

Renata Rezende Gil

**Influência do contato interproximal e do tipo de
carregamento em próteses parciais fixas
suportadas por implantes com conexão tipo cone
Morse**

Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Odontologia da
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Uberlândia,
como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre Clínica Odontológica
Integrada

Uberlândia, 2011

Renata Rezende Gil

**Influência do contato interproximal em próteses
parciais fixas suportadas por implantes com conexão
tipo cone Morse**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Denildo de Magalhães

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca examinadora:
Prof. Dr. Denildo de Magalhães
Prof. Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior
Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

Uberlândia, 2011

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

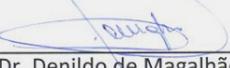


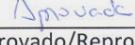
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama – UBERLÂNDIA – MG – 38400-902
(0XX) 034 – 3218-2550

**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA 201^a DEFESA DE
MESTRADO DA CD RENATA REZENDE GIL DO PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

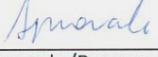
Às quatorze horas do dia vinte e cinco de fevereiro do ano de dois mil e onze, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata RENATA REZENDE GIL com o *título: "Influência do contato interproximal em próteses parciais fixas suportadas por implantes com conexão tipo cone Morse"*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

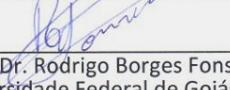
Uberlândia, 25 de fevereiro de 2011.

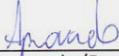

Prof. Dr. Denildo de Magalhães
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU


Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU


Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca
Universidade Federal de Goiás - UFGO


Aprovado/Reprovado

Dedicatória

Luiz Gonzaga e Vilma,

Meus pais e as pessoas mais importantes da minha vida. Meus maiores e eternos amores que souberam com brilhantismo trilhar meus passos em mais essa etapa da minha vida. Vocês são pessoas iluminadas por Deus, que me fizeram olhar para frente e continuar, quando eu achava que já não tinha mais forças. Acompanharam meus passos, torcendo e vibrando com as minhas conquistas.

Para vocês eu declamo essa música que demonstra todo meu amor, carinho, respeito e admiração que tenho por vocês.

Como é Grande o Meu Amor Por Você

Composição: Erasmo Carlos / Roberto Carlos

Eu tenho tanto pra lhe falar
Mas com palavras não sei dizer
Como é grande o meu amor por você
E não há nada pra comparar
Para poder lhe explicar
Como é grande o meu amor por você
Nem mesmo o céu nem as estrelas
Nem mesmo o mar e o infinito
Não é maior que o meu amor
Nem mais bonito
Me desespero a procurar
Alguma forma de lhe falar
Como é grande o meu amor por você
Nunca se esqueça, nem um segundo
Que eu tenho o amor maior do mundo
Como é grande o meu amor por você
Mas como é grande o meu amor por você.

Patrícia (Ticuli)

Minha amiga-irmã que me acolheu no momento mais difícil da minha vida. A você, minha eterna gratidão, respeito, carinho, dedicação e admiração. Você, com seu jeitinho me ensinou a enfrentar a vida com otimismo e determinação. Me mostrou que não há nada mais importante do que a família na construção do ser humano. Obrigada por tudo!!!

Saiba que você pode contar comigo sempre que precisar, estarei de braços abertos te esperando. Eu te amo muito.

Carolina, Daniel, Lívia e Pedro Paulo

O incentivo que sempre me deram, e me mostraram que os sonhos só se realizam se acreditamos neles. Sei que mesmo de longe, estiveram comigo me mandando sempre bons pensamentos e isso foi essencial para eu conseguir conquistar mais essa etapa na minha vida. Amo vocês.

Avó Dorcas (in memorian)

Foi graças a sua ajuda que tudo começou... Fica aqui a minha eterna gratidão, amor, carinho, respeito e admiração por tudo que você foi e ainda representa na minha vida. Nunca vou te esquecer... Te amo muito.

Avó Cunice

Exemplo de fé, vontade de viver..... As suas orações foram essenciais para que eu tivesse força para vencer os obstáculos que surgiram no meu caminho. Muito obrigada, te amo.

Agradecimento Especial

A Deus

“O Senhor é meu pastor. Por isso nada em minha vida faltará”.

O seu amor me engrandece, ilumina o meu caminho e guia os meus passos. A sua presença me modifica, aprimora o meu ser. Nela encontro força, sabedoria, piedade. Que eu aprenda a cada dia, amar e realizar o Seu projeto em minha vida. Obrigada Senhor por me carregar tantas vezes.

PEGADAS NA AREIA

Certa noite, sonhei que estava na praia com o Senhor, e, através dos céus, passaram cenas de minha vida. Para cada ano que passava eram deixadas dois pares de pegadas na areia, um era o meu e o outro do Senhor. Quando a última cena da minha vida passou diante de nós olhei para trás e notei que, muitas vezes no caminho de minha vida, havia apenas um par de pegadas. Notei também que isso só acontecia nos momentos mais difíceis do meu viver, isso aborreceu-me e perguntei então ao Senhor:

*- Senhor! Tu me deixaste... Por quê?
Se um dia me dissesse que eu resolvi te seguir que tu andarias sempre comigo.
Mas notei que durante as minhas maiores aflições, havia na areia do caminho da minha vida, apenas um par de pegadas.
Não entendo porque nas horas mais difíceis de minha vida tu me deixaste.*

O senhor me respondeu:

*- Meu precioso filho, Eu te amo e jamais te deixaria nos momentos das suas provações e do teu sofrimento.
Quando viste na areia apenas um par de pegadas, foi porque exatamente aí,
“Eu te carreguei nos braços.”*

Ao Prof. Dr. Denildo de Magalhães

Muito obrigada pela oportunidade de tê-lo como meu orientador, pelo orgulho de poder citá-lo como um dos responsáveis pela minha formação profissional e pela confiança em mim depositada. E ainda mais importante, pelos muitos ensinamentos de vida que levarei, pela amizade e pelos conselhos. Peço a Deus que continue te iluminando para que você possa continuar sendo essa pessoa de um enorme coração abençoado.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Ao meu co-orientador o meu muito obrigada pelas orientações, mas principalmente pela paciência e compreensão. Agradeço o privilégio de tê-lo conhecido, compartilhado de momentos tão engrandecedores ao seu lado, e por isso, tão disputado com os demais colegas. Requisitado por todos, por estar sempre de portas abertas, além do vasto conhecimento científico. Você é uma pessoa tão querida, que até no dia da “faxina”, as pessoas se empenham e trabalham felizes. Que Deus o recompense em dobro tudo que faz por nós.

Ao Prof. Paulo Cézar Simamoto Júnior

Muito obrigada pela oportunidade de desenvolver um trabalho tão grandioso ao seu lado, pelos conselhos, por acompanhar e participar de etapas decisivas na minha vida, como o cursinho pré-vestibular, depois como professor na graduação e iniciação científica, e agora no mestrado. Também agradeço pelo incentivo e amizade.

Ao Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

A vida tem caminhos que só Deus conhece mesmo. Você me ajudou na iniciação científica e agora no meu mestrado. Obrigada por atender ao pedido de participar da banca. É uma honra poder compartilhar dos seus conhecimentos mais uma vez.

Aos Professores Doutores Luiz Carlos, Célio e Veridiana

Muito obrigada pela imensa colaboração, pela atenção e carinho que tiveram comigo ao participarem da banca de qualificação. Tenham certeza que as orientações serão seguidas, e que tudo que vocês me disseram me ajudou a crescer, mais um pouquinho, nessa caminhada que está só começando.

A Karla Zancopé

Você é mais que amiga, é como uma irmã para mim. Não esquecerei nossos momentos de convivência, descontração e lazer. Obrigada por me acompanhar, por estender a mão em todos momentos de “desespero” e por sempre ouvir meus desabafos. A bela amizade que compartilhamos, sem dúvidas irá se perpetuar ao longo dos anos.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Uberlândia, especialmente na pessoa do querido reitor e Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, na pessoa do Prof. Flávio Domingues Neves, coordenador do programa de Pós-graduação em Odontologia.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide”, (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia na pessoa de seu coordenador Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

Aos queridos colegas do LPM, Lidiane, Elton, Fernando, Marcília, Delma, Alessandro, Márcio, Sérgio, por me receberem tão bem em seu ambiente de trabalho, trazendo companheirismo, alegria e descontração ao laboratório, e ao técnico Valdico, pela fundamental ajuda na confecção de peças confeccionadas para esse estudo, além do seu carisma, alegria e simpatia constantes.

Aos queridos colegas da Escola Técnica de Saúde, ESTES, que me receberam, mais uma vez de braços abertos, e que tiveram fundamental ajuda para confecção desse trabalho. Em especial cito, Prof. Dr. Paulo Simamoto, Prof. Dr. Clébio, Érica e Takeo.

À Escola de Pós-graduação HD Ensinos Odontológicos, onde cursei minha especialização em Periodontia, sendo fonte de aprendizado, trabalho e aos amigos que dela fazem e fizeram parte: Denildo, Helder, Natália, Rafael, Fernando, Camila, Marina, Sheila, Vanessa, Guilherme, Danilo, Anne, Ana Luíza, Cléber, Serginho, Hosilene, Kárita, Bruna, Daniela (financeiro) e Juliana.

À secretaria de pós-graduação da FOUFU e da Periodontia, Graça, sempre educada, prestativa e competente.

À empresa Neodent ® pelo incentivo à pesquisa, fornecendo para esse estudo, todo o material por ela fabrica.

Epígrafe

"A verdadeira medida de um homem não é como ele se comporta em momentos de conforto e conveniência, mas como ele se mantém em tempos de controvérsia e desafio".

(Martin Luther King)

Sumário

| | |
|-----------------------------|----|
| Resumo | 12 |
| Abstract..... | 13 |
| Introdução | 14 |
| Revisão de Literatura | 18 |
| Proposição..... | 32 |
| Materiais e Método..... | 34 |
| Resultados..... | 57 |
| Discussão..... | 71 |
| Conclusão..... | 77 |
| Referências..... | 79 |
| Apêndice..... | 82 |

Resumo

Devido a dificuldade de higienização e do conforto para o paciente,, alguns autores sugerem que implantes múltiplos adjacentes sejam reabilitados separadamente. O objetivo desse estudo foi a avaliação da influência do ponto de contato em implantes adjacentes comparado à reabilitação com próteses unidas sobre implantes cone Morse.

Foram confeccionados três modelos fotoelásticos com três implantes Cone Morse 4,0 x 13,0 mm posicionados em linha reta, 2mm abaixo da borda superior do modelo,alinhados em linha reta, variando o contato entre as coroas e separadas em 03 grupos: Ponto de Contato (PC) 1mm diâmetro; Superfície de Contato (SC) 3mm diâmetro; Esplintado (ES), onde foram adaptadas próteses parciais fixas cimentadas Em seguida, os modelos foram submetidos a diferentes tipos de carregamentos: a = axial em grupo (20N); b= lateral com angulação de 40° (20N) no implante correspondente ao primeiro molar; c= axial central (20N) no implante correspondente ao segundo pré-molar. Foram obtidas 30 imagens de cada tipo de carregamento em grupo (n=30) no polariscópio circular. Os valores de ordens de franja e tensão cisalhante (τ) foram obtidos pelo programa *Fringes* por meio da análise fotoelástica de 27 pontos de cada imagem. Foi realizado o teste *t de Student* com $\alpha<0,05$ e o cálculo da área dos gráficos.

Os carregamentos em grupo e lateral obtiveram semelhança estatística para os três grupos (ES, PC, SC). No carregamento central os grupos ES e PC apresentaram semelhança estatística, mas foram diferentes estatisticamente do grupo SC. Considerando uma análise geral, o grupo ES demonstrou os melhores resultados em relação as tensões no modelo fotoelástico.

Portanto, dentro das limitações desse estudo pode-se concluir que a ferulização das coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor comportamento biomecânico para todos os tipos de carregamento. Os grupos PC, SC foram os mais susceptíveis a sobrecarga na presença de carregamento lateral.

Palavras chave: Contato interproximal, prótese sobre implante, fotoelasticidade, tensões, cone Morse, implante dentário.

Abstract

Due to the difficulty of cleaning and comfort for the patient, some authors suggest that multiple adjacent implants are rehabilitated separately. The aim of this study was to evaluate the influence of the contact point in the success of adjacent implants compared with prosthetic rehabilitation on implants joined Morse taper.

Photoelastic models were fabricated three implants with three Morse Taper 4.0 x 13.0 mm set straight, 2mm below the top edge of the model, straight line, varying the contact between the crowns and separated into 03 groups: Point Contact (PC) 1 mm diameter; Contact Surface (CS) 3mm diameter; splinted (ES), which was adapted fixed partial prostheses cemented Then the models were subjected to different types of loads: a = axial group (20N); b = lateral angle of 40° (20N) in the implant corresponding to the first molar, c = central axial (20N) in the implant corresponding to the second premolar. We obtained 30 images of each type of loading group ($n = 30$) in a circular polariscope. The values of fringe orders and maximum shear stress (τ) were obtained by the program Fringes by photoelastic analysis of 27 points in each image. We performed the Student t test with $p < 0.05$ and calculate the area of graphics. The loads and lateral group had similar statistics gathering for the three groups (ES, PC, SC). In loading the central PC and ES groups had similar statistics, but were different statistically from the SC. Considering a general analysis, the ES group showed the best results for the stresses in the photoelastic model. Therefore, within the limitations of this study can conclude that splinting the crowns on multiple adjacent implants provided better biomechanical behavior for all types of loading. Groups PC, SC were the most susceptible to overload in the presence of side loading.

Keywords: Contact interproximal prosthodontics implants, photoelasticity tensions, Morse taper, dental implant.

INTRODUCÇÃO

Os implantes osseointegráveis estão sendo utilizados para reabilitar pacientes desdentados parciais posteriores com altos índices de sucesso (Lekholm et al., 1999; Attard & Zarb, 2002). No entanto, ainda não há um consenso entre o número de implantes necessários em relação ao número de dentes a serem substituídos. Autores acreditam que devam ser instalados tantos implantes quanto forem possíveis em uma determinada área desdentada, a fim de possibilitar uma melhor distribuição das tensões geradas pela mastigação (Parein et al., 1997; Kim et al., 2005). O aumento do número de implantes pode implicar em outros tipos de envolvimentos, tais como restrições a higienização da área (Kim et al., 2005).

Embora os implantes dentais estejam empregados de forma significativa nas reabilitações bucais, a possibilidade de falha desse recurso é um fato a ser considerado. Ao realizar a análise retrospectiva Rangert et al. (1995), ressalta a ocorrência de fraturas das próteses envolvendo regiões posteriores e a sobrecarga gerando perda óssea marginal seguido da fratura do implante.

Os implantes utilizados em Odontologia são submetidos a forças advindas da mastigação. Essas forças são distribuídas aos diversos membros do sistema, mas cada elemento se comporta de uma maneira diferente, de acordo com a estrutura de cada material. Parein et al (1997) em seu estudo retrospectivo sobre a reabilitação de áreas posteriores da mandíbula com implantes hexágono externo, observou que apesar dos índices de sucesso. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a complicaçāo mais frequentemente observada. Simon (2003) realizando também avaliação retrospectiva de 10 anos de coroas unitárias obteve dados similares, ressaltando a ocorrência além do desaperto do parafuso a perda da cimentação.

Nos implantes, a força aplicada sobre a coroa concentra-se na crista óssea marginal (Weinberg & Kruger, 1994). Essa sobrecarga pode determinar perda óssea ao redor dos implantes (Tawil, 2008). Uma perda óssea vertical

anual maior do que 0,2 mm após o primeiro ano de função pode determinar o insucesso do implante (Albrektsson et al., 1986).

Sahin et al (2002) ao buscar uma melhor compreensão do efeito das forças funcionais na prótese sobre implante, sugere sempre que possível, a esplintagem das prótese sobre implante. Maximizando os resultados no que se refere a estabilidade a nível da prótese e do osso adjacente

Na busca dessa estabilidade mecânica e biológica, tem sido sugerido o uso de implantes com conexão tipo cone Morse, os quais apresentam excelentes taxas de sucesso. Quando comparamos a ocorrência de complicações em junções externas ou internas, apresentam os melhores resultados (Mollersten et al., 1997; Merz et al., 2000; Weiss et al., 2000; Mangano e Bartolucci, 2001; Doring et al., 2004, Nentwig, 2004, Weigl, 2004).

Atualmente entre as técnicas experimentais mais empregadas para o estudo do comportamento de tensões na implantodontia, a técnica da fotoelasticidade apresenta-se como meio adequado de análise em corpos de geometria complexa, como a mandíbula humana e sua interação com as respectivas próteses (Simamoto Júnior, 2008). De acordo com Dally e Riley (2005), a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana possui vantagens sobre outros métodos por permitir análise ótica de campo contínuo, rápida análise qualitativa, mas também tem como limitações inerentes a técnica que devem ser consideradas, como a utilização de um modelo bidimensional. Entretanto, o método utilizado nesse estudo foi corretamente indicado devido à geometria e carregamentos complexos presentes nos modelos.

Considerando os aspectos favoráveis descritos na literatura, seria admissível aceitar atualmente como referência o uso da esplintagem associado ao sistema de conexão tipo cone Morse. Fato que potencializaria a estabilidade biomecânica dos implantes osseointegrados. Entretanto relatos como os de Cehreli et al (2004a), comparando as tensões em implantes hexágono externo e cone Morse por meio de modelo fotoelástico, concluem que o tipo de junção não é fator decisivo para afetar o osso periimplantar, demonstrando a

necessidade da melhor compreensão dos aspectos biomecânicos desse tipo de implante e conexão.

As possíveis variações na forma do contato interproximal entre implantes apresentam-se como um aspecto a ser analisado. Visto que a possibilidade de existir um equilíbrio entre a estabilidade física protética, transmissão de força para as estruturas de suporte e capacidade de manutenção (controle e higienização) é objetivo a ser atingido.

Esse estudo tem como objetivo analisar o efeito da separação ou não das coroas de uma prótese parcial fixa parafusada sobre implantes por meio do gradiente de tensões determinado pela técnica da fotoelasticidade de transmissão plana.

REVISÃO DE LITERATURA

Albrektsson et al. (1986) definiram os critérios de sucesso para os implantes osseointegrados: (1) um implante, independentemente da prótese, deve estar imóvel quando testado clinicamente; (2) a imagem radiográfica não deve demonstrar qualquer evidência de radiolucidez periimplantar; (3) a perda óssea vertical anual deve ser menor que 0,2mm após o primeiro ano de função do implante; e (4) o funcionamento individual de um implante se caracteriza pela ausência de sinais e sintomas como dor, infecções, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular. Além disso, consideraram que um sistema de implantes deveria possuir um índice de sobrevivência de no mínimo 80% em um acompanhamento de 10 anos.

Rangert et al., (1989), fizeram observações da biomecânica em implantes Bränemark, considerando experiências clínicas e observações teóricas. Os autores consideraram que o conjunto formado pelo implante, o pilar intermediário e o cilindro de ouro, conectados pelo parafuso do pilar intermediário e pelo parafuso de ouro, formam uma unidade de ancoragem, que deve ser capaz de transferir forças oclusais para o osso de suporte. Dois tipos principais de cargas atuantes sobre a unidade de ancoragem foram destacados: (1) força axial e (2) momento de força. A força axial é mais favorável, uma vez que permite a distribuição de tensões mais uniforme, enquanto que o momento da força propicia o estabelecimento de gradientes de tensão tanto no implante e em seus componentes quanto no osso. Em próteses múltiplas, uma perfeita adaptação de todos os pilares intermediários e uma falta de rigidez da estrutura são requisitos para a distribuição adequada dos momentos de força. Portanto, determinaram que ao colocar prótese em cantilever, as coroas devem ficar unidas para anular a força na parte sem apoio.

Weinberg & Kruger (1994) sugere que se a prótese é rígida, a força aplicada é distribuída aos múltiplos membros do sistema dependendo da relativa flexibilidade do elemento vertical e do meio de suporte. Nos implantes, a força é concentrada na crista óssea e não é distribuído ao longo do implante.

Rangert et al. (1995), em uma análise clínica retrospectiva, avaliaram os parâmetros clínicos que influenciaram a fratura de implantes. Foram analisados 39 pacientes que apresentaram o problema, de um universo de mais de 10.000 implantes instalados, divididos em cinco categorias: (1) restaurações unitárias, (2) próteses parciais fixas implanto-suportadas, (3) próteses parciais fixas dento-implanto-suportadas, (4) overdentures e (5) próteses totais fixas implanto-suportadas. Todas as fraturas envolvendo restaurações parciais ocorreram na região posterior. A sobrecarga aos implantes causa perda óssea marginal, seguido da fratura do implante. Quanto ao numero de implantes por prótese, 30 em 39 (77% apresentava 1 ou 2 implantes como suporte, enquanto 3 em 39 (8%) eram suportadas por 3 implantes. Registre-se que, dos pacientes parcialmente edentados, 19 em 23 (83%) apresentavam pôntico em cantilever mesial ou distal. Em 32 dos 39 casos (82%), os implantes tinham uma disposição em linha, o que foi considerado critico para a ocorrência de sobrecarga.

Kaukinen et al. (1996) realizaram um estudo que utilizou um método de aplicação quantificada de força vertical em um simulador de alimentos e gravou as forças transmitidas por cúspides de 33° e cúspides de 0° para simular uma prótese implanto-retida e o osso de suporte.Uma série de cinco ciclos mastigatórios foi aplicado a cada espécime com uma máquina de teste universal. Os dados foram analisados para comparar: (1) A força requerida para causar a quebra inicial do alimento; (2) Força máxima aplicada antes do término do ciclo e (3) Tensão máxima registrada na crista óssea. Os autores sugerem que a configuração oclusal e a angulação da cúspide, nas próteses implanto-retidas, possuem um papel significativo na transmissão de força e tensão ao osso periimplantar.

Mollersten et al. (1997) realizaram um estudo experimental para avaliar como o tipo da junção influencia na força e nas falhas de diferentes sistemas de implantes dentais. Sete sistemas de implantes com diferentes junções foram avaliados, por meio de teste mecânico de compressão em máquina de teste universal. A média da força durante a fratura variou entre 138

N a 693 N. Os autores concluíram que junções internas favorecem a resistência do sistema de implante.

Parein et al. (1997) publicaram um estudo retrospectivo sobre a reabilitação com implantes de áreas posteriores de mandíbula. Foram inseridos 392 implantes Branemark em 152 pacientes parcialmente edentados e confeccionados 56 coroas unitárias e 168 próteses parciais fixas. Os índices de sucesso cumulativo foram de 89% e de 81,9% aos seis anos, para os implantes e as próteses, respectivamente. Até os dez anos de acompanhamento do estudo, não houve decréscimo dos índices. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a mais frequente complicaçāo em coroas unitárias parafusadas (36,3%), o que ocorreu apenas uma vez (2,9%) em coroas cimentadas. Nas próteses múltiplas, houve uma tendência para maiores complicações em próteses suportadas por apenas dois implantes do que por três ou mais.

Lekholm et al. (1999), em prosseguimento ao trabalho apresentado em 1994 (aos cinco anos de avaliação), em maxilares parcialmente edentados, 63% do total dos implantes instalados, em sua maioria em região posteriores, puderam ser avaliados e classificados como perdidos ou em função, apresentando índices de sobrevivência cumulativa de 90,2% e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente (92,6% como índice geral). Para as próteses, este índice foi de 86,5%. Foi observada maior tendência de fracasso em restaurações suportadas por 4 ou mais implantes do que suportadas por 2 ou 3, embora o pequeno número de trabalhos naquela condição não tenha permitido uma avaliação significativa. Os autores concluíram que o sistema de implantes Branemark é um método seguro e previsível para reabilitar pacientes com perdas dentárias parciais.

Weiss et al. (2000) realizaram um estudo para identificar mudanças nos valores do torque de desaperto após múltiplos e consecutivos apertos com torque constante, em diferentes sistemas implante/pilar. Foram realizados repetidos ciclos de aperto e desaperto. O desaperto do parafuso foi realizado mas de 200 consecutivos apertos a 20N/cm. Foi detectada uma progressiva

diminuição no torque de desaperto em todos os sistemas. Junção tipo Morse mantém uma maior resistência ao torque de desaperto, sendo que a porcentagem de perda do torque ficou entre 3 e 20% no desaperto imediato. Portanto, a conexão tipo Morse prevê menor incidência de desaperto de parafusos na conexão pilar/implante.

Merz et al. (2000) realizaram uma análise por meio de elemento finito, comparando o comportamento mecânico de conexões cone Morse com conexões hexágono externo. Foram aplicadas diferentes cargas e o modelo de análise foi interpretado. Melhores resultados foram obtidos para o sistema cone Morse. Segundo os autores, a excelente estabilidade mecânica em longo prazo é uma vantagem dessa junção.

Schwarts (2000) realizou um estudo para demonstrar as maiores complicações mecânicas em implantes dentários. Segundo o autor, quando implantes do tipo cone-morse de 8 graus são instalados, ocorre uma menor incidência de desaperto ou fratura do parafuso pilar.

Mangano & Bartolucci (2001) em um estudo clínico retrospectivo, acompanharam 80 implantes cone Morse instalados em 69 pacientes, como coroas unitárias. Todos os pacientes possuíam o espaço desdentado a pelo menos 1 ano previamente a instalação do implante. Os implantes receberam as próteses e durante um período médio de três anos e meio foram acompanhados em função. Dois implantes foram removidos durante o segundo estágio cirúrgico devido a ausência de osseointegração. Um implante foi removido após dois anos de função devido a doença periimplantar. Foi observado o afrouxamento de um pilar e a fratura de dois componentes protéticos. As poucas complicações mecânicas e biológicas demonstram resultados satisfatórios, devido a alta estabilidade protética da conexão cone Morse, segundo sugerem os autores.

Guichet et al. (2002) estudaram os efeitos da esplintagem e dos contatos proximais justos na transferência de forças por próteses implantadas, por meio da fotoelasticidade. Um modelo fotoelástico, de uma mandíbula humana esquerda, com três implantes foi confeccionado. Nas próteses para

verificar o contato proximal, 5 tipos de contados foram testados, do mais justo ao sem torque. Para verificar o comportamento da esplintagem, cinco próteses fixas de três elementos foram confeccionadas. Foram testadas várias distribuições de tensões, que foram analisadas por meio de um polariscópio. Nesse experimento, nas próteses não-esplintadas com contato muito forte aumentou as tensões nos implantes, sendo que as tensões tendem a se concentrar em torno especificamente do implante que sofre a carga. No caso das restaurações esplintadas, as cargas oclusais foram divididas e distribuiu mais as tensões entre os implantes durante os testes de carga. Ainda nas restaurações esplintadas, as tensões se concentraram nos implantes, mas também nos pilares das próteses. Segundo os autores o estudo sugere que contatos proximais excessivos entre as coroas podem gerar um situação não passiva, e que restaurações esplintadas exibem maior transferência de tensões do que em restaurações não- esplintadas.

Sahin et al. (2002) fizeram uma revisão sobre a influência das forças funcionais na biomecânica de próteses sobre implantes. A resiliência do material sugere uma diminuição contra os efeitos negativos da força do impacto e microfraturas da superfície periimplantar. Para três próteses parciais unitárias, o uso de três implantes na configuração linha aumenta a concentração de tensão, quando comparado com dois implantes de suporte distais unidos, sugerindo, portanto, a esplintagem de próteses sobre implantes. Recomendaram, inclusive, o uso de resina acrílica como material de escolha para superfícies oclusais em próteses implanto-retidas, a fim de diminuir as tensões. Os resultados dos tratamentos com implantes são maximizados quando uma maior quantidade de implante, quanto possível, são instalados em osso compacto.

Naert et al. (2002) relataram sua avaliação clínica longitudinal de 1956 implantes do sistema Branemark, sobre os quais foram instaladas 810 próteses, sendo 235 coroas unitárias, 166 que uniam dentes a implantes e 409 exclusivamente implanto-suportadas. A idéia da não esplintagem de implantes em próteses parciais fixas é promissora, mas necessita de mais estudos sobre o assunto.

Attard & Zarb (2002) reportaram os resultados clínicos dos primeiros 35 pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, exclusivamente em áreas posteriores, na Universidade de Toronto, Canadá. Como princípios fundamentais de planejamento e execução protética, no mínimo dois ou três implantes foram instalados em cada área edentada e um minucioso ajuste oclusal foi providenciado. Nenhuma das próteses foi unida a dentes naturais. O índice de sobrevivência cumulativa para os implantes (de um total de 106) foi de 94% após 10 anos. Nenhuma variável (como gênero, qualidade e quantidade óssea, arco dentário envolvido, período de edentulismo, comprimento dos implantes ou condição da dentição antagonista) teve influência adversa na sobrevivência dos implantes. Esse estudo sugere que o uso de implantes Branemark em reabilitações de pacientes parcialmente edêntulos em área posterior é bastante efetivo, com excelentes índices de sobrevivência para os implantes.

Johansson & EKfeldt (2003) em um estudo retrospectivo, avaliaram os resultados obtidos em 76 pacientes que utilizaram próteses parciais fixas sobre implantes Branemark instalados entre 1986 e 1995, com um tempo médio de acompanhamento de 53,9 meses. O índice de sobrevivência dos implantes foi de 96% após a carga. 12% dos parafusos de ouro e 17% dos parafusos dos pilares apresentaram afrouxamento em exclusivamente em próteses com cantilever. A perda óssea marginal foi de 0,4mm em torno dos implantes no primeiro ano, e de 0,1mm em cada ano subsequente. Os pacientes demonstraram-se satisfeitos quanto a estética, fonética e mastigação. Portanto, segundo os autores, as próteses parciais fixas sobre implantes apresentam prognóstico bastante favorável.

Simon (2003) realizou uma retrospectiva de 10 anos em coroas unitárias em molares e pré-molares. 49 pacientes com 126 implantes restaurados com coroas em molares e pré-molares foram chamados para reavaliação após seis meses a 10 anos de função. A taxa de falha dos implantes foi de 4,6%, tendo como maiores complicações: desaperto do parafuso pilar (7%) e perda de cimentação (22%). Implantes em regiões de molar e pré-molar podem ser restaurados sem a necessidade de esplintagem.

Doring et al. (2004) realizaram um acompanhamento longitudinal de 275 coroas unitárias cimentadas sobre implantes tipo cone Morse. Tantos os implantes quanto as coroas foram monitorados por um período de 8 anos. Durante o período de cicatrização, 5 implantes foram perdidos. Não foram detectadas complicações mecânicas (afrouxamento de parafusos ou fraturas), perda de implantes em função, ou alterações dos tecidos periimplantares. Os autores sugerem que a conexão tipo cone Morse pode ser considerada segura para a confecção de restaurações unitárias.

Attard & Zarb (2004), em um estudo prospectivo relataram os resultados do tratamento (relacionados a prótese e ao implante), de pacientes edêntulos tratados com próteses fixas implanto-suportadas que participaram do primeiro estudo clínico de implantes da América do Norte. 45 paciente foram tratados com implantes Branemark suportando um total de 47 próteses fixas no período entre 1979 e 1984. Todos os pacientes foram reavaliados regularmente para compreender fatores clínicos e radiográficos. 71% dos pacientes foram acompanhados por vinte anos, com taxas de sucesso de 84% e 87% para próteses em implantes, respectivamente. A perda óssea marginal média em torno dos implantes, após o primeiro ano de função foi pequeno (0,05mm por ano), com altas variações individuais. O estudo confirma que o tratamento com próteses fixas suportadas por implantes Branemark é um sucesso.

Cehreli et al. (2004a) compararam a distribuição de tensões em implantes de hexágono externo e cone morse, utilizando modelo fotoelástico associado a aferidores de tensão. Os diferentes sistemas foram incluídos em blocos individuais de resina fotoelástica contendo aferidores instalados na resina em torno dos implantes. Foram aplicadas forças vertical e oblíqua (20°) de 100 N e 150 N. Franjas isocromáticas em torno dos implantes foram observadas e fotografadas em um polariscópio. As medidas do aferidor de tensão foi analisada e as tensões principais induzidas em torno dos implantes foi calculada. Não houve diferenças no padrão de distribuição de tensão para os diferentes tipos de implantes avaliados. Com isso, os autores concluem que o tipo de junção não é um fator decisivo para afetar o osso periimplantar.

Cehreli et al. (2004b) compararam a transmissão de forças entre pilar e implante cone Morse (duas peças) e um modelo experimental de pilar em implante em peça única. Por meio de modelos de elemento finito sob aplicação de carga vertical e oblíqua (50 N e 100 N) foram feitas as análises. Não foram demonstradas diferenças no padrão de distribuição de tensões entre os dois modelos de implantes analisados, portanto, o comportamento biomecânico de modelos de corpo único foram similares aos modelos separados.

Weigl (2004), por meio de revisão de literatura, descreveu o desenho e as características mecânicas de implante cone Morse para verificar a possibilidade do sistema oferecer restaurações finais com características mais naturais, esteticamente aceitável, durável e com custo acessível. A conexão cônica favorece a retenção friccional entre o pilar e o implante garantindo ótima propriedade anti-rotacional. Além disso, o parafuso de fixação fica protegido pela conexão protética de modo que as forças oblíquas tendem a ser dissipadas ao longo da interface pilar/implante. São essas características que garantem excelente estabilidade protética, confirmando que estes implantes podem ser utilizados em reabilitações unitárias mantendo estética semelhante a dentes naturais.

Nentwig (2004) realizou um estudo prospectivo, onde acompanhou 5439 implantes cone Morse durante o período de outubro de 1991 a outubro de 2002. Os implantes possuíam um tempo médio de função de 56,8 meses. Os implantes eram considerados como sucesso se os seguintes critérios fossem atendidos: (1) Função e estabilidade clínica; (2) Ausência de inflamação nos tecidos periimplantares; (3) Ausência de perda óssea progressiva (4) Ausência de perda de mucosa periimplantar e (5) Satisfação do paciente. Um total de 943 implantes receberam coroas individuais com sucesso em 98,7% dos casos. 1679 implantes foram instalados em áreas de extremidade livre, com sucesso de 97,9%. O autor concluiu que esses implantes possuem versatilidade protética e excelente estabilidade mecânica e biológica.

Itoh et al. (2004) realizaram um estudo fotoelástico para avaliar a instalação de implantes em linha ou em tripoidismo. Dois modelos fotoelásticos

que simulam uma mandíbula humana, com ausência de pré-molares e molares, foram fabricados e três implantes foram instalados na região posterior de cada modelo. Forças laterais e verticais foram aplicadas em cada modelo, sobre uma prótese parcial fixa sobre implantes. Não houve diferença na distribuição das tensões, independentemente na configuração em linha ou tripoidismo dos implantes.

Kim et al. (2005) fizeram considerações oclusais à terapia de implantes, formulando suas diretrizes para racionalizar a biomecânica nos implantes. Em próteses unitárias posteriores, pode-se reduzir a inclinação das cúspides, orientar os contatos para o centro da coroa e confeccionar uma mesa oclusal estreita a fim de minimizar os tensões. Podem ser utilizados também dois implantes para um molar, o que diminui as taxas de desaperto do parafuso, aumentando as taxas de sucesso. Porém, dificulta muito a higienização e muitas vezes o espaço é pequeno para a instalação de dois implantes. A presença da guia anterior pode reduzir as forças laterais nos implantes posteriores.

Wennstrom et al. (2005) avaliou prospectivamente implantes com restaurações protéticas unitárias por um período de 5 anos. 40 pacientes, com necessidade de reabilitação de apenas um elemento, foram recrutados. Um total de 45 implantes foram instalados em procedimentos de dois estágios. As próteses foram instaladas de 3 a 6 meses após a cirurgia dos implantes. Exames clínicos e radiográficos foram analisados, uma vez ao ano, durante os cinco anos de acompanhamento. A taxa de falhas após 5 anos foi de 2,3% para os implantes. A média de perda óssea marginal foi de 0,06mm. Aproximadamente 50% dos implantes não demonstraram perda óssea. O presente estudo demonstrou que a perda óssea durante o primeiro ano de função, assim como nos anos subsequentes foi pequena.

Bernardes et al. (2006) realizaram um trabalho que analisou a distribuição de tensão sob implantes de diferentes junções: hexágono externo e hexágono interno. As tensões foram analisadas por meio de fotoelasticidade. Não foi encontrada nenhuma diferença estatística significante para a carga

axial nas duas regiões analisadas. Entretanto, para a carga não axial foi encontrada diferença significante quando comparado o corpo do implante somente com a região de plataforma, sendo que os implantes hexágono interno apresentaram menores valores.

Araújo (2006) desenvolveu uma apostila, juntamente com a Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU, em que destaca a fotoelasticidade, técnica experimental que permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, por meio da observação de efeitos óticos. Foi descrito o passo a passo da técnica de fotoelasticidade, utilização de equipamentos e análise dos dados obtidos.

Bastos (2007) avaliou por meio de análise fotoelástica a distribuição de tensões ao redor de implantes que suportam próteses totais fixas. Foram avaliadas dois sistemas de próteses totais fixas: O protocolo convencional de Branemark e a prótese fixa destacável. Um carregamento oclusal de 100 N foi aplicado em três pontos individualmente, e um polariscópio circular foi utilizado para avaliar o comportamento por meio de fotografias. Os resultados fotoelásticos não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. As tensões produzidas ao redor dos implantes mostraram melhor distribuição na região anterior e mais concentradas entre os últimos implantes após o carregamento posterior.

Jung et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática para avaliar o índice de sucesso e as taxas de complicações em coroas unitárias, após 5 anos. Uma busca por trabalhos no site PUBMED foi realizada, além de busca manual. As falhas e complicações foram avaliadas. 26 estudos foram incluídos na meta-análise, a qual apresentou um índice de sucesso total de 96.8%. Com isso, os altos índices de sucesso apresentados no trabalho, suportam que reabilitações protéticas unitárias são viáveis. Porém, complicações biológicas e particularidades técnicas são esperadas.

Steinebrunner et al. (2008) realizaram uma estudo para avaliar a influencia do tipo da conexão protética nas complicações clínicas. Seis tipo de junções foram testadas: dois tipo de conexões externas e quatro tipos de

conexões internas. Nos testes de resistência a fratura, os implantes com conexões internas longas apresentaram melhores valores, quando comparados a junções externas ou internas mais curtas.

Bouri et al. (2008) realizaram um estudo para determinar se existe a sucessão entre a quantidade de gengiva ceratinizada e a saúde dos tecidos periimplantares. Os dados de 200 implantes foram coletados e parâmetros periodontais foram medidos. O índice gengival, o índice de placa e perda óssea radiográfica foram significativamente maiores para implantes com estreita zona (menor que 2mm) de mucosa ceratinizada. Por isso, um aumento da espessura de mucosa ceratinizada em torno dos implantes é associada com menor média de perda óssea e melhora os índices de saúde dos tecidos periimplantares.

Tawil (2008) realizou um estudo clínico que avaliou a relação da sobrecarga e a perda óssea periimplantar e a reversão da situação após a remoção das forças excedentes. Foi instalada uma prótese removível instável em 3 implantes posteriores, os quais estavam osseointegrados e estáveis a nove anos, e notou-se grande perda óssea após 6 meses. A eliminação da oclusão traumática reverteu a situação e uma notável cicatrização do tecido periimplantar pode ser verificada radiograficamente. Essa condição manteve-se estável após 4 anos. O controle da carga oclusal aplicada parece ser importante para a estabilidade a longo prazo dos tecidos periimplantares e também para prevenir complicações biomecânicas.

Torres (2008) avaliou por meio de análise fotoelástica o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de áreas posteriores com e sem a presença de elemento distal aos implantes, e ainda variando o tipo de material de recobrimento estético empregado na restauração protética. A análise fotoelástica qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicação de carga na superfície oclusal das coroas. De acordo, com os resultados obtidos pode-se concluir que a ferulização das coroas promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes. A ausência

de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga aos implantes.

Simamoto - Júnior (2008) realizou um trabalho para quantificar e qualificar *in vitro* as tensões geradas pela alteração do número e do diâmetro de implantes dentários em protocolos clássicos tipo Branemark em implantes fixados em modelo aproximado da região anterior da mandíbula entre os forames mentonianos por meio da técnica da fotoelasticidade. Para análise das tensões foi utilizado polariscópio circular. O número de implantes mostrou-se menos relevante na diminuição das tensões para o modelo estudado, contudo o aumento do diâmetro otimizou a distribuição das tensões.

Serino & Strom (2009) realizaram um estudo para descrever alguns parâmetros periodontais clínicos em pacientes parcialmente edêntulos, referindo-se ao tratamento da periimplantite. Vinte e três pacientes foram selecionados para esse estudo. Todos possuíam sinais clínicos de periimplantite em torno de 1 ou mais implantes. As seguintes variáveis clínicas foram analisadas: Índice de placa, índice de sangramento, profundidade de sondagem, acesso/capacidade para higiene e tempo em função. Os resultados desse estudo indicam que fatores locais como a acessibilidade para higiene oral parece relacionar-se com a presença ou ausência de periimplantite.

Mangano et al. (2009) realizaram um estudo para avaliar o índice de sobrevivência clínica, radiográfica e prostética de 1920 implantes do tipo cone-morse. A taxa de sucesso obtida foi de 97,56% e poucas complicações protéticas foram descritas (0.65%). O uso de implantes do tipo cone-morse apresentam altos índices de sucesso para reabilitações parciais ou totais, associado a mínima perda óssea. A alta estabilidade mecânica significa menores complicações protéticas.

Naves (2009) analisou o efeito da separação das coroas de uma prótese parcial fixa parafusada sobre implantes hexágono externo com contatos por superfície e pontual por meio da avaliação do gradiente de tensões determinado pela técnica da fotoelasticidade de transmissão plana. Foram criados 03 modelos fotoelásticos com 03 implantes correspondentes à

região posterior da mandíbula, variando o contato interproximal, sendo eles ponto de contato (PC), superfície de contato e esplintados. Concluiu-se que o grupo esplintado apresentou melhores resultados, seguidos do grupo superfície de contato.

Barros et al. (2010) avaliaram histomorfometricamente a influência da distância inter-implante na remodelação óssea em torno de implantes contíguos do tipo cone Morse em cachorros. Os autores definiram que uma distância mínima de 3mm deve ser preservada a fim de propiciar remodelamento ósseo.

Mangano et al. (2011) realizaram um estudo para avaliar o índice de sobrevivência dos implantes, índice de sucesso das coroas e complicações protéticas de 2549 implantes do tipo cone Morse. A taxa de sucesso obtida foi de 98.23%, índice de sucesso das coroas foi de 92.49%. Poucas complicações na interface pilar-implante foram descritas (0.37%). Após 6 anos, a distância entre o ombro do implante e o primeiro contato ósseo foi de 1.10mm. Com isso, o uso de implantes do tipo cone Morse apresentam altos índices de sucesso para reabilitações parciais ou totais.

PROPOSIÇÃO

Avaliar qualitativamente e quantitativamente as tensões máximas geradas aos redor de implantes, com conexão Cone Morse, que suportam próteses parciais fixas, esplintadas ou separadas por ponto de contato ou superfície de contato nos diferentes carregamentos: carregamento em grupo, lateral e central, utilizando a técnica da fotoelasticidade.

MATERIAIS E MÉTODO

O trabalho foi idealizado com a confecção de três grupos distintos, representados na tabela 1. Segue a descrição para obtenção desses grupos.

Tabela 1: Grupos experimentais, tipos de próteses sobre implantes e carregamentos utilizados.

| Grupos | Tipos de Prótese Parcial Fixa de 3 elementos | Carregamento |
|--------|--|--------------|
| PC | Coroas Separadas - Ponto de Contato (1mm) | a, b, c |
| SC | Coroas Separadas - Superfície de Contato (3mm) | a, b, c |
| ES | Coroas Unidas (Esplintadas) | a, b, c |

1- Confeção do modelo de acrílico

Para obtenção dos modelos fotoelásticos foi utilizado um modelo prismático (paralelepípedo) de acrílico. O modelo de acrílico foi escolhido por possuir faces lisas e ser de fácil manuseio para perfuração, possuindo 58,0 mm de comprimento, 30,0 mm de altura e 10,0 mm de largura. Quatro perfurações foram feitas no bloco com furadeira de bancada a 15,0 mm de profundidade e 4,0 mm de diâmetro para inclusão dos três implantes de titânio cone morse e a 15,0 mm de profundidade e 8,0 mm de diâmetro para inclusão do canino em resina acrílica feito em laboratório (Figura 1).

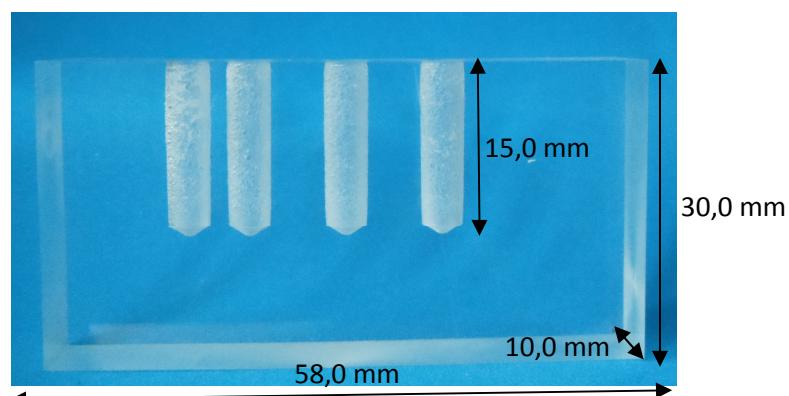


Figura 1: Modelo de acrílico com 4 perfurações.

Foram confeccionados dentes tipo canino inferior esquerdo em resina acrílica cor 66 (Dencrilay Speed, Dencril Resinas Acrílicas, São Paulo, Brasil), a partir da duplicação de um dente também em resina de uma modelo didático, para que o mesmo fosse posicionado no modelo de acrílico (Figura 2). Um dos dentes em resina foi posicionado e fixado a 2,5 mm de distância da face mesial da coroa do 1PM de maneira que quando as próteses fossem posicionadas sobre os implantes, o 1PM apresentasse um ponto de contato passivo na face distal da coroa do canino.



Figura 2: Caninos replicados em laboratório.

Os implantes titamax cone morse cortical com 4,0 x 13,0 mm (cód: 109.513, Neodent®, Curitiba, Brasil) foram fixados nas outras perfurações com adesivo de presa rápida a base de cianocrilato (Loctite Super Bonder®, Itapevi, Brasil), e esses implantes foram posicionados 2mm abaixo da superfície superior do modelo de acrílico. Sobre cada implante foi parafusado um munhão universal de titânio cone morse de tamanho 4,5 x 4,0 x 15,0 mm (cód: 114.080, Neodent®, Curitiba, Brasil).

Os implantes foram posicionados a 6,0 mm do centro do canino ao centro do 1PM, 9,3 mm entre centro dos implantes correspondentes ao primeiro pré-molar (1PM) e segundo pré-molar (2PM) e 9,3 mm entre o centro dos implantes 2PM e o primeiro molar (1M), conforme descrito na figura 3. Foi respeitada a distância horizontal mínima de 3 mm entre os implantes, conforme descrito na literatura (Barros et al., 2010).

Neste estudo, optou-se por utilizar um implante para cada dente ausente. Os implantes foram posicionados em linha reta no modelo fotoelástico, pois segundo alguns autores (Itoh et al., 2004) é muito difícil conseguir o tripoidismo, o que melhoraria o equilíbrio mecânico dos implantes (Rangert et al., 1995). Além disso, foi mantida a distância mínima de 3mm entre os implantes para simular a situação real (Barros et al., 2010).

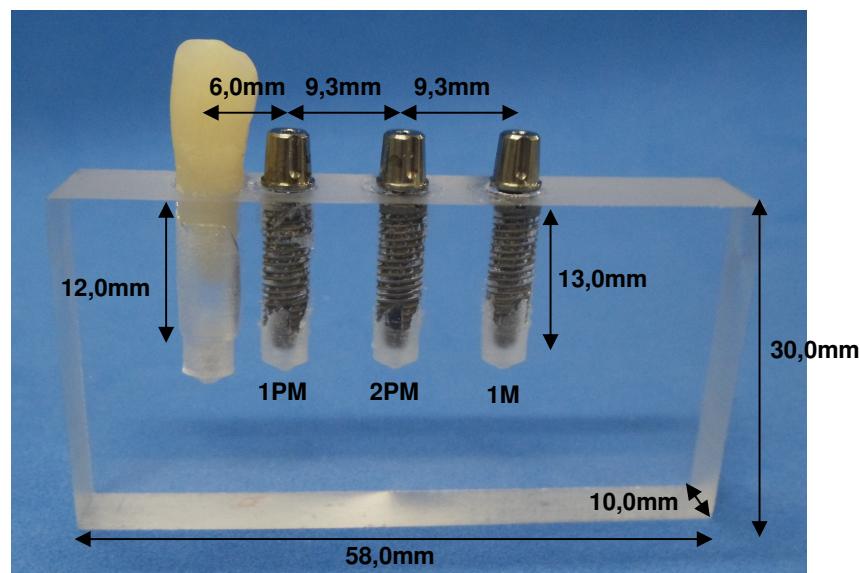


Figura 3: Modelo de acrílico com os implantes cone morse e os munhões instalados.

2- Confeção das coroas

Para obtenção das coroas sobre implantes foram colocados sobre cada munhão universal um cilindro calcinável de munhão universal de tamanho 4,5 x 4,0 mm, (cód: 118.183, Neodent ®, Curitiba, Brasil) (Figura 4), e sobre esse realizou-se o enceramento esculpindo-se em cera verde (Kota Import's, São Paulo, Brasil), os dentes que pertenciam aos grupos Esplintados (ES), Ponto de Contato (PC) e Superfície de contato (SC).

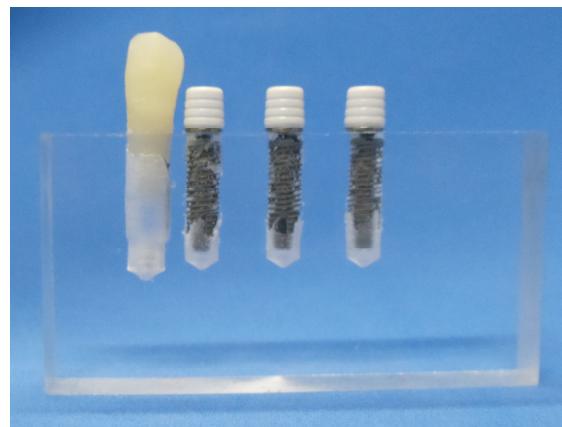


Figura 4: Modelo em acrílico com os cilindros calcináveis de munhão universal.

As próteses eram enceradas unidas, e seccionadas posteriormente. Para ajuste do ponto de contato, após a separação, os contatos eram novamente encerados (um lado era vaselinado) para que os contatos ficassem justos (Guichet et al., 2002), pois durante a fundição pode ocorrer pequena contração do metal.

As próteses esculpidas em cera foram cuidadosamente avaliadas quanto ao tamanho, forma e oclusão tentando-se manter a maior similaridade possível entre os grupos, ES (figura 5), PC (figura 6) e SC (figura 7). Então, esses foram submetidos a polimento e acabamento removendo-se pequenas irregularidades.

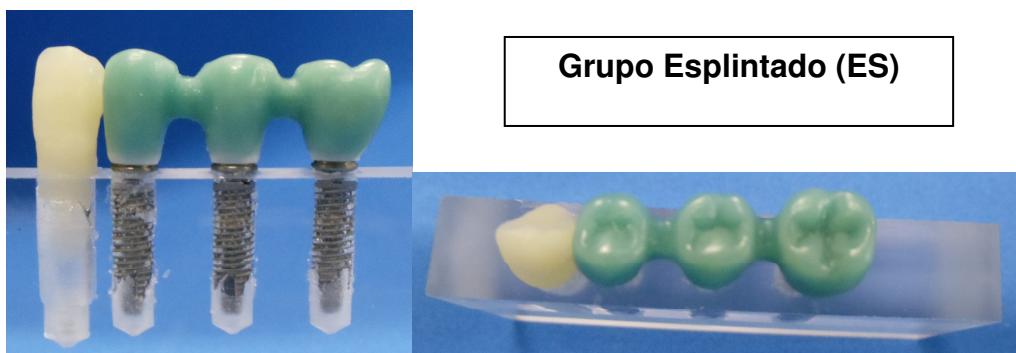


Figura 5: Próteses enceradas e com contato proximal esplintado.

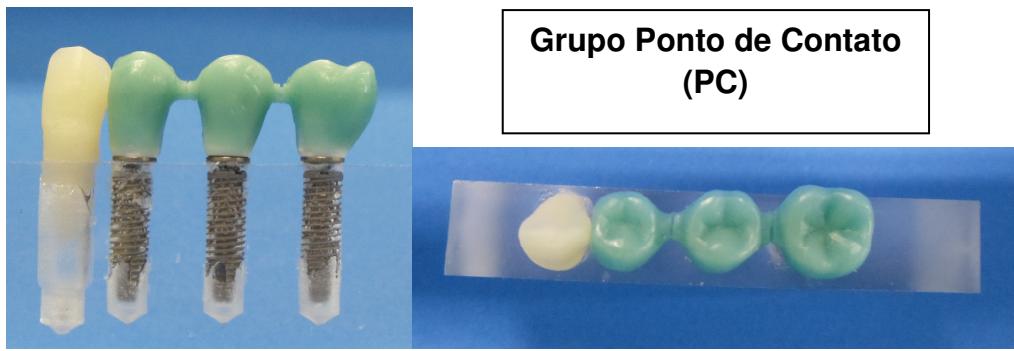


Figura 6: Próteses enceradas e com contato proximal em ponto de contato.

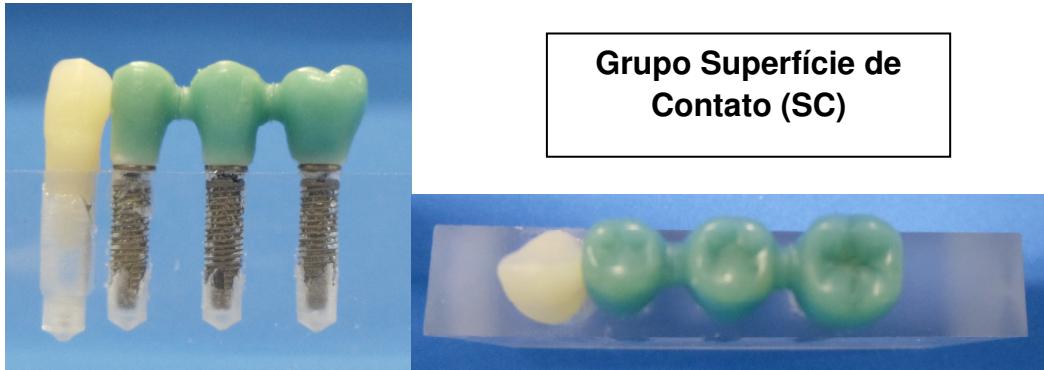


Figura 7: Próteses enceradas e com contato proximal em superfície de contato.

3- Inclusão, fundição, desinclusão das coroas

Sobre a superfície dos enceramentos, foram posicionados *sprues* pré-fabricados (Asfer Ind. Química Ltda, São Caetano do Sul, Brasil), em uma angulação de aproximadamente 45º.

As coroas enceradas foram fixadas com cera as bases formadoras do cadiinho dos anéis de fundição, pulverizados com spray redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e deixados secando a temperatura ambiente (Figura 8).



Figura 8: Coroas enceradas fixadas com cera as bases formadoras do cadinho dos anéis de fundição.

A inclusão foi realizada com revestimento Micro- Fine 1700 Casting Investment (Valencia, Espanha) em que as proporções foram feitas seguindo as recomendações do fabricante. O revestimento foi espalhado mecânicamente a vácuo por 60 segundos em espalhador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos-SP, Brasil), e posteriormente verteu-se no anel sob vibração para evitar a formação de bolhas.

Os anéis assim preparados ficaram sobre bancada a temperatura ambiente, até o início da reação de cristalização do revestimento (figura 9). Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial do revestimento foi removida em cortador de gesso e os anéis foram levados ao forno elétrico (figura 10) para expansão do revestimento e eliminação da cera.



Figura 9: Anéis de revestimento



Figura 10: Forno elétrico para eliminação da cera.

As ligas de metal níquel-cromo (Tilité Omega, Talladium Inc., EUA) foram pesadas (figura 11), separadas para cada anel, e as fundições foram realizadas na centrífuga (figura 12).



Figura 11: Balança de Medição.



Figura 12: Centrífuga.

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desinclusuídas (figura 13) e jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda), sob pressão de 60lib/pol². Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum.



Figura 13: Desinclusão das coroas.

4 - Acabamento e Polimentos das peças metálicas e avaliação da adaptação marginal

Foram removidos pequenos nódulos e rebarbas com a broca carbide n°701 e também se verificou a passividade das coroas para cada grupo.

Em sequência, foi utilizada pedra branca Shofu cilíndrica, borracha marrom, borracha verde, filtro com polidor líquido de metais Brasso (Reckitt Benckiser México S.A), conforme mostram as figuras 14 e 15.



Figura 14: Sequência de polimento e acabamento nas próteses.



**Contato Interproximal
Esplintado (ES)**

**Contato Interproximal
Ponto de Contato (PC)**

**Contato Interproximal
Superfície de Contato (SC)**

Figura 15: Contatos interproximais de cada grupo.

5 – Confecção do molde de silicone

Uma caixa em acrílico desmontável (65 mm de altura x 80 mm de comprimento x 80 mm espessura) foi utilizada para confeccionar o molde de silicone, conforme figura 16. O modelo de acrílico, já com os implantes e as coroas, foi fixado à base da caixa desmontável de acrílico com adesivo de presa rápida a base de cianocrilato (Super Bonder ® - Loctite, Brasil) de forma que o modelo ficasse centralizado dentro da caixa. Após a presa do adesivo, sprues de cera(Asfer Indústria Química LTDA, São Caetano do Sul, Brasil) foram fixados sobre a face oclusal das coroas (figura 17), para que ao verter a borracha, fosse possível a localização das coroas para posterior acesso. A borracha de Silicone Bicomponente – SQ 8328 (Silaex ® Química LTDA, São Paulo, Brasil) foi preparada com 11 g de catalizador para 545,5 g da base-polímero, de acordo com recomendações do fabricante na proporção 2%. A mistura foi manipulada por 1 minuto e vertida sobre a matriz de acrílico na caixa, obtendo-se o molde de borracha de silicone (Figura 18).

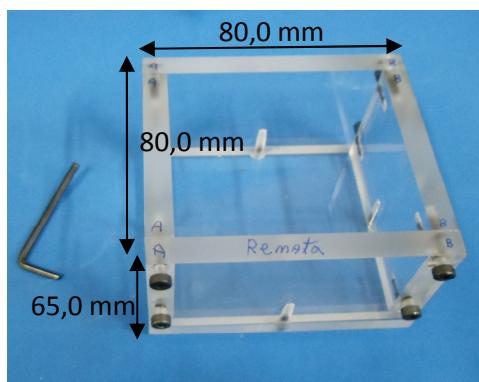


Figura 16: Caixa desmontável de acrílico.



Figura 17: Modelo acrílico centralizado e com sprues fixados na oclusal das coroas.



Figura 18: Molde da borracha de silicone. ⁴³

Após a cura da borracha (24 horas) fez-se um corte com uma lâmina de bisturi nº 15 na parte superior da borracha para acessar as coroas, que foram removidas (figuras 19), deixando somente os implantes com os pilares no modelo de acrílico (figura 20).



Figura 19: Corte com bisturi para acessar as coroas.



Figura 20: Borracha de silicone com o modelo de acrílico e sem as coroas.

Em seguida, o modelo acrílico foi removido pela parte inferior do molde, deixando a sua impressão negativa (foto 21), possibilitando uma cópia fiel deste modelo, mas em resina fotoelástica. Foi confeccionada uma moldagem para cada tipo de prótese sobre implante com a mesma matriz de acrílico, totalizando 3 moldes.

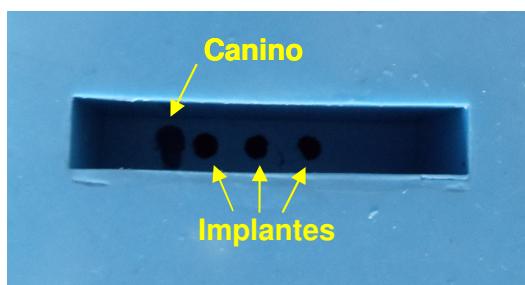


Figura 21: Impressão negativa no molde de borracha.

6- Obtenção dos modelos fotoelásticos

Os implantes foram cimentados às coroas (Hydcal, Technews, São Paulo ,Brasil), conforme figura 22.



Figura 22: Coroas, implantes com pilares e cimento.

Cada conjunto de 3 implantes-coroas foi posicionado no furo guia das moldagens juntamente com os caninos de resina (figura23).



Figura 23: Impressão negativa no molde de borracha, já com as coras cimentadas nos implantes, sendo esses e o canino.

A resina fotoelástica usada neste estudo é composta por sistema bicomponente, flexível, a base de resina epóxi e endurecedor (Resina RL 1201 e Endurecedor EL 1252/ Polipox® Indústria e Comércio LTDA, São Paulo, Brasil), isentos de solventes, de baixa reatividade, os quais após a cura apresentavam alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. Foram utilizadas duas partes em volume da base (20,0 ml) para uma parte em volume do catalisador (10,0 ml) para cada modelo (Torres, 2005; Simamoto-Júnior, 2008). Para perfeita homogeneização do material, a

manipulação era realizada com lentos movimentos circulares por aproximadamente quinze minutos. Após a completa manipulação, a resina fotoelástica foi levada ao vácuo por 5 minutos (figura 24). A resina, então, foi vertida cuidadosamente no molde, para não gerar bolhas no modelo (figura 25).



Figura 24: Vácuo.

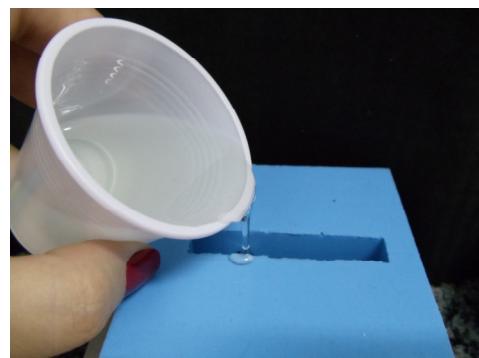


Figura 25: Resina fotoelástica sendo vertida no molde.

Decorridas 24 horas, a cura da resina estava completa e o modelo fotoelástico (figura 26) pôde ser removido do molde com movimentos suaves e levado a um polariscópio circular para a verificação da presença de tensões residuais decorrentes de um processo denominado “efeito de borda” (Simamoto-Júnior, 2008).



Figura 26: Modelos fotoelásticos ES, PC, SC.

A figura 27 demonstra um dos modelos posicionados no polariscópio circular desenvolvido no LPM/ FEMEC/ UFU, a fim de se observar a ausência de franjas, ou seja, ausência de tensões residuais.



Figura 27: Modelo fotoelástico no polariscópio circular sem carga e com ausência de tensões residuais.

7- Fundamentos da fotoelasticidade de transmissão plana

O nome fotoelasticidade reflete a natureza do método, onde “foto” implica o uso da luz e técnicas óticas, e “elasticidade” relaciona-se com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos. Neste estudo, utilizou-se a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana. Essa técnica é utilizada em problemas de estado plano de tensões e requer a confecção de modelos planos e sistemas de carregamento que simulam adequadamente as cargas impostas ao modelo real. Os pontos críticos em modelos planos ocorrem em contornos livres, fazendo da fotoelasticidade plana uma forma poderosa de determinação de tensão ou fator de concentração de tensões associadas a esses problemas (Araújo, 2006).

Os princípios para a técnica da fotoelasticidade baseiam-se na lei de Brewster (Dally & Riley, 2005), a qual determina que mudança no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais. A análise de tensões pelo método fotoelástico é baseada na habilidade de certos materiais transparentes exibirem padrões coloridos quando submetidos a cargas que são visualizadas com luz polarizada. Os padrões coloridos são chamados de franjas isocromáticas. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas umas franjas das outras, maior a concentração de tensão. A propriedade ótica de certos materiais plásticos transparentes apresentarem diferentes índices de refração (ou anisotropia ótica) quando submetido a um estado de tensão (Dally & Riley, 2005), permite

que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Esses dois raios emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional a diferença entre tensões principais e um polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões. A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões por meio da interpretação das imagens que compõem os parâmetros óticos (Bernardes, 2006).

O polariscópio circular, utilizado nesse estudo, é composto por uma fonte luminosa e quatro filtros ópticos, sendo eles um filtro polarizador, dois filtros retardadores de onda, posicionados entre as duas placas polarizadoras fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização destas placas, e um filtro analisador, conforme figura 28. A finalidade de se utilizar as placas retardadoras de onda são para obtenção de luz polarizada circular, a partir da luz polarizada plana. O sistema ainda possui um dispositivo de aplicação de carga (Naves, 2009).

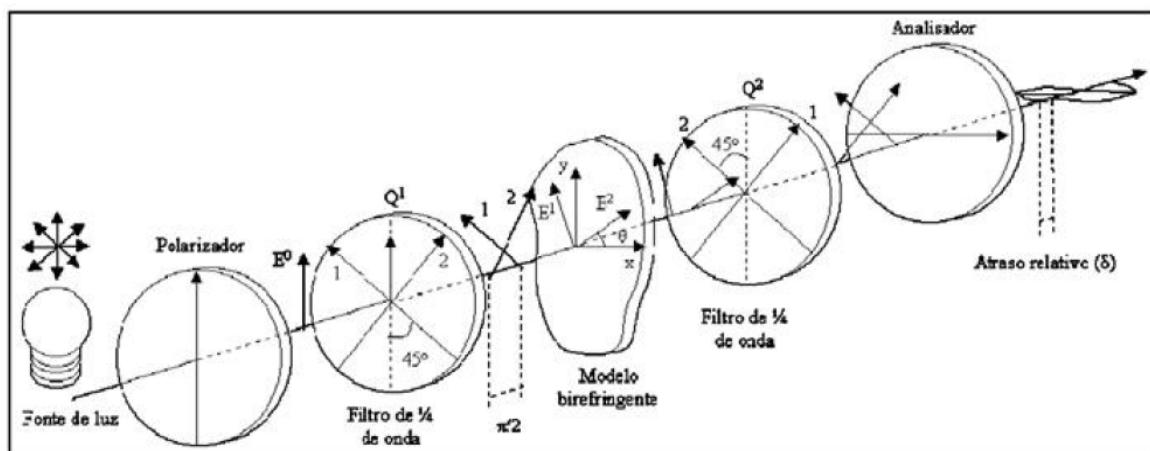


Figura 28: Modelo esquemático de um polariscópio circular com um modelo fotoelástico.

O filtro polarizador seleciona as ondas de luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas um plano de orientação. A seguir, a luz atravessa um filtro de onda que retarda a

transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova, a luz pode sofrer modificações em sua trajetória, caso houver tensões provenientes de um carregamento no modelo. Em seguida a luz passa pelo segundo filtro de onda. Esse filtro neutraliza a circulação da luz obtida pelo primeiro filtro de onda, resultando em uma luz linearmente polarizada. O último filtro analisador é responsável pela extinção da luz (Araújo, 2006).

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser medidos (Simamoto-Júnior, 2008):

- a) Isoclínicas: franjas pretas, onde ocorre completa extinção da luz, que aparecem em polariscópio plano, observadas no lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais;
- b) Isocromáticas: franjas coloridas observadas no lugar onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível.

Este parâmetro, identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das Isoclínicas, é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte de luz branca, as Isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações (Figura 29). As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que por meio de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, por meio da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Naves, 2009).

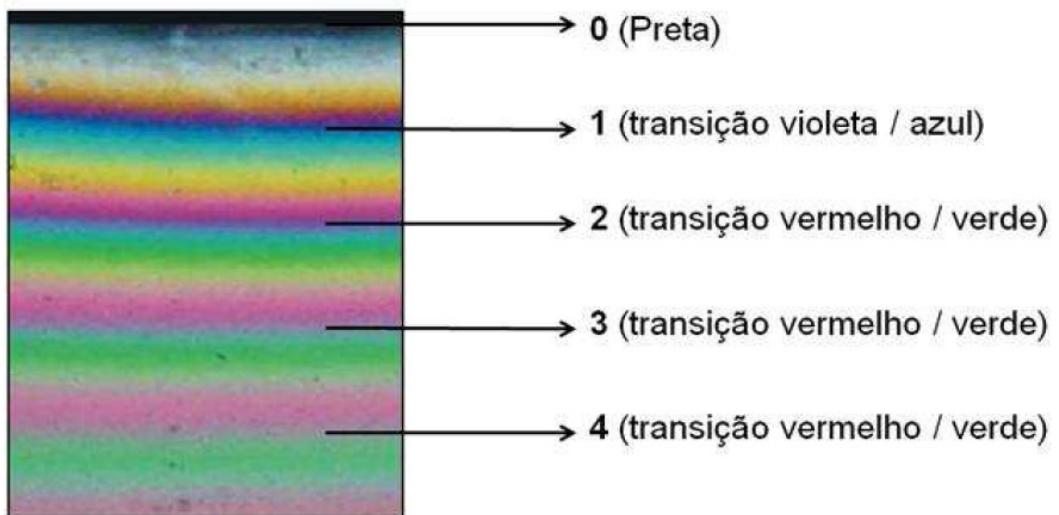


Figura 29: Cores das ordens de franja inteiras e suas transições (Fonte: Naves, 2009).

A metodologia da polarização circular difere da linear da luz, que não utiliza os filtros de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclinicas (acinzentadas e negras) que se sobrepõem as isocromáticas (coloridas), resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências, que é um requisito fundamental para análise fotoelástica pelo programa *Fringes* utilizado neste estudo.

8- Determinação da tensão cisalhante (τ)

De acordo com Dally e Riley (2005), a diferença das tensões principais depende da constante fotoelástica do material (f_0), da ordem das franjas (N) e da espessura do modelo fotoelástica (b) de acordo com a “Lei ótica das tensões”, ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N f \sigma}{b} \quad (2)$$

Na equação (2) σ_1 e σ_2 são as tensões principais. Da resistência dos materiais a tensão cisalhante (τ) pode ser obtida pela diferença das tensões principais, ou seja:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (3)$$

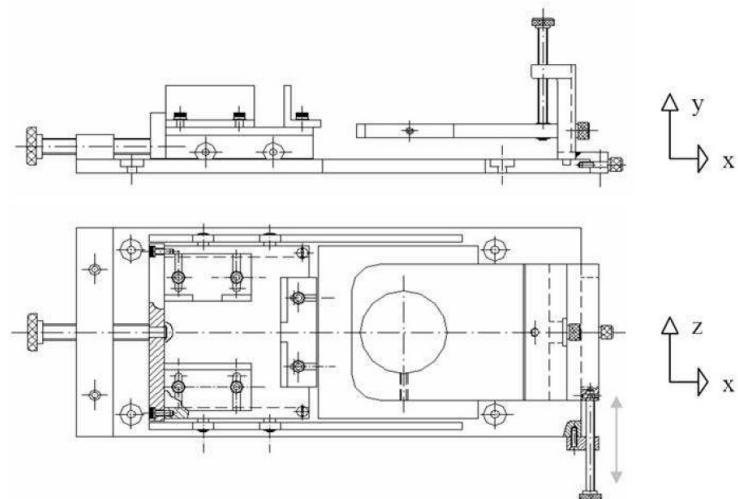
Da equação (2) e equação (3) é possível determinar a tensão cisalhante a partir das ordens de franjas medidas, ou seja,

$$\tau = \frac{N f \sigma}{2b} \quad (4)$$

Os valores de tensão cisalhante foram calculados pelo programa *Fringes*, o qual gerava uma tabela com os valores das ordens de franja e tensão cisalhante para cada ponto.

9 - Aplicação dos carregamentos

Para aplicação das cargas nos modelos fotoelásticos, foi utilizado um dispositivo de carga. Neste suporte foi possível aplicação de carga por meio da movimentação de um parafuso acoplado a base da célula de carga, como também foi possível efetuar posicionamento em três direções ortogonais (x, y e z) (Figura 30).



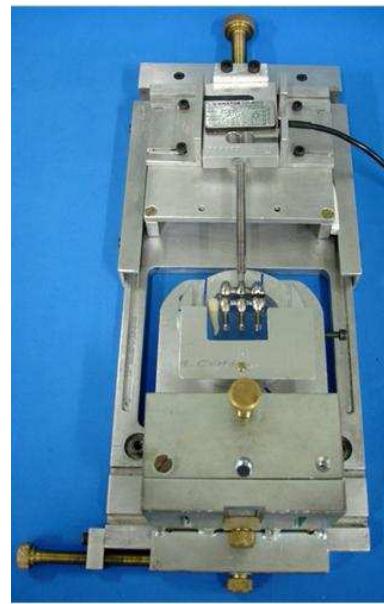


Figura 30: Dispositivo de carga utilizado para adaptação e movimentação dos modelos fotoelásticos (Fonte: Simamoto-Júnior, 2008, Naves, 2009).

Os três modelos foram submetidos a três formas de carregamento (a,b,c), conforme figura 31.

a - Carregamento em Grupo – compressão;

b - Carregamento Lateral - compressão;

c - Carregamento Central – compressão.

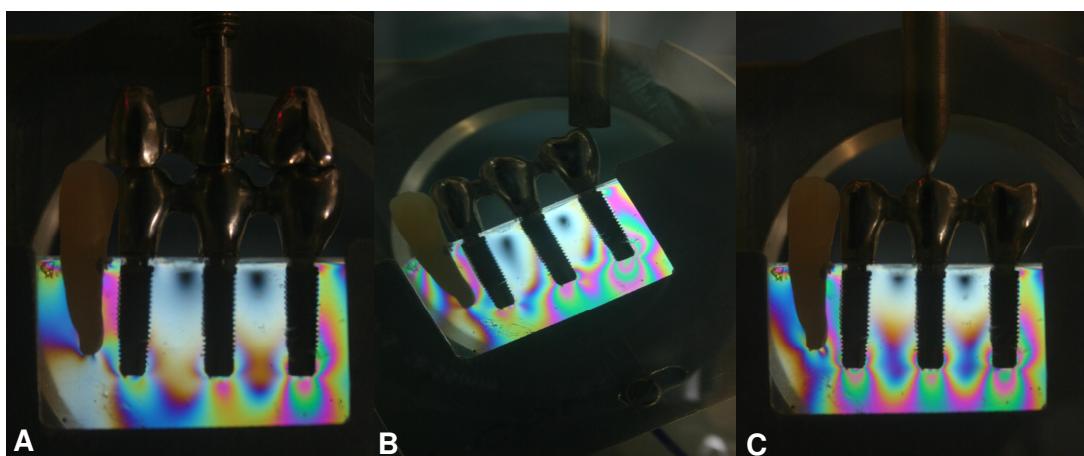


Figura 31: (A) Carregamento em grupo – a; (B) Carregamento lateral – b; (C) Carregamento central – c;

Foram aplicados esses diferentes carregamentos objetivando avaliar o comportamento do modelo em uma condição ideal de oclusão (a) e em situações críticas de contato prematuro sobre implante (b, c). Para o carregamento em grupo (a) foram utilizadas as coroas em Ni-Cr antagonistas esplintadas, as quais eram parafusadas com um parafuso protético em um análogo de titânio de 4.1 mm. Esse análogo foi usinado no LPM / FEMEC / UFU a fim de criar roscas externas que parafusassem no interior de um parafuso maior do sistema da célula de carga. Ajustes oclusais foram realizados nas coroas antagonistas e nas coroas referentes aos implantes inferiores. Marcações nas coroas foram realizadas após os ajustes para orientar o posicionamento correto do carregamento “a”, garantindo o contato antagonista/modelo similar entre os três grupos.

Para o carregamento “b” e “c” foi utilizado um pino chanfrado fixado a uma célula de carga. O conjunto célula de carga / pino estava preso a um parafuso que, na medida em que era rosqueado possibilitava a aplicação do carregamento sobre os modelos. A base de assentamento em alumínio do modelo fotoelástico foi usinada no LPM / FEMEC / UFU de maneira que adaptasse perfeitamente o mesmo e permitisse a movimentação e fixação da angulação para a realização de um carregamento excêntrico. Durante o carregamento lateral (b), a ponta aplicadora de carga da célula de carga era posicionada na região distal do primeiro molar (1M) , no sentido mésio-distal, com uma angulação de 40°, em relação ao plano horizontal, utilizado nos outros tipos de carregamento (figura 31). Para auxiliar na padronização das imagens foi desenvolvido um gabarito retangular que era fixado na base circular de alumínio de assentamento do modelo fotoelástico (gabarito com 3,5 mm de comprimento por 2,1 mm de altura). A função do gabarito era padronizar o mesmo campo de imagem em todos os modelos. Todo esse aparato era fixado no polariscópio circular (figura 32).



Figura 32: Mesa ajustável e célula de carga adaptadas ao polariscópio circular (LPM /FEMEC / UFU).

Foram obtidas 30 imagens, com o auxílio de uma câmera digital Canon® Rebel EOS 300D (Canon® Ltda, Tókio, Japão) fixada em um aparato a frente do polariscópio (LPM / FEMEC / UFU) paralela ao filtro analisador, de cada tipo de prótese com cada tipo de carregamento, totalizando 270 imagens (Figura 31). O carregamento em grupo (a) foi padronizado em 20N paralelo ao longo eixo dos implantes e simultâneo nas três coroas. O carregamento lateral (b) foi padronizado em 20N aplicado na distal da coroa correspondente ao primeiro molar (1M) com uma angulação de 40°. O carregamento central (c) foi padronizado em 20N aplicado na coroa correspondente ao segundo pré-molar (2PM) no sentido do longo eixo do implante. Para cada nova imagem os modelos eram descarregados, removidos da posição, e novamente recolocados na posição inicial e carregados novamente, tentando-se obter o mesmo padrão de contato ponta de carregamento / coroas, visto que o sistema era travado para não haver alterações de posição do modelo (Figuras 33).



Figura 33: Mesa ajustável com base de assentamento do modelo fotoelástico e com as marcações nas coroas após ajuste oclusal.

A resina fotoelástica utilizada no presente estudo possui alta sensibilidade, porém apresenta baixa resistência a grandes deformações (baixo módulo de elasticidade). Assim, a faixa de trabalho de força aplicável sobre este material é pequena e com valores baixos. Os valores de carga aplicada neste ensaio foram calibrados de tal forma com que possibilitassem uma melhor resolução das ordens de franja no modelo e permitissem uma análise comparativa do fenômeno para os três tipos de coroas sobre implantes avaliadas.

10- Leitura das ordens de franja e cálculo da tensão cisalhante (τ)

A leitura das ordens de franja e o cálculo das tensões cisalhantes (τ) foram realizados utilizando o programa *Fringes* (LPM / FEMEC / UFU) (Souza, 2007). Esse programa, considerando a constante ótica e espessura do modelo, realizava os cálculos das ordens de franja e da tensão cisalhante (τ) a partir da seleção/corte da região das imagens. Para padronizar a leitura das ordens de franja foi projetada uma grade de 27 pontos ao redor da raiz do canino e ao redor dos três implantes do modelo fotoelástico. Essa grade (figura 34) foi

utilizada no programa *Fringes* e utiliza as medidas do gabarito para padronização dos pontos.

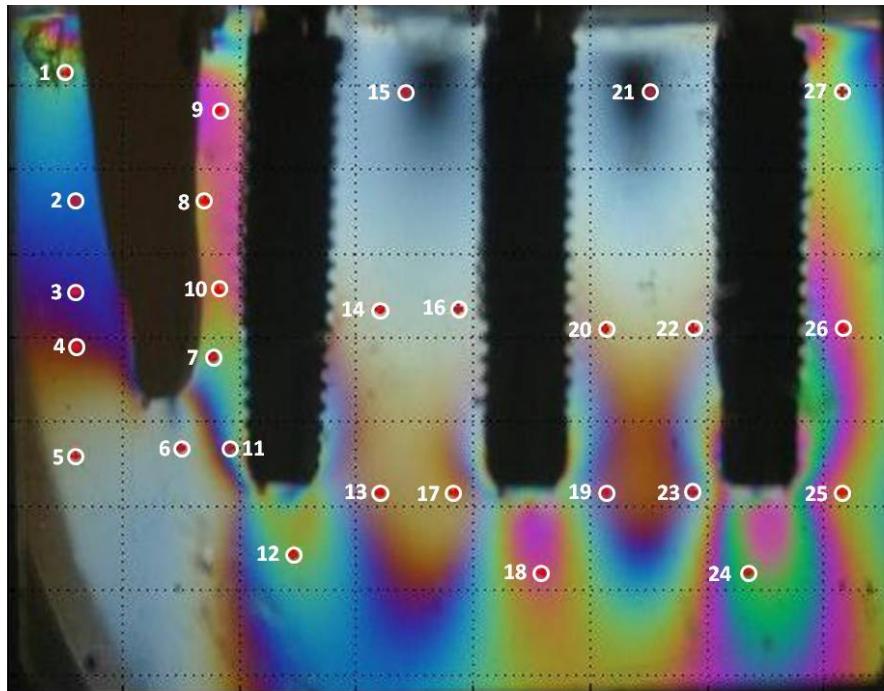


Figura 34: Pontos distribuídos nos modelos fotoelásticos e utilizados para avaliar o gradiente de tensões (27 Pontos).

11- ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparar os grupos ES (Esplintado), PC (Ponto de Contato) e SC (Superfície de Contato) dois a dois, dentro de cada um dos carregamentos (grupo, lateral e central), foi aplicado o teste *t de Student* ($P=0.05$).

RESULTADOS

a- Carregamento em grupo:

Para o carregamento em grupo (a), a distribuição de tensões nos implantes do grupo ES, PC e SC pode ser visualizada na figura 35, onde é possível notar a diferença do padrão de tensões proporcionado pelo carregamento nos modelos fotoelásticos, que é visualizada pela quantidade de ordens de franjas coloridas. Cada transição colorida representa um novo número de ordem de franja. Quanto mais transições, mais tensão. Os valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para cada tipo de contato interproximal submetido ao carregamento em grupo (a) podem ser visualizados na tabela 2. Os pontos ao redor dos implantes no grupo PCa, apresentaram menores níveis de tensão quando comparado aos outros grupos, conforme figura 35.

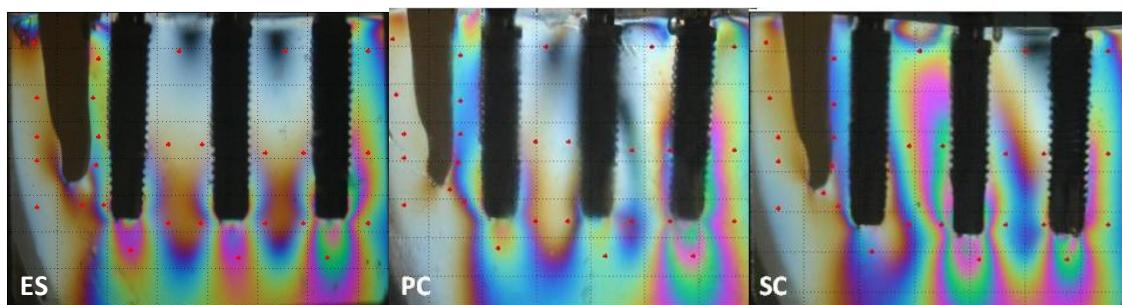


Figura 35: Imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos ESa, PCa e SCa.

As tensões observadas nos pontos (1 a 5), na mesial do canino estão relacionadas ao efeito de contato da coroa do primeiro pré-molar. Este efeito não é muito significativo para as cargas de compressão, e sim, para os efeitos de flexão como na carga tipo “c” aplicada na coroa que simula o dente molar. Os pontos 6 a 27 foram escolhidos aleatoriamente circundando os implantes. Neste caso, devido a geometria da fixação a distribuição de tensão modifica-se dependendo do carregamento aplicado. Para a carga em grupo, a distribuição de tensão nas coroas separadas é levemente diferente das coroas unidas. Porém, pode-se observar, na figura 35, que a ordem de grandeza das tensões cisalhantes, nos diferentes implantes, é similar entre os diferentes modelos. Fisicamente, espera-se que o ápice dos implantes seja mais tensionado, enquanto as tensões nas cristas ósseas dependam de eventuais inclinações dos implantes, como pode ser visto na figura 35.

Com os valores dos níveis de tensão cisalhante (τ) nos 27 pontos das 30 imagens de cada grupo, foram determinados os valores médios e na tentativa de conferir a variabilidade entre os valores individuais em cada grupo foi determinado o desvio padrão, conforme tabela 2.

Tabela 2: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos ESa, PCa e SCa, nos 27 pontos; Desvio Padrão; Diferença estatística se $p<0,05$.

| Pontos | ES | | PC | | SC | | p-valor | | |
|--------|-------|------|-------|------|-------|-------|---------|-------|-------|
| | Média | D.P. | Média | D.P. | Média | D.P. | ESxPC | ESxSC | PCxSC |
| 1 | 26,19 | 8,19 | 12,77 | 1,28 | 11,94 | 3,39 | 0,000 | 0,000 | 0,219 |
| 2 | 22,34 | 6,78 | 10,06 | 1,14 | 11,42 | 2,67 | 0,000 | 0,000 | 0,012 |
| 3 | 18,47 | 5,72 | 10,06 | 1,26 | 10,41 | 2,67 | 0,000 | 0,000 | 0,513 |
| 4 | 17,39 | 3,88 | 9,14 | 2,04 | 3,50 | 2,02 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 5 | 10,34 | 4,95 | 9,26 | 2,21 | 10,46 | 0,74 | 0,282 | 0,900 | 0,008 |
| 6 | 8,59 | 4,55 | 12,83 | 0,75 | 11,16 | 5,46 | 0,000 | 0,052 | 0,107 |
| 7 | 30,70 | 3,42 | 20,55 | 4,44 | 20,76 | 2,96 | 0,000 | 0,000 | 0,830 |
| 8 | 33,25 | 5,08 | 26,76 | 2,34 | 22,28 | 3,82 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 9 | 32,18 | 6,53 | 29,88 | 0,48 | 20,66 | 3,13 | 0,064 | 0,000 | 0,000 |
| 10 | 32,73 | 4,78 | 23,70 | 2,49 | 31,28 | 7,63 | 0,000 | 0,381 | 0,000 |
| 11 | 30,14 | 3,78 | 23,48 | 5,45 | 20,51 | 3,94 | 0,000 | 0,000 | 0,019 |
| 12 | 32,87 | 5,46 | 32,00 | 1,32 | 21,17 | 1,26 | 0,401 | 0,000 | 0,000 |
| 13 | 15,65 | 2,61 | 14,28 | 2,12 | 32,95 | 1,38 | 0,030 | 0,000 | 0,000 |
| 14 | 10,74 | 1,30 | 11,49 | 1,08 | 30,18 | 0,40 | 0,018 | 0,000 | 0,000 |
| 15 | 1,24 | 1,02 | 4,76 | 2,27 | 51,40 | 1,58 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 16 | 11,18 | 1,01 | 6,85 | 2,90 | 46,00 | 3,19 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 17 | 14,75 | 2,69 | 12,72 | 0,30 | 61,93 | 9,45 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 18 | 36,21 | 5,67 | 30,59 | 0,51 | 30,02 | 1,20 | 0,000 | 0,000 | 0,020 |
| 19 | 29,73 | 7,79 | 20,97 | 2,01 | 22,48 | 3,81 | 0,000 | 0,000 | 0,062 |
| 20 | 12,62 | 0,97 | 3,62 | 2,27 | 3,53 | 1,87 | 0,000 | 0,000 | 0,858 |
| 21 | 1,87 | 1,56 | 4,16 | 2,66 | 11,42 | 0,26 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 22 | 11,35 | 0,84 | 26,83 | 4,23 | 31,22 | 1,33 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 23 | 26,70 | 3,96 | 30,26 | 1,39 | 62,08 | 10,69 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 24 | 53,17 | 3,39 | 56,15 | 0,19 | 31,35 | 2,06 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| 25 | 33,98 | 3,45 | 32,05 | 0,70 | 31,93 | 2,26 | 0,005 | 0,009 | 0,784 |
| 26 | 34,55 | 6,00 | 31,15 | 0,69 | 24,42 | 2,88 | 0,004 | 0,000 | 0,000 |
| 27 | 30,76 | 3,80 | 30,32 | 0,51 | 13,01 | 3,85 | 0,540 | 0,000 | 0,000 |

A avaliação dos diferentes grupos (ES, PC, SC) foi realizada considerando o cálculo da média das tensões cisalhantes encontradas em cada ponto. A figura 36 mostra os resultados para os grupos analisados no carregamento em grupo “a”. Nota-se que o grupo PCa obteve a menor média de tensão cisalhante (τ) (KPa) seguido do grupo ESa e posteriormente SCa, que obteve a maior média de tensão cisalhante. Entretanto, esses valores são estatisticamente semelhantes.

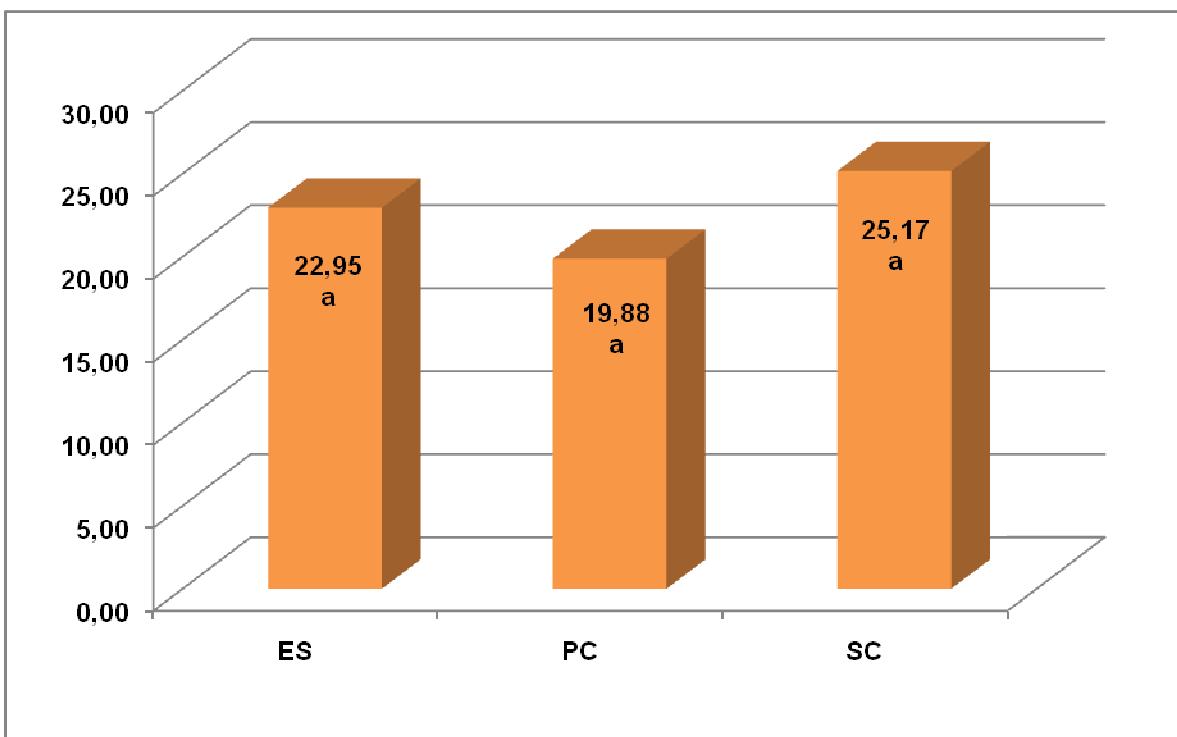


Figura 36: Médias de tensões nos grupos sob o carregamento em grupo. Médias seguidas de mesma letra são estatisticamente iguais por meio do teste t de Student a uma significância de 0,05.

Gráficos foram desenvolvidos no programa *Microsoft Office Excel®* 2007 ilustrando a distribuição de tensão cisalhante nos pontos. Foi desenvolvido em ambiente *Matlab®* com a finalidade de se quantificar individualmente os níveis de tensão por meio da área do gráfico utilizando as médias da tensão cisalhante (τ) para cada grupo, chamado “pseudo-energia” (Figura 37). Buscando normalizar os resultados para os 3 tipos de carregamento, todos os valores foram divididos pelo menor dos valores encontrados e foram agrupados na tabela 3 (Simamoto-Júnior, 2008; Naves, 2009).

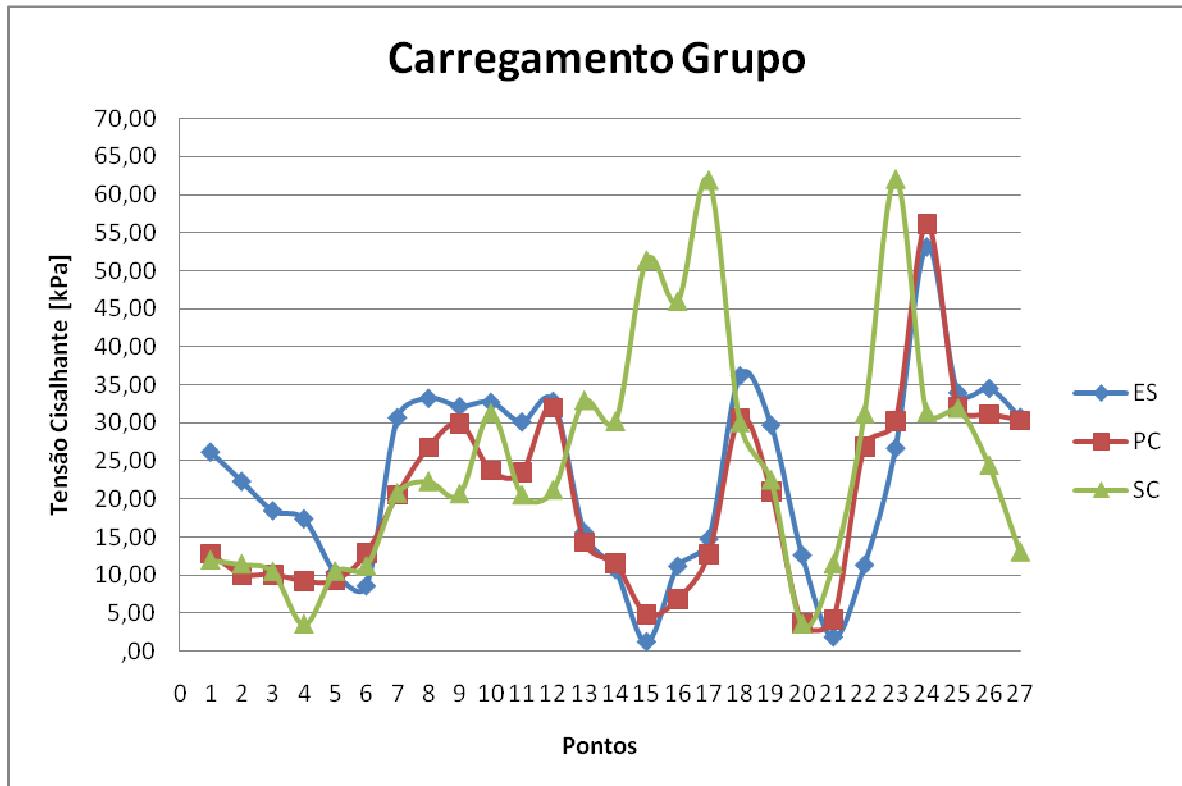


Figura 37: Média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 27 pontos nos grupos ES, PC e SC, submetidos a carregamento em grupo.

Tabela 3: Área dos gráficos para carregamento em grupo “a”; Áreas normalizadas para carregamento em grupo “a”.

| Áreas comparativas grupo “a” | | | Áreas normalizadas grupo “a” | | |
|------------------------------|---------|---------|------------------------------|-----------|----------------------|
| ESa | PCa | SCa | ESa | PCa | SCa |
| 591,215 | 515,145 | 666,995 | 1,147667 (14,66%) | 1 (0%) | 1,294771 (29,47%) |

b- Carregamento Lateral

Para o carregamento lateral (b), a distribuição de tensões nos implantes do grupo ES, PC e SC é mostrada na figura 38, onde é possível notar semelhança do padrão de tensões proporcionado pelo carregamento nos modelos fotoelásticos PCb e SCb. Ambos diferentes do padrão exibido por ESb, visualizada pela quantidade de ordens de franjas coloridas. Cada transição colorida representa um novo número de ordem de franja. Quanto

mais transições, mais tensão. Os valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para cada tipo de contato interproximal submetido ao carregamento lateral (b) podem ser visualizados na tabela 4. Os pontos ao redor dos implantes no grupo ESb, apresentaram menores níveis de tensão quando comparado aos outros grupos, conforme figura 38.

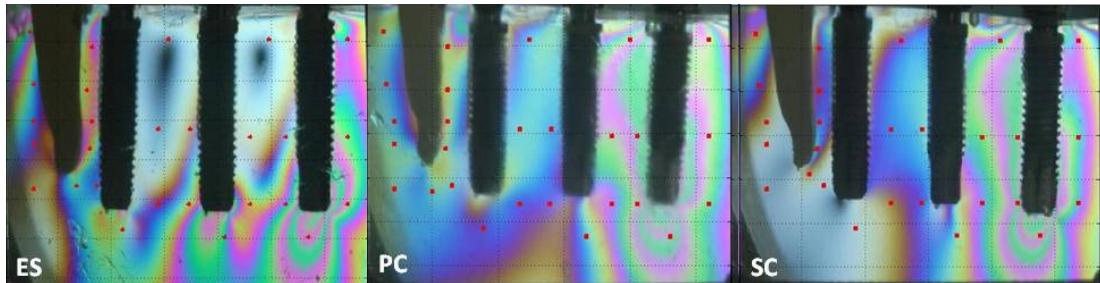


Figura 38: Imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos ESb, PCb, SCb.

Para a carga lateral observa-se que o efeito de flexão nos diversos pontos gera uma distribuição similar para os modelos com ponto de contato e superfície de contato. Eventuais diferenças são devido a não uniformidades das coroas. Para o modelo com as coroas unidas a flexão gera uma distribuição mais uniforme do conjunto onde se observa regiões com tensões nulas entre os implantes.

Com os valores dos níveis de tensão cisalhante (τ) nos 27 pontos das 30 imagens de cada grupo, foram determinados os valores médios e na tentativa de conferir a variabilidade entre os valores individuais em cada grupo foi determinado o desvio padrão, conforme tabela 4.

Tabela 4: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos ESb, PCb e SCb, nos 27 pontos; Desvio Padrão; Diferença estatística se $p<0,05$.

| Pontos | ES | | PC | | SC | | p-valor | | |
|--------|-------|------|-------|------|-------|-------|---------|--------|--------|
| | Média | D.P. | Média | D.P. | Média | D.P. | ESxPC | ESxSC | PCxSC |
| 1 | 44,99 | 4,81 | 33,43 | 3,49 | 32,90 | 4,70 | 0,0000 | 0,0000 | 0,6250 |
| 2 | 27,67 | 4,49 | 19,77 | 5,55 | 23,47 | 9,35 | 0,0000 | 0,0320 | 0,6800 |
| 3 | 23,92 | 5,04 | 16,19 | 6,78 | 10,27 | 4,65 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 4 | 24,00 | 6,92 | 16,34 | 7,87 | 6,96 | 4,56 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 5 | 13,39 | 1,55 | 13,46 | 7,44 | 3,03 | 2,62 | 0,9570 | 0,0000 | 0,0000 |
| 6 | 30,16 | 4,16 | 14,64 | 7,09 | 13,58 | 8,50 | 0,0000 | 0,0000 | 0,6000 |
| 7 | 31,88 | 2,85 | 18,73 | 8,03 | 16,97 | 8,78 | 0,0000 | 0,0000 | 0,4220 |
| 8 | 35,12 | 2,90 | 22,65 | 8,09 | 21,17 | 9,62 | 0,0000 | 0,0000 | 0,5230 |
| 9 | 34,10 | 6,42 | 27,89 | 4,70 | 21,13 | 10,18 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0020 |
| 10 | 37,24 | 2,14 | 20,60 | 7,97 | 16,93 | 7,14 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0650 |
| 11 | 23,54 | 2,04 | 13,99 | 6,70 | 7,91 | 1,84 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 12 | 29,81 | 2,01 | 10,59 | 6,05 | 9,63 | 1,65 | 0,0000 | 0,0000 | 0,4050 |
| 13 | 28,23 | 8,59 | 14,72 | 5,47 | 18,79 | 9,37 | 0,0000 | 0,0000 | 0,4600 |
| 14 | 3,77 | 2,31 | 22,59 | 6,63 | 21,64 | 2,10 | 0,0000 | 0,0000 | 0,4610 |
| 15 | 1,13 | 1,55 | 23,25 | 4,01 | 22,11 | 4,33 | 0,0000 | 0,0000 | 0,2950 |
| 16 | 10,10 | 3,16 | 23,50 | 4,91 | 30,14 | 0,57 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 17 | 32,65 | 2,73 | 18,26 | 5,74 | 24,28 | 4,89 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 18 | 26,92 | 3,62 | 29,22 | 3,30 | 32,06 | 2,76 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0010 |
| 19 | 13,72 | 1,64 | 46,88 | 5,48 | 50,47 | 4,30 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0070 |
| 20 | 9,93 | 0,32 | 53,64 | 1,05 | 53,93 | 0,81 | 0,0000 | 0,0000 | 0,2250 |
| 21 | 3,53 | 1,50 | 54,04 | 0,80 | 52,08 | 2,61 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 22 | 1,51 | 1,52 | 72,71 | 4,17 | 70,82 | 5,24 | 0,0000 | 0,0000 | 0,1280 |
| 23 | 44,77 | 3,99 | 75,33 | 2,32 | 75,77 | 1,04 | 0,0000 | 0,0000 | 0,3530 |
| 24 | 71,16 | 5,90 | 75,74 | 1,48 | 92,77 | 4,22 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 25 | 55,03 | 1,24 | 50,38 | 3,95 | 51,78 | 2,52 | 0,0000 | 0,0000 | 0,1080 |
| 26 | 53,71 | 1,15 | 53,35 | 0,57 | 52,89 | 1,44 | 0,1330 | 0,0190 | 0,1220 |
| 27 | 44,99 | 2,99 | 52,84 | 1,56 | 49,96 | 5,33 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0080 |

A avaliação dos diferentes grupos (ES, PC, SC) foi realizada considerando o cálculo da média das tensões encontradas em cada ponto. A figura 39 demonstra os resultados para os grupos analisados no carregamento lateral “b”. Nota-se que o grupo ESb obteve menor média de tensão cisalhante (τ) (KPa) seguido do grupo SCb e posteriormente PCb, que obteve a maior média de tensão cisalhante. Entretanto, esses valores são estatisticamente semelhantes.

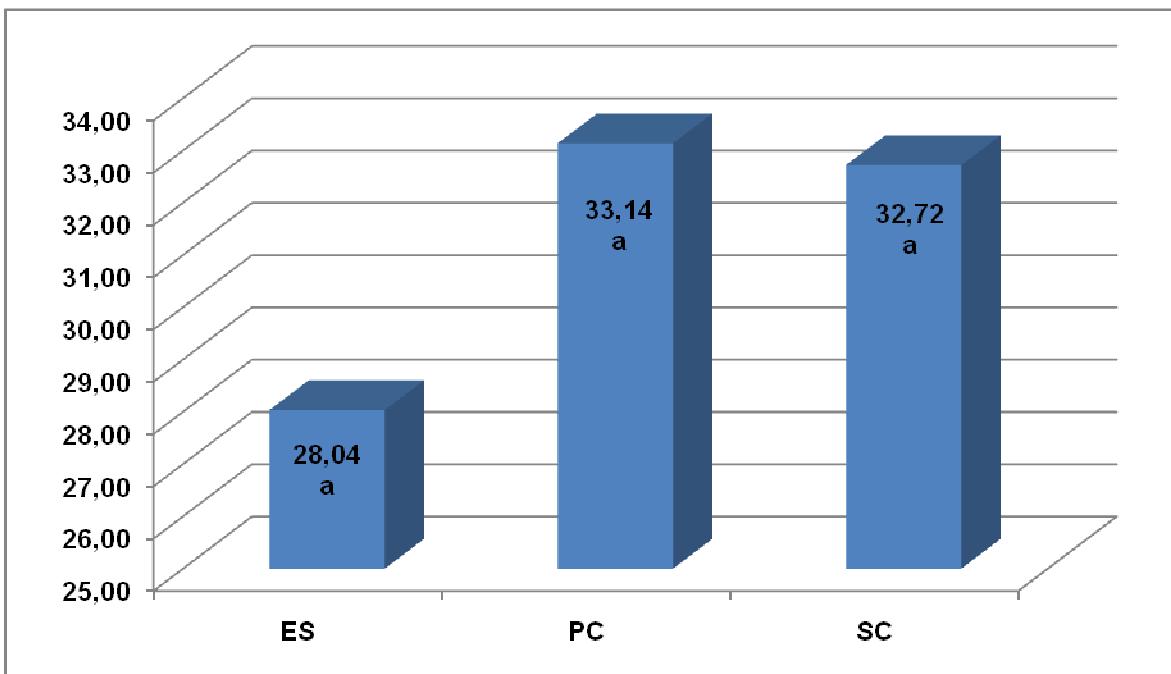


Figura 39: Médias de tensões nos grupos sob o carregamento lateral. Médias seguidas de mesma letra são estatisticamente iguais por meio do teste t de Student a uma significância de 0,05.

Gráficos foram desenvolvidos no programa *Microsoft Office Excel®* 2007 ilustrando a distribuição de tensão cisalhante nos pontos. Foi desenvolvido em ambiente *Matlab®* com a finalidade de se quantificar individualmente os níveis de tensão por meio da área do gráfico utilizando as médias da tensão cisalhante (τ) para cada grupo, chamado “gráfico de pseudo-energia” (Figura 40). Buscando normalizar os resultados para os 3 tipos de carregamento, todos os valores foram divididos pelo menor dos valores encontrados e foram agrupados na tabela 5 (Simamoto-Junior,2008; Naves, 2009).

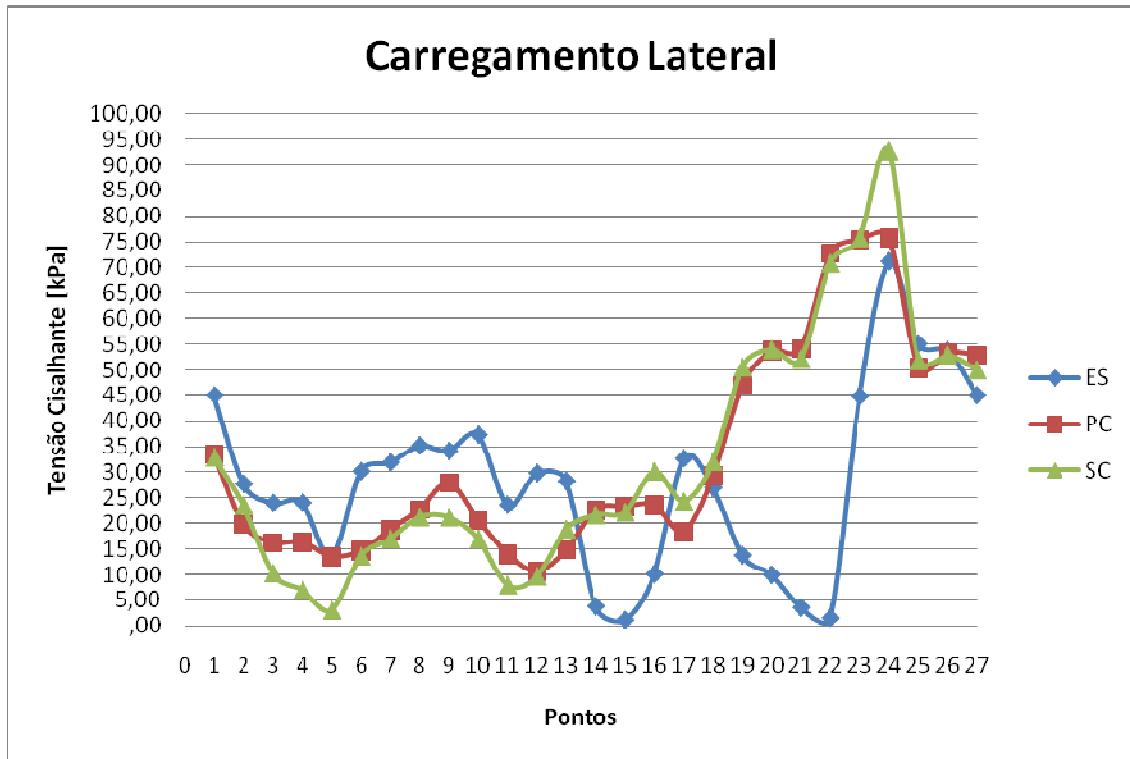


Figura 40: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 27 pontos nos grupos ES, PC e SC submetidos ao carregamento lateral “b”.

Tabela 5: Áreas dos gráficos para o carregamento lateral “b”; Áreas normalizadas para o carregamento lateral “b”;

| Áreas comparativas grupo “b” | | | Áreas normalizadas grupo “b” | | |
|------------------------------|---------|--------|------------------------------|-----------------------|----------------------|
| ESb | PCb | SCb | ESb | PCb | SCb |
| 711,98 | 851,595 | 842,01 | 1 (0%) | 1,196094 (19,60 %) | 1,182632 (18,26%) |

c- Carregamento Central

Para o carregamento central (c), a distribuição de tensões nos implantes do grupo ES, PC e SC pode ser visualizada na figura 41, onde é possível notar a diferença do padrão de tensões proporcionado pelo carregamento nos modelos fotoelásticos, visualizada pela quantidade de ordens de franjas coloridas. Cada transição colorida representa um novo número de ordem de franja. Quanto mais transições, mais tensão. Os valores

médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para cada tipo de contato interproximal submetido ao carregamento central (c) podem ser visualizados na tabela 6. Os pontos ao redor dos implantes no grupo ESc, apresentaram menores níveis de tensão quando comparado aos outros grupos, conforme figura 41.

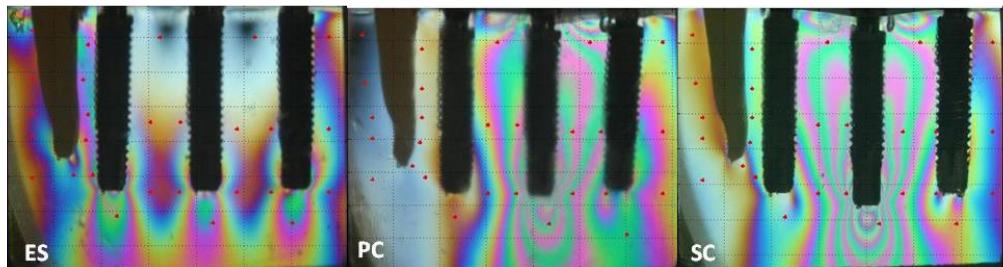


Figura 41: Imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos ESc, PCc e SCc.

Para a carga central, as tensões são concentradas no ápice do implante, correspondente ao 2º pré-molar, com valores de ordem de franja acima de 5 nos pontos 18 dos modelos analisados. Este efeito não é observado no modelo com coroas unidas, que exibe uma ordem de franja máxima de 2 no ponto 18. No entanto, nos ápices dos implantes correspondentes ao 1º pré-molar e 1º molar existe uma tendência de menores tensões nos modelos com coroas separadas, do que em modelos com coroas unidas.

A avaliação dos diferentes grupos (PC, SC ES) foi realizada considerando o cálculo da média das tensões encontradas em cada ponto. A figura 42 demonstra os resultados para os grupos analisados no carregamento em grupo “c”. Nota-se que o grupo ESc obteve menor média de tensão cisalhante (τ) (KPa) seguido do grupo PCc e posteriormente SCc, que obteve a maior média de tensão cisalhante. Estatisticamente, o grupo ESc e PCc são iguais, porém diferentes do grupo SCc.

Com os valores dos níveis de tensão cisalhante (τ) nos 27 pontos das 30 imagens de cada grupo, foram determinados os valores médios e na tentativa de conferir a variabilidade entre os valores individuais em cada grupo foi determinado o desvio padrão, conforme tabela 6.

Tabela 6: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos ESc, PCc e SCc, nos 27 pontos; Desvio Padrão; Diferença estatística se $p<0,05$.

| Pontos | ES | | PC | | SC | | p-valor | | |
|--------|-------|------|-------|-------|--------|------|---------|--------|--------|
| | Média | D.P. | Média | D.P. | Média | D.P. | ESxPC | ESxSC | PCxSC |
| 1 | 29,42 | 4,80 | 2,70 | 1,63 | 16,35 | 2,48 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 2 | 29,61 | 5,84 | 3,17 | 2,28 | 15,36 | 1,94 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 3 | 8,57 | 7,42 | 3,60 | 2,50 | 14,42 | 1,30 | 0,0010 | 0,0000 | 0,0000 |
| 4 | 9,52 | 7,29 | 5,37 | 4,05 | 13,25 | 1,18 | 0,0090 | 0,0010 | 0,0000 |
| 5 | 11,25 | 6,32 | 5,59 | 3,31 | 6,26 | 2,06 | 0,0000 | 0,0000 | 0,3560 |
| 6 | 11,78 | 7,30 | 9,61 | 5,21 | 9,78 | 0,74 | 0,1910 | 0,0146 | 0,8620 |
| 7 | 31,86 | 4,27 | 9,64 | 6,15 | 28,03 | 3,21 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 8 | 34,18 | 5,24 | 10,21 | 6,75 | 29,63 | 1,06 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 9 | 34,09 | 5,20 | 8,77 | 6,31 | 29,83 | 0,82 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 10 | 33,58 | 5,36 | 10,32 | 6,06 | 30,09 | 0,55 | 0,0000 | 0,0010 | 0,0000 |
| 11 | 32,38 | 3,34 | 18,35 | 12,50 | 23,92 | 2,47 | 0,0000 | 0,0000 | 0,2300 |
| 12 | 32,52 | 4,57 | 20,11 | 9,31 | 29,73 | 0,66 | 0,0000 | 0,0020 | 0,0000 |
| 13 | 9,68 | 9,06 | 21,09 | 10,79 | 43,67 | 3,55 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 14 | 11,93 | 3,45 | 31,12 | 5,73 | 54,29 | 1,34 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 15 | 2,58 | 1,18 | 45,31 | 11,16 | 54,45 | 0,81 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 16 | 7,77 | 4,35 | 44,93 | 11,16 | 91,96 | 4,75 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 17 | 5,55 | 5,45 | 75,80 | 1,19 | 94,73 | 2,19 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 18 | 28,19 | 4,66 | 53,61 | 0,94 | 112,12 | 4,04 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 19 | 24,91 | 6,18 | 54,21 | 0,97 | 33,39 | 4,60 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 20 | 11,07 | 1,12 | 33,81 | 3,25 | 91,84 | 4,92 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 21 | 3,06 | 1,40 | 31,04 | 32,06 | 52,21 | 2,44 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0010 |
| 22 | 10,97 | 4,62 | 32,08 | 1,68 | 47,90 | 4,23 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 23 | 31,55 | 1,97 | 53,44 | 2,34 | 30,09 | 1,09 | 0,0000 | 0,0010 | 0,0000 |
| 24 | 51,39 | 5,71 | 33,93 | 3,28 | 54,92 | 1,15 | 0,0000 | 0,0020 | 0,0000 |
| 25 | 30,48 | 5,18 | 34,36 | 5,11 | 22,82 | 2,82 | 0,0050 | 0,0000 | 0,0000 |
| 26 | 32,33 | 5,29 | 29,01 | 4,08 | 24,62 | 2,66 | 0,0080 | 0,0000 | 0,0000 |
| 27 | 29,00 | 5,10 | 2,41 | 1,02 | 35,34 | 3,30 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |

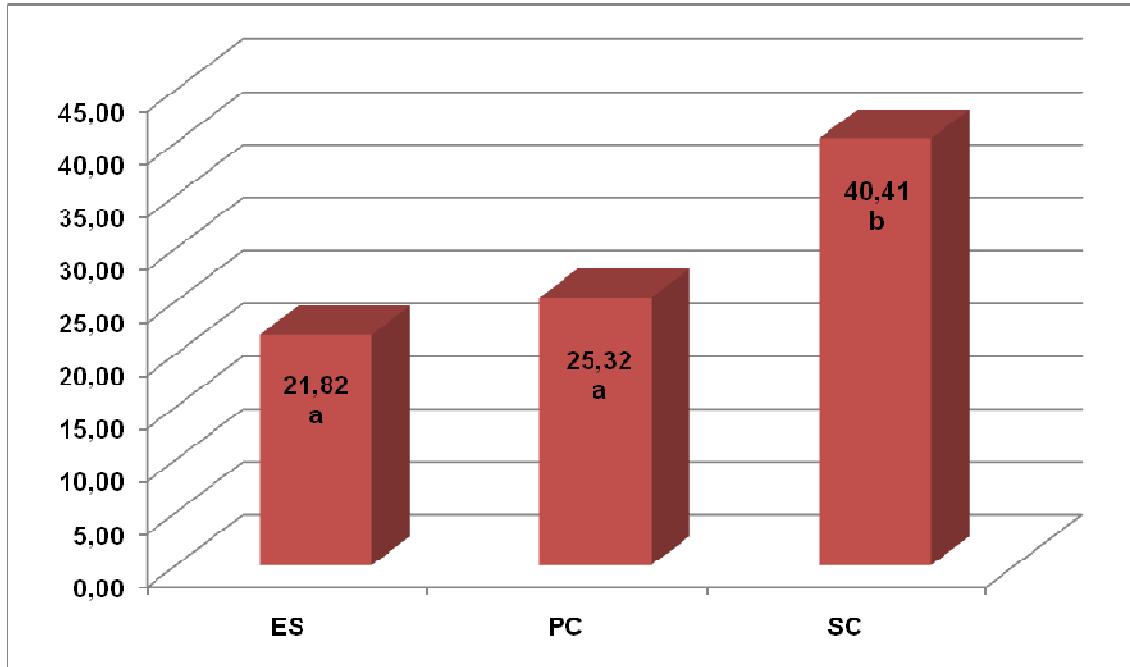


Figura 42: Médias de tensões nos grupos sob o carregamento central. Médias seguidas de mesma letra são estatisticamente iguais por meio do teste t de Student a uma significância de 0,05.

Gráficos foram desenvolvidos no programa *Microsoft Office Excel®* 2007 ilustrando a distribuição de tensão cisalhante nos pontos. Foi desenvolvido em ambiente *Matlab®* com a finalidade de se quantificar individualmente os níveis de tensão por meio da área do gráfico utilizando as médias da tensão cisalhante (τ) para cada grupo, chamado “gráfico de pseudo-energia”(Figura 43). Buscando normalizar os resultados para os 3 tipos de carregamento, todos os valores foram divididos pelo menor dos valores encontrados e foram agrupados na tabela 7 (Simamoto-Junior,2008; Naves, 2009).

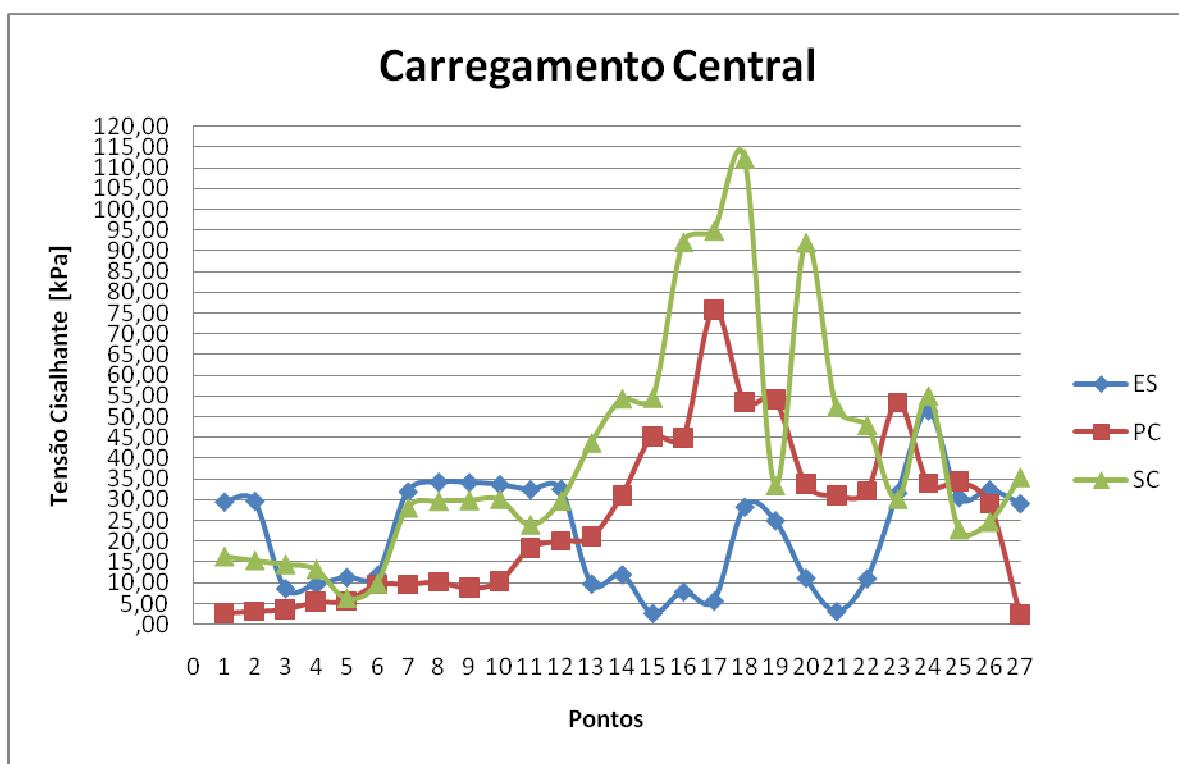


Figura 43: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 27 pontos nos grupos ES, PC e SC submetidos ao carregamento central “c”.

Tabela 7: Áreas dos gráficos para o carregamento central “c”; Áreas normalizadas para o carregamento central “c”;

| Áreas comparativas grupo “c” | | | Áreas normalizadas grupo “c” | | |
|------------------------------|---------|----------|------------------------------|------------------------|----------------------|
| ESc | PCc | SCc | ESc | PCc | SCc |
| 591,215 | 681,035 | 1065,155 | 1 (0%) | 1,15192443 (15,19%) | 1,801637 (80,16%) |

d - Descrição Geral

A figura 44 representa a comparação entre os três tipos de contato interproximal sob as três formas de carregamento. O grupo ES apresentou valores de tensão estatisticamente semelhantes ao grupo PC, mas estatisticamente diferente do grupo SC. Este, com a média de tensão mais alta entre os grupos analisados e estatisticamente semelhante ao grupo PC. O grupo ES apresentou a menor média de tensão dos grupos em estudo.

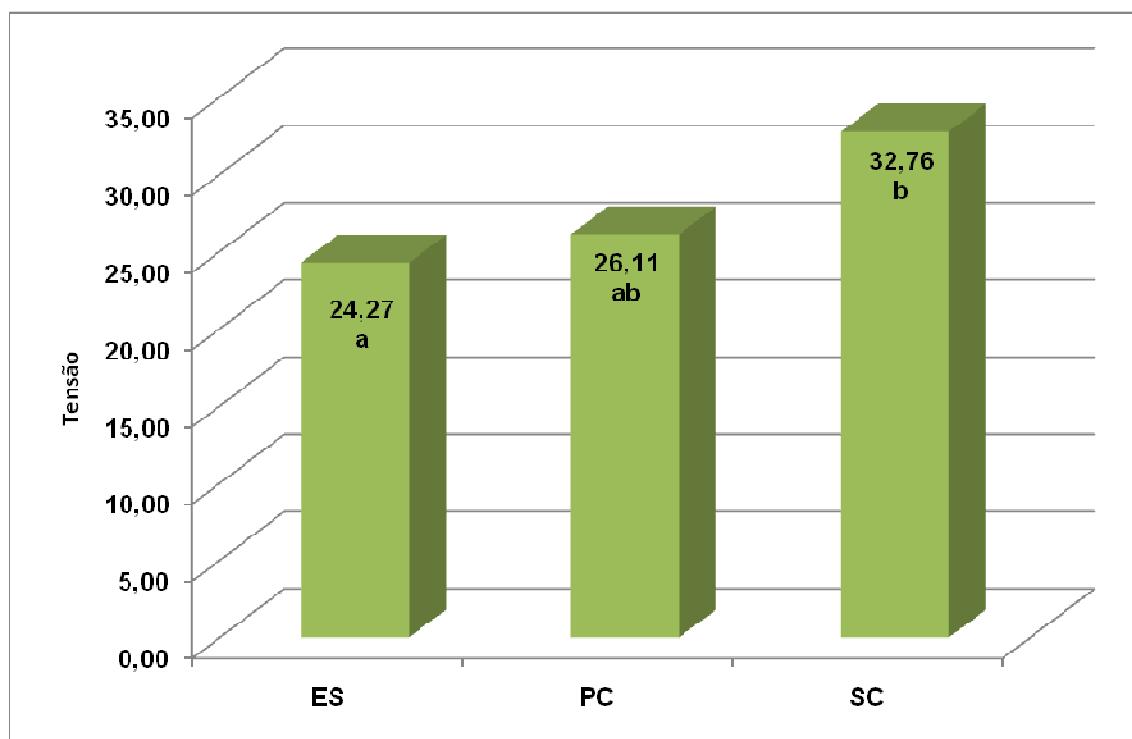


Figura 44: Médias de tensões nos grupos com diferentes contatos interproximais, comparando os três tipos de carregamentos. Médias seguidas de mesma letra são estatisticamente iguais por meio do teste t de Student a uma significância de 0,05.

Quando considera-se a “pseudo-energia” entre os grupos analisados, verifica-se que o carregamento em grupo (a) obteve os menores valores, independentemente do tipo de contato interproximal, conforme figura 45.

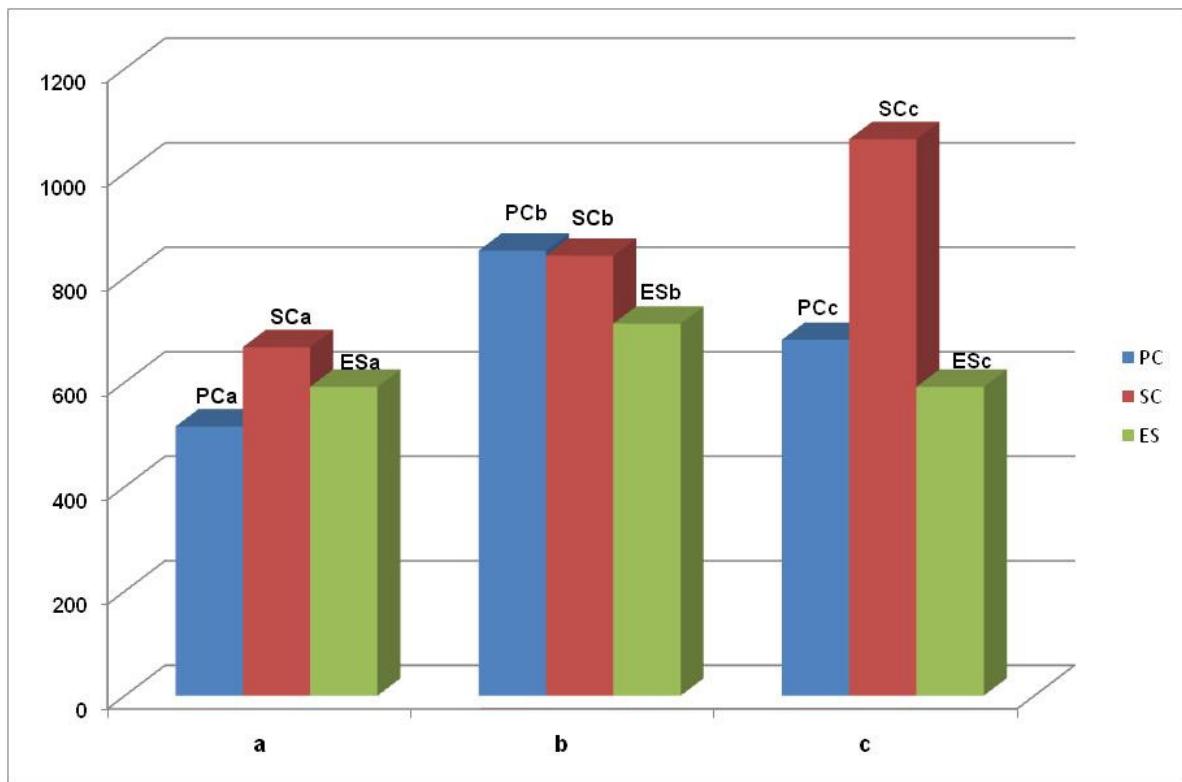


Figura 45: Gráfico comparativo da pseudo-energia dos grupos PC, SC e ES com os três tipos de carregamento (a, b e c).

DISCUSSÃO

Considerando então a proposta desse estudo e utilizando uma metodologia pré-estabelecida, realizou-se esse experimento empregando modelos fotoelásticos conforme o protocolo apresentado no trabalho de Naves et al., (2009), em que analisou implantes de hexágono externo reabilitados com coroas unidas e separadas variando a área de contato (ponto de contato – PC; superfície de contato - SC).

A passagem de luz branca polarizada por meio de um modelo confeccionado com material fotoelástico sob carregamento irá gerar franjas coloridas, que uma vez analisadas e medidas, irão determinar o gradiente de deformação e tensão do modelo. A fotoelasticidade permite realizar uma análise qualitativa e quantitativa. A análise fotoelástica possui vantagens por ser uma técnica ótica de campo contínuo e permitir uma rápida análise qualitativa, fornecendo uma imagem geral da distribuição de tensões em grande área da estrutura. Nesses casos, a análise experimental, como a fotoelasticidade, pode ser mais apropriada e se justifica pela caracterização de componentes de um sistema complexo, podendo fornecer resultados comparativos entre modelos, sendo muito utilizada em sistemas biomecânicos. (Araújo, 2006).

Foram aplicados diferentes tipos de carregamentos objetivando avaliar o comportamento do modelo em uma condição ideal de oclusão (a) e em situações críticas de contato prematuro sobre implante (b, c). Durante o carregamento lateral (b), a ponta aplicadora de carga da célula de carga era posicionada na região distal do 1M, no sentido mésio-distal, com uma angulação de 40°, em relação ao plano horizontal, utilizado nos outros tipos de carregamento. O carregamento central (c) foi aplicado na coroa correspondente ao 2PM, no sentido do longo eixo do implante. No carregamento em grupo que simula uma oclusão simultânea nas 03 coroas, desde que as coroas se acoplem em pontos similares, considerando uma oclusão balanceada, a distribuição de tensão deve mudar pouco e as estruturas dos implantes praticamente suportam a carga de forma distribuída em suas regiões circunvizinhas. Não se devem considerar as pequenas variações dos níveis de tensão nesta configuração, pois a sua influência nos aspectos biológicos

seriam irrelevantes para tal carregamento, e as coroas não necessariamente seriam unidas quando em função. No entanto, não existe apenas oclusão cêntrica. Em algumas situações, o paciente pode apresentar oclusão excêntrica. Por isso, foram testadas condições mais críticas, sendo uma carga central de compressão e uma carga lateral inclinada, também de compressão.

A carga de compressão lateral e inclinada vai gerar um efeito de compressão significativo no implante desta região e um efeito de flexão que vai sendo distribuído ao longo dos implantes devido ao contato entre as coroas. Para as coroas unidas este movimento de flexão é instantâneo e tende a ser distribuído de forma uniforme ao longo dos três implantes. Neste caso, não há mudanças significativas nos grupos ponto de contato e superfície de contato.

Ao analisar os resultados para o carregamento em grupo, observa-se fisicamente que o ápice dos implantes foram mais tensionados, enquanto que as tensões nas cristas ósseas dependem de eventuais inclinações dos implantes (figura 35). Por sua vez os dados apresentados na tabela 4 e figuras 38, 39, demonstram não existir diferença estatisticamente significativa entre as médias obtidas nos três grupos. Inicialmente isso nos leva a inferir sobre a hipótese gerada em nosso estudo sobre a necessidade de esplintagem.

Guichet et al., (2002), realizou um estudo analisando os efeitos da esplintagem e dos contatos proximais justos na transferência de forças por prótese implantadas por meio da fotoelasticidade. Nesse experimento, nas próteses não-esplintadas, devido ao contato, as tensões nos implantes aumentaram. No caso das restaurações esplintadas, as cargas oclusais foram divididas e distribuídas entre os implantes durante os testes de carga. Segundo os autores o estudo sugere que contatos proximais excessivos entre as coroas podem gerar uma situação não passiva. Comparativamente os resultados deste trabalho vão ao encontro dos achados desses autores, visto que os menores valores foram observados no modelo PC, o que justificaria os aspectos observados.

Quanto ao carregamento lateral os dados obtidos (tabela 04 e figura 39) demonstram não existir diferença estatisticamente significante entre os três grupos experimentais (ES; SC; PC).

Os resultados do grupo PC e SC, para os carregamentos lateral e central, mostraram maior concentração de tensão nos implantes que sofreram o contato lateral comparados com o grupo ES. Deve-se considerar que os valores médios de tensão cisalhante nos pontos ao redor do implante 2PM (pontos 16 a 20) e no implante primeiro molar (1M) (pontos 22 a 26) foram maiores no carregamento lateral. Por isso, é necessária a realização de um criterioso ajuste oclusal para garantir a longevidade dos implantes, segundo (Kaukinen et al., 1996; Tawil, 2008). Este dado é comprovado pelos menores valores de tensão apresentados no carregamento em grupo, independentemente do tipo de contato interproximal, já que o carregamento em grupo simula uma situação de ajuste oclusal ideal.

Ao observar a figura 38, nos três grupos verifica-se que a tensão é maior no implante que a recebe e posteriormente é transferida aos demais. Embora exista uma similaridade entre as franjas dos modelos, fica evidente que o grupo ES gerou uma maior distribuição das tensões. Diferentemente dos grupos SC e PC onde a incidência maior foi no implante próximo ao carregamento.

Para as coroas esplintadas, o carregamento central simula uma condição em que a resultante das forças passa pelo implante correspondente ao 2PM. Os valores para o carregamento central, expressos nas figuras 41, 42 e 43, apresentaram semelhança estatística entre os grupos ESc e PCc, mas diferença estatística deles com o SCc. Acredita-se que esses resultados possam ser justificados pelo fato de que no grupo ES as cargas oclusais tendem a ser divididas, distribuindo as tensões entre os implantes. Entretanto, o ponto de contato por possuir uma menor área de contato entre os implantes em relação a superfície de contato apresenta uma menor incidência de carga nos implantes adjacentes. Esses dados concordam com os relatos de Guichet et al. (2002) que sugerem que os contatos proximais excessivos entre as

coroas poderiam gerar um situação não passiva, e que restaurações esplintadas exibem maior transferência de tensões do que em restaurações não-esplintadas.

O grupo esplintado apresentou os melhores resultados em relação ao comportamento das tensões no modelo fotoelástico, demonstrando que em reabilitações múltiplas com implantes do tipo cone Morse é preferível a esplintagem das coroas, porque estatisticamente não apresentou diferença significativa e numericamente a área do gráfico calculado abaixo da curva dos (figuras 37, 40, 43 e as tabelas 3, 5 e 7) mostraram que a esplintagem é melhor. Porém, quando não for possível, não é contra-indicada a utilização de implantes isolados. Os resultados do presente estudo também revelam que coroas esplintadas possuem comportamento semelhante a coroas com ponto de contato, pois os dois grupos apresentaram semelhança estatística, conforme figuras 36, 39 e 42. Mas o carregamento central apresentou diferença estatística com dos grupos ESc, PCc com o grupo SCc, conforme figura 42.

Portanto, baseado no gradiente de tensões, observa-se que coroas esplintadas apresentam melhor comportamento biomecânico, mas também que é possível utilizar uma prótese parcial fixa sobre implantes posteriores com coroas separadas, desde que em condições ideais de oclusão, visando melhorar a higienização e satisfação do paciente. Para a complementação desses resultados, é indicada a realização de um estudo clínico.

Embora se indique a esplintagem das coroas do tipo cone Morse em reabilitações parciais posteriores, não significa que a utilização de coroas isoladas possam ser prejudiciais à resistência fisiológica do osso.

A hipótese de que se existe a necessidade de esplintagem do sistema para minimizar a sobrecarga aos implantes do tipo cone Morse, em espaços desdentados parciais, não se confirma, visto que pelos resultados apresentados não se tem diferença estatística nos níveis de tensão entre os grupos ESa, PCa, SCA. Devido a semelhança estatística sugere-se que as coroas possam ser separadas ou não, desde que se tenha condições ideais de

oclusão, ou seja, ausência de hábitos parafuncionais, dimensão vertical e guia canina preservadas e presença de paralelismo dos implantes. Já nos grupos ESb, PCb, SCb que também são semelhantes entre si, deve-se ter cautela em separar as coroas, pois os contatos estão fora do longo eixo dos implantes e isso pode reduzir a resistência do osso (Mish & Bidez 1994).

Existem na literatura poucos estudos clínicos sobre o comportamento biomecânico dos implantes com conexão tipo cone Morse. Torna-se necessário a realização de mais estudos para compreender como esses implantes se comportam na cavidade oral.

CONCLUSÃO

Dentro da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- 1- A ferulização das coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor comportamento biomecânico para todos os tipos de carregamento.
- 2- O grupo SC foi o mais susceptível a sobrecarga na presença de carregamento central.
- 3- Os grupos PC, SC foram os mais susceptíveis a sobrecarga na presença de carregamento lateral.

REFERÊNCIAS*

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

1. André LFM. *Atlas de próteses sobre implantes Cone Morse*. São Paulo, Editora Santos; 2009.
2. 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;1(1):11-25.
3. Araújo CA. **Curso Análise experimental de tensões, Módulo II:Fotoelasticidade de transmissão plana.** Curso Pós-Graduação em Engenharia Mecânica - Uberlândia/UFU;2006.
4. Attard N, Zarb GA. Implantic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc*. 2002;68(2):118-24.
5. Bastos PL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse. [Dissertação] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2005.
6. Barros RR, Novaes AB, Jr., Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(4):371-8.
7. Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News*. 2006; 3(4), p 355-59.
8. Bernardes SR, Araújo CS, Fernandes Neto AJ, Simamoto Júnior, PC, Neves FD. Photoelastic Analysis of Stress Patterns from different implant-abutment interfaces. *J Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24:781-789
9. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):249-57.
10. Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 4° ed. Tokyo: Mc Graw-Hill. Kogakusha, Ltda, 2005, p 672.
11. Doring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):198-209.
12. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):528-35.
13. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(1):47-55.
14. Johansson LA, Ekdahl A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):172-6.

15. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. **J Prosthet Dent.** 1996;76(1):50-5.
16. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin Oral Implants Res.** 2005;16(1):26-35.
17. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 1983;50(1):116-20.
18. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1999;14(5):639-45.
19. Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2001;16(5):675-80.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(4):519-26.
- 21- Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. **Compendium.** 1994 Nov; 15(11):1330, 32, 34 passim; quiz 44.
22. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. **J Prosthet Dent.** 1997;78(6):582-91.
23. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. **Clin Oral Implants Res.** 2002;13(4):381-9.
24. Naves MM. **Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior- Análise fotoelástica.** [Dissertação]. Uberlândia : Faculdade de Odontologia /UFU; 2009.
25. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. **J Oral Implantol.** 2004;30(3):171-7.
26. Oliveira LC, Duarte S, Jr., Araujo CA, Abrahao A. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. **Dent Mater.** 2010;26(3):e159-69.
27. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. **J Prosthet Dent.** 1997;78(1):34-42.
28. Rangert B, Jemt T, Joraneus L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989;4(3):241-7.
29. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995;10(3):326-34.

30. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. **J Dent.** 2002;30(7-8):271-82.
31. Simamoto Júnior PC. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alterações do número e diâmetro das fixações. [Tese] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2008.
32. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. **J Prosthet Dent.** 2003;90(6):517-21.
33. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1998;13(1):82-90.
34. 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;23(1):153-7.
35. Torres EM. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse.** [Tese] Ribeirão Preto, FORP/USP; 2008.
36. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2002;17(2):231-7.
37. Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. **J Oral Implantol.** 2004;30(3):178-88.
38. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993;8(1):19-31.
39. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1994;78(1):22-7.
40. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent.** 2000;84(2):194-9.
41. Wennstrom JL, Ekestubbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. **J Clin Periodontol.** 2005;32(6):567-74.