

INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO DO IMPLANTE E DO TIPO DE INTERMEDIÁRIO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO NAS ESTRUTURAS DE SUPORTE DAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS DE EXTREMIDADE LIVRE CONJUGADAS COM IMPLANTES

ÉVERTON RIBEIRO LELIS¹, ANNE CAROLINE DA SILVA DE OLIVEIRA², SÔNIA APARECIDA GOULART DE OLIVEIRA³, CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO³, MARCIO MAGNO COSTA⁴

Resumo

A conjugação entre prótese parcial removível de extremidade livre com implantes osseointegrados tem sido estudada nos últimos anos. Pensando nisso, este trabalho teve por objetivo analisar, por meio da fotoelasticidade, a distribuição de tensões nas estruturas de suporte de próteses parciais removíveis de classe II de Kennedy convencionais e associadas a implantes com diferentes diâmetros e diferentes pilares (3,75mm com magneto e O'ring, e 5,00mm com O'ring). Foram analisados 22 pontos divididos por regiões: região posterior de rebordo, região de implante, região de rebordo e região de dente pilar. Os valores médios de tensão para cada região foram analisados por meio dos testes ANOVA e Tukey. Na região posterior do rebordo, o uso de implante de 3,75mm reduziu significativamente a média das tensões quando comparado com a PPR convencional ($p < 0.001$). As intensidades de tensões na região do implante foram significativamente menores para o implante de 5,00mm quando comparadas com a PPR convencional ($p < 0.05$). Na região do rebordo, entre implantes e dente pilar, a PPR convencional concentrou menos tensões quando comparada com as com implantes de 3,75mm e 5,00mm ($p < 0.01$). O implante de 5,00mm concentrou menos tensões que os de 3,75mm ($p < 0.01$). A utilização de implante de 3,75mm propiciou maior concentração de tensões na região do dente pilar quando comparado com o modelo sem implantes ($p < 0.05$). A presença do implante promoveu menores índices de tensão na região posterior de rebordo principalmente quando o uso foi de implantes com 3,75mm de diâmetro.

¹ Acadêmico do 8º período do curso de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (bolsista PIBIC UFU/CNPq) evertonrlelis@gmail.com.br

² Mestre em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU) – Área de Concentração Reabilitação Oral (Co-orientadora)

³ Professor(a) Adjunto(a) da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU (Co-orientador)

⁴ Professor Adjunto da FOUFU, Área de Prótese Removível e Materiais Odontológicos (Orientador). Av. Pará, 1720, B. Umuarama, Uberlândia-MG CEP 38.402-092 marciocosta@umuarama.ufu.br

Palavras-chave: Prótese parcial removível, implantes osseointegrados, intermediários, biomecânica, fotoelasticidade.

INFLUENCE OF DIAMETER OF DENTAL IMPLANT AND ABUTMENT TYPE ON STRESS DISTRIBUTION IN SUPPORT STRUCTURES OF DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE ASSOCIATED WITH IMPLANTS

Abstract

The combination between free-end removable partial denture (FERPD) with osseointegrated implants has been studied in recent years. The purpose of this study was to analyze by means of photoelasticity, the stress distribution on support structures of Kennedy Class II conventional dentures and of Kennedy Class II dentures associated with osseointegrated implants of different diameters and different intermediaries. Were analyzed four regions: posterior edge region, implants region, edge region and pillar tooth region. In posterior edge region, the use of 3.75-mm-wide implant significantly reduced tensions average when compared with conventional RPD. The intensity of stress on implants region were significantly smaller for the 5.00-mm-wide implant compared with conventional RPD. In edge region, between implants and pillar tooth, the conventional RPD concentrated less stress when compared with implants of 3.75mm and 5.00mm. The 5.00mm implant concentrated less stress as 3.75mm. The use of 3.75mm implant offered greater concentration of stress in the region of the pillar tooth compared with the RPD without implants. The presence of implant provided less stress in posterior edge region especially when used implants with 3.75mm in diameter.

Key words: Removable partial denture, dental implants, attachment, biomechanics, photoelasticity.

1. INTRODUÇÃO

Um dos grandes desafios para os cirurgiões-dentistas está na reabilitação de pacientes com extremidade livre (Classe I ou Classe II de Kennedy), por envolver diferentes estruturas de suporte, dente e fibromucosa de revestimento do osso alveolar. Essas estruturas diferem-se anatômica e fisiologicamente, e apresentam comportamento biomecânico diferente frente às cargas originadas durante o processo de mastigação (Camargo, 2005).

Esse duplo sistema de suporte, onde se assentam as próteses parciais removíveis de extremidade livre (PPREL), contribui para uma distribuição inadequada de tensão ao redor dos dentes de suporte, originando uma reabsorção óssea desigual, a qual ocorre, primeiramente, sob a base e, por último, no dente pilar. (Nairn, 1966; Costa et al., 2009).

Apesar das desvantagens apresentadas, pelas próteses parciais removíveis convencionais e da baixa aceitação pelo paciente (Misch, 2006), este tipo de reabilitação oral ainda será utilizado por muitos anos. Isto, se deve ao fato de ser um procedimento de menor custo e de execução mais rápida que permite um tratamento fisiológico e acessível a um maior número de pacientes (Budtz-Jorgensen, 1996).

Atualmente, uma opção de tratamento para pacientes parcialmente ou totalmente edentados é o uso de implantes osseointegrados. Estes quando associados à próteses removíveis, além de contribuírem no suporte da prótese, oferecem inúmeras vantagens quando comparados com o uso de próteses removíveis apoiadas em tecido mole. A manutenção do osso alveolar, a preservação das estruturas orais em condições saudáveis e a melhoria na performance mastigatória, na retenção e na estabilidade das próteses removíveis são algumas das vantagens atribuídas ao uso desses dispositivos (Misch, 2006).

As próteses fixas ou mesmo removíveis sobre implantes têm substituído próteses muco-suportadas com significativa melhora na qualidade de vida de muitos pacientes nos últimos anos (Allen, 2003). Porém, em algumas situações como: a ausência de osso, a necessidade de procedimentos reconstrutivos extensos e até mesmo a condição econômica do paciente tem impossibilitado ou dificultado a reabilitação com implantes (Fernandes Neto et al., 2005), mesmo com o avanço das técnicas cirúrgicas e com o surgimento de novos biomateriais (Atsu, 2006).

Em se tratando da conjugação entre PPREL e implante osseointegrado, têm sido utilizados implantes distais, posicionados sob as bases das próteses

(Mitrani et al., 2003; Mijiritsky, 2007). Dentre as vantagens que esta associação oferece, temos uma importante relacionada ao poder aquisitivo da população, que é a possibilidade de um tratamento menos oneroso quando comparado com a utilização de próteses fixas (Budtz-Jørgensen, 1996).

Embora as próteses removíveis totais suportadas por implantes ou overdentures tenham sido bem documentadas, há escassez de estudos relacionados à combinação de implantes com prótese parcial removível (PPR) em pacientes parcialmente edentados (Mijiritsky, 2007).

Implantes de largo diâmetro têm sido amplamente utilizados buscando uma melhor distribuição das tensões na interface óssea, apresentando maior resistência às cargas mastigatórias (Bahat & Handelsman, 1996; Bulent, 2006; Mijiritsky, 2007).

Com relação ao pilar ou intermediário, o tipo bola/O'ring apresenta boa vantagem na distribuição de tensão e minimiza movimentos das próteses removíveis (Tokuhisa et al., 2003). Quando utilizado o Magneto, a distribuição de tensões se faz de forma muito favorável (Ichikawa et al., 1996) e necessita de menos manutenção que o O'ring (Davis & Packer, 2000). Porém, este sistema de retenção por ímãs apresenta custo elevado.

Pensando na problemática das PPR's convencionais e na alternativa de tratamento com implantes osseointegrados, esse trabalho propôs comparar a distribuição de tensões nos elementos de suporte de uma prótese parcial removível inferior dento-mucoso-suportada classe II de Kennedy convencional àquelas associadas a implantes (dento-implanto-suportada), variando o diâmetro do implante e o tipo de pilar.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho, o método experimental de análise por meio da fotoelasticidade de transmissão plana foi utilizado, por permitir a visualização e a quantificação da ocorrência das tensões decorrentes da aplicação de carga sobre a PPR.

A metodologia experimental utilizada neste estudo foi proposta por Costa em 2002 e desenvolvida no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Para a análise da distribuição e quantificação das tensões, foram confeccionados três tipos de modelos fotoelásticos que simularam arcos inferiores parcialmente desdentados em região unilateral. A metodologia para a confecção dos modelos fotoelásticos 1

(MF1), 2 (MF2) e 3 (MF3), é descrita a seguir:

- Modelo fotoelástico 1 (MF1) – representado por um arco mandibular classe II de Kennedy, com ausência unilateral dos dentes posteriores 45, 46 e 47, e sem implantes. Foi feito preparo para retentor T de Roach no dente pilar direto (44).

- Modelo fotoelástico 2 (MF2) – representando um arco mandibular classe II de Kennedy, onde foi instalado um implante osseointegrável Bränemark compatível (Branemark, 1983) de 10 X 3,75mm localizado na região de segundo molar. Foi feito preparo para retentor T de Roach no dente pilar direto (44). Neste mesmo modelo foram testadas duas situações diferentes, o uso de pilar Magneto e o uso de pilar O’ring.

- Modelo fotoelástico 3 (MF3) – representando um arco mandibular classe II de Kennedy, onde foi instalado um implante osseointegrável Bränemark compatível (Branemark, 1983) de 10 X 5,00mm localizado na região de segundo molar. Foi feito preparo para retentor T de Roach no dente pilar direto (44). Neste modelo foi testado apenas o intermediário do tipo O’ring, pois não há pilar Magneto compatível com o implante de 5,00mm de diâmetro do sistema Bränemark.

Os modelos fotoelásticos foram submetidos a testes simulando quatro

situações distintas, conforme ilustra o quadro 1.

Quadro 1. Situações estudadas.

Situações	Modelo Fotoelástico	Intermediário
A	Sem implante	-
B	Com imp. 3,75mm	Magneto
C	Com imp. 3,75mm	O’ring
D	Com imp. 5,00mm	O’ring

2.1 Obtenção dos modelos Classe II de Kennedy em gesso

A partir de um modelo de gesso de uma arcada completa superior e inferior, pertencente ao departamento de Prótese Removível da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU) (figuras 1 e 2), foram feitas modificações específicas para transformar o modelo inferior em classe II de Kennedy.



Figura 1. Modelo superior.



Figura 2. Modelo inferior.

Neste modelo foram removidos os dentes 45, 46 e 47, utilizando uma fresa multilaminada do tipo Maxicut (nº 79040, Edenta) para peça reta e regularização da região correspondente ao rebordo residual realizada com faca para gesso (Jon), e uma camada de cera rosa sete (Polidental Ind. e Com. Ltda, São Paulo-SP, Brasil) foi aplicada para promover um refinamento da superfície, eliminando todas as irregularidades presentes na região, para sua reprodução em modelos fotoelásticos e confecção de PPR's, que não induzam tensões indesejadas (figura 3).



Figura 3. Modelo com extremidade livre classe II de Kennedy.

A figura 4 ilustra uma situação anatômica em uma posição relativa de relacionamento maxilo-mandibular, obtida após a remoção dos dentes e regularização do rebordo do lado direito.



Figura 4. Relação obtida entre os modelos após a remoção dos elementos 45, 46 e 47.

Após a regularização do modelo inferior, foi confeccionada uma matriz em silicone (Borracha de Silicone ABS – 10 Azul, Polipox Ind. e Com. Ltda) para a reprodução do modelo (figura 5).

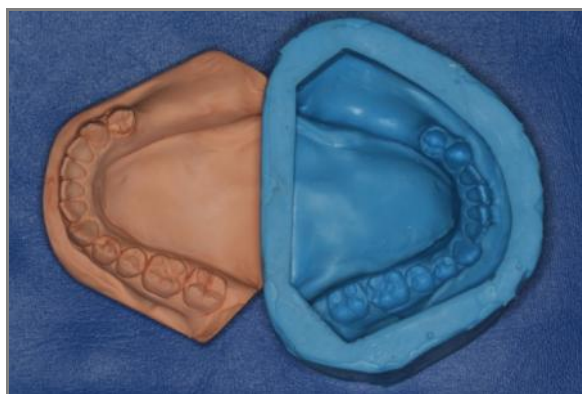


Figura 5. Matriz de silicone e modelo para confecção de preparos para PPR.

No modelo obtido, foram feitos os preparos necessários para reproduzir novos modelos de trabalho para a posterior confecção das armações metálicas em Cromo-Cobalto das próteses parciais removíveis.

2.2 Preparos específicos para PPR

O dente pilar direto (44) do modelo de gesso foi substituído por um dente em resina acrílica. Para a confecção deste foi utilizado um dente metálico (figura 6) que fora empregado na metodologia de Costa em 2002. Este dente de metal foi selecionado de forma que obtivesse as dimensões compatíveis com as apresentadas pelo dente do modelo.



Figura 6. Dente metálico selecionado.

Para uma maior padronização dos preparos, o dente metálico e os dentes do modelo foram preparados da seguinte maneira: no pré-molar metálico (44) foi confeccionado um nicho oclusal mesializado com formato triangular (Todescan, Bernardes Silva e Silva, 1996), entre os dentes 36 e 37 foi realizado nicho oclusal geminado com passagem de grampo e no dente 34 do modelo nicho oclusal mesializado, compatíveis com preparos realizados na boca de pacientes. Na região do dente 44 no modelo de gesso foi feito um orifício, com broca carbide esférica (nº 8, KG Sorensen) em peça reta, simulando um alvéolo onde o dente metálico pudesse ser inserido.

O dente metálico preparado foi incluído em uma caixa de filme fotográfico, onde foi vertido silicone de adição Elite Doublé 8 (Zhermack SPA – Italy) (figura 7), criando uma matriz que permitiu a obtenção das réplicas em resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ), cor 66 (Dencril Plásticos Ltda - SP) para

que os dentes utilizados em todos os modelos fotoelásticos tivessem as mesmas características e morfologia (figura 8).



Figura 7. Inclusão do dente metálico selecionado em silicone de adição para ser replicado em resina acrílica.



Figura 8. Dentes replicados em resina acrílica que foram utilizados nos modelos fotoelásticos.

A opção pelo uso de dentes em resina foi pela padronização da forma e contorno das estruturas, fato que inviabiliza o uso de dentes naturais, pela impossibilidade de encontrar dentes morfologicamente idênticos.

2.3 Simulação do ligamento periodontal

Para que os dentes em resina acrílica não fossem colocados em contato direto com a resina flexível, foi feita a simulação do ligamento periodontal de acordo com o estudo de Soares em 2003. A princípio, foram medidas as dimensões radiculares do dente de metal com o auxílio de um paquímetro digital, medindo-se quatro pontos no sentido mesio-distal e quatro pontos também no sentido vestibulo-lingual. De posse dos valores, foi realizado o enceramento da porção radicular do dente metálico com cera verde, para incrustações com aproximadamente 0,3mm de espessura (Dutra et al., 2008), com a finalidade de criar espaço para o ligamento periodontal a ser simulado.

Após o enceramento radicular, foi confeccionada a matriz em um pote dappen, manipulando-se silicone de condensação de alta densidade Zetalabor (Zhermack, Badia Polisine, Itália), inserido-se a porção radicular do dente em resina no interior do silicone, antes da presa do material, sendo moldado, portanto o contorno radicular.

Após a confecção da matriz, a simulação do ligamento periodontal foi feita com poliéter Impregnum (3M Espe polyether adhesive). Para isso, o primeiro

passo foi a aplicação do adesivo (3M poliéter adhesive) na porção radicular dos três dentes de resina acrílica (Figura 9).



Figura 9. Dentes de resina acrílica com adesivo na porção radicular.

Esse passo foi realizado com o objetivo de unir o poliéter à superfície radicular do dentes de resina acrílica ativada quimicamente. Após a secagem do adesivo, manipulou-se o poliéter inserindo-o na matriz anteriormente confeccionada e em seguida posicionou-se o dente na impressão negativa, aguardando a presa completa do material.

Logo após, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº. 15 (figura 10). A figura 11 ilustra o dente com ligamento periodontal simulado.

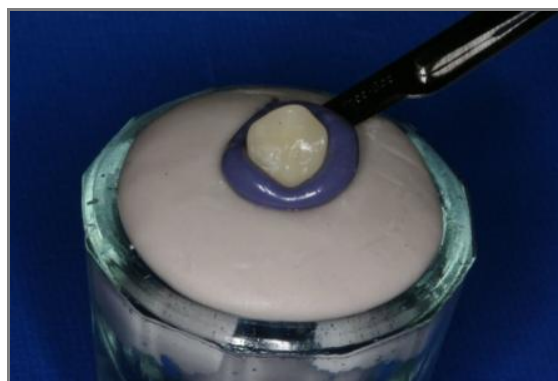


Figura 10. Remoção dos excessos de poliéter com lâmina de bisturi nº. 15.



Figura 11. Dente com a simulação do ligamento periodontal em poliéter.

Para se confirmar a espessura proposta de 0,3mm, novamente foi utilizado o paquímetro conferindo o diâmetro nos quatro pontos selecionados vestibulo-lingual e mesio-distal.

2.4 Obtenção dos modelos de trabalho para confecção das armações metálicas das próteses parciais removíveis

Após o preparo dos nichos no modelo de gesso, foi confeccionada outra

matriz em silicone (Borracha de Silicone ABS – 10 Azul, Polipox Ind. e Com. Ltda), que permitiu a reprodução de três modelos de trabalho, necessários à confecção das próteses parciais removíveis utilizadas no desenvolvimento deste trabalho.

Foi reproduzido um modelo de trabalho para cada tipo de modelo fotoelástico elaborado (MF1, MF2 e MF3).

Os modelos foram encaminhados para o técnico de laboratório de prótese dentária, com os desenhos das armações metálicas esboçadas sobre os mesmos, já com espaço referente aos implantes demarcados. Foram construídas três armações metálicas usando uma liga de CoCr (cromo-cobalto) modell-ligierung (Degussa AG Geschäftsberich Dental-Hanau, Germany) (figura 12).



Figura 12. Armação metálica para confecção das próteses parciais removíveis.

2.5 Obtenção dos modelos fotoelásticos – hemi-arco direito

A partir da matriz de silicone para obtenção dos modelos de trabalho, foram confeccionados 6 (seis) modelos de trabalho, sendo 3 (três) para as armações metálicas, como descrito anteriormente, e 3 (três) para confecção dos hemi-arcos em resina fotoelástica. Para isso, esses últimos foram recortados em recortador de gesso até o limite do incisivo lateral direito, sendo que, nos lados vestibular e lingual foram tomadas como referência duas regiões para limitar o recorte, o fundo de saco de vestibulo e o assoalho bucal.

Após o recorte dos modelos, os implantes foram instalados em região de segundo molar, posicionados dois centímetros distalmente ao primeiro pré-molar, onde foi realizada uma perfuração de 10mm de profundidade seguindo a sequência de brocas helicoidais para inserção de implantes, finalizando com a broca semi-cônica (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP) (figura 13).



Figura 13. Perfuração do modelo para instalação do implante distal.

Em dois modelos foram posicionados os implantes, sendo 1 (um) implante semi-cônico de 10,00mm de comprimento X 3,75mm de diâmetro (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP), e o outro implante de 10,00mm de comprimento X 5,00mm de diâmetro (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP). No terceiro modelo não foi posicionado implante, mantendo o hemi-arco com extremidade livre (figura 14).



Figura 14. Hemi-arcos obtidos a partir do recorte dos modelos de trabalho, sem implante e com os implantes posicionados.

Para a padronização da espessura e regularização da superfície dos hemi-arcos, foi aplicada camada de cera rosa 7 (Epoxiglass Ind. Com. Produtos Químicos Ltda – São Paulo) na superfície dos mesmos. A redução da espessura dos modelos e sua respectiva padronização,

deixando as paredes paralelas, são importantes para obter fotografias com qualidade compatível com a exigida pelo software específico Fringes (desenvolvido no laboratório de projetos mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia, em fase de patente) que fez a leitura dos dados.

Para transferirmos a posição dos implantes para os modelos fotoelásticos, os componentes de moldagem foram acoplados aos implantes (figura 15) para que nova matriz, agora para obtenção dos hemi-arcos em resina fotoelástica, pudesse ser confeccionada (figura 16).



Figura 15. Modelos refinados e encerados, com componentes de moldagem acoplados aos implantes.

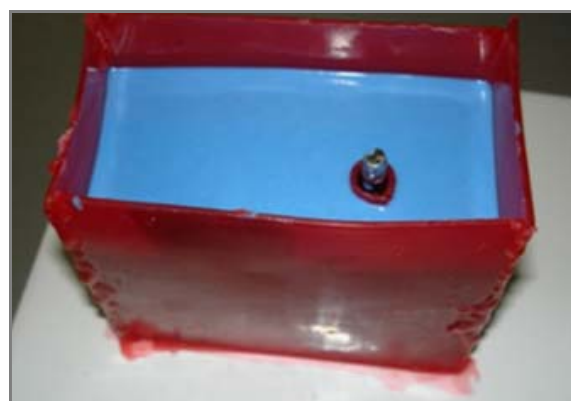


Figura 16. Confeção da matriz de modelo com implante. Notar orifício de acesso para a chave do implante.

Previamente à confecção das matrizes, acoplada ao parafuso do transferente quadrado de moldagem, foi adaptada uma chave de torque hexagonal e em sua volta foi feito um alívio com cera rosa 7 em forma de cilindro (figura 17), para permitir acesso ao parafuso do transferente de moldagem quando a matriz já estivesse pronta.



Figura 17. Hemi-arco com transferente de moldagem e com chave acoplada ao parafuso do mesmo. Notar alívio feito em forma de cilindro sobre a chave de torque hexagonal (quadrada).

Foram confeccionadas três matrizes em silicone (Borracha de Silicone ABS – 10 Azul, Polipox Ind. e Com. Ltda) (figura 18).

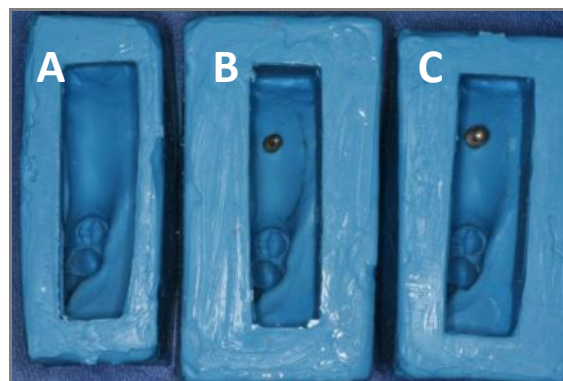


Figura 18. Matrizes de silicone para confecção dos modelos fotoelásticos. A - Molde sem implante; B - Molde com implante distal de 3,75mm de diâmetro; C - Molde com implante distal de 5,00mm de diâmetro.

Como o objetivo era transferir a posição de implante e dente para o modelo fotoelástico, nas matrizes com transferentes de moldagem foram fixados os implantes, e nos negativos dos dentes pilares diretos foram posicionados os dentes de resina acrílica ativada quimicamente, como ilustra a figura 19.

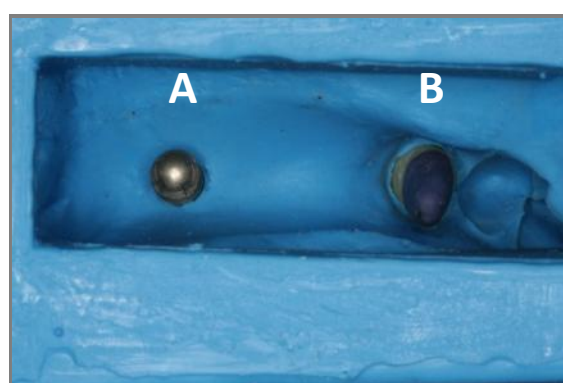


Figura 19. Matriz de silicone pronta para receber a resina fotoelástica. Notar

implante (A) e dente de resina (B) posicionados em seu interior.

Em seguida, uma mistura homogênea contendo 18 ml de Adesivo B Flexível Componente A, cód. CRM 201, base, (resina epóxi Bisfenol A, com percentual de 55% e polímero de epicloriglicol em 45% - Polipox Indústria e Comércio Ltda. São Paulo SP, Brasil) e 9,0ml de Adesivo B Flexível Componente B, cód. CME 252, catalisador, benzenometanol, isoforonadiamina, com proporção de 40% para cada – os componentes referentes aos outros 20% não foram fornecidos pelo fabricante (Polipox Indústria e Comércio Ltda. São Paulo SP, Brasil), foi manipulada na proporção de 100pp do componente A para 50pp do componente B e vertida cuidadosamente seguindo as recomendações do fabricante depois de vertida, evitando o aprisionamento de bolhas no interior do modelo fotoelástico (Figura 20).



Figura 20. Matrizes com a resina fotoelástica flexível vertida em seu interior para obtenção dos modelos fotoelásticos MF1, MF2 e MF3.

Após 24 horas os modelos foram retirados das respectivas matrizes (figura 21).

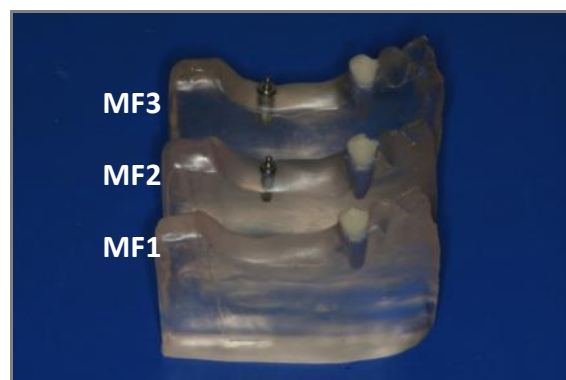


Figura 21. Corpos de prova obtidos em resina fotoelástica flexível sem implante (MF1), com implante 10,00mm X 3,75mm (MF2) e com implante 10,00mm X 5,00mm (MF3).

2.6 Obtenção do hemi-arco esquerdo em resina acrílica e finalização do arco total

De posse do hemi-arco direito em resina epóxi flexível fotoelástica, iniciou-se a obtenção do hemi-arco esquerdo para completar o arco, no qual as próteses parciais removíveis se encaixaram. Para isso, foram utilizadas novamente as matrizes de silicone do arco desdentado classe II.

O hemi-arco esquerdo da matriz (região dentada) foi preenchido com resina acrílica ativada quimicamente incolor, que foi manipulada e vertida em sua fase arenosa no interior do molde, preenchendo somente a região dos dentes (figura 22).

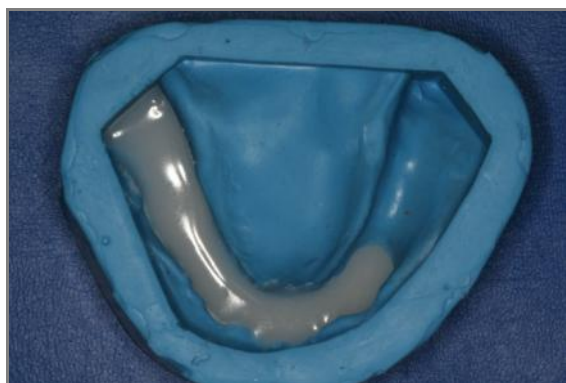


Figura 22. Resina acrílica ativada quimicamente vertida na matriz para confecção da continuidade do arco dentário.

Foram confeccionados três hemi-arcos, um para cada modelo fotoelástico (figura 23).

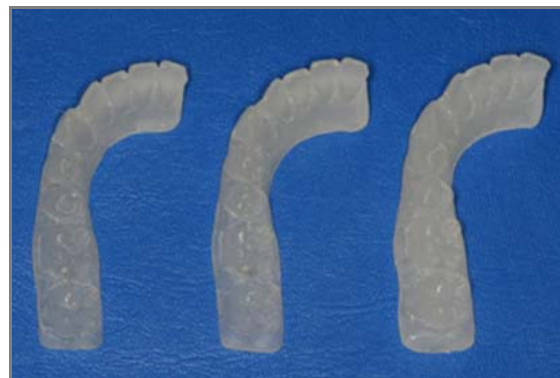


Figura 23. Hemi-arco esquerdo concluído.

Como o método utilizado para a avaliação das tensões foi o da fotoelasticidade de transmissão plana, o hemi-arco esquerdo teve que ser suspenso para permitir a passagem da luz no modelo fotoelástico. Para isso, foram criados 2 (dois) prolongamentos verticais de 4,0cm e 1 (um) horizontal de 2,5cm para elevar o hemi-arco esquerdo e também estabilizar o modelo no momento dos testes (figura 24).



Figura 24. Finalização dos arcos totais com as suas respectivas próteses parciais

removíveis de extremidade livre unilateral e a carga de 1591.9kgf, constituída por esferas de chumbo.

2.7 Adequação do delineador para transmissão das cargas

Um delineador Bio Art (Bio Art Equipamentos Odontológicos. São Carlos – SP) foi utilizado como suporte para o modelo fotoelástico e também como suporte para a carga que fora aplicada durante os testes.

Para a padronização da posição do delineador em relação ao polariscópio, foi criada uma base de madeira com 37,5cm X 60,0cm X 40,0cm de extensão, largura e altura, respectivamente, sobre a qual o delineador foi fixado (figura 25) e que ficou centralizado no polariscópio durante os testes.



Figura 25. Conjunto delineador/suporte de madeira utilizado nos testes. Notar plataforma para a carga (seta).

Na haste móvel do delineador foi idealizado um suporte para que a carga fosse aplicada. Este suporte foi confeccionado utilizando uma tampa de plástico de 20 cm de diâmetro, na qual fora fixado o parafuso da haste móvel do delineador utilizando resina acrílica ativada quimicamente. Esta tampa ao ser rosqueada na haste móvel sustentava a carga aplicada durante os testes (Costa, 2002) (figura 25).

A carga aplicada sobre a haste móvel do delineador foi transmitida aos dentes artificiais da prótese e respectivamente ao modelo fotoelástico por meio de um dispositivo metálico, desenvolvido no Laboratório de projetos mecânicos (LPM) da UFU, fixado ao mandril da haste móvel do delineador. Este apresenta 4 (quatro) pinos parafusados que possibilitam a aplicação das cargas uniformemente distribuídas entre o dente pilar direto e os dentes artificiais da prótese parcial removível (figura 26).



Figura 26. Dispositivo metálico utilizado para aplicação das cargas no dente pilar e nos dentes da prótese parcial removível, concomitantemente.

2.6 Ajuste das armações metálicas e confecção das bases das próteses parciais removíveis

As armações metálicas foram ajustadas aos seus respectivos modelos fotoelásticos de forma que não induzissem o aparecimento de tensões.

Nas grades das armações foram fixadas bases de resina acrílica ativada quimicamente cor rosa, com aproximadamente 1,5mm de espessura, cobrindo totalmente o rebordo. Estas foram confeccionadas sobre o modelo em gesso e ajustadas ao modelo fotoelástico.

Previamente à confecção das bases, para os modelos fotoelásticos MF2 e MF3, foram instalados intermediários sobre os implantes, com os quais a base se relacionou.

No modelo com implante de 3,75mm de diâmetro (MF2), foi instalado o pilar do tipo Magneto (Dyna Magnet WRS5 - Dyna Dental Engineering - Netherlands) (figura 27). Após os testes do modelo MF2 com o Magneto, este foi removido e instalado o intermediário do tipo O'ring compatível com o diâmetro do implante (Conj. O'ring - Titanium Fix

Dental Implants - São José dos Campos SP).



Figura 27. Pilar Magneto acoplado ao implante de 3,75mm de diâmetro e Magneto de 500 gr de força de retenção.

No modelo com implante de 5,00mm de diâmetro (MF3), foi instalado o intermediário do tipo O'ring compatível com o diâmetro do implante (Conj. O'ring - Titanium Fix Dental Implants - São José dos Campos SP) (figuras 28-30). Neste modelo fotoelástico não foi testado o pilar Magneto porque não existe este tipo de intermediário compatível com este diâmetro de implante do sistema Bränemark.



Figura 28. Pilar O'ring acoplado ao implante de 5,00mm de diâmetro.



Figura 29. O'ring acoplado ao implante e com componente fêmea pronto para ser capturado. Notar alívio feito em cera rosa 7 para evitar penetração da resina e contato direto da mesma com modelo fotoelástico.



Figura 30. Componente fêmea do O'ring já capturado na base da PPR.

Os intermediários foram instalados aos implantes com um torque de 20Ncm conseguido por meio da catraca torquímetro protética da marca Neodent.

Após a finalização das próteses parciais removíveis, as selas foram devidamente ajustadas aos seus modelos

fotoelásticos, também evitando a concentração de tensão que pudesse influenciar nos testes.

2.7 Transmissão das cargas

Para a realização deste carregamento, as amostras foram acopladas no centro da plataforma do delineador modificado para a aplicação de cargas. A padronização da posição dos modelos fotoelásticos foi alcançada com a construção de um aparato metálico desenvolvido no LPM da UFU e fixado no centro da base do delineador (figura 31).

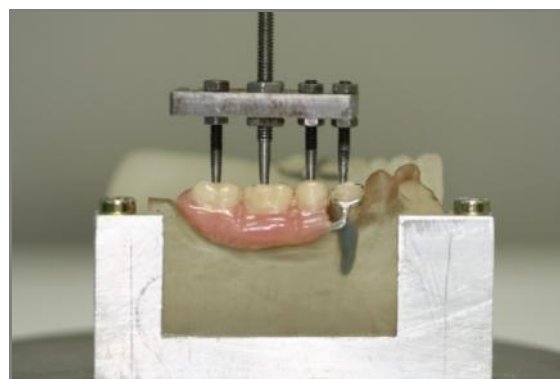


Figura 31. Dispositivo metálico de aplicação de cargas posicionado sobre os dentes reembasados com resina acrílica e aparato metálico fixado no centro da base do delineador.

Para que o dispositivo metálico de aplicação de carga tocasse todos os dentes ao mesmo tempo e com a mesma intensidade, sobre os dentes de resina das PPR e dente pilar foram aplicadas camadas

de resina acrílica, e os pinos, antes da polimerização do material, foram posicionados sobre as mesmas como ilustra a figura 31.

O sistema de aplicação de carga dispõe de um delineador para prótese com 1591.9kgf de peso morto sobre a plataforma instalada na sua haste superior. Este mesmo dispositivo pode movimentar-se vertical e horizontalmente, visando obtenção de qualquer carregamento proposto, no caso desta pesquisa, carregamentos verticais foram aplicados. A carga está ilustrada na figura 24, e foi definida aleatoriamente de forma que pudesse explicitar satisfatoriamente a distribuição de tensões em todos os modelos utilizados.

Na haste superior do delineador foi utilizado vaselina (Rioquímica) para reduzir efeitos de atrito entre a haste e sua base. Todas as amostras fotoelásticas foram analisadas em um polariscópio circular de transmissão plana da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (figura 32).



Figura 32. Sistema de aplicação de carga posicionado no polariscópio circular de transmissão plana e medidor de tensão.

2.8 Análise experimental

A carga utilizada foi do tipo peso morto, correspondente a 1591.9 Kgf.

Para a obtenção dos dados qualitativos, uma máquina fotográfica digital Canon EOS REBEL XT (CANON INC. Tóquio - Japan.), acoplada a um tripé, foi colocada em posição padronizada, de forma que a cada teste uma fotografia fosse realizada, através da superfície vestibular dos modelos fotoelásticos.

Foram realizados sessenta testes, quinze para cada situação. De posse das fotografias, foi realizada a análise quantitativa com o software específico Fringes, desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Universidade Federal de Uberlândia

(UFU). O software identificou a ordem de franja (N) e quantificou as tensões cisalhantes máximas (τ_{\max}) em quilopascal (kPa) dos 22 (vinte e dois) pontos previamente selecionados.

Os pontos foram divididos em quatro grupos para facilitar a compreensão dos resultados, sendo de um a seis denominado “região posterior de rebordo”, de sete a onze “região de implante”, de doze a dezessete “região de rebordo” e de dezoito a vinte e dois “região de dente pilar” (figura 33). Os valores médios de tensão para cada região foram analisados estatisticamente por meio dos testes ANOVA e Tukey.

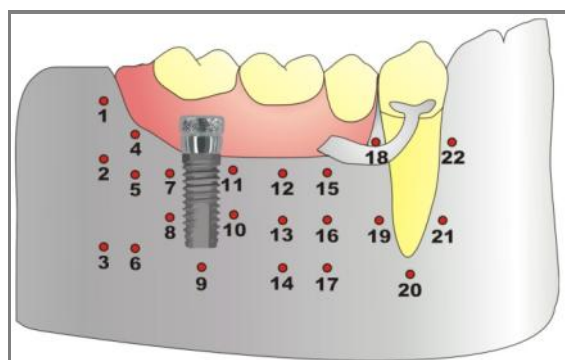


Figura 33. Desenho esquemático dos vinte e dois pontos selecionados para análise.

3. RESULTADOS

Os dados qualitativos obtidos após a aplicação da carga nas quatro situações são ilustrados nas figuras 34, 35, 36 e 37, sendo respectivamente, a distribuição das tensões no modelo fotoelástico sem

implante (MF1) e com a prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) convencional (Situação A); a distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 3,75mm de diâmetro (MF2) associado à PPREL retida por Magneto (Situação B); a distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 3,75mm de diâmetro (MF2) conjugado com PPREL retida por O’ring (Situação C); e por fim, a distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 5,00mm de diâmetro (MF3) associado à PPREL retida por O’ring (Situação D).

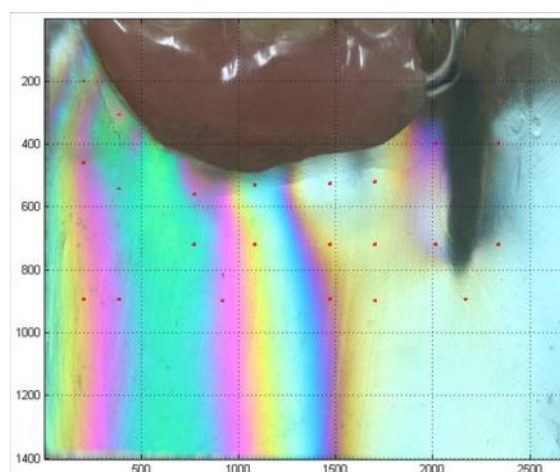


Figura 34. Distribuição das tensões no modelo fotoelástico sem implante após aplicação de carga uniformemente distribuída no dente pilar e na PPR convencional (Situação A).

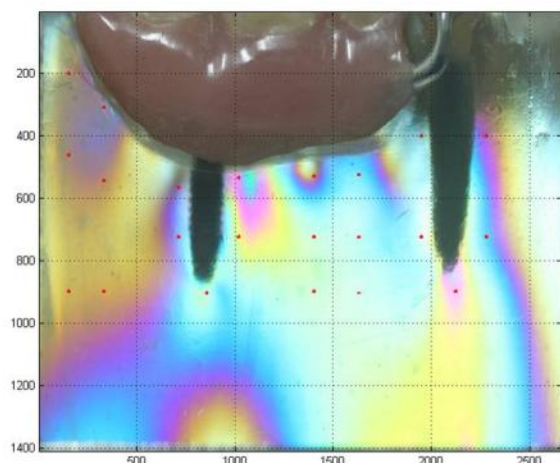


Figura 35. Distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 3,75mm de diâmetro após aplicação de carga uniformemente distribuída no dente pilar e na PPR retida por Magneto (Situação B).

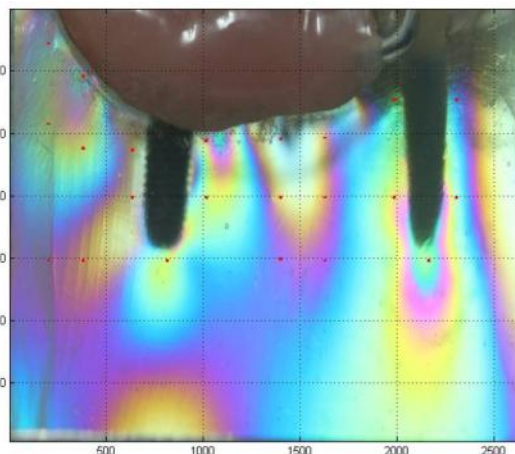


Figura 37. Distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 5,00mm de diâmetro após aplicação de carga uniformemente distribuída no dente pilar e na PPR retida por O'ring (Situação D).

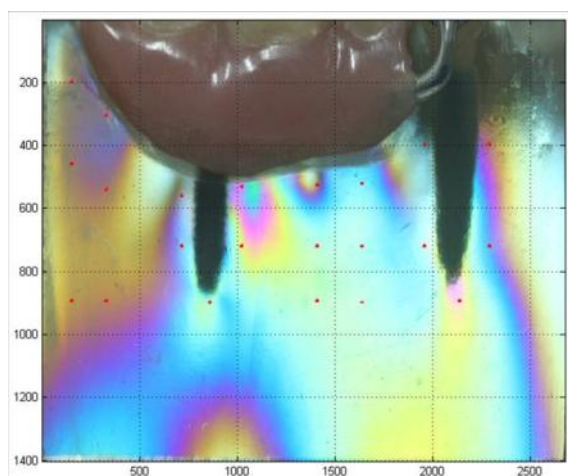


Figura 36. Distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 10,00mm X 3,75mm de diâmetro após aplicação de carga uniformemente distribuída no dente pilar e na PPR retida por O'ring (Situação C).

A análise estatística foi realizada com os valores médios de tensão cisalhante máxima (τ_{\max}) para cada região. As médias de concentração de tensões nas quatro regiões está representado na figura 38, e em todos os pontos na figura 39.

A região posterior de rebordo apresentou significativa diferença entre as situações ($p=0.001$). Nesta região, o uso de implante de 3,75mm de diâmetro (B e C) reduziu significativamente a média de tensões quando comparado com a PPR convencional (A) ($p<0.001$) (tabela 1 e figura 38).

Tabela 1. Valores médios de tensão cisalhante máxima (kPa) para as situações A, B, C e D em região posterior de rebordo.

REGIÃO POSTERIOR DE REBORDO

	A	B	C	D
	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)
Ponto 1	23,7	9,6	9,2	23,6
Ponto 2	30,1	9,5	9,6	24,2
Ponto 3	27,3	10,4	10,7	16,4
Ponto 4	42,0	22,9	19,2	41,7
Ponto 5	41,6	10,2	10,1	24,3
Ponto 6	32,3	10,6	10,4	10,1
MÉDIA	32,8	12,2	11,5	23,4

*T.C.M.: Tensão cisalhante máxima em quilopascal

Na região de implante, o teste ANOVA mostrou tendência a apresentar relevância na discrepância de concentração de tensões entre as diferentes situações ($p=0.06$). No teste de Tukey, foi observado a diferença significativa entre o teste com a PPR convencional (A) e o implante de 5,00mm de diâmetro (D) ($p<0.05$), sendo este o responsável por redução de concentração de tensão nesta região, correspondente à localização do segundo molar, no caso do modelo sem implante (MF1) (tabela 2 e figura 38).

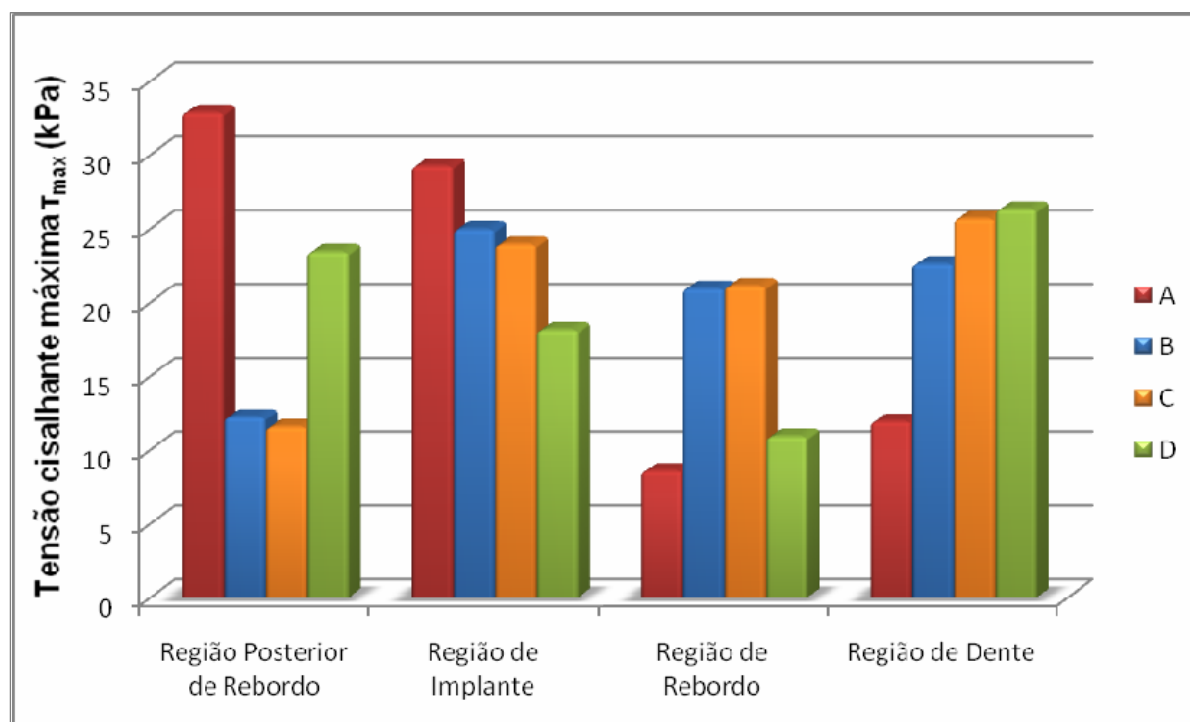


Figura 38. Distribuição das médias de concentração de tensão em quilopascal (kPa), das situações A, B, C e D nas quatro regiões de estudo, sob carregamento distribuído uniformemente.

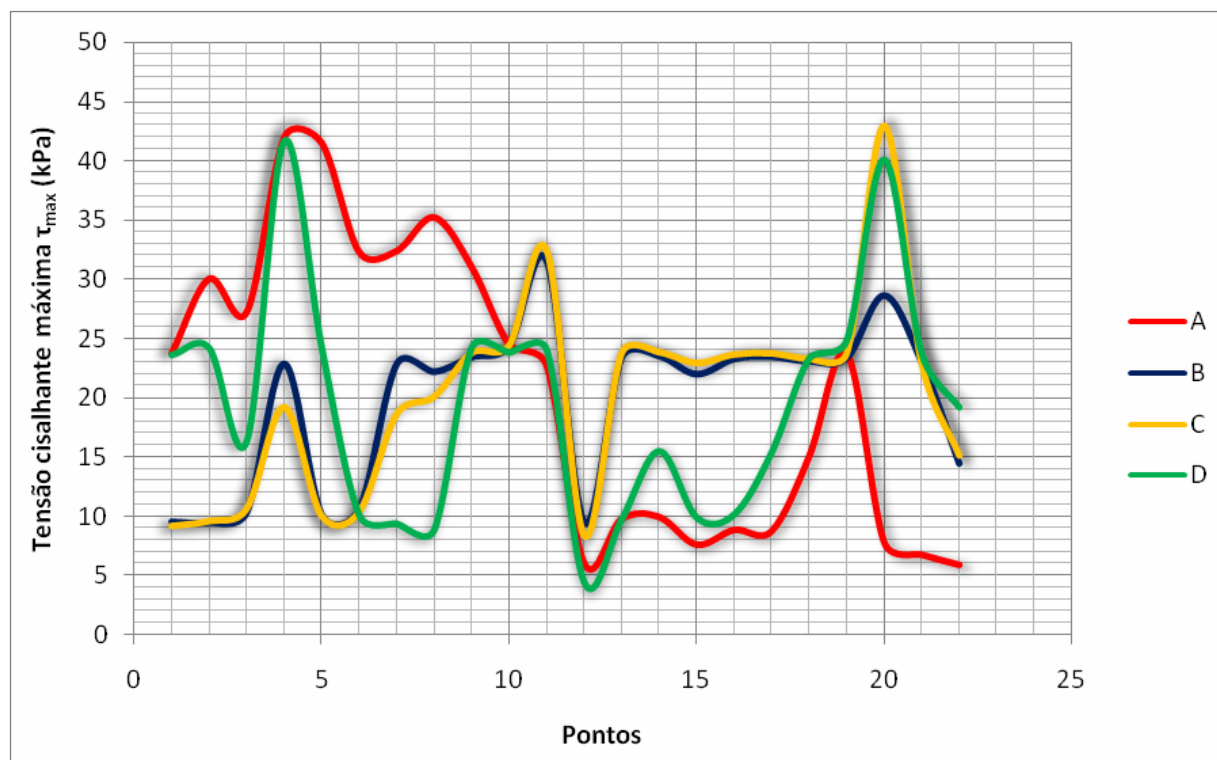


Figura 39. Gráfico apresentando a concentração de tensão cisalhante máxima (kPa) nas situações A, B, C e D em todos os pontos, sob carregamento distribuído uniformemente.

Tabela 2. Valores médios de tensão cisalhante máxima (kPa) para as situações A, B, C e D em região de implante ou de segundo molar no modelo sem implante.

REGIÃO DE IMPLANTE

	A	B	C	D
	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)
Ponto 7	32,4	22,9	18,7	9,4
Ponto 8	35,3	22,2	20,1	8,9
Ponto 9	31,1	23,5	23,8	24,3
Ponto 10	24,5	24,4	24,5	23,9
Ponto 11	22,7	31,6	32,4	24,1
MÉDIA	29,2	24,9	23,9	18,1

*T.C.M.: Tensão cisalhante máxima em quilopascal

A região de rebordo, entre implante e dente pilar, apresentou relevância estatística na diferença de distribuição de tensão entre as quatro situações experimentais ($p=0.0001$). Nesta região, a PPR convencional concentrou menos tensões quando comparada com os modelos de implante de 3,75mm ($p<0.001$) e quando comparada com o modelo de implante de 5,00mm ($p<0.01$). Comparando-se os modelos de diferentes diâmetros de implantes, o implante de 5,00mm de diâmetro concentrou menos tensões que os implantes de 3,75mm ($p<0.01$) (tabela 3 e figura 38).

Tabela 3. Valores médios de tensão cisalhante máxima (kPa) para as situações A, B, C e D em região de rebordo, entre implante ou região de segundo molar e dente pilar.

REGIÃO DE REBORDO

	A	B	C	D
	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)
Ponto 12	6,1	9,5	8,4	4,5
Ponto 13	9,8	23,5	23,8	9,8
Ponto 14	10,0	23,6	23,9	15,5
Ponto 15	7,7	22,0	23,0	9,9
Ponto 16	8,9	23,3	23,7	10,2
Ponto 17	8,8	23,5	23,8	15,4
MÉDIA	8,5	20,9	21,1	10,9

*T.C.M.: Tensão cisalhante máxima em quilopascal

A região de dente pilar apresentou relevância estatística entre as situações pelo teste ANOVA ($p=0.04$). Porém, ao teste de Tukey, no software utilizado GraphPad Prism 4.0, não apresentou valores com significância para nenhuma comparação entre as situações testadas ($p>0,05$). Possivelmente, a diferença relevante está na comparação entre o modelo sem implante (A) com os modelos com implante associado à O'ring (C e D), onde a utilização de implante favoreceu maior concentração de tensões (tabela 4 e figura 38).

Tabela 4. Valores médios de tensão cisalhante máxima (kPa) para as situações A, B, C e D em região de dente pilar direto.

REGIÃO DE DENTE

	A	B	C	D
	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)	T.C.M. (kPa)
Ponto 18	15,1	23,1	23,3	23,3
Ponto 19	23,8	23,4	23,8	24,9
Ponto 20	7,8	28,7	43,0	40,1
Ponto 21	6,8	23,1	22,9	23,8
Ponto 22	5,9	14,5	15,1	19,2
MÉDIA	11,9	22,6	25,6	26,3

*T.C.M.: Tensão cisalhante máxima em quilopascal

4. DISCUSSÃO

As próteses parciais removíveis dento-mucoso-suportadas são aparelhos de grande complexidade que, mesmo com os avanços tecnológicos atuais, ainda constituem um desafio aos profissionais que se propõem a executar tais procedimentos. Isto se deve às diferenças existentes no comportamento das estruturas de suporte destas próteses, quando submetidas às forças oclusais. De um lado, os dentes remanescentes escolhidos como suportes, cuja capacidade de movimentação, dentro do seu alvéolo, limita-se, em condições normais, a uma grandeza igual a 0,1mm. De outro lado, a fibromucosa, cuja compressibilidade pode

variando de 0,4 até 4mm, tendo como valor médio de cedência em torno de uma grandeza correspondente a 1,3mm (Ben-Ur et al., 1983; Zanetti & Laganá, 1988). Isto significa que a fibromucosa confere uma liberdade de movimentos à base da prótese 13 (treze) vezes maior que aquela permitida pelo órgão dentário sujeito ao confinamento de seu alvéolo.

A união rígida entre dente e base da prótese, por meio dos conectores menores dos grampos aplicados sobre os dentes principais de suporte, promove forças laterais sobre estes, tracionando-os em direção ao espaço protético. Com o uso rotineiro da prótese ocorrerá um aumento da mobilidade dental, levando ao aparecimento de uma bolsa periodontal, em função da reabsorção óssea. Na progressão do quadro, aparecerão manifestações de natureza inflamatória nos ligamentos periodontais, podendo evoluir para o abscesso periodontal, que culminará com a perda do dente envolvido (Silva, 1977).

Até o momento não existe uma solução que possa ser considerada definitiva para tal problemática. Mesmo nesta época em que o implante ganha espaço no meio odontológico, como uma esperança de solução para os pacientes parcialmente e totalmente edentados, pois a sua execução esbarra, muitas vezes, nas condições socioeconômicas da população

em geral ou nas condições anatômicas e sistêmicas dos pacientes que contra-indicam a realização de tal procedimento.

Neste contexto, a prótese parcial removível ainda terá seu espaço garantido por muitos anos, pois o implante não se constitui e certamente tão cedo não se constituirá, numa questão de simples indicação (Todescan et al., 1996).

Atualmente, o uso de implantes associados às próteses parciais removíveis tem sido considerado, uma vez que servem de auxílio na estabilização dos dentes remanescentes pilares de PPR dento-implanto-suportadas (George, 1992). São muitos os fatores a serem analisados ao se optar por realizar próteses fixas ou removíveis dento-implanto-suportadas. Para sua confecção, as próteses removíveis necessitam de menor quantidade de implantes instalados, permitem melhor higienização e, defeitos no rebordo decorrentes de traumas, reabsorção óssea ou cirurgias podem ser mais facilmente corrigidos pela base acrílica dessas próteses (Bulent, 2006).

A análise da distribuição das tensões obtidas no modelo fotoelástico sem a presença de implante (figura 34 e tabelas 1-4) revela uma grande concentração das tensões na região posterior do rebordo e na região utilizada para o posicionamento dos implantes nos outros modelos estudados. Isto se deve a maior distância da

resistência oferecida pelos dentes, tendo também uma possível correlação com a anatomia do rebordo, em que sua curvatura na região posterior recebe forças laterais.

Quanto mais anterior foi a análise, menos tensões foram observadas, sendo que na região do dente pilar os valores das tensões cisalhantes máximas foram baixos quando comparados às outras situações analisadas. Esta situação, aparentemente favorável ao dente pilar, quando analisada clinicamente, com o passar do tempo poderá reverter em grandes concentrações de tensões em torno da raiz do dente pilar.

Esta distribuição não equilibrada de cargas, associada à diferença de comportamento biomecânico entre dente e rebordo fatalmente leva à reabsorção óssea, sendo esta problemática levantada por vários autores ao longo dos anos (Silva, 1977; Ben-Ur et al., 1983; Cardoso, 1988; Zanetti & Laganá, 1988; Todescan et al., 1996; Costa et al., 2009).

Analisando-se a distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 10,00mm de comprimento X 3,75mm de diâmetro, tanto para o pilar magneto quanto para o O'ring (figuras 35 e 36, e tabelas 1-4), percebe-se que há melhor distribuição das tensões, quando comparado com o modelo sem implante, e também quando comparado com os valores obtidos para o modelo com implante de 5,00mm, pois a distribuição se dá de

maneira mais uniforme na área subjacente à base da PPR e na área do dente pilar. As tensões geradas na região posterior do rebordo foram mais baixas, quanto aos outros modelos, e manteve maior uniformidade nas outras regiões analisadas, com valores médios que oscilaram entre 20,9 kPa a 25,6 kPa.

Esta distribuição equânime das tensões é desejável, pois confere maior longevidade às estruturas de suporte das próteses parciais removíveis, logo este é um importante fator a ser considerado na indicação dos implantes para esses casos (Rocha, 2001). Segundo Ganz (1991), em seu relato clínico, o uso de implantes para suportar uma PPR, combinando dentes naturais e encaixes, aparenta ser uma boa opção de tratamento, principalmente na ausência de osso para a colocação de implantes na região posterior e posteriormente reabilitação com uma prótese fixa.

Mitrani *et al.* (2003) salientaram que a utilização de implantes osseointegrados na distal de próteses removíveis resultou em um aumento da satisfação dos pacientes, devido à melhora na performance mastigatória e na retenção e estabilidade da prótese.

Outro aspecto importante dessa associação foi relatado por Budtz-Jørgensen (1996), que realizou uma revisão de literatura onde apresentou opções de

tratamento para pacientes parcialmente edêntulos, ele afirmou que as PPR's associadas a implantes podem ser recomendadas para pacientes com arcos classe I ou II de Kennedy que esperam tratamento menos oneroso.

Os dados qualitativos e quantitativos de distribuição das tensões obtidos para a prótese parcial removível associada ao implante de 10,00mm de comprimento X 5,00mm de diâmetro estão na figura 37 e nas tabelas 1-4. Apesar dos dados revelarem melhor distribuição das tensões que no modelo sem implante, nesse modelo houve um discreto aumento na concentração das tensões em volta do dente pilar quando comparado ao modelo com implante de 3,75mm, porém não significante do ponto de vista estatístico. Além disso, nesse modelo a diferença de médias de tensões observada entre região de implante e região de dente foi maior que no modelo com implante de 3,75mm, mostrando que houve maior equilíbrio na distribuição das tensões. Entretanto, esses dados só apresentam significância estatística quando comparados ao modelo sem implante.

Na região do implante, as tensões foram menores no modelo com implante de 5,00mm que no implante de 3,75mm. Binon (2000) realizou uma revisão da literatura sobre os componentes dos implantes osseointegrados. Ressaltando as

vantagens clínicas dos implantes de maior diâmetro. Segundo o autor, esses implantes aumentam a superfície disponível para osseointegração e por isso reduzem a transferência de carga para a região de osso cortical ao redor do implante.

McGlumphy *et al.* (1998), sugeriram a colocação de implantes mais largos para reduzir os efeitos das sobrecargas oclusais excêntricas.

Em 2001, Elias realizou um estudo comparativo sobre a análise de tensões variando o diâmetro do implante utilizado (10 X 3,75; e 10 X 5,00) ambos com pilar Esteticone instalado. O método utilizado foi o método de análise por meio dos elementos finitos. Como resultado, os autores mostraram que as tensões foram iguais ou reduzidas em todos os componentes do sistema analisado quando o implante de maior diâmetro foi utilizado.

Giffin (1996), discutiu sobre a biomecânica das PPR e relatou que uma prótese dento-mucoso-suportada pode se transformar numa dento-implanto-suportada. O autor acredita que o implante posicionado mais distalmente no rebordo, como um pilar retentivo, elimina grande parte dos problemas associados à PPREL. O paciente que obteve a colocação de um implante IMZ, de 8 x 3,3mm, e uma prótese retida através de um encaixe resiliente tipo ERA afirmou preferir o lado dento-implanto-suportado para a

mastigação por sentir mais natural que o lado oposto.

Para Zitzmann e Marinello (2000), as próteses implanto-suportadas removíveis ou fixas são de grande benefício para os pacientes, pois estas melhoram a função mastigatória e, conseqüentemente, a qualidade de vida.

Comparando-se os dados obtidos para os diferentes pilares pode-se observar que não houve diferenças significantes entre os pilares magnetos e O'ring. Mathias (2001) avaliou por meio de análise fotoelástica a distribuição de tensões decorrentes do uso de uma PPR suportada, na região distal, sobre implante osseointegrado (8 x 3,5mm e 8 x 5,5mm) com sistema magneto. O autor concluiu, após a aplicação de 3, 5, 7 e 10 kgf de forças, que: houve maior concentração de tensões ao redor do implante de diâmetro largo nos modelos com o magneto fixado que sobre o rebordo, relatou ainda que a mesma situação em implantes de menor diâmetro concentrou tensões na mesial do implante, direcionando-se nesse sentido para o rebordo residual.

5. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- A presença do implante na região do rebordo proporcionou suporte para a base da PPREL, promovendo menores índices de tensão nessa região.
- Tanto o implante de 3,75mm de diâmetro quanto o implante de 5,00mm propiciaram boa distribuição das tensões, porém a distribuição observada no modelo com 3,75mm foi mais equilibrada nas áreas analisadas.
- No modelo sem implante houve excessiva concentração de tensões na região do rebordo.
- Os tipos de pilares não demonstraram, estatisticamente, significância no padrão distribuição das tensões.
- Mais estudos são necessários para comprovar a efetividade da associação entre implantes osseointegrados e próteses parciais removíveis.

6. REFERÊNCIAS

BIBLIOGRÁFICAS

- ALLEN, P. F.; McMILLAN, A. S. Longitudinal study of quality of life outcomes in order adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. Clin. Oral Implants Res., v. 14, p. 173-9, 2003.
- ATSU, S. S. A surgical guide for dental implant placement in edentulous posterior

regions. *J Prosthet Dent*, v. 96, n. 2, p. 129-133, 2006.

BAHAT, O; HANDELSMAN, M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 11, n. 3, p. 379-386, 1996.

BEN-UR, Z.; HELFT, M; SEREBRO, L. Planning the clasp system for a distal extension removable partial denture. *Quintessence Dent. Technol.*, v. 7, n. 1, p. 15-18, 1983.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, n. 15, p. 76-94, 2000.

BRÄNEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. *J. Prothet. Dent.*, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983.

BUDTZ-JÖRGENSEN E. Restauration of the partially edentulous mouth – a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. *J. Dent. Bristol.*, v. 24, n. 4, p. 237-244, 1996.

BULENT U. Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial dentures: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, v. 95, n. 1, p. 19-21, 2006.

CARDOSO, A. C.; ASCKCAR, E. M.; VIEIRA, L. F.; BONACHELA, W. C.; VALLE, A. L. Estudo da transmissão de

forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre. *Rev. Odontol. USP São Paulo*, v. 2, n. 3, p. 161-166, 1988.

CAMARGO, R. Z. B. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo residual ascendente distal e descendente distal. São Paulo. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP, 2005. 193 p.

COSTA, M. M. Estudo fotoelástico da distribuição das tensões nas estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre. Ribeirão Preto. Tese (Doutorado em Odontologia - Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, 2002. 96 p.

COSTA, M. M.; DA SILVA, M. A.; OLIVEIRA, S. A.; GOMES, V. L.; CARVALHO, P. M.; LUCAS, B. L. Photoelastic study of the support structures of distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthodont.*, v. 18, n. 7, p. 589-595, 2009.

DAVIS, D. M.; PACKER, M. E. The maintenance requirements of mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants using three different attachment

mechanisms-balls, magnets, and bars; 3-year results. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, v. 8, n. 4, p. 131-134, 2000.

DUTRA, M. C.; ROSCOE, M. G.; SILVA, N. R.; BARBOSA, L. M.; SOARES, C. J. Influência da viscosidade do material simulador do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura e na deformação em dentes restauradores com núcleo metálico fundido e coroa metálica. *Rev. Hor. Ci.*, v. 1, n. 8, p. 1-16, 2008.

ELIAS, C. N. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: Variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. *Rev. Bras. Implant.*, v. 7, n. 3, p. 21-26, 2001.

FERNANDES NETO, A. J.; NEVES, F. D.; PRADO, C. J. Problemas e Soluções em prótese. In Sigmar de Mello Rode; Salvador Nunes Gentil. (Org). *Problemas e Soluções*. 1a ed. São Paulo: Artes Médicas, 2005. p. 101-110.

GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent*, v. 66, n. 1, p. 1-5, 1991.

GEORGE, M. A. Removable partial design assisted by osseointegrated implants. *J. Calif. Dent. Assoc.*, v. 20, n. 1, p. 64-66, 1992.

GIFFIN, K. M. Solving the distal extension removable partial denture base movement

dilemma: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, v. 76, n. 4, p. 347-9, 1996.

ICHIKAWA, T.; HORIUCHI, M.; WIGIANTO, R.; MATSUMOTO, N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachment on load transfer to the implant and soft tissue. *Int. J. Prosthodont.*, v. 9, n. 4, p. 394-399, 1996.

MATHIAS, A. C. Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal. São Paulo. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP, 2001. 140 p.

McGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLONAY, J. A. Implant screw mechanics. *Dental implants*, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998.

MIJIRITSKY, E. Implants in conjunctive with removable partial dentures: a literature review. *Implant Dent*. v. 16, n. 2, p. 146-154, 2007.

MISCH, C. E. *Prótese sobre implantes*. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 2006.

MITRANI, R.; BRUDVIK, J. S.; PHILLIPS, K. M. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Periodontics Restorative Dent.*, v. 23, n. 4, p. 353-359, 2003.

NAIRN, R. I. The problem of free-end denture bases. *J. Prosthet. Dent.*, v. 16, n. 3, p. 522-532, 1966.

ROCHA, E. P. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: Estudo através do método dos elementos finitos. Piracicaba. Tese (Doutorado em Odontologia – Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, 2001. 123 p.

SILVA, J. O. Prótese parcial removível de extremidade livre: problemas e soluções. *Ars. Curandi.* v. 9, p. 34-40, 1977.

SOARES CJ. Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de restaurações indiretas estéticas. Piracicaba. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas – UNESP, 2003. 154 p.

TODESCAN, R.; BERNARDES SILVA, E. E.; SILVA, O.J. Atlas de Prótese Parcial Removível. São Paulo: Ed. Santos, 1996.

TOKUHISA, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int. J. Prosthodont.*, v. 16, n. 2, p. 128-134, 2003.

ZANETTI, A. L.; LAGANÁ, D. C. Planejamento em prótese parcial removível. São Paulo: Sarvier, 1988.

ZITZMANN, N. N.; MARINELLO, C. P. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients assessments. *J. Prosthet. Dent.*, v. 83, n. 4, p. 424-33, 2000.