

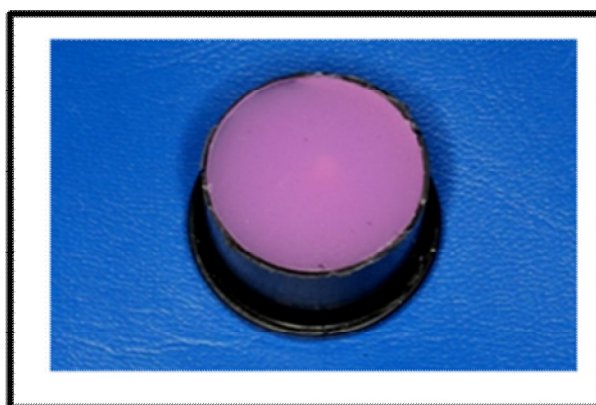


Figura 5. Dente metálico selecionado e incluído em silicone para ser replicado.



Figura 6. Dentes reproduzidos em RAAQ.

4.3 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(2005)⁴⁹. Para tal, inicialmente foi medido com paquímetro digital o diâmetro da raiz do dente em resina em quatro pontos no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual, em seguida foi realizado o enceramento da porção radicular do dente natural com cera verde para incrustações com aproximadamente 0,3 mm de espessura, com o objetivo de criar espaço para o ligamento periodontal a ser simulado. Posteriormente, foi manipulado silicone de condensação Zetalabor (Zermack, Badia Polisine, Itália) e inserido em um pote dappen para confecção da matriz. Antes da presa do material a porção radicular

do dente em resina foi inserida no interior do silicone, moldando o contorno da mesma, formando uma matriz (figura 7). A reprodução do ligamento periodontal foi feita com poliéter Impregnum (3M Espe polyether adhesive). Para isso, o primeiro passo foi aplicação do adesivo (3M poliéter adesivo) na porção radicular dos três dentes de resina acrílica (Figura 8 – A). 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 lamina de bisturi 15 (Figura 8 – B), a figura 9C ilustra o dente com ligamento periodontal simulado. Para a confirmação de que a espessura era de 0,3mm como havia sido proposto, novamente foi utilizado o paquímetro conferindo o diâmetro nos quatro pontos selecionados vestibulo-lingual e mesio-distal.

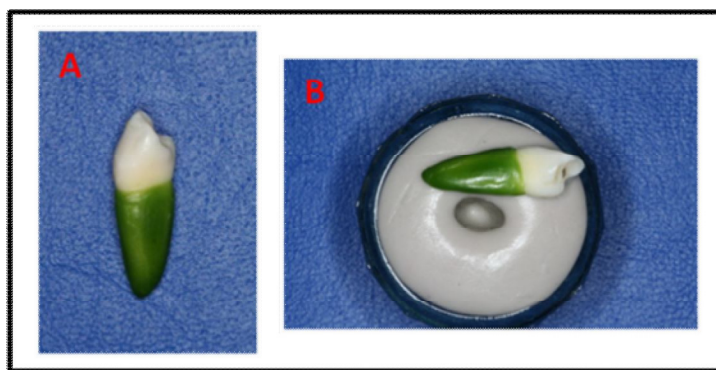


Figura 7. Enceramento para simulação do ligamento periodontal; A. Dente encerado; B. Matriz após inclusão do dente encerado.

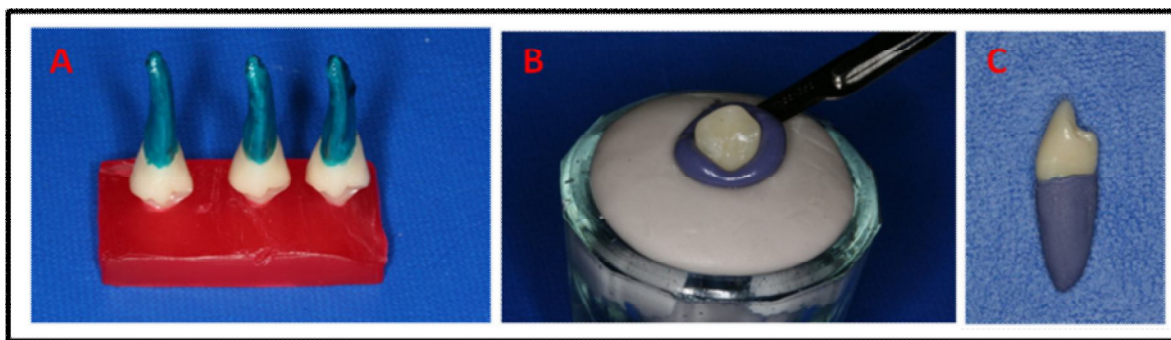


Figura 8. Simulação do ligamento periodontal; A. Dentes após aplicação do adesivo para retenção do material; B. Dente com poliéter Impregum na matriz; C. Dente com ligamento periodontal simulado.

4.4 Obtenção dos modelos de trabalho e armações metálicas para as Próteses Parciais Removíveis

Sobre o modelo contendo os preparos específicos para a PPR classe II de Kennedy foi confeccionada uma nova matriz em silicone para permitir a reprodução de três modelos necessários à confecção das PPR usadas neste estudo.

Foi reproduzido um modelo de trabalho para cada tipo de modelo elaborado (MA, MB e MC). Estes 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. Um total de três armações metálicas foram construídas usando uma liga de CoCr (cromo-cobalto) modell-*ligierung* (Degussa AG Geschäftsberich Dental-Hanau, Germany) (Figura 9A, 9B e 9C).

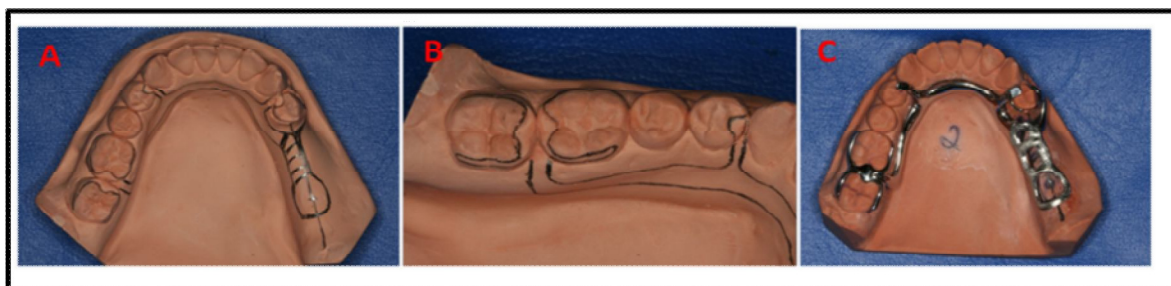


Figura 9. Modelos para confecção das PPR's; A. Desenho da armação metálica; B. Desenho dos grampos; C. Armação metálica concluída.

4.5 Obtenção dos modelos fotoelásticos

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, as matrizes de borracha de silicone serão preenchidas com gesso tipo IV, obtendo mais três modelos.

Além dos preparos específicos, dois dos modelos também tiveram sua região posterior desgastada para gerar modelos desdentados posteriores, sendo uma para originar o modelo MB e outra para originar o modelo MC. Para o modelo MB foi posicionado um implante de 10,00 x 3,75 mm (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos – SP) e para o MC foi posicionado um implante de 10,00 x 5,00 mm (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP) ambos na região do segundo molar.

Após o posicionamento dos implantes, os três modelos foram recortados na linha mediana, usando uma serra para recorte de troquel. Os hemi-arcos esquerdos foram desprezados e os direitos foram levados a um recortador de gesso complementando o desgaste até o limite do incisivo lateral, e por vestibular, até o limite do fundo de saco vestibular, deixando os remanescentes dos hemi-arcos com a espessura mais uniforme possível (Figura 10).

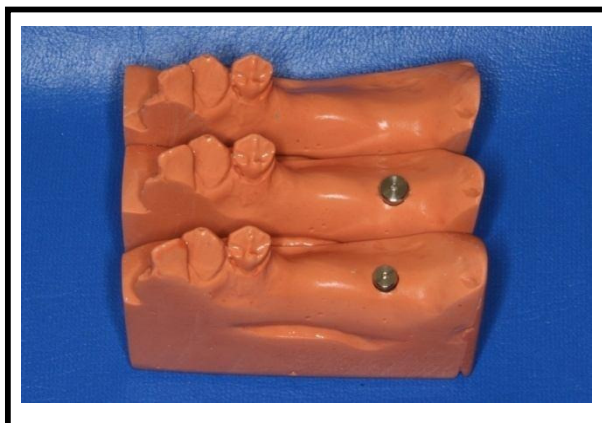


Figura 10. Modelos de gesso recortados para dar início aos padrões fotoelásticos

Em dois hemi-arcos direitos foram posicionados os implantes, um para obtenção do modelo MB e outro para obtenção do modelo MC. Para a obtenção do modelo B (MB), foi utilizada a mesma metodologia usada para a confecção do modelo A (MA). A variação está no posicionamento de um implante semi-cônico de 10,00 mm X 3,75 mm (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP) de comprimento e diâmetro respectivamente (Figura 11A), na região do segundo molar. Para isto, foi confeccionada uma referência em lápis com auxílio do delineador, posicionada 2cm distalmente ao primeiro pré-molar (Figura 11B), onde foi realizada uma perfuração de 10 mm 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 12A, 12B). Após a perfuração o implante semi-cônico foi inserido, a figura 13 ilustra o modelo com o implante posicionado.

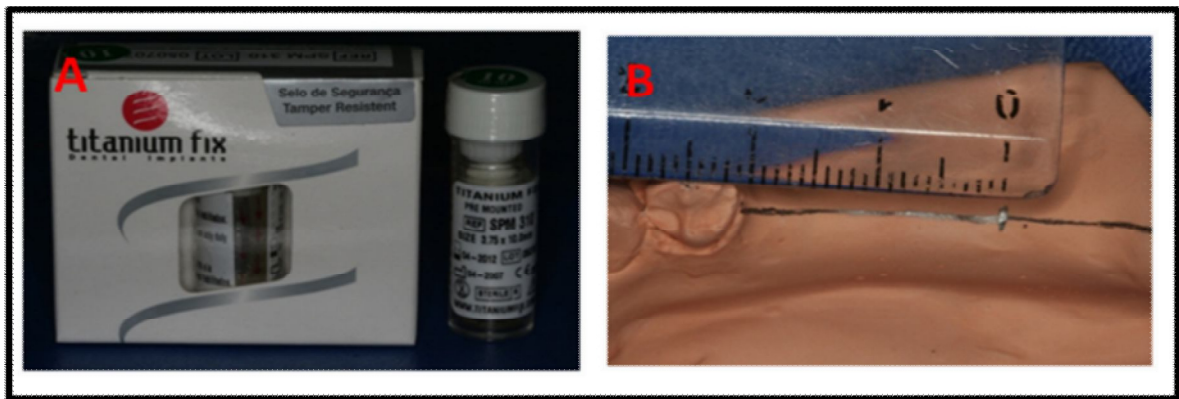


Figura 11. Posicionamento do implante; A. Implante utilizado; B. Referência de onde foi posicionado o implante.

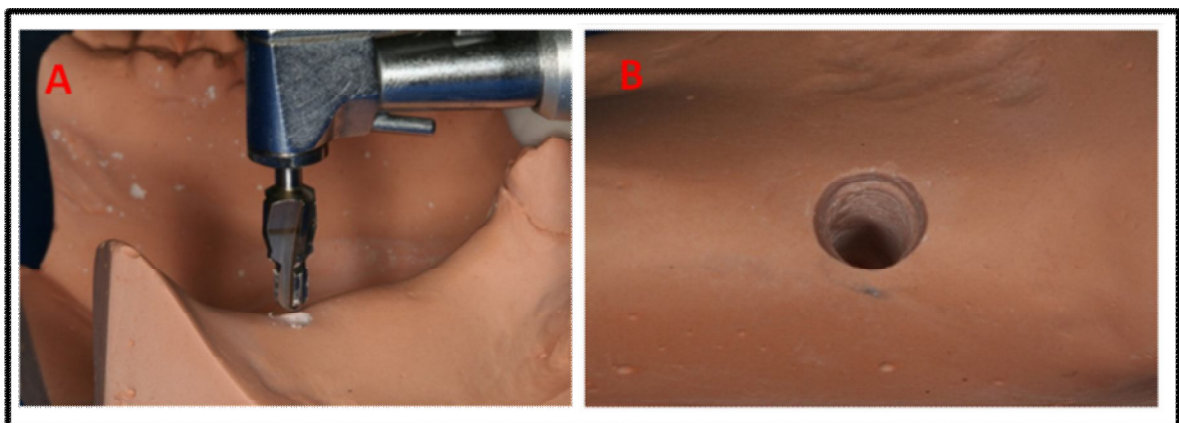


Figura 12. A. Broca utilizada para perfuração do modelo, B. Perfuração concluída.

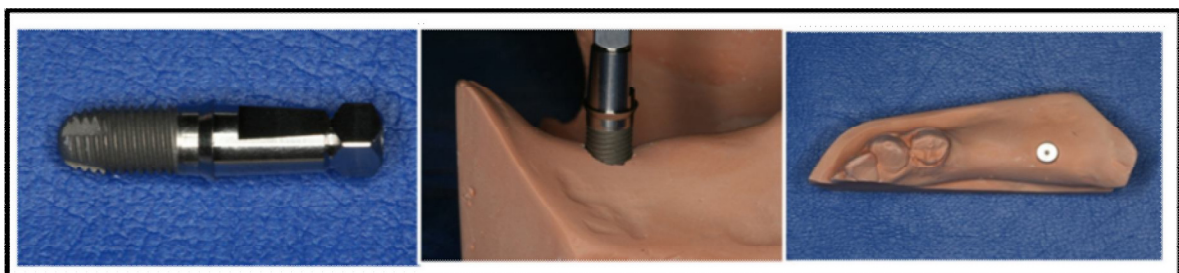


Figura 13. Sequência para instalação do implante.

Para a obtenção do modelo C (MC) a metodologia utilizada foi a mesma descrita para o modelo B, somente variando o diâmetro do implante, sendo para este um implante de 10,00 mm X 5,00 mm (Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP) de comprimento e diâmetro respectivamente.

Como o objetivo foi deixar o modelo sem curvaturas e com espessura uniforme em toda a extensão, foi realizado um complemento com cera rosa sete nos dois modelos (Figura 14). Este passo facilitou a obtenção dos dados, principalmente quantitativos, pois, no momento dos cálculos, deve-se levar em consideração a espessura do padrão fotoelástico, devendo esta ser a menor possível.

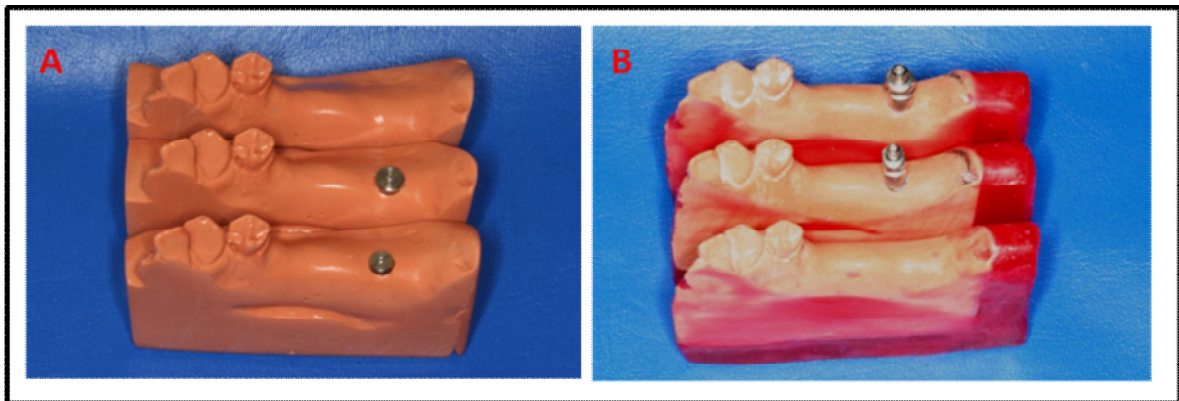


Figura 14. A. Modelos em gesso iniciais; B. Modelos refinados e encerados

Após a regularização dos modelos, foram confeccionadas três matrizes, uma para cada modelo, em borracha de silicone (Borracha de Silicone ABS – 10 Azul, Polipox Ind. e Com. Ltda). Um transferente quadrado de moldagem foi posicionado sobre o implante nos modelos MB e MC, de forma que após a confecção das matrizes, estes estivessem confinados no interior das mesmas, mantendo o parafuso do transferente exposto, o que permitiu a posterior colocação dos implantes no interior do modelo fotoelástico. Previamente à confecção da matriz, acoplada ao parafuso do transferente de moldagem, foi adaptada uma chave com hexágono e em sua volta foi feito um alívio com cera rosa sete (Epoxiglass Ind. Com. Produtos Químicos Ltda – São Paulo) em forma de cilindro, para permitir

acesso ao parafuso do transferente de moldagem quando a matriz já estivesse pronta (Figura 15).

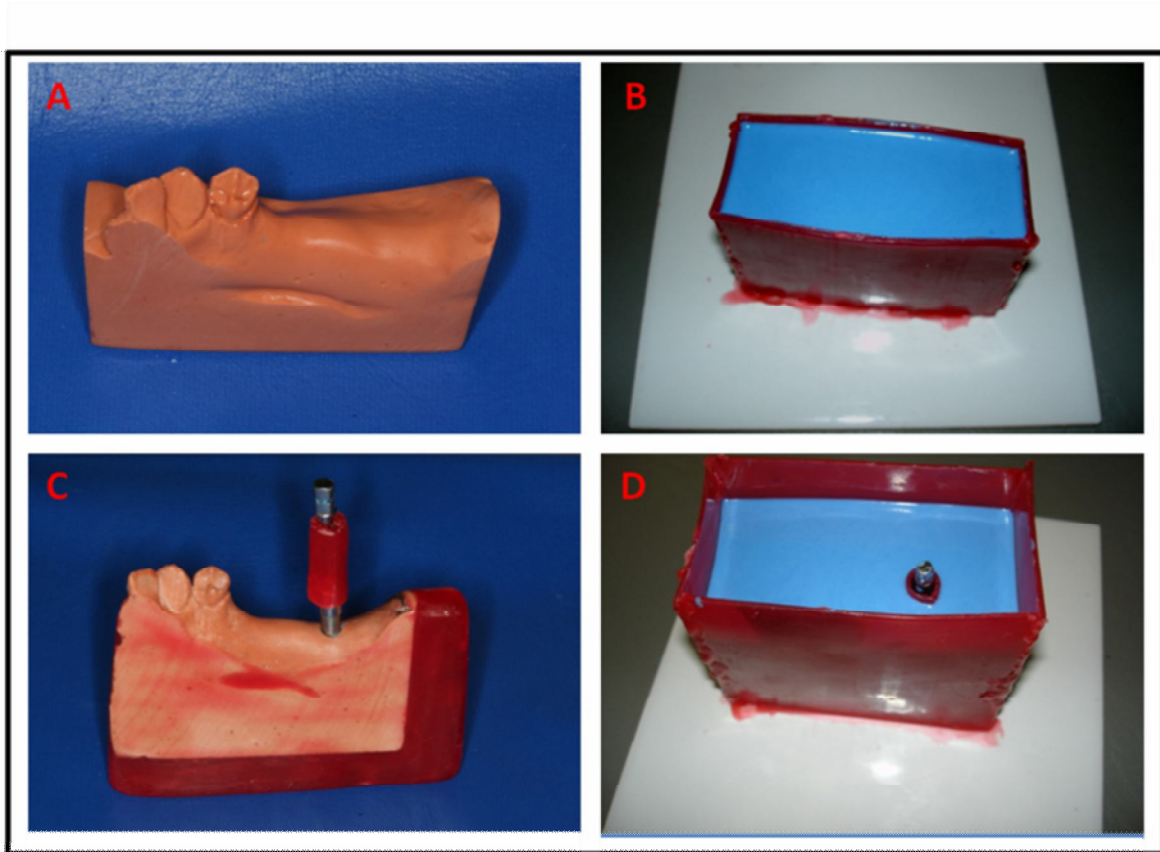


Figura 15. A. Modelo A previamente à confecção da matriz; B. Confecção da matriz do Modelo A; C. Modelo B com tranferente de moldagem instalado e chave hexagonal para permitir desparafusá-lo; D. Matriz para o modelo B.

Os dentes em resina, referentes a cada molde, foram posicionados no interior das matrizes, juntamente com os implantes para os modelos MB e MC, sendo que estes últimos estiveram acoplados aos transferentes de moldagem (Figura 16). 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 epicloridrina epoliglicol em 45% - Polipox Indústria e Comércio Ltda. São Paulo SP, Brasil) e 9,0ml de Adesivo B Flexível Componente B (cód. CME 252, catalizador, 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 no interior das matrizes, evitando o aprisionamento de bolhas no interior do modelo fotoelástico (Figura 17). Após 24 horas os modelos foram retirados das respectivas matrizes.

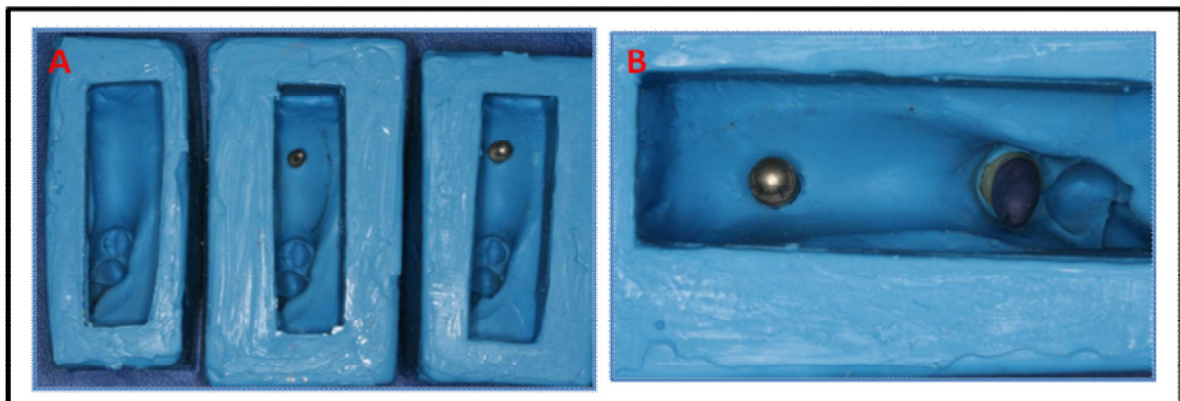


Figura 16. A. Matrizes dos modelos MA, MB e MC concluídas; B. Posicionamento do dente em resina e implante.



Figura 17. A. Resina flexível Polipox; B. Resina fotoelástica vertida no interior da matriz.

4.6 Obtenção do hemi-arco esquerdo em resina acrílica ativada quimicamente

De posse do hemi-arco direito em resina epóxi flexível fotoelástica (Figura 18), iniciou-se a obtenção do hemi-arco esquerdo para completar o arco.

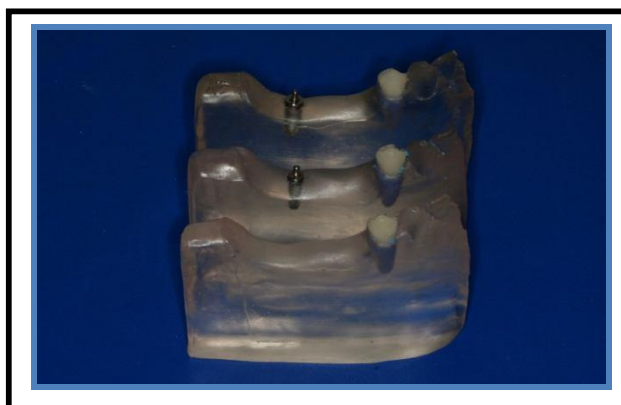


Figura 18. Modelos fotoelásticos concluídos.

Novamente, as matrizes de silicone do arco desdentado classe II (Borracha de Silicone ABS – 10 Azul, Polipox Ind. e Com. Ltda) foram utilizadas. 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 19).

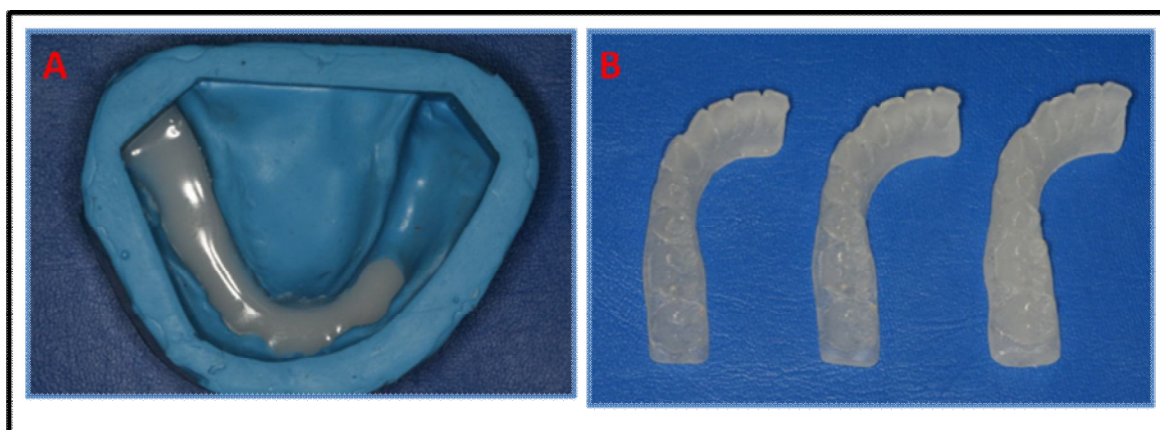


Figura 19. A. Resina vertida no interior do molde; B. Hemi-arco esquerdo concluído.

4.7 Obtenção do arco total

Após a polimerização da resina, os hemi-arcos direitos (material fotoelástico) e esquerdos (resina acrílica incolor) foram montados, originando os modelos finais utilizados para a realização dos testes. Como o método utilizado para a avaliação das tensões foi o da fotoelasticidade de transmissão plana, o hemi-esquerdo deve ser suspenso para permitir a passagem da luz no modelo fotoelástico. Para isso, foram criados três prolongamentos verticais de 4,0 cm cada e um horizontal de 2,5 cm para elevar o hemi-arco esquerdo e também estabilizar o modelo no momento dos testes (Figura 20).



Figura 20. Modelos finais.

A figura 21 mostra o modelo fotoelástico sobre a plataforma do delineador Bio Art (Bio Art Equipamentos Odontológicos. São Carlos – SP) utilizado como suporte para o modelo fotoelástico e também como suporte para a carga que fora aplicada durante os testes. Para padronização da posição do delineador em relação ao polariscópio, foi criada uma base de madeira com 37,5 cm X 60,0 cm X 40,0 cm de extensão, largura e altura respectivamente, sobre a qual o delineador foi fixado e centralizado no polariscópio durante os testes.

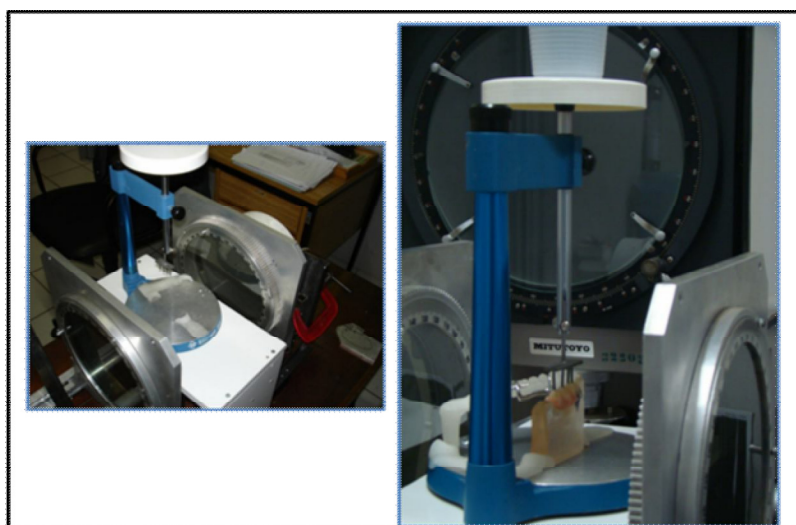


Figura 21. Conjunto delineador/suporte de madeira utilizado nos testes.

4.8 Ajuste das armações e confecção das bases

As armações metálicas foram ajustadas aos seus respectivos padrões, 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 1,5 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 MB e MC foram instalados sobre os implantes, intermediários do tipo

O'ring (Conj. O'ring – Titanium Fix Dental Implants – São José dos Campos SP) com os quais a base se relacionou (Figura 22). Os intermediários foram instalados aos implantes com um torque de 20Ncm conseguido por meio de um torquímetro digital da marca Neodent. Após o torque, os modelos foram novamente levados ao polariscópio para verificar a ausência de tensões residuais.

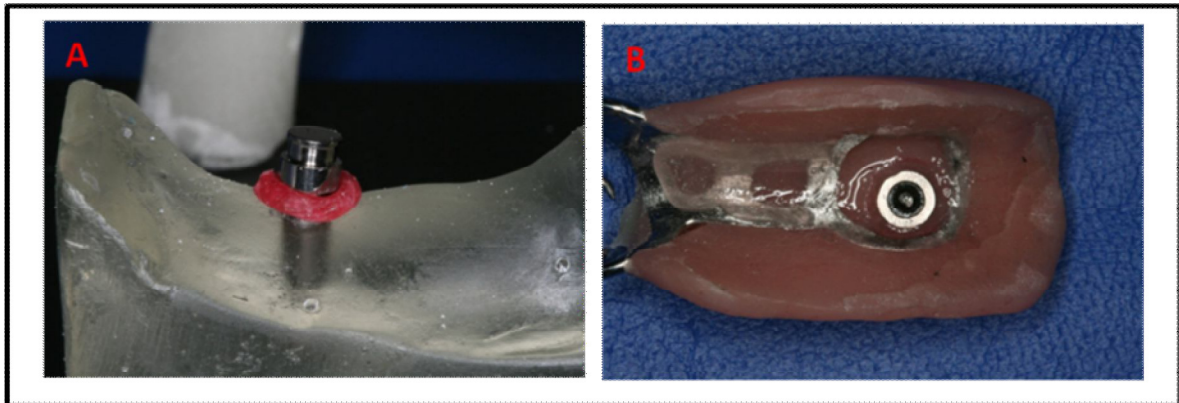


Figura 22. A. Intermediário O'ring instalado; B. Intermediário O'ring capturado na base da PPR.

4.9 Transmissão das cargas

Para a realização deste carregamento, as amostras foram acopladas em um aparato metálico que foi desenvolvido para a realização deste estudo, ilustrado na figura 21. O aparato de aplicação dos carregamentos dispõe de um delineador para prótese com 1,300kg de peso morto na sua haste superior. Este mesmo dispositivo pode movimentar-se verticalmente e horizontalmente, visando obtenção de qualquer carregamento proposto, no caso desta pesquisa, carregamentos verticais foram aplicados. Todas as amostras fotoelásticas foram analisadas em um polariscópio circular de transmissão plana (Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia).

Uma carga padronizada de 1,300kg foi aplicada promovendo um esforço sobre os padrões fotoelásticos. Essa carga foi escolhida após repetidos testes, de forma a

mostrar também o comportamento das tensões. Os efeitos foram observados em 14 pontos distintos, escolhidos em regiões de interesse, numerados de 1 a 14, dispostos verticalmente ao redor do dente, na região do rebordo e ao redor do implante.

Esta carga foi aplicada uniformemente distribuída sobre o dente 44 e em três pontos da PPR sobre os dentes artificiais 45, 46 e 47. Foi realizado ainda outro carregamento localizado no último dente artificial da PPR (segundo molar), simulando um contato prematuro no cantilever.

A figura 23 mostra os três modelos posicionados no polariscópio antes da aplicação do carregamento, mostrando não haver tensões residuais provenientes de um processo denominado “efeito de borda”.

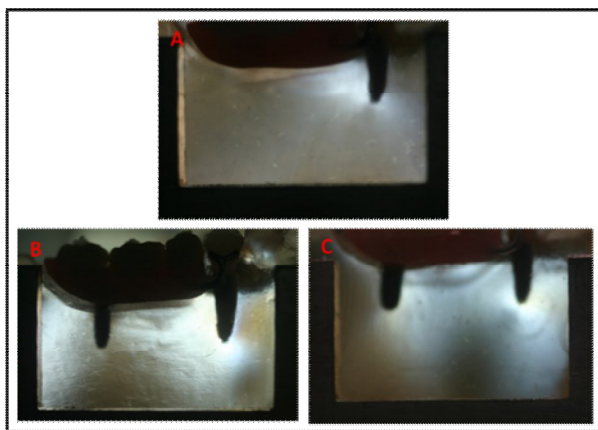


Figura 23. A. Modelo A; B. Modelo B; C. Modelo C sem a presença de tensão residual.

4.10 Análise Experimental

Para obtenção dos dados qualitativos e quantitativos, uma máquina fotográfica digital (Cânon EOS REBEL XT 350) acoplada a um tripé, foi colocada numa posição padronizada, de forma que, a cada teste uma fotografia fosse feita e posteriormente submetida à análise.

Para obtenção dos dados quantitativos comparativos para os três desenhos, foi feita a leitura em software específico (*Fringes*), um programa desenvolvido na Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia ainda em fase de patente, na qual a ordem de franja (N) e a intensidade de tensão foram calculadas em cada ponto previamente selecionado. A ordem de franja (N) foi medida ponto a ponto e as tensões cisalhantes máximas puderam ser quantificadas.

“É a teoria que decide o que podemos observar”

Albert Einstein

5. Resultados

Para análise quantitativa dos resultados, foi medida a ordem de franja (N), bem como quantificadas as tensões cisalhantes máximas (T) em Quilopascal (Kpa), para isso utilizou-se um software específico *Fringes*, onde foram escolhidos quatorze pontos de interesse (Figura 24) para análise. Esses pontos foram divididos em três grupos para facilitar a compreensão dos resultados, sendo de um a cinco denominado “região do implante”, de seis a nove “região do rebordo” e de dez a quatorze “região do dente”.

A constante ótica do material fotoelástico foi obtida por um processo de calibração prévio desenvolvido no trabalho de Araújo, Bernardes e Neves (2004)², sendo de 0,26 N/mm. Os autores utilizaram a técnica de calibração definida por Riley & Dally (1965)¹⁷, onde a constante ótica K pode ser calculada medindo-se a ordem das franjas no centro de um modelo circular, sob carga de compressão.

$$\text{Onde } K = \frac{8P}{\pi DN}$$

Sendo P – Carga aplicada (Kgf);

D – Diâmetro do modelo circular (mm)

N – Ordem de franja no centro do modelo.

A espessura do modelo foi medida antes da realização dos testes sendo 12 mm. O programa *Fringes* necessita desses dados para a quantificação das tensões das imagens. As imagens dos modelos fotoelásticos carregados são capturadas por uma câmera acoplada diretamente ao polariscópio e posteriormente tratadas pelo software, o mesmo permite efetuar um tratamento das imagens a fim de melhorar a confiabilidade dos resultados⁵⁰, a validação da técnica é feita por meio de um disco sob compressão e de uma barra prismática de seção transversal retangular onde é gerada uma tabela de calibração utilizada como base para a determinação das ordens de franja⁵⁰.

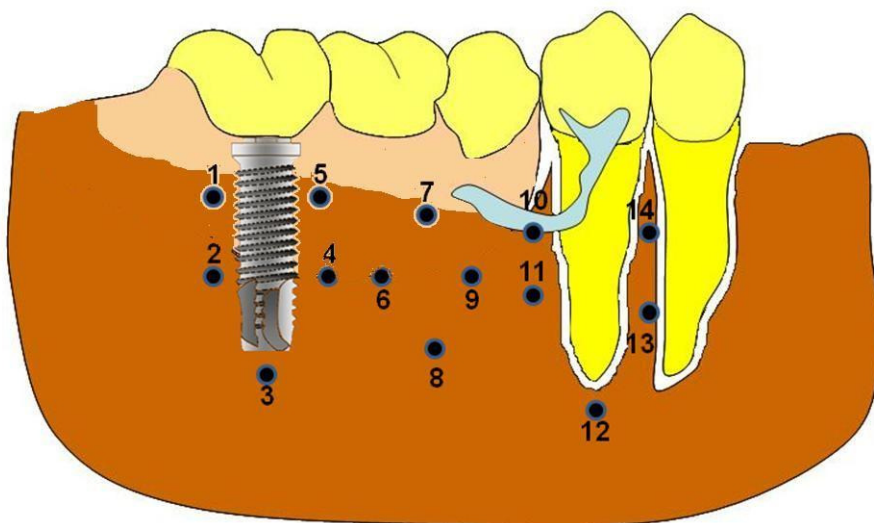


Figura 24. Desenho esquemático dos quatorze pontos selecionado para análise.

Foram realizadas quinze imagens de cada grupo após remover e carregar novamente cada modelo. Posteriormente foi obtida a média e desvio padrão de cada ponto para os três modelos de interesse. De posse das tabelas, foram gerados gráficos e em seguida os valores obtidos foram inseridos em um programa em ambiente *Matlab* desenvolvido para análise dos resultados por área dos gráficos, o que se chamou de pseudo-energia da área.

5.1. Análise descritiva dos resultados obtidos

Todas as imagens obtidas para cada modelo em cada situação de carregamento bem como as tabelas com os valores quantificados de cada um dos pontos se encontram no anexo. Estas apresentam também, os valores médios dos pontos juntamente ao desvio padrão encontrado.

5.1.1 Carregamento distribuído uniformemente

As tabelas contendo os valores médios das ordens de franjas (*N*) e da Intensidade de Tensões em Kilo Pascal (KPa) são apresentadas a seguir.

Além de serem dispostos na tabela, os dados foram colocados em figuras para facilitar a visualização da tendência de distribuição dos esforços sobre os padrões fotoelásticos.

A tabela 1, tabela 2 e tabela 3 apresentam os dados com os valores médios referentes à tensão cisalhante máxima na região do implante, rebordo e dente respectivamente nos três modelos em estudo sob carregamento uniformemente distribuído.

Tabela 1. Valores médios de ordem de franja (*N*) e Tensão cisalhante máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento distribuído na região do implante.

CARGA UNIFORMEMENTE DISTRIBUÍDA						
Região do Implante						
	MA		MB		MC	
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)
Ponto 1	1,43021	22,34704	0,97037	15,16204	0,917782	14,34034
Ponto 2	1,170172	18,28394	0,977778	15,27778	0,940727	14,69885
Ponto 3	1,246654	19,47897	2,444444	38,19444	2,003824	31,30975
Ponto 4	1,483748	23,18356	1,777778	27,77778	1,521989	23,78107
Ponto 5	1,483748	23,18356	1,518519	23,72685	1,713193	26,76864

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

Tabela 2. Valores médios de Ordem de Franja (N) e Tensão Cisalhante Máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento distribuído na região do rebordo.

CARGA UNIFORMEMENTE DISTRIBUÍDA						
Região do Rebordo						
	MA		MB		MC	
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)
Ponto 6	1,476099	23,06405	1,414815	22,10648	1,001912	15,65488
Ponto 7	1	15,625	0,659259	10,30093	0,565966	8,843212
Ponto 8	0,940727	14,69885	1,155556	18,05556	1,001912	15,65488
Ponto 9	0,650096	10,15774	0,607407	9,490741	0,940727	14,69885

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

Tabela 3. Valores médios de Ordem de Franja (N) e Tensão Cisalhante Máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento distribuído na região do dente.

CARGA UNIFORMEMENTE DISTRIBUÍDA						
Região do Dente						
	MA		MB		MC	
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)
Ponto 10	0,711281	11,11377	0,666667	10,41667	1,001912	15,65488
Ponto 11	0,917782	14,34034	0,57037	8,912037	1,170172	18,28394
Ponto 12	1,414914	22,10803	1,903704	29,74537	1,774379	27,72467
Ponto 13	0,956023	14,93786	1,777778	27,77778	1,521989	23,78107
Ponto 14	0,948375	14,81836	1,414815	22,10648	1,26	19,6874

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

A figura 26 apresenta o gráfico com todos os valores médios das tensões cisalhantes máximas nos quatorze pontos incluídos de todos os grupos (MA, MB e MC) para o carregamento distribuído de forma uniforme. Neste gráfico observa-se que o MA (modelo sem implante) apresentou menores níveis de tensões seguido do MC (modelo com implante de 5mm) e MB (modelo com implante de 3,75mm).

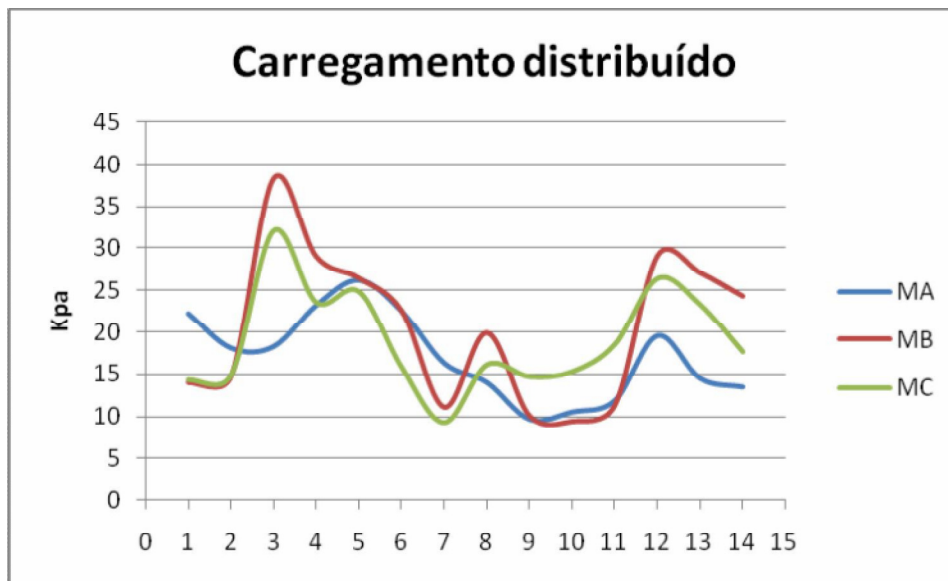


Figura 25. Gráfico apresentando os modelos MA, MB e MC sob carregamento distribuído uniformemente.

5.1.2 Carregamento pontual

Os valores médios das ordens de franja (N) e da Intensidade de Tensões em Kilo Pascal (KPa) para o carregamento pontual estão dispostos nas tabelas 4,5 e 6, sendo divididos em região do implante, rebordo e dente respectivamente.

Tabela 4. Valores médios de ordem de franja (N) e Tensão cisalhante máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento pontual no cantilever na região do implante.

CARREGAMENTO PONTUAL NO CANTILEVER							
Região do Implante							
	MAP		MBP		MCP		
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	
Ponto 1	2,651341	41,4272	1,482042	23,1569	1,749518	27,33622	
Ponto 2	2,544061	39,75096	1,603025	25,04726	1,425819	22,27842	
Ponto 3	2	31,25	3,614367	56,47448	3,637765	56,84008	
Ponto 4	1,402299	21,91092	2,185255	34,14461	2,520231	39,37861	
Ponto 5	1,448276	22,62931	1,981096	30,95463	2,589595	40,46243	

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

Tabela 5. Valores médios de Ordem de Franja (N) e Tensão Cisalhante Máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento pontual no cantilever na região do rebordo.

CARREGAMENTO PONTUAL NO CANTILEVER							
Região do Rebordo							
	MAP		MBP		MCP		
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	
Ponto 6	1,417625	22,15038	1,73913	27,17391	1,734104	27,09538	
Ponto 7	0,56705	8,860153	0,703214	10,98771	0,631985	9,874759	
Ponto 8	0,858238	13,40996	1,39	21,71874	1,233141	19,26782	
Ponto 9	0,536398	8,381226	0,960302	15,00473	0,647399	10,11561	

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

Tabela 6. Valores médios de Ordem de Franja (N) e Tensão Cisalhante Máxima (Kpa) para os três modelos sob carregamento pontual no cantilever na região do dente.

CARGA UNIFORMEMENTE DISTRIBUÍDA						
Região do Dente						
	MA		MB		MC	
	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)	Franja (N)	T.C.M (Kpa)
Ponto 10	1,149425	17,95977	0,597353	9,333648	0,393064	6,141618
Ponto 11	1,149425	17,95977	0,589792	9,215501	0,439306	6,864162
Ponto 12	0,559387	8,740421	0,060491	0,94518	0,554913	8,67052
Ponto 13	0,56705	8,860153	0,650284	10,16068	0,439306	6,864162
Ponto 14	0,45977	7,183908	0,151229	2,362949	0,393064	6,141618

*TCM: Tensão cisalhante máxima em Kilo Pascal

A figura 27 apresenta o gráfico contendo todos os valores médios de tensão cisalhante para os quatorze pontos de interesse em todos os modelos (MAP, MBP, MCP) sob carregamento pontual no cantilever sob a base do segundo molar da PPR. Neste gráfico se observa picos de tensão nos pontos de um a cinco (região do implante), com mais altos níveis de tensão para o modelo MCP. Já quando se avalia os pontos de dez a quatorze (região do dente), pode-se notar que os modelos com implante apresentaram menores níveis de tensão quando comparado com o modelo MAP (sem implante).

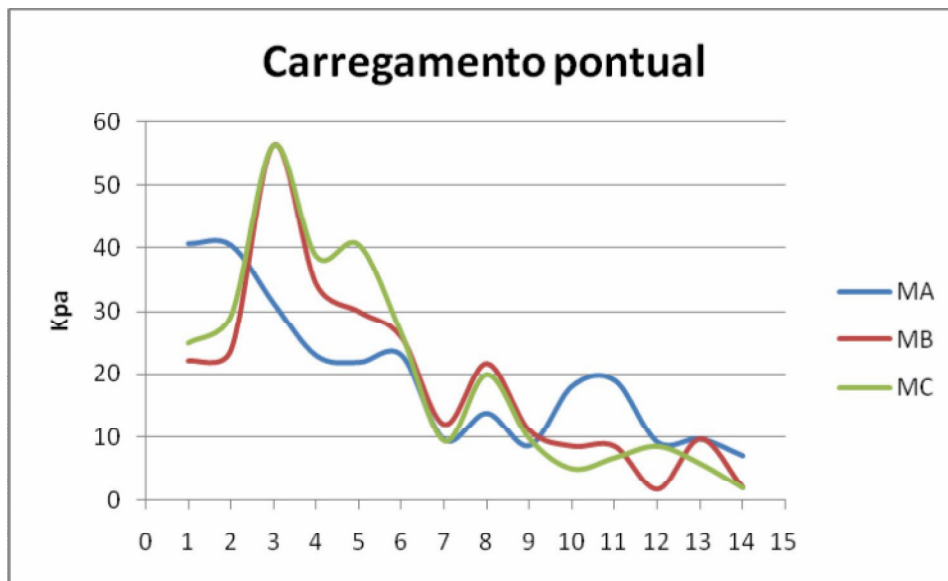


Figura 26. Gráfico apresentando os modelos MAP, MBP e MCP sob carregamento pontual no segundo molar da PPR.

5.2 Resultados por área para o carregamento distribuído

A figura 28 mostra de forma qualitativa a distribuição das tensões para o modelo A com carregamento uniforme, nessa imagem é possível observar que há uma concentração de tensão ao redor do dente que chega à ordem de franja (N) máxima igual a um (1), e outra concentração no rebordo onde se observa ordem de franja (N) máxima igual a dois (2). Observa-se também uma região neutra de tensões próxima ao ponto nove.

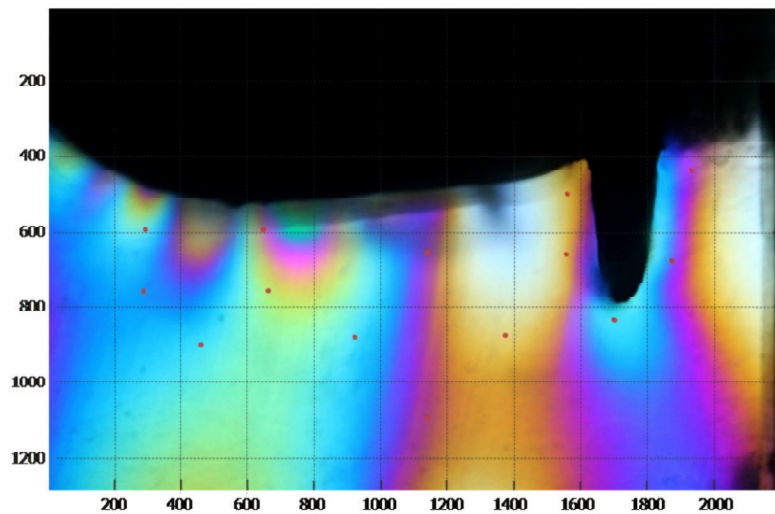


Figura 27. Análise fotoelástica qualitativa do modelo A.

Para melhor compreensão dos resultados, os gráficos a seguir demonstram as tensões separadas por área. A figura 29 apresenta um gráfico com os valores médios dos pontos do modelo A com carregamento uniformemente distribuído dividido por áreas (região do implante, região do rebordo e região do dente). Neste gráfico é possível observar que há maiores valores de tensão na região referida como do implante, mas que nesse caso representa o rebordo devido ao fato de não haver implante nesse modelo, a tensão máxima para essa região foi de 26,28235 KPa. Na região do dente há um pico de tensão no ápice que atingiu 19,58985 KPa, e na região do rebordo há uma tendência decrescente de valores das tensões próximas ao implante em direção ao dente.

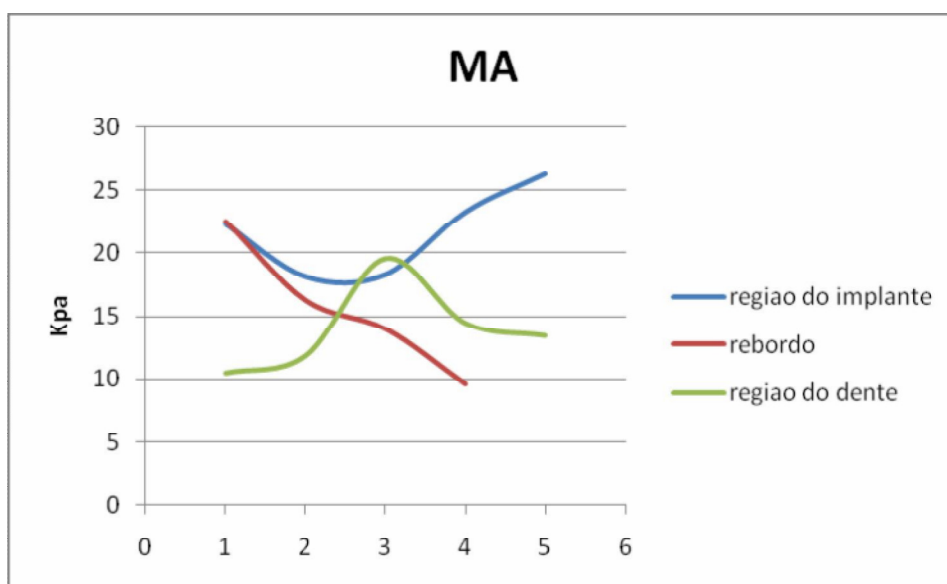


Figura 28. Gráfico por área do modelo A e carregamento distribuído.

Já numa análise qualitativa do modelo B (MB – implante de 10X3,75mm), como pode-se observar na figura 30, houve uma concentração maior de tensões ao redor do dente e do implante do que quando comparado ao modelo A. Na região do implante e do dente observa-se níveis de tensões que alcançam a ordem de franja (N) dois completa. Nos pontos sete e nova nota-se uma zona neutra de tensões.

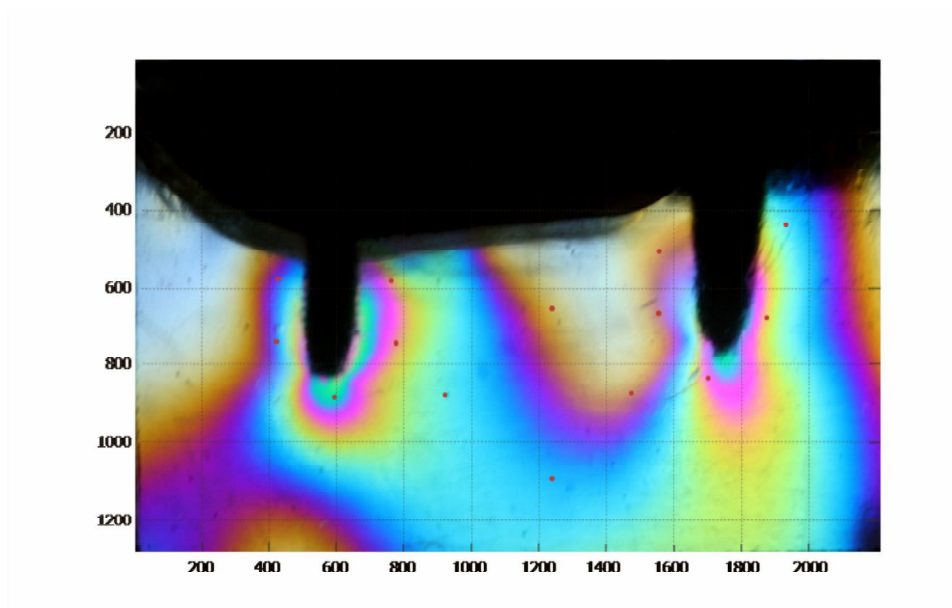


Figura 29. Análise fotoelástica qualitativa do modelo B.

O gráfico com os valores médios dos pontos por área do modelo B (implante de 10X3,75mm e pilar O'ring) com carregamento uniforme representado na figura 31, demonstra haver altas concentrações de tensões na região do implante alcançando 38,23318 Kpa e do dente que atingiu 29,08209, com menores tensões na região do rebordo.

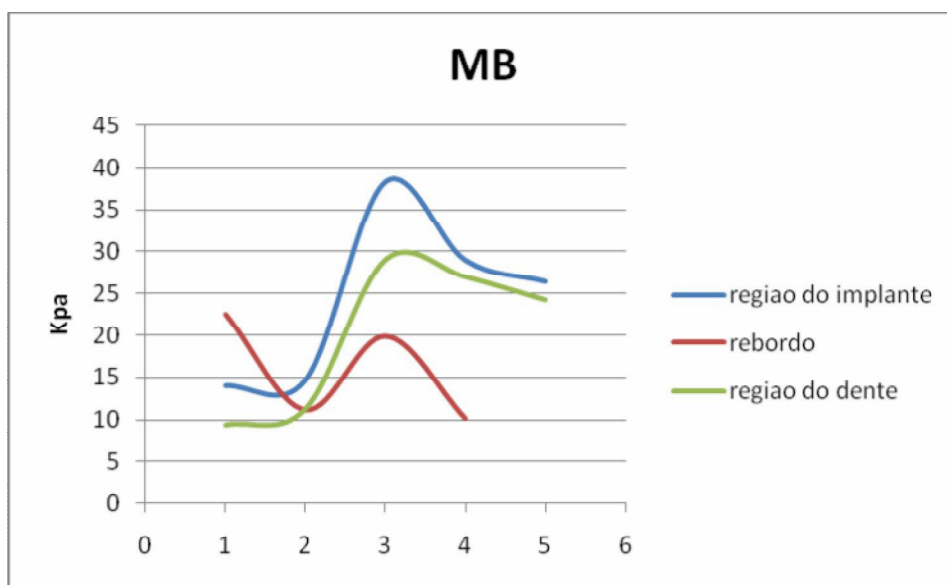


Figura 30. Gráfico por área do modelo B e carregamento distribuído.

Para o modelo C (MC - implante 10X5,0mm e pilar O'ring), numa análise qualitativa como demonstra a figura 32, observa-se que houve grandes concentrações de tensões ao redor do dente e do implante porém menores que no modelo B, no modelo C a ordem de franja alcançada é o início da dois (2) e neste modelo as tensões se apresentam distribuídas de forma mais uniforme.

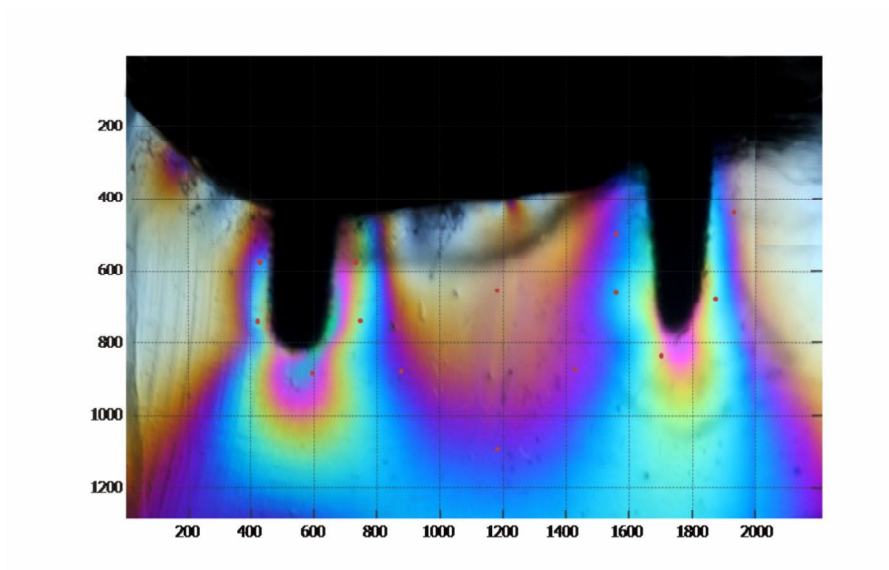


Figura 31. Análise qualitativa do modelo C.

O gráfico por área do modelo C (implante 10X5,0mm) ilustrado na figura 33, demonstra que houve picos de tensão na região do implante, principalmente no ponto que quantifica o ápice que atingiu 31,98318 Kpa. Apresentou também tensões na região do dente que alcançou 23,36623 Kpa no ápice. No rebordo o que apresentou maior índice de tensão foi o ponto oito que alcançou 16,08197 Kpa.

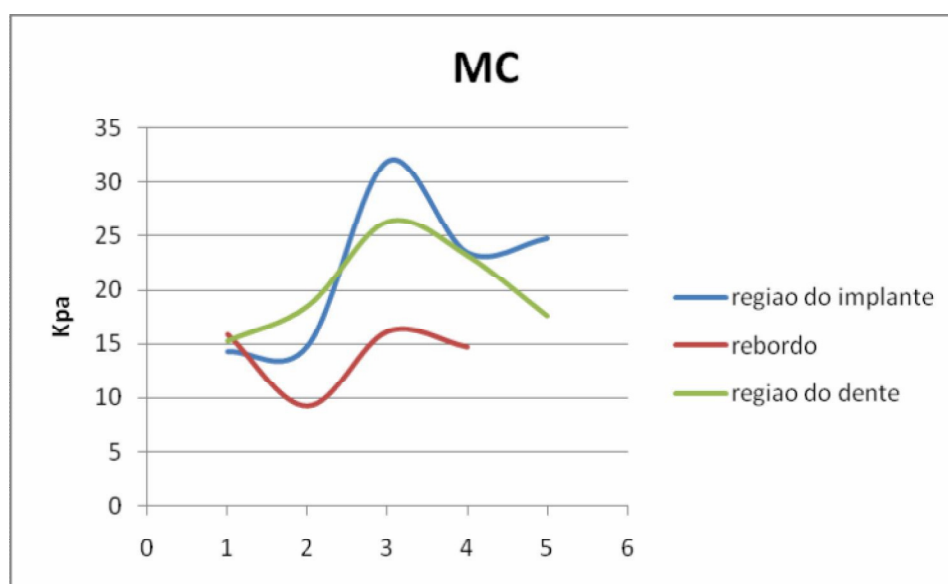


Figura 32. Gráfico por área do modelo C com carregamento distribuído

5.3 Resultados por área para o carregamento pontual

A figura 33 mostra de forma qualitativa a distribuição de tensão no modelo A sob carregamento pontual no cantilever. Observa-se nessa imagem, uma alta concentração de tensão no rebordo sob a base da PPR alcançando a ordem de franja (N) três, e um acúmulo de tensão na distal do dente pilar indicando o movimento de alavanca sofrido por esse dente.

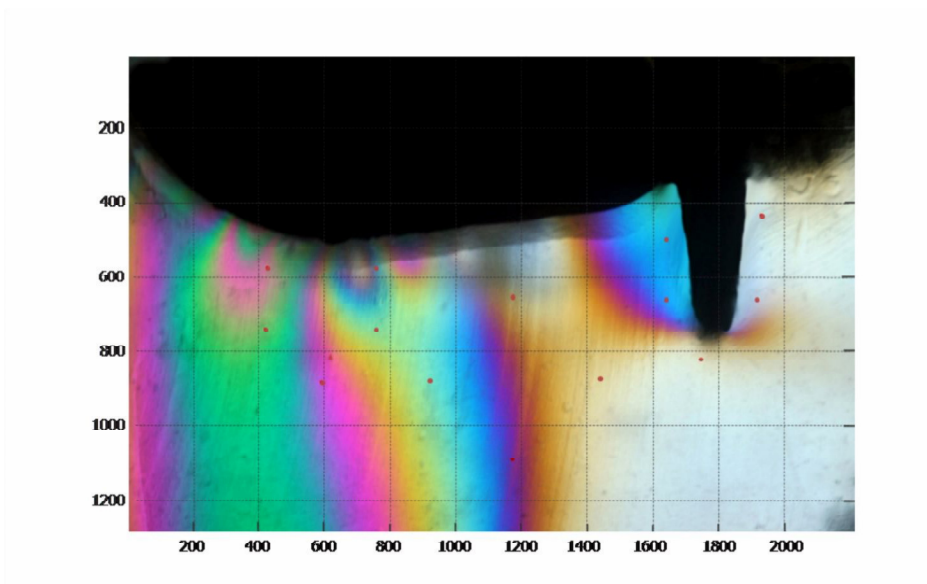


Figura 33. Análise qualitativa do modelo A, sob carregamento pontual.

O gráfico por área do modelo A sob carregamento pontual (MAP), representado pela figura 34 mostra haver níveis de tensão que alcançaram 40,74151 Kpa na região que corresponde ao implante, apresentando menores tensões na região correspondente ao rebordo e mostrando uma tendência de tensões mais altas nos pontos dez, onze e treze que chegaram a 18,17893 Kpa, e tensões menores na região mesial, o que mostra o movimento de alavanca sofrido por esse dente pilar.

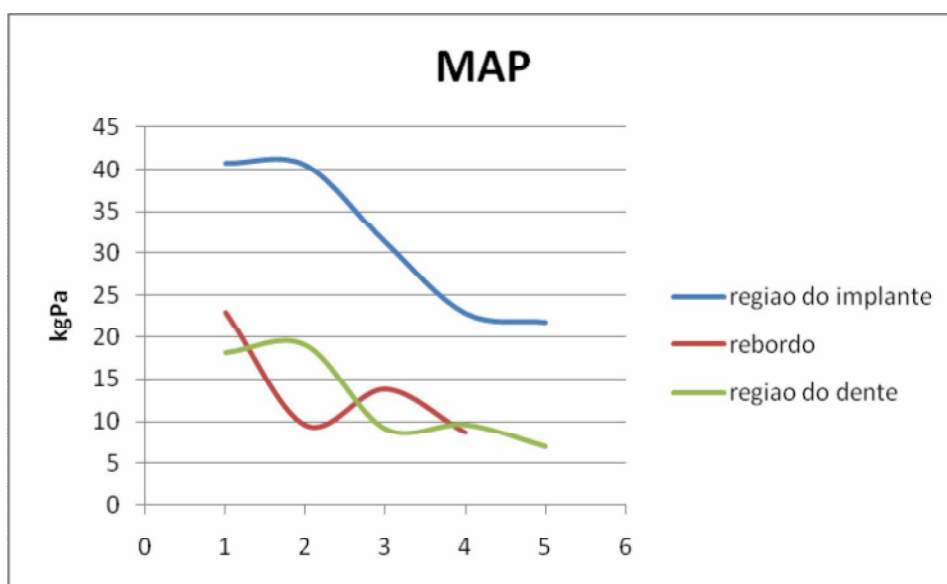


Figura 34. Gráfico por área do modelo A com carregamento pontual.

Na análise qualitativa do modelo B sob carregamento pontual (MBP) (figura 35), observa-se que a região do implante alcançou ordens de franja (N) três, o que mostra uma grande concentração de tensão nessa região. Neste modelo o implante não absorveu para si todas as tensões, que ainda se distribuíram pelo rebordo e no ápice do dente pilar.

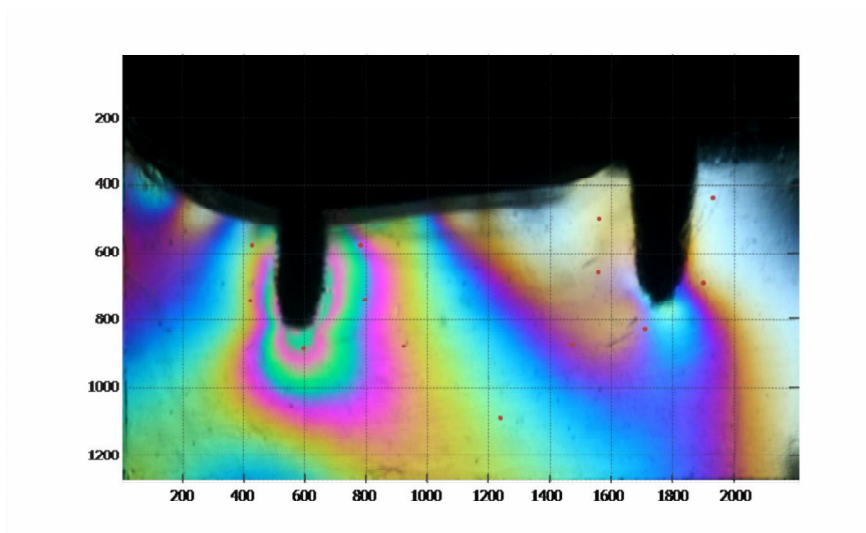


Figura 35. Análise qualitativa do modelo B sob carregamento pontual.

O gráfico do modelo B sob carregamento pontual (figura 36), mostra níveis de tensão que alcançaram 56,41384Kpa no ápice do implante, essa região como um todo sofreu altos índices de tensão como mostra a tabela completa no apêndice. Já a região de rebordo e dente sofreram menores índices com destaque para o ápice do dente pilar que também sofreu tensões, alcançando 9,70Kpa, o que pode parecer pouco, mas deve-se levar em consideração que o ponto de aplicação da carga está distante dessa região.

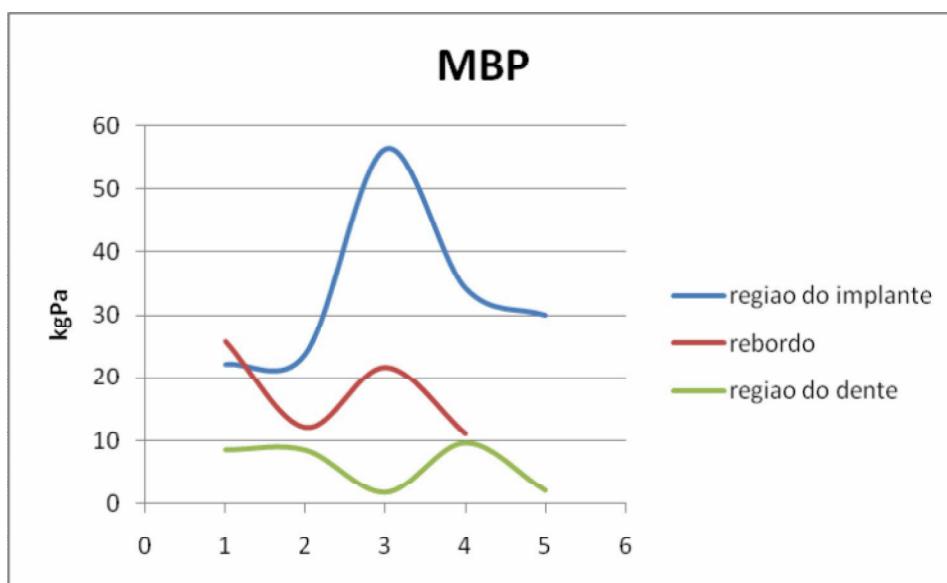


Figura 36. Gráfico por área do modelo B com carregamento pontual.

A análise qualitativa do modelo C sob carregamento pontual (MCP) apresentada na figura 37, mostra que todas as tensões provenientes do carregamento se concentraram ao redor do implante, atingindo ordens de franja (N) correspondente ao início da franja quatro. Já a região de rebordo próxima ao dente (pontos 7 e 9) e dente mostraram pouca ou nenhuma concentração de tensão.

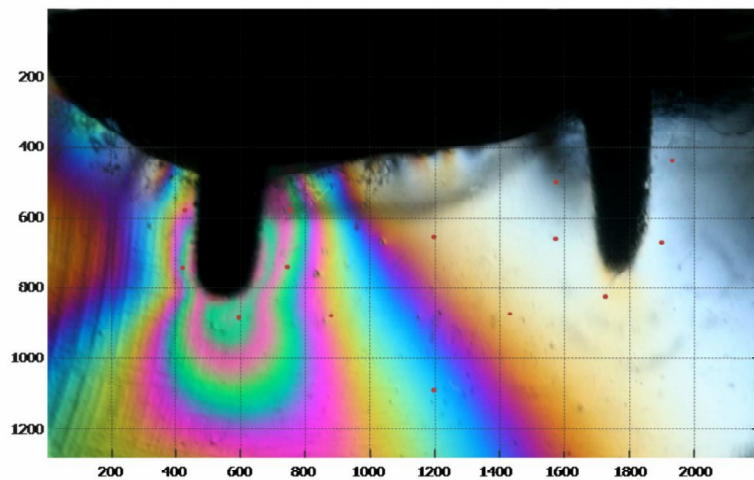


Figura 37. Análise qualitativa do modelo C sob carregamento pontual.

O gráfico do modelo C sob carregamento pontual (figura 38) mostrou haver altos índices de tensão na região do implante atingindo 56,39105 Kpa. Com índices decrescentes de tensão para o rebordo e menores ainda para o dente (que praticamente não apresentou tensões), o que mostra que diferentemente do implante de 3,75mm (MBP), o implante de 5,0mm (MCP), concentrou para si todas as tensões geradas por esse carregamento, aliviando rebordo e dente pilar.

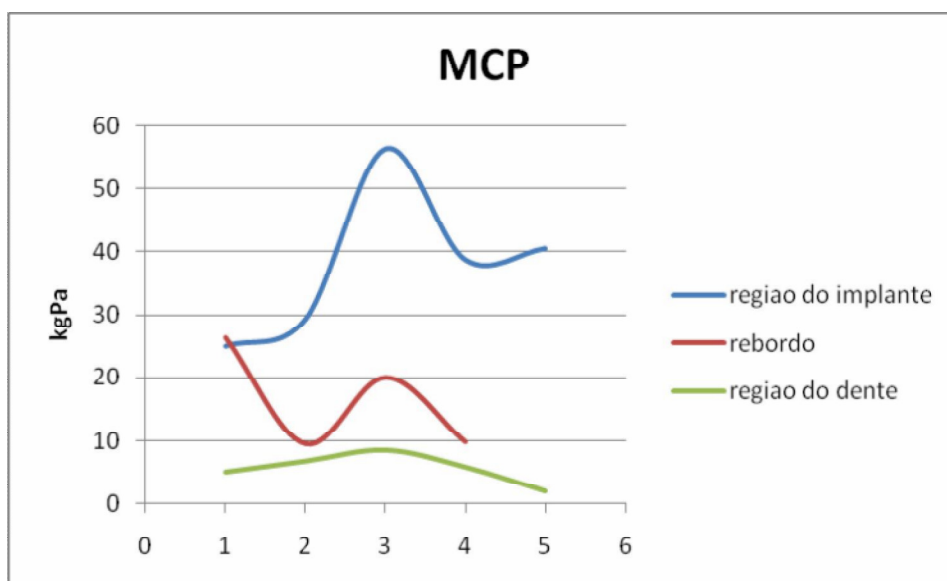


Figura 38. Gráfico por área do modelo C sob carregamento pontual.

5.4 Cálculo da pseudo-energia das áreas dos gráficos

De posse dos valores médios da quantificação das tensões nos modelos, os mesmos foram levados ao programa *Matlab* desenvolvido para análise dos resultados por área dos gráficos, o que se chamou de pseudo-energia da área. A tabela 1, 2 e 3 demonstra os valores utilizados. Esse cálculo permitiu a comparação entre os grupos não por ponto, mas por área de interesse (região do implante, rebordo e dente).

Tabela 7. Valores médios usados para cálculo da pseudo-energia da área do implante.

Implante		
MA	MB	MC
83,3682	102,8157	90,5288

Tabela 8. Valores médios usados para cálculo da pseudo-energia da área do rebordo.

Rebordo		
MA	MB	MC
46,4104	48,35	41,867

Tabela 9. Valores médios usados para cálculo da pseudo-energia da área do dente.

Dente		
MA	MB	MC
59,7943	85,0554	84,2881

O gráfico que representou a pseudo-energia da região do implante está demonstrado na figura 39, este gráfico demonstra que na área da região do implante o modelo sem implante (MA) mostrou menores valores de tensão,

seguido do modelo com implante de 5,0mm (MC) e do modelo com implante de 3,75mm, que para essa região apresentou os maiores valores de tensão.

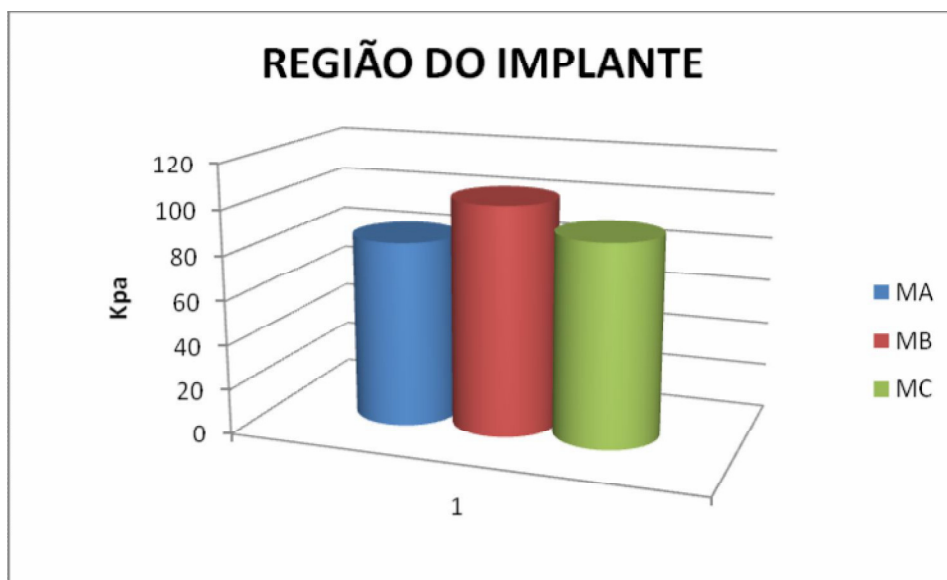


Figura 39. Gráfico com a “pseudo-energia” da região do implante.

Na figura 40, observa-se a pseudo-energia da região do rebordo, para essa região, o modelo C (presença do implante de 5,0mm) apresentou valores de tensão menores que os demais modelos. O modelo B (presença do implante de 3,75mm) mostrou altos valores de tensão para essa área do gráfico.



Figura 40. Gráfico com a “pseudo-energia” da região do rebordo.

A figura 41 representa o gráfico com os valores médios da pseudo-energia da região do dente. Para essa região o modelo A (sem a presença de implante), mostrou menores valores de tensão do que os demais modelos. Já o modelo B e C tiveram valores médios de tensões muito próximos, com uma pequena tendência do modelo C se mostrar melhor.



Figura 41. Gráfico com a “pseudo-energia” da região do dente.

5.5 Análise dos resultados

A presença do implante influenciou na distribuição e magnitude das tensões transferidas às estruturas de suporte da PPR. Na presença do carregamento distribuído, o modelo A (MA – sem implante) mostrou melhor distribuição de tensões em todas as regiões analisadas. O rebordo e a fibromucosa de revestimento são fundamentais para ajudar na dissipação das tensões que no caso em estudo se concentrariam em apenas dois pontos de apoio, implante e dente, apresentado uma situação de flexão sobre dois pontos, o que é desfavorável.

O modelo C (MC), apresentou níveis mais baixos de tensões em todas as regiões analisadas do que quando comparado ao modelo B (MB), este fato é esperado devido à maior rigidez e módulo de elasticidade do implante de mais largo diâmetro, o que faz com ele se torne um concentrador de tensões.

No carregamento pontual no cantilever sob a base do segundo molar da PPR, foi possível observar no modelo A (MA) o movimento de alavanca sofrido pelo dente pilar, com altos níveis de tensão na distal do dente referido. Já o modelo B (MB) mostrou altos níveis de tensão ao redor do implante com concentração de tensão no rebordo e no ápice do dente pilar, o que mostra que esse implante não absorveu para si todas as tensões provenientes do carregamento. Já o modelo C (MC), mostrou concentração de tensão somente ao redor do implante em questão, sem dissipar tensões para o dente e rebordo adjacente.

Numa análise da pseudo-energia por área, o modelo A apresentou menores níveis de tensão na região do implante e dente, na região do rebordo, o modelo C apresentou melhor distribuição.

“Uma reunião em que todos os presentes estão absolutamente de acordo, é
uma reunião perdida”

Albert Einstein

6. 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 0,1 mm, de outro lado, a fibromucosa, cuja compressibilidade pode variar de 0,4 até 4 mm, tendo como valor médio de cedência em torno de uma grandeza correspondente a 1,3 mm^{5,30}. 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 presença do implante osseointegrado constitui mais uma estrutura de retenção e suporte com características diferentes das apresentadas pelas demais estruturas.

Este estudo teve por objetivo avaliar a influência do implante osseointegrado na distribuição de tensão nas estruturas de suporte das PPR, entretanto uma das limitações deste estudo foi o carregamento apenas no sentido vetical. A influência da presença do implante em movimentos laterais da extensão da base não pode ser confirmada neste estudo. Outra limitação foi a impossibilidade de simulação da fibromucosa de revestimento e o ajuste da base das PPR's diretamente no modelo devido ao aquecimento da resina autopolimerizável em sua reação exotérmica que induzia tensões residuais no modelo fotoelástico.

No modelo A sob carregamento uniforme observou-se que houve grande concentração de tensões na região do rebordo o que pode ser explicado pela extensão do cantilever nessa região.

Como não foi possível reembasar a PPR diretamente sobre o modelo, essa situação, no modelo B e C permitiu observar que houve uma diminuição dos valores máximos de tensão no rebordo, porém um aumento na quantificação das

tensões sobre o dente pilar, isso devido ao novo modelo representar uma situação de classe III de Kennedy, onde a base (em pântico curto) não recebe carregamento. Este fato representa flexão sobre dois pontos, onde os pilares (dente e implante) suportam as demais tensões provenientes do carregamento.

Este fato levanta a discussão de que a prótese parcial removível suportada por dente, fibromucosa e implante, levaria a reabsorção da crista do rebordo, o que com o passar do tempo caracterizaria uma situação semelhante à apresentada neste estudo pelos modelos B e C, com concentração de tensões nos pontos de apoio, havendo assim a necessidade de acompanhamento pelo profissional e reembasamento constante da base da PPR para não haver desadaptação e sobrecarga. Este fato está de acordo com a discussão do trabalho de Verri (2007)⁵⁴, onde o autor relata que não é possível afirmar que a presença do implante tem a função de reduzir as tensões sobre os dentes pilares naturais.

O modelo C sob carregamento uniforme mostrou numa análise qualitativa distribuição mais homogênea das tensões quando comparado com o modelo B. Com valores máximos de tensões cisalhantes bem próximos do dente, já o modelo B, sobrecarregou ainda mais o dente pilar, o que é desfavorável. Segundo Misch et al.³⁹ para cada 0,5mm de aumento em largura, existe um aumento na área de superfície de 10 a 15%, e como tensão é dada por força dividida pela área, os valores de tensão em largo diâmetro são menores. Este fato também foi comprovado pelo trabalho de Verri (2007)⁵⁴, o autor conclui que é uma boa escolha usar o maior e mais largo implante sempre que possível sobre as bases das PPR.

Sob carregamento pontual, o modelo C concentrou para si todas as tensões geradas, o que pode ser explicado devido ao seu maior diâmetro e rigidez e conseqüente alto módulo de elasticidade, o que o torna um concentrador de tensões, se mostrando mais uma vez mais favorável que o modelo B, onde o

implante de 3,75 mm de diâmetro, mesmo sob carregamento pontual, distribuiu tensões ao dente pilar.

Mesmo mostrando valores menores de tensão sobre o dente pilar, o modelo A a longo prazo resultaria em reabsorção do rebordo com forças progressivas sobre o mesmo, sendo assim o modelo C se apresenta mais viável por ter limites máximos de tensão dentro dos padrões aceitáveis, o que para o osso varia de 3,7 a 25MPa³⁹ dependendo da sua densidade, e manter íntegro o rebordo e dente. Além disso, as PPR associadas a implantes são melhores aceitas pelos pacientes segundo o trabalho retrospectivo de Mitrani (2004)³⁸, e seu uso freqüente preservaria os dentes antagonistas, já que pacientes tem menos tendência a aceitar as próteses removíveis.

O modelo A sob carregamento pontual mostrou numa análise qualitativa uma concentração de tensões na distal do dente pilar direto da PPR, o que resulta em movimento de alavanca com longo braço de potência versus um curto braço de resistência. 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 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 envolvido⁴⁸. Uma pequena carga aplicada no extremo livre de uma prótese dento-mucoso-suportada representará uma força de grandes proporções sobre os dentes suportes, sem que a fibromucosa fique sujeita a qualquer compressão, mesmo de mínima grandeza. Carregamentos de pequena magnitude aplicados de modo repetitivo ao longo do tempo podem causar falha por fadiga³⁹.

Até o momento não existe uma solução que possa ser considerada definitiva para solucionar o problema de diferentes estruturas de suporte da PPR. Mesmo nesta época em que o implante ganha espaço no meio odontológico, como uma esperança de solução para os pacientes parcialmente e totalmente edentados, a sua execução esbarra, muitas vezes, nas condições sócio-econômicas da população em geral ou nas condições anatômicas e sistêmicas dos pacientes que contra- indicam a realização de tal procedimento. PPR associadas a implantes osseointegrados apresentam a vantagem de necessitar de menor quantidade de implantes, facilidade de higienização e melhor aceitação de uso por parte dos pacientes⁹. 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 indicação⁵³.

Deve-se considerar o uso dos implantes em localizações específicas para servirem de auxílio na estabilização dos dentes remanescentes pilares de PPR dento-implanto-suportadas^{22,15}.

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 anos¹. 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 implantes¹⁹, mesmo com o avanço das técnicas cirúrgicas e com o surgimento de novos biomateriais⁴.

A análise da distribuição das tensões obtidas no modelo fotoelástico sem a presença de implante (figura 36) revela uma grande concentração das tensões em volta da raiz do dente pilar direto. 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^{48,6,11,30,14,53}.

Analisando-se a distribuição das tensões no modelo fotoelástico com implante de 10,00 mm X 3,75 mm de diâmetro (figura 37), percebe-se que há melhor distribuição das tensões, quando comparado com o modelo sem implante, porém ainda havendo maior concentração das tensões em volta da raiz do dente pilar. A redução tensões em torno da raiz do dente pilar direto é um importante fator a ser considerado na indicação dos implantes para esses casos⁴⁶, porém ainda não há um consenso na literatura de que a presença do implante resultará em diminuição das tensões sobre esse dente⁵⁴.

Outro aspecto importante dessa associação foi relato por Budtz-Jørgensen (1996)⁸ que realizou uma revisão de literatura onde apresentou opções de tratamento para pacientes parcialmente edêntulos, ele afirmou que as PPR associadas a implantes podem ser recomendadas para pacientes classe I ou II de Kennedy que esperam tratamento menos oneroso.

O cálculo da pseudo-energia da área do gráfico dado pelo programa MATLAB, permite quantificar as tensões não por ponto e sim por área analisada. Na análise desses resultados é possível notar que a prótese parcial removível associada ao implante de 10,00 mm X 5,00 mm de diâmetro mostrou valores mais baixos de tensões para as três regiões analisadas (implante, rebordo e dente) (Figuras 39, 40 e 41) quando comparado ao diâmetro regular (10,00mm X 3,75 mm). Percebe-se que houve uma distribuição muito mais equilibrada das tensões entre dente e implante para o modelo de largo diâmetro do que para o modelo de implante regular. Quando comparada com a distribuição das tensões no modelo sem implante percebe-se uma redução bastante significativa das tensões em torno da raiz do dente pilar (Figuras 29 e 31).

Comparando a distribuição das tensões nos três modelos, percebe-se uma tendência de tracionamento do dente para distal, o que não ocorre com o modelo que apresenta implante de largo diâmetro, no qual as cargas são concentradas

mais próximas do longo eixo do dente pilar. Este fato sugere condição de maior equilíbrio na distribuição dos esforços e esta de acordo com o estudo de Pedrosa (2001)⁴⁵ que 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.

O uso de implantes associados a próteses parciais removíveis, segundo a maioria dos autores, proporciona aumento da retenção e estabilidade da prótese em direção vertical, reduz os efeitos lesivos causados pelas próteses removíveis de extremidade livre aos tecidos de suporte, evitam a reabsorção do osso alveolar abaixo da base da prótese e melhoram o conforto para o paciente. Apesar de todas estas vantagens acima citadas, maior quantidade de trabalhos clínicos e laboratoriais deve ser realizada com intuito de demonstrar efetivamente a eficácia desta associação.

Este trabalho sugere a realização de novos estudos que:

- Substituam o O'ring utilizado neste estudo por confecção de coroa sobre implante para a transformação do modelo em classe III de Kennedy e PPR de grampo sobre este implante;
- Reproduzam este estudo no método dos elementos finitos com simulação da fibromucosa e íntimo contato da base da PPR com a crista do rebordo.

"O lucro do nosso estudo é tornarmo-nos melhores e mais sábios."
Michel de Montaigne

7. Conclusão

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, pode-se concluir:

1. A presença do implante influenciou na distribuição de tensões nas estruturas de suporte das PPR.
2. A presença do implante concentrou mais tensões sobre o dente pilar e diminuiu as tensões sobre o rebordo.
3. O implante de 5,0mm de diâmetro distribuiu as tensões de forma mais equânime que o implante de 3,75mm.
4. O carregamento distribuído promoveu melhor distribuição dos esforços do que o carregamento pontual em todos os modelos analisados.
5. Este desenho de prótese associada a implante é viável desde que haja íntimo contato da base da PPR com a crista do rebordo, conseguido por meio de acompanhamento freqüente do profissional.

REFERÊNCIAS*

1. ALLEN PF, MCMILLAN AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. **Clin Oral Implants Res.** 2003;14:173-9.
2. ARAÚJO CA, NEVES FD, BERNARDES SR. Stress analysis in dental implants using the photoelasticity technique. **Proceedings of the 3th National Congress of Mechanical Engineering.** 2004,Belém, Brazil,.
3. ARGERAKIS GP. Functional forces with RPD. **Dent Clin North.** Philadelphia, 1985 Jan;29(1):67-80.
4. ATSU SS. A surgical guide for dental implant placement in edentulous posterior regions. **J Prothet Dent.** 2006 Aug; 96(2):129-133.
5. BEN-UR Z, HELFT M, SEREBRO L. Planning de clasp system for a distal extension removable partial denture. **Quint Dent Technol.** 1983;7(1):15-18.
6. BINON, P.P. Implants and Components: Entering the New Millennium. **Int.J.Oral Maxillofac Implants.** 2000 (15):76-94.
7. BRÄNEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prothet Dent.** 1983 Sept; 50(3): 399-410.

8. 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**. 1996 July; 24(4):237-244.
9. BULENT ULUDAG. Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial dentures: A clinical report. **J Prosthet Dent**. 2006 Jan; 95(1):19-21.
10. CAMARGO RZB. **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**. [dissertação] São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo /USP; 2005.
11. CARDOSO AC, ASCKCAR EM, VIEIRA LF, BONACHELA WC, VALLE AL. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre. **Rev Odontol**. 1988 Set; 2(3): 161-166.
12. CARLSSON, HEDEDARD & KOIVUMMA. Studies in partial dental prosthesis. II. An investigation of mandibular partial dentures with double extension saddles. **Acta Odontol Scand**. 1961; 19(12): 215-232.
13. CARVALHO WR, BARBOZA EP, CAÚLA AL. Implant retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. **Implant Dent**. 2001; 10(4):280-4.
14. COSTA MG. **Estudo fotoelástico da distribuição das tensões nas estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre**. [Tese] Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia/USP; 2002.

15. CUNHA LDP, PELLIZZER EP, VERRI FR, PEREIRA JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. **Implant Dent.** 2008;17:278-287.
16. CURTIS DA, CURTIS TA, WAGNILD GW, FINZEN FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1992 May; 67(5):664-7.
17. DALLY JW, RILEY WF. **Experimental stress analysis.** Mc Graw Hill, 1978.
18. FERNANDES-NETO AJ, MOTA AS, NOGUEIRA LAA, NEVES FD, PRADO RA, SILVA MR. **Roteiro de estudo para os iniciantes em oclusão. Apostila do Departamento de Reabilitação Oral – DEPRO da Universidade Federal de Uberlândia;** 2005.
19. FERNANDES NETO A.J, NEVES FD, PRADO CJ. *Tema geral: problemas e soluções em prótese.* In: Sigmar de Mello Rode; Salvador Nunes Gentil. (Org.). **Problemas & Soluções.** 1 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2005. v.1, p.101-110.
20. FUEKI K, KIMOTO K, OGAWA T, GARRETT NR. Effect of implant supported or retained dentures on masticatory performance: A systematic review. **J Prosthet Dent.** 2007 Dec; 98(6):470-7.
21. GANZ SD. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. **J Prosthet Dent.** 1991 July; 66(1): 1-5.
22. GEORGE MA. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. **J Calif Dent Assoc.** 1992 Jan; 20(1): 64-66.

23. GIFFIN KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. **J Prosthet Dent**. 1996 Oct;76(4):347-9.
24. GUEDES CG, ZANETTI AL, MATSON E, MARRA JL. Influencia da localização dos apoios oclusais em prótese parcial removível de extremidade livre, através do método dos elementos finitos. **Rev Pós Grad**. São Paulo 1995 Dez; 2(4): 245-9.
25. JANG Y, EMTIAZ S, TARNOW DP. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. **Implant Dent**. 1998 Sept; 7(3):199-204.
26. KELTJENS HMAM, KÄYSER AF, HERTEL R, BATTISTUZZI PGFCM. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1993 Mar/Apr; 8(2): 208-213.
27. KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. **Manual de Prótese Parcial Removível**. 1ª ed. São Paulo: Ed Santos, 1999, 265p.
28. KUZMANOVIC DV, PAYNE AGT, PURTON DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. **J Prosthet Dent**. 2004; 92:8-11.
29. LACERDA TSP. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal**. [Tese] São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 1999.

30. LAGANÁ DC, ZANETTI AL. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever: análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. **Rev Pós Grad.** São Paulo 1995 Jun; 2(2): 45-51.
31. LANGER B, LANGER L, HERRMANN I, JORNEUS L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part I. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.** 1993; (8): 400-408.
32. LUCAS LVM. **Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos.** [dissertação] Araçatuba, Faculdade de Odontologia/UNESP, 2003.
33. MAEDA Y, SOGO M, TSUTSUMI S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. **J Oral Rehabil.** 2005 Sep; 32(9):656-60.
34. MATHIAS AC. **Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal.** [Tese] São Paulo, Faculdade de Odontologia/ USP, 2001.
35. MCANDREW R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. **J Prosthet Dent.** 2002 Aug; 88(2): 128-131.

36. McGLUMPHY, E. A., MENDEL, D.A., HOLLONAY, J.A. Implant screw mechanics. **Dental implants**. 1998 Jan; 42:71-89.
37. MIJIRITSKY E. Implants in conjunction with removable partial dentures: A literature review. **Implant Dent**. 2007; 16:146-154.
38. MITRANI R, BRUDVIK J, PHILLIPS KM. **Int J Periodontics Restorative Dent**. 2003; 23: 353-359.
39. MISCH CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent**. 1999 Dec; 8(4): 376-386.
40. NAIRN RI. The problem of free-end denture bases. **J Prosthet Dent**. 1966 May/June; 169(3): 522-532.
41. OHKUBO C, KURIHARA D, SHIMPO H, SUZUKI Y, KOKUBO Y, HOSOI T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: *in vitro* assessment. **J Oral Rehabil**. 2007 jan; 34(1): 52-56.
42. OLIVEIRA SAG, GOMIDE HA. **Fotoelasticidade plana – material e técnica**. In: **CBECIMAT**, Águas de São Pedro – SP. (9): 608-614, 1990.
43. OLIVEIRA EJ. **Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos**. [Dissertação]. Faculdade de Odontologia/ UFU, 2003.
44. PELLECCCHIA M, PELLECCCHIA R, EMTIAZ S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: A clinical report. **J Prosthet Dent**. 2000 Jun; 38(6): 607-612.

45. PEDROSA JE, TORREALBA Y, ELIAS A, PSOTER W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. **J Oral Implantol.** 2007; 33(1): 1-7.
46. ROCHA EP. **Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do Método dos Elementos Finitos.** [Tese] Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, 2001.
47. RUBO JH, SOUZA EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev Facul Odont Bauru.** 2001 Jul/Dez; 9(3/4): 97-103.
48. SILVA JO. Prótese parcial removível de extremidade livre, problema e soluções. **Ars. Curandi.** 1977; 9: 34-40.
49. SOARES CJ, PIZI ECG, FONSECA RB, MARTINS RLM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian Oral Research.** 2005; 19(1):11-16.
50. SOUZA FL, ARAUJO CA. **Fotoelasticidade automatizada utilizando luz polarizada elíptica.** Relatório final de iniciação científica, disponível no Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.
51. TANDLISH M, EKSTEIN J, REISMAN P, SHAPIRA L. Removable Prosthesis May Enhance Marginal Bone Loss Around Dental Implants: A Long-Term Retrospective Analysis. **J Periodontol.** 2007; 78(12):2253-9.
52. TELLES D, COELHO AB. **Próteses Sobreimplantes.com.** Rio de Janeiro: Sobreimplantes.com, 2006. Disponível

em:<<http://www.sobreimplantes.com/materialAcademico.asp#livro>>.Acesso em: (23/01/2007).

53. TODESCAN R, BERNARDES SILVA EE, SILVA OJ. **Atlas de Prótese Parcial Removível**. São Paulo: Ed. Santos, 1996.
54. VERRI FR, PELLIZZER EP, ROCHA EP, PEREIRA JA. Influence of lenght and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. **Implant Dent**. 2007; 16(3): 270-80.
55. ZITZMANN NU, MARINELLO CP. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. **J Prosthet Dent**. 2000 Apr; 83(4):424-33.