EDNA GONÇALVES DA COSTA

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE TRAÇÃO DA SELA
MODIFICADA PARA PRÓTESE**

São Paulo

2005

Edna Gonçalves da Costa

**Avaliação da força de tração da sela
modificada para prótese**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Costa EG. Avaliação da força de tração da sela modificada para prótese [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, ____ / ____ / 2005

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____

2) Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____

3) Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

A Deus,

por tornar possível meu aprender no caminhar

Aos meus pais, Antonio e Joaquina,

por todo o amor e incentivo aos meus projetos

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Ney Soares de Araújo, Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, Presidente da Comissão de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, Chefe do Departamento de Prótese Dentária da FOUSP e Titular da Disciplina de Prótese Removível.

Ao Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun, da Disciplina de Prótese Removível, meu orientador, por quem sinto muita gratidão por seus ensinamentos, que despertam e motivam, e por sua disposição em sempre me corrigir.

Aos professores do Depto. de Prótese, em especial ao Dr. Bruno Costa, Dra. Dalva Cruz Laganá e Dr. Hamilton Navarro, pela dedicação e carinho.

Às Secretárias e aos Técnicos do Departamento de Prótese, pela solicitude e gentileza em facilitar o desenvolvimento do meu trabalho, especialmente à Maria Cristina Falcão Curci Puraca, por sua dedicação na confecção dos modelos para a pesquisa.

Às Bibliotecárias Vânia Funaro, Agda Caetano, Glauci Fidelis e demais funcionários do Serviço de Documentação Odontológica da FOUSP, sempre dispostos a colaborar.

À J. Morita do Brasil e ao Marcos Proti, pelo fornecimento de material resiliente - reembasador para prótese.

À Vantico Brasil Ltda, que por intermédio dos Srs. Francisco Barros, José Braga e Geison Evangelista gentilmente cederam o poliuretano.

Ao Jimmy Adans por realizar a análise estatística dos dados.

Ao Marcelo Luchini por colaborar na produção das imagens.

Àqueles que sempre me enriquecem com suas presenças, em especial aos meus irmãos David, Maria José e Eunice, e às amigas Claudia Neves, Ivone Neves e Fúlvia Franco, pelo carinho e amizade.

A todos muito obrigada.

"A arte de pensar sem riscos. Não fossem os caminhos de emoção a que leva o pensamento, pensar já teria sido catalogado como um dos modos de se divertir... entregar-se a pensar é uma grande emoção, e só tem coragem de pensar na frente de outrem quando a confiança é grande a ponto de não haver constrangimento...

(...) Além do mais exige-se muito de quem nos assiste pensar: que tenha um coração grande, amor, carinho, e a experiência de também se ter dado ao pensar. Exige-se tanto de quem ouve as palavras e os silêncios – como se exigiria para sentir...

(...) Às vezes começa-se a brincar de pensar, e eis que inesperadamente o brinquedo é que começa a brincar conosco... "

(Clarice Lispector – trechos de: *Brincar de Pensar*)

Costa EG. Avaliação da força de tração da sela modificada para prótese [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Do planejamento à execução da prótese mucosa-dento-suportada, a literatura apresenta trabalhos que apontam as dificuldades do desempenho de uma prótese que se relaciona com tecidos de comportamentos distintos, dente e fibromucosa. Estes trabalhos abordam os problemas biomecânicos e os prejuízos que sofrem o osso e os dentes, sob pressão, durante a mastigação, bem como as dificuldades de distribuição das cargas sobre os tecidos bucais no movimento ocluso-gengival. Porém, essa prótese também sofre forças de tração, por diversas situações clínicas, as quais levam a sela a se deslocar da fibromucosa num movimento gêngivo-oclusal. O objeto desta pesquisa foi desenvolver e testar, em laboratório, um método que possibilitasse à prótese mucosa-dento-suportada dispor de maior retenção na região da fibromucosa, reduzindo o movimento gêngivo-oclusal, e conferindo maior estabilidade à prótese e conforto ao paciente. Para realizar o experimento, foi construída uma base acrílica modificada, correspondente à sela da prótese, com uma canaleta na região que contata a fibromucosa. Esta canaleta foi preenchida com reembasador macio para prótese, à base de silicone. Em seguida, a base foi reembasada no modelo resiliente, especialmente construído para simular a fibromucosa. Uma haste metálica foi fixada em suas extremidades, sendo uma à base acrílica, e a outra extremidade fixada ao mandril do equipamento utilizado para o tracionamento (Versa-Test). Estando a base posicionada sobre o modelo, foram

realizados os movimentos de pressão e de tração. A avaliação dos testes foi realizada na base acrílica convencional (sem canaleta) e na base acrílica modificada, cujos valores foram registrados em newton. As bases acrílicas sobre os modelos eram imersas em óleo vegetal, devido ao necessário meio viscoso, com tensão superficial, possibilitando os fenômenos de adesão. Os resultados demonstraram que, na presença de silicone, foi necessária força de tração maior e estatisticamente significativa para remover a base do modelo, em relação à base sem silicone.

Palavras-chave: extremidade livre - prótese removível - reembasador macio

Costa EG. Evaluation of traction force in modified saddle for prosthesis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

From the planning to the execution of the tissue-dento-supported prosthesis, the literature presents a range of works standing out the difficulties related to the prosthesis performance when facing distinctive tissues, tooth and fibromucous. These works approach the biomechanical problems and the damages suffered by osseous tissues and teeth under pressure, during the mastication, as well as the difficulties of distribution of the loads on oral tissues in the occlusal-gingival movements. However, this prosthesis also suffers traction forces, in several clinical situations, leading the saddle to move of the fibromucous in a gingiva-occlusal movement. The aim of this research was to develop and to test, in a laboratory, a method to improve the tissue-dento-supported prosthesis retention in the fibromucous area reducing the gingiva-occlusal movement and allowing a larger stability to the prosthesis and comfort to the patient. In order to accomplish the experiment, a modified acrylic base was confectioned, corresponding to the saddle of the prosthesis and constituted by a small channel in the fibromucous contact area. This channel was filled out with soft reliner for prosthesis, silicon composed. Afterwards, the base was rebased in the resilient model, especially confectioned to simulate the fibromucous. A metallic stem was fixed in two extremities, being one to the acrylic base, and other extremity fixed to the equipment arbor used for the traction (Versa-Test). With the base positioned on the model, the pressure

movements and traction were accomplished. The evaluation of the tests was accomplished in the conventional acrylic base (without channel) and in the modified acrylic base, whose values were registered in Newton. The acrylic bases on the models were immersed in the vegetable oil, due to the necessary viscous condition, with superficial tension, making possible the adhesion phenomena. The results demonstrated that in the presence of silicon was necessary a larger and statistically significant traction force to remove the base of the model in relation to the base without silicon.

Keywords: free end - removable prosthesis - soft reliner

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

p.

Figura 4.1 – Modelo idealizado	43
Figura 4.2 – Modelo inicial	43
Figuras 4.3, 4.4, 4.10 e 4.15 – Modelo de trabalho	43, 46 e 47
Figura 4.5 – Modelo de trabalho desgastado	44
Figura 4.6 – Réplica do modelo desgastado em resina acrílica	44
Figura 4.7 – Câmara a vácuo	45
Figura 4.8 – Adição da camada resiliente	45
Figura 4.9 – Modelo resiliente	45
Figura 4.11 – Base encerada	46
Figura 4.12 – Inclusão na mufla.....	46
Figura 4.13 – Desinclusão da mufla.....	46
Figura 4.14 – Base acrílica sem canaleta	47
Figura 4.16 – Modelo com cera meia cana	47
Figura 4.17 – Molde em silicone	47

Figuras 4.18 e 4.19 – Modelos com meia cana em gesso.....	47
Figura 4.20 – Base acrílica com canaleta.....	47
Figura 4.21 – Bases acrílicas com hastes	48
Figura 4.22 – Reembasador macio de prótese	49
Figura 4.23 – Pistola para inserção do RMP.....	49
Figura 4.24 – Base acrílica com RMP	49
Figura 4.25 – Versa-Test	50
Figura 4.26 – Corpo de prova – vista aproximada	50
Gráfico 5.1 – Média dos modelos para pressão	53
Gráfico 5.2 – Média dos modelos para tração	54
Gráfico 5.3 – Média e intervalo de confiança para pressão	54
Gráfico 5.4 – Média e intervalo de confiança para tração	55
Gráfico 5.5 – Distribuição conjunta de pressão e tração – com silicone.....	56
Gráfico 5.6 – Distribuição conjunta de pressão e tração – sem silicone.....	57

LISTA DE ABREVIATURAS

AP	auto-polimerizável
PEMA	polietilmetacrilato
Péssim	péssima
PL	preparo laboratorial
PMMA	polimetilmetacrilato
PPR	prótese parcial removível
PPREL	prótese parcial removível de extremidade livre
PR	prótese removível
Regula	regular
RMP	reembasador (res) macio (s) de prótese

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre	17
2.2 Reembasador Macio de Prótese	24
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODOS	40
4.1 Material	40
4.2 Métodos	42
5 RESULTADOS	51
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÕES	65
REFERÊNCIAS	66
APÊNDICE	71

1 INTRODUÇÃO

A prótese parcial removível (PPR) vem proporcionar saúde ao paciente, quando promove a reabilitação das funções de mastigação, deglutição, estética e fonética, devendo ser cuidadosamente planejada para preservar as estruturas bucais remanescentes.

A prótese mucosa-dento-suportada, Classe I e II de Kennedy, ou espaço longo anterior, Classe IV, é um desafio para o cirurgião-dentista, pois possui duplo sistema de suporte, a fibromucosa e os dentes. O suporte fibromucoso, quando solicitado na recepção de carga, cede mais do que os dentes, decorrendo os deletérios efeitos de alavanca, como a reabsorção óssea, pois, de acordo com Oppenheim (1930), “o osso sob pressão é a princípio reabsorvido”. Além da possibilidade de perda óssea, pode ocorrer, também, prejuízo aos dentes, pois a transmissão excessiva de carga aos pilares da prótese pode levá-los à perda de inserção óssea, à mobilidade e à inclinação em direção ao espaço protético.

Desta maneira, a literatura apresenta trabalhos relacionados à pressão sobre o rebordo, no movimento ocluso-gengival da base sobre o rebordo. Porém, são necessários estudos com o tracionamento sobre o rebordo, onde ocorre também a movimentação da prótese no sentido gengivo-oclusal, quando a sela se desloca, causando desconforto ao paciente, redução da força e da eficiência mastigatória. Para alcançar o equilíbrio biomecânico, é imperativo minimizar, também, essa movimentação da prótese.

Além dos dispositivos de retenção direta e indireta sobre os dentes, como os grampos, os apoios e as placas proximais, há que se considerar, ainda, os

fenômenos físicos de retenção que ocorrem na região da fibromucosa: adesão, coesão e tensão superficial, envolvendo a base da prótese, a fibromucosa e a saliva. Pois, de acordo com Tamaki (1983), a saliva promove maior contato entre a sela da prótese e a fibromucosa, aumentando a retenção na proporção da sua viscosidade. Quando se trata de prótese removível, essa é a retenção indireta.

Os reembasadores macios de prótese são materiais viscoelásticos utilizados, entre outras indicações, para estabilizar as próteses totais. A evolução desses materiais permite, segundo fabricante, que sejam utilizados por até dois anos. Nesse sentido, questiona-se se, no complexo sistema de reabilitação por meio da prótese mucosa-dento-suportada e mucosa-dento-retida, a base da prótese, modificada na face que se contata com a fibromucosa, dispondo de um material viscoelástico, como o silicone, poderia propiciar maior retenção do sistema.

Sendo possível aumentar a retenção da PPR, preservando as estruturas bucais remanescentes, a reabilitação poderá apresentar maior êxito no rendimento das suas funções e mais conforto ao paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura será apresentada em dois tópicos: 2.1 prótese parcial removível de extremidade livre, implicações e possíveis soluções, e 2.2 reembasador macio de prótese, apresentando o que há na literatura, quanto às indicações, propriedades e características da união: base acrílica com reembasador.

2.1 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre

As próteses parciais removíveis de extremidade livre (PPREL), principalmente as destinadas ao arco inferior, representam um dos problemas mais complexos dentro da especialidade protética.

De acordo com Badcock (1936), o planejamento é um trabalho de engenharia, no qual devem ser analisados os fatores: estabilidade, força e eficiência na mastigação, durabilidade, higiene e saúde dos tecidos bucais; e que se deve, ainda, dispensar maior atenção quando se tratar de extremidade livre.

Applegate (1955) afirma que, quando transmitidas por meio da PPREL, as forças agem como alavancas. Estas aumentam em proporção direta à distância da alavanca, à quantidade de força oclusal aplicada, e ao grau de movimentação da sela protética. Há condições que podem ser agravantes para o movimento da sela protética durante a função, como por exemplo, o bruxismo, o tecido hiperplásico, o

qual reveste o rebordo residual, a reabsorção óssea, a adaptação deficiente da sela protética, e a distorção volumétrica desta durante a inclusão.

Em análise laboratorial da aplicação de carga e movimento do dente suporte em PPREL, Frechette (1956) pondera sobre alguns fatores que podem influenciar fortemente neste aspecto, como o número e a localização dos apoios oclusais, o contorno e a rigidez dos conectores, e a extensão das bases; pois, acreditava que as pesquisas deveriam ser direcionadas no sentido de preservar as estruturas de suporte, determinando como a distribuição de forças pode ser controlada pelo operador.

Steiger e Boitel ¹(1959, apud Ben-Ur; Helft; Serebro, 1983) observaram que o deslocamento vertical de um dente-suporte, em seu alvéolo, é de aproximadamente 0,1 mm, enquanto que na mucosa sobre o rebordo alveolar remanescente varia de 0,4 a 2 mm; ou seja, 4 a 20 vezes maior que no dente suporte.

McCracken (1960) conceitua a base da prótese como elemento encarregado de efetuar a transferência das forças oclusais às estruturas bucais de suporte, além de fixar os dentes e de restabelecer a estética do paciente.

Christensen (1962) recomendou a redução das superfícies oclusais, e a remoção do segundo molar e bases extensas, as quais devem atingir a papila piriforme, sem afetar as inserções musculares. Por vestibular, a base deve ser tão ampla quanto possível, porque oferece grande resistência às forças mastigatórias.

Boero e Forbes (1972) afirmam que o sucesso da PPREL depende do conhecimento do cirurgião-dentista sobre as cargas que vão ser aplicadas no local da prótese e os meios de controlá-las, buscando um equilíbrio de forças entre o dente e os tecidos moles.

¹ Steiger AA, Boitel RH. Precision work for partial dentures. Zurok: Stepo; 1959.

Nally (1973) admite que a prótese de extremidade livre pode sofrer 6 tipos de movimentos: três de translação e três de rotação, sendo: 1. movimento de translação vertical na direção do rebordo, tendo como oposição o rebordo e os apoios oclusais diretos e indiretos. O mesmo movimento no sentido oclusal, tendo como oposição os grampos de retenção; 2. translação, tendo como oposição os grampos e os retentores indiretos; 3. translação no sentido méso-distal com bloqueio pelos conectores e apoios oclusais indiretos. Quanto aos movimentos de rotação: 1. rotação da linha de fulcro, provocada pelo movimento vertical da sela; 2. movimento realizado sobre o rebordo alveolar no eixo longitudinal, tendo como oposição os grampos e os retentores indiretos; 3. movimento de rotação no sentido vestibulo-lingual na extremidade livre.

Beerstecher Jr e Bell (1974) observaram que os fatores sistêmicos e locais contribuem para a remodelação óssea, salientando, também, que a pressão é um dos elementos mais significativos neste processo, levando a um resultado final de reabsorção óssea, destruindo estruturas de máxima importância para a reparação das perdas ocorridas nos arcos dentais dos pacientes, e, o que é pior, trata-se de um processo irreversível.

Farah, MacGregor e Miller (1979) analisaram três tipos de próteses: dento-suportada, mucosa-suportada e mucosa-dento-suportada. Por meio do método de fotoelasticidade tridimensional, fizeram um estudo para detectar e medir a distribuição das tensões sobre a PPREL, com disjunção entre as partes de resina e a estrutura metálica. Desta forma, a sela é unida aos grampos através de pinos e juntas, as quais permitem um movimento vertical, quando a força é aplicada na base da prótese. As próteses sofreram os mesmos tipos de aplicação de carga: a) aplicação de carga bilateral na sela de extensão distal, na região de primeiros

molares; b) aplicação de carga unilateral na região de segundo pré-molar; c) aplicação de carga bilateral desigual, ou seja, no lado esquerdo da sela, a força foi aplicada sobre o primeiro molar e segundo pré-molares, e crista marginal do primeiro pré-molar, e, no lado esquerdo, apenas na região do primeiro molar. Concluíram que não houve diferença significativa no nível de tensão entre a prótese mucosa-suportada e a mucosa-dento-suportada. Concluíram também que a tensão de compressão para uma carga bilateral, na região dos primeiros molares, foi 18,2% maior do que na prótese dento-suportada, e que a tensão de compressão para a prótese dento-suportada, com carga unilateral na região do primeiro molar e segundo pré-molar, foi de 26,3% e de 17,9% maior do que na prótese mucosa-suportada e na mucosa-dento-suportada, respectivamente.

De acordo com Tamaki (1983), as próteses mucosa-suportadas ficam assentadas e retidas sobre os rebordos alveolares graças à ação de fenômenos físicos naturais como a adesão, a coesão e à tensão superficial, sendo que a saliva promove maior contato entre a sela da prótese e a fibromucosa, aumentando a retenção na proporção da sua viscosidade.

Cardoso (1983), com auxílio do método fotoelástico, estudou a transmissão de forças às estruturas de suporte, em PPREL. Concluiu: 1) quando a carga é uniformemente distribuída, o dente pilar sempre necessita de menor carga para a formação de uma franja fotoelástica, cerca de 40 a 50% do que necessita o rebordo; 2) quando a carga é aplicada nos dentes artificiais, as próteses instaladas até o primeiro molar permitem uma distribuição de esforços mais eqüitativa entre as estruturas de suporte; 3) quando a carga é aplicada no último dente, as próteses até o primeiro molar distribuem com mais uniformidade as forças entre dente-pilar e rebordo residual; 4) nas próteses com selas extensas, há necessidade de se aplicar

mais carga para a formação de uma franja fotoelástica, tanto no rebordo, como no dente-pilar, do que nas próteses com selas curtas; 5) as próteses, as quais apresentam como último dente pilar o segundo pré-molar, não permitem uma distribuição uniforme das forças entre dente pilar e rebordo residual, ocorrendo uma sobrecarga no dente pilar; 6) a distribuição mais eqüitativa dos esforços, entre as estruturas de suporte, é obtida nas PPR portadoras de dentes até o primeiro molar, independente da carga aplicada; 7) quando as próteses possuem como último elemento o segundo molar, não há uma distribuição adequada entre as estruturas de suporte, sobrecarregando o rebordo alveolar.

Para minimizar os problemas das PPREL, Zanetti e Laganá (1988) recomendam selas extensas, para que a carga mastigatória seja melhor distribuída; e também a redução do braço de alavanca no sentido mésio distal e vestíbulo lingual; a moldagem funcional e a contenção de pelo menos dois dentes contíguos ao espaço protético.

De Fiori (1993) orienta considerar a diferença de resiliência entre o ligamento periodontal e a fibromucosa que reveste o rebordo, onde existe uma instabilidade gângivo-oclusal potencialmente instalada nessas próteses. Mas, com cuidados no planejamento e na execução, esse problema pode ser reduzido a um mínimo, de forma a não comprometer os dentes pilares.

Gil (1995a) avaliou a severidade dos sinais e dos sintomas das desordens crânio-mandibulares de arcos parcialmente edentados com extremidades livres unilaterais, em pacientes portadores ou não de PPR, e concluiu que a reposição dos dentes através deste tipo de aparelho poderá minimizar a severidade dos sinais e dos sintomas disfuncionais.

Gil (1995b) observou que o emprego da PPREL pode reduzir, significativamente, a prevalência de sons articulares.

Gil e Todescan (1995) observaram que pacientes com extremidades livres unilaterais, portadores de PPR, apresentam menos sintomas de sensibilidade dolorosa e desordens crânio-mandibulares, em relação aos totalmente dentados e aos que possuem a mesma classe II de Kennedy.

Zanetti e Laganá (1996) explicaram a biomecânica das PPREL, salientando que, quanto maior a espessura do tecido fibromucoso, maior será sua compressibilidade e maior a sua deformação, quando a prótese sofrer ação da carga mastigatória. Como a deformação da fibromucosa é maior do que o movimento do dente dentro do alvéolo, isso gera um desequilíbrio biomecânico. Quando uma força vertical é aplicada na extremidade livre bilateral, promove uma rotação da extensão distal ao redor do eixo de rotação, representado pelo apoio oclusal, e as selas são deslocadas, comprimindo os tecidos que recobrem o osso alveolar.

Nesses casos em que a fibromucosa tem participação ativa na sustentação da prótese, Todescan, Silva e Silva (1996) orientam que seja feita a moldagem funcional para uma adaptação efetiva da sela ao rebordo residual.

Laganá (1996), em seus estudos, afirma que a prótese parcial pode estimular os tecidos, moles e ósseo, na região da sela. Porém, como o tecido ósseo está submetido a mudanças constantes, são necessários a remontagem e o reembasamento freqüentes da prótese. Afirma também que, para se obter sucesso clínico no uso de encaixes, é necessário o domínio técnico do sistema empregado, além da avaliação do potencial de forças que a prótese possa transferir para os dentes e para o rebordo residual, bem como dos métodos disponíveis para reduzir ou distribuir as forças.

Oliveira (1997), analisando o desempenho das próteses em devolver ao paciente a capacidade de exercer força, relata que uma pessoa com dentição natural pode exercer, em média, 63 kg de força. Usuários de PPR conseguem exercer força em torno de 11,7 kg, e dependendo da precisão do aparelho, das condições dos dentes remanescentes, e da musculatura, conseguem exercer até 50% do valor dos dentes naturais. Relata, também, que a força de mastigação em cada dente varia de 9 kg a 13,5 kg, quando aplicada perpendicularmente ao plano oclusal.

De acordo com Öwall, Kayser e Carlsson (1997), as forças oclusais transmitidas aos suportes por uma PPR, podem ter um componente, tanto de alavancagem, quanto ortodôntico, especialmente em casos de extremidade livre no arco inferior. Sabe-se que a magnitude, a direção e a frequência de aplicação das forças mostram variações consideráveis entre os pacientes. Entretanto, não existem evidências experimentais para mostrar se estas induzem, ou agravam, um processo destrutivo periodontal. Há evidências indiretas de que um bom controle da placa, e também dos serviços de manutenção, evitem a indução de qualquer processo de dano periodontal nos dentes suportes, pelas forças transmitidas por uma PPR.

Froner (1999) afirma que, para se indicar uma PPR, deve-se planejar o equilíbrio entre as cargas a que estará submetida e a capacidade do periodonto de sustentação em suportá-la.

Para Gil e Silva (1999), os efeitos negativos, ocasionados pelo sistema de duplo suporte nas PPREL, podem ser minimizados pela utilização de conexões rígidas associadas a outros recursos como: redução do número de dentes artificiais e das suas superfícies oclusais no sentido vestibulo-lingual, ferulização dos suportes para reduzir o braço de alavanca no sentido méso-distal, apoio oclusal por mesial

associado aos braços de retenção e de reciprocidade e à placa proximal distal, delimitação da área protética, moldagem funcional, e bom equilíbrio oclusal.

E, para Tamura, Suzuki e Mukai (2002), as forças mastigatórias são diretamente transmitidas aos tecidos pela prótese, tornando-se o rebordo residual sobrecarregado com o passar dos anos de edentulismo, diminuindo a capacidade da mucosa de absorção de choque.

Compagnoni, Souza e Leles (2003) declaram que a incidência de carga sobre a prótese resulta na movimentação em direção ao rebordo, podendo resultar no aumento da reabsorção do rebordo residual, na desadaptação interna, e na perda de retenção da prótese.

De acordo com Muraoka, Takahashi e Hayakawa (2003), com freqüência, o rebordo alveolar do idoso é altamente reabsorvido e a mucosa oral que recobre o rebordo apresenta-se fina e de pobre resiliência. Os pacientes que sofrem desse problema reclamam de dor durante a mastigação.

2.2 Reembasador Macio de Prótese

Vários tipos de RMP têm sido desenvolvidos para pacientes com desconforto crônico dos tecidos leves sob a base da prótese. Os reembasadores macios de prótese (RMP) têm sido largamente utilizados em prótese odontológica pela resiliência e pela maciez representadas pela viscoelasticidade.

2.2.1 indicações

De acordo com Aydinlik e Akay (1980), os fatores sistêmicos e locais contribuem para a remodelação óssea. Entre os fatores locais, a pressão é de grande significado. Quando uma pressão excessiva na mucosa e, por consequência, no osso alveolar interfere na circulação sanguínea, os osteócitos passam a não receber oxigênio suficiente. O ciclo da pentose, ou a alteração de fosfogluconato no metabolismo dos carboidratos, produz oxigênio suficiente para uma região limitada. Alguns ácidos são produzidos como resultados dessas reações metabólicas, como o ácido cítrico, o qual induz à dissolução e à metabolização do cálcio. Desta forma, se processa a descalcificação, que ocorre na superfície óssea. Como esse processo é contínuo, há perda de tecido ósseo inicialmente reversível, tornando-se irreversível com o decorrer do tempo. Em função desse mecanismo fisiológico, os autores realizaram uma pesquisa através do método do elemento finito, e colocaram uma camada de material resiliente na base da prótese, para prevenir uma pressão excessiva sobre o rebordo residual, e para promover uma distribuição mais uniforme de forças de absorção do choque mecânico causado pelas forças mastigatórias. O resultado indicou que a distribuição das tensões foi mais uniforme durante a carga oclusal, através da camada resiliente. O deslocamento vertical do rebordo alveolar sob a base da prótese, com uma camada resiliente, foi menor do que na base da prótese convencional. A camada resiliente atua na absorção de choque e distribui o efeito da força concentrada uniformemente ao longo da base da prótese.

De acordo com Mack (1989), devido à resiliência dos RMP, as bordas da prótese podem ser estendidas a áreas retentivas, normalmente locais de alívio, aumentando sua estabilidade e retenção.

Eduardo (1997) indica a utilização de RMP em reembasamento direto e indireto para reduzir o trauma na fibromucosa de revestimento, causado pela prótese.

Cho, Landesman e Adomian (1997) indicam o RMP como uma alternativa na construção da PPR de extremidade livre, cuja técnica, segundo os autores, permite excelente fixação da base ao rebordo residual, minimizando a tensão nos pilares dentais. A PPR é confeccionada sem o molde da borda; coloca-se o condicionador tecidual na borda da prótese no dia da sua instalação. O paciente só a remove e higieniza após 24 horas. A prótese é acrilizada com nova extensão funcional após 7 a 14 dias.

Shuman (2001) indica o RMP na transição da prótese antiga para a nova, para preencher o espaço entre a prótese e o rebordo edentado, causado pela reabsorção, para melhorar a estabilidade da prótese com o aumento da retenção, na correção temporária da dimensão vertical de oclusão durante a confecção da nova prótese, readaptação do complexo neuromuscular, funcional, propriocepção e correção imediata, permitindo ao paciente ter sua prótese corrigida sem demora.

Antonelli e Hottel (2001) indicam o uso de RMP para estender a base de registro a áreas retentivas, quando da confecção da prótese, proporcionando maior estabilidade, fixação e conforto nos procedimentos de inserção da base na boca e tomada de registros.

Tamura, Suzuki e Mukai (2002) sugerem o RMP para compensar a perda de espessura e função da mucosa, que apresenta estomatite protética decorrente de trauma causado pela prótese.

2.2.2 propriedades

Qudah, Harrison e Huggett (1990) afirmam que a elasticidade e resiliência dos RMP distribuem a carga funcional sobre a área de suporte da prótese, evitando a concentração local de pressão.

Hamada, Shigetou e Murata² (1991, apud TAMURA; SUZUKI; MUKAI, 2002) relatam que um RMP deveria ter um efeito de coxim durante a oclusão/mastigação, ser facilmente ajustado, e efetivamente reproduzir a membrana mucosa. A dimensão vertical de oclusão não deveria mudar com o escoamento do material durante a mastigação.

Jepson, McCabe e Storer (1993), estudando a deformação de vários produtos comerciais com amostras de um, dois, três e quatro mm de espessura, tanto clinicamente, quanto em ensaios de laboratório, identificaram que o silicone Molloplast-B alcançou uma deformação de 30% sob pressão, com pouca variação relativa até a espessura de dois mm, aumentando a partir de então, embora apresentasse sempre uma resposta imediata. Para uma resina de caráter temporário como a Coe Soft, por exemplo, encontraram uma variação de 60% a 70% na deformação a cada milímetro, apresentando respostas ideais pelo prazo de apenas

² Hamada T, Shigetou N, Murata H. Mechanical and physical properties of denture lining materials, in Hamada T (ed): Denture lining. Tokyo, Japan. Japan Medical Culture Center 1991:55-94.

uma semana. O reembasador de caráter permanente Palasiv 62, apresentou uma resposta demorada à carga, com o dobro de deformação, quando a espessura variava de dois para quatro milímetros. O comportamento de cada material reembasador testado foi similar para o laboratório e clinicamente.

Kawano et al. (1997) avaliaram a absorção de carga aplicada sobre um produto derivado do silicone, de uma resina acrílica e de um elastômero. Detectaram a redução da transmissão da carga em cerca de 40%, sendo que a espessura que melhor respondeu aos testes foi a de 2,4 mm. Os melhores resultados obtidos com a simulação de uso clínico em decorrência do tempo, foram obtidos com o silicone e o elastômero. Com a simulação do tempo de uso, pode-se concluir que esta variável afetou, favoravelmente, a absorção do impacto de todos os materiais estudados.

Murata et al. (1998) analisaram as propriedades viscoelásticas dos RMP e as mudanças que ocorreram com o tempo, utilizando um reômetro oscilatório. A resina acrílica e os fluoretilenos demonstraram melhores propriedades viscoelásticas, com maior absorção de forças funcionais e não funcionais. As resinas acrílicas foram os materiais que exibiram maior mudança nas propriedades viscoelásticas no decorrer do tempo, quando comparadas com os silicones, fluoretilenos e polioefilenos. Os silicones e os polioefilenos são mais elásticos, mantendo por mais tempo a viscoelasticidade.

Kiat-Amnuay, Khan, Gettleman (1999) avaliaram a utilização de três materiais à base de silicone e um material resinoso, com o propósito de utilizá-los envolvendo supraestruturas suportadas por implantes. Foi confeccionada uma prótese sobre 4 implantes unidos por barra, simulando a inserção e a remoção das próteses por cerca de 1,5 ano. Após esse período, os autores verificaram que todos os RMP à base de silicone proporcionaram boa retenção da prótese. A resina acrílica

plastificada (permasoft), foi menos retentiva inicialmente e perdeu retenção significativa após 2740 ciclos, comparada aos RMP de silicone. O silicone TSR aumentou a retenção da prótese em 14%, o silicone Lucisoft proporcionou um aumento de 8% na retenção, enquanto o silicone Molloplast B levou a uma perda de retenção da prótese em torno de 8%, e a resina Permasoft levou a perda de retenção em 51%. Além dos RMP à base de silicone serem mais retentivos, deterioraram menos que os RMP à base de resina acrílica plastificada. Mostraram, também, que as propriedades viscoelásticas dos RMP à base de silicone (Molloplast-B) não foram afetadas com o tempo. Ao contrário, as resinas acrílicas plastificadas apresentaram intensa mudança e deformação permanente, comparadas ao material de silicone, e ainda, endureceram gradualmente como resultado da perda do plastificador. Segundo os autores, a utilização dos RMP distribui e auxilia na absorção da carga proveniente do esforço mastigatório.

Sato et al. (2000), por meio da análise de elemento finito, avaliaram o efeito das propriedades dos materiais resilientes na distribuição das tensões. Analisaram 12 marcas comerciais, considerando variações na espessura da mucosa (um ou dois mm) e do material resiliente (um, dois ou três mm) apoiados na crista do rebordo residual de uma mandíbula. Os resultados obtidos, na simulação de espessura da mucosa de um mm, demonstraram que os materiais mais elásticos (menor módulo de Young) são mais efetivos na uniformização das tensões. Entretanto, se o material resiliente apresentar menor módulo de Young que a mucosa, a carga concentrará desfavoravelmente. Portanto, para se obter o efeito amortecedor desejável, deve-se ponderar uma combinação entre a elasticidade da mucosa e a do material resiliente.

Shim e Watts (2000) investigaram, por meio da análise de elemento finito, o efeito do RMP aplicado sob a base de uma prótese total mandibular, verificando a

distribuição da tensão gerada na superfície oclusal. Sobre o modelo constituído, aplicaram uma carga de 50 N, em seis regiões, abrangendo desde o incisivo central até a região dos molares, direcionando a força, tanto no sentido vertical, quanto em 45° com o plano oclusal. Com os resultados obtidos, verificaram que o material resiliente tem a capacidade de distribuir a resultante da carga de forma mais abrangente, especialmente quando a incidência ocorre no sentido vertical, e que ele demonstra maior efetividade na absorção das cargas do que a base convencional. Os autores sugerem ser muito importante o controle das cargas laterais, geradas pelos contatos oclusais, para reduzir as fraturas de próteses reembasadas com material resiliente.

Hayakawa et al. (2000) examinaram as mudanças na função mastigatória das próteses totais convencionais com RMP, em seis pacientes voluntários edentados totais (1 homem e 5 mulheres com idade entre 69 e 86 anos). Foram confeccionadas próteses totais convencionais com resina acrílica termo-polimerizável. Um mês após os devidos ajustes, os pacientes estavam satisfeitos e não apresentavam nenhum desconforto com as próteses. Foram examinados: máxima força de mordida, performance mastigatória, atividade muscular, tempo, impacto e ritmo de mastigação. Após os testes, as próteses foram reembasadas pela técnica indireta com um material macio (Kurepeet Dough). Após o reembasamento da prótese total com o material macio, a força máxima de mordida aumentou 1/3, a performance na mastigação melhorou em 1/4. O impacto na mastigação foi reduzido em 1/4, o tempo de mastigação reduziu em 1/3. A atividade muscular também diminuiu, mas a diferença entre antes e após o reembasamento não foi significativa. Durante o estágio inicial da mastigação, o coeficiente de variação do ciclo, a duração e o

intervalo, tiveram um decréscimo significativo, após a inserção da prótese reembasada com o material resiliente.

Taguchi et al. (2001) afirmam que o uso de RMP é efetivo em aliviar a tensão sob a prótese, que o aumento da sua espessura causa o efeito de diminuição das tensões; e que o RMP de resina acrílica exibiu comportamento viscoelástico após a aplicação de carga, e foi hábil em distribuir e relaxar tensões. O reembasador à base de silicone exibiu menor grau no relaxamento das tensões e comportamento elástico. Os autores orientam ser necessário entender o comportamento viscoelástico e escolher o RMP de acordo com a situação clínica.

Hummel et al. (2002) avaliaram a prevalência e a qualidade das próteses parciais removíveis numa população dos Estados Unidos da América, sendo 17.884 adultos. Havendo o uso de PPR, os critérios de avaliação eram: integridade, dentição desgastada, presença de reembasador temporário, estabilidade e retenção. Nas próteses maxilares, houve prevalência de reembasador e problemas com sua integridade.

Pinto et al. (2002a) estudaram o efeito da termociclagem sobre a deformação permanente de RMP, comparando um material à base de silicone (Mucopren Soft) com um material à base de resina acrílica (Eversoft). A termociclagem prejudicou apenas o material Eversoft, com maior deformação permanente, comparado ao material à base de silicone, Mucopren Soft, que apresentou maior recuperação elástica, submetido ou não a termociclagem.

Pinto et al. (2002b), em estudo *in vitro*, avaliaram o efeito da termociclagem na força adesiva à base de resina acrílica (Clássico e Lucitone 199) e na elasticidade de 4 RMP de longo prazo (Molloplast-B, Flexor, Permasoft e ProTech). No teste elástico, sob condições de controle, o Molloplast B e o Pro Tech tiveram os mais

altos valores de força adesiva. Com relação ao teste de deformação, Flexor e Molloplast B tiveram os mais baixos valores de deformação. Os resultados indicaram que a força adesiva e a deformação permanente dos RMP testados variaram de acordo com sua composição química. Os testes não são totalmente válidos para aplicação em restaurações dentais, porque as forças encontradas foram mais próximas do cisalhamento e rasgamento. Porém, o protocolo serve como um bom método de investigação para avaliar diferenças entre grupos termociclados e grupo controle.

Tamura, Suzuki e Mukai (2002) afirmam, em seus estudos, que o RMP ideal deveria ter a mesma viscoelasticidade da mucosa alveolar. Por meio do teste de deformação, avaliaram as características viscoelásticas de um grupo de RMP. Os materiais avaliados incluem uma borracha de silicone (direto - Sofreliner), *polyolefin* (indireto – Sofreliner), *polyolefin* (indireto – Molteno S) e um condicionador convencional de tecido (Coe Soft Sofreliner), *polyolefin* (indireto – Molteno S) e um condicionador convencional de tecido (Coe Soft), cujas amostras foram submetidas à fadiga mecânica com 75 N de carga, em 1,2 Hz por 200.000 ciclos. Os testes de deformação foram realizados em cada material, com e sem o teste de fadiga, usando condições de baixa carga para conseguir 10% de força, em todas as amostras. A borracha de silicone foi tão macia quanto o condicionador tecidual, mais macia que o *polyolefin*, e apresentou a mais baixa deformação permanente. Já o condicionador tecidual apresentou a maior deformação permanente.

Parr e Rueggeberg (2002) estudaram a influência do método de polimerização nas propriedades clínicas dos RMP, sendo o material Soft Relining autopolimerizável e o Lucisoft com polimerização laboratorial. A dureza do material processado em laboratório (PL) foi maior do que a do autopolimerizado (AP); A

dureza do AP se estabilizou após 1 semana de estocagem em água, enquanto aumentou no PL com a duração da imersão. O AP apresentou menor solubilidade, em todos os intervalos de tempo, após 1 semana.

Muraoka, Takahashi e Hayakawa (2003) afirmam que a carga cíclica é um método usual para avaliar a viscoelasticidade e a durabilidade do RMP, pois a mastigação, supostamente, acelera a degradação deste material. Concluíram que o período de imersão na água aumenta a solubilidade, sendo que o silicone e o elastômero, por não conterem plastificadores, apresentam sorção de água e solubilidade menores. Com a carga cíclica, há a diminuição da deformação elástica tardia e do escoamento.

2.2.3 a união: RMP e base protética

A compatibilidade entre os materiais resilientes e a base da prótese é um fator muito importante para evitar a falha da união. Emmer Jr et al. (1995) avaliaram as forças de adesão e de coesão dos materiais resilientes permanentes, secos e expostos em água por seis meses. Estudando os materiais à base de silicone que utilizam um material intermediário, o silano, para aumentar a união, concluíram que a força de união é fraca, quando a adesão é pobre, ou quando a força de coesão é pequena. Quando a adesão e a coesão são fortes, a falha na união ocorre por carga excessiva.

Al-Athel, Jagger e Jerolimov (1996) estudaram a resistência ao cisalhamento de 3 materiais resilientes (Coe Super Soft, Molloplast-B e Novus), com 3 resinas

para base de prótese (TS 1195, Trevalon, Lucitone 199). As amostras de Coe Super Soft falharam principalmente na adesão, Molloplast-B sempre falhou na coesão e Novus falhou sempre na adesão. A resistência adesiva da Novus está relacionada ao tipo de resina da base acrílica, que é maior quando utilizada com Lucitone e TS 1195.

Jacobsen et al. (1997) afirmam, em seus estudos, que as falhas adesivas entre o reembasador e a base da prótese propiciam o crescimento bacteriano e aceleram a quebra do RMP, resultando em deterioração da prótese. Foram avaliados os efeitos do jato de areia e a aplicação de laser na adesão interfacial entre o polimetilmetacrilato (PMMA) e o silicone, e entre PMMA e polietilmetacrilato (PEMA). Concluíram que é questionável a utilização de preparo mecânico das superfícies de prótese antes da aplicação de RMP.

Gronet, Driscoll e Hondrum (1997) estudaram amostras de 3 resinas resilientes Lynal, Coe Soft e Viscogel e 2 tipos diferentes de selantes Palaseal e Mono-Poly. A resiliência foi medida através da energia absorvida pelas resinas resilientes. Concluíram que a cobertura da superfície porosa do RMP com o selante aumenta o período de resiliência e a longevidade do material.

Waters, Jagger e Polyzois (1999) afirmam que o silicone tem pobre capacidade de molhamento e energia superficial inferior à resina acrílica, sendo o silicone menos suscetível, energeticamente, à adesão bacteriana do que a resina acrílica.

Anil et al. (2000) avaliaram seis marcas comerciais de materiais resilientes (Simpa, Molloplast-B, Flexor, Mucopren (não silanizado), Mucopren (silanizado), Ufigel P e Tokuyama), constituindo 6 grupos, cada um com 40 amostras. Desses, 20 foram colocados em um banho quente por 900 horas, para simular uma situação de

envelhecimento. Outros 20 constituíram o grupo controle. Decorrido esse período, as amostras foram submersas em uma solução radioativa de Ca^{45} durante dois dias. Através de auto-radiografia, observou-se que a micro-infiltração do Mucopren e Molloplast-B foram as menores, e do Flexor e Simpa, as maiores. O processo de envelhecimento não teve efeito significativo na micro-infiltração dos materiais Simpa, Flexor, Mucopren silanizado, e Tokuyama. A silanização dos materiais resilientes pode diminuir a micro-infiltração na interface resina acrílica e material resiliente.

El-Hadary e Drummond (2000) avaliaram os materiais: Lucisoft e Permasoft, para determinar se a variação da composição manifestaria propriedades diferentes. Os testes foram realizados com 48 h, e após 12 semanas. O Lucisoft apresentou menor solubilidade e sorção de água após 6 semanas. Para cada material não houve diferença na força adesiva entre o grupo controle e após 12 semanas. Contudo, o Lucisoft apresentou força adesiva significativamente mais alta do que o Permasoft, podendo proporcionar maior sucesso clínico.

Pesun, Hodges e Lai (2002) afirmam que o tamanho da fenda na junção base da prótese e RMP pode ser afetado pela técnica de acabamento e polimento, e pode variar de acordo com o material. O polimento reduz o tamanho das fendas. Recomendam o uso de broca dental de carboneto de corte cruzado e fino, pedra pomes e óxido de titânio.

Al-Athel, Jagger e Jagger (2002) afirmam que a redução da resistência adesiva e de cisalhamento do Molloplast-B, que ocorre como resultado do período prolongado em água a 37°C , pode ser obtida em período menor, por meio do envelhecimento em alta temperatura da água.

Jin et al. (2003) estudaram as mudanças na rugosidade superficial e a estabilidade de cor dos RMP de silicone e de resina pela ação de soluções

higienizadoras. As amostras foram imersas nas soluções por 8 horas, em temperatura ambiente, e imersas em água destilada pelo restante de 24 horas, a 37° C. A rugosidade superficial foi medida pelo tipo de contato do instrumento com a superfície, e para o teste de estabilidade de cor, os materiais foram imersos nos higienizadores por 180 dias. Os resultados mostraram que os silicones têm mais estabilidade, quanto à rugosidade superficial e à cor, do que as resinas.

Garcia et al. (2003) avaliaram a modificação de dois RMP: Coe Soft e Dentusoft, quando imersos em detergente para prótese Polident. Os RMP apresentaram aumento de peso, em relação aos imersos em água corrente, mas a rugosidade de superfície e a resistência adesiva não foram afetadas.

Haywood et al. (2003a) estudaram o efeito da limpeza diária do RMP com 2 peróxidos ácidos e 1 hipoclorito. O Tokuso Rebase Fast Set apresentou a maior estabilidade de cor, seguido pelo Coe Kooliner. O Total Hard teve a menor estabilidade de cor. A dureza dos materiais não alterou o suficiente, no período de seis meses, para ter significância clínica.

De acordo com Kulak-Ozkan, Sertgoz e Gedik (2003), as falhas adesivas referem-se à total separação na interface entre o material resiliente e a resina acrílica, a falha coesiva refere-se à ruptura dentro do material resiliente, e as mistas referem-se a ambos. Muitos fatores afetam a adesão, o envelhecimento na água, perda do plastificador e outros materiais solúveis, além da absorção de água e saliva. Por isso o uso de *primer* com reembasador é de muita importância no sucesso clínico. As falhas na adesão trazem condições não higiênicas nas regiões descoladas e, freqüentemente, causam falhas funcionais nas próteses. A estabilidade dimensional da prótese e a resiliência ficam comprometidas quando ocorre saída de componentes solúveis do plastificador e a absorção de água e

saliva. O material incha, formam-se tensões na superfície de adesão, e as propriedades viscoelásticas dos materiais resilientes se alteram. As propriedades elásticas são consideradas como um guia geral para a qualidade da borracha. Neste estudo, foi verificado o efeito da termociclagem, para testar a elasticidade da adesão ao polimetilmetacrilato (PMMA), na resistência à tensão elástica de 6 RMP à base de silicone: UfigelC, Ufigel P, Mollosil, Molloplast B, Permafix e Permaflex. O esforço tensivo máximo, antes da falha, foi registrado para cada espécie. O modo da falha foi avaliado e caracterizado como adesivo, coesivo, ou misto.

A termociclagem, em geral, diminuiu a resistência da força adesiva e mudou o modo de falha, para falhas adesivas em RMP. Os resultados mostraram que a força para falha foi de $4,5 \text{ kg/cm}^2$, o que é aceitável em uso clínico. Considerando este critério, todos os materiais testados tiveram também uma força adesiva satisfatória ao PMMA.

Haywood et al. (2003b) compararam a manipulação clínica, a eficácia e a durabilidade de três RMP: Tokuso Rebase Fast Set, Total Hard e Coe Kooliner. Todos melhoraram a fixação da prótese, sendo que o Tokuso Rebase Fast foi o que apresentou melhor desempenho clínico, em relação aos outros materiais. Teve tempo de trabalho mais curto, apresentou maior estabilidade de cor e resistência ao manchamento. Os pacientes tiveram menos sensações desagradáveis de queimação.

Bulad et al. (2004) afirmam que a colonização dos RMP por *Cândida albicans* pode resultar em problemas clínicos e, também, em deterioração do material. No estudo, compararam, em curto prazo, a adesão do fungo em 6 RMP (Eversoft, Ufigel Hard C, Flexor, Lucisoft, Permaflex, Molloplast B) e monitoraram, a longo prazo, a penetração da levedura no material. A menor penetração de *C. albicans* ocorreu no

Eversoft e a maior foi no Ufigel Hard C. A presença do fungo nos outros materiais foi semelhante, pelo fato de serem também semelhantes em sua composição, ou seja, à base de silicone. Em poucas amostras foi observada presença de levedura na junção entre o RMP e a base acrílica, que pode ser atribuída à falha na adesão. Os autores orientam a avaliação da suscetibilidade do paciente à infecção por *C. albicans* antes de se escolher o RMP.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe a desenvolver, em laboratório, um método para conferir à base protética maior retenção à fibromucosa. A partir de uma modificação na sela da prótese, espera-se ser necessária maior força de tração para removê-la do modelo, bem como reduzir sua movimentação no sentido gângivo-oclusal.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para o desenvolvimento desta pesquisa, foram necessários os materiais listados a seguir.

4.1 Material

- Álcool 96 – 92,8º INPM
- Balança de precisão - Marte balanças e aparelhos de precisão Ltda
- Borracha de silicone e catalisador para moldes - Clássico
- Branco Espanha - K-dent quimidrol
- Câmara a vácuo - J/B Industries Inc DV 85N - 250 ½ HP motor 2 stage
- Carbide PM702 Fava
- Cartolina
- Cera em fios C3 - Cerafix
- Cera rosa 7 - Wilson
- Co-polímero metil metacrilato (auto-polimerizante) líquido e pó incolor - Clássico
- Co-polímero metil metacrilato (auto-polimerizante) líquido e pó na cor rosa - Clássico
- Espátula Le Cron - duflex
- Espátula metálica nº 50 - duflex

- Espátula para gesso
- Fita adesiva - 3M
- Gesso especial tipo IV – Dentsply Indústria e Comércio Ltda
- Gesso pedra tipo III Asfer Indústria Química
- Gral de borracha
- Hastes metálicas de secção hexagonal de 6 cm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro
- Isolante para trabalhos em resina acrílica - Al Cote Dentsply
- Isqueiro
- Lamparina
- Lápis comum nº 2
- Mandril para peça reta
- Máquina de polimerização – Righeto & Cia Campinas Ind. e Com.
- Micromotor e peça reta - Kavo
- Modelo em gesso da cavidade oral, do arco inferior, com extremidade livre bilateral
- Mufla metálica nº 2 - Jon
- Óleo vegetal – 200 ml
- Pedra montada trimmer
- Pedra pomes - Asfer Indústria Química Ltda
- Pincel nº 14 - tigre
- Polímero de metil metacrilato (termo-polimerizável) líquido e pó incolor - Clássico
- Poliuretano para modelação e ferramentaria - RenCast 6414-B e 5073-A, fornecido pela VANTICO

- Ponta diamantada - PM042 Fava
- Potes dappen
- Prensa Hidráulica - Delta máquinas especiais São Paulo
- Recipiente plástico - 300 ml
- Recipiente plástico - 50 ml
- Recortador de gesso - Herjos - Herman Josias S/A Ind Com Rio de Janeiro, Ind Brasileira
- Sofreliner Médium - J Morita Brasil
- Tiras de lixa para madeira
- Versa-Test – Advanced force gauge AFG 2500N manufactured in England by Mecmesin

4.2 Métodos

Toda a pesquisa foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP), com a assistência da protética do departamento.

Foi idealizado um modelo do arco dental, construído em resina acrílica, na região referente a osso e dentes, e material resiliente (poliuretano), na região referente à fibromucosa, possibilitando sua compressibilidade (Figura 4.1). Este modelo foi construído com o objetivo de ilustrar e de melhor visualizar aquele que realmente será utilizado na pesquisa, o modelo resiliente. Este último é parcial e apresenta apenas a região edentada.

Para a construção do modelo resiliente, foi escolhido um modelo da cavidade oral (modelo inicial), do arco inferior, obtido na Disciplina de Prótese Removível, da FOUSP. Este modelo apresentava apenas os dentes anteriores, de canino a canino, extremidade livre bilateral, onde a região edentada, área da superfície fibromucosa, não apresentasse retenção (Figura 4.2).

Figura 4.1 - modelo idealizado

Figura 4.2 - modelo inicial

O modelo inicial foi recortado para a obtenção do modelo de trabalho, onde houvesse apenas a região edentada (Figuras 4.3 e 4.4).

Figura 4.3 - modelo de trabalho
vista oclusal

Figura 4.4 - modelo de trabalho
vista lateral

Foi preparada uma forma em silicone deste modelo de trabalho, para a obtenção de réplicas dele. A partir do modelo de trabalho, foram confeccionados o modelo resiliente e as bases acrílicas.

4.2.1 confecção do modelo resiliente

O modelo de trabalho (em gesso) foi uniformemente desgastado em 2mm, na região da fibromucosa, iniciando pela confecção de sulcos na profundidade de 2 mm, utilizando a broca Carbide PM702 – Fava, unindo-os com a pedra montada trimmer. Em seguida, foi construída uma canaleta, com a ponta diamantada PM042 – Fava, contornando toda a superfície anteriormente desgastada, para efeito de retenção do poliuretano. Para este modelo desgastado, foi preparada uma forma em silicone para a obtenção de suas réplicas em resina acrílica (Figuras 4.5 e 4.6).

Figura 4.5 - modelo de trabalho desgastado

Figura 4.6 - réplica em resina acrílica

Para simular a fibromucosa, o modelo em resina recebeu a camada uniforme de material resiliente (poliuretano), com espessura de aproximadamente 2 mm. Para

tanto, o poliuretano foi manipulado de acordo com instruções do fabricante, o ureol 5073 A e o ureol 6414 B foram dispensados em um recipiente plástico de 50 ml, após pesagem em balança de precisão, na proporção 100:18, respectivamente. O material foi espatulado (com espátula 50), vazado na forma de silicone, e deixado na câmara a vácuo por 3 minutos (Figura 4.7), para a saída de bolhas. Em seguida, o modelo em resina foi colocado em posição, na forma de silicone, e mantido com o auxílio de fita adesiva, por 12 horas (Figura 4.8). Com auxílio de espátula lecron, foram removidos os excessos do poliuretano, obtendo-se o modelo resiliente (Figura 4.9), que simula o rebordo da cavidade bucal.

Figura 4.7- câmara a vácuo

Figura 4.8- adição da camada resiliente

Figura 4.9- modelo resiliente

Por meio de resina acrílica, quimicamente ativada e incolor, a base do modelo resiliente foi fixada em um recipiente plástico de 300 ml.

4.2.2 confecção das bases acrílicas

A partir do modelo de trabalho, foram construídas as bases acrílicas, a convencional e a modificada. A base modificada apresenta, na interface base - fibromucosa, uma canaleta.

A começar pela base convencional, ela mesma foi encerada com cera 7 sobre o modelo de trabalho. Em seguida, foi incluída em mufla, prensada com resina termopolimerizável incolor, e depois de desincluída, foi polida com tiras de lixa, pedra pomes e branco espanha (Figuras 4.10 a 4.14).

Figura 4.10 - modelo de trabalho

Figura 4.11 - base encerada

Figura 4.12 - inclusão na mufla

Figura 4.13 - desinclusão da mufla

Figura 4.14 - base acrílica sem canaleta

Para a construção da base acrílica com canaleta, foi aplicada sobre uma réplica do modelo de trabalho, cera meia cana nº 3, com largura de 1,5 mm, a 2 mm da borda, e em todo o perímetro da área edentada (Figura 4.16). Foi construído um molde com silicone (Figura 4.17), para a obtenção de um modelo em gesso. Sobre o modelo com meia cana em gesso (Figuras 4.18 e 4.19), foram realizados todos os passos para a confecção de uma base convencional: enceramento da base, inclusão em mufla, prensagem em resina acrílica termopolimerizável incolor, desinclusão e polimento (Figura 4.20).

Figura 4.15 - modelo trabalho

Figura 4.16 - meia cana em cera

Figura 4.17 - molde em silicone

Figura 4.18- meia cana em gesso

Figura 4.19- meia cana em gesso

Figura 4.20- base com canaleta

4.2.3 adequação das bases e testes

Confeccionadas as bases acrílicas, foram fixadas as hastes metálicas em ambas (Figura 4.21). Ora a base modificada, ora a convencional, a base foi posicionada sobre o modelo resiliente, e o conjunto foi levado à base da Versa-Test. Numa extremidade, a haste metálica foi fixada ao mandril da Versa-Test, na outra extremidade, a haste foi fixada à base acrílica na posição vertical, por meio de resina acrílica quimicamente ativada. Tanto no posicionamento do modelo resiliente no recipiente e sua fixação, como na fixação das hastes metálicas sobre as bases, houve um cuidado, afim de se permitir um fácil posicionamento e a remoção das bases.

Figura 4.21 - bases acrílicas com hastes

O silicone Sofreliner MS (Figura 4.22) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido na canaleta da base acrílica, por meio de uma pistola (Figura 4.23), sendo colocada em posição sobre o modelo resiliente, até a cura (Figura 4.24).

Figura 4.22- RMP

Figura 4.23- pistola para inserção do RMP

Figura 4.24- base acrílica com RMP

Deste modo, a base modificada também estava pronta para iniciar os testes.

A base foi colocada sobre o modelo resiliente e fixada ao mandril da Versa-Test (Figura 4.25). O recipiente, no qual estava o modelo resiliente, recebeu óleo vegetal até que cobrisse completamente a base acrílica que estava sobre o modelo, para simular a saliva, um meio com tensão superficial e viscoso.

Figura 4.25- Versa-Test

Figura 4.26- vista aproximada do corpo de prova

Foram realizados 336 testes, sendo 168 movimentos de pressão e 168 movimentos de tração, para a base acrílica sem canaleta, e o mesmo para a base modificada, com canaleta e silicone. As forças de pressão e de tração (vista aproximada na Figura 4.26) foram produzidas pela Versa-Test. Os valores foram registrados em newton (N).

5 RESULTADOS

Aos resultados desta pesquisa, foram aplicadas a Análise de Variância (ANOVA) e as técnicas estatísticas: Intervalo de Confiança e Correlação de Pearson.

Foi definido, para este trabalho, um nível de significância de 0,05 (5%), devido à extensa amostragem, e os intervalos de confiança construídos com 95%.

A Tabela 5.1 apresenta os resultados para pressão e tração dos modelos com e sem silicone, utilizando o teste de ANOVA.

Tabela 5.1 - Análise de Variância – teste de ANOVA

Modelos	P_{máx} (N)		T_{máx} (N)	
	Com Silicone	Sem Silicone	Com Silicone	Sem Silicone
Média	29,03	28,45	8,95	5,17
Mediana	28,9	24,5	9,3	5,3
Desvio Padrão	7,78	15,37	4,79	2,13
Mínimo	11,2	6,8	0	0,9
Máximo	52,5	129	18,1	9,8
Tamanho	168	168	168	168
Limite Inferior	27,85	26,12	8,23	4,85
Limite Superior	30,21	30,77	9,68	5,49
p-valor	0,662		<0,001	

O p-valor 0,662 para pressão é maior que o nível de significância adotado, 0,05, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os modelos com e sem silicone. Enquanto que o p-valor menor que 0,001 para tração é menor que o nível de significância adotado, havendo diferença estatisticamente significativa entre os modelos com e sem silicone.

O intervalo de confiança é constituído pelos limites inferior e superior, ou seja, a média populacional pode estar entre esses dois limites, segundo a confiança

estabelecida. Pode-se averiguar, assim que, para a pressão, não existe diferença média estatisticamente significativa entre os modelos, mesmo os modelos com silicone tendo uma pressão média maior. Enquanto na tração, a diferença média existente entre os modelos é considerada estatisticamente significativa, ou seja, os modelos com silicone possuem uma tração média estatisticamente maior e melhor que os modelos sem silicone.

O Gráfico 5.1 apresenta a média dos modelos para pressão:

Gráfico 5.1 - Média dos Modelos para Pressão

E o Gráfico 5.2 apresenta a média dos modelos para tração:

Gráfico 5.2 - Média dos Modelos para Tração

O Gráfico 5.3 apresenta a média e o intervalo de confiança para pressão:

Gráfico 5.3 - Média e Intervalo de Confiança para Pressão

E o Gráfico 5.4 apresenta a média e o intervalo de confiança para tração:

Gráfico 5.4 - Média e Intervalo de Confiança para Tração

Para verificar se existe alguma relação entre as variáveis, pressão e tração, em cada um dos modelos, foi utilizada a Correlação de Pearson. Assim, foi mensurado o quanto as variáveis estão interligadas. Os resultados foram colocados numa matriz de correlação:

A correlação entre pressão e tração é classificada como ótima, tanto nos modelos com silicone (87%), como nos modelos sem silicone (83,4%). Como a correlação é positiva, significa que, à medida que uma variável aumenta seu valor, a

outra também aumenta, proporcionalmente. Desta forma, quanto maior a pressão, maior será a tração, e vice-versa.

A distribuição conjunta de pressão e de tração com silicone está apresentada no Gráficos 5.5:

Gráfico 5.5 - Distribuição Conjunta de Pressão e de Tração - Com Silicone

A distribuição conjunta de pressão e de tração sem silicone está apresentada no Gráfico 5.6:

Gráfico 5.6 - Distribuição Conjunta de Pressão e de Tração - Sem Silicone

6 DISCUSSÃO

Na reabilitação oral, há uma realidade que impõe ao cirurgião-dentista, especialmente ao protesista, a busca de alternativas para melhorar a performance da prótese removível (PR), ou seja, confeccionar um aparelho integrado ao sistema estomatognático, que apresente o equilíbrio biomecânico necessário para preservar as estruturas remanescentes, quando do desempenho de suas funções. A PR é uma das mais importantes formas de reconstrução por sua versatilidade, devendo-se atender aos quesitos conforto e estética. Além disso, pesquisadores (GIL, 1995a, b; GIL; TODESCAN, 1995) afirmam que essa prótese minimiza a severidade dos sinais e dos sintomas disfuncionais.

Devido à diferença de resiliência entre fibromucosa e ligamento periodontal (STEIGER; BOITEL, 1959³, apud BEN-UR; HELFT; SEREBRO, 1983), faz-se necessário o planejamento da prótese, buscando a distribuição e o equilíbrio de forças entre dente e tecido mole (BADCOCK, 1936; BOERO; FORBES, 1972; DE FIORI, 1993; FRECHETTE, 1956; FRONER, 1999). Os recursos são: selas extensas, redução do número de dentes artificiais (CHRISTENSEN, 1962), moldagem funcional, ferulização dos suportes para reduzir o braço de alavanca no sentido méso-distal (ZANETTI; LAGANÁ, 1988). Além de todos esses recursos, Gil e Silva (1999) orientam a realização da redução das superfícies oclusais no sentido vestibulo-lingual, apoio oclusal por mesial, associado aos braços de retenção e de reciprocidade e à placa proximal distal, além de bom equilíbrio oclusal.

³ Steiger AA, Boitel RH. Precision work for partial denture. Zurok: Stepo; 1959.

Da incidência de carga sobre a prótese, resulta a movimentação em direção ao rebordo, comprimindo os tecidos que recobrem o osso alveolar (COMPAGNONI; SOUZA; LELES, 2003; McCracken, 1960; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1996). Fatores sistêmicos e locais contribuem para a remodelação óssea, sendo que a pressão é um fator local de grande significado neste processo, levando a um resultado final de reabsorção óssea (AYDINLIK; AKAY, 1980; BEERSTECHER; BELL, 1974; OPPENHEIM, 1930), e à perda de retenção da prótese devido à desadaptação interna (COMPAGNONI; SOUZA; LELES, 2003). Além da reabsorção óssea e da adaptação deficiente da sela protética, outros fatores como o bruxismo, o tecido hiperplásico que reveste o rebordo residual, e a distorção volumétrica da prótese durante a inclusão, são condições que podem ser agravantes para o movimento da sela protética durante a função (APPLEGATE, 1955). As forças oclusais transmitidas aos suportes por uma PPR podem ter um componente, tanto de alavancagem, quanto ortodôntico, especialmente em casos de extremidade livre no arco inferior (ÖWALL, KAYSER; CARLSSON, 1997). Daí a importância da remontagem e reembasamento freqüentes da prótese (LAGANÁ, 1996), bom controle da placa e de serviços de manutenção, para evitar a indução de qualquer processo de dano periodontal aos dentes suportes pelas forças transmitidas por uma PPR (ÖWALL, KAYSER; CARLSSON, 1997). Além disso, o rebordo residual sobrecarregado, com o passar dos anos de edentulismo, apresenta mucosa fina e de pobre resiliência, pouca capacidade de absorção de choque (MURAOKA; TAKAHASHI; HAYAKAWA, 2003; TAMURA; SUZUKI; MUKAI, 2002), causando ao paciente sintomatologia dolorosa durante a mastigação.

Deste modo, em relação ao movimento vertical da prótese mucosa-dento-suportada, quando em função, a literatura tem apresentado trabalhos onde se considera apenas o movimento no sentido ocluso-gengival, como a pressão e a distribuição das tensões (CARDOSO, 1983; FARAH; MACGREGOR; MILLER, 1979), quando se exerce a força da mastigação sobre a sela, e alternativas para minimizar os problemas que advém deste funcionamento. Nesta pesquisa, considera-se também a força de pressão sobre o rebordo, mas, principalmente, a força de tração, que movimenta a sela da prótese no sentido gângivo-oclusal, como já citado por Nally (1973), quando considerou os seis tipos de movimentos que a PPREL pode sofrer (três de translação e três de rotação). Esse movimento, gângivo-oclusal, pode ocorrer em diversas situações clínicas. Quando, por exemplo, na reabilitação de arco edentado bilateral, a mastigação é exercida num hemiarco da prótese, há uma força de tração que leva à remoção da sela no outro hemiarco, ou ainda, uma força de tração que leva a sela a se deslocar do rebordo, por causa de alimentos pegajosos, situação em que, além do desconforto com o deslocamento da sela, soma-se a entrada de alimentos sob a mesma.

Para reduzir essa instabilidade, existem diversos dispositivos de retenção direta e indireta envolvendo os pilares dentais, como os grampos, apoios, placas proximais e também os encaixes, os quais, de acordo com Laganá (1996), para serem utilizados, deve-se haver domínio técnico, além da avaliação de métodos disponíveis para reduzir ou distribuir forças, pois apresentam um potencial de forças que a prótese pode transmitir aos dentes e ao rebordo. A implantodontia também traz a possibilidade de minimizar a movimentação da prótese. Porém, ela apresenta suas limitações, quando há falta de osso, ou em condições inadequadas de saúde do paciente para este tratamento, ou por custos consideravelmente maiores.

Devem ser considerados, ainda, os fenômenos físicos de retenção que ocorrem na região da fibromucosa, os quais, viabilizados, trariam benefícios, complementando o sistema de retenção no tratamento. A sela protética adequadamente adaptada à fibromucosa tem a função de reduzir a pressão por área sobre o rebordo, e, sob a ação da saliva, de promover retenção indireta à prótese. Com o intuito de avaliar a retenção da base protética e de propor um método para aumentar sua retenção à fibromucosa, foram construídos um modelo de hemicarco dental com superfície resiliente, para simular a fibromucosa, e uma base protética modificada pela presença de reembasador macio de prótese (RMP) na superfície que contata à fibromucosa.

Entre suas indicações, o RMP tem sido utilizado em pacientes com desconforto crônico dos tecidos leves sob a base da prótese. Além de reduzir o trauma à fibromucosa (EDUARDO, 1997), pode ser utilizado para aumentar a estabilidade e a retenção da prótese (ANTONELLI; HOTTEL, 2001; MACK, 1989), para compensar a perda de espessura e da função da mucosa, ao preencher o espaço entre a prótese e o rebordo edentado (SHUMAN, 2001; TAMURA; SUZUKI; MUKAI, 2002), numa prótese de transição.

Devido às características de elasticidade e resiliência, este material é efetivo na distribuição das tensões. A camada resiliente atua na absorção de choque e distribui o efeito da força concentrada, uniformemente, ao longo da base da prótese (AYDINLIK; AKAY, 1980; CHO; LANDESMAN; ADOMIAN, 1997; HAMADA; SHIGETOU; MURATA⁴ (1991, apud TAMURA; SUZUKI; MUKAI, 2002); KAWANO et al., 1997; KIAT-AMNUAY; KHAN; GETTLEMAN, 1999; QUDAH; HARRISON; HUGGETT, 1990; SATO et al., 2000; SHIM; WATTS, 2000; TAGUCHI et al., 2001).

⁴ Hamada T, Shigetou N, Murata H. Mechanical and physical properties of denture lining materials, in Hamada T (ed): Denture lining. Tokyo, Japan. Japan Medical Culture Center 1991:55-94.

Em estudo clínico, pesquisadores mostraram que, após a inserção da prótese reembasada com o material resiliente, ocorreu melhora substancial no desempenho da função mastigatória (HAYAKAWA et al., 2000), sendo esse resultado favorável uma motivação em se optar pela pesquisa com RMP.

A compatibilidade entre os materiais resilientes e a base da prótese é um fator muito importante para evitar falha na união (AL-ATHEL, JAGGER; JAGGER, 2002). Estudos com termociclagem registram que os RMP mantêm uma força adesiva satisfatória ao polimetilmetacrilato (KULAK-OZKAN; SERTGOZ; GEDK, 2003). Possíveis falhas na união do RMP com a base acrílica podem trazer condições não higiênicas nas regiões descoladas, causar falhas funcionais, e deterioração das próteses (AL-ATHEL; JAGGER; JEROLIMOV, 1996; HUMMEL et al., 2002), que podem ocorrer por fraca adesão ou coesão, ou ainda por carga excessiva (EMMER JR et al., 1995), propiciando o crescimento bacteriano (JACOBSEN et al., 1997), ou a colonização por *Cândida albicans* (BULAD et al., 2004). A silanização é um recurso que pode diminuir a micro-infiltração na interface RMP e base acrílica (ANIL et al., 2000), sem dispensar o polimento na superfície da junção da base da prótese com o RMP (PESUN; HODGES; LAI, 2002). Para aumentar o período de resiliência e a longevidade do material, é realizada a cobertura da superfície porosa do RMP com o selante (GRONET; DRISCOLL; HONDRUM, 1997). Diversos autores mostraram que as propriedades dos RMP de silicone são melhores do que os de resina (EL-HADARY; DRUMMOND, 2000; GARCIA et al., 2003; HAYWOOD et al., 2003a, b; JEPSON; McCABE; STORER, 1993; JIN et al., 2003; KAWANO et al., 1997; KIAT-AMNUAY; KHAN; GETTLEMAN, 1999; MURAOKA; TAKAHASHI; HAYAKAWA, 2003; MURATA et al., 1998; PINTO et al., 2002a, b; TAMURA; SUZUKI; MUKAI, 2002; WATERS, JAGGER E POLYZOIS, 1999). O RMP

autopolimerizável apresenta menor dureza e menor solubilidade do que o processado em laboratório (PARR; RUEGGEBERG, 2002). Esses estudos contribuíram para a escolha do silicone utilizado na pesquisa.

A prótese mucosa-suportada, quando reembasada, tem sua base totalmente apoiada em RMP, e, sob pressão, sofre um movimento horizontal, permitido pela resiliência do material, seguido do restabelecimento da dimensão vertical. Porém, numa prótese mucosa-dento-suportada, a resiliência do RMP permitiria o aumento da alavanca e o dano aos pilares dentais. Por este motivo, a base foi modificada para apresentar apenas uma canaleta de 2 mm de largura, preenchida por silicone, distando 2 mm do fundo de sulco, para não interferir na dimensão vertical de oclusão. Assim, quase toda a extensão rígida da base mantém o contato com a fibromucosa, sem comprometer a biomecânica da prótese mucosa-dento-suportada, numa aplicação clínica. Ainda, ao apresentar apenas um filete de silicone, para aumentar o vedamento da área edentada, a base perde pouco da sua estrutura rígida, sem a fragilização que ocorre nos reembasamentos.

No movimento de pressão e de tração, o posicionamento da base acrílica sobre o modelo ocorreu sob total imersão em óleo, pois, foi necessário um meio viscoso, com tensão superficial, possibilitando os fenômenos físicos de adesão e coesão, como cita Tamaki (1983), para base de prótese total. Não houve diferença estatisticamente significativa na pressão sobre os dois tipos de base. Em média, a pressão exercida foi 3 kg de força, mas, de acordo com Oliveira (1997), dependendo da precisão da PPR, das condições dos dentes remanescentes, e da musculatura, a força da mastigação pode, em média, ser 10 vezes este valor. Para os objetivos da pesquisa a pressão exercida foi satisfatória, e pôde-se observar que, à medida que

se aumentava a pressão nos dois tipos de base, a força de tração para removê-la do modelo aumentava também, numa correlação positiva e proporcional.

Os resultados mostraram a necessidade de maior força de tração, estatisticamente significativa, para remover a base do modelo, modificada por apenas um filete de silicone, o que já melhora a retenção desta base de prótese, em relação à base sem silicone. Vários fatores podem explicar este resultado, como o atrito entre o silicone e a mucosa artificial, pois o silicone, segundo Waters, Jagger; Polyzois (1999), apresenta pobre capacidade de molhamento e baixa energia superficial. Também pelo maior vedamento e selamento promovido pelo silicone na fibromucosa, e ainda, por sua viscoelasticidade, pois, assim como a saliva promove aumento da retenção na proporção da sua viscosidade (TAMAKI, 1983), sugere-se que o RMP, também dispondo da propriedade de ser viscoelástico, promova maior retenção da base acrílica.

Este trabalho vem propor um novo método para que a prótese possa utilizar ainda mais a fibromucosa como meio de retenção, além do suporte. Pois, acredita-se que, clinicamente, a base acrílica modificada com o material resiliente em íntimo contato com a fibromucosa, possa conferir maior retenção da prótese na boca. Essa desejada e equilibrada retenção da prótese, pode trazer benefícios, como menor amplitude na movimentação, com maior estabilidade e conforto ao paciente, mais força na mastigação, e menor esforço muscular.

Porém, para demonstrar se, clinicamente e funcionalmente, esse dispositivo proporciona maior retenção da prótese, são necessários mais estudos.

7 CONCLUSÕES

A partir da metodologia desenvolvida e de seus resultados, pode-se concluir:

1. É necessária maior força de tração para remover do modelo a base acrílica que apresenta silicone, em relação à base sem silicone.
2. Para os modelos sem silicone e com silicone, os valores da força de tração aumentam, proporcionalmente, aos valores de pressão.

REFERÊNCIAS¹

- Al-Athel MS, Jagger RG, Jerolimov V. Bond strength of resilient lining materials to various denture base resins. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):167-70.
- Al-Athel M, Jagger R, Jagger D. Effect of ageing on the bond strength of a permanent denture soft lining material. *J Oral Rehabil* 2002;29(10):992-6.
- Anil N, Hekimoglu C, Büyükbaz N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):394-9.
- Antonelli JR, Hottel TL. The “flexible augmented flange technique” for fabricating complete denture record bases. *Quintessence Int* 2001;32(4-6):361-4.
- Applegate, OC. The partial denture base. *J Prosthet Dent* 1955;5(5):636-48.
- Aydilink E, Akay HU. Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. *J Prosthet Dent* 1980;44(1):17-20.
- Badcock JH. The design of partial dentures. *Br Dent J* 1936;61(8):465-70.
- Beerstecher Jr E, Bell RW. Some aspects of the biomechanical dynamics in the periodontal ligament and alveolar bone resulting from traumatic occlusion. *J Prosthet Dent* 1974;32(6):646-50.
- Ben-Ur Z, Helft M, Serebro L. Planning the clasp system for a distal extension removable partial denture. *Quintessence Dent Technol* 1983;7(1):15-8.
- Boero E, Forbes WG. Considerations in design of removable prosthetic devices with no posterior abutments. *J Prosthet Dent* 1972;28(3):253-63.
- Bulad K, Taylor RL, Verran J, McCord JF. Colonization and penetration of denture soft lining materials by *Candida albicans*. *Dent Materials* 2004;20(2):167-75.
- Cardoso AC. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre [Tese de Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1983.
- Cho GC, Landesman HM, Adomian JG. An alternative altered cast technique for a distal extension removable partial denture. *J Calif Dent Assoc* 1997;25(5):377-80.
- Compagnoni MA, Souza RF, Leles CR. Estudo cinesiológico da movimentação da prótese total resultante da deformação da fibromucosa em desdentados totais. *Pesq Odontol Bras* 2003;17(4):356-61.
- Christensen FT. Mandibular free end denture. *J Prosthet Dent* 1962;12(1):111-5.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

De Fiori RS. Atlas de prótese parcial removível. 4ª ed. São Paulo: Pancast; 1993.

Eduardo JVP. Materiais macios usados em base de prótese total para reembasamento direto e indireto. Rev Assoc Paul Cir Dent 1997;51(6):531-3.

El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility and tensile bond strength of two soft lining materials. J Prosthet Dent 2000;83(3):356-61.

Emmer Jr TJ, Emmer TJ, Vaidynathan J, Vaidynathan TK. Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base. J Prosthet Dent 1995;74:595-601.

Farah JW, MacGregor AR, Miller TPG. Stress analysis of disjunct removable partial dentures. J Prosthet Dent 1979;42(3):271-5.

Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J Prosthet Dent 1956;6(2):195-212.

Froner EE. Comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidades livres com sistemas de encaixes [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Garcia RCMR, Léon BLT, Oliveira VMB, Cury AADB. Effect of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. J Prosthet Dent 2003;89(5):489-94.

Gil C. Avaliação da severidade dos sinais e sintomas das desordens crâniomandibulares (DCM) de hemiarcos de pacientes edentados unilaterais (Classe II de Kennedy) portadores e não portadores de prótese parcial removível (PPR). Rev Odontol Univ São Paulo 1995a;9(2):137-44.

Gil C. Prevalência de sons articulares e desordens craniomandibulares (DCM) entre pacientes edentados unilaterais portadores e não portadores de prótese parcial removível (PPR). Rev Odontol Univ São Paulo 1995b;9(4):299-305.

Gil C, Silva LG. Ação e efeitos das conexões rígidas e elásticas na distribuição de esforços em arcos parcialmente edentados de extremidade livre: um estudo comparativo. RPG Rev Pós Grad São Paulo, 1999;6(3):253-61.

Gil C, Todescan R. Prevalência de sensibilidade dolorosa à palpação na região da articulação temporomandibular (ATM) entre pacientes edentados unilaterais, portadores e não portadores de próteses parciais removíveis (PPR). Rev Odontol Univ São Paulo 1995;9(3):161-6.

Gronet PM, Driscoll CF, Hondrum SO. Resiliency of surface-sealed temporary soft denture liners. J Prosthet Dent 1997;77(4):370-4.

Hayakawa I, Hirano S, Takahashi Y, Keh ES. Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner. Int J Prosthodont 2000;13(3):227-31.

Haywood J, Wood DJ, Gilchrist A, Basker RM, Watson CJ. A comparison of three hard chairside denture reline materials. Part II. Changes in colour and hardness following immersion in three commonly used denture cleansers. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003a;11(4):165-9.

Haywood J, Basker RM, Watson CJ, Wood DJ. A comparison of three hard chairside denture reline materials. Part I. Clinical evaluation. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003b;11(4):157-63.

Hummel SK, Wilson MA, Marker VA, Nunn ME. Quality of removable partial dentures worn by the adult U.S. population. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):37-43.

Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA. Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):153-8.

Jepson NJA, McCabe JF, Storer R. Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. *J Dent* 1993;21(3):163-70.

Jin C, Nikawa H, Makihiro S, Hamada T, Furukawa M, Murata H. Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. *J Oral Rehabil* 2003;30(2):125-30.

Kawano F, Koran A, Nuryanti A, Inoue S. Impact absorption of four processed soft denture liners as influenced by accelerated aging. *Int J Prosthodont* 1997;10(1):55-60.

Kiat-Amnuay S, Khan Z, Gettleman L. Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):568-73.

Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):303-10.

Laganá DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Mack PJ. Denture soft lining materials: clinical indications. *Austr Dent J* 1989;34(5):454-8.

McCracken WL. Partial denture construction – principles and techniques. St. Louis: Mostby; 1960.

Muraoka G, Takahashi H, Hayakawa I. Effects of cycling loading on viscoelastic properties of soft lining materials. *Dent Mater J* 2003;22(3):251-61.

Murata H, Haberham RC, Hamada T, Taguchi N. Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):714-22.

Nally JN. Methods of handling abutment teeth in class I partial dentures. *J Prosthet Dent* 1973;30(4):561-6.

Oliveira EJ. Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro;1997.

Oppenheim A. Bone changes during tooth movement. *Int J Orthod Oral Surg Radiol* 1930;16(5):535-51.

Öwall B, Kayser AF, Carlsson GE. Prótese Dentária. Princípios e condutas estratégicas. Trad. de Fernando Luiz Brunetti Montenegro. São Paulo: Artes Médicas, 1997.

Parr GR, Rueggeberg FA. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):139-44.

Pesun IJ, Hodges J, Lai JH. Effect of finishing and polishing procedures on the gap width between a denture base resin and two long-term, resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):311-8.

Pinto JRR, Mathias AC, Eduardo JVP, Sinhoreti MAC, Mesquita MF. Estudo dos materiais reembasadores resilientes em prótese total. *Rev APCD* 2002a;56(2):131-4.

Pinto JRR, Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent* 2002b;88(5):516-21.

Qudah S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. *Int J Prosthodont* 1990;3(5):477-83.

Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000;(27):660-3.

Shim JS, Watts DC. An Examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):19-24.

Shuman IE. The art of the reline. *Dent Today* 2001;20(5):84-7.

Taguchi N, Murata H, Hamada T, Hong G. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. *J Oral Rehabil* 2001;28(11):1003-8.

Tamaki T. Dentaduras completas. 4ª ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Tamura F, Suzuki S, Mukai Y. An evaluation of the viscoelastic characteristics of soft denture liners. *J Prosthodont* 2002;11(4):270-7.

Todescan R, Silva EEB, Silva OJ. Atlas de prótese parcial removível. São Paulo: Santos; 1996.

Waters MGJ, Jagger RG, Polyzois GL. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 1999;81(4):439-43.

Zanetti AL, Laganá DC. Planejamento: prótese parcial removível. São Paulo: Sarvier; 1988.

Zanetti AL, Laganá DC. Planejamento: prótese parcial removível. 2ª ed. São Paulo: Sarvier; 1996.