.3 Conexões Implanto-protéticas	41
3. PROPOSIÇÃO	47
4. MATERIAL E MÉTODO	51
4.1 Modelos Mestre	53
4.2 Réplicas Dentais	54
4.3 Próteses Implantossuportadas	56
4.4 Ponta de Carregamento	57
4.5 Modelos Fotoelásticos	58
4.6 Análise fotoelástica	62
5. RESULTADOS	65
5.1 Cristas ósseas periodontais	69
5.2 Ao nível da plataforma do implante	69
5.3 Final da interface implante-pilar	70
5.4 Ápice do implante	70
6. DISCUSSÃO	73
7. CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Uma das principais intercorrências nos tratamentos reabilitadores com implantes osseointegráveis é a reabsorção óssea peri-implantar (ARVIDSON et al., 1998). A perda óssea está relacionada ao acúmulo de placa bacteriana, à sobrecarga oclusal (QUIRYNEN et al., 1992), ao trauma cirúrgico proveniente da instalação do implante (LANG et al., 1993), aos micros gaps existentes na conexão protética, à definição do espaço biológico e à aplicação precoce de carga (ESPOSITO et al., 1998). Após um período inicial de carregamento do implante é comum encontrar perda óssea que abrange a primeira rosca (LUONGO et al., 2008). É aceitável reabsorção óssea média de 0,9 mm no primeiro ano do implante em função e 0,1 mm em cada ano subsequente (GOODACRE et al., 2003). Para Albrektsson et al. (1986), o ideal é perda óssea máxima de 0,2 mm ao ano.

Segundo a lei de Wolff (1892): “Toda a mudança na forma e na função do osso ou somente em sua função é seguida por certas mudanças na arquitetura interna”. A ausência ou a insuficiência de tensões no osso estão associadas à reabsorção óssea por desuso (BOBYN et al., 1992). Nos implantes, a sobrecarga leva à perda óssea peri-implantar (SKALAK, 1983). A modelagem e a remodelação óssea resultam da interação de fatores mecânicos e biológicos, compreendendo elementos relativos ao carregamento (magnitude, direção, taxa e frequência) e ao osso remanescente (qualidade, quantidade e eficiência da resposta celular) (HOSHAW et al., 1994). Burr et al. (1985) observaram correlação positiva entre as microfraturas ósseas e o processo de remodelação ocorridos em implantes submetidos ao carregamento.

Branemark et al. (1969) definiram a osseointegração como mecanismo de aceitação biomecânica do implante pelo osso receptor. Entretanto, algumas situações adversas aos implantes são inerentes ao seu comportamento mecânico discrepante ao dos dentes naturais (PESQUEIRA et al., 2014). Um dente, sob carga, se movimenta cerca de 100 micrometros no alvéolo, em contrapartida um implante se limita a um deslocamento máximo de 10 micrometros (WATANABE et al., 2000). A interface osso/implante também é menos resistente que a interface osso/dente (TANINO et al., 2007), mesmo assim deve ser capaz de suportar as forças oclusais sem causar danos aos tecidos adjacentes (ÇEHRELI et al., 2004). A falta de

resiliência dos implantes demanda cuidados adicionais durante o planejamento e na confecção das próteses implantossuportadas (TAKAHASHI e GUNNE, 2003).

As maiores tensões vistas no osso cortical têm origem no carregamento oblíquo (HOLMGREN et al., 1998), essa condição requer do osso a ampliação de sua capacidade de resistência (KITAMURA et al., 2005). As tensões se concentram principalmente no osso cortical do lado oposto ao qual as cargas são aplicadas (FRENCH et al., 1989). Bozkaya et al. (2004) concluíram que a sobrecarga ocorreu no osso cortical na forma de compressão, em decorrência de forças oblíquas e axiais. De acordo com a frequência, as tensões oblíquas podem ocasionar defeitos ósseos (DUYCK et al., 2001), avarias aos componentes das próteses, perda da osseointegração e falha dos implantes (KIRSCH e ACKERMANN, 1989). Nos dentes posteriores as forças oblíquas são três vezes maiores do que na dentição anterior (SCHWARZ, 2000).

Segundo Çehreli et al. (2004), as informações referentes ao carregamento e o tempo necessário para o osso se adequar às tensões foram mais importantes na distribuição das forças oclusais que propriamente as características estruturais dos implantes. Todavia, para Sevimay et al. (2005), a engenharia utilizada na produção dos implantes foi fundamental para entender o modo de dissipação das tensões peri-implantares. Para Frost (1994), a conformação dos implantes permitia que as tensões fossem transferidas ao osso dentro dos limites fisiológicos. Bernardes et al. (2009) sugeriram que o desenho dos implantes influenciou as tensões em pontos específicos do osso. O desenho do implante envolve o formato, o tipo de conexão protética, o desenho das roscas e a composição química da microssuperfície (KASEMO e LAUSMA, 1988).

Por meio da análise de elementos finitos, Chun et al. (2006) demonstraram a importância do tipo de conexão protética na dissipação das cargas oclusais. Na conexão cone morse há uma extensa área de contato entre a porção interna do implante e as paredes laterais do pilar protético, o atrito entre as superfícies possibilita retenção e estabilidade ao pilar, além de distribuição homogênea das tensões (ANAMI et al., 2015). Os benefícios mecânicos também advêm da conicidade, que auxilia no controle das forças oblíquas (MAEDA et al., 2006). Hansson (2000) usou a análise de elementos finitos para comparar implantes com conexão hexagonal externa e cone morse. Os resultados revelaram que o implante cone morse proporcionou melhor dissipação das cargas aplicadas.

O posicionamento da plataforma do implante no rebordo residual interfere na distribuição das tensões ao osso (CHU et al., 2011). Para os implantes com conexão cone morse, a posição subcristal da plataforma permite que o osso permaneça acima da interface implante-pilar (WELANDER et al., 2009), sem comprometer a crista óssea e o tecido mole (PONTES et al., 2008). A convergência das tensões para a interface implante-pilar é significativamente menor nos implantes cone morse e está relacionada à aposição óssea sobre a plataforma (BAGGI et al., 2008) e à transferência das forças para o osso trabecular de suporte (CHU et al., 2011). Com o posicionamento subcristal o osso peri-implantar é mantido integralmente (QIAN et al., 2009).

Anami et al. (2015) conectaram pilares protéticos sólido e de parafuso passante a implantes cone morse, os pilares foram submetidos a carregamento axial. Ao final, a análise fotoelástica e a análise de elementos finitos realizadas determinaram que o pilar sólido gerou menores tensões no implante que o pilar de parafuso passante. Chu et al. (2012) propuseram a avaliação biomecânica de pilares protéticos com conexão cone morse que tinham diferenças quanto ao diâmetro, à extensão da conexão e ao grau de conicidade. Com o aumento do diâmetro do pilar, a espessura das paredes do implante era reduzida. Os autores concluíram que as alterações no diâmetro e na extensão da conexão tiveram influência na distribuição das tensões, com maior relevância para o diâmetro do pilar.

A avaliação clínica direta é a melhor metodologia que poderia ser utilizada para a análise biomecânica de implantes osseointegráveis (PESQUEIRA et al., 2014). Entretanto, as dificuldades na execução, os preceitos éticos envolvidos, a longevidade do estudo e a complexidade anatômica dos tecidos a tornam inviável (KAN et al., 1999). Em compensação, na fotoelasticidade a anatomia complexa não é um empecilho, uma vez que a identificação e a quantificação das tensões são obtidas por intermédio de modelos experimentais (TURCIO et al., 2009). Na fotoelasticidade materiais incolores submetidos ao carregamento e observados em luz polarizada emitem padrões de cores conhecidos como franjas isocromáticas (GOIATO et al., 2009). A análise fotoelástica permite que as avaliações sejam feitas em estruturas reais (BERNARDES et al., 2009). O método é reconhecido por sua aplicabilidade e validade (PESQUEIRA et al., 2014).

A conexão protética, a natureza do carregamento, o desenho do implante, a qualidade e a quantidade óssea e o posicionamento da plataforma do implante na

crista óssea são alguns dos quesitos que modificam a biomecânica peri-implantar. Contudo, muito pouco é conhecido em relação às dimensões dos pilares protéticos e se elas podem alterar as tensões transferidas ao osso. Considerando a escassez de informações sobre o tema, o presente estudo usou a fotoelasticidade para avaliar pilares protéticos cone morse de mesmo desenho, mas com distintos diâmetros na base de assentamento da prótese. Os implantes utilizados possuíam em comum o desenho e as medidas. A posição da plataforma dos implantes na crista óssea variou, para cada posição ambos os pilares protéticos foram testados. A distribuição das tensões peri-implantares foram avaliadas com e sem a presença de um dente posterior aos implantes analisados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura descreverá a cerca dos fatores que influenciam a distribuição das tensões peri-implantares, dentre eles o tipo de conexão protética e o posicionamento da plataforma do implante na crista óssea.

2.1 Aspectos biomecânicos referentes à distribuição das tensões peri-implantares

Miyata et al. (2000) avaliaram em macacos a influência da sobrecarga oclusal na osseointegração de implantes. Foram selecionados quatro animais para o experimento, os segundos pré-molares e os primeiros molares da hemi-arcada mandibular direita foram extraídos. Três meses após as extrações, dois implantes com conexão hexagonal externa foram instalados em cada animal. Com quatorze semanas de cicatrização, as moldagens para a confecção das próteses foram realizadas. Para estabelecer a sobrecarga, as próteses foram confeccionadas com excessos de altura oclusal de 100, 180 e 250 micrometros. A higiene oral dos animais foi mantida durante as quatro semanas em que as próteses permaneceram em função. Os implantes e os dentes naturais foram avaliados no momento da colocação das próteses e previamente à eutanásia dos animais. Clinicamente, a profundidade de sondagem, o sangramento à sondagem e o grau de mobilidade foram determinados. Radiografias periapicais foram utilizadas para avaliar as alterações ósseas. Os resultados mostraram maior profundidade de sondagem nos implantes com próteses com excesso de altura oclusal de 180 e 250 micrometros. Nos mesmos implantes as radiografias também revelaram reabsorção óssea mesiodistal significativa. Na análise histológica, os implantes com próteses com excesso de altura oclusal de 100 micrometros não apresentaram reabsorção óssea marginal. Entretanto, nos implantes com próteses com excesso de altura oclusal de 180 e 250 micrometros, a reabsorção óssea foi próxima ao meio dos implantes e ao ápice dos implantes respectivamente. As lacunas provenientes da reabsorção óssea foram preenchidas por tecido fibroso.

Guichet et al. (2002) utilizaram a fotoelasticidade com o intuito de verificar a participação dos pontos de contato interproximais na distribuição das tensões peri-implantares. Os modelos fotoelásticos eram compostos por um dente canino e três implantes com conexão hexagonal externa na posição correspondente aos dois pré-

molares inferiores e ao primeiro molar inferior. Os contatos foram avaliados segundo duas situações clínicas, na primeira as próteses eram individualizadas e na segunda eram esplintadas. Em ambos os casos as próteses foram cimentadas aos pilares protéticos. Foram definidas cinco intensidades para os pontos de contato, aberto, ideal (fita com 8 micrometros de espessura passando pelos contatos sem rasgar), leve (ideal + 10 micrometros), médio (ideal + 50 micrometros) e pesado (ideal + 90 micrometros). Os incrementos nos contatos eram estabelecidos pela inserção entre as próteses de calços metálicos com diferentes medidas (10, 50 e 90 micrometros). As análises foram feitas com as próteses sem carregamento e também sob efeito de carga. Os resultados comprovaram que contatos interproximais mais intensos entre próteses individualizadas foram o motivo da elevação das tensões no osso entre os implantes. Em contrapartida, nas próteses esplintadas a distribuição das tensões no entorno dos implantes foi mais homogênea. Concluiu-se que contatos interproximais exagerados em próteses individualizadas poderia causar falta de passividade. E que as próteses esplintadas propiciaram uma melhor distribuição das tensões que as próteses individualizadas.

Eskitascioglu et al. (2004) criaram modelos experimentais para a análise de elementos finitos com o objetivo de averiguar a participação dos contatos oclusais na dissipação das forças aplicadas na prótese. Os modelos usados continham um implante (monobloco) na posição do segundo pré-molar inferior e uma prótese em metalocerâmica fixada ao pilar protético. As tensões foram mensuradas na cerâmica (feldspática), na infraestrutura metálica da prótese (cobalto-cromo), no implante e no osso. Cargas estáticas foram aplicadas na ponta da cúspide vestibular (300 N – 1 ponto); na ponta da cúspide vestibular e na fossa distal (150 N em cada – 2 pontos); na ponta da cúspide vestibular, na fossa mesial e na fossa distal (100 N em cada – 3 pontos). No implante as tensões se concentraram no colo. Na infraestrutura metálica as tensões se concentraram na cúspide vestibular e na margem cervical vestibular (1 ponto); na fossa distal (2 pontos); na fossa mesial e distal (3 pontos). Na cerâmica as tensões foram maiores na cúspide vestibular (1 ponto); na fossa distal (2 pontos); na fossa distal e mesial (3 pontos). No osso adjacente as tensões se concentraram no osso cortical e lingual, sem tensões no osso medular. De modo geral as tensões foram mais altas na infraestrutura metálica e na cerâmica com 2 e 3 pontos de contato e mais baixas com 1 ponto. No implante e no osso as tensões foram maiores com 1 ponto e menores com 2 e 3 pontos. Sendo assim, os contatos oclusais com 2

e 3 pontos foram mais benéficos do que apenas 1.

Sevimay et al. (2005) mensuraram através da análise de elementos finitos as tensões ao redor de um implante instalado em osso com diferentes qualidades. A reabilitação correspondeu ao segundo pré-molar inferior. Para a confecção dos modelos experimentais, quatro qualidades ósseas com módulos de elasticidade decrescentes foram consideradas (D1 a D4). No modelo ósseo D1, havia apenas osso cortical. Nos modelos ósseos D2, D3 e D4, a porção periférica tinha osso cortical em determinadas posições e com específicas espessuras. O carregamento axial foi de 300 N, com metade da carga aplicada na cúspide vestibular e o restante na fossa distal da prótese. Os autores observaram que as tensões na prótese foram concentradas nos locais de aplicação da carga, sobretudo na fossa distal. As tensões no osso cortical vestibular e lingual foram praticamente uniformes em todos os testes. Nos modelos ósseos de D1 a D3, as tensões foram concentradas na plataforma do implante, com valores máximos de 150 MPa, 152 MPa e 163 MPa respectivamente. Em D4, além da plataforma, as tensões também foram altas na porção mediana do implante com intensidade de 180 MPa. As tensões transferidas ao osso cortical nos modelos ósseos de D1 a D4 tiveram valores máximos de 87 MPa, 90 MPa, 113 MPa e 146 MPa respectivamente. Foi concluído que nos modelos com osso de qualidade D3 e D4, as tensões não foram distribuídas de forma homogênea como em D1 e D2, principalmente na plataforma do implante.

Kozlovsky et al. (2007) realizaram pesquisa clínica em modelo experimental animal com o propósito de determinar os efeitos da sobrecarga oclusal em implantes osseointegrados. Quatro cães tiveram todos os pré-molares inferiores extraídos. Decorrido três meses, quatro implantes com conexão hexagonal interna foram instalados em cada lado da mandíbula. Após o período de osseointegração, os dois implantes mais anteriores de cada lado receberam pilares protéticos com altura de 5 mm e os dois implantes mais posteriores, pilares com altura de 8 mm. Apenas os pilares de maior altura tinham contato oclusal prematuro com a dentição antagônica. Em um dos lados da mandíbula de cada animal foram inseridos fios de algodão subgingivais no entorno dos pilares com a finalidade de estimular inflamação peri-implantar impulsionada pelo acúmulo de placa. No lado oposto os pilares foram higienizados regularmente. Os critérios de análise dos implantes e da dentição natural foram registrados previamente ao carregamento e mensalmente durante doze meses. Ao final do período de acompanhamento, a estabilidade dos implantes

foi confirmada em todos os grupos por meio do sistema Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany). Os dentes antagonistas apresentaram mobilidade manual, perda moderada da inserção, perda óssea marginal e inter-radicular. Nos locais com inflamação induzida houve aumento no índice de placa modificado, no índice gengival modificado e na profundidade da bolsa peri-implantar. As radiografias periapicais mostraram perda óssea severa nos implantes com inflamação e perda óssea restrita à crista nos implantes sem inflamação. Na histomorfometria, os implantes com inflamação tiveram perda óssea horizontal e vertical maior que os implantes sem inflamação, com redução também no contato osso-implante. Em relação à sobrecarga oclusal, foi definido que a mesma ampliou o contato osso-implante e a perda óssea vertical nos implantes sem inflamação e com inflamação respectivamente. A sobrecarga nos implantes com tecido peri-implantar saudável não gerou reabsorção óssea além da plataforma dos implantes, mas em uma condição de peri-implantite, a sobrecarga acelerou a perda óssea.

Tawil (2008) relatou caso clínico associando a reabsorção óssea peri-implantar à sobrecarga oclusal. Contudo, propôs a reversibilidade da perda óssea a partir do controle das tensões repassadas aos implantes. Em uma determinada paciente, as ausências dentárias motivaram a instalação de três implantes na posição correspondente aos pré-molares superiores direito e ao primeiro molar superior direito. Ao término do tratamento, uma prótese fixa com cantiléver distal foi confeccionada. As manutenções semestrais e o acompanhamento radiográfico anual asseguraram a estabilidade do osso peri-implantar. Após nove anos de carregamento, a reabsorção óssea era limitada à primeira rosca dos implantes. Transcorrido o período citado anteriormente, a paciente retornou com a necessidade de um novo tratamento, já que a dentição remanescente estava comprometida. O planejamento elaborado definiu a extração dos remanescentes dentais na maxila seguida da instalação imediata de três implantes na hemi-arcada superior esquerda. Durante os seis meses de cicatrização uma overdenture foi utilizada como prótese provisória, a qual era retida por uma barra metálica que esplintava os implantes pré-existentes. Quando do retorno, a overdenture tinha alta instabilidade, condição que segundo a paciente perdurou desde o princípio. As radiografias obtidas mostraram perda óssea severa nos implantes correspondentes ao primeiro pré-molar superior direito e ao primeiro molar superior direito. Uma nova barra foi confeccionada esplintando agora os seis implantes, uma outra overdenture provisória foi

devidamente preparada e ajustada. Com três meses, exames radiográficos indicaram um início de formação óssea nos defeitos, no sexto mês houve um ganho ósseo vertical de 1,5 mm. Após dezoito meses, o tecido estava quase que totalmente restabelecido. Implantes adicionais instalados na região anterior da maxila permitiram a reabilitação da paciente com uma prótese fixa. As radiografias realizadas depois de quatro anos de função confirmaram a integridade do osso peri-implantar. O reparo ósseo somente foi possível porque no período de sobrecarga ocorreu um controle microbiano peri-implantar e também pelo fato da sobrecarga não ter lesado a capacidade de regeneração do tecido ósseo.

Miyamoto et al. (2008) selecionaram doze cães e os dividiram em três grupos. Os animais do grupo controle receberam implantes com conexão hexagonal externa que permaneceram sem carga durante o período de análise, no segundo grupo os implantes foram carregados por quatro semanas e no terceiro por doze semanas. A princípio os pré-molares da maxila e da mandíbula foram extraídos, os implantes somente foram instalados após doze semanas de cicatrização. Três implantes foram colocados no lado direito da mandíbula de cada animal. Um dispositivo metálico ancorado aos dois implantes mais anteriores permitiu a aplicação de carga estática ao implante mais posterior. No segundo grupo o dispositivo foi acoplado após cinco meses da instalação dos implantes, no terceiro grupo após três meses. Todos os animais foram sacrificados após 24 semanas da instalação dos implantes. Os exames histológicos não indicaram perda da osseointegração ou inflamação nos implantes que foram carregados. No grupo de implantes com carregamento de quatro semanas a remodelação óssea foi superior aos demais, com maior volume de osso em contato com as roscas. No grupo de implantes com carregamento de doze semanas ocorreu reabsorção óssea marginal significativa, com redução na extensão do contato osso-implante. Os resultados indicaram que nas quatro primeiras semanas, a sobrecarga oclusal impulsionou a remodelação óssea, aumentando o contato osso-implante através da neoformação óssea. Porém, com a progressão de elevadas tensões por doze semanas ocorreu um declínio na remodelação, acompanhada da diminuição do contato osso-implante e da perda de parte do suporte ósseo. Apesar da manutenção da osseointegração em todos os implantes, a continuidade da sobrecarga ampliaria a perda do suporte ósseo e a micro movimentação dos implantes ocasionando a perda da osseointegração.

Guan et al. (2009) avaliaram por intermédio da análise de elementos finitos a importância do diâmetro do implante e do módulo de Young do osso cortical e medular na distribuição das tensões peri-implantares. As dimensões do osso cortical e medular usadas nos modelos experimentais seguiram medidas obtidas a partir exames tomográficos realizados em humanos. Os diferentes tipos ósseos, assim como os implantes receberam propriedades mecânicas compatíveis com suas características reais. As avaliações foram restritas ao osso vestibular, sobretudo nas proximidades da plataforma e das roscas. Foi possível definir que independente das mudanças propostas entre os modelos, altas tensões estiveram concentradas no osso subjacente à plataforma. Também foi notório que a redução nas dimensões do osso cortical afetou sua capacidade de absorção de tensões, implicando em ligeira concentração de forças no osso medular. A elevação do módulo de Young no osso cortical e medular os tornou hábeis a suportar maiores tensões, tal competência refletiu no aumento do stress transferido ao osso. À medida que o módulo de Young foi reduzido em um dos tipos ósseos, o outro recebeu maiores tensões a fim de compensar a limitação mecânica do osso sucessor ou antecessor.

Mattheos et al. (2012) relataram através de casos clínicos a possibilidade de reosseointegração de implantes submetidos à sobrecarga oclusal. No primeiro caso, dois implantes com conexão interna foram instalados na posição do primeiro e segundo molar superior direito, simultâneos à elevação da membrana sinusal. Com sete meses, próteses unitárias foram aparafusadas aos implantes. Decorridos seis meses, o paciente queixou-se do afrouxamento de uma das próteses. Na avaliação clínica a prótese referente ao primeiro molar apresentava leve mobilidade, na tentativa de soltar o parafuso de fixação houve a rotação do implante. No exame radiográfico, uma faixa radiolúcida no entorno do implante confirmou a perda da osseointegração. Um parafuso de cobertura foi mantido por nove meses conectado ao implante, neste período um Osstel foi usado para reavaliar a osseointegração. Com a reosseointegração, próteses ferulizadas foram confeccionadas. No retorno de três meses após o término do tratamento, os exames clínico e radiográfico não mostraram qualquer alteração. No segundo caso, dois implantes com conexão interna foram instalados na posição do segundo pré-molar e primeiro molar superior esquerdo, com elevação simultânea da membrana sinusal apenas para o implante mais posterior. Após cinco meses, uma prótese aparafusada foi instalada ao implante mais anterior, enquanto uma peça cimentada foi fixada ao segundo

implante. Decorrido quinze meses, o paciente queixou-se do afrouxamento de uma das próteses. No exame clínico, foi constatada uma fratura na cerâmica da prótese do segundo pré-molar e uma leve mobilidade na prótese do primeiro molar. O exame radiográfico não mostrou qualquer alteração peri-implantar. Inicialmente optou-se pelo ajuste oclusal, entretanto o resultado não foi efetivo. Na sequência, a prótese foi removida e o implante permaneceu sem carregamento por nove meses. Com a confirmação da reosseointegração utilizando o Osstel, próteses ferulizadas cimentadas foram instaladas. No retorno de três meses do paciente, os exames clínico e radiográfico registraram a normalidade dos tecidos. A sobrecarga oclusal pode causar a perda da osseointegração, contudo foi possível revertê-la já que não havia inflamação causada por placa bacteriana. Coube lembrar que os achados clínico e radiográfico foram distintos entre a sobrecarga e a peri-implantite.

Aguiar Jr. et al. (2013) representaram um segmento posterior da mandíbula com modelos fotoelásticos. O primeiro modelo continha réplicas dentais do primeiro pré-molar e do segundo molar, além de dois implantes na posição do segundo pré-molar e primeiro molar. No segundo modelo, a réplica dental do segundo molar estava ausente. As próteses implantossuportadas individuais foram confeccionadas em metalocerâmica. A princípio, os implantes com conexão hexagonal interna foram carregados alternadamente com cargas de 50 N, posteriormente o carregamento tornou-se concomitante e com cargas de 100N. O carregamento foi direcionado no sentido axial, tendo como local de aplicação a fossa mesial do segundo pré-molar e a fossa distal do primeiro molar. Cinco pontos para a análise das tensões foram marcados na superfície dos modelos fotoelásticos, três nas cristas ósseas peri-implantares e dois nos ápices dos implantes. No carregamento alternado do primeiro molar foi observado que as tensões peri-implantares se ampliaram com a ausência da réplica do segundo molar, principalmente na crista óssea distal. Entretanto, no carregamento alternado do segundo pré-molar a ausência da réplica do segundo molar não alterou a distribuição das tensões no implante. Ao realizar o carregamento concomitante, as tensões foram concentradas no ápice e na crista óssea distal do primeiro molar. A ausência da réplica do segundo molar também modificou a distribuição das tensões. Os resultados sugeriram que, na ausência do segundo molar, as tensões se concentraram na crista óssea distal do implante mais posterior. Em reabilitações similares, o contato proximal distal do segundo molar pode ser válido para a dissipação das tensões, sobretudo para cargas aplicadas distante do

longo eixo do implante.

Anami et al. (2015) empregaram diferentes metodologias de análise com o intuito de comparar a distribuição das tensões no osso subjacente a implantes com conexão cone morse conectados a pilares protéticos com distintos desenhos. Os implantes ocuparam a posição equicristal nos modelos experimentais, a eles foram conectados pilares protéticos Micro-Unit sólido e Micro-Unit indexado. As cargas axiais foram aplicadas diretamente sobre os pilares. Na análise fotoelástica, o pilar Micro-Unit indexado gerou concentração de tensões na região cervical e apical do implante. Em contrapartida, apesar do pilar Micro-Unit sólido também motivar elevadas tensões na região cervical, as forças peri-implantares foram dissipadas de modo homogêneo. A análise de elementos finitos revelou que com o pilar Micro-Unit indexado, as tensões foram concentradas na região cervical do implante e na interface de conexão entre o pilar protético e o implante. Embora, o pilar Micro-Unit sólido também tenha causado um aumento das tensões na região cervical do implante, a distribuição das tensões na interface de conexão foi uniforme. Ao final, os autores concluíram que o pilar Micro-Unit sólido foi mais eficiente que o pilar Micro-Unit indexado.

2.2 Posicionamento equicristal e subcristal de implantes osseointegráveis

Chu et al. (2011) avaliaram por intermédio da extensometria e da análise de elementos finitos a influência da espessura da cortical óssea e do posicionamento de implantes cone morse na distribuição das tensões peri-implantares. Três modelos experimentais foram preparados. No primeiro modelo, o implante estava equicristal e a cortical apresentava espessura de 2 mm, no segundo apenas a espessura foi ampliada para 3 mm. No terceiro o implante estava subcristal a 1 mm e a cortical tinha espessura de 3 mm. O carregamento foi similar em ambos os métodos de avaliação, cargas de 170 N foram aplicadas em ângulo de 45° em relação ao pilar protético. Na análise de elementos finitos o osso cortical foi dividido em duas regiões, uma denominada SB (não mantinha contato com o implante) e outra chamada CB (contatava o implante). Para SB foram propostas nove medidas que variaram de 0 a 1,6 mm, para CB foram oito medidas entre 0,5 e 4 mm. Os resultados definiram que as alterações em CB e SB afetaram a distribuição das tensões. Na análise de elementos finitos, o aumento de CB de 0,5 mm para 2,5 mm reduziu as tensões em 52%. Contudo, acima de 2,5 mm não houve diminuição

significativa nas tensões. Na extensometria as tensões nos segundo e terceiro modelos foram respectivamente 48% e 38% menores que no primeiro. Com CB igual ou inferior a 2,5 mm a posição equicristal do implante favoreceu a distribuição das tensões. Entretanto, para valores maiores de CB o posicionamento subcristal moderado entre 0,6 e 1,2 mm foi mais eficaz.

Huang et al. (2011) produziram modelos experimentais com implantes cone morse nas posições subcristal a 1 mm, subcristal a 0,5 mm, equicristal, supracristal a 0,5 mm e supracristal a 1 mm. Para cada posição dos implantes, a espessura da cortical óssea variou entre 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2 mm. O carregamento dos implantes foi realizado a partir da aplicação de forças axiais e oblíquas em 45° sobre próteses em metalocerâmica. As cargas em questão possuíam intensidade de 100 N. No carregamento axial, as tensões foram concentradas no osso cervical vestibular, enquanto que no oblíquo foram no osso cervical lingual. As tensões foram maiores no carregamento oblíquo do que no axial. Em relação ao posicionamento dos implantes, a distribuição das tensões foi melhor com o implante equicristal. O pior desempenho foi com o implante supracristal a 1 mm, possivelmente em decorrência da formação de um braço de resistência com maior amplitude e da perda de superfície de contato entre o osso e o implante. Com a análise de elementos finitos, os autores concluíram que a natureza do carregamento e o posicionamento dos implantes determinaram mudanças na dissipação das tensões peri-implantares. Porém, a espessura da cortical óssea não foi relevante.

Rismanchian et al. (2013) utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar implantes cone morse em diferentes profundidades da plataforma na crista óssea. As posições escolhidas foram a equicristal, a subcristal e a supracristal. Foi conectado aos implantes um pilar protético de parafuso passante. Para os implantes subcristais a profundidade da plataforma oscilou de 0,1 mm a 1,8 mm, para os implantes supracristais variou de 0,1 mm a 1 mm. À medida que a profundidade dos implantes subcristais aumentava em 0,1 mm a prótese recebia um acréscimo de mesmo valor em sua altura, mantendo assim o plano oclusal inicial estabelecido pela prótese do implante equicristal. Para os implantes supracristais a condição foi invertida, conforme a plataforma era deslocada 0,1 mm acima da crista óssea, a altura da prótese era reduzida na mesma proporção. Cargas de 200 N foram aplicadas sobre a prótese seguindo um eixo vertical e outro oblíquo em 15°. Em ambas as direções de carregamento a melhor distribuição das tensões foi obtida

com o implante equicristal. Os implantes subcristais apenas superaram os resultados dos implantes supracristais. Com o posicionamento subcristal dos implantes, a distância entre o plano oclusal e o primeiro contato osso-implante foi aumentada, como consequência houve ampliação do braço de alavanca. Foi ressaltado que os implantes subcristais a mais de 1 mm posicionados em osso cortical de 2 mm de espessura geraram tensões próximas ao do implante equicristal. Nos implantes subcristais, as tensões se concentraram na faixa de transição entre o osso cortical e o medular determinando uma proteção ao tecido ósseo.

Koutouzis et al. (2013) desenvolveram um estudo clínico prospectivo com trinta indivíduos com dentição permanente que necessitavam de reabilitações implanto-protéticas unitárias. Os pacientes foram divididos aleatoriamente em três grupos. Em cada grupo implantes cone morse foram instalados em diferentes posições na crista óssea remanescente (equicristal, subcristal a 1 mm e subcristal a 2 mm). Previamente às cirurgias, a espessura do tecido gengival foi mensurada. Após a osteotomia, a espessura das tábuas ósseas vestibular e lingual foi calculada. Ao final da colocação dos implantes, próteses provisórias foram cimentadas aos pilares protéticos sólidos usados durante o carregamento imediato proposto. Depois de quatro meses, as próteses definitivas foram instaladas, neste momento a altura da mucosa peri-implantar e a largura da mucosa queratinizada vestibular foram mensuradas. Com doze meses da colocação dos implantes, as mucosas foram novamente reavaliadas, averiguando também o sangramento à sondagem e a presença de placa visível. A análise da perda óssea peri-implantar foi feita através de radiografias periapicais obtidas ao final das cirurgias e com quatro e doze meses de pós-operatório. Não houve diferença entre os grupos ao comparar o sangramento à sondagem e a presença de placa visível. As informações conseguidas a cerca do tecido mole mostraram que o biótipo gengival pode ter motivado as mudanças relatadas na altura da mucosa peri-implantar. De modo similar, a espessura da tábua óssea após a osteotomia pode ter influenciado a remodelação óssea. A perda óssea peri-implantar foi classificada de acordo com sua posição em relação à plataforma dos implantes, ou seja, acima ou abaixo. Nos implantes subcristais, não ocorreu perda óssea abaixo da plataforma, em contraparte, nos implantes equicristais, a perda óssea média foi de 0,18 mm em quatro meses e 0,27 mm em doze meses. A perda óssea acima da plataforma foi maior para os implantes subcristais, todavia a diferença com os implantes equicristais não atingiu valores estatísticos significantes.

Independentemente do momento da avaliação, a porcentagem de superfície do implante com osso na plataforma foi mais favorável aos implantes subcristais (90%) que aos equicristais (35%).

Zanardi et al. (2015) submetem a carregamento implantes com conexão hexagonal externa, hexagonal interna e cone morse. Os modelos fotoelásticos criados apresentavam cada implante nas posições subcristal a 2 mm, equicristal e supracristal a 2 mm. Cargas de 100 N foram aplicadas sobre os pilares protéticos conectados aos implantes. No carregamento axial, os pilares utilizados eram retos e no oblíquo os pilares eram angulados em 25°. As tensões foram registradas em pontos localizados na crista óssea alveolar próxima à plataforma dos implantes, na metade do comprimento dos implantes e no ápice dos implantes. O posicionamento subcristal gerou tensões menores que as demais posições. Ao comparar os implantes equicristais com os supracristais não houve diferença nos valores. Na crista óssea alveolar as tensões foram inferiores aos outros pontos de análise, indicando que a posição subcristal trouxe benefícios independentemente da conexão protética usada. No carregamento axial, as tensões próximas à plataforma foram menores que as mensuradas no ápice e na metade do comprimento dos implantes. No carregamento oblíquo, as tensões se concentraram na lateral do implante para a qual o pilar estava voltado, a intensidade foi superior ao do carregamento axial. As tensões mais elevadas estavam no ápice dos implantes. Contudo, a plataforma também aumentou as tensões no osso peri-implantar, sendo assim o posicionamento subcristal reduziu as forças transmitidas ao osso.

Fetner et al. (2015) avaliaram, através de exames tomográfico (micro-CT) e histomorfológico, implantes cone morse instalados em cães. Seis animais foram utilizados, na primeira cirurgia os pré-molares da mandíbula foram extraídos. Após três meses implantes foram instalados nos locais das exodontias. Cada cão recebeu seis implantes divididos bilateralmente. Em cada hemi-arcada os implantes ocuparam a posição equicristal, subcristal a 1,5 mm e subcristal a 3 mm. Os implantes equicristais ficaram por três meses com os parafusos de cobertura, pelo mesmo período cicatrizadores permaneceram conectados aos implantes subcristais. Na reabertura, retalhos de espessura total foram feitos nos rebordos edêntulos, inclusive sobre os implantes com cicatrizadores. Neste momento os parafusos de cobertura e os cicatrizadores foram substituídos por pilares protéticos com altura de 4 mm. Os pilares com transmucoso de 1,5 mm, 3 mm e 4,5 mm foram

respectivamente conectados aos implantes equicristais, subcristais a 1,5 mm e subcristais a 3 mm. Os cães foram sacrificados após três meses da inserção dos pilares. Os resultados registraram que a perda óssea e a remodelação ocorreram em todos os implantes, porém foi significativamente maior nos equicristais. Em vários implantes subcristais houve contato entre o osso e os pilares protéticos. Todavia, na posição subcristal a 3 mm o contato do osso vestibular com os pilares foi superior às demais profundidades das plataformas.

Huang et al. (2015) analisaram em animais a remodelação óssea em dois desenhos de implantes com conexão cone morse. Os implantes se distinguiram quanto ao modo de fixação dos pilares protéticos. Inicialmente os pré-molares e os primeiros molares da mandíbula dos cães foram extraídos. Com oito semanas de cicatrização os implantes foram instalados, apenas uma hemiarcada de cada animal foi utilizada. Quatro implantes adjacentes foram colocados, sendo dois de cada desenho. Duas posições foram definidas para a plataforma dos implantes, a equicristal e a subcristal a 1,5 mm. A confirmação do posicionamento foi por meio de radiografias periapicais e com auxílio de uma sonda periodontal. Optou-se por cicatrização submersa. As cirurgias para a reabertura foram realizadas doze semanas após a instalação dos implantes, cicatrizadores e/ou pilares protéticos provisórios livres de contato oclusal foram inseridos. O acompanhamento clínico e radiográfico foi feito com quatro, dez e dezesseis semanas após a reabertura. Com as amostras histológicas foi possível determinar o nível ósseo subjacente aos implantes e o comprimento do tecido mole peri-implantar (conjuntivo e epitélio). Os desenhos dos implantes, assim como a posição da plataforma não influenciaram as medidas do tecido conjuntivo. Entretanto, o posicionamento da plataforma alterou o comprimento do tecido mole peri-implantar, já que nos implantes subcristais a extensão do epitélio foi maior. O nível ósseo foi definido como a distância entre a interface implante-pilar e o primeiro contato osso-implante. Para os implantes subcristais o nível ósseo foi menor, porém havia osso em contato direto com a plataforma. Não houve diferença entre os desenhos de implantes ao avaliar o nível ósseo. O posicionamento subcristal permitiu o contato ósseo com a porção mais cervical dos implantes, sem causar elevação da inflamação do tecido mole.

Romanos et al. (2015) propuseram um estudo retrospectivo com implantes cone morse subcristais e equicristais usados em reabilitações protéticas. Os implantes equicristais apresentavam a plataforma a menos de 0,5 mm das cristas

ósseas mesial e/ou distal, os implantes subcristais estavam a pelo menos 0,5 mm das cristas ósseas. Durante a osseointegração os implantes ficaram submersos, variando entre três e seis meses. A remodelação óssea peri-implantar foi avaliada mediante radiografias periapicais ou panorâmicas. Os exames foram realizados ao final das cirurgias para a instalação dos implantes e nos retornos anuais. Com a digitalização das imagens pôde-se determinar as distâncias entre as plataformas e as cristas ósseas. Um total de 228 implantes foram considerados no estudo, as faces mesial e distal das plataformas foram divididas em dois grupos segundo a posição em relação à crista óssea. Na posição subcristal havia 197 faces, na equicristal 65 faces. Foram excluídas 194 faces, as mesmas possuíam uma posição supracristal superior a 0,5 mm. As faces subcristais correspondiam a implantes com carregamento médio de 101,39 meses, enquanto que as faces equicristais referiam-se a implantes com média de 89,90 meses de carregamento. As faces subcristais tiveram perda óssea média de 1,84 mm na mesial e 1,73 mm na distal, já nas faces equicristais a média foi de 1,41 mm na mesial e 1,34 mm na distal. Os autores concluíram que a perda óssea peri-implantar foi mínima em ambas as situações testadas e que o posicionamento subcristal da plataforma não implicou em menor reabsorção óssea.

Degidi et al. (2017) realizaram estudo transversal com a finalidade de avaliar a remodelação óssea em implantes cone morse subcristais após o carregamento de um ano e também definir a prevalência de perda óssea maior que 0,5 mm decorrido no mínimo três anos de carregamento. Participaram da pesquisa 145 pacientes, 523 implantes foram analisados. Mensurações clínicas asseguraram que as plataformas dos implantes fossem posicionadas de 1 mm a 3 mm abaixo da crista óssea no momento da instalação. A remodelação e a perda óssea foram calculadas a partir de exames radiográficos obtidos em períodos distintos. O primeiro foi após o carregamento de um ano dos implantes (T0) e o segundo após um tempo mínimo de três anos de carregamento (T1). A perda óssea média entre T0 e T1 foi de $0,42 \pm 0,77$ mm. Em T0, 46 implantes estavam com a plataforma no limite ou abaixo da crista óssea, embora tivessem entre T0 e T1 perda óssea maior ou igual a 0,5 mm. Em T1, 346 implantes mantiveram a plataforma em posição subcristal e 78 na equicristal. Um total de 99 implantes possuíam posição supracristal em T1, contudo 53 deles já estavam em tal condição desde T0, em média a distância entre as plataformas e osso marginal era de $0,89 \pm 0,61$ mm. Os implantes supracristais em

T1 e os que entre T0 e T1 perderam pelo menos 0,5 mm de osso foram considerados falhas. Com um ano de carregamento apenas 10% dos implantes estavam em posição supracristal, 89,9% se mantiveram equicristais ou subcristais. O carregamento foi em média por 45,8 meses. Ao final, 19% dos implantes estavam supracristais, 15% equicristais e 66% subcristais. Os números revelaram a capacidade do implante cone morse em reduzir a saucerização após curto ou longo tempo de carregamento.

Pico et al. (2019) propuseram estudo clínico randomizado com o intuito de avaliar a influência da altura do transmucoso do pilar protético e da profundidade de instalação do implante na reabsorção óssea peri-implantar em locais com tecido gengival fino. Trinta e três indivíduos participaram da pesquisa, sessenta e seis implantes com conexão interna e plataforma switching foram colocados. Os pacientes foram divididos em dois grupos, no primeiro os implantes foram instalados na posição equicristal e receberam após a cirurgia pilares protéticos com transmucoso de 1 mm. No segundo grupo os implantes foram instalados na posição subcristal a 2 mm e receberam pilares com transmucoso de 3 mm. Não houve carregamento imediato dos implantes, a fase protética só foi iniciada após oito semanas. Decorrido um mês das moldagens, as próteses definitivas foram entregues. Radiografias periapicais foram obtidas ao final das cirurgias e em retornos posteriores (três, seis e doze meses de pós-operatório), nelas foram avaliados a distância entre a plataforma dos implantes e o primeiro contato osso-implante, assim como o osso sobre o ombro dos implantes. Os resultados revelaram que a média da distância entre a plataforma dos implantes e o primeiro contato osso-implante foi maior para o primeiro grupo (transmucoso de 1 mm), fato ocorrido em todos os períodos de acompanhamento. Também foi observado que 46,9% dos implantes do segundo grupo (transmucoso de 3 mm) tinham osso sobre o ombro, enquanto que no primeiro grupo não havia nenhum. Foi concluído que nos casos com biótipo gengival fino pilares protéticos com transmucoso longo instalados ao final das cirurgias e associados a implantes subcristais reduziram a reabsorção óssea peri-implantar quando comparados a pilares protéticos com transmucoso curto conectados a implantes equicristais.

2.3 Conexões Implanto-protéticas

Çhereli et al. (2004) avaliaram através da análise de elementos finitos não linear a dissipação de tensões em implantes cone morse e monobloco. Para simular o tecido ósseo foram usadas as propriedades mecânicas da resina acrílica. Os pilares protéticos receberam separadamente cargas de 50 N e 100 N. As cargas axiais foram aplicadas em 36 pontos na superfície superior dos pilares protéticos, enquanto que as cargas oblíquas foram aplicadas em 9 pontos localizados na lateral. No carregamento axial, tensões compressivas e com valores similares foram encontradas na resina próxima ao colar dos implantes. O deslocamento vertical, a distribuição e a magnitude das tensões foram semelhantes entre os implantes, inclusive na interface implante-resina. Tensões se concentraram no pilar protético do implante cone morse, contudo sem caracterizar um aumento das tensões no colar do implante. No carregamento oblíquo os deslocamentos vertical e horizontal foram similares entre os implantes, assim como as tensões na resina e na interface implante-resina. Na interface implante-pilar cone morse, as tensões foram distribuídas uniformemente. Com as cargas anguladas de 100 N, as tensões foram menores no implante monobloco. No carregamento oblíquo, foi observada separação entre o pilar e o implante cone morse, entretanto a extensão foi limitada, já que a natureza da conexão e o atrito entre as estruturas possibilitou a estabilidade da união. Foi concluído que o implante monobloco teve vantagens mecânicas em relação ao implante cone morse no carregamento oblíquo. Todavia, uma vez considerando que as distribuições das tensões na resina acrílica foram próximas, acreditou-se que a resposta óssea foi similar entre os diferentes implantes. Logo, foi assumido que o implante cone morse possuía comportamento biomecânico igual ao do implante monobloco.

Akça e Çhereli (2008) testaram implantes Bicon, Astra Tech e ITI utilizando a análise fotoelástica e a extensometria. Os implantes possuíam em comum a conexão cone morse. Um segundo desenho do implante ITI (monobloco) também foi selecionado, ele serviu como controle positivo. Cargas axiais e oblíquas em 20° foram aplicadas aos pilares protéticos conectados aos implantes, ambas com intensidade de 75 N. O posicionamento da plataforma dos implantes nos modelos experimentais seguiu a recomendação dos fabricantes. A análise fotoelástica revelou que, no carregamento axial, as tensões no entorno da plataforma foram menores com o implante Bicon. Na região apical, as tensões foram reduzidas com os

implantes ITI (cone morse e monobloco). Na proximidade das roscas e micro roscas, as tensões foram mais tênues com o implante Astra Tech, isso ocorreu novamente durante o carregamento oblíquo. Com as cargas oblíquas, as maiores tensões foram observadas adjacentes ao implante ITI monobloco e as menores ao implante Bicon. Na extensometria foi definido que, no carregamento axial, as tensões mais altas foram motivadas pelo implante Astra Tech e as mais baixas pelo implante Bicon, as tensões entre os implantes ITI foram iguais. Sob cargas oblíquas, as tensões de compressão e de tração foram maiores com os implantes ITI (cone morse e monobloco). Não houve diferença nas tensões compressivas entre os implantes Astra Tech e Bicon, porém, as tensões de tração foram menores com o implante Bicon. A partir dos achados, foi sugerido que o aumento no diâmetro do implante poderia minimizar as tensões peri-implantares e que os implantes cone morse possuíam características de dissipação de forças parecidas ao do implante monobloco.

Quaresma et al. (2008) compararam a eficiência biomecânica de implantes com diferentes conexões protéticas. Foi proposta a reabilitação unitária de molar inferior com prótese em metalocerâmica. Foram utilizados implantes cone morse e com hexágono interno com diâmetros de 3,5 mm e 3,8 mm, respectivamente. Os dois implantes tinham 11 mm de comprimento. O pilar protético com conexão cone morse tinha altura de 6 mm e diâmetro de 4,5 mm, o pilar com conexão hexagonal interna apresentava 6,5 mm de altura e 3,8 mm de diâmetro. A análise de elementos finitos realizada estabeleceu cargas axiais de 50 N, com a aplicação de forças em dois pontos da cúspide vestibular. Os resultados obtidos demonstraram que as maiores tensões nas próteses estiveram nos locais de aplicação das cargas, contudo as tensões foram maiores na prótese do implante com hexágono interno. O pilar com conexão cone morse recebeu mais tensões, sobretudo próximo à interface implante-pilar. De forma geral, as tensões foram mais elevadas nas cristas ósseas, no osso cortical em contato com os implantes e nos ápices. Mas, altas tensões também foram visualizadas no lado vestibular e lingual das cristas ósseas do implante de hexágono interno. Houve nos implantes concentração de tensões no lado vestibular da interface implante-pilar relacionada a leve deslocamento das próteses para o lado em questão.

Chu et al. (2012) confeccionaram modelos experimentais com implantes cone morse conectados a pilares protéticos com diferentes diâmetros na interface de

conexão com os implantes (3, 3,5 e 4 mm), distintas extensões de conexão (4, 6 e 8 mm) e diferentes graus de conicidade (2°, 4°, 6° e 8°). Os modelos reproduziam uma reabilitação implanto-protética de molar inferior. Na análise de elementos finitos, o carregamento foi axial e oblíquo em 45°, a partir da aplicação de cargas de 170 N sobre os pilares. A redução no diâmetro dos pilares possibilitou aumento na espessura das paredes do implante, isso implicou em diminuição das tensões no implante e no osso peri-implantar, tanto no carregamento axial como no oblíquo. Contudo, foi ressaltado que reduções drásticas no diâmetro podem gerar acúmulo de tensões nos pilares, ampliando as chances de fratura. O aumento na extensão de conexão dos pilares permitiu a diminuição das tensões no implante e no osso peri-implantar, em ambos os carregamentos, porém foi mais notória no oblíquo. Com a expansão da superfície de contato entre o implante e o pilar, a distribuição das forças foi beneficiada. Em relação ao grau de conicidade do pilar, não houve alterações significativas nas tensões ao modificar a angulação do cone. Sendo assim, o diâmetro do pilar e a extensão de conexão influenciaram a dissipação das tensões, mas a maior participação foi a do diâmetro do pilar.

Rack et al. (2013) mensuraram os micro gaps existentes entre implantes e pilares protéticos utilizando radiografias de alta resolução, ao final observaram os valores dos micro gaps no pré e pós-carregamento. Três sistemas de implantes (Ankylos C/X, Ankylos Plus, Bone Level) com conexão cone morse foram avaliados. Dois conjuntos implante-pilar de cada sistema foram usados, um dos conjuntos foi submetido ao carregamento e o outro ficou como controle. No carregamento dinâmico, as cargas variaram de 12 a 120 N incidindo em ângulo de 30°. No estático, as cargas foram de 200 N a 30° e também de 30 N e 100 N a 90°. As análises foram restritas a interface de conexão entre o implante e o pilar protético. Foi constatado que o implante Bone Level foi mais resistente às cargas anguladas em 30° que os implantes Ankylos, limitando deste modo a ampliação dos micro gaps. Para os autores, a diferença na conicidade entre os implantes Bone Level (16°) e Ankylos (5,7°) foi a razão do resultado descrito anteriormente. A extensão das conexões não mudou o grau de micro movimentação dos pilares, mas sim o modo de formação dos micro gaps. Nos implantes Ankylos, o carregamento causou deformação plástica do titânio, fissuras no colar e aumento dos micro gaps. As paredes dos implantes Ankylos tinham espessura de 0,4 mm, medida incapaz de suportar carregamento dinâmico com carga média de 120 N. Em todos os conjuntos implante-pilar, havia

micro gaps pré e pós-carregamento, independentemente da força aplicada. As cargas dinâmicas diminuiram a estabilidade mecânica das conexões por elevar os micros gaps, além disso também promoveram o desgaste das estruturas na interface implante-pilar.

Pellizzer et al. (2014) averiguaram por meio da fotoelasticidade a dissipação de tensões no entorno de implantes com distintas características estruturais, dentre elas a conexão protética. Foram selecionados implantes com conexão hexagonal interna (Conexão), hexagonal externa (Conexão) e cone morse (Straumann, Conexão e Bicon). O carregamento foi realizado através da aplicação de cargas axiais e oblíquas em 45° com intensidade de 150 N sobre cicatrizadores conectados aos implantes. Durante o carregamento axial as tensões foram concentradas na resina adjacente à plataforma dos implantes, condição que se repetiu em todos os modelos fotoelásticos. As menores tensões foram geradas pelo implante com conexão cone morse (Straumann) e as maiores pelo implante com conexão hexagonal externa (Conexão). No carregamento oblíquo e axial, as tensões se concentraram nos mesmos pontos. Com as cargas oblíquas as maiores tensões foram motivadas pelos implantes com conexão hexagonal interna (Conexão) e externa (Conexão) e as menores pelo implante cone morse (Straumann). Os implantes cone morse tiveram distribuição homogênea das tensões na proximidade da plataforma, a conicidade interna permitiu tal fato. As variações na distribuição das tensões ocorreram em virtude das diferenças nos implantes quanto ao tipo de conexão protética, desenho do implante, formato das roscas e a presença ou não de micro roscas na plataforma.

Macedo et al. (2017) compararam implantes cone morse e hexagonal externo a cerca da distribuição de tensões peri-implantares. Além de obter a magnitude das tensões, a pesquisa também teve por objetivo definir o volume ósseo sob efeito das forças. Os modelos experimentais utilizados para a análise de elementos finitos reproduziam um segmento ósseo mandibular. Os pilares protéticos ligados aos implantes receberam cargas de 150 N na direção axial e oblíqua em 45°. As tensões no osso cortical foram maiores que no osso medular. Na porção mais superior do osso cortical e no ponto de transição entre o osso cortical e o medular houve concentração de tensões. Nas duas condições de carregamento, as tensões mais altas foram registradas no osso cortical ao redor do implante com conexão hexagonal externa. No carregamento axial, o implante hexagonal externo e cone

morse foram associados respectivamente a maior volume de osso cortical e medular com tensões elevadas. Apesar do aumento das tensões no osso medular, o implante cone morse foi eficaz na dissipação das cargas. No carregamento oblíquo, o volume de osso medular sob tensão foi semelhante entre os implantes. O modelo experimental com o implante cone morse teve maior volume de osso cortical com menores tensões. No modelo com o implante de hexágono externo, maior volume de osso cortical estava com tensões elevadas. A capacidade biomecânica do implante cone morse superou a do hexágono externo, uma vez que volume ósseo maior correspondente ao primeiro implante permaneceu com baixas tensões ao longo do carregamento.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O estudo teve por objetivo avaliar através da análise fotoelástica a influência do diâmetro da base de assentamento da prótese do pilar protético sólido na distribuição das tensões subjacentes a implantes cone morse instalados em diferentes profundidades ósseas, com e sem a presença de dente posterior ao implante.

4. MATERIAL E MÉTODO

4. MATERIAIS E MÉTODO

As avaliações foram realizadas utilizando pilares protéticos sólidos (Standard C/, ANKYLOS®, Dentsply Sirona Implants, Alemanha), os quais se distinguem quanto a dimensão da base de assentamento da prótese e a altura do transmucoso (Figura 1). Os pilares protéticos foram conectados a implantes cone morse (Ankylos®, Dentsply Sirona Implants, Alemanha) durante o carregamento estático. As variações propostas nos modelos experimentais estão descritas na tabela 1. Em alguns modelos o segundo molar inferior esquerdo permaneceu ausente.

Figura 1 – Pilares protéticos



Fonte: O próprio autor

Tabela 1 – Variações nos modelos experimentais

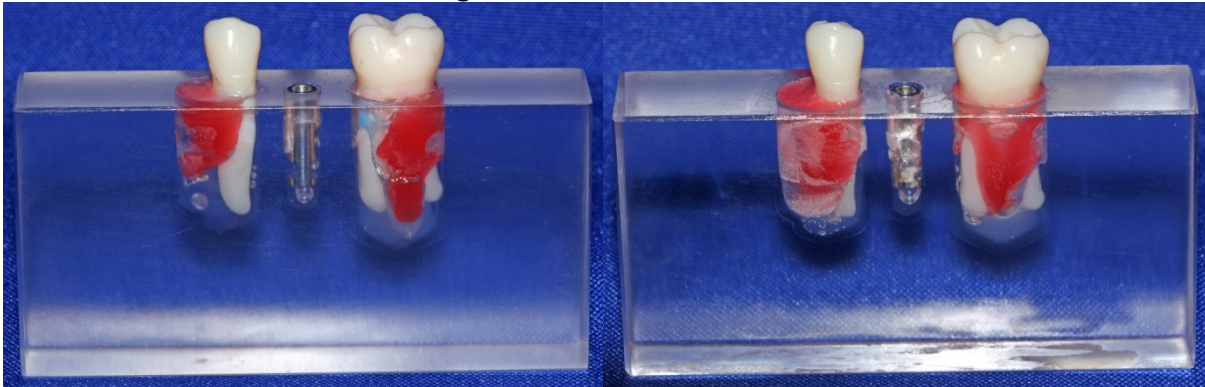
Pilar	Altura cervico-oclusal (mm)	Base de assentamento da prótese (mm)	Transmucoso (mm)	Implante (mm)	Profundidade da plataforma do implante (mm)	Dentes adjacentes
S1	4	3,3	1,5	Ø 3,5 x 9,5	Equicristal	1
			3,0		1,5 subcristal	2
S2	4	4,5	1,5		Equicristal	1
			3,0		1,5 subcristal	2

4.1 Modelos Mestre

Dois modelos mestre (Figura 2) foram preparados (68 x 30 x 14 mm) para reproduzir parte da hemi-arcada mandibular. O modo de confecção seguiu a metodologia utilizada em estudo prévio (ALVES, 2013). Cada modelo mestre

recebeu três perfurações, as quais foram preenchidas pelas réplicas dos dentes 35 e 37, além do análogo do implante na posição do dente 36. A plataforma dos análogos ficou equicristal nos modelos mestre. A distância do centro do análogo do implante ao centro da réplica do dente 35 foi de 9 mm, entre o análogo e a réplica do dente 37 foi de 12 mm.

Figura 2 – Modelos Mestre



Fonte: O próprio autor

4.2 Réplicas Dentais

Dois dentes de estoque (Odontofix, Ribeirão Preto, Brasil) (Figura 3) foram moldados com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália). Os moldes foram utilizados para obter réplicas dentais em resina bisacrílica autopolimerizável (Protemp, 3M ESPE, Alemanha) (Figura 4).

Figura 3 – Dentes de estoque (réplicas dos dentes 35 e 37)



Fonte: O próprio autor

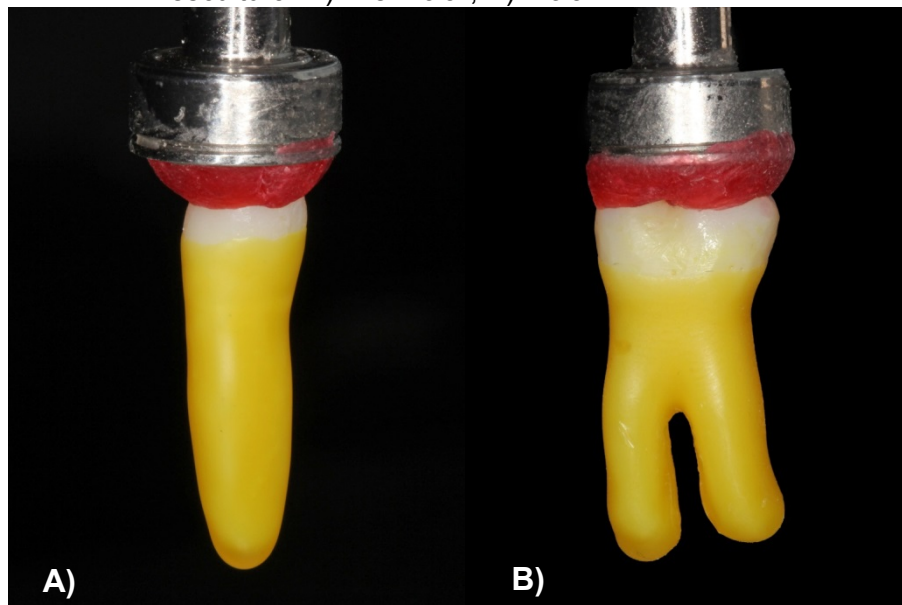
Figura 4 – Réplicas dentais em resina bisacrílica autopolimerizável



Fonte: O próprio autor

Com o auxílio da haste do delineador, duas réplicas dentais tiveram as raízes brevemente imersas em plastificador com cera para escultura (GEO-DIP, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha). A rápida imersão possibilitou a formação de uma camada de cera com espessura de 0,25 mm (TIOSSI, 2010) (Figura 5).

Figura 5 – Imersão das raízes das réplicas dentais em cera para escultura: A) Pré molar; B) Molar

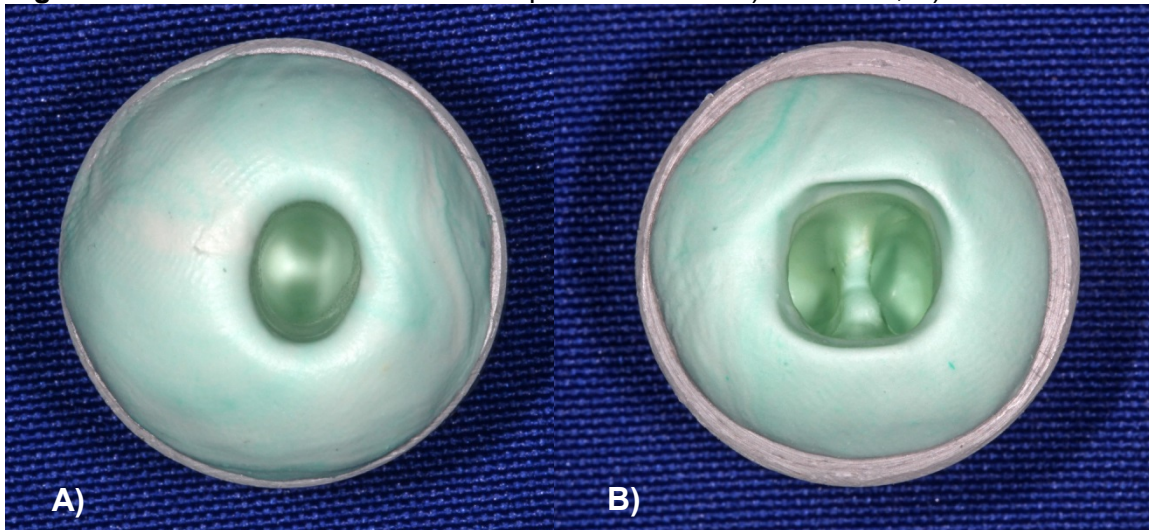


Fonte: O próprio autor

As raízes com cera foram moldadas com silicone de condensação. Os moldes confeccionados permitiram que o ligamento periodontal fosse simulado nas

réplicas dentais (Figura 6). O poliéster (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) foi usado como material de revestimento das raízes (Figura 7).

Figura 6 – Moldes das raízes com cera para escultura: A) Pré molar; B) Molar



Fonte: O próprio autor

Figura 7 – Réplicas dentais com simulação do ligamento periodontal

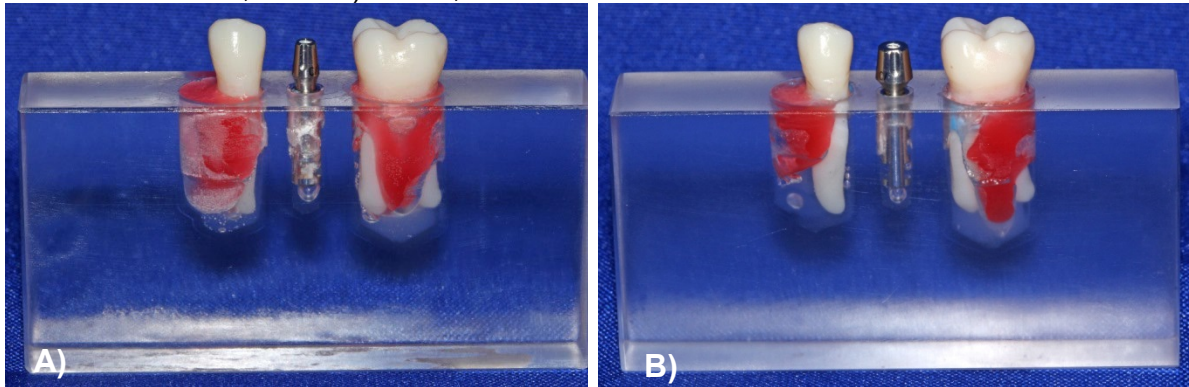


Fonte: O próprio autor

4.3 Próteses Implantossuportadas

Para a pesquisa foram necessárias duas próteses implantossuportadas, uma para cada diâmetro de pilar protético avaliado. Os pilares com transmucoso de 1,5 mm foram conectados aos análogos dos modelos mestre (Figura 8). Na sequência os modelos foram enviados ao laboratório de prótese dentária (Domingos Facioli Prótese Odontológica S/S).

Figura 8 – Modelos Mestre com os pilares protéticos com transmucoso de 1,5 mm – A) Pilar 3,3 mm B) Pilar 4,5 mm



Fonte: O próprio autor

As próteses apresentavam infraestrutura em zircônia com recobrimento em cerâmica IPS Empress (Sistema CAD-CAM, AmannGirrbach, Áustria) (Figura 9). Com o intuito de evitar excessos nos contatos proximais, as próteses foram avaliadas no laboratório através de papel carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e fio dental (Colgate-Palmolive, São Bernardo do Campo, Brasil).

Figura 9 – Próteses com infraestrutura de zircônia e revestimento em cerâmica



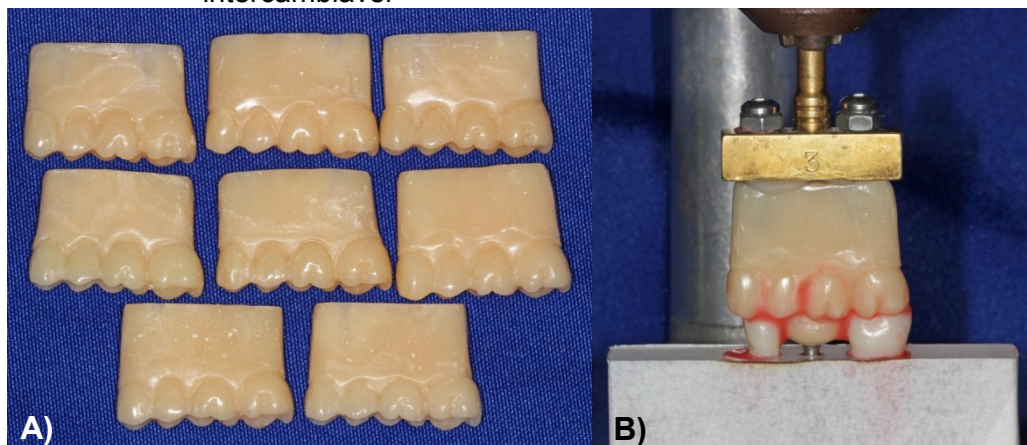
Fonte: O próprio autor

4.4 Ponta de Carregamento

A aplicação de carga aos modelos fotoelásticos foi por intermédio de uma ponta de carregamento. Com cera 7 (Polidental Indústria e Comércio Ltda) a face oclusal de dentes de estoque (dentes 24, 25, 26 e 27) foram fixadas à face oclusal das réplicas dentais e da prótese do modelo mestre. Uma lamina de cera 7 foi colocada no entorno dos dentes de estoque. A barreira criada com a lamina possibilitou que resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássicos, Campo Limpo Paulista, SP) fosse colocada sobre os dentes de estoque. Finalizada a

polimerização da resina acrílica a lamina de cera foi removida. O bloco de resina acrílica com os dentes de estoque tornou-se a arcada antagonista do modelo mestre. Através de um *mock-Up*, a ponta de carregamento foi duplicada oito vezes (Figura 10 A). Previamente ao carregamento, as pontas foram fixadas com resina acrílica a hastes metálicas intercambiáveis (Figura 10 B).

Figura 10 – A - Pontas de carregamento B - Fixação da haste metálica intercambiável

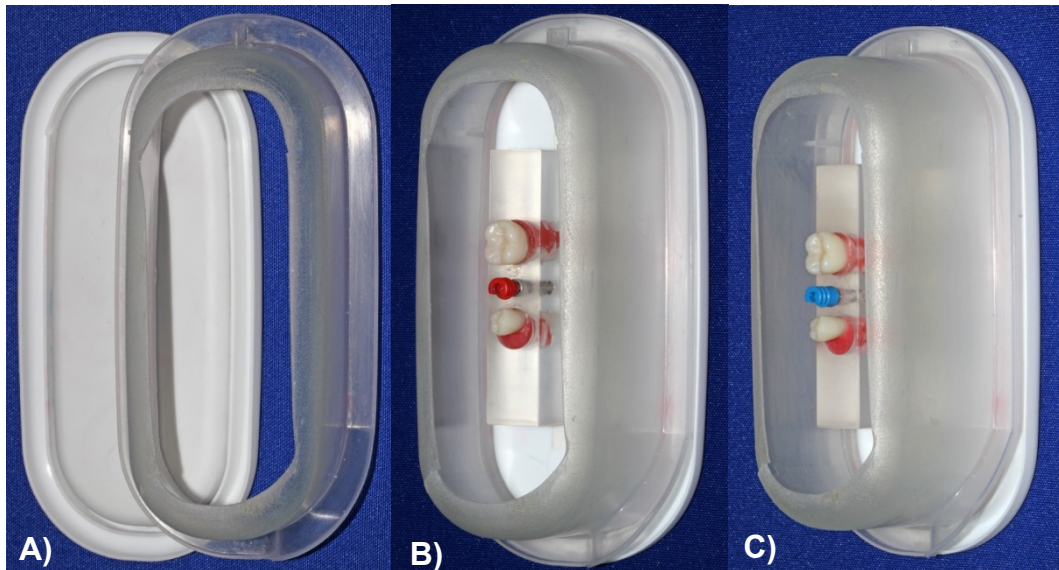


Fonte: O próprio autor

4.5 Modelos Fotoelásticos

Moldes dos modelos mestre foram preparados usando silicona de duplicação (Polglass Comércio de Produtos para Fiberglass Ltda, Ribeirão Preto, SP). O fundo de um recipiente plástico foi recortado (Figura 11A), na parte interna da tampa uma fita dupla face (Adelbras, Vinhedo, SP) foi inserida. A fita serviu para fixar os modelos mestre que continham as réplicas dentais, o pilar protético e o transferente do pilar (Figura 11B e 11C). A face oclusal das réplicas dentais ficaram direcionadas para o fundo do recipiente.

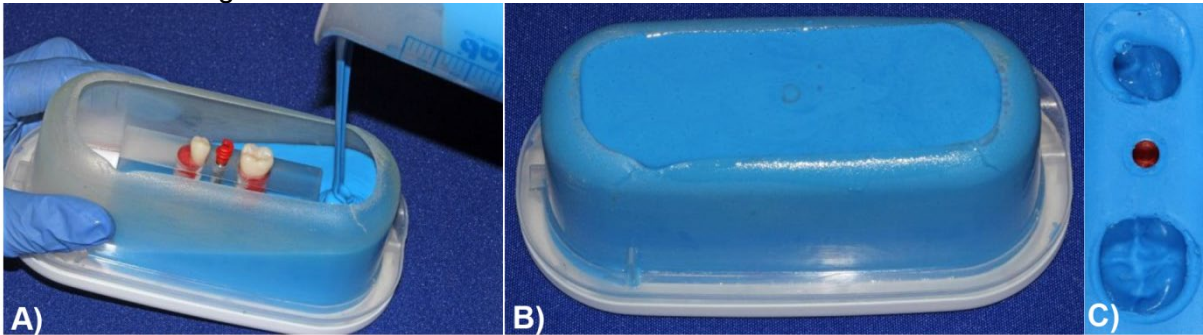
Figura 11 – A) recipiente plástico recortado; B) Modelo mestre com o pilar protético de 3,3 mm; C) Modelo mestre com o pilar protético de 4,5 mm



Fonte: O próprio autor

Para a manipulação da silicona de duplicação, uma proporção de 200 ml de silicona para 10 ml de catalisador foi seguida. A homogeneização do material foi obtida com uma manipulação constante por 60 segundos. O material de moldagem foi colocado lentamente dentro do recipiente plástico, através da abertura na base (Figura 12 A). O objetivo era recobrir o modelo mestre e ao mesmo tempo preencher totalmente o recipiente (Figura 12 B). Após 60 minutos a silicona de duplicação estava polimerizada e a tampa plástica do recipiente foi retirada. Ao remover o modelo mestre o transferente do pilar protético foi mantido dentro do molde (Figura 12 C).

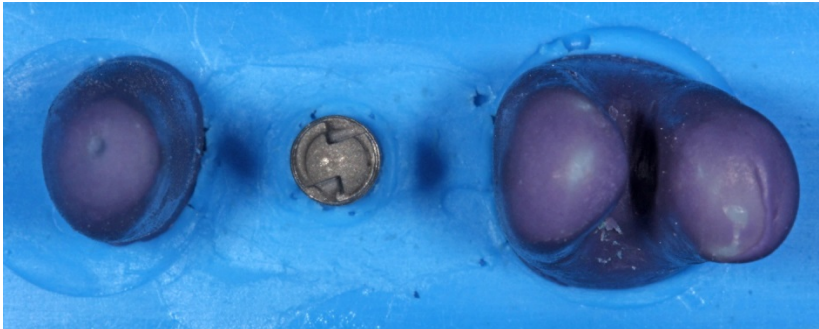
Figura 12 – A) Recipiente parcialmente preenchido; B) Recipiente totalmente preenchido; C) Imagem interna do molde do modelo mestre.



Fonte: O próprio autor

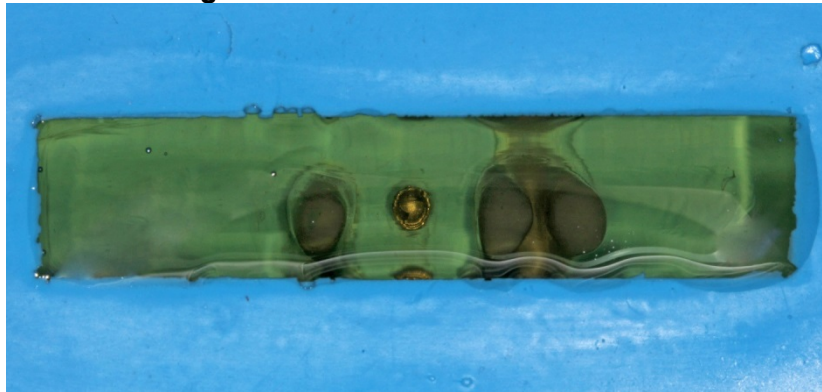
Os pilares protéticos foram aparafusados aos implantes usando torque de 25 N. Cada pilar juntamente com o implante foi encaixado no transferente que permaneceu no interior do molde do modelo mestre. Por último, as réplicas dentais foram colocadas em posição (Figura 13).

Figura 13 – Conjunto implante-pilar e réplicas dentais encaixados no molde do modelo mestre.



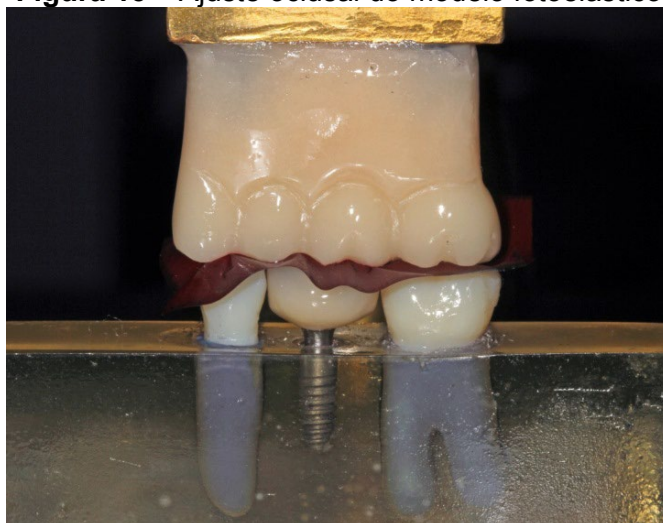
Fonte: O próprio autor

Os modelos fotoelásticos foram preparados a partir da resina Araldite GY279 e do endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everbeg, Bélgica) na proporção de 2:1. O conteúdo foi manipulado por 2 minutos, na sequência o material foi mantido por 20 minutos em câmara a vácuo com o objetivo de eliminar bolhas de ar. A resina fotoelástica foi inserida nos moldes até completa-los, eventuais bolhas de ar foram retiradas com sonda exploradora (Figura 14). Com 72 horas os modelos fotoelásticos puderam ser removidos dos moldes. Além da limpeza com detergente e água, a base dos modelos foi lixada tornando-a plana.

Figura 14 – Resina fotoelástica fluída

Fonte: O próprio autor

Antes de submeter os modelos fotoelásticos ao carregamento, os pontos de contato proximal e oclusal foram avaliados com papel carbono e fio dental. No ajuste oclusal o papel carbono foi posto entre a ponta de carregamento (fixada ao paralelômetro) e o modelo (localizado abaixo da ponta de carregamento) (Figura 15). Com os movimentos da ponta de carregamento em direção ao modelo, marcações de carbono foram registradas na superfície oclusal da ponta de carregamento. As marcações acentuadas foram desgastadas com fresas. Quando não havia contatos adequados, resina acrílica autopolimerizável era acrescentada na face oclusal da ponta de carregamento. Previamente ao carregamento as próteses foram cimentadas nos pilares usando cimento provisório (Relyx Temp NE, 3M ESPE, Alemanha).

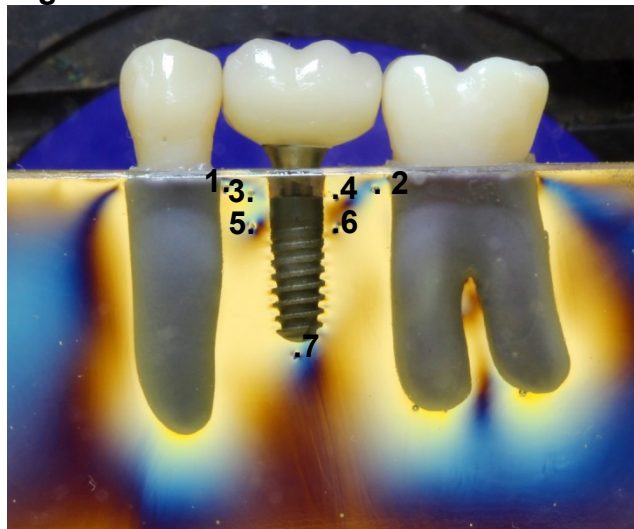
Figura 15 – Ajuste oclusal do modelo fotoelástico

Fonte: O próprio autor

4.6 Análise fotoelástica

Os pontos de análise de tensões foram definidos nos modelos fotoelásticos utilizando projetor de perfil, grade de pontos, agulha hipodérmica descartável e marcador permanente (Figura 16). Os modelos com duas réplicas dentais e implante equicristal apresentavam os pontos 1, 2, 5, 6 e 7. Os modelos com duas réplicas dentais e implante subcristal apresentavam os pontos de 1 a 7. Os modelos com uma réplica dental e implante equicristal apresentavam os pontos 1, 5, 6 e 7. Os modelos com uma réplica dental e implante subcristal apresentavam os pontos de 1 a 7, exceto o 2.

Figura 16 – Pontos de análise de tensões



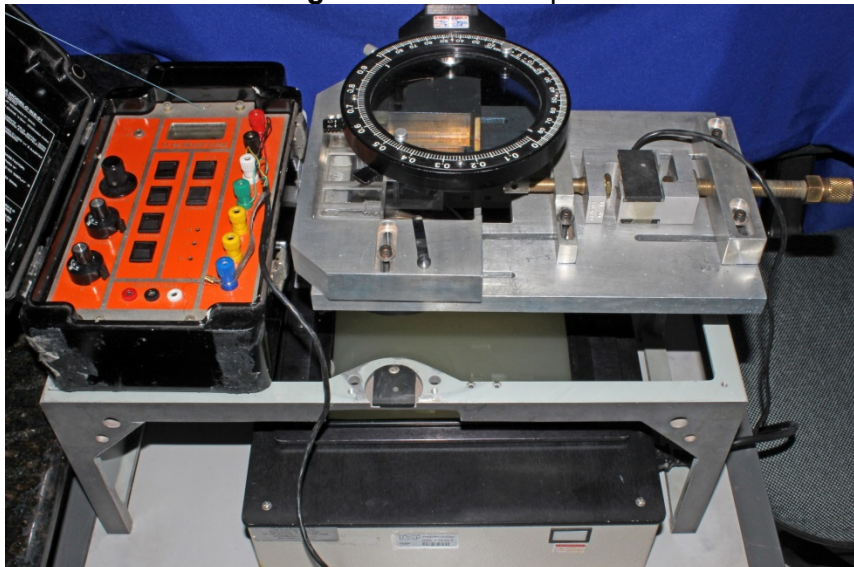
Fonte: O próprio autor

Os pontos de análise foram marcados a 1 mm dos implantes e das réplicas dentais. Foram usados como referências as cristas ósseas dentais, as cristas ósseas peri-implantares, o ápice e a plataforma dos implantes. Os pontos 5 e 6 ficaram à 2,3 mm abaixo da plataforma dos implantes, essa região corresponde à porção terminal da união entre implante e pilar protético. O posicionamento e a numeração dos pontos não foram modificados no transcorrer da avaliação (Tabela 2).

Tabela 2- Posicionamento dos pontos de avaliação

Ponto	Descrição da Localização
1	1mm abaixo da crista óssea distal do segundo pré-molar
2	1mm abaixo da crista óssea mesial do segundo molar
3	Ao nível da plataforma do implante por mesial
4	Ao nível da plataforma do implante por distal
5	2,3 mm abaixo da plataforma do implante por mesial
6	2,3 mm abaixo da plataforma do implante por distal
7	1 mm abaixo do ápice do implante

Previamente ao carregamento os modelos fotoelásticos foram analisados no polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems / Strainoptics, Inc., North Wales, EUA) (figura 17) quanto a existência de tensões residuais. Quando confirmadas, os ajustes proximais eram refeitos e os modelos eram colocados na estufa a 50° C por 10 minutos. Logo após permaneciam pelo mesmo período a 22°C para resfriar. Todo o processo tinha por intuito eliminar as tensões residuais. O carregamento a que os modelos fotoelásticos foram submetidos correspondeu a 200 N, sendo que entre a ponta de carregamento e os modelos foi inserido papel parafilme (Pechiney Plastic Packaging, Chicago, EUA).

Figura 17- Polariscópio

Fonte: O próprio autor

O polariscópio que foi utilizado era formado por uma célula de carga de 50 Kgf (Kratos, São Paulo, Brasil), um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e pontas de carregamento. O mesmo permitia que uma máquina fotográfica (EOS Rebel, Canon,

Tóquio, Japão) capturasse as imagens resultantes do carregamento. Para a quantificação da ordem de franja dos pontos foi usado o método de Senarmont (MONTAROU e GAYLORD, 2004). Com o polariscópio na polarização circular era identificada entre quais ordens de franja o ponto se encontrava (Franjas Isocromáticas). Posteriormente o polariscópio era colocado na polarização plana. Assim, a partir da aplicação de um filtro monocromático e objetiva de 10x se visualizava as franjas isoclínicas (franja preta).

O ponto a ser quantificado era centralizado na lente, o modelo juntamente com seu suporte era girado até o ponto se tornar preto (franja isoclínica sobre o ponto). Após, o conjunto suporte e modelo era girado no sentido horário em 45°, voltando o ponto a ficar no campo claro (entre duas franjas). Neste momento o filtro analisador era rotacionado e observava-se qual a ordem de franja que caminhava para o ponto. O analisador era girado até que uma franja isoclínica ficasse estacionada sobre o ponto. O valor marcado na escala do analisador era anotado (variando de 0,00 a 1,00). Se a ordem de franja que se movimentou até o ponto fosse a de menor valor, a leitura do analisador era somada a esta. Se a ordem de franja fosse a maior, o valor da leitura era subtraído da mesma.

Determinada a ordem de franja no ponto, a tensão era calculada em MPa. Para isso se aplicava a lei ótica das tensões (E1) (Aguiar Jr 2009).

$$\tau = \frac{n \times 570}{k \times b}$$

Onde:

τ : Tensão em MPa;

n: ordem de franja no ponto;

570 nm: comprimento de ondas em materiais plásticos;

k: constante óptica da resina (3,65 Brewsters);

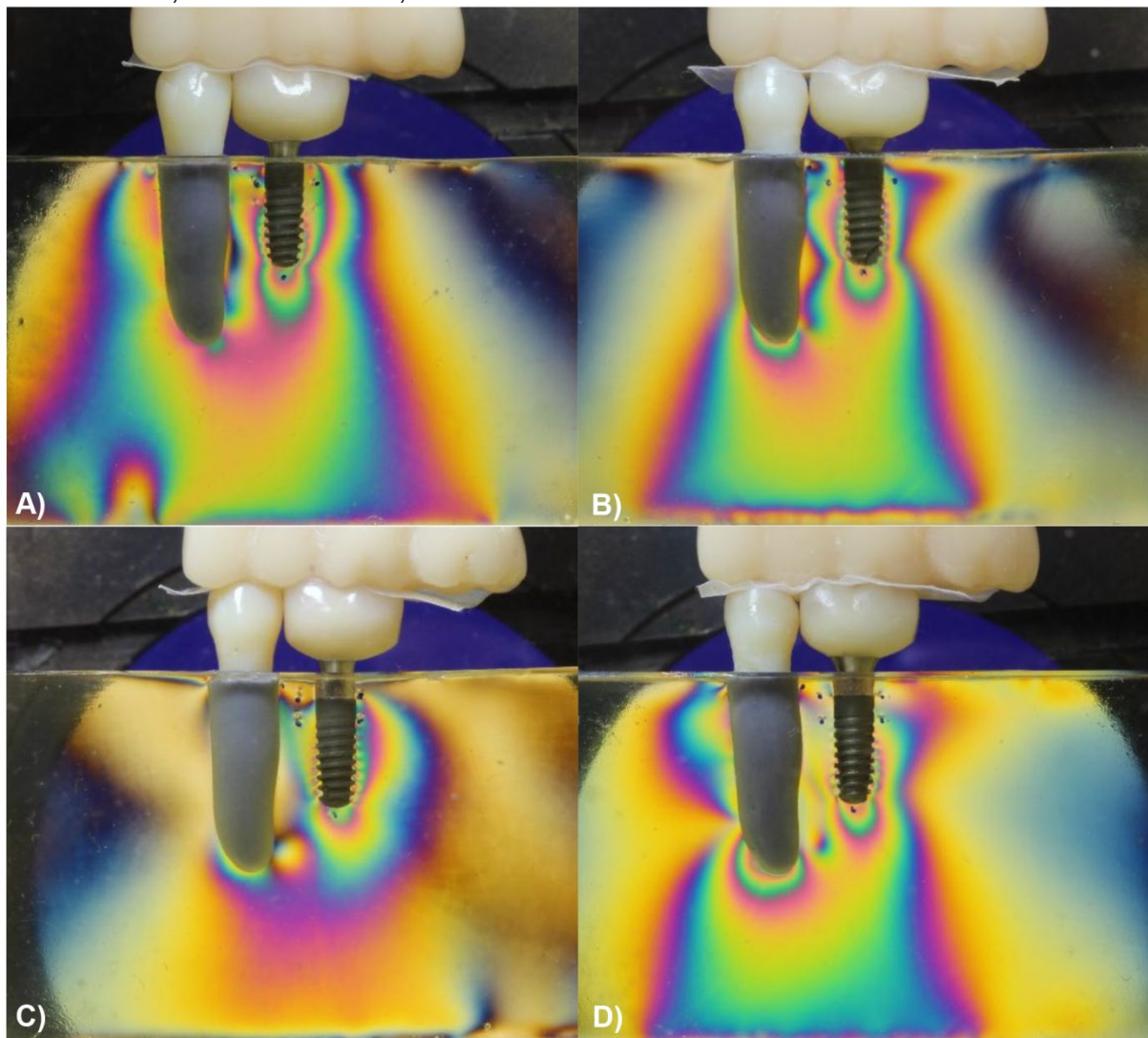
b: espessura do modelo fotoelástico (14 mm).

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

A figura 18 apresenta as imagens obtidas após o carregamento oclusal nos modelos com 1 dente adjacente.

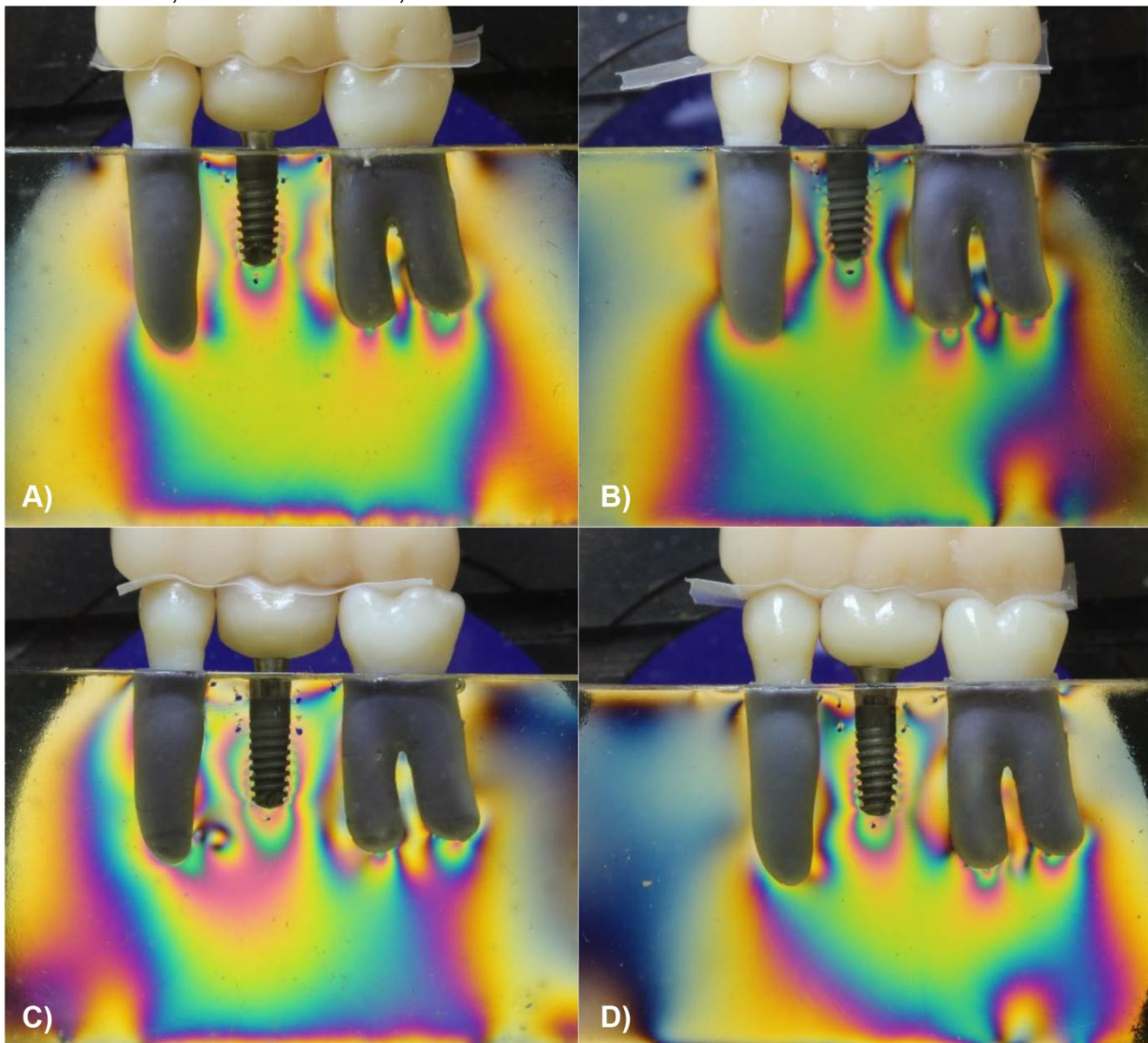
Figura 18 – Distribuição de Tensões nos modelos fotoelásticos com 1 dente adjacente: A) Transmucoso de 1,5 mm e Pilar de 3,3 mm; B) Transmucoso de 1,5 mm e Pilar de 4,5 mm; C) Transmucoso de 3,0 mm e Pilar de 3,3 mm; D) Transmucoso de 3,0 mm e Pilar de 4,5 mm.



Fonte: O próprio autor

A figura 19 apresenta as imagens obtidas após o carregamento oclusal nos modelos com 2 dentes adjacentes.

Figura 19 – Distribuição de Tensões nos modelos fotoelásticos com 2 dentes adjacentes: A) Transmucoso de 1,5 mm e Pilar de 3,3 mm; B) Transmucoso de 1,5 mm e Pilar de 4,5 mm; C) Transmucoso de 3,0 mm e Pilar de 3,3 mm; D) Transmucoso de 3,0 mm e Pilar de 4,5 mm.



Fonte: O próprio autor

As tensões observadas nos pontos são apresentadas segundo as áreas analisadas nos modelos fotoelásticos.

5.1 Cristas ósseas periodontais

A tabela 3 mostra as tensões (MPa) observadas nas cristas ósseas periodontais para as diferentes configurações avaliadas.

Tabela 3 – Tensões (MPa) nas cristas ósseas periodontais:

Dentes Adjacentes	Pilar (mm)	Transmucoso (mm)	Cristas ósseas periodontais		
			Ponto 1	Ponto 2	Média
1	3,3	1,5	12,9		
		3,0	6,9		
2	3,3	1,5	11,9	14,2	13,0
		3,0	4,5	11,3	7,9
1	4,5	1,5	10,4		
		3,0	12,8		
2	4,5	1,5	10,3	11,3	10,8
		3,0	8,5	5,3	6,9

Com o pilar de 3,3 mm as tensões nas cristas ósseas periodontais foram menores com o implante subcristal, independente da presença ou não do segundo molar. Com o pilar de 4,5 mm a tensão na crista óssea do pré-molar foi menor com o implante equicristal (extremo livre) e com o subcristal (entre dentes). Com o pilar de 4,5 mm a tensão na crista óssea do segundo molar foi menor com o implante subcristal. A média das tensões nas cristas ósseas periodontais foi menor com o pilar de 4,5 mm.

5.2 Ao nível da plataforma do implante

A tabela 4 mostra as tensões (MPa) observadas ao nível da plataforma dos implantes para as diferentes configurações avaliadas.

Tabela 4 – Tensões (MPa) ao nível da plataforma dos implantes

Dentes Adjacentes	Pilar (mm)	Transmucoso (mm)	Ao nível da plataforma do implante		
			Ponto 3	Ponto 4	Média
1	3,3	3,0	8,0	17,6	12,8
2			6,8	12,3	9,6
1	4,5		11,5	9,9	10,6
2			5,5	11,3	8,4

Com o pilar de 3,3 mm a média das tensões ao nível da plataforma foi menor no implante subcristal quando em extremo livre. Com o pilar de 4,5 mm a média das tensões ao nível da plataforma do implante subcristal foi menor ao estar posicionado entre dentes. A média das tensões ao nível da plataforma dos implantes subcristais foi menor com o pilar de 4,5 mm.

5.3 Final da interface implante-pilar

A tabela 5 mostra as tensões (MPa) observadas à 2,3 mm abaixo da plataforma dos implantes para as diferentes configurações avaliadas.

Tabela 5 – Tensão (MPa) à 2,3 mm abaixo da plataforma dos implantes

Dentes Adjacentes	Pilar (mm)	Transmucoso (mm)	2,3 mm abaixo da plataforma		
			Ponto 5	Ponto 6	Média
1	3,3	1,5	19,5	26,2	22,8
		3,0	26,6	24,3	25,5
2		1,5	16,4	15,6	16,0
		3,0	18,9	18,2	18,6
1	4,5	1,5	18,3	13,8	16,1
		3,0	15,7	14,6	15,2
2		1,5	14,2	13,5	13,8
		3,0	15,2	16,4	15,8

Com o pilar de 3,3 mm a média das tensões à 2,3 mm abaixo da plataforma foi menor com o implante subcristal (extremo livre) e com o implante equicristal (entre dentes). Com o pilar de 4,5 mm a média das tensões à 2,3 mm abaixo da plataforma foi menor com o implante equicristal, independente da presença ou não do segundo molar. A média das tensões à 2,3 mm abaixo da plataforma foi menor com o pilar de 4,5 mm, exceto no pilar de 3,3 mm com implante subcristal (extremo livre).

5.4 Ápice do implante

A tabela 6 mostra as tensões (MPa) observadas no ápice dos implantes para as diferentes configurações avaliadas.

Tabela 6 – Tensões (MPa) no ápice dos implantes:

Dentes Adjacentes	Pilar (mm)	Transmucoso (mm)	Ápice dos implantes
			Ponto 7
1	3,3	1,5	37,4
		3,0	28,3
2		1,5	27,0
		3,0	32,4
1	4,5	1,5	31,8
		3,0	33,2
2		1,5	27,3
		3,0	33,6

Com os pilares de 3,3 mm e 4,5 mm as tensões no ápice foram menores com o implante subcristal (extremo livre) e com o implante equicristal (entre dentes). As tensões no ápice foram menores com o pilar de 4,5 mm (extremo livre) e com 3,3 mm (entre dentes).

5.5 Média das tensões nos modelos fotoelásticos

A tabela 7 mostra a média das tensões (MPa) observadas nos modelos fotoelásticos.

Tabela 7 – Tensão média (MPa) nos modelos fotoelásticos

Dentes Adjacentes	Pilar (mm)	Transmucoso (mm)	Média nos Modelos
1	3,3	1,5	24,0
		3,0	18,6
2		1,5	17,0
		3,0	14,9
1	4,5	1,5	18,6
		3,0	15,6
2		1,5	15,3
		3,0	13,7

Com os pilares de 3,3 mm e 4,5 mm as tensões médias foram menores nos modelos fotoelásticos com implantes subcristais. As menores tensões médias foram com o pilar de 4,5 mm.

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou pilares protéticos sólidos usados em reabilitações nas regiões anteriores e posteriores da maxila e da mandíbula. Os pilares possuíam altura cervico-oclusal similar (4 mm), entretanto distinguiam-se quanto ao diâmetro da base de assentamento da prótese (3,3 e 4,5 mm). Duas alturas de transmucoso foram selecionadas para os pilares (1,5 e 3,0 mm). Os modelos fotoelásticos foram confeccionados com implantes cone morse unitários com a plataforma posicionada ao nível das cristas ósseas (equicristal) e subcristal a 1,5 mm. Foi estabelecida a possibilidade dos implantes estarem entre dois dentes ou em extremidade livre mandibular. Próteses com infraestrutura em zircônia e recobrimento estético em cerâmica foram cimentadas nos pilares protéticos. A mensuração das tensões após a aplicação das cargas nos modelos foi por intermédio da análise fotoelástica. Os resultados mostraram que o pilar com 4,5 mm de diâmetro proporcionou melhor distribuição das tensões que o pilar com 3,3 mm de diâmetro. Considerando a média das tensões nos dentes adjacentes aos implantes e nos modelos fotoelásticos, os implantes subcristais a 1,5 mm dissiparam as tensões de maneira mais satisfatória que os implantes equicristais. A presença do segundo molar inferior também reduziu as tensões observadas nas cristas ósseas peri-implantares.

A princípio as tensões foram analisadas alterando o diâmetro da base de assentamento da prótese dos pilares protéticos (3,3 e 4,5 mm). Os pilares fizeram parte das mesmas situações clínicas propostas e foram submetidos à mesma carga. As tensões ao nível da plataforma (implantes subcristais) e no final da interface implante-pilar (implantes subcristais e equicristais) foram menores com o pilar sólido de 4,5 mm de diâmetro. Estes resultados corroboram com os achados descritos por Provinciatti (2015), a pesquisa comparou pilares protéticos sólidos (3,3 mm de diâmetro) e de parafuso passante (5,7 mm de diâmetro) através da análise fotoelástica. Os pilares de parafuso passante conectados a implantes subcristais dissiparam de modo mais eficiente as tensões em extremidades livres mandibulares. Os pilares sólidos com 4,5 mm de diâmetro utilizados no presente estudo e os de parafuso passante da pesquisa de 2015 apresentam características estruturais diferentes, contudo têm um diâmetro da base de assentamento da prótese maior que o pilar protético de 3,3 mm. Tal peculiaridade entre ambos pode sugerir que a

capacidade de absorção e de direcionamento das forças oclusais para o longo eixo dos implantes tenha correlação com o aumento do diâmetro do pilar.

As tensões aferidas também consideraram o posicionamento dos implantes na crista óssea. Duas posições para a plataforma (equicristal e subcristal a 1,5 mm) foram avaliadas. A análise fotoelástica mostrou que as tensões nas cristas ósseas dos dentes foram menores com os implantes subcristais a 1,5 mm. Tendo em vista a proximidade das cristas ósseas periodontais com as peri-implantares, acredita-se que tensões de menor intensidade nos dentes representa uma forma de minimizar a transferência das forças às cristas ósseas peri-implantares. A média geral das tensões em cada modelo fotoelástico foi calculada, o objetivo a priori foi determinar as tensões levando em conta simultaneamente dentes e implantes. Neste contexto, os modelos fotoelásticos com implantes subcristais a 1,5 mm apresentaram tensões inferiores aos modelos com implantes equicristais. Corroborando aos resultados do presente estudo Zanardi et al. (2015) aplicaram cargas axiais e oblíquas à implantes com diferentes conexões protéticas. A plataforma dos implantes foi colocada nos modelos fotoelásticos nas posições subcristal a 2 mm, equicristal e supracristal a 2 mm. As tensões foram mensuradas nas cristas ósseas alveolares, na metade do comprimento dos implantes e no ápice. Independentemente do tipo de conexão protética e da natureza da carga, os autores concluíram que a posição subcristal da plataforma do implante beneficiou a distribuição das tensões nas cristas ósseas alveolares.

Pontos de análise de tensões foram alocados nas cristas ósseas periodontais, ao nível da plataforma dos implantes, 2,3 mm abaixo da plataforma e nos ápices dos implantes. A escolha pelo ponto 2,3 mm abaixo da plataforma se deu pelo fato do local coincidir com o final da área de intersecção entre o implante e o pilar protético. Ficou evidente nos implantes subcristais que as tensões ao nível da plataforma foram menores que a 2,3 mm abaixo da plataforma. Assim como que as tensões no ápice dos implantes foram superiores as encontradas nos demais pontos de análise. A somatória destes dados propõe que as cargas oclusais são conduzidas ao longo do conjunto formado pela prótese, pilar protético e implante, sendo que as tensões mais elevadas permaneceram distantes da crista óssea peri-implantar. Bernardes et al. (2009) definiram que o desenho do implante possuía influência sobre as tensões em certos locais do osso. Altas tensões na crista óssea peri-implantar foram associadas à reabsorção óssea do osso cortical (OH et al., 2002).

Em contrapartida, o osso medular conta com resistência, flexibilidade e capacidade de absorção de tensões superiores ao do osso cortical (Morris et al., 2004). Com a análise de elementos finitos Carvalho et al. (2014) avaliaram a dissipação das tensões em pilares protéticos constituídos por diferentes materiais e conectados a implantes com distintas conexões protéticas. Os resultados estão de acordo com o do presente estudo, pois revelaram que a distribuição das tensões foi concentrada na interface pilar-implante.

Ao considerar as tensões no final da interface implante-pilar e no ápice, os implantes equicristais registraram menores tensões que os subcristais a 1,5 mm. O aumento da distância entre a base de assentamento da prótese e a plataforma do implante (transmucoso do pilar protético) ampliou o braço de alavanca durante a aplicação das cargas nos implantes subcristais. Esses resultados são similares ao de Huang et al. (2011) que avaliaram por meio da análise de elementos finitos implantes cone morse com a plataforma nas posições subcristal a 1 mm, subcristal a 0.5 mm, equicristal, supracristal a 0,5 mm e supracristal a 1 mm. Foi concluído que o tipo de carregamento (axial) e que o posicionamento equicristal dos implantes favoreceram a distribuição das tensões. Corroborando aos achados do presente estudo Rismanchian et al. (2013) criaram modelos experimentais para análise de elementos finitos com o propósito de averiguar o posicionamento subcristal, equicristal e supracristal da plataforma de implantes com conexão cone morse. Independentemente da natureza das cargas utilizadas a dissipação das tensões foi beneficiada pelo posicionamento equicristal dos implantes. Segundo os autores a posição subcristal da plataforma dos implantes ajudou a ampliar a distância entre o plano oclusal da prótese e o primeiro contato osso-implante, intensificando o braço de alavanca.

Os modelos fotoelásticos foram confeccionados a partir de duas situações clínicas, na primeira os implantes foram instalados entre dentes e na segunda em extremidade livre mandibular. Ao mensurar as tensões ao nível da plataforma dos implantes subcristais e a 2,3 mm abaixo da plataforma nos implantes equicristais e subcristais foi observado que a média das tensões aumentou com a ausência do segundo molar inferior. A falta de contatos interproximais acarretou concentração de tensões em tais pontos. Tioosi (2010) usou a análise fotoelástica e a correlação de imagens digitais para avaliar planejamentos implanto-protéticos com próteses unitárias adjacentes ou esplintadas em regiões posteriores, utilizando para tanto

distintos materiais para revestimento oclusal (cerâmica e resina acrílica). Nos planejamentos propostos a presença do segundo molar foi variável. Ao final foi possível determinar que assim como no presente estudo o segundo molar participou da distribuição das tensões e que na sua ausência as tensões peri-implantares foram maiores.

Alguns resultados pontuais destoaram em relação aos outros. Na crista óssea do segundo pré-molar a tensão foi menor quando o pilar de 4,5 mm permaneceu conectado ao implante equicristal em extremidade livre. No final da interface implante-pilar a tensão no implante subcristal em extremo livre conectado ao pilar de 4,5 mm foi inferior. No ápice implantar a tensão foi mais baixa no implante subcristal em extremidade livre conectado ao pilar de 3,3 mm. No modelo fotoelástico com implante subcristal conectado ao pilar de 4,5 mm a ausência do segundo molar não elevou a média das tensões no final da interface implante-pilar. Acredita-se que estes resultados foram divergentes dos demais em razão das dificuldades para realizar os ajustes dos contatos oclusais. Contudo, apesar da discrepância nos valores dos dados, não houve alterações nas médias das tensões nos modelos fotoelásticos. No presente estudo a oclusão foi um fator relevante, assim como para Miyata et al. (2000) que realizaram em macacos uma pesquisa clínica com o intuito de analisar as consequências da sobrecarga oclusal em implantes osseointegrados. A sobrecarga foi obtida por meio de próteses com altura oclusal em excesso (100, 180 e 250 micrometros). No exame histomorfológico a perda óssea foi próxima à metade do comprimento dos implantes naqueles com excesso de altura oclusal de 180 micrometros e perto do ápice para os implantes com excesso de altura oclusal de 250 micrometros. Com objetivos iguais, mas utilizando modelos experimentais caninos Kozlovsky et al. (2007) demonstraram que a sobrecarga oclusal impulsionou a perda óssea em implantes com peri-implantite.

Uma das dificuldades encontrada na pesquisa foi a definição dos pontos de contato oclusal e interproximal. Os ajustes foram feitos de modo semelhante ao das reabilitações implanto-protéticas em estudos clínicos. Houve uma padronização dos contatos, entretanto pequenas discrepâncias podem ter ocorrido durante os ajustes. As tensões na cervical dos implantes motivadas por contatos interproximais em demasia foram identificadas previamente ao carregamento e os contatos aliviados logo na sequência. Guichet et al. (2002) confeccionaram um modelo fotoelástico com três implantes adjacentes, próteses individuais que apresentavam diferentes graus

de contato interproximal foram cimentadas aos implantes. Ao avaliar o modelo com e sem carregamento foi observado que os contatos interproximais de maior intensidade estavam relacionados a ampliação das tensões de tração entre os implantes. Eskitascioglu et al. (2004) utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar a influência da quantidade de pontos de contato oclusal na distribuição das tensões peri-implantares. Os resultados revelaram que um único ponto de contato causou concentração de tensões no implante e no osso, com dois e três pontos de contato oclusal as tensões foram maiores na prótese.

No presente estudo a análise fotoelástica foi selecionada como metodologia de avaliação quantitativa e qualitativa das tensões nos modelos experimentais. Na fotoelasticidade a aplicação de forças em materiais incolores específicos possibilita que sob luz polarizada padrões de cores (franjas isocromáticas) sejam visualizados (GOIATO et al., 2009). Algumas das limitações impostas pela fotoelasticidade são a homogeneidade e a isotropia dos modelos fotoelásticos confeccionados, suas propriedades estruturais não condizem com os aspectos biológicos dos tecidos reproduzidos (MAHLER e PEYTON, 1955). Não é possível distinguir osso cortical e medular, assim como as distintas densidades ósseas (MAHLER e PEYTON, 1955). Contudo, Turcio et al. (2009) vislumbraram a perspectiva de mensurar tensões em modelos experimentais que replicavam tecidos anatômicos com características complexas. A fotoelasticidade permite que objetos reais sejam incorporados aos modelos fotoelásticos (BERNARDES et al., 2009). Apesar das restrições, a análise fotoelástica é considerada um método de avaliação de forças apropriado e confiável (PESQUEIRA et al., 2014). Futuras pesquisas utilizando outras metodologias de mensuração de tensões são fundamentais para obter informações adicionais que possam complementar os resultados descritos no presente estudo.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados da análise fotoelástica e considerando as limitações impostas pela metodologia pôde-se concluir que:

- Os pilares protéticos sólidos de 4,5 mm de diâmetro na base de assentamento da prótese foram mais eficientes na distribuição das tensões que os pilares protéticos sólidos de 3,3 mm.
- Os implantes subcristais a 1,5 mm dissiparam as tensões de modo mais eficaz que os implantes equicristais.
- A ausência de um dente posterior ao implante ampliou as tensões peri-implantares.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aguiar Jr FA. Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2009.

Aguiar Júnior FA, Tiozzi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. *J Appl Oral Sci.* 2013 Sep-Oct;21(5):397-402

Akça K, Çehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Aug;28(4):391-9.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986 Summer;1(1):11–25.

Alves SV, Análise fotoelástica de implantes Cone-Morse posicionados ao nível e infraósseo na região posterior [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2013.

Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2015 Apr;41(2):155-62.

Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, Van Konow L, Lothingius E. Five years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Aug;9(4):225–234.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec;100(6):422–431.

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

Bobynd JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Jan;(274):79–96.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu 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):523–530.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.

Burr DB, Martin RB, Schaffler MB, Radin EL. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *J Biomech.* 1985;18(3):189–200.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1096-102.

Çehreli MC, Duyk 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):249–257.

Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol.* 2011 Feb;82(2):302–310.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one and two piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):481-9.

Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol.* 2012 Jan;83(1):111-8.

Chun HJ, Shin HK, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):195–202.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Marginal bone loss around implants with platform-switched Morse-cone connection: a radiographic cross-sectional study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Sep;28(9):1108-1112.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Jun;12(3):207-18.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004 Feb;91(2):144-50.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-764.

Fetner M, Fetner A, Koutouzis T, Clozza E, Tovar N, Sarendranath A, Coelho PG, Neiva K, Janal MN, Neiva R. The Effects of Subcrestal Implant Placement on Crestal

Bone Levels and Bone-to-Abutment Contact: A Microcomputed Tomographic and Histologic Study in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Sep-Oct;30(5):1068-75.

French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1989;9(3):221-230.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-188.

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

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug;90(2):121-132.

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

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

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

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80-8.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:345-360.

Huang B, Meng H, Zhu W, Witek L, Tovar N, Coelho PG. Influence of placement depth on bone remodelling around tapered internal connection implants: a histologic study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Aug;26(8):942-949.

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

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

Kasemo B, Lausma J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988 Winter;3(4):247-259.

Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am.* 1989 Oct;33(4):733–791.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005 Apr;32(4):279–286.

Koutouzis T, Neiva R, Nonhoff J, Lundgren T. Placement of implants with platform-switched Morse taper connections with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: a short-term (1-year) randomized prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Nov-Dec;28(6):1553-63.

Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):601-10.

Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Mar;4(1):2–11.

Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft tissue responses to the platform switching technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Dec;28(6):551-57.

Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, Souza JCM, López-López J. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017 Jul;71:441-447.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1):75–78.

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

Mattheos N, Schitteck Janda M, Zampelis A, Chronopoulos V. Reversible, non-plaque-induced loss of osseointegration of successfully loaded dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Mar;24(3):347-54

Miyamoto Y, Koretake K, Hirata M, Kubo T, Akagawa Y. Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs. *Int J Prosthodont.* 2008 Sep-Oct;21(5):437-44.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 May-Jun;15(3):425-31.

Montarou CC, Gaylord TK. Two-wave-plate compensator method for single-point retardation measurements. *Appl Opt.* 2004 Dec 20;43(36):6580-95.

- Morikawa O. Influence of occlusal contacts of implant on adjacent teeth and antagonists displacements. *Kokubyo Gakkai Zasshi*. 2003 Dec;70(4):224-33.
- Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6 year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):125-33.
- Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of Periodontology*. 2002 73: 322-333.
- Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):117-22.
- Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):217-28.
- Pico A, Martín-Lancharro P, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Blanco J. Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in sites with thin mucosa: A 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Apr 25.
- 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):483-490.
- Provinciatti MM. Análise fotoelástica comparativa entre pilares protéticos sólidos e de parafuso passante para implantes com conexão cônica instalados em diferentes profundidades ósseas [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2015.
- Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth and loading angle on stress/strain fields in implant/ jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):877–886.
- Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):1-6.
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success of the Branemark systems. *Clin Oral Implants Res*. 1992 Sep;3(3):104–111.
- Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jan-Feb;28(1):44-50.

Rismanchian M, Askari N, Shafiei S. The effect of placement depth of platform-switched implants on periimplant cortical bone stress: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent.* 2013 Apr;22(2):165-9.

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

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

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskistascioglu G. Three dimensional finite-element analysis of the effective of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):227–234.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843–848.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):256–260.

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Mar-Apr;20(2):193–198.

Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Jan-Feb;23(1):153-7.

Tioffi R. Efeito do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula [tese]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2010.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg.* 2009 Mar;20(2):471–474.

Watanabe F, Uno T, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209–218.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. Subcrestal placement of two-part implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):226-231.

Wolff J. *Das gesetz der transformation der knochen.* Berlin: A Hirschwald. 1892.

Zanardi PR, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Shibli JA, Laganá DC. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. *J Craniofac Surg.* 2015 Oct;26(7):2163-6.