

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE**

GLAUCO RANGEL ZANETTI
Cirurgião-Dentista

**INFLUÊNCIA DO MATERIAL DE INCLUSÃO E APOIO DA
GRADE METÁLICA NA ESTABILIDADE DE PRÓTESES
PARCIAIS REMOVÍVEIS DE EXTREMIDADE LIVRE
DURANTE O PROCESSAMENTO DAS BASES
POLIMERIZADAS POR ENERGIA DE MICROONDAS**

Tese apresentada a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas, para
obtenção de grau de Doutor em Clínica
Odontológica - Área de Prótese Dental.

**Piracicaba – SP
2000**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

GLAUCO RANGEL ZANETTI
Cirurgião-Dentista

**INFLUÊNCIA DO MATERIAL DE INCLUSÃO E APOIO DA
GRADE METÁLICA NA ESTABILIDADE DE PRÓTESES
PARCIAIS REMOVÍVEIS DE EXTREMIDADE LIVRE
DURANTE O PROCESSAMENTO DAS BASES
POLIMERIZADAS POR ENERGIA DE MICROONDAS**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 10 / 07 / 2001

Assinatura do Orientador

Tese apresentada a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas, para
obtenção de grau de Doutor em Clínica
Odontológica - Área de Prótese Dental.

Orientadora: Prof^a. Dr.^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa

**Piracicaba – SP
2000**



00671100

UNIDADE BC
 N.º CHAMADA: T/ UNICAMP
Z16i
 V. Ex.
 TOMBO BC/ 46152
 PROC. 16-392/01
 C ☐ D ☒
 PREÇO R\$ 11,00
 DATA 17-02-01
 N.º CPD

CM00158856-5

Ficha Catalográfica

Z16i Zanetti, Glauco Rangel.
 Influência do material de inclusão e apoio da grade metálica na
 estabilidade de próteses parciais removíveis de extremidade livre
 durante o processamento das bases polimerizadas por energia de
 microondas. / Glauco Rangel Zanetti. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2000.
 132p.: 20il.

 Orientadora: Profª Drª Célia Marisa Rizzatti-Barbosa.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

 1. Resinas acrílicas dentárias. 2. Prótese dentária parcial
 removível. 3. Silicones. 4. Materiais dentários. 5. Revestimentos. I.
 Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de
 Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da
 Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 24 de Novembro de 2000, considerou o candidato GLAUCO RANGEL ZANETTI aprovado.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Profa. Dra. ANA LUCIA MACHADO CUCCI

3. Prof. Dr. GERSON BONFANTE

4. Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

5. Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GÓES

Dedico este trabalho à
Liliane e à minha família.

AGRADECIMENTOS

À Prof^ª. Dr^ª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa pela dedicação, paciência e calor humano transmitido na orientação deste trabalho.

À Prof^ª. Dr^ª. Glaucia Maria Boni Ambrosano da Área de Bioestatística pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores da Área de Prótese pelo respeito, cordialidade e generosidade demonstrados na convivência diária.

Aos amigos e colegas do curso pelas lições de ciência e fraternidade, e pela cooperação oferecida gratuitamente em todos os momentos em que se fez necessária.

Aos professores de Materiais Dentários por permitirem gentilmente, que parte deste experimento fosse realizado no laboratório da área.

Aos técnicos em prótese dental Anderson Paschoal Luppi e Walace Andrade pela fundamental colaboração na realização deste trabalho.

Ao Centro Odontológico do HPMS pela compreensão e liberação das minhas funções para que eu pudesse concluir o Doutorado.

À FAPESP pelo provimento de fundos para aquisição de parte do material e equipamento utilizado neste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba por me acolher de forma calorosa no transcorrer do meu curso de pós-graduação.

SUMÁRIO

1. RESUMO	13
2. ABSTRACT.....	15
3. INTRODUÇÃO.....	17
4. REVISÃO DA LITERATURA	23
5. METODOLOGIA	73
5.1. Material.....	73
5.2. Métodos.....	74
5.2.1. Grupos de amostras	74
5.2.2. Obtenção dos modelos de gesso.....	75
5.2.3. Confeção das estruturas metálicas	76
5.2.4. Padronização das bases.....	81
5.2.5. Primeira mensuração.....	84
5.2.6. Inclusão e eliminação da cera.....	87
5.2.7. Prensagem	90
5.2.8. Polimerização	92
5.2.9. Desinclusão e acabamento.....	93
5.2.10. Segunda mensuração.....	94
5.2.11. Análise Estatística	94
6. RESULTADOS.....	97
7. DISCUSSÃO.....	99
8. CONCLUSÃO	111
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*	113
10. APÊNDICE.....	125
10.1. Análise Estatística	125
10.2. Dados Originais	129

1. RESUMO

Este estudo avaliou a influência do material de inclusão (gesso tipo II Herodent® "G", silicone por condensação laboratorial Zetalabor® "Z"), e da configuração da porção distal da grade metálica (com apoio "C" e sem apoio "S" sobre o modelo), nas alterações horizontais (esquerda "HE" e direita "HD") e verticais (esquerda "VE" e direita "VD"), entre as porções distais de estruturas metálicas de próteses parciais removíveis (PPR's) e seus respectivos modelos durante o processamento das bases em resina acrílica. Foram utilizados modelos simulando uma arcada inferior parcialmente desdentada classe I de Kennedy. Quarenta amostras padronizadas foram divididas em quatro grupos. As bases foram processadas com uma resina polimerizada por energia de microondas (Onda-Cryl®). Os dados foram submetidos à análise de variância e as médias, ao teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados das médias das alterações em milímetros, nos grupos GC (HE=0,2043; HD=0,1610; VE=0,0599; VD=0,0599), GS (HE=0,1888; HD=0,1156; VE=0,2063; VD=0,2420), ZC (HE=0,1796; HD=0,2025; VE=0,0717; VD=0,1396), ZS (HE=0,2043; HD=0,0746; VE=0,2143; VD=0,2880) indicaram que: na VE e VD, G não diferiu de Z, mas C apresentou alterações significativamente menores que S; na HE os grupos não diferiram estatisticamente entre si; na HD não houve diferença significativa entre (ZC e GC), (GC e GS), (GS e ZS) e as alterações foram progressivamente maiores em ZS, GS, GC e ZC.

PALAVRAS CHAVES: *Resinas Acrílicas Dentárias - Microondas - Silicones - Próteses Parciais Removíveis - Materiais Dentários - Material de Inclusão*

2. ABSTRACT

This study evaluated the effect of two types of investment material ("G", type II dental stone, Herodent®; "Z", condensation silicone, Zetalabor®) and two types of design of the distal portion of the metallic framework ("S", with support in the model; "N", without support in the model) in the horizontal ("HL", left; "HR", right) and vertical ("VL", left; "VR", right) distance changes between the distal portion of the metallic framework and their respective models during processing of the acrylic bases. A lower Kennedy Class I model was used. Forty standardized RPD's were prepared and equally divided into 4 groups. The RPD's bases were processed using a microwave-cured acrylic resin (OndaCryl®). Data was submitted to a "Tukey's Studentized" test ($p < 0.05$). The results of the means alterations in millimeters, in the groups GS (HL=0.2043; HR=0.1610; VL=0.0599; VR=0.0599), GN (HL=0.1888; HR=0.1156; VL=0.2063; VR=0.2420), ZS (HL=0.1796; HR=0.2025; VL=0.0717; VR=0.1396), ZN (HL=0.2043; HR=0.0746; VL=0.2143; VR=0.2880) showed that for VL and VR measurements, G and Z were not different, and S showed statistical lower changes than N. There was not difference of HL among groups. Considering HR, there was no statistical difference between groups for each following pair: ZS-GS, GS-GN and GN-ZN. Changes were crescent in the order ZN, GN, GS and ZS.

KEY WORDS: *Dental Acrylic Resins – Removable Partial Dentures - Microwaves - Silicons - Dental Materials - Inclusion Material*

3. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos progressos têm ocorrido no meio odontológico. Esta evolução acontece em todos os níveis, melhorando a expectativa de se viver com saúde bucal, mesmo para aqueles que por algum motivo já não apresentam todos os dentes nas arcadas.

O desenvolvimento do método de polimerização por energia de microondas buscou dentre outros aspectos, as vantagens quanto à rapidez e a praticidade. Por ser um método imediato e homogêneo, cada vez mais tem sido empregado nos laboratórios odontológicos. A partir dos estudos de NISHII⁴⁵ em 1968, foram desenvolvidas técnicas e resinas acrílicas adequadas para este método de polimerização, proporcionando propriedades físicas semelhantes às resinas termopolimerizadas por técnicas convencionais (KIMURA *et al.*³³, 1983; KIMURA *et al.*³⁴, 1984; SANDERS *et al.*⁶², 1987; DE CLERK¹⁸ 1987; TURCK *et al.*⁷³, 1992; SALIM *et al.*⁶¹, 1992; DYER & HOWLET²², 1994; DEL BEL CURY *et al.*¹⁹, 1994; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁵⁶, 1995; RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY⁵⁷, 1996; ANUSAVICE *et al.*⁴, 1996; PITTA⁵¹, 1997).

Assim como a técnica de polimerização por meio de microondas, a utilização de silicones com reação de polimerização por condensação como material de inclusão, surgiu na busca de rapidez e facilidade no processamento das próteses. Este método também vem sendo cada vez mais utilizado. A rapidez e as facilidades na limpeza e acabamento da prótese polimerizada são as principais vantagens da utilização dos silicones no processamento de próteses

Introdução

com resina acrílica (MARCROFT *et al.*³⁹, 1961; TUCKER & FREEMAN⁷², 1971; SHELTON⁶⁵, 1972; ZANI⁷⁹, 1974; BONBONATTI¹¹, 1978; BENATTI *et al.*⁷, 1993).

A utilização dos silicones na inclusão de próteses totais mostrou ser um método bastante seguro e vantajoso. Além de permitir uma desinclusão fácil, rápida e limpa, mantém os dentes artificiais estáveis durante o procedimento de prensagem, semelhante a conseguida com o método convencional com gesso (MARCROFT *et al.*³⁹, 1961; TUCKER & FREEMAN⁷², 1971; SHELTON⁶⁵, 1972; ZANI⁷⁹, 1974; ZANI & VIEIRA⁸⁰, 1979; BONBONATTI¹¹, 1978; BENATTI *et al.*⁷, 1993; ZANETTI⁷⁸, 1999).

A elasticidade dos silicones é uma das características que torna o processamento das próteses mais prático, permitindo uma desinclusão rápida e segura, pela menor aplicação de esforços, e conseqüente redução dos riscos de fratura da resina acrílica.

As próteses parciais removíveis (PPR's) são constituídas por uma base em resina acrílica que une os dentes artificiais à estrutura metálica em liga de cobalto-cromo (CoCr). A base acrílica reconstitui os tecidos de suporte dental perdidos no decorrer do processo de edentulismo, e participam na transmissão dos esforços da mastigação ao remanescente do rebordo alveolar (FIORI²³, 1993; MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994; TODESCAN *et al.*⁷¹, 1996). Apesar de possuírem uma estrutura metálica complexa e crítica, os processos de inclusão e desinclusão são executados da maneira convencional com gesso, de modo semelhante ao processamento de próteses totais (PT's).

Introdução

Para facilitar os procedimentos de desinclusão das PPR's, usualmente se emprega o gesso tipo II (comum ou Paris) (ANUSAVICE *et al.*⁴, 1996). Sua baixa resistência facilita o processo de desinclusão da PPR diminuindo os riscos de deformação permanente ou fratura da estrutura metálica.

A estrutura metálica desempenha um papel fundamental na retenção da PPR e no processo de distribuição das forças funcionais aos dentes pilares. Baseados na elasticidade e resistência da liga, o desenho e a confecção dos seus componentes, deve seguir uma rigorosa cadeia de princípios (estabilidade, retenção e reciprocidade), permitindo desta forma, que a prótese exerça o seu papel terapêutico (FIORI²³, 1993; MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994; TODESCAN *et al.*⁷¹, 1996).

Em que pese a estrutura metálica ter rigidez compatível com as funções oclusais e tornar-se praticamente isenta de deformações permanentes mediante o uso da PPR, o processamento da resina acrílica e o processo de desinclusão são críticos e podem danificá-la irreversivelmente. Apesar do gesso utilizado apresentar baixa resistência, o emprego de força de alavancamento ou impacto durante a desinclusão da PPR, pode aumentar o risco de fraturas e deformações irreversíveis dos componentes da estrutura metálica, especialmente os mais delgados. Não são raros os danos permanentes encontrados em grampos fundamentais à retenção e estabilidade da prótese (SCANDRETT *et al.*⁶⁴, 1978).

A utilização de um material de inclusão elástico como os silicones laboratoriais, pode amenizar os riscos de dano irreversível às estruturas metálicas de PPR's, assim como ocorre com as bases acrílicas das PT's (ZANETTI⁷⁸, 1999)

Introdução

A diminuição dos riscos é diretamente proporcional à redução dos esforços aplicados na remoção do material de inclusão, onde o silicone ao redor dos grampo é facilmente removido, diminuindo a possibilidade de danos ou distorções nestes durante o processo de desinclusão. Além disso, a camada de silicone pode proteger os dentes do modelo mestre de gesso de possíveis fraturas durante a sua desinclusão, permitindo que a prótese, juntamente com seu modelo, seja remontada em articulador. As possíveis alterações oclusais ocorridas durante o processamento, poderiam ser corrigidas previamente à instalação da PPR (SHELTON⁶⁵, 1972; SCANDRETT *et al.*⁶⁴, 1978; GERROW & JONS²⁶, 1986; GARDNER & RICHARDSON²⁵, 1989; GARDNER *et al.*²⁴, 1990; TAN & MCKEE⁷⁰, 1993; AU *et al.*⁵, 1994; BILLY & SHOTWELL⁸, 1994).

O mercado odontológico conta com silicones desenvolvidos para uso laboratorial como material de inclusão para próteses de resina acrílica. Segundo o fabricante, estes apresentam rigidez superior aos silicones convencionais utilizados para moldagem. Esta rigidez varia entre valores de 65 e 92° SHORE-A, considerados adequados para o propósito de inclusão (ADA¹⁵, 1977).

O Zetalabor[®] (Zhermack) é uma das marcas comerciais especialmente desenvolvidas para a inclusão de próteses totais e parciais removíveis. Segundo as instruções do fabricante, além de apresentar rigidez adequada (85° SHORE-A), admite tempo de trabalho maior que as convencionais.

Graças a estas vantagens seu uso vem crescendo a cada dia. Entretanto, o seu emprego na inclusão de PPR's, tem sido pouco divulgado na literatura especializada, principalmente quanto ao uso do silicone como material de

Introdução

recobrimento da estrutura metálica. Precisam ser realizados estudos que investiguem a rigidez deste material para manter a estabilidade da estrutura metálica da PPR durante o processamento da resina acrílica da base. A movimentação espacial da estrutura metálica no interior da mufla durante a prensagem e/ou polimerização, pode produzir uma prótese sem a adaptação exigida para sua instalação.

O risco de que esta movimentação ocorra parece ser maior nos casos de edentulismo classe I de Kennedy, ou seja, pacientes desdentados com extremidade livre bilateral. A estabilidade da estrutura metálica se torna mais difícil na medida em que diminui o número de dentes pilares e aumenta a alavanca posterior da grade metálica. Durante a prensagem esta pode se movimentar sob a pressão exercida pela resina acrílica (MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994). Quando a inclusão da prótese é realizada com gesso, tem sido aconselhada, a utilização de um apoio sobre o rebordo residual na extremidade posterior da grade metálica (FIORI²³, 1993). Este apoio tem o objetivo de estabilizar a estrutura metálica no sentido ocluso-gengival.

Quando o processamento da base em resina acrílica é executado sobre o modelo funcional, a estrutura metálica pode, após ser corretamente posicionada sobre o mesmo, ser revestida por silicone. Este, além de proteger os componentes metálicos durante a desinclusão, pode auxiliar na estabilidade da estrutura apoiada sobre o modelo.

Diante dos aspectos analisados, o estudo da influência do material de inclusão (gesso tipo II e silicone por condensação laboratorial) bem como o da

Introdução

presença de apoio na extremidade distal da grade metálica, na estabilização horizontal e vertical da estrutura metálica de PPR's de extremidade livre, no processamento das bases polimerizadas por energia de microondas, poderá contribuir para o esclarecimento de dúvidas inerentes a estes aspectos.

Desta forma, este trabalho propõe comparar as alterações das distâncias horizontais e verticais entre as porções distais de estruturas metálicas de PPR's e seus respectivos modelos mestres funcionais, de arco inferior desdentado com extremidade livre posterior bilateral, ocorridas no processamento das bases em resina acrílica polimerizada por energia de microondas. Para este fim, foram utilizadas as propostas experimentais escritas a seguir:

1 – Inclusão dos componentes metálicos externos com:

- a) gesso tipo II (Herodent® – Vigodente),
- b) silicone por condensação denso para procedimentos laboratoriais (Zetalabor® - Zhermack).

2 – Configurações da porção distal da grade de retenção para sela:

- a) com apoio sobre o rebordo residual do modelo;
- b) sem apoio sobre o rebordo residual do modelo.

4. REVISÃO DA LITERATURA

Da literatura consultada, foram descritas neste capítulo, as sínteses dos trabalhos que nos pareceram de maior relevância.

Um dos primeiros trabalhos que se preocupou em avaliar o efeito do material de revestimento para inclusão na estabilidade dos componentes das próteses foi publicado por STECK⁶⁷ (1950). Até então, os estudos se concentravam nas alterações dimensionais horizontais lineares das bases de próteses totais em metil-metacrilato (SWEENEY *et al.*⁶⁸, 1942; TYLMAN & PEYTON⁷⁴, 1946). O trabalho de STECK⁶⁷ (1950) avaliou as alterações na dimensão vertical de próteses totais utilizando três tipos de revestimento: o gesso tipo II (Paris), o gesso tipo III (Castone) e o gesso tipo IV (Duroc). Na mesma pesquisa, diferentes materiais para base de próteses totais e métodos de polimerização, também foram investigados e correlacionados a alterações na dimensão vertical. Segundo o autor, os revestimentos utilizados na inclusão dos modelos podem prevenir alterações na dimensão vertical das próteses totais. O autor concluiu que a pressão excessiva durante a polimerização destas próteses poderia aumentar a dimensão vertical das mesmas.

MAHLER³⁷ em 1951, estudou os efeitos da pressão interna nas mufas durante o procedimento de prensagem da resina acrílica na técnica convencional. Segundo o autor, ao final do fechamento da mufla existe uma

Revisão da Literatura

resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina acrílica, promovendo uma grave distribuição de estresse na prótese antes da polimerização. Uma das manifestações práticas desta condição desigual de estresse é a movimentação de alguns dentes artificiais mais que outros. O aumento da dimensão vertical acima de 0,6 mm depende da pressão exercida sobre a resina acrílica. O aumento da dimensão vertical depende do material utilizado para a fixação dos dentes (*splint*) durante a inclusão ou do material de preenchimento final da mufla. O aumento da pressão no interior das muflas é diretamente proporcional ao aumento da dimensão vertical. A diminuição da inclinação das superfícies de gesso que se contatam durante o fechamento da mufla, ou seja, entre o primeiro e segundo vazamento de gesso provoca a diminuição da pressão interna. A pressão interna diminui e o escoamento da resina melhora, quando as paredes de gesso são mais expulsivas e horizontais. O melhor assentamento das muflas, conseqüentemente, permite menor aumento da dimensão vertical de oclusão das próteses.

As borrachas de silicone vulcanizado que podem ser submetidas ao calor do processamento das resinas acrílicas termopolimerizáveis, permitiram elaborar uma técnica de processamento onde as mesmas são utilizadas como material de revestimento. MARCROFT *et al.*³⁹ (1961), avaliaram o desempenho de uma técnica experimental utilizando muralha de silicone para moldagem na inclusão de próteses totais. Segundo os autores, este processo permitiu a obtenção de superfícies de acrílico mais limpas e com melhor reprodutibilidade de

Revisão da Literatura

detalhes, minimizando o acabamento e polimento requeridos, quando comparado ao método tradicional de inclusão em gesso. Além de produzir próteses livres de gesso, a técnica de inclusão com muralha de silicone demonstrou melhores resultados no relacionamento oclusal dos dentes. Os resultados das alterações oclusais foram comparados com a técnica de inclusão em gesso tipo II (Paris) e com a de inclusão em molde total de silicone.

GRANT²⁸ em 1962, pesquisou os fatores capazes de promover a movimentação dos dentes artificiais no processamento de próteses totais. Em seu trabalho, o autor procurou isolar os possíveis efeitos da inclusão em gesso na movimentação dos dentes antes da polimerização da resina acrílica. Um dispositivo de aferição composto por hastes foi acoplado aos dentes e modelo de gesso traspassando a mufla, permitindo a mensuração das movimentações durante o vazamento e presa do gesso. Os resultados levaram o autor a concluir que: o primeiro vazamento (fixação dos modelos) não afetou a posição dos dentes em relação ao modelo ao qual estavam encerados; o segundo vazamento (preenchimento completo da mufla) afetou a posição dos dentes em relação ao modelo; a movimentação dos dentes durante a inclusão em gesso é causada pela expansão de presa do gesso e não pela expansão térmica da cera produzida pela reação exotérmica da presa do gesso; a movimentação dos dentes pode ser minimizada pela utilização de grampos fixando as duas metades das muflas após o segundo vazamento, a menos que uma matriz de gesso tenha sido colocada ao redor dos dentes antes do preenchimento completo da mufla com gesso.

Revisão da Literatura

Segundo LERNER & PFEIFFER³⁶ (1964), o ajuste da dimensão vertical de oclusão das próteses totais pode ser diminuído quando o procedimento técnico descrito a seguir é utilizado durante o processamento das próteses. Os autores recomendam a confecção de uma película de alívio em cera sobre o gesso ao redor das próteses incluídas, alegando ser o diafragma de resina prensada entre as metades das muflas o principal motivo do aumento na dimensão das próteses. Este trabalho avaliou a eficácia da técnica realizada em sessenta próteses totais superiores e inferiores de pacientes de uma clínica institucional.

HOLMES³⁰ em 1965, avaliou a precisão das técnicas de moldagem para próteses parciais removíveis em extremidade livre posterior bilateral, baseada no grau de movimentação das bases, quando submetidas a uma carga oclusal. Os propósitos desta investigação foram: (A) estudar a quantidade de movimento decorrente de uma carga oclusal na extensão distal mandibular de próteses parciais removíveis (PPR's) confeccionadas a partir de impressões feitas por várias técnicas, e (B) determinar qual técnica de impressão permitiria menor movimentação das PPR's durante a sua inserção. As técnicas de moldagem avaliadas foram: (1) moldeira de estoque com hidrocolóide irreversível; (2) moldeira individual de resina acrílica autopolimerizável (aliviada e perfurada) com hidrocolóide irreversível; técnica do modelo alterado de Applegate (moldagem prévia com hidrocolóide irreversível e moldagem funcional na base de resina acrílica confeccionada sobre a estrutura metálica) com quatro materiais para

Revisão da Literatura

moldagem funcional: (3) hidrocolóide irreversível; (4) mercaptana Coe Flex; (5) cera de moldagem Korecta IV - Kerr; e (6) pasta de óxido de zinco e eugenol - S.S. White. As bases das PPR's foram confeccionadas sobre os modelos obtidos pelas moldagens avaliadas. Um dispositivo de mensuração foi instalado nas bases das PPR's e por meio de um gancho, um peso de quatro libras exercia carga oclusal sobre as bases. A carga foi aplicada e removida três vezes da mesma maneira, e os movimentos resultantes registrados por uma haste (ligada à base) sobre uma placa de aferição (ligada aos dentes). A média das três aferições foi calculada. Os resultados revelaram que: o grau de movimento das bases das PPR's sob uma carga oclusal está relacionado à técnica de moldagem e ao material de impressão utilizado; a moldeira de estoque com hidrocolóide irreversível resultou na maior movimentação da base em todos os pacientes; o maior movimento encontrado na técnica do modelo alterado ocorreu com o alginato (hidrocolóide irreversível); o grau de movimento com pasta de óxido de zinco/eugenol e mercaptana foi similar em todos os pacientes; a técnica do modelo alterado promoveu o menor grau de movimento com a carga oclusal no momento da inserção em 11 de 12 PPR's confeccionadas pela técnica; com o uso da técnica do modelo alterado, as PPR's confeccionadas com cera Korecta IV apresentaram o menor grau de movimento das bases.

Em 1968, NISHII⁴⁵ iniciou estudos sobre o método de polimerização com energia de microondas, o qual foi chamado de "método de polimerização dielétrica". Trata-se de um método imediato e homogêneo, onde o aquecimento

Revisão da Literatura

ocorre simultaneamente na superfície e na parte interna da resina, de maneira rápida e uniforme. O aparelho de microondas gera ondas eletromagnéticas, transferidas para a câmara de polimerização em ondulações e então irradiadas. Neste trabalho foram confeccionadas amostras em resina termopolimerizável, com proporção de 65,0 X 13,0 X 9,0 mm, polimerizadas em diferentes formatos de muflas por 9 minutos. O autor também irradiou amostras com dimensões específicas por 9, 10, 11 e 12 minutos e verificou as seguintes propriedades físicas: 1) sorção de água; 2) dureza Brinell; 3) resistência à tração; 4) resistência transversal; 5) deflexão transversal; 6) repetição da deflexão transversal através do método de Kato (1968); 7) resistência à retenção de dentes artificiais, através de aplicação de carga com velocidade de 13 Kg por minuto até a fratura; 8) adaptação das bases das próteses através da interposição de material elástico entre a base polimerizada e o modelo. A adaptação foi verificada através de microscópio de mensuração em nove pontos distintos. O autor concluiu que para diminuir a porosidade, é preciso diminuir a energia de alta frequência, e que as propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto as polimerizadas em banho de água aquecida.

MOLNAR *et al.*⁴¹ (1968), avaliando os efeitos dos tipos de revestimentos utilizados na polimerização de resinas acrílicas ativadas por calor úmido, submeteram as amostras a condições anormais, como a inserção direta em água em ebulição por uma hora, adição de monômero à resina ainda na fase plástica, adição de água à resina após a sua inclusão, exposição do polímero à

Revisão da Literatura

umidade relativa do ar de 100%, e prensagem da resina na fase fluida. Os resultados revelaram aumento da porosidade nos corpos-de-prova, onde o gesso foi utilizado como material de inclusão, enquanto os polimerizados em revestimentos de silicone apresentaram-se isentos de porosidade.

SHEPARD⁶⁶ (1968), descreveu a técnica de resina fluida, cujas próteses são incluídas em hidrocolóide reversível em mufla especial, onde a resina fluida é vertida através de condutos preenchendo o espaço da base. A resina quimicamente ativada é polimerizada por 35 minutos à temperatura ambiente, sob pressão de $1,05 \text{ kg/cm}^2$. Segundo o autor, as grandes vantagens do método são a facilidade e rapidez no processamento de bases de próteses. O hidrocolóide reversível isola a resina, simplificando o procedimento de desinclusão. A adaptação das próteses processadas por este método é mais precisa que as polimerizadas pela técnica convencional com resina termopolimerizável.

Os trabalhos de GOODKIND & SCHULTE²⁷ (1970), relatam que as bases das próteses processadas pela técnica convencional com resina termopolimerizável contraem mais em seis das nove dimensões aferidas, quando comparadas com a técnica da resina fluida autopolimerizável. Em ambas as técnicas as bases das próteses contraem, mas a magnitude desta contração é difícil de ser observada clinicamente. Após seis meses de imersão em água, a

Revisão da Literatura

diferença nas alterações dimensionais entre as bases confeccionadas pelas duas técnicas foi insignificante.

Experimento avaliando as alterações na dimensão vertical foi realizado por TUCKER & FREEMAN⁷² (1971), com dois métodos de inclusão: no grupo I, foi utilizada mistura de gesso tipo II (Paris) com gesso tipo III na proporção de 1:1; e no grupo II, muralha de silicone revestida pela mistura de gesso tipo II e gesso tipo III. Segundo os autores, apesar da média das diferenças no aumento da dimensão vertical ter sido maior quando utilizado o silicone (1,2 mm para o gesso e 1,7 mm para o silicone), estes dados não foram estatisticamente significativos. Entretanto, observaram que o silicone apresentou várias vantagens com relação ao gesso, já que diminuiu o tempo de acabamento e polimento das próteses.

Os trabalhos realizados por WINKLER *et al.*⁷⁶ (1971), avaliaram as alterações dimensionais lineares e verticais de oclusão de próteses totais superiores com a utilização de resina quimicamente ativada pela técnica da resina fluida no processamento. Para isso, foram empregados dois materiais de inclusão: o hidrocolóide reversível e o irreversível. Com relação às alterações dimensionais lineares, ambos os materiais se comportaram de forma semelhante, porém, quanto à dimensão vertical de oclusão, as próteses totais apresentaram diminuição, sendo duas vezes maior nas próteses onde o hidrocolóide irreversível foi utilizado. Os autores relatam superioridade dos métodos de inclusão com

Revisão da Literatura

hidrocolóide reversível quando comparados ao hidrocolóide irreversível e gesso. Supostamente, este aspecto foi observado em razão da estabilidade dimensional do hidrocolóide irreversível ser menor.

REISBICK⁵⁴, em 1972 avaliou a influência do material de inclusão na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas pelo método de polimerização em banho de água, com resina acrílica termopolimerizável convencional. Como a presença dos dentes poderia influenciar na adaptação da resina acrílica, o estudo foi elaborado sem a presença dos mesmos. Foram confeccionados 20 corpos-de-prova compostos apenas pela porção relativa a base das próteses, dos quais metade foram incluídos em muflas preenchidas completamente por gesso e metade por uma camada uniforme de silicone recoberto por gesso. A adaptação das peças foi verificada após a secção das bases juntamente com seus respectivos modelos de gesso, em pontos previamente determinados, e os desajustes aferidos em microscópio de mensuração. Diante dos resultados, o autor concluiu que as bases das próteses totais polimerizadas em revestimento com camada de silicone recoberto por gesso apresentaram, de modo geral, adaptação significativamente melhor que as polimerizadas em revestimentos de gesso.

Em um relato de técnica laboratorial, SHELTON⁶⁵ em 1972, descreveu três métodos de inclusão de prótese total com utilização de borrachas de silicone: o preenchimento das bases, o reembasamento e a duplicação das

Revisão da Literatura

próteses. A publicação destas técnicas teve por objetivo sugerir alternativas práticas para reduzir o tempo requerido nos referidos procedimentos laboratoriais.

Segundo JAVID *et al.*³² (1973), muitos trabalhos têm pesquisado uma forma ideal de inclusão e processamento de próteses totais removíveis. Estes trabalhos tiveram o objetivo de propor materiais e técnicas que facilitassem os procedimentos e mantivessem com precisão a forma das bases e posição dos dentes. A utilização de materiais elásticos na inclusão tem sido proposta para esse fim, mas normalmente o ensino de graduação de odontologia preconiza a utilização de procedimentos de inclusão com gesso. Os autores consideram que, embora as técnicas convencionais de inclusão reproduzam adequadamente as características das bases e a posição dos dentes, elas apresentam risco de fratura das bases e trincas nos dentes artificiais durante a desinclusão das próteses totais. Desta forma, propuseram uma técnica, onde a inclusão é realizada pela segmentação do gesso. Após a inclusão da base do modelo mestre na porção inferior da mufla, o gesso endurecido é isolado, e uma muralha é confeccionada com uma mistura de gesso sobre as vertentes da base, sem incluir os dentes artificiais. Esta muralha não preenche a região central da prótese, formando uma canaleta em forma de V. Em seguida o gesso exposto é novamente isolado, a porção superior da mufla posicionada e o gesso vertido no seu interior, preenchendo os espaços até o nível oclusal. Finalmente, com a presa da segunda camada de gesso, o isolamento é novamente realizado e a última camada de gesso preenche o restante da mufla, que é imediatamente fechada. Na

Revisão da Literatura

desinclusão, a separação das camadas de gesso é facilmente realizada, minimizando a força exercida sobre a prótese. Desta forma, os riscos de danos são significativamente reduzidos.

Segundo MUENCH & UETI⁴² (1974), além da contração de polimerização, também o material de inclusão influi nas modificações das posições dos dentes em próteses totais. Neste trabalho, foram avaliados dois tipos de material de inclusão: gesso tipo III, para o método convencional; e a massa-base da Silicomolde para o método da camada de silicone. Para cada método foi utilizada uma marca de resina termicamente ativada. Os autores relataram que não foram encontradas diferenças significativas nas alterações dimensionais, segundo as direções horizontais para as arcadas. O mesmo foi encontrado para a dimensão vertical, embora tenham observado uma tendência de menor aumento na técnica de isolamento com silicone.

No mesmo ano, UETI & MUENCH⁷⁵ (1974) estudaram a alteração dimensional de espécimes confeccionados em resina acrílica utilizando dois métodos de inclusão: muralha de gesso e muralha de silicone mais preenchimento com gesso. As amostras foram confeccionadas com 53 mm de diâmetro externo e 3 mm de espessura com a forma de disco perfurado, onde a perfuração interna apresentava diâmetros variados. Foi utilizada resina acrílica termopolimerizável convencional, empregando-se o ciclo de Tuckfield (90 minutos a 65 °C, 30 minutos até 100 °C e 60 minutos a 100 °C). Os resultados levaram os autores à conclusão

Revisão da Literatura

de que de ambas as técnicas são semelhantes quanto às alterações dimensionais da resina acrílica.

ZANI⁷⁹ (1974), não encontrou diferenças significativas entre as alterações dimensionais nas distâncias dos dentes das próteses totais, quando o gesso era isolado com colóide (Cel-Lac), folha de estanho e silicones. O autor encontrou uma tendência generalizada de contração das bases das próteses, independente do agente de isolamento do gesso, e a falta de uniformidade nestas contrações tenderiam a um aumento das distorções.

Em 1976 ZAKHARI⁷⁷ avaliou a influência do material de inclusão nas alterações da dimensão vertical e movimentações dos dentes artificiais após o processamento de 80 próteses totais de pacientes de uma clínica universitária. Após distribuição aleatória das amostras, os grupos foram compostos por: Grupo I, próteses incluídas com uma camada de borracha de silicone (RTV) reforçada por gesso tipo IV; Grupo II, próteses incluídas com camada de borracha de silicone (RTV) com superfícies oclusais dos dentes artificiais cobertas com gesso tipo IV; Grupo III, próteses incluídas em gesso tipo IV; Grupo IV, próteses incluídas em gesso tipo II com as superfícies oclusais dos dentes artificiais cobertas por gesso tipo IV. As próteses foram remontadas em articulador por meio de um posicionador, onde se mensurava a alteração na dimensão vertical tomando como referência o pino incisal do articulador. Uma matriz de gesso com o molde das superfícies oclusais de cada prótese foi utilizado como meio para avaliação das

Revisão da Literatura

alterações das posições dos dentes artificiais. As próteses foram processadas da maneira usual e termopolimerizadas pelo ciclo curto. Segundo o autor, embora o aumento na dimensão vertical das próteses processadas com diferentes materiais de inclusão tenha sido em média menor que 1 mm, os melhores resultados foram apresentados pelo Grupo IV, onde a associação de gesso tipo IV e gesso tipo II minimizou as alterações na dimensão vertical e oclusais das próteses totais.

Outro trabalho que estudou a técnica de isolamento pelo molde de silicone, foi o realizado por BECKER *et al.*⁶ (1977). Neste experimento foram comparadas algumas propriedades físicas das resinas acrílicas para bases de próteses totais, quando processadas pela técnica do molde de silicone-gesso, pela técnica da resina fluida e pela técnica de molde totalmente em gesso (termopolimerizável). Avaliaram-se alterações de espessura, dureza superficial Rockwell, detalhe de superfície e estabilidade de cor. Para a técnica silicone-gesso, foi utilizado um silicone do tipo vulcanizado (Dent-Kote, Dentsply). Para o sistema de resina fluida, foi utilizado o Trupour Fluid Resin System (Dentsply). Para as técnicas de silicone-gesso e gesso isolado, utilizou-se resina termopolimerizável convencional (Lucitone, Dentsply), aplicando-se um ciclo de 9 horas em banho de água a 73 °C e resfriamento em bancada. Os resultados mostraram que as três técnicas de processamento apresentavam aumento de espessura de resina na região do palato, porém sem significado clínico. A técnica da resina fluida foi a que mostrou o maior aumento. A contração das bordas das amostras, que corresponderiam àquelas das próteses totais, também ocorreu com

Revisão da Literatura

as três técnicas de processamento, sendo maior com a técnica de silicone-gesso. A dureza superficial foi avaliada antes e após o polimento das amostras. Em ambos as amostras de resina avaliadas, processadas com a técnica silicone-gesso os valores de dureza apresentados foram os maiores. Após o polimento houve aumento estatisticamente significativo dos valores de dureza das amostras confeccionadas com as técnicas silicone-gesso e resina fluida. Segundo os autores, o aumento da dureza superficial na técnica da resina fluida ocorreu pela remoção dos resíduos do agente isolante, durante o polimento. Entretanto, o aumento da dureza superficial na técnica com silicone-gesso não pode ser explicado da mesma forma, já que a mesma não apresenta material isolante. Para os autores, a técnica de silicone-gesso promoveu maior compressão da resina, reduzindo a porosidade, como mostrou MOLNAR *et al.*⁴¹ (1968), o que poderia afetar a dureza superficial do material. A estabilidade de cor e reprodução dos detalhes foram satisfatórias para os três métodos de processamento avaliados.

Em 1978, ANTONOPOULOS³ comparou as alterações dimensionais e oclusais de próteses totais superiores e inferiores processadas pelas técnicas de resina fluida e convencional. Os resultados deste trabalho mostraram que as alterações dimensionais foram maiores quando as próteses foram polimerizadas pela técnica de resina fluida (0,616 a 0,618%) que na convencional (0,377%). O autor atribuiu os resultados à maior quantidade de monômero utilizado na técnica resina fluida. Porém, quando as próteses polimerizadas com esta resina foram armazenadas em água a 37 °C por uma semana, foi observada uma tendência de

Revisão da Literatura

retorno às dimensões originais. Após três meses, a absorção de água recuperou metade das alterações registradas logo após a polimerização. As alterações dimensionais observadas nas próteses confeccionadas com resina fluida no sentido vertical foram da ordem de – 0,083 mm. As duas técnicas foram consideradas clinicamente satisfatórias, pois as próteses demonstraram adaptação, retenção e conforto após instalação.

BONBONATTI¹¹ (1978), investigou cinco técnicas de processamento de bases de próteses totais com relação à adaptação na região de palato: 1) isolamento com silicone (Flexistone), polimerização lenta e gradual em 3 horas, abertura da mufla após esfriamento lento; 2) isolamento com Flexistone, polimerização lenta e gradual em 3 horas, abertura da mufla a 70 °C; 3) isolamento com hidrocolóide, resina fluida, polimerizada a 50 °C, sob pressão; 4) matriz de gesso isolada com Cel-Lac, polimerização lenta e gradual em 3 horas, abertura da mufla após esfriamento lento; 5) matriz de gesso isolada com Cel-Lac, polimerização lenta e gradual em 3 horas, abertura da mufla a 70 °C. Segundo o autor, as técnicas 1, 3 e 5 não diferiram significativamente em relação aos valores médios de desadaptação. As técnicas 3 e 5 apresentaram valores médios de desadaptação menores que a técnica 4. As técnicas 2 e 4 revelaram valores médios semelhantes.

Segundo HARDY²⁹ (1978), o processamento das próteses utilizando a técnica da resina fluida proporciona diminuição da dimensão vertical, enquanto

Revisão da Literatura

que a técnica convencional com resina termopolimerizável em moldes de gesso leva a um pequeno aumento desta dimensão. Em seu trabalho, o autor sugere a utilização de moldes rígidos de gesso na técnica com resina fluida, melhorando assim a precisão da técnica.

Outras finalidades foram sugeridas para os silicones na inclusão. SCANDRETT *et al.*⁶⁴ (1978) descreveram um método para inclusão de próteses parciais removíveis utilizando uma camada de borracha de silicone de impressão sobre os dentes do modelo de trabalho (modelo de gesso). Assim, o revestimento de silicone protege os dentes de gesso de possíveis fraturas durante a desinclusão da prótese parcial removível do revestimento convencional de gesso. Então, as alterações oclusais que ocorrem no processamento, podem ser corrigidas remontando o modelo mestre em articulador.

ZANI & VIEIRA⁸⁰ (1979) estudaram a influência da utilização da muralha de silicone na movimentação dos dentes das próteses durante o processamento, bem como na rugosidade de superfície da resina polimerizada sem acabamento. A facilidade na desinclusão e acabamento das próteses, também foi avaliada pelos autores. As amostras utilizadas foram próteses totais superiores contendo dentes de acrílico com pontos de referência localizados nas superfícies oclusais dos segundos molares e borda incisal do incisivo central esquerdo. As marcações foram realizadas por meio de fios metálicos inseridos no interior dos dentes. Para a análise da rugosidade superficial foram utilizados

Revisão da Literatura

blocos de acrílico. Sete grupos experimentais foram avaliados utilizando-se os silicones Flexistone, Xantopren Blue, Optosil Hard, Coltoflax, Duplisil, Silicomold, Optosil. Foram formados dois grupos de amostras confeccionadas com moldes de gesso isolados com o produto Cel-lac ou uma camada de 0,025 mm de estanho. Os resultados mostraram que houve uma tendência geral para redução das distâncias entre molares e entre estes e o incisivo central esquerdo. Entretanto, os grupos estudados não diferiram significativamente entre si. Os resultados revelaram também, que o uso de silicone tornou a demuflagem mais rápida, a superfície de acrílico mais lisa, uniforme e com menor quantidade de resíduos de gesso resultantes da inclusão.

BOMBONATTI *et al.*¹⁰ (1980), propuseram e avaliaram uma técnica de processamento de resinas acrílicas para próteses totais, onde associaram a técnica de inclusão com muralha de silicone (Flexistone, Molloplast KG Kostener & Co., Oberursel/Taunus West Germany) à utilização de resinas fluidas para próteses totais (Class-Pres, Artigos Odontológicos Clássico, Ltda.). Neste trabalho a adaptação de próteses totais superiores foi avaliada através da interposição e pesagem de silicone de moldagem (Xantoprem da Bayer) em três métodos de inclusão: em molde rígido de gesso, em molde rígido isolado com silicone e em molde de hidrocolóide reversível (técnica convencional para resina fluida). Segundo os autores, os resultados permitiram concluir que as próteses totais obtidas com a técnica de inclusão em moldes rígidos isolados com silicone

Revisão da Literatura

proporcionaram menor desajuste por palatino que aquelas obtidas em moldes de hidrocolóide ou em moldes rígidos de gesso.

MAINIERI *et al.*³⁸ (1980) avaliaram a movimentação dos dentes artificiais e alteração da dimensão das bases de próteses totais processadas com dois métodos de inclusão. Dez próteses totais foram montadas utilizando um posicionador para padronização da localização dos dentes artificiais de porcelana sobre a base da prótese. Metade das próteses foi incluída em muflas revestidas apenas por gesso. A outra metade foi revestida por uma camada de silicone e incluída em gesso. Todas as próteses foram processadas com resina acrílica termopolimerizável em calor úmido. Os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois grupos com relação à dimensão vertical e desadaptação das bases das próteses. Entretanto os resultados indicaram um pequeno deslocamento dos dentes em direção ao palato na técnica de inclusão com camada de silicone.

TAMARI & PIETROKOVSK⁶⁹, em 1983, publicaram um artigo de revisão, onde foram discutidas as causas das falhas em próteses parciais removíveis (PPR's). De acordo com os autores as PPR's, assim como outras modalidades de próteses, falham em três níveis distintos embora intimamente correlacionados: em nível do paciente; em nível do cirurgião dentista; e em nível laboratorial. As falhas laboratoriais podem ocorrer em uma ou mais etapas da confecção da PPR. Segundo os autores, se ocorrer uma falha decorrente do

Revisão da Literatura

material ou técnica utilizada, em qualquer etapa, os procedimentos deverão ser interrompidos e reiniciados, pois o resultado dificilmente será corrigido numa das etapas subsequentes. Apesar do sucesso final da prótese depender da habilidade e conhecimento técnico do profissional de laboratório, grande parte da responsabilidade na construção da PPR recai sobre o cirurgião dentista. É ele que, sabendo das condições bucais do paciente, deve transmitir as informações referentes ao planejamento biomecânico da prótese. Por outro lado, o técnico deve informar ao dentista, sobre as dificuldades técnicas na execução do planejamento proposto, e se possível apresentar alternativas que viabilizem a confecção da PPR. Segundo os autores, as falhas laboratoriais mais comuns ocorrem principalmente pela falta de comunicação entre o cirurgião dentista e o técnico laboratorial. A realidade deste aspecto foi revelada por vários estudos, como o de SARNAT *et al.*⁶³ (1980), onde 80% dos clínicos gerais instruíam os seus laboratórios, quanto ao planejamento (desenho) das PPR's com uma única orientação: "faça neste modelo uma prótese parcial removível".

Um estudo comparativo entre diferentes materiais de inclusão foi realizado por DUQUES *et al.*²¹ (1983), avaliando as alterações na dimensão vertical de oclusão. Foram processados 50 jogos de próteses totais com diferentes materiais de revestimentos. As próteses do grupo nº 1 foram incluídas com a base dos modelos fixadas à contra-mufa com gesso tipo IV. Em seguida, os dentes revestidos por uma camada de silicone completada por gesso tipo IV. As próteses do grupo nº 2 foram incluídas inteiramente por gesso tipo IV. As próteses do grupo

Revisão da Literatura

nº 3 foram incluídas com gesso tipo III. No grupo nº 4, para a fixação dos modelos e a primeira camada de revestimento, foi utilizado gesso tipo II e o restante preenchido com gesso tipo IV. Apenas gesso tipo II foi utilizado como material de inclusão no grupo V. Todas as próteses foram polimerizadas com resina Lucitone Caracterizada (L. D. Caulk Co.) no ciclo de 9 horas a 73 °C e resfriadas a temperatura ambiente. Os resultados obtidos indicam maior fidelidade da dimensão vertical de oclusão das próteses totais do grupo 1, onde foi utilizado silicone e gesso tipo IV.

KIMURA *et al.*³³, em 1983, avaliou a polimerização de resinas termopolimerizáveis em diferentes proporções através do método de energia de microondas. Foram utilizados ainda dentes artificiais de resina e de porcelana. Grampos de Co-Cr de diâmetro de 0,9 mm foram inseridos na resina. As amostras foram confeccionadas pesando: 7, 15 e 21 g, e submetidas à polimerização durante 05, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40 minutos. O tempo que a resina atingia a fase plástica também foi avaliado. Foram utilizadas potências de 200 W e 500 W para a polimerização das amostras. A adaptação das bases das próteses polimerizadas por energia de microondas foi avaliada e comparada ao método de banho de água (elevando a temperatura a 100 °C em 60 minutos e mantendo - a em ebulição por 30 minutos) e os moldes em gesso tipo III (30 X 50 mm), após serem submetidos à irradiação em microondas por 1,5 a 20 minutos e resfriados em temperatura ambiente. Como resultados, os autores afirmam que: em temperatura ambiente a mistura polímero-monômero atinge a fase plástica em

Revisão da Literatura

torno de 20 a 30 min; com o uso de microondas a mistura fica mais homogênea e o tempo menor; quanto maior o peso da mistura polímero-monômero, maior será o tempo necessário para que ela atinja a fase plástica; a adaptação das bases das próteses polimerizadas por energia de microondas foi melhor que aquelas polimerizadas em banho de água; os dentes de resina acrílica e de porcelana não sofreram fratura, assim como a cor da resina não se alterou quando as amostras foram submetidas à energia de microondas; os moldes em gesso tipo III não sofreram alterações dimensionais; quanto à porosidade das resinas polimerizadas por 3 min, a que apresentou menor porosidade foi aquela refrigerada a ar (20 °C); os grampos de Co-Cr não alteraram a polimerização nem influenciaram na porosidade das amostras.

Em 1984, KIMURA *et al.*³⁴ analisaram a adaptação de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, submetidas à polimerização convencional, e por energia de microondas. As bases foram confeccionadas com espessura de 3 a 4,5 mm na região de crista do rebordo alveolar e 1,5 mm na região de palato. A desadaptação foi verificada medindo-se o espaço entre o modelo original e a base de resina, em 5 pontos da região posterior da prótese com microscópio de mensuração. Para este trabalho foi desenvolvida uma mufla confeccionada em plástico reforçado. A proporção de resina (polímero e monômero) foi 2:1 em peso e a polimerização por meio de energia de microondas por 2 minutos e 30 segundos, a 500 e 200 W, e pelo método convencional, num período de 40 minutos a 60 °C e 30 minutos em água

Revisão da Literatura

fervente. Para medir alterações de temperatura, foi colocado um termômetro no gesso e outro na base da resina. A adaptação foi medida nas seguintes situações: 1) logo após a abertura da mufla; 2) após 20 dias de armazenagem, a 20 °C; 3) após 20 dias de armazenagem, a 20 °C, e mais 2 dias em solução salina a 20 °C. Como resultado, as bases polimerizadas por energia de microondas ficaram melhores adaptadas e não houve alteração durante a armazenagem. As bases polimerizadas pelo método convencional mostraram desadaptação quando armazenadas por 20 dias a 20 °C. A contração foi maior nas regiões mais espessas. Os autores concluíram também que, quanto menor o gradiente de temperatura, melhor é a adaptação da prótese.

Em 1986 PALMER & COFFEY⁴⁹, descreveram uma técnica de inclusão para próteses parciais removíveis, com o objetivo de se diminuir as alterações oclusais decorrentes da movimentação dos dentes artificiais e/ou alterações dimensionais das bases de resina acrílica. A técnica consiste na inclusão de todo o conjunto (prótese em cera e modelo mestre), com os dentes artificiais, na metade inferior da mufla. O gesso deve cobrir a porção vestibular da sela até a superfície oclusal dos dentes, deixando uma janela livre de gesso nas superfícies palatinas/linguais. Após a presa do gesso, este é devidamente isolado com vaselina, e as retenções removidas com cera ou com toalha de papel molhada. Em seguida, a mufla é montada e o gesso vazado suavemente em seu interior. Após a eliminação da cera, os dentes eventualmente soltos, devem ser fixados em posição com auxílio de cola à base de cianocrilato. O processamento

das bases é realizado da forma convencional. Como o modelo, a estrutura metálica e os dentes estão estavelmente posicionados na mesma porção da mufla, os autores acreditam que as alterações oclusais sejam menores, quando esta técnica é empregada.

GERROW & JONS²⁶ (1986), recomendaram a utilização de silicone por adição (polivinil siloxano) na inclusão de próteses com encaixe de precisão. Descreveram uma técnica indireta de captura de encaixes em “overdentures”, eliminando a necessidade de se levar resina acrílica autopolimerizável diretamente à cavidade bucal. Este procedimento também diminui o risco de danos aos encaixes ou coroas telescópicas, que poderiam ficar retidas no interior da resina acrílica. O procedimento requer uma moldagem das coroas e encaixes, devidamente posicionados com cimento provisório. As coroas e encaixes foram removidos e transferidos para o molde, feito em material de precisão. As retenções internas foram aliviadas em cera, e obtido um modelo de transferência em gesso com as coroas fixadas por resina autopolimerizável. O modelo foi montado em articulador com auxílio do registro oclusal, previamente obtido. Os dentes foram articulados e a ceroplastia finalizada. A prótese foi incluída da forma usual, e após a eliminação da cera, as regiões retentivas indesejadas das coroas e encaixes foram aliviadas. Utilizando seringa para moldagem, o silicone fluido pode ser aplicado com mais facilidade nos locais determinados. A prótese foi processada convencionalmente, com resina acrílica termopolimerizável. Na

Revisão da Literatura

desinclusão as peças metálicas puderam ser removidas com facilidade e rapidez, minimizando desta forma, os riscos de se danificarem.

Em 1987, SANDERS *et al.* analisaram amostras de resinas acrílicas polimerizadas em banho de água e por meio de energia de microondas, que foram submetidas ao resfriamento brusco em água corrente e àquelas resfriadas sobre a bancada, em temperatura ambiente, observando a porosidade. Para este trabalho, foram confeccionadas amostras medindo 4,3 x 1,0 x 1,0 cm utilizando 5 tipos de resina, onde uma foi desenvolvida especificamente para polimerização por meio de energia de microondas. Foram utilizadas três técnicas: 1) banho de água a 63 °C por 9 horas e resfriamento brusco por 20 minutos em água corrente; 2) irradiação de microondas a 90 W, com prato giratório por 6 minutos e 30 segundos de cada lado da mufla, e após 15 minutos resfriamento em água corrente durante 45 minutos; 3) polimerização em microondas a 90 w, por 6 minutos e 30 segundos, em forno com prato giratório, e resfriado em temperatura ambiente, por 2 horas e 30 minutos. As amostras foram polidas e sobre a superfície foi aplicada tinta nanquim. Foi realizado um novo polimento antes das amostras serem examinadas. Os resultados mostraram que não houve diferença no nível de porosidade entre as amostras. As amostras confeccionadas com resina específica para microondas mostraram menor quantidade de poros que as outras amostras. Segundo os autores é possível que os resultados observados tenham ocorrido pelo fato de que as resinas para microondas possuem em sua fórmula monômeros de metil e etil metacrilato.

Revisão da Literatura

GARDNER & RICHARDSON²⁵ (1989) sugeriram a utilização dos silicones na inclusão de próteses parciais removíveis com a finalidade de proteção de componentes importantes contra possíveis distorções durante o processo de desinclusão. Os sistemas “Swing-lock” de próteses parciais removíveis podem ser envolvidos por uma camada de silicone, evitando o contato direto com o gesso rígido.

GARDNER *et al.*²⁴ (1990), propuseram e descreveram uma alteração da técnica de modelo alterado para a confecção de próteses parciais removíveis obturadoras. Os autores consideram a moldagem da região palato-faríngea extremamente difícil de ser realizada nos pacientes que apresentam deformidades nesta região. Entretanto, acreditam que o molde pode ser corrigido, quando é empregada a técnica do modelo alterado. A partir de uma moldagem inicial, foi confeccionada uma estrutura metálica com uma placa de cobertura palatina. Na região da deformidade, apenas uma grade retentiva foi construída. Sobre esta grade foi confeccionada uma sela em cera, que auxiliou na moldagem da região palato-faríngea. O modelo mestre foi recortado e a estrutura assentada precisamente. A região da sela foi revestida por polivinil siloxano (silicone por adição), que completou a porção recortada do modelo. Desta forma, o modelo pode ser montado em articulador, permitindo que se articulasse os dentes artificiais e fosse dado o acabamento na ceroplastia da sela. Em seguida, todo o conjunto foi incluído e a base da prótese, processada. Segundo os autores, as próteses confeccionadas com a utilização deste método, empregando o polivinil

Revisão da Literatura

siloxano como material de inclusão, apresentam adaptação significativamente mais apurada aos tecidos bucais.

Segundo ALKHATIB *et al.*² em 1990, o aumento da porosidade das resinas acrílicas está diretamente relacionado à espessura das bases de resina das próteses e ao ciclo de polimerização empregado. Os autores avaliaram três ciclos de polimerização: um ciclo em banho de água a 73 °C durante 8 horas; um ciclo curto de microondas a 513 W por 2 minutos e 26 segundos de cada lado da mufla, perfazendo um total de 4 minutos e 52 segundos; um ciclo longo de microondas, a 75,9 W por 7 minutos e 43 segundos em cada lado da mufla (total de 15 minutos e 26 s), seguido por 59 segundos a 513 W em cada lado da mufla. As resinas empregadas no experimento foram a Acron MC (ciclo curto de microondas), a Just regular com líquido convencional (ciclo longo de microondas e banho de água), a Just regular com líquido para microondas (ciclo longo de microondas). As espessuras dos corpos-de-prova de resina avaliadas foram 3, 6, 11 e 17,7 mm. Os resultados indicaram não haver diferenças significativas entre os materiais avaliados. Todas as espessuras avaliadas polimerizadas em banho de água aquecida e uma em microondas não apresentaram porosidade. Quando a resina convencional foi polimerizada em microondas, apresentou porosidade em espessuras superiores a 3 mm. Quando uma resina para microondas foi polimerizada na potência de 513 W no ciclo curto, também ocorreu porosidade nas espessuras superiores a 3 mm. Não ocorreu porosidade nas amostras com

Revisão da Literatura

espessuras até 9 mm, quando foi utilizado o ciclo longo de polimerização em microondas em baixa potência (75,9 W).

NELSON *et al.*⁴⁴ (1991) compararam o aumento em dimensão vertical de oclusão em próteses totais depois de polimerizadas pelo método convencional em banho de água aquecida e de polimerização por energia de microondas. No grupo I, com resina acrílica Lucitone caracterizada, foram obtidos 15 jogos de próteses totais polimerizadas convencionalmente em banho de água. E no grupo II, com resina acrílica para microondas outros 15 jogos de próteses foram polimerizados pela técnica de microondas. Os resultados do estudo revelaram aumento na dimensão vertical de oclusão, em ambos os métodos, abaixo de 1 mm (grupo I = 0,146 mm e grupo II = 0,628 mm), considerado aceitável tecnicamente. Porém, um aumento significativo da dimensão vertical de oclusão estava presente na técnica de microondas.

OGATA & SHIMIZU⁴⁷ publicaram um estudo longitudinal em 1991, onde foram avaliadas as forças transmitidas pelas bases de próteses parciais removíveis inferiores em extremidade livre aos pilares, com retentores do tipo grampos de Aker. O objetivo deste estudo foi fazer uma avaliação longitudinal das forças transmitidas pelas bases das próteses aos retentores de PPR's inferiores em extremidade livre com grampos de Aker usando um transmissor recentemente desenvolvido. O aparato experimental era composto por dois componentes, uma estrutura metálica e uma base de resina acrílica com uma unidade receptora de

Revisão da Literatura

força embutida. Este dispositivo era o transmissor, que poderia detectar alterações nas forças laterais e verticais transmitidas simultaneamente das bases das PPR's aos retentores. As forças foram mensuradas em várias ocasiões diferentes, a partir da instalação das novas PPR's, por aproximadamente 4 meses. Os resultados revelaram que: (I) o valor médio máximo das forças verticais transmitidas da base das próteses aos retentores diminuiu uma semana após a instalação das PPR's novas, então aumentou e alcançou um nível constante (aproximadamente 10 N) 4 a 6 semanas depois da instalação, e (II) houve diferenças elevadas nos valores médios máximos das forças laterais entre os indivíduos.

Em 1992, IKEDA & KUWASHIMA³¹ avaliaram diferentes combinações de desenhos de próteses parciais removíveis em extremidade livre, usualmente empregados por cirurgiões dentistas (clínicos gerais) no Japão. Segundo os autores, a perda de dentes acontece eventualmente na maioria dos adultos, e a função mastigatória só pode ser restabelecida com a instalação de próteses (coroas unitárias, próteses parciais fixas, próteses parcial removíveis, ou próteses totais) de acordo com a extensão da perda. Nas PPR's existem diferentes desenhos de componentes para as estruturas metálicas e diferentes combinações destes desenhos, que podem ser aplicados ao mesmo padrão de perda dental, de forma que os efeitos e prognósticos podem variar. Os resultados desta investigação estatística sugeriram, que em muitos casos foi dada

Revisão da Literatura

consideração insuficiente à estabilidade mecânica e à proteção dos tecidos periférico, no desenho das próteses parciais removíveis.

Segundo CURTIS *et al.*¹⁷ (1992), o propósito de uma classificação para próteses parciais removíveis (PPR's) é simplificar a identificação e aumentar o aprendizado. Uma classificação, também permite a comparação longitudinal de várias classes de PPR's (baseadas no tipo de desdentado) para determinar se o ensino do desenho (planejamento) da PPR é coerente com as freqüências relativas do seu uso. No estudo, os autores avaliaram os tipos de próteses parciais removíveis fabricadas em um grande laboratório dental regional (São Francisco, Califórnia, EUA) e compararam os achados com dados de estudos anteriores. Os resultados indicam, que PPR's mandibulares são mais comuns que PPR's maxilares, e que a PPR em desdentados classe I inferior é o tipo mais comum de PPR para qualquer arco dental. A barra palatina única era o conector maior maxilar mais freqüentemente utilizado e no arco inferior (mandíbula) a barra lingual era empregada três vezes mais que a placa lingual. Os desenhos das estruturas metálicas utilizaram grampos circunferenciais tão freqüentemente, quanto grampos API (Apoio, Placa e Grampo I). A porcentagem encontrada de PPR's em desdentados classe I de Kennedy foi de 40%, classe II 33%, classe III 18%, e classe IV 9%. Comparações com um estudo prévio indicaram que a porcentagem de classe II de Kennedy aumentou, considerando que PPR's e classe I, classe III e classe que IV não têm mudado significativamente. Os

Revisão da Literatura

resultados do estudo indicaram que a frequência do uso dos vários tipos de PPR's mudou nos últimos 30 anos.

TURCK *et al.*⁷³ (1992), estudaram a alteração dimensional de próteses totais, onde compararam três métodos de polimerização em relação à alteração dimensional. Foram utilizados as seguintes resinas e métodos: 1) resina convencional polimerizada em banho de água por 9 horas a 70 °C, acrescido de 30 minutos em água fervente, sob pressão de 0,245 kg/cm²; 2) resina específica para microondas (Acron MC) polimerizada por 3 minutos a 500 W, sob pressão de 0,245 kg/cm²; 3) resina ativada por luz visível durante 12 minutos sob pressão manual. Após o polimento, as próteses foram pesadas e mantidas em água por um período de 17 dias. Para avaliação da adaptabilidade, foi utilizado o sistema Michigan, que mede de forma tridimensional, o espaço existente entre a base e o modelo mestre. Os autores verificaram que não foram observadas diferenças significativas entre as técnicas.

Em 1992, SALIM *et al.*⁶¹ estudaram três tipos de resinas, sendo duas convencionais termopolimerizáveis, e uma específica para polimerização em microondas (Acron-MC). Foram confeccionadas amostras de resina de 60 x 25,0 x 3 mm. Estas amostras foram submetidas às seguintes técnicas de polimerização: 1) polimerização convencional, durante 90 minutos a 70 °C, e depois 30 minutos a 100 °C (nas amostras confeccionadas com resina convencional); 2) polimerização convencional, durante 35 minutos sob pressão de 06 atm a 100 °C e depois,

Revisão da Literatura

resfriamento em água sob pressão de 6 atm, por 10 minutos (resina SR - IVOCAP); 3) polimerização por meio de energia de microondas por 03 minutos a 500 W (Acron - MC). Foi medida a alteração dimensional com um microscópio de mensuração em quatro regiões diferentes. Como resultado, as amostras que sofreram menor alteração foram aquelas confeccionadas com a resina SR-IVOCAP, os outros métodos apresentaram alterações dimensionais semelhantes.

BENATTI & MUENCH⁷ (1993), propuseram o método do isolamento com resina resiliente alegando ser mais acessível que o silicone. Os autores avaliaram as alterações dimensionais e a limpeza de 9 próteses totais termopolimerizadas pelo ciclo de Tuckfield (90 minutos a 65 °C, 30 minutos até 100 °C e 60 minutos a 100 °C), diante de três métodos de isolamento (convencional, pelo uso de colóide (marca Isocril), camada de resina resiliente (marca Funcional Adapta) e camada de silicone (marca Optosil-flusig)). Para a confecção das próteses utilizou-se resina acrílica convencional (marca Clássico) e dentes (Trubyte Biotone). Diante dos resultados apresentados os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos nas alterações dimensionais. Entretanto, com relação à ausência de resíduos nas bases das próteses, o grupo composto por silicone apresentou resultados significativamente melhores, demonstrando a grande vantagem na desinclusão, acabamento e polimento da prótese polimerizada.

TAN & MCKEE⁷⁰ (1993), descreveram um procedimento usando silicone de moldagem para indexar corretamente a posição de uma prótese parcial removível (PPR) com sistema de dobradiça com trava, quando a remontagem do modelo for necessária. Este procedimento assegura que a PPR seja removida com o registro da posição dos dentes remanescentes, estavelmente registrada pelo fechamento da trava, e sem que forças excessivas sejam exercidas sobre os componentes retentivos da mesma. A recuperação do modelo de remontagem é facilitada pela técnica, pois a trava pode ser fechada antes da confecção do índice de silicone, e este pode ser facilmente separado do modelo. Após os ajustes oclusais serem realizados, a prótese pode ser removida do modelo sem maiores problemas, já que o próprio material de moldagem (silicone) alivia as retenções ao redor dos componentes da PPR.

Segundo MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰ em 1994, as próteses parciais removíveis em extremidade livre, devem ser preferencialmente moldadas pela técnica de Applegate, O. C., utilizando material de moldagem original (cera Korecta IV – Kerr) ou outro com consistência semelhante, em moldeiras individuais unidas à estrutura metálica. A técnica permite a confecção do modelo mestre funcional (modelo alterado) pela reconstrução dos rebordos sobre o modelo anatômico inicial. Para os autores, as PPR's devem ser incluídas seguindo algumas orientações básicas: Os modelos devem ser incluídos juntamente com a PPR sem que estes sejam danificados; A estrutura metálica deve permanecer totalmente incluída com o modelo na metade inferior da mufla, mantendo os

Revisão da Literatura

dentes livres para serem incluídos posteriormente na porção superior; Os modelos devem ser preparados e preservados para uma posterior remontagem em articulador e subsequente ajuste oclusal; Nas PPR's em desdentados de extremidade livre, se a porção distal da grade metálica não estabelecer contato com a região de rebordo do modelo, é preciso que se acrescente resina acrílica autopolimerizável apoiando e estabilizando a estrutura contra possíveis movimentações ocorridas durante a prensagem.

AU *et al.* ⁵ em 1994, propuseram uma nova técnica de inclusão que permitia a remontagem laboratorial de próteses parciais removíveis imediatamente após à demuflagem (desinclusão) e antes da instalação clínica das mesmas. Segundo os autores, esta modificação nos procedimentos de inclusão apresenta várias vantagens. Facilita significativamente a remontagem das PPR's depois de processadas. Podem ser feitos ajustes preliminares de erros laboratoriais e inexatidões causadas por alterações dimensionais ocorridas durante o processamento da resina acrílica termopolimerizável, reduzindo o tempo clínico na instalação das PPR's. Esta técnica se aplicaria mais adequadamente nos casos, onde o modelo apresentasse múltiplos espaços desdentados de pequenas extensões. Nestas situações, quando os dentes artificiais são incluídos na metade da mufla oposta à metade contendo o modelo, existe um risco dos dentes artificiais não se assentarem perfeitamente em seus espaços. Além disso, este processo aumenta o risco de ocorrerem fraturas nos dentes artificiais ou nos dentes remanescentes do modelo mestre durante a prensagem ou desinclusão.

Revisão da Literatura

Na técnica proposta pelos autores, o modelo deve ser isolado com vaselina e sua base com lâmina de estanho. Os dentes artificiais devem receber um botão de retenção vestibular em resina acrílica autopolimerizável, que permite a inclusão dos dentes artificiais no gesso da mesma metade da mufla contendo o modelo mestre. Uma camada de silicone por condensação denso é utilizada para revestir a oclusal/incisal e palatina/lingual do conjunto modelo e PPR durante a inclusão na segunda metade da mufla. A técnica de inclusão permite a desinclusão de PPR's preservando o modelo mestre para que a sua base possa ser adaptada novamente aos encaixes de fixação do articulador (*split cast*), assim como manter as superfícies oclusais e incisais dos dentes remanescentes intactas para o subsequente ajuste oclusal.

Em 1994, BILLY & SHOTWELL⁸ descreveram detalhadamente a utilização de uma técnica para remontagem de próteses parciais removíveis (PPR's), onde se emprega uma combinação de gesso tipo III (pedra) e material de moldagem elástico e compararam quantitativamente com dois outros métodos de remontagem. Este método não requer alívio das áreas retentivas abaixo das bases e ao redor dos grampos metálicos. A prótese é assentada na boca, e em seguida, removida por meio de uma moldagem em hidrocolóide irreversível. As regiões do molde correspondentes aos dentes remanescentes são preenchidas com a injeção de um elastômero (polivinil siloxano), onde pinos metálicos são imediatamente inseridos criando retenção para o gesso. Após a polimerização do elastômero, o gesso é então vazado preenchendo o restante do molde. O

Revisão da Literatura

conjunto, modelo e prótese é remontado em articulador com auxílio de um registro maxilo-mandibular previamente obtido. Para os autores, o método é rápido, preciso, fácil e pode ser realizado com materiais facilmente disponíveis. A grande vantagem sobre os outros métodos é permitir uma desinclusão com menor risco de dano à PPR, entretanto, o material resiliente empregado é pouco resistente à abrasão durante o ajuste oclusal.

Em 1994, DYER & HOWLET²² desenvolveram um estudo comparando a estabilidade dimensional de resinas acrílicas específicas para microondas com resinas acrílicas polimerizadas por banho de água aquecida. Neste estudo os autores avaliaram as alterações das amostras quando sofrem reparos com resinas para microondas. A partir de um modelo metálico simulando uma maxila edêntula, foram confeccionados 40 modelos em gesso tipo III, sendo 20 amostras confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polimerização rápida, imersas em água a 100 °C por 22 min. As outras 20 amostras foram confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polimerização em microondas durante 3 minutos a 500 W. Para medir a desadaptação, um material de moldagem à base de silicone foi interposto entre o modelo metálico e as bases. As bases foram seccionadas e reparadas com a resina Acron-MC, usada em microondas. Os reparos das amostras foram polimerizados por 2 minutos a 500 W e as bases reavaliadas. Os autores concluíram que não houve diferença entre as amostras reparadas com a resina para microondas se comparadas à resina convencional.

Revisão da Literatura

Em 1994, DEL BEL CURY *et al.*¹⁹ desenvolveram um estudo sobre as resinas acrílicas dentárias polimerizadas por energia de microondas, pelo método convencional e resinas quimicamente ativadas. Neste estudo, foram utilizadas quatro marcas de resina acrílicas: Acron MC (resina formulada para microondas); Lucitone 550 e Prothoplast Termic (resinas termopolimerizáveis); Ortho-Class (resina quimicamente ativada). A resina para microondas foi polimerizada a 500 W por 03 minutos. As resinas termopolimerizáveis foram polimerizadas pelo método convencional em banho de água aquecida a 73 °C durante 12 horas. A resina quimicamente ativada foi polimerizada por 1 hora à temperatura ambiente. Foram confeccionadas 10 amostras de 50,0 x 0,5 mm em forma de discos para ensaio de sorção de água. As amostras foram colocadas em desumecedor contendo sílica e mantidos na estufa à temperatura de 37 ± 2 °C até atingir peso constante. Foram então pesados e calculada a sorção de água. As amostras foram novamente imersas em água deionizada e mantidas em estufa a 37 ± 2 °C por 7 dias e novamente pesadas. No ensaio de solubilidade de água os discos foram recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5 mg em 24 horas, e a solubilidade foi calculada. Foram confeccionadas dez amostras de 65,0 x 10,0 x 2,5 mm, que foram imersas em água deionizada e colocadas em estufa, numa temperatura de 37 ± 2 °C por 50 ± 2 horas antes do teste de resistência transversal e flexão máxima com a máquina de ensaios da marca INSTRON. A velocidade de deformação utilizada foi de 50 mm/min e carga de 10 Kgf. As amostras do teste acima foram utilizadas para o teste de resistência ao impacto, com a máquina Wolpert, com força de impacto de

Revisão da Literatura

40 kpcm. Diante dos resultados, foram observadas diferenças significativas entre os grupos de amostras, certamente em razão do método de polimerização e da composição das resinas acrílicas utilizadas.

Em 1995, RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁵⁶ avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de prótese totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550®) e outra desenvolvida para microondas (Acron MC®). A primeira foi submetida à polimerização em banho de água quente a 73 °C por 9 horas e à polimerização através de microondas nos ciclos de 500 W por 3 min e 90 W por 13 min. A partir de um modelo fundido em liga de cobre-alumínio simulando uma maxila totalmente desdentada foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. A primeira avaliação do grau de adaptabilidade foi realizada logo após o acabamento das próteses e a segunda após as amostras terem ficado por 30 dias em água destilada a 37 ± 2 °C. Foram realizados 2 testes de adaptação: o primeiro consistiu no peso do material de moldagem interposto entre as bases e o modelo mestre; o segundo, na média das mensurações do espaço entre a base e o modelo mestre em 7 diferentes posições do seu bordo posterior. Os resultados obtidos mostram que: 1) as próteses feitas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; 2) as amostras feitas com Lucitone 550 processadas em banho de água, e as feitas com Acron M C processadas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram a

Revisão da Literatura

pior adaptação; 3) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; 4) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptação nos períodos de pré e pós-armazenagem na água foram as feitas com Lucitone 550 em banho de água e a Acron MC polimerizada a 500 W / 3 min. Os autores consideraram que mais estudos devam ser realizados sobre os ciclos de polimerização em microondas e as variáveis que estes promovem no resultado final das próteses.

Em 1995, SADAMORI *et al.*⁵⁹, desenvolveram um trabalho com o objetivo de avaliar as alterações dimensionais de bases de resina acrílica quando reembasadas. Com esta finalidade, foram confeccionadas 30 bases com resina acrílica polimerizadas por 90 minutos a 70 °C, seguida de 30 minutos a 100 °C. Em seguida, as 30 bases foram armazenadas por 02 semanas em água a 37 ± 2 °C. Depois de avaliada a adaptação, as bases foram divididas em 04 grupos e reembasadas com: 1) resina termopolimerizável convencional pelo ciclo já descrito; 2) autopolimerizável - Rebaron - Polimerização por 9 minutos e Tokuso Rebase - Polimerização por 8 minutos; 3) ativada por Microondas - Acron MC - Polimerização por 3 minutos; 4) ativada por luz - Rebaron LC - Polimerização por 10 minutos. Para avaliação da alteração dimensional, foi medida a distância entre a superfície do modelo metálico com a base em dez posições diferentes. Cada medida foi repetida dez vezes. As primeiras medidas foram realizadas logo após o reembasamento e depois as amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C. Os períodos para verificação foram: 01 dia; 01 semana; 04 meses e 08 meses.

Revisão da Literatura

Os autores concluíram que a alteração dimensional foi influenciada pelos materiais de reembasamento. A resina termopolimerizável foi a que apresentou menor alteração dimensional.

OWALL *et al.*⁴⁸, em 1995 avaliaram a produção de PPR's (próteses parciais removíveis) na Alemanha Ocidental. O estudo foi realizado pela análise de 1082 fotografias realizadas em séries consecutivas em cinco grandes laboratórios dentais. A técnica fotográfica foi padronizada, possibilitando avaliar os modelos, bem como o desenho das próteses. Dos modelos, 47,2% eram maxilares e 52,8% eram mandibulares. O número médio de dentes presentes era de 6,29 na maxila e 6,57 na mandíbula. Na maxila, 52,9% das regiões de molar eram desdentadas, com espaços de extremidade livre distal. Nas imagens correspondentes a mandíbulas, 72,7% apresentaram desdentados posteriores com extremidade livre bilateral. A maioria das PPR's maxilares apresentaram conector maior em forma de barra palatina única ou placa palatina, e a maioria das PPR's mandibulares apresentaram o conector maior tipo barra lingual. Das próteses parciais removíveis avaliadas, 53,1% eram retidas por coroas telescópicas, 15,3% por encaixes de precisão e 36,1% eram retidas apenas por grampos.

LAY *et al.*³⁵ em 1996, propuseram uma alteração na técnica do modelo alterado. A confecção de prótese parcial removível em paciente desdentado posterior com extremidade livre bilateral, requer normalmente um

Revisão da Literatura

número elevado de seções. O paciente comparece para que seja moldado e se confeccione a infra-estrutura metálica, em seguida é feita a moldagem funcional do rebordo pela técnica do modelo alterado, e só então é realizado o registro maxilo-mandibular. Na técnica proposta pelos autores, o registro oclusal e a moldagem funcional são realizados na mesma sessão, diminuindo o número de retornos pelo paciente. Para isso, as moldeiras são confeccionadas em resina acrílica autopolimerizável, sobre a grade da estrutura devidamente aliviada e assentada sobre o modelo. As bases acrílicas são removidas, ajustadas e fixadas à grade com resina autopolimerizável ou cola a base de cianocrilato. As bases são provadas e ajustadas juntamente com a estrutura metálica. O espaço oclusal, entre a base e a superfície oclusal do antagonista, é verificado. Pequenos entalhes são confeccionados na superfície oclusal da base (moldeira) para obter um registro com um material de impressão, indexando o relacionamento maxilo-mandibular do paciente. Imediatamente após o endurecimento do material, a moldagem funcional pode ser realizada com o paciente ocluindo passivamente sobre os registros. O conjunto é removido cuidadosamente e assentado sobre o modelo previamente recortado. A região posterior do modelo recortada (contendo retenções) é completada pelo vazamento de novo gesso. E os modelos são relacionados e montados em articulador com o auxílio do registro oclusal.

Em 1996, RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY⁵⁷ desenvolveram uma pesquisa sobre a adaptação de bases de próteses quando submetidas a dois ciclos de polimerização. Foram confeccionadas 36 amostras,

Revisão da Literatura

divididas em 03 grupos com 12 corpos-de-prova cada. As bases de prótese dos grupos 01 e 02 foram submetidas à polimerização convencional, (9 horas a 73 °C). As bases pertencentes ao terceiro grupo foram polimerizadas com energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Para avaliar a adaptação das bases sobre o modelo metálico, foi interposto entre eles um material de moldagem, sob carga de 2 Kg. Em seguida, todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, e aquelas pertencentes aos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do grupo 2 foram preenchidas com a mesma resina, no entanto polimerizada em forno de microondas por 03 a 500 W. Após o reembasamento, a adaptação foi verificada novamente. Para avaliação de porosidade, após receberem polimento, os corpos-de-prova foram imersos em tinta preta e então a porosidade contada com lupa estereoscópica. Como resultado, foi observado que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo por energia de microondas apresentou adaptação semelhante aos reembasamentos convencionais. A resina convencional apresentou maior número de poros tanto no primeiro quanto no segundo ciclo de polimerização, quando comparada à resina polimerizada por energia de microondas.

Em 1998, BRAUN *et al.*¹², avaliaram a efetividade da polimerização por meio de energia de microondas quando a resina se encontra em contato com o metal. Neste trabalho foram confeccionadas 36 amostras cilíndricas, com 30,0 mm de diâmetro e 4,0 mm de espessura, contendo em seu interior uma grade

Revisão da Literatura

metálica. As resinas utilizadas e os métodos de polimerização utilizados foram: 1) Resina Clássico polimerizada em ciclo curto (técnica modificada de Tuckfield); 2) Resina Acron MC curada em forno de microondas a 500 W por 3 minutos; 3) Resina Clássico polimerizada com o mesmo método já citado no segundo grupo. Após a polimerização, as amostras foram submetidas aos testes de Dureza, verificada a distâncias de 50, 100, 200, 400, 800 Å da grade metálica; Porosidade, analisada a olho nu e com microscópio com aumento de 100 X, e Monômero residual, através de espectrofotometria. Os autores concluíram que a presença do metal não afetou a polimerização das resinas com o uso de microondas e também que quanto à dureza e monômero residual, as resinas apresentaram os maiores valores quando comparados com o método tradicional de banho de água aquecido, e a resina convencional, quando polimerizada com energia de microondas apresenta maior número de poros.

Segundo BISSASU⁹ (1998), quando o método convencional de inclusão de próteses totais é realizado com gesso pedra, freqüentemente dificulta a desinclusão das próteses após o processamento das bases de resina acrílica. As porções de gesso localizadas nas regiões palatinas e linguais contribuem para esta dificuldade, aumentando o risco de dano na prótese durante a sua desinclusão. A fratura da porção central de gesso para sua remoção, pode promover o afastamento dos hemiarcos da prótese causando a sua fratura. Desta forma, o autor recomenda em seu trabalho, que se empregue um procedimento onde uma placa lisa de alumínio é utilizada para facilitar a remoção destas

Revisão da Literatura

porções de gesso. A placa é recortada seguindo o contorno da ceroplastia da prótese e da mufla utilizada. A seguir, é colocada verticalmente na linha média da região palatina ou lingual e incluída em gesso juntamente com a prótese. Após o processamento da base, a mufla é aberta, a placa removida deixando uma fenda profunda, que divide o gesso na linha média. Essa fenda permite o deslocamento dos seguimentos de gesso, sem que força considerável seja exercida durante a desinclusão. O procedimento é fácil de ser executado, facilita o procedimento de desinclusão, reduz o risco de se danificar a base e os dentes artificiais da prótese total e diminui o tempo laboratorial.

DEL BEL CURY²⁰ (1998), avaliou a influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas. Em seu estudo foi avaliada a influência dos materiais (Gesso tipo III e Silicone para inclusão Labormass[®]) sobre a dureza Knoop, resistência transversa e monômero residual liberado de duas resinas polimerizadas por microondas (Acron MC e Onda Ceryl). Foram confeccionadas 144 amostras, divididas em quatro grupos, onde cada um foi composto por 12 amostras. A resistência transversa foi avaliada seguindo as especificações nº 12 da ADA¹⁴. A dureza foi mensurada nos tempos 24, 48, 72 horas e 30 dias e o monômero liberado em períodos de 24 horas, num total de 288 horas. Segundo a autora, os métodos de inclusão não afetaram a resistência transversa das resinas estudadas. A dureza superficial foi influenciada apenas nos períodos iniciais de 24 e 48 horas. A liberação de monômero em água foi maior quando o método de

Revisão da Literatura

inclusão silicone/gesso foi utilizado, porém após um período de 72 horas de imersão em água os níveis de monômero foram reduzidos a níveis clinicamente aceitáveis.

Segundo NADIN⁴³ em 1999, o processamento das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de próteses envolvem alterações dimensionais e distorções que podem comprometer a qualidade da adaptação e o posicionamento oclusal dos dentes artificiais da prótese concluída. Dois aspectos que podem atuar decisivamente nestas alterações são os métodos de polimerização da resina acrílica e a propriedade de sorção de água. Esta pode encontrar-se vinculada a variáveis como pressão, temperatura e tempo. Em seu estudo, o autor investigou a correlação entre as inclinações das cúspides vestibulo-palatinas dos primeiros molares de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável, quando polimerizada pelo método de Phillips ou por energia de microondas, em função da sorção de água, sob diferentes condições de temperatura e pressão. Para este fim foram confeccionadas 60 próteses totais superiores divididas em 4 grupos de 15 amostras cada, que receberam os seguintes tratamentos: G1, polimerização por banho de água e armazenagem em água a 37 ± 2 °C, à pressão ambiente durante 30 dias; G2, polimerização por banho de água e armazenagem em água a 60 ± 2 °C, 40 libras durante 1 hora; G3, polimerização por energia de microondas e armazenagem em água a 37 ± 2 °C, 40 libras durante 1 hora, à pressão ambiente durante 30 dias; G4, polimerização por energia de microondas e armazenagem em água a 60 ± 2 °C,

Revisão da Literatura

40 libras durante 1 hora. Os dados foram submetidos ao teste-t ao nível de 5% de significância. Os resultados mostraram que todas as amostras estudadas apresentaram alteração na inclinação das cúspides após a sorção de água. Não houve alterações significativas na inclinação dental em relação ao método de polimerização e sorção de água. As alterações na inclinação dos dentes ocorreram aleatoriamente em cada prótese, variando quanto ao sentido e grau de movimentação, independentemente do tipo de polimerização ou do método de sorção de água utilizados.

ZANETTI⁷⁸ em 1999, avaliou a influência do material de inclusão (gesso tipo III (G), silicone denso Optosil® Confort (O) e silicone denso Labormass® (L)) e da consistência da resina acrílica no momento da prensagem (fase filamentosa (F) e fase plástica (P)), na alteração das distâncias entre os dentes artificiais (17-27 (D1), 14-24 (D2), 17-21 (D3) e 27-11 (D4)) de próteses totais superiores, após polimerização por energia de microondas. Foram confeccionadas 60 amostras padronizadas com a resina Onda-Cryl®, divididas em 6 grupos. Os valores (%) das distâncias foram submetidos à ANOVA ($p < 0,05$), e diante dos resultados {Grupo 1 (GF) D1=0,97±0,52; D2=0,77±0,19; D3=0,44±0,14; D4=0,58±0,40; Grupo 2 (GP) D1=0,99±0,70; D2=0,62±0,22; D3=0,58±0,47; D4=0,65±0,66; Grupo 3 (OF) D1=0,65±0,66; D2=0,50±0,28; D3=0,50±0,36; D4=0,71±0,63; Grupo 4 (OP) D1=0,64±0,20; D2=0,68±0,81; D3=0,38±0,20; D4=0,33±0,21; Grupo 5 (LF) D1=1,03±0,43; D2=0,93±0,43; D3=0,56±0,17; D4=0,67±0,49; e Grupo 6 (LP) D1=0,84±0,31; D2=0,62±0,35; D3=0,52±0,17;

Revisão da Literatura

$D4=0,42\pm0,12$ }, observou-se que: não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos; o material de inclusão e a fase de prensagem da resina acrílica não influenciaram nas alterações das distância entre os dentes artificiais.

Em 1999, CARRILHO¹³ avaliou a influência de algumas variáveis, como a espessura, o método de polimerização e a alteração causada pela presença dos dentes, na adaptação de próteses totais superiores. Sessenta e quatro próteses foram confeccionadas, a partir de um modelo fundido em liga de Cobre e Alumínio simulando uma maxila edêntula e divididas em oito grupos com oito amostras em cada grupo, quatro grupos foram polimerizados por banho de água a 74 °C / 9 horas e 4 por energia de microondas a 500 W / 3 min. Dentro destes quatro grupos, dois grupos foram confeccionados com espessura uniforme de 1 mm e dois com espessura de 2 mm, e ainda dentro destes grupos dois com a presença de dentes e dois com a ausência de dentes. Foi utilizada a resina Lucitone 550, após a polimerização as próteses receberam acabamento e foram submetidas a um teste onde um material de impressão (EXPRESS – 3M) foi interposto entre a base e o modelo de metal e depois pesado. Após os resultados, concluiu – se que: 1) houve diferença significativa para as médias de desajuste entre as duas espessuras, sendo menor o desajuste encontrado nas amostras com 2 mm. 2) Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajustes com ou sem dentes e nem entre os dois critérios de polimerização. 3) O grupo que apresentou menor desajuste foi o de próteses com 2 mm e com a

Revisão da Literatura

presença de dentes e o que apresentou maior desajuste foi o de próteses com 1 mm e com a presença de dentes.

NOGUEIRA *et al.*⁴⁶ em 1999, compararam a precisão das próteses totais (PT's) processadas pelos métodos compressão e injeção em molde. Segundo os autores, uma abertura incisal clinicamente significativa, pode acontecer depois do processamento de próteses totais, quando a técnica de compressão em molde é utilizada. A recuperação da dimensão vertical de oclusão inicial requer ajuste oclusal demorado, e freqüentemente é preciso que a anatomia dos dentes artificiais seja destruída. Um novo processo de injeção em molde assegura produzir PT's que requerem poucos, ou nenhum ajuste oclusal laboratorial depois de processadas. O estudo laboratorial comparou a abertura do pino incisal, precisão dimensional, e o tempo de trabalho laboratorial na confecção de PT's por este novo sistema de injeção, com PT's construídas pela técnica convencional de compressão em molde. Foram avaliados dois grupos de 6 próteses maxilares e 6 mandibulares como segue: grupo 1 (controle), Lucitone 199, compressão em molde com um ciclo de polimerização longo; e grupo 2, Lucitone 199, injeção em molde com um ciclo de polimerização longo. A abertura incisal foi mensurada com micrômetro imediatamente depois de desincluída. Um aparelho de mensuração de coordenada computadorizada foi utilizado para medir a alteração dimensional de 3 distâncias em posições selecionadas nos dentes artificiais em 4 fases da confecção das PT's. Foram aplicados os testes t e análise de variância (ANOVA) para comparar os grupos. Os resultados revelaram uma

Revisão da Literatura

diferença significativa na abertura do pino incisal entre os grupos (t testam). Alterações dimensionais horizontais avaliadas com medidas repetidas (ANOVA), não revelou diferença significativa entre os grupos. Porém, a análise das alterações dimensionais verticais revelou diferenças significativas entre os dois grupos. Não houve diferença considerável no tempo de trabalho laboratorial em relação à técnica utilizada. Os autores concluíram que o método injeção em molde produziu uma abertura no pino incisal significativamente menor, que o método convencional de compressão da resina acrílica em molde. A técnica de injeção em molde, usando polimetil metacrilato, foi o método mais preciso par processar PT's. Não houve diferença detectável no tempo de trabalho laboratorial entre as técnicas de modelação por injeção e compressão.

RACHED⁵² em 2000, avaliou a eficiência de uma técnica de reparo para próteses removíveis utilizando resina acrílica para microondas e silicone extra-duro como material de revestimento. Foram avaliadas a resistência ao impacto Izod (IZ), penetração (PR) e recuperação Rockwell (RR), sorção (SO) e solubilidade em água (SL), e estabilidade de cor (EC) de resinas polimerizadas pelas técnicas L (Lucitone 199, L199, 8 horas / 74°C, molde de gesso), A (Acron MC, AMC, 3 minutos / 500 W, molde de gesso), AR (Acron MC/R, GC Int., 2 bares / 45 °C / 15 minutos.) e AS1 (semelhante à técnica A, porém molde de silicone). As amostras de IZ foram confeccionadas com e sem entalho, e as de EC envelhecidas artificialmente. Foram avaliadas também as alterações de 40 próteses totais superiores (PT) (metade em L199 ou AMC) fraturadas na linha

Revisão da Literatura

média e reparadas com L, A, AR ou AS. Foram comparadas a adaptação (AD) e as alterações horizontal (AH) e vertical (AV) do plano oclusal, obtidas a partir de mensurações antes e após o reparo. Testes de resistência à flexão (RF) foram conduzidos em 80 espécimes retangulares. Destes, 24 foram confeccionados com L, A, AR e AS1 e mantidos intactos. Os 60 restantes foram confeccionados com L ou A, tiveram a parte central removida (10 mm) e foram reparados com L, A, AR, AS (semelhante à AS1, porém ciclo de 2 minutos / 500 W - 1 minuto / 0 W - 2 minutos / 500 W) ou AS1. Os resultados mostraram que apenas L diferiu e foi superior às demais técnicas para IZ. O entalho reduziu IZ nas técnicas. Os resultados de PR para A, AS1, AR e L foram, respectivamente, 71,1 - 70,5 - 104 - 88,5 μm ; A e AS1 não diferiram entre si, e diferiram de AR e L, os quais diferiram entre si. AR apresentou a menor (75,1%) RR, e os demais grupos (L=83,1%; A=86,9% e AS1=86,8%) não diferiram entre si. Para a SO, houve diferença entre os pares L-A e AR-AS1 (29,6-28,3-20,9 e 21,7 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$). Nenhum grupo diferiu para SL. Para EC, A e AS não diferiram, sendo que os demais grupos diferiram entre si; o envelhecimento acelerado afetou EC de todos os grupos. Os grupos intactos de RF diferiram entre si (L=70,8 A=80,6 AR=65,3 AS1=75,4 MPa). Nos espécimes confeccionados com L, AS (49,6 MPa) foi inferior a AS1 (65,7 MPa). AS diferiu das demais técnicas e AS1 não; as demais técnicas de reparo (L=70,7 A=69,2 AR=63,5 MPa) não diferiram entre si. Nos espécimes confeccionados com AMC, AS (51,2 MPa) e AS1 (44 MPa) diferiram dos demais, e estes não diferiram entre si; as demais técnicas (L=70,6 A=67,2 AR=65 MPa) não diferiram entre si. O reparo com AS1 apresentou maior RF em espécimes confeccionados com L199.

Revisão da Literatura

Falhas coesivas foram mais freqüentes para L e A. Já AR, AS e AS1 mostraram falhas adesivas com maior freqüência. Houve influência do fator “reparo” para AD, sendo que AR apresentou a melhor adaptação (0,5%); as demais técnicas não diferiram entre si (L=27,2 A=28,9 AS=21,2%). Na avaliação da AH, houve diferença entre AR e as demais técnicas para 16-26, 11-26 e 21-16, entre AR e AS para 11-21, e entre A e AS para 16-26. Quanto a AV, não houve diferenças entre os grupos. As conclusões são: 1) O molde de silicone afetou apenas a SO de AMC; 2) A interação “material da base-reparo” não influenciou AD; 3) AR forneceu a melhor AD; 4) A interação “material da base-reparo” não afetou AH; 5) O fator “reparo” alterou AH; 5) Nenhum fator alterou AV.

5. METODOLOGIA

5.1. Material

Os principais materiais utilizados na realização do experimento estão listados no Quadro 1, juntamente com as marcas comerciais e fabricantes.

Quadro 1: Relação dos principais materiais utilizados na pesquisa.

MATERIAL	FABRICANTE	MARCA COMERCIAL
Resina acrílica para microondas	Artigos Odontológicos Clássico, Ltda. – Brasil	Onda-Cryl®
Silicone por condensação laboratorial	Zhermack S.p.A. – Italy	Zetalabor®
Gesso tipo IV	Kerr® Manuf. Company –USA	Vel Mix Stone
Gesso tipo II	Vigodente - Brasil	Herodent®
Silicone por adição p/ reprodução de modelos	Dentaurum - Germany	Rema®-Sil
Revestimento refratário	Dentaurum - Germany	Rema® Exakt
Endurecedor para modelos de revestimento	Dentaurum - Germany	Ökdour®
Adesivo para padrões de cera plástica	Dentaurum - Germany	Wax-Fix®
Padrões de cera plástica pré-formados	Dentaurum - Germany	TKI, S ₁ , Barra lingual BR1
Liga metálica de CoCrMo para PPR's	Dentaurum - Germany	Remanium® GM 380
Cera rosa nº 9	Artigos Odontológicos Clássico, Ltda. - Brasil	Clássico

5.2. Métodos

5.2.1. Grupos de amostras

Para a comparação das variáveis, foram confeccionadas quarenta amostras divididas em quatro grupos, de acordo com o material de inclusão e configuração da porção distal da grade metálica, conforme mostra o Quadro 2.

Quadro 2: Grupos de amostras e suas respectivas variáveis.

Grupos	Nº de Amostras	Material de Inclusão	Configuração da grade
1	10 próteses	Gesso tipo II Herodent®	Com apoio distal
2	10 próteses	Gesso tipo II Herodent®	Sem apoio distal
3	10 próteses	Silicone Zetalabor®	Com apoio distal
4	10 próteses	Silicone Zetalabor®	Sem apoio distal

Grupo 1 - Composto pelas PPR's incluídas com a estrutura metálica externa revestida por Gesso tipo II Herodent® com apoio na porção distal da grade metálica.

Grupo 2 - Composto pelas PPR's incluídas com a estrutura metálica externa revestida por Gesso tipo II Herodent® sem apoio na porção distal da grade metálica.

Grupo 3 - Composto pelas PPR's incluídas com a estrutura metálica externa revestida por silicone laboratorial Zetalabor® com apoio na porção distal da grade metálica.

Grupo 4 - Composto pelas PPR's incluídas com a estrutura metálica externa revestida por silicone laboratorial Zetalabor® sem apoio na porção distal da grade metálica.

5.2.2. Obtenção dos modelos de gesso

Para a execução do experimento, foram obtidos 40 (quarenta) modelos de gesso tipo IV (Vel Mix Stone-Kerr®). Estes modelos foram reproduzidos a partir de um modelo metálico (Figura 1) simulando uma mandíbula parcialmente desdentada classe I de Kennedy (elementos remanescentes: 33, 32, 31, 41, 42 e 43) com nichos incisais na região de contato entre os elementos 32/33 e 42/43. Os nichos apresentando forma circunflexa, foram preparados com profundidade referente à espessura de uma ponta diamantada nº 3216 (kG Sorensen) posicionada em duas angulações de 45° diametralmente opostas (vestibular e lingual). Para que fossem feitas as mensurações, foram preparadas marcações no modelo mestre previamente à moldagem. Foram confeccionados dois sulcos perpendiculares à base do modelo na superfície posterior da base, no centro e a partir da crista de cada rebordo residual. O modelo foi moldado com silicone por adição (Polivinil-Siloxano – Rema®-Sil Dentaurum) – (Figura 1). A base do modelo metálico foi fixada com cera pegajosa à superfície plana inferior (tampa) de uma mufla de duplicação de modelos para PPR. A mufla foi fechada, o material de moldagem proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, ou seja, partes iguais dos líquidos contidos em dois frascos foram dosadas e homogeneizadas mecanicamente por meio de um misturador elétrico (DG1 - Degussa) e, simultaneamente, o silicone líquido foi vertido no interior da mufla sob vibração, através de um orifício. Após a completa polimerização do material de moldagem, a tampa da mufla foi removida juntamente com o modelo mantendo-se o molde no interior da mesma (Figura 1).

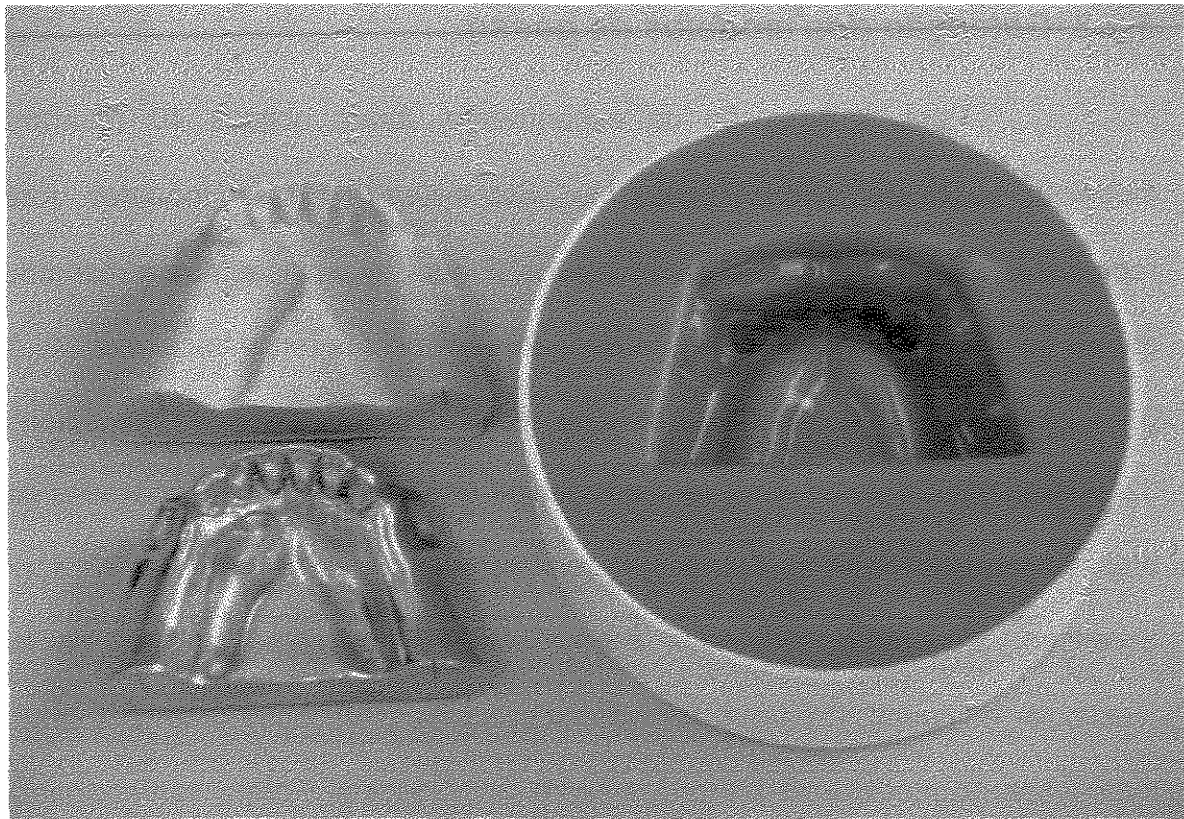


Figura 1: Modelo de trabalho, modelo mestre metálico e molde para reprodução em silicone

Para a confecção de cada modelo, foram utilizados 100 g de gesso tipo IV para 21 ml de água, espatulando a mistura em um espatulador mecânico (Polidental Indústria e Comércio, Ltda.) durante 30 segundos a vácuo (de acordo com o fabricante) e vertido no interior do molde sob vibração.

5.2.3. Confecção das estruturas metálicas

Para a realização do experimento foram confeccionadas quarenta estruturas metálicas, das quais metade apresentando apoios bilaterais nas extremidades distais da grade metálica (Figura 2), e metade não (Figura 3).

Metodologia

Sobre o mesmo modelo mestre metálico, foram realizados os alívios em cera necessários para a confecção das estruturas metálicas. Com cera rosa nº 9 foram aliviadas as áreas de retenções indesejadas, regiões da mucosa sob componentes metálicos (grampos T, conector maior lingual, conectores menores e grade para retenção da sela). Nas regiões de mucosa sob os componentes metálicos, o alívio realizado apresentou espessura mínima de 1 mm, com exceção da região sob a grade metálica, onde a espessura mínima de 2 mm foi realizada com o objetivo de liberar o movimento da grade durante o experimento. Nas extremidades distais referentes à crista dos rebordos residuais, foram escavados na cera dois retângulos de dimensões similares (2 mm MD e 4 mm VL), com o propósito de permitir a confecção dos apoios metálicos.

Com auxílio de delineador, as regiões retentivas vestibulares dos caninos foram calibradas e demarcadas. Com a própria cera para alívio, o desenho da estrutura metálica foi totalmente delimitado em alto relevo, permitindo a reprodução e padronização das amostras.

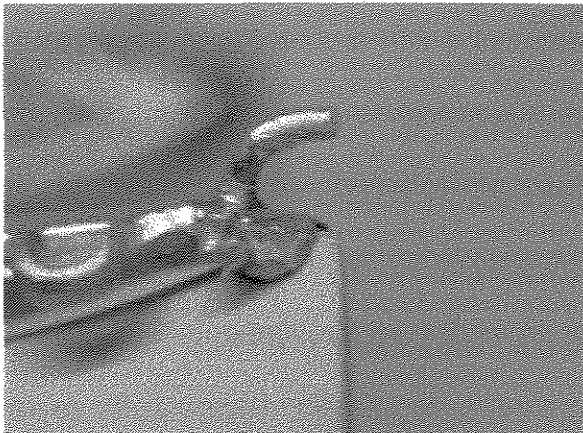


Figura 2: Configuração distal da grade metálica com apoio

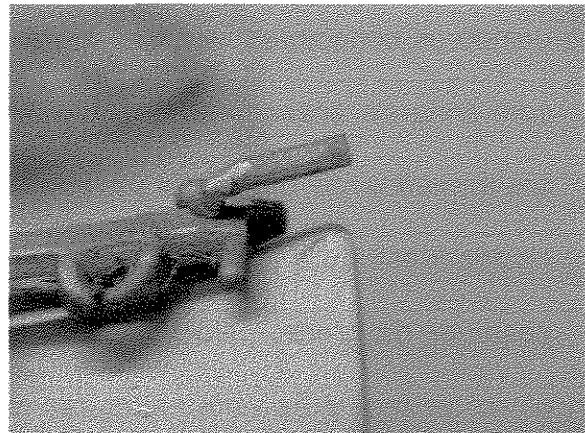


Figura 3: Configuração distal da grade metálica sem apoio

Metodologia

O modelo mestre com o alívio em cera finalizado foi moldado de forma similar aos procedimentos descritos anteriormente no item 5.2.2. A partir do molde de silicone, quarenta modelos foram reproduzidos com revestimento refratário (Rema[®]-Exact Dentaurum), seguindo as recomendações do fabricante. Após a presa, os mesmos foram tratados pela imersão em solução endurecedora para modelos de revestimento (Ökdour[®] Dentaurum) conforme as instruções do fabricante. Sobre a superfície do modelo delimitada para a ceroplastia, foi aplicado adesivo para cera (Wax-Fix[®] Dentaurum). As estruturas metálicas previamente desenhadas foram esculpidas com padrões em cera plástica, pré-formados (Dentaurum - Figura 4).

O desenho da estrutura compreendia: um conector maior tipo barra lingual, conectores menores e apoios incisais bilaterais na mesial dos elementos 33 e 43, grampos de oposição linguais bilaterais a partir dos conectores menores, grampos de ação de ponta tipo T bilaterais nas superfícies vestibulares dos elementos 33 e 43 a partir da grade da sela, grampo de estabilização contínuo de Kennedy na superfície lingual (sobre o cíngulo) dos elementos 32, 31, 41 e 42 unindo os conectores menores, grade retentiva sobre a crista do rebordo residual com linha de acabamento na união com o conector maior. Os padrões de cera pré-formados da grade, foram escolhidos com forma e volume que oferecesse rigidez à estrutura pronta. Em vinte estruturas, foram esculpidos apoios na região posterior da grade, pelo preenchimento do retângulo previamente escavado no alívio de cera. Nas vinte estruturas restantes, a depressão retangular foi deixada descoberta. Para realizar as mensurações na estrutura, hastes de cera meia cana

Metodologia

(pré-formada) foram afixadas na borda distal da grade formando um “L” invertido com a ponta voltada na direção posterior. A ponta da haste foi posicionada sobre o prolongamento virtual da linha demarcatória do modelo a uma distância aproximada de 3 mm da crista do rebordo. Os condutos de alimentação e base formadora de cadinho foram fixados seguindo a orientação do fabricante da liga.

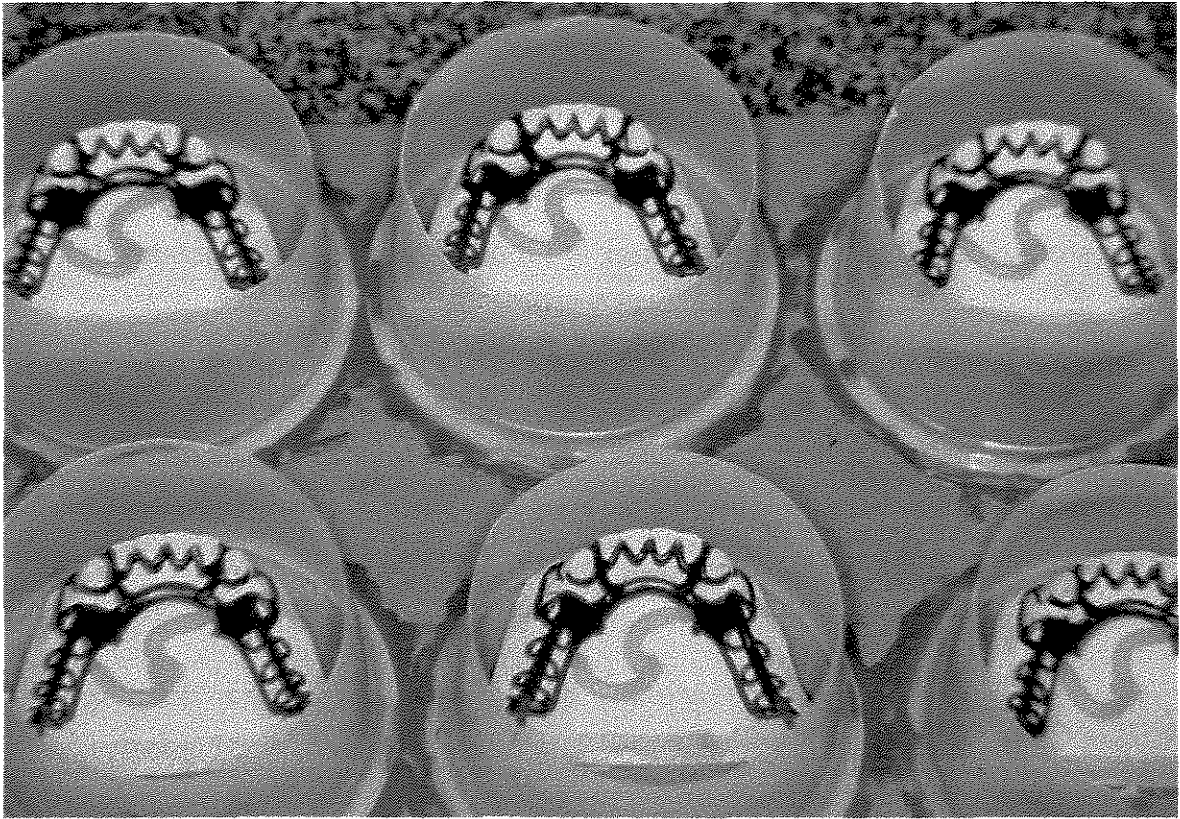


Figura 4: Modelos com ceroplastia finalizada, posicionados nos anéis para inclusão em revestimento refratário

Ao término da ceroplastia os modelos e suas estruturas foram posicionados em anéis conformadores (Figura 4), e incluídos em material refratário (Rema[®]-Exact).

Metodologia

Na confecção das estruturas metálicas, foi utilizada uma liga de CoCrMo (Remanium® GM 380 Dentauro), onde o tratamento térmico do cilindro e o processo de fundição da liga em maçarico de GLP/oxigênio, seguiram as recomendações do fabricante. As estruturas foram cuidadosamente desincluídas dos cilindros e submetidas a um processo de limpeza. A remoção dos resíduos do material de revestimento refratário foi realizada com auxílio de jato de esferas de Al_2O_3 de 100 μ , seguido de tratamento eletrolítico. Este último processo facilitou os procedimentos de adaptação, acabamento e polimento das estruturas metálicas. A adaptação de todas as estruturas foi realizada sobre o modelo mestre metálico. Todas as estruturas foram igualmente acabadas e polidas da forma usual em politriz de bancada para PPR, com discos de carborundum, pontas diamantadas, pedras e borrachas abrasivas, e rodas de feltro impregnadas com pasta abrasiva polidora.

Uma das estruturas metálicas acabada e polida, pode ser vista em plano geral assentada sobre o modelo de trabalho em gesso tipo IV (Figura 5).

Todos os procedimentos de cada etapa, ou seja: do preparo dos alívios ao tratamento dos modelos refratários; da ceroplastia à inclusão nos cilindros de revestimento refratário; da fundição ao polimento das estruturas, foram realizados pelo mesmo operador.

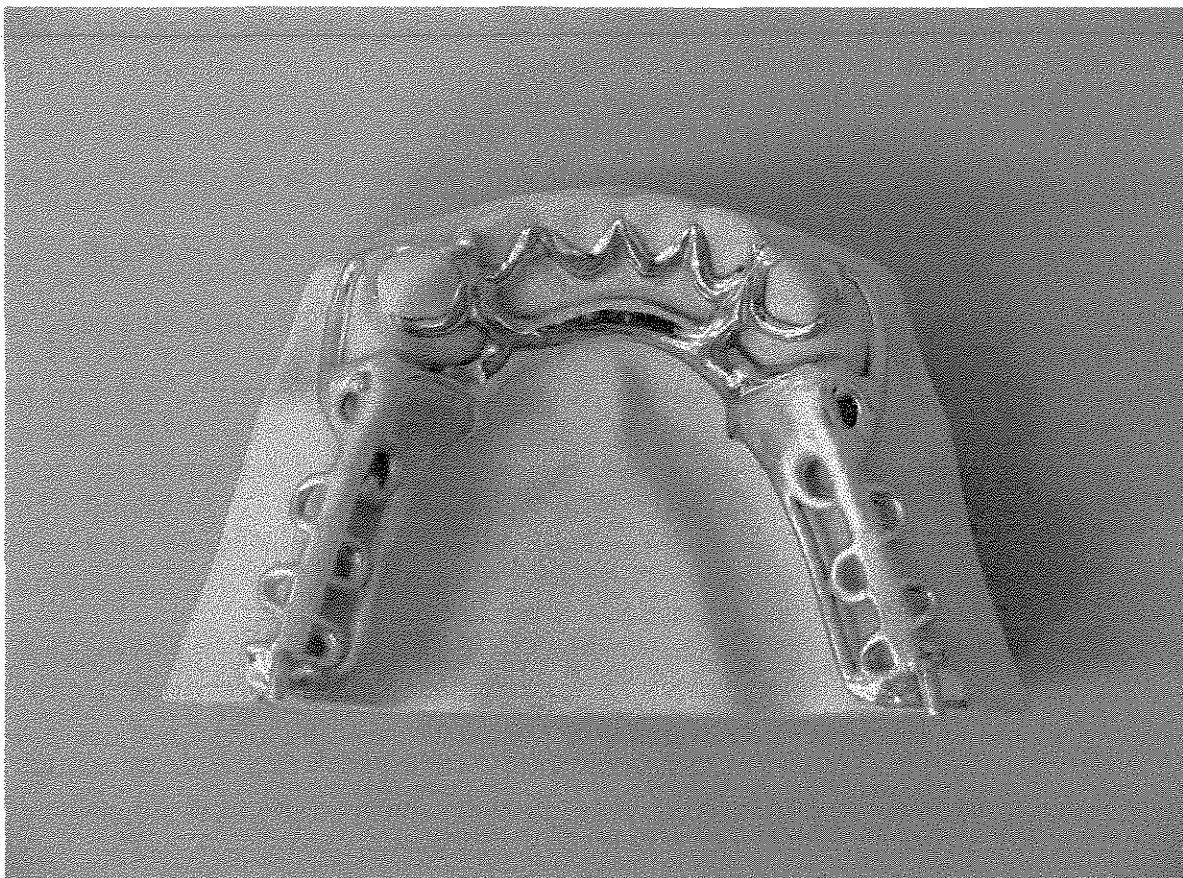


Figura 5: Estrutura metálica finalizada e posicionada sobre o modelo de trabalho

5.2.4. Padronização das bases

A espessura da base das próteses polimerizadas por energia de microondas é um fator que pode influenciar algumas de suas propriedades (ALKHATIB *et al.*², 1990). Para a verificação da estabilidade da estrutura durante o processamento da base, a grade da estrutura metálica deveria se manter afastada das paredes de gesso, dando liberdade aos movimentos que pudessem ocorrer. Além disso, as bases de próteses inferiores normalmente apresentam-se mais espessas e irregulares em decorrência do padrão de reabsorção do rebordo

Metodologia

residual. Desta forma, a padronização das bases das amostras foi obtida a partir das necessidades do experimento (Figura 6).

Bases bilaterais foram esculpidas com lâminas de cera nº 9 sobre uma das estruturas metálicas devidamente assentada no modelo mestre metálico. Ambas as bases recobriram toda a área chapeável (basal) dos rebordos residuais com espessuras de 3 mm nas vertentes vestibulares e linguais e 4,5 mm nas cristas dos rebordos. Com isso, a grade metálica ficou posicionada no centro volumétrico da base. As espessuras foram aferidas com auxílio de uma sonda milimetrada. A ceroplastia foi regularizada e alisada.

A montagem de dentes foi suprimida seguindo a recomendação de REISBICK⁵⁴ (1972). Além disso, os dentes artificiais não foram alvo do estudo e não interferem nos resultados (CARRILHO¹³, 1999).

Sobre o modelo mestre confeccionou-se uma matriz em silicone laboratorial (Zetalabor® - Zhermack), envolvendo todo o conjunto, com exceção das superfícies inferior e posterior (BOMBONATTI¹¹, 1978). Uma conformação afunilada foi dada à superfície posterior da matriz.

Esta matriz foi utilizada na reprodução da ceroplastia de todas as amostras, conforme descrito a seguir. As estruturas metálicas foram assentadas nos modelos de gesso tipo IV previamente lubrificados com vaselina sólida (Figura 5). Em seguida, os modelos de gesso foram posicionados no interior da matriz apoiados pelas regiões não envolvidas pelas bases. O conjunto foi estabilizado e vedado com fita adesiva aplicada em torno do mesmo e em suas bordas. A cera nº 9 foi liquefeita no interior de um recipiente metálico acondicionado em água

Metodologia

fervente. Em seguida, a matriz foi posicionada com as aberturas afuniladas voltadas para cima e a cera líquida vertida em seu interior para o preenchimento das cavidades das bases da prótese. Após o resfriamento da cera os modelos com as próteses foram cuidadosamente removidos da matriz de silicone. Como acabamento, as rebarbas e os excessos de cera foram removidos com espátula para cera (Figura 6).

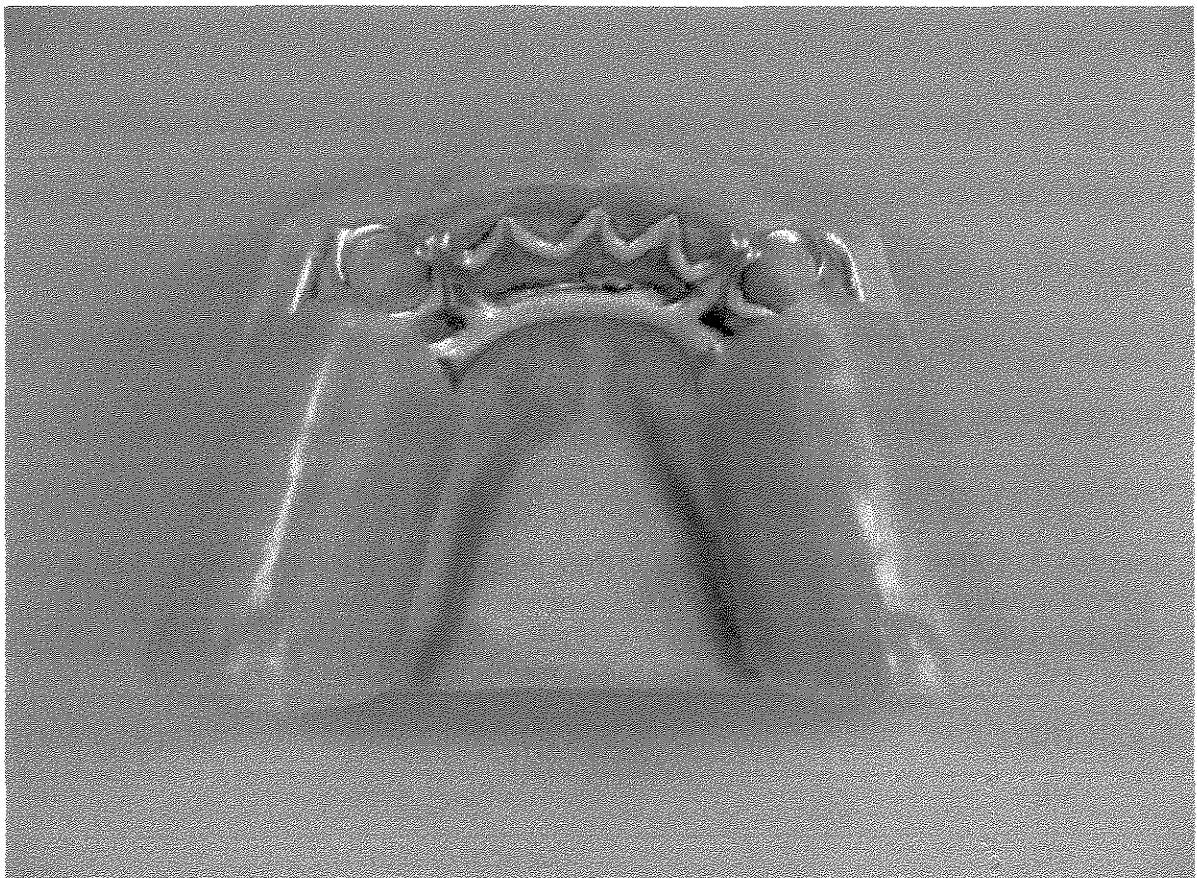


Figura 6: Ceroplastia das bases com acabamento sobre modelo de trabalho

5.2.5. Primeira mensuração

Para a mensuração das distâncias entre os pontos de demarcação, os modelos deveriam manter a superfície posterior paralela a plataforma do microscópio de mensuração. Para isso, foi confeccionado um anteparo em resina acrílica autopolimerizável, imprimindo-se a superfície anterior do modelo mestre metálico sobre a resina na fase plástica. Durante a polimerização, a resina foi mantida estável sobre uma superfície lisa e plana, paralela à superfície posterior do modelo.

Durante as aferições, as amostras eram posicionadas sobre o anteparo acrílico, permitindo o posicionamento das marcações no plano horizontal (Figura 8).

As distâncias avaliadas estão relacionadas no Quadro 3, e representadas esquematicamente nas Figuras 9 B e 10 B.

Quadro 3: Distâncias mensuradas antes e após o processamento das bases.

Distância	Localização
HE	Horizontal esquerda
HD	Horizontal direita
VE	Vertical esquerda
VD	Vertical direita

As mensurações foram realizadas em um microscópio de mensuração (Mesuring Microscope STM - Olympus) com precisão de 0,0005 mm e aumento de 30 X (Figura 7).

Metodologia

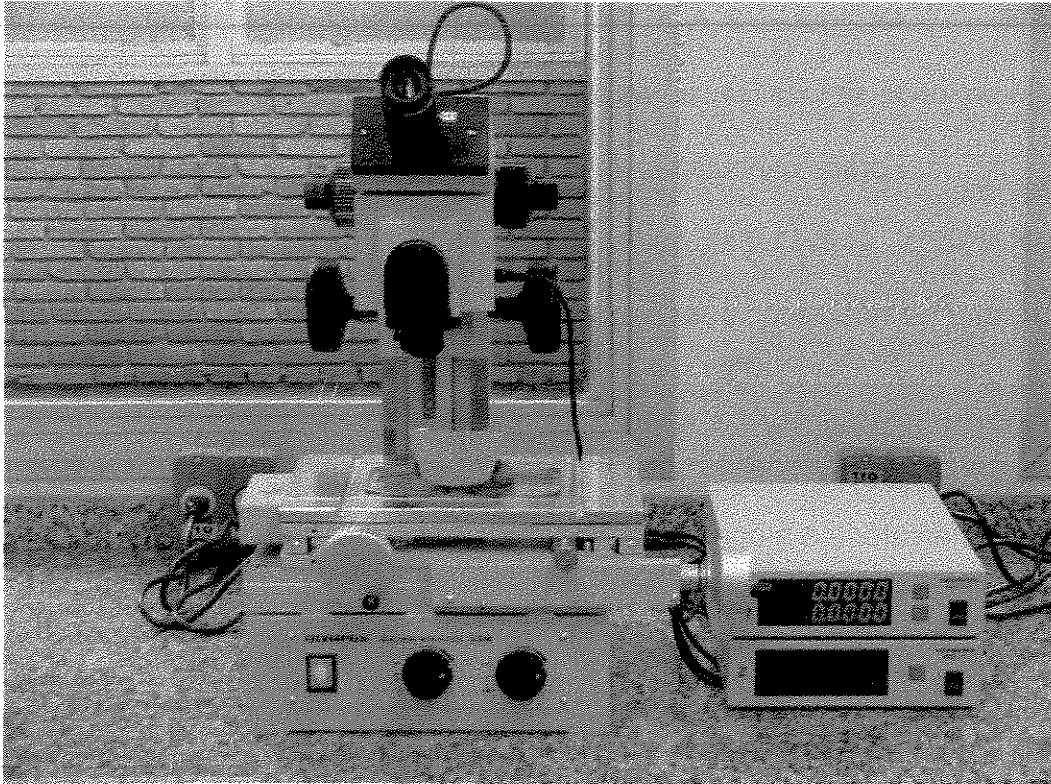


Figura 7: Microscópio de mensuração utilizado no experimento

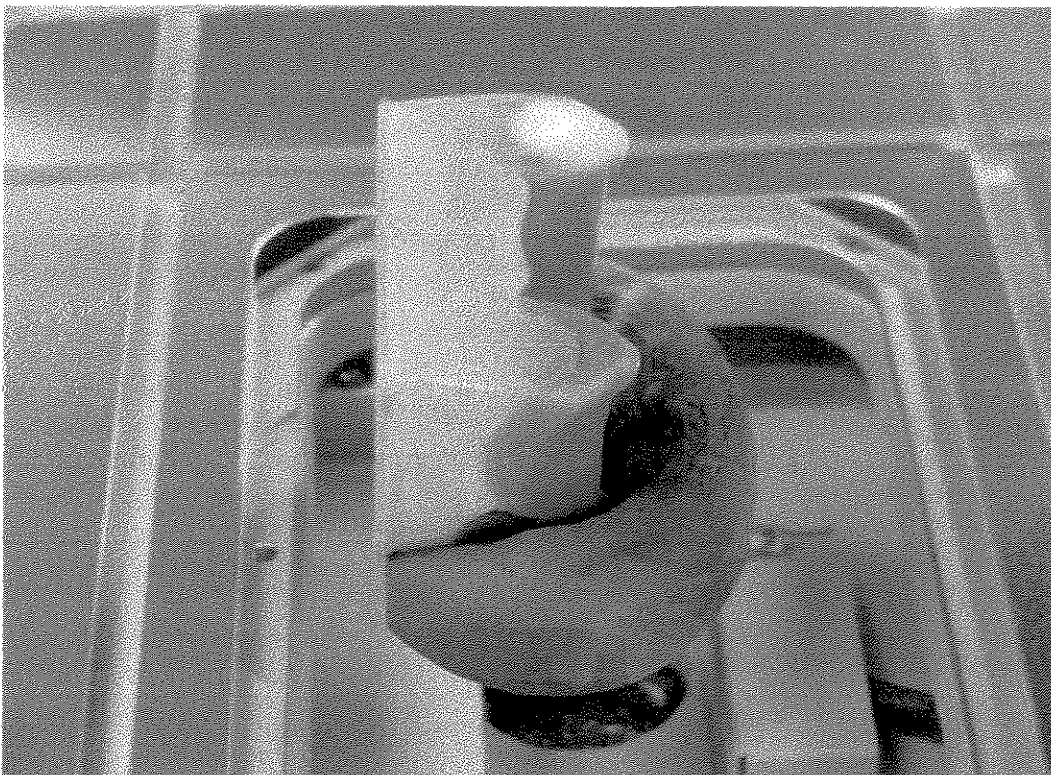


Figura 8: Modelo estabilizado pelo anteparo de resina acrílica para leitura no microscópio

Metodologia

As figuras 9 A e 10 A exibem a superfície posterior de uma das amostras, onde se localizavam as marcações das distâncias.

Foram executadas três leituras de cada distância entre os pontos estabelecidos, através das quais calculou-se a média. A localização do cursor cruciforme do microscópio foi padronizada (Figura 10 B), de modo que durante a leitura era posicionado da seguinte forma:

- 1) No modelo – tangente ao ângulo formado pela borda esquerda do sulco demarcatório e a borda superior da crista do rebordo residual.
- 2) Na estrutura metálica - tangente ao ângulo inferior esquerdo da secção transversal semicircular da haste metálica.

Previamente à leitura, as bordas superiores de ambas as cristas dos rebordos residuais foram niveladas no mesmo plano, com auxílio da linha horizontal do cursor (Figura 9 B). As leituras foram realizadas sempre no sentido do modelo para a estrutura. Isto permitiu identificar se o deslocamento horizontal foi para a esquerda (valores negativos) ou direita (valores positivos). No eixo vertical todas as leituras foram positivas, pois foram realizadas de baixo (modelo) para cima (estrutura) (Figuras 9 B e 10 B).

Imediatamente após a leitura dos dados, a região da marcação metálica foi revestida com uma camada uniforme de cera. Este procedimento foi executado para evitar o contato entre o material de inclusão da contra-mufa e a haste metálica, evitando interferência nos resultados.

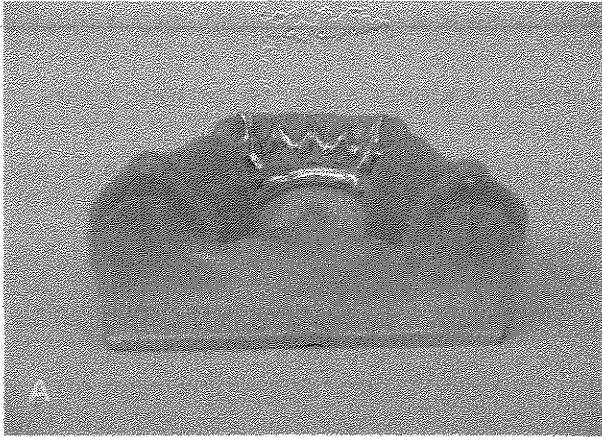


Figura 9 A: Aspecto das marcações localizadas na região posterior das amostras

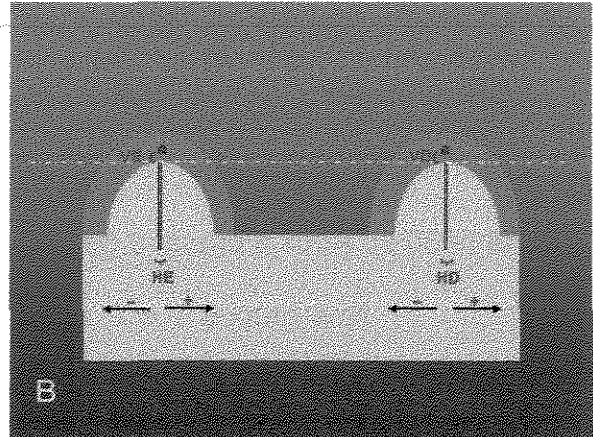


Figura 9 B: Esquema da região posterior nivelada antes da mensuração das distâncias



Figura 10 A: Visão aproximada das marcações na estrutura metálica e modelo de trabalho

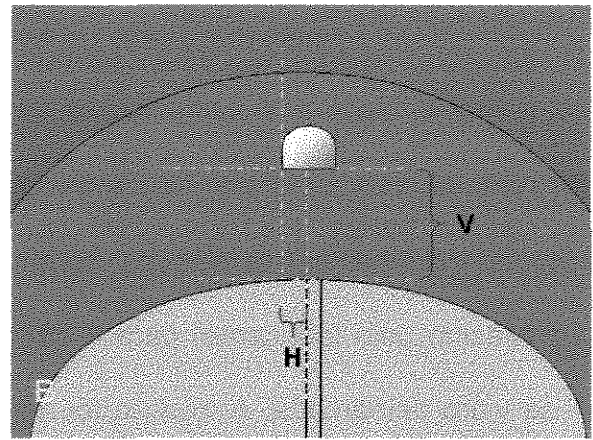


Figura 10 B: Esquema do posicionamento do cursor nas marcações, e distâncias mensuradas H (Horizontal) e V (Vertical)

5.2.6. Inclusão e eliminação da cera

A inclusão das próteses montadas e enceradas foi realizada em muflas plásticas reforçadas para microondas (Onda-Cryl® - Artigos Odontológicos Clássico, Ltda.).

Inicialmente, todas as muflas e bases dos modelos foram isoladas com vaselina sólida. Em seguida, os modelos foram fixados com Gesso tipo II

Metodologia

(Herodent[®] - Vigodente), através de suas bases, à parte inferior das muflas. O proporcionamento e espatulação do gesso seguiram as recomendações do fabricante (100 g de gesso para 50 ml de água sob espatulação mecânica a vácuo durante 30 s). Após a presa, o gesso foi devidamente regularizado.

Nos grupos 1 e 2 a estrutura metálica exposta (grampos, apoios e conectores) juntamente com os dentes do modelo, foram revestidos com 50 g de Gesso tipo II (Herodent[®] - Vigodente) formando uma cobertura arredondada e expulsiva.

Semelhantemente, nos grupos 2 e 3 a estrutura metálica exposta (grampos, apoios e conectores) juntamente com os dentes do modelo, foi revestida com uma porção de silicone laboratorial (Zetalabor[®] - Zhermack). O proporcionamento do silicone correspondeu a uma dose da massa (dosador fornecido pelo fabricante) para 4 cm de catalisador dispensado sobre uma placa de vidro demarcada. A mistura foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante durante 30 segundos, e imediatamente aplicada sobre as amostras formando uma cobertura arredondada e expulsiva (Figura 11). Este procedimento foi realizado por acomodação digital conforme as instruções dos fabricantes e semelhante ao proposto por BECKER⁶ (1977), utilizando espessura de aproximadamente 5 mm.

Em seguida, as regiões posteriores, onde as marcações se localizavam, foram protegidas com uma pequena porção do silicone laboratorial. Este procedimento se fez necessário, para que a linha demarcatória do gesso

Metodologia

fosse protegida de possíveis danos ocorridos durante os procedimentos subseqüentes.

O gesso foi isolado com vaselina e o preenchimento da segunda parte das muflas realizado apenas com o Gesso tipo II (Herodent® - Vigodente) sob vibração constante. As muflas foram fechadas com seus respectivos parafusos aguardando a presa final do gesso.

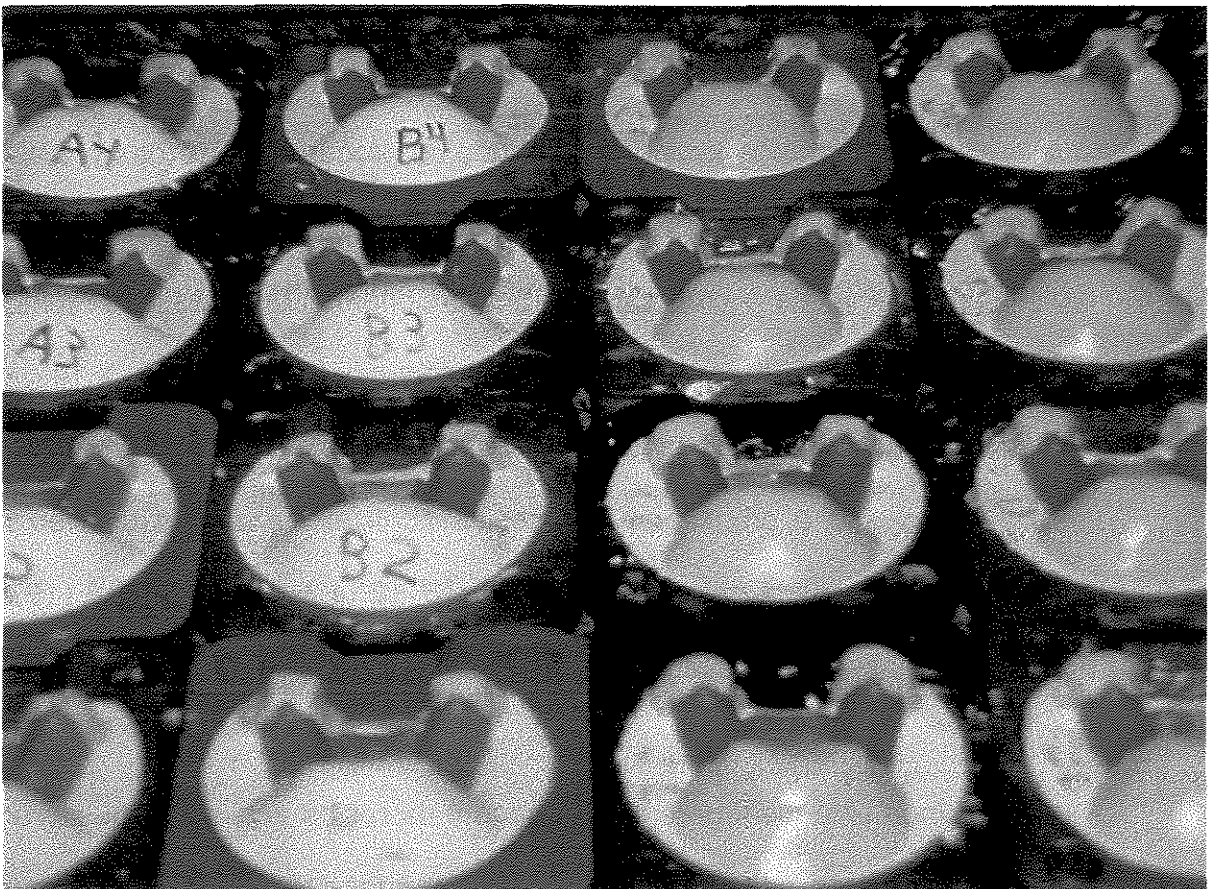


Figura 11: Inclusão das PPR's de acordo com seus respectivos grupos

Metodologia

Através do aquecimento em forno de microondas durante 1 minuto sob potência máxima, a mufla pode ser aberta e a cera eliminada, com a completa lavagem interna sob água fervente e detergente líquido.

Após a eliminação da cera, todas as superfícies de gesso expostas foram isoladas com isolante para gesso (Al-Cote - Dentsply Industria e Comércio, Ltda.).

5.2.7. Prensagem

Todos os grupos foram associados ao processamento das próteses com a resina acrílica (Onda-Cryl[®] - Artigos Odontológicos Clássico, Ltda.) polimerizada por energia de microondas. O proporcionamento da resina seguiu as instruções do fabricante (7 ml de líquido aferidos com pipeta milimetrada e 14 g de pó pesados em balança de precisão (JK-200 Chyo – YMC CO., Ltda.).

A inclusão e prensagem da resina acrílica nas muflas ocorreu na fase plástica¹⁶ recomendada pela especificação N^o 12 (4.3.1.1) da ADA¹⁴ (1975) para polímeros de bases de próteses removíveis (estágio 3, segundo PHILLIPS⁵⁰ em 1993).

O momento ideal para a prensagem da resina acrílica foi observado pelo aspecto visual e consistência da mesma que, na fase plástica torna-se pouco aderente e com aspecto de massa de vidraceiro (PHILLIPS⁵⁰, 1993).

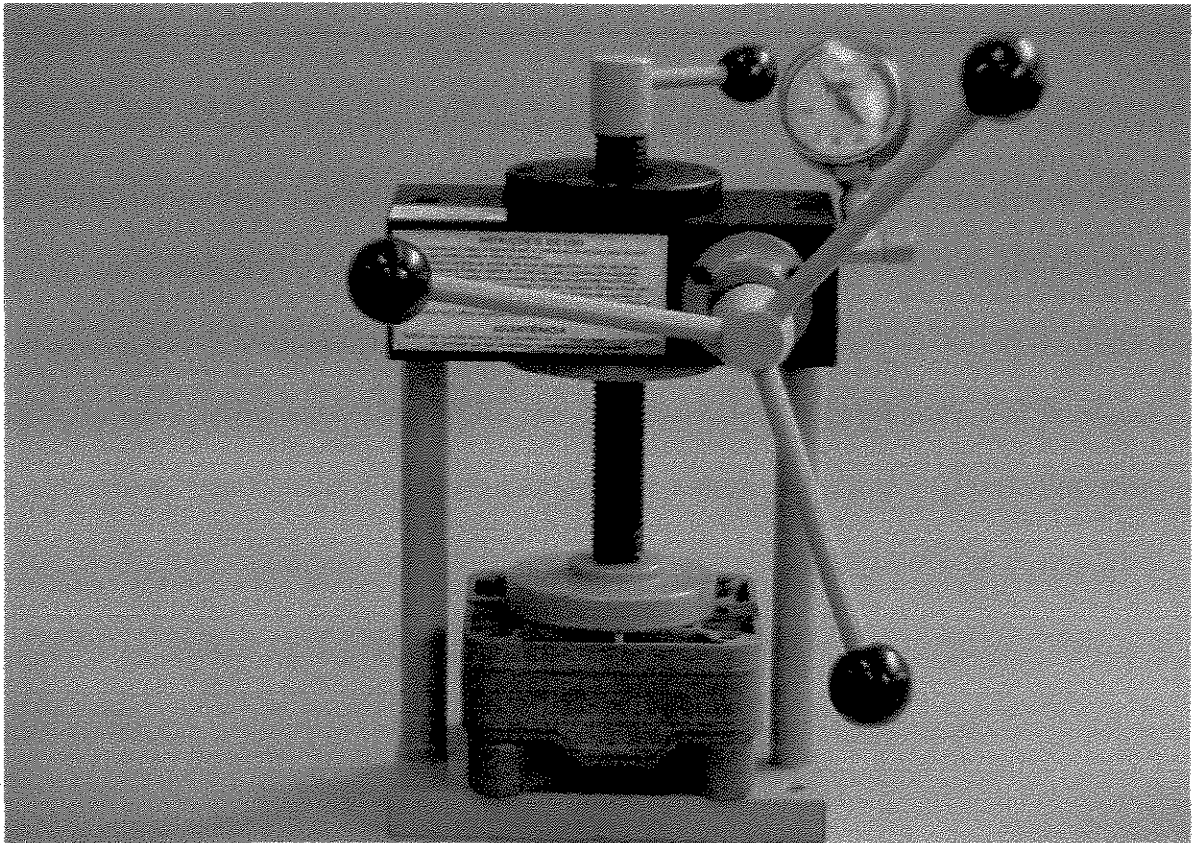


Figura 12: Prensagem da resina acrílica em prensa hidráulica de bancada

A prensagem das próteses foi realizada em prensa hidráulica de bancada (Delta Máquinas Especiais, Ltda.). A pressão máxima aplicada sobre as muflas foi de 1250 Kg, sendo constantemente aferida no manômetro pelo tempo necessário até a sua estabilização (Figura 12).

Todas as próteses foram processadas pelo mesmo operador em ambiente com temperatura em torno de 25 °C.

Para diminuir as influências de variáveis externas (temperatura, umidade relativa do ar, comportamento do pesquisador, etc.), as próteses foram processadas em conjuntos com números iguais de amostras de cada grupo.

5.2.8. Polimerização

A polimerização das próteses foi feita seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante da resina Onda-Cryl (3 minutos a 40% da potência máxima, 4 minutos de pausa seguidos por 3 minutos a 90% da potência máxima), em um aparelho de microondas convencional (Sharp Carousel RB-5A53) com potência de saída de 900 W e frequência de trabalho de 2450 MHz (especificações fornecidas pelo fabricante) (Figura 13). Antes da desinclusão, as muflas foram resfriadas em bancada, à temperatura ambiente.

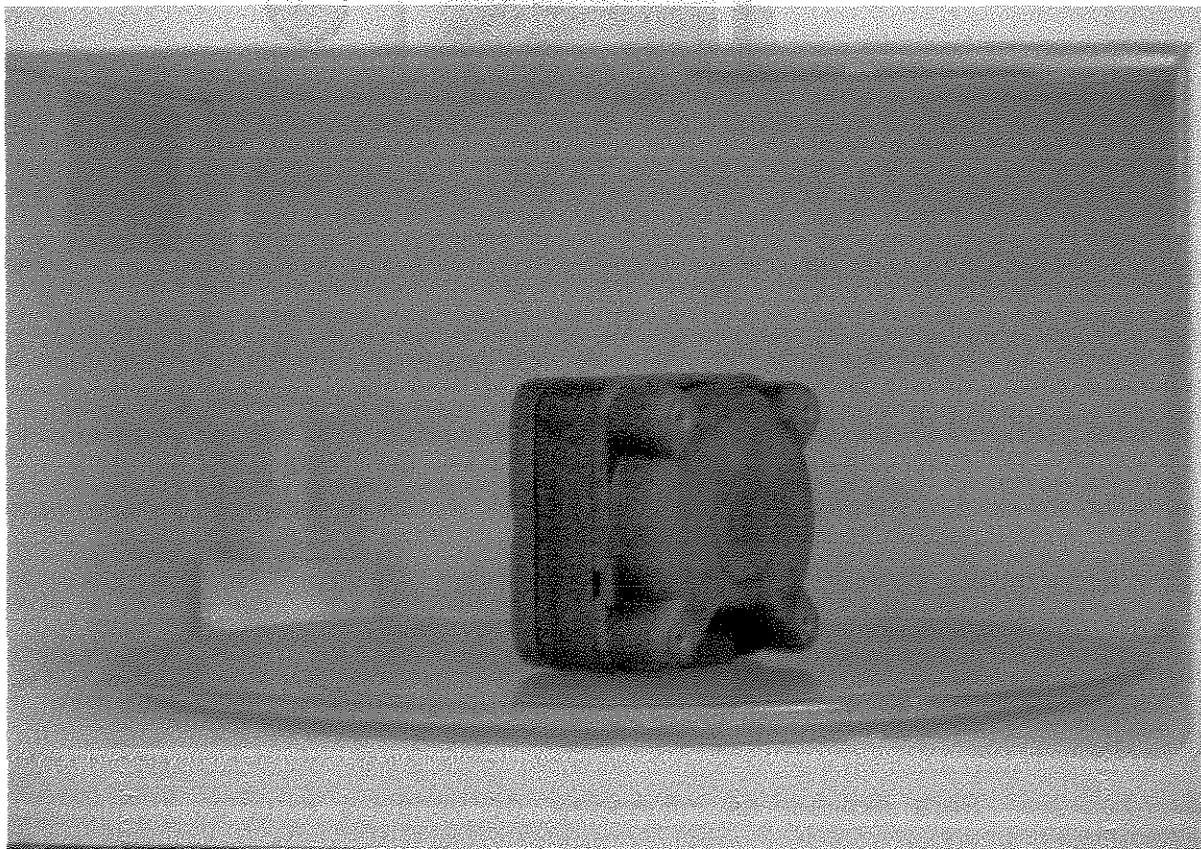


Figura 13: Posicionamento correto da mufla e recipiente com água no interior do forno de microondas utilizado no experimento

Metodologia

Para a proteção do Magnetron do aparelho de microondas, foi colocado em seu interior um frasco de vidro contendo 150 ml de água (Figura 13). A água atua como absorvente de radiações excedentes, que danificam o aparelho. Este recurso é aconselhado pelo manual do fabricante e foi citado por ROHRER & BULARD⁵⁸ (1985).

5.2.9. Desinclusão e acabamento

A desinclusão das amostras foi realizada da maneira usual com martelo e cinzel, sem danificar as próteses e seus modelos. O procedimento foi facilitado nos grupos 3 e 4 pelo recobrimento da estrutura com silicone (Figuras 14 e 15).

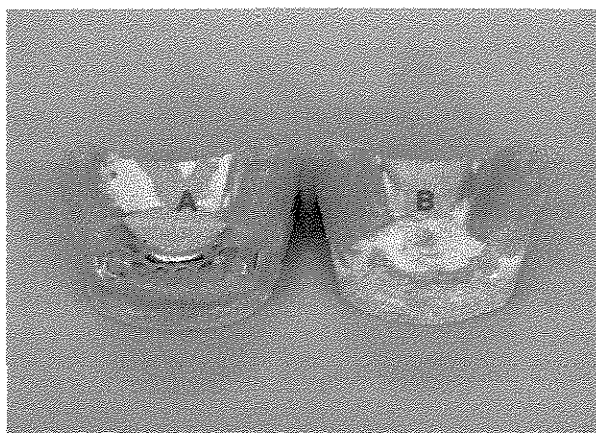


Figura 14: Exemplo de amostras desincluídas facilmente do Silicone A e com maior dificuldade do Gesso tipo II B

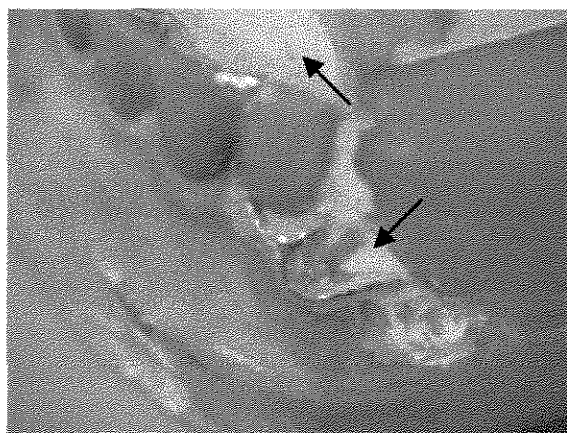


Figura 15: Aspecto de uma das amostras incluídas em gesso tipo II. Notar incrustação de resíduos de gesso após desinclusão

Para o acabamento das próteses, os resíduos de gesso e silicone, e as rebarbas das bases foram removidos com estilete e broca multilaminada de

Metodologia

carbeto de tungstênio para acabamento. Um cuidado mais apurado foi dispensado na limpeza da região das marcações para que não fossem danificadas. A resina acrílica polimerizada sobre a haste foi removida para que a leitura pudesse ser feita. As próteses foram mantidas sobre os seus respectivos modelos e levadas imediatamente ao microscópio.



Figura 16: Região das marcações antes do processamento das bases

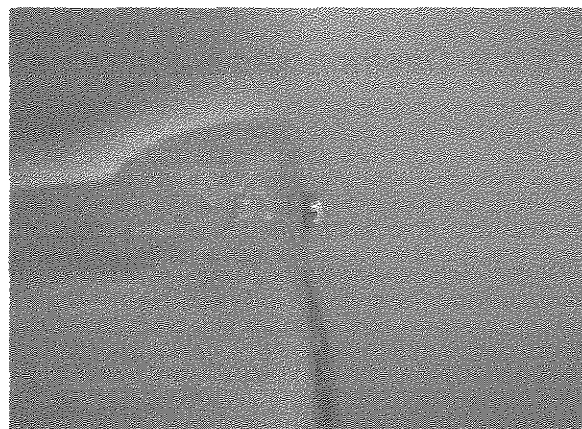


Figura 17: Exposição da estrutura metálica ocorrida pela contração da resina

5.2.10. Segunda mensuração

A mensuração das distâncias após a polimerização das amostras foi obtida de maneira idêntica à realizada antes da polimerização (Item 5.2.5).

5.2.11. Análise Estatística

Durante as leituras dos valores em milímetros, entre os pontos de mensuração localizados no modelo e na estrutura metálica, convencionou-se que

Metodologia

as leituras fossem realizadas sempre do modelo para a estrutura. Desta forma, o microscópio revelou valores negativos, quando o deslocamento da leitura no plano horizontal fosse para esquerda e positivos para direita. Isto permitiu a determinação real dos valores dos deslocamentos. As diferenças entre os valores médios obtidos antes e depois do processamento resultaram nos valores das alterações (deslocamentos). Os dados numéricos das alterações, que ainda apresentaram valores negativos depois da diferença, foram convertidos em valores positivos antes da análise estatística.

Os dados foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste de "Tukey's Studentized", significativo ao nível de 5% ($p < 0,05$) - (Anexos).

6. RESULTADOS

Os resultados da análise estatística pela aplicação do teste “Tukey's Studentized”, mostraram haver diferenças estatisticamente significativas entre alguns dos grupos estudados, em três das quatro distâncias mensuradas.

Quadro 4: Médias das alterações entre os Grupos 1, 2, 3, e 4 encontradas nas distâncias avaliadas (unidade métrica – mm).

Grupos	Horizontal Esquerda	Horizontal Direita	Vertical Esquerda	Vertical Direita
1	0,20430 a	0,16100 ab	0,05990 a	0,05990 a
2	0,18880 a	0,11560 bc	0,20630 b	0,24200 b
3	0,17960 a	0,20250 a	0,07170 a	0,13960 a
4	0,20430 a	0,07460 c	0,21430 b	0,28800 b

Letras diferentes na mesma coluna representam valores com diferenças estatisticamente significativas ao nível de 5%.

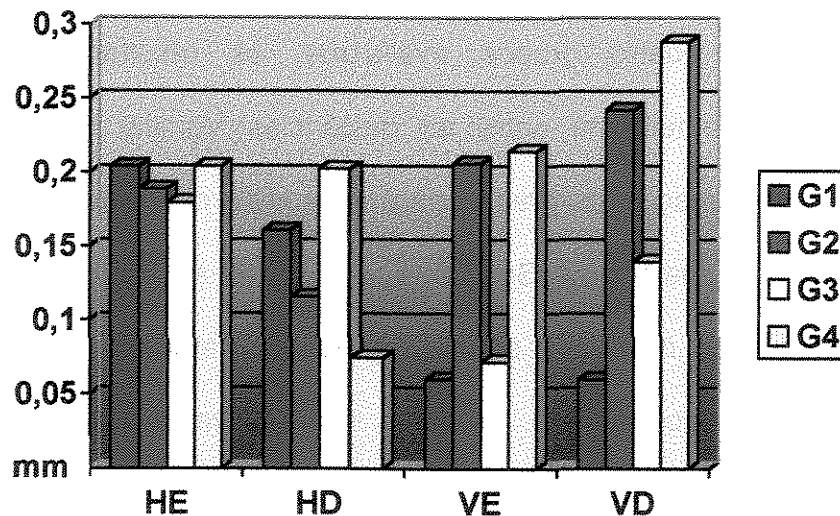


Gráfico 1: Médias das alterações entre os Grupos 1, 2, 3 e 4 nas distâncias HE (Horizontal Esquerda), HD (Horizontal Direita), VE (Vertical Esquerda) e VD (Vertical Direita).

Resultados

Na distância Horizontal Esquerda os resultados mostraram que os quatro grupos avaliados não diferiram estatisticamente entre si. A movimentação da grade sobre o modelo ocorrida no plano horizontal foi similar em todos os grupos avaliados, ou seja, material de inclusão (gesso tipo II e silicone) e a configuração distal da grade metálica (com apoio e sem apoio) não interferiram na estabilidade das estruturas durante o processamento das bases.

Entretanto, na distância Horizontal Direita os resultados mostraram haver diferenças estatisticamente significativas entre os grupos 1 e 4, 2 e 3, e 3 e 4. A movimentação da grade sobre o modelo ocorrida no plano horizontal foi mais acentuada na ordem decrescente: Grupo 3, Grupo 1, Grupo 2 e Grupo 4, ou seja material de inclusão (gesso tipo II e silicone) e a configuração distal da grade metálica (com apoio e sem apoio) interferiram distintamente na estabilidade das estruturas durante o processamento das bases.

Nos quatro grupos avaliados, os resultados mostraram um comportamento semelhante entre as distâncias Vertical Esquerda e Vertical Direita. A movimentação da grade sobre o modelo ocorrida no plano vertical foi significativamente maior nos Grupos 4 e 2, onde as estruturas metálicas não apresentavam apoio na porção distal da grade. Entretanto, o material de inclusão (gesso tipo II e silicone) não interferiu significativamente na estabilidade das estruturas durante o processamento das bases.

7. DISCUSSÃO

As próteses parciais removíveis, geralmente são consideradas por alguns como próteses de baixa qualidade. Talvez a sua aparência esteticamente desagradável, a torne objeto de aversão para muitos profissionais e pacientes.

Fatores psicológicos relacionados a consecutivas mutilações dos dentes, aparência da prótese e desconforto durante o uso, são algumas das prováveis causas da falta de prestígio e repugnância creditada às PPR's. Na quase absoluta maioria, as PPR's têm o seu custo laboratorial inferior ao das próteses fixas, apesar da necessidade de etapas laboratoriais extremamente trabalhosas. É comum, técnicos habilidosos relatarem falta de interesse em atuar na área, em função deste trabalho não ser reconhecido ou valorizado. Este pensamento de desmotivação ou descontentamento, também recai sobre os cirurgiões-dentistas.

Muitos profissionais se declaram protesistas reabilitadores avançados, onde a tônica recai sobre as próteses de concepção ultramoderna, deixando a desejar no conhecimento básico das clássicas PPR's (IKEDA & KUWASHIMA³¹, 1992).

Com o avanço da odontologia os implantes surgiram como objeto de desejo universal para pacientes desdentados, notadamente para os que apresentam arcos com extremidade livre. Impossibilitados de receber tratamento com prótese fixa, os implantes osseointegrados são a única alternativa de restabelecimento dos pilares posteriores. Entretanto, esta realidade parece não

Discussão

atingir a grande demanda existente na população. Ao contrário, as estigmatizadas PPR's parecem ser ainda, a solução para a grande maioria dos nossos pacientes.

De acordo com os estudos de OWALL *et al.*⁴⁸ (1995), mais da metade das próteses confeccionadas pelos laboratórios dentais são mandibulares (aproximadamente 53%), e os modelos correspondentes ao arco inferior apresentam 72,7% de espaços desdentados posteriores com extremidade livre bilateral. Resultados semelhantes, foram encontrados anteriormente por CURTIS *et al.*¹⁷ (1992), onde os autores revelam que PPR's mandibulares são mais comuns que maxilares e, que as PPR's em desdentados classe I de Kennedy inferior são os tipos mais freqüentemente presentes.

É relevante lembrar que as PPR's em extremidade livre são as próteses mais exigentes, quanto à biomecânica funcional, especialmente as inferiores, pois geralmente apresentam estabilidade e suporte deficientes (OGATA & SHIMIZU⁴⁷, 1991; IKEDA & KUWASHIMA³¹, 1992). A presença da língua e a menor área de apoio basal são fatores críticos pertinentes a estas próteses.

A elevada incidência, e os fatores biomecânicos críticos foram preponderantes para a determinação do padrão de edentulismo utilizado nesta pesquisa. Em que pese sejam importantes os procedimentos de moldagem na confecção de PPR's em extremidade livre, qualquer alteração laboratorial significativa levará ao comprometimento da prótese. Estas alterações, quando não são controladas, invariavelmente afetam a saúde dos tecidos de suporte.

Durante o processamento das bases de resina acrílica de próteses totais, as alterações dimensionais ou movimentações decorrentes do mesmo,

Discussão

podem provocar mudanças nas relações espaciais entre duas estruturas especificamente importantes para o restabelecimento da oclusão: a superfície basal da prótese (em contato com o rebordo) e os dentes artificiais (STECK⁶⁷, 1950; MAHLER³⁷, 1951). As alterações entre estas estruturas são as responsáveis pelos ajustes, freqüentemente necessários previamente à instalação das próteses. Entretanto, no processamento das bases acrílicas das PPR's, existe um terceiro componente que deve permanecer imóvel. A estrutura metálica, que se conecta aos dentes remanescentes, deve manter-se estável principalmente em relação ao modelo. Qualquer alteração entre a superfície basal da prótese (em contato com o rebordo) e a estrutura metálica (conectada aos dentes remanescentes), dificilmente poderá ser corrigida por um ajuste. Sendo assim, muitos autores preconizam a realização do processamento das bases, incluindo modelo e estrutura na mesma porção da mufla (HOLMES³⁰, 1965; PALMER & COFFEY⁴⁹, 1986; GARDNER *et al.*²⁴, 1990; MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994; LAY *et al.*³⁵, 1996). Nestes casos, utilizando um modelo mestre com moldagem funcional, todas as etapas poderiam ser realizadas no mesmo modelo.

Embora, a técnica do modelo alterado seja a mais citada na literatura para este fim (HOLMES³⁰, 1965; GARDNER *et al.*²⁴, 1990; MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994; LAY *et al.*³⁵, 1996), nada impede que o modelo mestre funcional seja obtido por meio de uma moldagem funcional, com elastômero em moldeira individual acrílica. Com esta técnica, a moldeira é confeccionada sobre um modelo preliminar obtido em alginato, e a moldagem final é realizada em uma segunda etapa com material elástico de maior precisão, para que os rebordos e os

Discussão

dentes sejam moldados simultaneamente (MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994).

As PPR's em extremidade livre apresentam uma situação especialmente delicada durante o processamento de suas bases de resina acrílica. Quanto menor for o número de dentes pilares presentes no modelo, maior será a alavanca posterior da grade da base, e menor a retenção dos componentes externos (retentores e conectores) da estrutura metálica pelo material de inclusão. Segundo MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰ em 1994, estas características as tornam mais instáveis às pressões exercidas pela resina durante a prensagem.

A diminuição das alterações dimensionais pode ser conseguida pela utilização de métodos de processamento, onde a pressão interna do molde é diminuída (LERNER & PFEIFFER³⁶, 1964; SHEPARD⁶⁶, 1968; GOODKIND & SCHULTE²⁷, 1970; WINKLER *et al.*⁷⁶, 1971; HARDY²⁹, 1978). A técnica da resina fluida atende a este propósito, entretanto, quando a resina fluida foi utilizada na técnica de prensagem, as alterações não foram significativamente menores (ANTONOPOULOS³, 1978; ZANETTI⁷⁸, 1999).

A inclusão da PPR sobre o modelo alterado, permite uma adaptação clinicamente adequada (HOLMES³⁰, 1965), entretanto o modelo precisa ser preservado para que após a desinclusão, seja remontado em articulador (GARDNER *et al.*²⁴, 1990; MCGIVNEY & CASTLEBERRY⁴⁰, 1994; LAY *et al.*³⁵, 1996). Assim, como nas próteses totais, a remontagem do modelo mestre com a PPR polimerizada permite que seja realizado o ajuste oclusal previamente à instalação da mesma.

Discussão

A inclusão da PPR sem o modelo parece ser uma técnica bastante utilizada pelos laboratórios de prótese dentária. Talvez isto ocorra pela aparente facilidade do processo. Entretanto, a elevada expansão de presa do gesso tipo II associada à plastificação térmica da cera produzida pela reação exotérmica da presa do gesso, podem induzir alterações nas posições entre os componentes da PPR, assim como foi observado por GRANT²⁸ em 1962, quando a inclusão de PT's em gesso tipo II afetou a posição dos dentes em relação ao modelo. Ao contrário, a inclusão da PPR em seu modelo de gesso tipo IV, pode permitir uma estabilidade adicional durante o processamento, independente do material de inclusão.

JAVID *et al.*³² (1973) e BISSASU⁹ (1998) propuseram técnicas de inclusão em gesso que facilitam o procedimento de desinclusão e minimizam os riscos de fratura da resina acrílica de PT's, entretanto estes métodos não são aplicáveis à PPR's.

Como se sabe, o silicone é um material de inclusão elástico, que permite uma desinclusão fácil, rápida e limpa (MARCROFT *et al.*³⁹, 1961; TUCKER & FREEMAN⁷², 1971; SHELTON⁶⁵, 1972; ZANI⁷⁹, 1974; BONBONATTI¹¹, 1978; BENATTI *et al.*⁷, 1993), mantendo os dentes artificiais estáveis durante o procedimento de prensagem, semelhante a que se consegue com o método convencional com gesso (ZANETTI⁷⁸, 1999).

A menor incidência de porosidade na resina acrílica termopolimerizável é outra vantagem relacionada à utilização do silicone como material de inclusão (MOLNAR *et al.*⁴¹, 1968).

Discussão

Assim como torna o processamento das próteses mais prático, é a elasticidade dos silicones que permite uma desinclusão segura. Como citado anteriormente, a diminuição dos riscos é diretamente proporcional à diminuição da força aplicada na remoção do material de inclusão. Portanto, os componentes metálicos ficam menos susceptíveis a danos em função da facilidade na remoção do silicone ao redor dos grampos metálico. Além disso, a camada de silicone protege os dentes do modelo mestre de gesso de possíveis fraturas durante a desinclusão, permitindo que a prótese, juntamente com seu modelo, seja remontada em articulador. Então, as possíveis alterações oclusais ocorridas durante o processamento poderiam ser corrigidas previamente à instalação da PPR (SHELTON⁶⁵, 1972; SCANDRETT *et al.*⁶⁴, 1978; GERROW & JONS²⁶, 1986; GARDNER & RICHARDSON²⁵, 1989; GARDNER *et al.*²⁴, 1990; TAN & MCKEE⁷⁰, 1993; AU *et al.*⁵, 1994; BILLY & SHOTWELL⁸, 1994).

Foi possível observar no decorrer do experimento, que a utilização do processo de inclusão com silicone, envolvendo a estrutura metálica externa, facilitou o procedimento de desinclusão e minimizou os riscos de danos às PPR's, já que diminuiu o emprego de impacto e força sobre seus componentes (Figuras 14 e 15). Estas observações estão de acordo com os trabalhos de MARCROFT *et al.*³⁹ (1961), TUCKER & FREEMAN⁷² (1971), SHELTON⁶⁵ (1972), ZANI⁷⁹ (1974), BONBONATTI¹¹ (1978), SCANDRETT *et al.*⁶⁴ (1978), GERROW & JONS²⁶ (1986), GARDNER & RICHARDSON²⁵ (1989), BENATTI *et al.*⁷ (1993). AU *et al.*⁵ (1994) e BILLY & SHOTWELL⁸ (1994).

Discussão

A realização do experimento demonstrou não haver diferenças estatisticamente significativas, entre os materiais de inclusão (gesso tipo II e silicone), quanto às alterações verticais (esquerda e direita) da porção posterior da grade metálica. Os grupos 1(gesso/apoio) e 3 (silicone/apoio), onde se variou o material de inclusão mantendo a mesma configuração da grade, não diferiram significativamente entre si. Da mesma forma, nos grupos 2 (gesso/sem apoio) e 4 (silicone/sem apoio), em que o material de inclusão variou e manteve-se a mesma configuração da grade, não foram observadas alterações significativas entre os mesmos. Estes resultados indicam, que o silicone laboratorial apresenta rigidez suficiente para que a estabilização da estrutura metálica no sentido vertical, seja semelhante a do gesso tipo II. Mesmo quando a estrutura apresentou-se desprovida de apoio em sua extremidade posterior, as diferenças encontradas entre os materiais de inclusão não foram estatisticamente significativas.

As afirmações de STECK⁶⁷ (1950) e MAHLER³⁷ (1951) de que a rigidez do material de inclusão influenciaria na estabilidade das estruturas e dimensões das próteses, submetidas a pressão da resina durante o processamento das bases, não puderam ser confirmadas pelo experimento. Embora tenham sido estudos com propósitos e variáveis diferentes, ambos partiram da mesma hipótese.

Os resultados de MARCROFT *et al.*³⁹ (1961) indicaram que o silicone utilizado como material de inclusão mantém o relacionamento oclusal dos dentes mais estável, do que o gesso tipo II. A idéia de que este efeito pudesse ser observado na estabilização da estrutura metálica das PPR's, também não foi

Discussão

confirmado. A estabilização promovida por ambos os materiais de inclusão utilizados foi semelhante, ainda que o silicone utilizado neste experimento, apresente dureza maior que o empregado em estudos anteriores.

Segundo MUENCH & UETI⁴² (1974), as distorções nas bases decorrentes da contração de polimerização das próteses estão diretamente relacionadas às movimentações dentárias. Se considerarmos que a estabilização dos dentes artificiais e a alteração dimensional das bases estão relacionadas entre si, e ao material de inclusão utilizado, podemos observar que os resultados estão de acordo com os de TUCKER & FREEMAN⁷² (1971), UETI & MUENCH⁷⁵ (1974), ZANI⁷⁹ (1974), BONBONATTI¹¹ (1978), ZANI & VIEIRA⁸⁰ (1979), MAINIERI *et al.*³⁸ (1980), BENATTI & MUENCH⁷ (1993), ZANETTI⁷⁸ (1999) e RACHED⁵² (2000), onde não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de inclusão em gesso e em silicone. Entretanto, baseado nas afirmações de MUENCH & UETI⁴² (1974), os resultados deste trabalho diferem dos encontrados por ZAKHARI⁷⁷ (1976) e BECKER *et al.*⁶ (1977), e dos encontrados por REISBICK⁵⁴ (1972), BOMBONATTI *et al.*¹⁰ (1980) e DUQUES *et al.*²¹ (1983), onde foram encontradas alterações respectivamente maiores e menores nos grupos com silicone.

Ainda com relação às alterações verticais (esquerda e direita) ocorridas na porção posterior da grade metálica, pode-se observar diferenças estatísticas significativas entre os grupos com configurações da grade diferentes. Os grupos 1 e 3, onde foram instalados apoios nas porções distais das grades metálicas, apresentaram alterações significativamente menores, que as

Discussão

encontradas nos grupos 2 e 4 (sem apoio). Estas diferenças estatísticas indicam que a presença dos apoios colaborou para a estabilização das estruturas metálicas das PPR's, independentemente do material de inclusão utilizado.

Com relação às alterações horizontais ocorridas na porção posterior da estrutura metálica, os resultados revelaram um comportamento diferente entre os dois lados das PPR's. No lado esquerdo da estrutura, as alterações encontradas nos grupos 1, 2, 3 e 4 não diferiram significativamente entre si. Entretanto, no lado direito as alterações encontradas foram estatisticamente semelhantes apenas entre os grupos: 1 e 2; 1 e 3; e 2 e 4. Sendo mais acentuadas na ordem decrescente dos grupos: 3 (silicone / com apoio); 1 (gesso / com apoio); 2 (gesso / sem apoio); e 4 (silicone / sem apoio). Estes resultados sugerem uma alteração horizontal aleatória no lado direito. Como o comportamento foi distinto ao lado oposto, é possível que tenha ocorrido uma pequena deformação nas estruturas metálicas das PPR's influenciada por outra variável não avaliada pelo experimento.

A utilização, da polimerização da resina acrílica por energia de microondas no experimento, foi adotada por ser um método rápido e que produz próteses com propriedades adequadas para o uso clínico. A partir dos estudos de NISHII⁴⁵ em 1968, foram desenvolvidas resinas acrílicas apropriadas para este método com propriedades físicas semelhantes às resinas termopolimerizáveis convencionais (NISHII⁴⁵, 1968; KIMURA *et al.*³³, 1983; KIMURA, *et al.*³⁴, 1984; DE CLERK¹⁸, 1987; TURCK *et al.*⁷³, 1992; SALIM *et al.*⁶¹, 1992; DYER & HOWLET²², 1994; DEL BEL CURY *et al.*¹⁹, 1994; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁵⁶, 1995;

Discussão

RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY⁵⁷, 1996; ANUSAVICE *et al.*⁴, 1996; PITTA⁵¹, 1997). Mesmo quando estas próteses apresentam estruturas metálica no interior de suas bases, a polimerização não é afetada, desde que o metal não envolva totalmente porções de resina acrílica (BRAUN *et al.*¹², 1998). O uso desta técnica pode, em associação à inclusão em silicone, diminuir o tempo requerido para o processamento e acabamento das bases das PPR's, o que agiliza a instalação da prótese, diminuindo as conseqüências da sua não utilização.

A escolha da resina acrílica Onda-Cryl[®], ocorreu por ser uma das marcas comerciais disponíveis no mercado nacional, por se tratar de uma resina especificamente desenvolvida para a técnica, e por ter-se comportado de forma favorável em experimentos anteriores, na associação com silicone para inclusão (DEL BEL CURY²⁰, 1998; ZANETTI⁷⁸, em 1999; RACHED⁵², 2000). Entretanto, durante o experimento foi possível observar, alterações dimensionais macroscópicas nas bases de resina acrílica (Figuras 16 e 17). Apesar das marcações metálicas terem sido mantidas totalmente revestidas pela cera nº 9, acompanhando a inclinação da superfície posterior da base do modelo, estas se apresentaram expostas após a polimerização das bases. A proposta deste experimento, evidentemente não foi avaliar alterações dimensionais das bases de resina, entretanto a contração da resina durante o seu processamento foi detectável a olho nu e, portanto, considerada relevante. As amostras mostravam os pinos metálicos com aproximadamente 0,6 mm de exposição. Esta contração possivelmente ocorreu na ordem de 2% do comprimento mesio-distal da base (com aproximadamente 30 mm).

Discussão

A maior média das alterações encontradas nos grupos avaliados foi de 0,2880 mm. Portanto, é provável que as alterações dimensionais das bases de resina acrílica polimerizada por energia de microondas tenham influenciado de forma aleatória na movimentação horizontal direita da grade metálica. Mais investigações seriam necessárias para se avaliar definitivamente estes achados.

É importante também, que sejam discutidos os resultados do ponto de vista clínico. O Quadro 4 mostra a maior média das alterações encontradas no experimento (0,2880 mm). Estes valores foram encontrados na mensuração das distâncias verticais do lado direito do grupo 4 (silicone/sem apoio). Em que pese tais resultados serem significativos, não seria possível afirmar que os deslocamentos encontrados sejam clinicamente relevantes, pois a fibromucosa do rebordo de ambos os arcos, apresenta resiliência, nos distintos pontos, oscilando entre 0 e 3 mm, determinando uma média de 1,3 mm (SAIZAR⁶⁰, 1958; REBOSSIO⁵³, 1963; TODESCAN *et al.*⁷¹, 1996). Estes valores são significativamente maiores que os apresentados neste experimento.

Contrapondo este pensamento, é importante salientar que a precisão final de uma prótese depende da somatória de variáveis existentes nas técnicas de confecção adotadas. E por isso não devem ser desprezados valores de alterações aparentemente insignificantes.

Os resultados mostram que a estabilidade das estruturas metálicas de PPR's em extremidade livre depende da configuração da peça. É importante a confecção de um apoio na porção distal da grade sobre o rebordo do modelo mestre. Este apoio melhora significativamente a estabilidade vertical da estrutura

Discussão

sob as forças geradas pela prensagem da resina acrílica. Entretanto, é preciso que o técnico preserve ao máximo o modelo durante a confecção da estrutura metálica. Seu processo de usinagem e acabamento requer inúmeros movimentos de inserção e remoção da peça, podendo quebrar ou desgastar excessivamente o modelo de gesso. As alterações podem prejudicar a fidelidade na adaptação das bases que são processadas no mesmo modelo onde é confeccionada a estrutura metálica. Além disso, a preservação de fidelidade na adaptação entre estrutura e modelo pode ser importante, por colaborar adicionalmente na sua estabilidade durante o processamento.

Enfim, com base neste trabalho, a utilização do silicone como material de inclusão de PPR's é plenamente satisfatória e recomendável. Contudo, o apoio na região distal da grade metálica, deve ser indicado para PPR's em extremidade livre independentemente do material de inclusão utilizado (gesso tipo II ou silicone).

"Para que a ciência contribua para o crescimento da odontologia, é preciso que o conhecimento gerado pelas pesquisas, seja usufruído por todos os profissionais que nela atuam. As falhas laboratoriais mais comuns em PPR, ocorrem principalmente pela falta de comunicação entre o cirurgião-dentista e o técnico laboratorial (TAMARI & PIETROKOVSK⁶⁹, 1983). Talvez isso indique que, conhecimento sem ensino tem pouco valor até para quem o detém."

8. CONCLUSÃO

Diante das condições experimentais propostas e após análise e discussão dos resultados, foi possível concluir que:

- 1 - os métodos de inclusão com silicone (Zeta Labor[®]) e convencional com gesso tipo II (Herodent[®]), não influenciaram significativamente nas alterações das distâncias verticais (esquerda e direita) entre modelo e grade metálica das PPR's em classe I inferior;
- 2 - a configuração da porção distal da grade metálica influenciou significativamente nas alterações das distâncias verticais (esquerda e direita) entre o modelo e a grade metálica das PPR's;
- 3 - os grupos 1 e 3 (com apoio sobre o rebordo do modelo na porção distal da grade metálica) apresentaram alterações significativamente menores que os grupos 2 e 4 (sem apoio) nas distâncias verticais (esquerda e direita) entre o modelo e a grade metálica das PPR's;
- 4 - as alterações horizontais do lado esquerdo não diferiram estatisticamente entre os grupos avaliados;
- 5 - as alterações horizontais do lado direito não diferiram estatisticamente apenas entre os grupos: 1 e 2; 1 e 3; e 2 e 4, sendo mais acentuadas na ordem decrescente dos grupos: 3 (silicone / com apoio); 1 (gesso / com apoio); 2 (gesso / sem apoio); e 4 (silicone / sem apoio); e
- 6 - as alterações horizontais do lado direito não se correlacionaram com o lado esquerdo.

9.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS* ¹

1. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Referências bibliográficas: NBR-6023.** Rio de Janeiro: ABNT, 1989. 19p.
2. ALKHATIB, M.B. *et al.* Comparison of microwave-polimerized denture base resins. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v.3, n.3, p.249-255, May/June 1990.
3. ANTONOPOULOS, A.N. Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.39, n.6, p.605-615, June 1978.
4. ANUSAVICE, K.J. *et al.* **Phillips' science of dental materials.** 10.ed. Philadelphia : Saunders, 1996.
5. AU, A.R., TVESHOR, M., KLINEBERG, I. Investing procedures for immediate laboratory remounting of removable partial dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.72, n.1, p.108-12, Jul. 1994.
6. BECKER, C.M., SMITH, D.E., NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.37, n.4, p.450-459, Apr. 1977.
7. BENATTI, O.F.M., MUENCH, A. Estudo comparativo de técnicas de isolamento com resina resiliente de próteses processadas em moldes de gesso. **Revta paul. Odont.**, São Paulo, v.15, n.5, p.4-6, set./out. 1993.

* De acordo com a NBR 6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 1989.
Abreviaturas dos periódicos em conformidade com a "World List of Scientific Periodicals"

Referências Bibliográficas

8. BILLY, E.J., SHOTWELL, J. Combination stone and resilient material for removable partial denture remount cast described and compared with two other remount cast procedures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.71, n.4, p.417-9, Apr. 1994.
9. BISSASU, M. A simple procedure for easy and safe deflasking. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.80, n.4, p.501-5, Oct. 1998.
10. BOMBONATTI, P.E., BARROS, L.E., SCARANELO, R.M. Adaptação de dentaduras superiores de resina fluida processadas em moldes de gesso forrados com silicona. **Revta Odont. UNESP**, Araçatuba, v.8, n.9, 109-113, 1979/1980.
11. BOMBONATTI, P.E. **Influência dos métodos de isolamento, dos tipos de resinas e das diferentes temperaturas de abertura da mufla após a polimerização, sobre a adaptação de uma base de dentadura.** Araçatuba, 1978. 72p. Tese (Livre Docência em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista.
12. BRAUN, K.O., DEL-BEL CURY, A.A. e CURY, J.A. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental polimerizada através de energia de microondas , quando em contato com metal. **Revta Odont. Univ. S Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 173-180, abr./jun. 1998.
13. CARRILHO, E. **Influência do método de polimerização, da espessura da base e da presença de dentes na adaptação de próteses totais superiores.** Piracicaba, 1999. 117p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica - Prótese) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

Referências Bibliográficas

14. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Specification n° 12 for denture base polymers. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.90, n2, p.451-458, Feb. 1975.
15. REPORTS OF COUNCILS AND BUREAUS. Revised American Dental Association Specification n° 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.94, p.733-41, Apr. 1977.
16. CRAIG, R.G. **Restorative dental materials**. 10.ed. St. Louis : Mosby, 1997. 584p.
17. CURTIS, D.A. *et al.* Incidence of various classes of removable partial dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.67, n.5, p.664-7, May 1992.
18. DE CLERK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prothesis. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.57, n.5, p.659-658, May 1987.
19. DEL BEL CURY, A.A., RODRIGUES JUNIOR, A.L., PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de água e Quimicamente ativada: propriedades físicas. **Revta Odont. Univ. S. Paulo**, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dez. 1994.
20. DEL BEL CURY, A.A. **A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas**. Piracicaba, 1998. 87p. Tese (Livre Docência em Prótese Parcial Removível) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
21. DUKES, B.S. *et al.* A comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediums. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.49, n.4, p.568-571, Apr. 1983.

Referências Bibliográficas

22. DYER, R., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of dentures bases following repair with microwave resin. **J. Dent.**, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.
23. FIORI, S.R. **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo : Pancast, 1993. 525p.
24. GARDNER, L.K., RAHN, A.O., PARR, G.R. Using vinyl polysiloxane in the altered cast procedure for speech-aid prostheses. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.63, n.1, p.62-4, Jan. 1990.
25. GARDNER, L.K., RICHARDSON, D.W. Polyvinyl siloxane facilitates flasking and deflasking of removable partial denture with swing-locks. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.62, p.243, 1989.
26. GERROW, J.D., JONS, R. Use of polyvinyl siloxane as blockout material during indirect placement of overdenture attachments. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.56, n.4, p.510-2, Oct. 1986.
27. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
28. GRANT, A.A. Effect of the investment procedure on tooth movement. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.12, n.6, p.1053-1058, Nov./Dec. 1962.
29. HARDY, F. Comparison of fluid resin and compression molding methods in processing dimensional changes. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.39, n.4, p.375-377, Apr. 1978.
30. HOLMES, J.B. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.15, n.3, p.474-81, May 1965.

Referências Bibliográficas

31. IKEDA, S., KUWASHIMA, S. Statistical investigation of lower distal free-end denture design used by general practitioners in Japan. **Nihon. Univ. Sch. Dent.;** v.34, n.1, p.1-7, Mar. 1992.
http://www.ncbi.nlm.nih.gov:80/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=1588396&dopt=Abstract
32. JAVID, N.S, *et al.* Flasking for easy deflasking. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, V.29, n.5, p.581-5, May 1973.
33. KIMURA, H. *et al.* Application of microwave for dental technique (Part I). Dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v.23, p.43-49, Aug. 1983.
34. _____, TERAOKA, F., SAITO, T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v.24, n.3, p.21-29, Dec. 1984.
35. LAY, L.S., LAI, W.H., WU, C.T. Making the framework try-in, altered-cast impression, and occlusal registration in one appointment. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.75 n.4, p.446-8. Apr. 1996.
36. LERNER, H., PFEIFFER, K.R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.14, n.2, p.294-297, Mar./Apr. 1964.
37. MAHLER, D.B. Inarticulation of complete denture processed by the compression molding technique. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.1, n.5, p.551-559, Sept. 1951.
38. MAINIERI, E.T., BOONE, M.E., POTTER, R.H. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.44, n.4, p.368-373, Oct. 1980.

Referências Bibliográficas

39. MARCROFT, K.R., TENCATE, R.L., HURST, W.W. Use of silicone rubber mold technique for processing. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.11, n.4, p.657-664, July/Aug. 1961.
40. MCGIVNEY, G.P., CASTLEBERRY, D.J. **Prótese parcial removível de McCracken**. São Paulo : Artes Médicas, 1994. 330p.
41. MOLNAR, E.J., GRUBER, R.G., SAWYER, N. Internal porosity in heat-cured methyl methacrylate resin for dental use. **J. dent. Res.**, Washington, v.47, n.4, p.665, 1968.
42. MUENCH, A., UETI, M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. **Revta Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v.12, n.1, p.131-138, jan./jun. 1974.
43. NADIN, P.S. **Análise da movimentação dental de próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão**. Piracicaba, 1999. 136p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica - Prótese) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
44. NELSON, M.W., KOTWAL, K.R., SEVEDGE, S. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.65, n.2, 306-308, Feb.1991.
45. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. **J. Osaka dent.**, Osaka, v.2, p.23-40, Feb. 1968.

Referências Bibliográficas

46. NOGUEIRA, S.S., OGLE, R.E., DAVIS, E.L. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.82, n.3, p.291-300, Sep. 1999.
47. OGATA, K., SHIMIZU, K. Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower free-end saddle dentures with Aker's clasps. **J Oral Rehabil.**, v.18, n.5,p.471-80, Sep. 1991.
48. OWALL, G., BIENIEK, K.W., SPIEKERMANN, H. Removable partial denture production in western Germany. **Quintessence Int.**, v.26, n.9, p.621-7, Sep. 1995.
49. PALMER, B.L., COFFEY, K.W. Investing and packing removable partial denture bases to minimize vertical processing error. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.56, n.1, p.123-4, Jul. 1986.
50. PHILLIPS, R.W. **Materiais dentários de Skinner**. 8.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993. p.92-123.
51. PITTA, M.M.S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento**. Piracicaba, 1997. 125p. Dissertação (Mestrado em Fisiologia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
52. RACHED, R. N. **Estudo comparativo de uma nova técnica de reparo de próteses totais utilizando resina acrílica para microondas e silicone**. Piracicaba, 2000. 118p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica - Prótese) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
53. REBOSSIO, A. O. **Prótesis parcial removable**. 5.ed. Buenos Aires : Mundi, 1963.

Referências Bibliográficas

54. REISBICK, M. H. Silicone as a denture mold liner. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.26, n.4, p.382-386, 1972.
55. RIZZATTI-BARBOSA, C.M., DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após a sua polimerização. **Revta gaúcha de Odont.**, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar./abr. 1996.
56. RIZZATTI-BARBOSA, C.M., DEL BEL CURY, A.A., PANZERI, H. A influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Revta Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, jul./set. 1995.
57. RODRÍGUEZ GARCIA, R.M.C., DEL BEL CURY, A.A.. Accuracy and porosity of denture bases submitted to two polymerization cycles. **Indian J. dent. Res.**, Mangalore, v.7, n.4, p.122-126, 1996.
58. ROHRER, M.D., BULARD, R.A. Microwave sterilization. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, n.110, p.194-198, Feb. 1985.
59. SADAMORI, S. *et al.* Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave – activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. **Aust. dent. J.**, Saint Leonards, v.40, n.05, p.322-326, 1995.
60. SAIZAR, P. **Prótesis a placa**. 3.ed. Buenos Aires : Prongrental, 1958.
61. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.

Referências Bibliográficas

62. SANDERS, J.L., LEVIN, B, REITZ P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int**; v.18, n.7, p.453-6. Jul. 1987.
63. SARNAT, A., MERSEL, A., PIETROKOVSKI, J. Considerations in design of removable partial dentures by Israeli dentists. (em publicação) **Israeli Jurnal of Dental Medicine**, April 1980. "Apud" TAMARI, I., PIETROKOVSK, J. Failures in removable partial dentures. **Quintessence Int.**, v.14, n.1, p.23-9, Jan. 1983.
64. SCANDRETT, F.R., HANSON, J.G., UNSICKER, R.L. Layered silicone rubber technique for flasking removable partial dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.40, n.3, p.349-350, Sept. 1978.
65. SHELTON, J. L. Use of silicone in relining, rebasing, and duplication of dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.28, n.6, p.647-649, Dec. 1972.
66. SHEPARD, W.L. Denture bases proced from a fluid resin. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.19, n.6, p.561-572, June 1968.
67. STECK, N.S. Measurements of vertical dimension of processed dentures. **J. dent. Res.**, Washington, v.29, n.5, p.616-621, Oct. 1950.
68. SWEENY, W.T., PAFFENABARGER, G. C. BEALL, J. R. Acrylic resins for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, n.29, p.7, 1942. "Apud" STECK, N.S. Measurements of vertical dimension of processed dentures. **J. dent. Res.**, Washington, v.29, n.5, p.616-621, Oct. 1950.
69. TAMARI, I., PIETROKOVSK, J. Failures in removable partial dentures. **Quintessence Int.**, v.14, n.1, p.23-9, Jan. 1983.

Referências Bibliográficas

70. TAN, H.K., MCKEE, I. An alternate procedure for making a remount cast for a locking type removable partial denture. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.70, n.6, p.543-5, Dec. 1993.
71. TODESCAN, R., SILVA, E.B., SILVA, O.J. **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo : Santos, 1996. 335p.
72. TUCKER, K.M., FREEMAN, B.J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.25, n.2, p.206-210, Feb. 1971.
73. TURCK, M.D. *et al.* Direct measurement of denture resin cured by microwave energy. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
74. TYLMAN, S.D., PEYTON, F.A. **Acrylics and other dental resins**. Philadelphia : J.B. Lippincot, 1946. p.128-129. "Apud" STECK, N.S. Measurements of vertical dimension of processed dentures. **J. dent. Res.**, Washington, v.29, n.5, p.616-621, Oct. 1950.
75. UETI, M., MUENCH, A. Alterações dimensionais da resina acrílica em molde de gesso e aliviado com silicona. **Revta Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v.12, n.2, p.229-234, 1974.
76. WINKLER, S. *et al.* Investing mediums for pour resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.83, p.848-851, Oct. 1971.
77. ZAKHARI, K.N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.36, n.5, p.501-509, Nov. 1976.

Referências Bibliográficas

78. ZANETTI, G.R. **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas.** Piracicaba, 1999. 152p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica - Prótese) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
79. ZANI, D. **Influência do agente de isolamento do gesso (folha de estanho, alginato ou siliconas) sobre: a posição relativa dos dentes de uma base de dentadura de resina acrílica e a rugosidade desta ultima.** Santa Catarina, 1974. 66p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina.
80. ZANI, D., VIEIRA, D. F. **A comparative study of as a separeting medium for dentures processing.** **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.42, n.2, p.386-391, 1979.

10. APÊNDICE

10.1. Análise Estatística

11:28 Thursday, August 24, 2000 53

General Linear Models Procedure
Class Level Information

Class	Levels	Values
GRUPO	4	1 2 3 4

Number of observations in data set = 40

11:28 Thursday, August 24, 2000 54

General Linear Models Procedure

Dependent Variable: HE (TRANSFORMAÇÃO RAIZ QUADRADA)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.05696970	0.01898990	2.36	0.0881
Error	36	0.29022755	0.00806188		
Corrected Total	39	0.34719725			

R-Square	C.V.	Root MSE	HE Mean
0.164085	22.12640	0.08978795	0.40579560

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.05696970	0.01898990	2.36	0.0881

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.05696970	0.01898990	2.36	0.0881

11:28 Thursday, August 24, 2000 55

General Linear Models Procedure

Dependent Variable: HORIZDIR

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.09209848	0.03069949	7.26	0.0006
Error	36	0.15222930	0.00422859		
Corrected Total	39	0.24432778			

R-Square	C.V.	Root MSE	HORIZDIR Mean
0.376946	46.97679	0.06502762	0.13842500

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.09209848	0.03069949	7.26	0.0006

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.09209848	0.03069949	7.26	0.0006

Apêndice

11:28 Thursday, August 24, 2000 56

General Linear Models Procedure

Dependent Variable: VE (TRANSFORMAÇÃO RAIZ QUADRADA)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.42098624	0.14032875	14.28	0.0001
Error	36	0.35370319	0.00982509		
Corrected Total	39	0.77468942			
	R-Square	C.V.	Root MSE	VE Mean	
	0.543426	28.77229	0.09912158	0.34450365	

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.42098624	0.14032875	14.28	0.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.42098624	0.14032875	14.28	0.0001

11:28 Thursday, August 24, 2000 57

General Linear Models Procedure

Dependent Variable: VERTDIR

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.31541608	0.10513869	20.46	0.0001
Error	36	0.18500330	0.00513898		
Corrected Total	39	0.50041937			
	R-Square	C.V.	Root MSE	VERTDIR Mean	
	0.630303	39.30730	0.07168668	0.18237500	

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.31541608	0.10513869	20.46	0.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.31541608	0.10513869	20.46	0.0001

11:28 Thursday, August 24, 2000 58

General Linear Models Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for variable: HE

NOTE: This test controls the type I experimentwise error rate, but generally has a higher type II error rate than REGWQ.

Alpha= 0.05 df= 36 MSE= 0.008062
Critical Value of Studentized Range= 3.809
Minimum Significant Difference= 0.1081

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	GRUPO
A	0.44507	10	4
A	0.41798	10	2
A	0.41668	10	3

Apêndice

A 0.34345 10 1

11:28 Thursday, August 24, 2000 59

General Linear Models Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for variable: HORIZDIR

NOTE: This test controls the type I experimentwise error rate, but generally has a higher type II error rate than REGWQ.

Alpha= 0.05 df= 36 MSE= 0.004229
Critical Value of Studentized Range= 3.809
Minimum Significant Difference= 0.0783

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	GRUPO
A	0.20250	10	3
B A	0.16100	10	1
B C	0.11560	10	2
C	0.07460	10	4

11:28 Thursday, August 24, 2000 60

General Linear Models Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for variable: VE

NOTE: This test controls the type I experimentwise error rate, but generally has a higher type II error rate than REGWQ.

Alpha= 0.05 df= 36 MSE= 0.009825
Critical Value of Studentized Range= 3.809
Minimum Significant Difference= 0.1194

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	GRUPO
A	0.44937	10	4
A	0.44379	10	2
B	0.25670	10	3
B	0.22816	10	1

11:28 Thursday, August 24, 2000 61

General Linear Models Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for variable: VERTDIR

NOTE: This test controls the type I experimentwise error rate, but generally has a higher type II error rate than REGWQ.

Alpha= 0.05 df= 36 MSE= 0.005139
Critical Value of Studentized Range= 3.809
Minimum Significant Difference= 0.0863

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	GRUPO
A	0.28800	10	4

Apêndice

A	0.24200	10	2
B	0.13960	10	3
B	0.05990	10	1

10.2. Dados Originais

G1	Gesso	Apoio	Hor/Esq	Antes	Gesso	Apoio	Hor/Esq	Após
1	0,0255	0,032	0,038	0,031833	-0,0685	-0,072	-0,0755	-0,072
2	-0,565	-0,5855	-0,583	-0,57783	-0,728	-0,731	-0,7315	-0,73017
3	0	0	0	0	-0,061	-0,0575	-0,063	-0,0605
4	0,316	0,327	0,3275	0,3235	0,148	0,1525	0,15	0,150167
5	0,415	0,4185	0,4135	0,415667	0,5295	0,528	0,5305	0,529333
6	0,286	0,28	0,2865	0,284167	0,1605	0,1625	0,163	0,162
7	0,475	0,4965	0,4945	0,488667	0,5905	0,5925	0,589	0,590667
8	-0,111	-0,11	-0,1105	-0,1105	-0,2285	-0,227	-0,2295	-0,22833
9	0,0905	0,089	0,0895	0,089667	-0,089	-0,095	-0,086	-0,09
10	0,361	0,3585	0,3595	0,359667	0,299	0,255	0,2605	0,2715
G1	Gesso	Apoio	Hor/Dir	Antes	Gesso	Apoio	Hor/Dir	Após
1	0,0815	0,091	0,091	0,087833	-0,1545	-0,1525	-0,154	-0,15367
2	-0,969	-0,9855	-0,98	-0,97817	-1,0555	-1,0605	-1,0575	-1,05783
3	-0,6445	-0,6565	-0,655	-0,652	-0,8375	-0,8495	-0,8525	-0,8465
4	0,0695	0,078	0,053	0,066833	-0,0555	-0,059	-0,0665	-0,06033
5	0,529	0,5245	0,5255	0,526333	0,6445	0,648	0,647	0,6465
6	0,1745	0,172	0,1765	0,174333	0,05	0,0565	0,054	0,0535
7	0,8865	0,8845	0,883	0,884667	0,9975	0,993	0,9955	0,995333
8	-0,331	-0,3305	-0,3325	-0,33133	-0,5105	-0,508	-0,5095	-0,50933
9	0,1205	0,12	0,1195	0,12	-0,1105	-0,115	-0,1115	-0,11233
10	-0,267	-0,2695	-0,27	-0,26883	-0,472	-0,4755	-0,4705	-0,47267
G1	Gesso	Apoio	Vert/Esq	Antes	Gesso	Apoio	Vert/Esq	Após
1	3,715	3,712	3,717	3,714667	3,7285	3,749	3,728	3,735167
2	2,385	2,3865	2,387	2,386167	2,3825	2,378	2,3805	2,380333
3	3,429	3,4135	3,4125	3,418333	3,526	3,517	3,5235	3,522167
4	3,4965	3,492	3,4925	3,493667	3,603	3,602	3,6	3,601667
5	3,7185	3,7175	3,716	3,717333	3,7605	3,768	3,7675	3,765333
6	2,9065	2,905	2,9065	2,906	3,0015	3,003	3	3,0015
7	1,958	1,9595	1,9625	1,96	2,005	2	2,001	2,002
8	3,4945	3,492	3,493	3,493167	3,48	3,481	3,4825	3,481167
9	3,9065	3,908	3,906	3,906833	3,845	3,8495	3,844	3,846167
10	2,4485	2,449	2,4505	2,449333	2,5505	2,5535	2,55	2,551333
G1	Gesso	Apoio	Vert/Dir	Antes	Gesso	Apoio	Vert/Dir	Após
1	3,7925	3,7895	3,781	3,787667	3,831	3,829	3,828	3,829333
2	2,247	2,25	2,2475	2,248167	2,1775	2,17	2,173	2,1735
3	3,1195	3,1125	3,1125	3,114833	3,198	3,1905	3,191	3,193167
4	3,346	3,339	3,341	3,342	3,374	3,3925	3,393	3,3865
5	3,7955	3,796	3,7975	3,796333	3,85	3,848	3,8485	3,848833
6	3,005	3,0075	3,007	3,0065	3,1005	3,102	3,105	3,1025
7	2,111	2,1125	2,112	2,111833	2,197	2,2025	2,2015	2,200333
8	3,503	3,503	3,503	3,503	3,491	3,49	3,493	3,491333
9	3,774	3,7765	3,776	3,7755	3,721	3,7285	3,7275	3,725667
10	2,4405	2,44	2,4385	2,439667	2,5	2,5	2,5	2,5

Apêndice

G2	Gesso	Sem Ap	Hor/Esq	Antes	Gesso	Sem Ap	Hor/Esq	Após
1	-0,419	-0,4145	-0,4205	-0,418	-0,49	-0,4945	-0,493	-0,4925
2	0,1865	0,2	0,204	0,196833	-0,199	-0,206	-0,2025	-0,2025
3	-0,686	-0,655	-0,667	-0,66933	-0,7995	-0,8175	-0,84	-0,819
4	-0,4925	-0,4925	-0,495	-0,49333	-0,618	-0,623	-0,628	-0,623
5	0,3195	0,317	0,3175	0,318	0,123	0,1245	0,125	0,124167
6	0,235	0,2355	0,2365	0,235667	0,0995	0,0975	0,1005	0,099167
7	-0,108	-0,1095	-0,107	-0,10817	-0,2805	-0,28	-0,279	-0,27983
8	-0,08	-0,0905	-0,091	-0,08717	-0,331	-0,3345	-0,334	-0,33317
9	0,5745	0,5725	0,573	0,573333	0,907	0,9055	0,9075	0,906667
10	0,332	0,3325	0,332	0,332167	0,28	0,28	0,28	0,28
G2	Gesso	Sem Ap	Hor/Dir	Antes	Gesso	Sem Ap	Hor/Dir	Após
1	-1,9725	-1,9655	-1,968	-1,96867	-2,154	-2,1475	-2,1495	-2,15033
2	-1,226	-1,226	-1,2275	-1,2265	-1,2885	-1,2925	-1,2925	-1,29117
3	-1,0025	-1,005	-1,01	-1,00583	-1,186	-1,21	-1,209	-1,20167
4	-1,497	-1,493	-1,493	-1,49433	-1,516	-1,5125	-1,5145	-1,51433
5	0,2495	0,251	0,247	0,249167	0,1295	0,1305	0,1355	0,131833
6	0,5735	0,576	0,5765	0,575333	0,475	0,4725	0,4705	0,472667
7	0,009	0,0085	0,01	0,009167	-0,1025	-0,1005	-0,1	-0,101
8	-0,868	-0,87	-0,8655	-0,86783	-1,033	-1,0365	-1,0335	-1,03433
9	0,088	0,0855	0,085	0,086167	0,2605	0,258	0,2575	0,258667
10	0,6315	0,6325	0,631	0,631667	0,6105	0,6085	0,607	0,608667
G2	Gesso	Sem Ap	Vert/Esq	Antes	Gesso	Sem Ap	Vert/Esq	Após
1	1,878	1,8715	1,871	1,8735	1,675	1,6875	1,6765	1,679667
2	3,0305	3,0275	3,0305	3,0295	2,723	2,712	2,706	2,713667
3	3,4055	3,4005	3,3945	3,400167	3,339	3,343	3,342	3,341333
4	2,7475	2,7445	2,7325	2,7415	2,4855	2,4775	2,4865	2,483167
5	2,7995	2,798	2,798	2,7985	2,9	2,9025	2,904	2,902167
6	3,3685	3,3665	3,369	3,368	3,045	3,049	3,0505	3,048167
7	3,228	3,228	3,2275	3,227833	3,0105	3,0155	3,01	3,012
8	2,9985	3,0005	2,999	2,999333	3,1505	3,156	3,1585	3,155
9	3,115	3,118	3,1185	3,117167	2,9225	2,922	2,922	2,922167
10	3,3465	3,343	3,343	3,344167	3,1	3,1005	3,0985	3,099667
G2	Gesso	Sem Ap	Vert/Dir	Antes	Gesso	Sem Ap	Vert/Dir	Após
1	1,67	1,6605	1,6655	1,665333	1,4025	1,386	1,382	1,390167
2	3,034	3,0375	3,04	3,037167	2,197	2,2075	2,2135	2,206
3	3,4485	3,4435	3,4365	3,442833	3,28	3,2755	3,28	3,2785
4	2,403	2,3965	2,397	2,398833	2,1715	2,173	2,174	2,172833
5	2,868	2,867	2,866	2,867	2,9905	2,991	3	2,993833
6	3,364	3,363	3,3635	3,3635	3,005	3	2,9985	3,001167
7	3,307	3,3055	3,3045	3,305667	3,1015	3,109	3,107	3,105833
8	2,7905	2,7885	2,791	2,79	3	3,0005	2,9985	2,999667
9	3,0015	3,002	3,002	3,001833	2,7585	2,75	2,7605	2,756333
10	3,341	3,341	3,341	3,341	3	3,0015	2,998	3,0035

Apêndice

G3	Silicone	Apoio	Hor/Esq	Antes	Silicone	Apoio	Hor/Esq	Após
1	-0,3425	-0,352	-0,343	-0,3458	-0,403	-0,399	-0,405	-0,4023
2	0,136	0,148	0,15	0,14467	0,394	0,408	0,402	0,40133
3	0,842	0,838	0,8365	0,83883	0,6385	0,6275	0,6355	0,63383
4	0,074	0,09	0,087	0,08367	-0,1185	-0,1125	-0,1165	-0,1158
5	1,251	1,2515	1,249	1,2505	1,002	1,0025	1,004	1,00283
6	0,522	0,523	0,5225	0,5225	0,71	0,7115	0,709	0,71017
7	-0,0045	-0,0075	-0,0075	-0,0065	0,1505	0,1475	0,1525	0,15017
8	-1,0065	-1,005	-1,0055	-1,0057	-0,85	-0,868	-0,8675	-0,8618
9	0,0805	0,0845	0,08	0,08167	0,3105	0,306	0,3	0,3055
10	-0,549	-0,549	-0,549	-0,549	-0,435	-0,4355	-0,43	-0,4335
G3	Silicone	Apoio	Hor/Dir	Antes	Silicone	Apoio	Hor/Dir	Após
1	-0,681	-0,6825	-0,685	-0,6828	-0,87	-0,858	-0,8535	-0,8605
2	0,1265	0,1315	0,1325	0,13017	-0,1895	-0,19	-0,1855	-0,1883
3	-0,149	-0,142	-0,148	-0,1463	-0,4465	-0,445	-0,4475	-0,4463
4	-0,3855	-0,389	-0,3865	-0,387	-0,4195	-0,419	-0,4225	-0,4203
5	0,6675	0,667	0,663	0,66583	0,4025	0,4005	0,398	0,40033
6	0,034	0,0305	0,0315	0,032	0,183	0,187	0,1845	0,18483
7	0,5105	0,511	0,5165	0,51267	0,69	0,689	0,6885	0,68917
8	-0,8005	-0,804	-0,801	-0,8018	-0,615	-0,6125	-0,61	-0,6125
9	-0,788	-0,7835	-0,787	-0,7862	-0,5375	-0,538	-0,54	-0,5385
10	0,1495	0,1485	0,1525	0,15017	0,3115	0,31	0,3145	0,312
G3	Silicone	Apoio	Vert/Esq	Antes	Silicone	Apoio	Vert/Esq	Após
1	2,4535	2,4535	2,4535	2,4535	2,503	2,5155	2,498	2,5055
2	2,4945	2,5115	2,5195	2,5085	2,684	2,6855	2,6935	2,68767
3	3,179	3,177	3,1785	3,17817	3,1525	3,154	3,1565	3,15433
4	3,265	3,288	3,289	3,28067	3,312	3,3065	3,311	3,30983
5	1,9795	1,98	1,979	1,9795	2,0205	2,0235	2,025	2,023
6	2,9605	2,9605	2,958	2,95967	2,9605	2,8445	2,844	2,883
7	3,0035	3,0015	3,001	3,002	3,107	3,104	3,1045	3,10517
8	2,715	2,715	2,7155	2,71517	2,778	2,78	2,7765	2,77817
9	2,962	2,9675	2,965	2,96483	3,0105	3,0155	3,01	3,012
10	3,1125	3,111	3,111	3,1115	3,0125	3,014	3,0115	3,01267
G3	Silicone	Apoio	Vert/Dir	Antes	Silicone	Apoio	Vert/Dir	Após
1	2,14	2,145	2,144	2,143	2,352	2,3785	2,375	2,3685
2	2,4895	2,491	2,4945	2,49167	2,481	2,501	2,5005	2,49417
3	3,907	2,9065	2,9095	3,241	2,9125	2,9235	2,9245	2,92017
4	3,122	3,118	3,1185	3,1195	3,1125	3,11	3,112	3,1115
5	2,404	2,4045	2,4065	2,405	2,511	2,5165	2,51	2,5125
6	3,201	3,2025	3,2	3,20117	3,0565	3,052	3,0525	3,05367
7	2,787	2,788	2,7825	2,78583	2,9005	2,9	2,8975	2,89933
8	2,994	2,993	2,9895	2,99217	3,17	3,17	3,1705	3,17017
9	3,0015	3,0015	3,003	3,002	3,12	3,119	3,1225	3,1205
10	3,4005	3,4	3,4045	3,40167	3,2285	3,227	3,23	3,2285

Apêndice

G4	Silicone	Sem Ap	Hor/Esq	Antes	Silicone	Sem Ap	Hor/Esq	Após
1	0,122	0,122	0,122	0,122	-0,111	-0,107	-0,1125	-0,1102
2	0,103	0,1015	0,11	0,10483	0,4405	0,437	0,4405	0,43933
3	-0,151	-0,135	-0,1485	-0,1448	0,016	0,0165	0,0175	0,01667
4	-0,09	-0,0835	-0,091	-0,0882	0	0	0	0
5	1,0025	1,0035	1,002	1,00267	1,2505	1,253	1,2535	1,25233
6	0,773	0,773	0,7735	0,77317	1,001	0,996	0,9905	0,99583
7	-0,966	-0,9655	-0,9665	-0,966	-1,1535	-1,195	-1,2	-1,1828
8	-0,045	-0,043	-0,0445	-0,0442	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2
9	0,3005	0,3	0,298	0,2995	0,0435	0,047	0,0405	0,04367
10	0,0795	0,0795	0,077	0,07867	0,2005	0,206	0,2025	0,203
G4	Silicone	Sem Ap	Hor/Dir	Antes	Silicone	Sem Ap	Hor/Dir	Após
1	-0,815	-0,8085	-0,8125	-0,812	-0,945	-0,9435	-0,9425	-0,9437
2	-0,364	-0,3695	-0,374	-0,3692	-0,368	-0,364	-0,3595	-0,3638
3	-0,9525	-0,963	-0,964	-0,9598	-1,079	-1,08	-1,077	-1,0787
4	-0,8165	-0,824	-0,8185	-0,8197	-0,8465	-0,8445	-0,846	-0,8457
5	0,855	0,5305	0,532	0,63917	0,845	0,8405	0,8435	0,843
6	0,1195	0,117	0,1165	0,11767	0,2285	0,2285	0,2305	0,22917
7	-0,052	-0,0535	-0,0565	-0,054	-0,3005	-0,298	-0,3	-0,2995
8	0,844	0,8455	0,8455	0,845	0,622	0,6205	0,623	0,62183
9	1,0775	1,078	1,0765	1,07733	0,861	0,8645	0,866	0,86383
10	1,0005	0,9985	0,999	0,99933	1,2325	1,239	1,2345	1,23533
G4	Silicone	Sem Ap	Vert/Esq	Antes	Silicone	Sem Ap	Vert/Esq	Após
1	2,6375	2,628	2,621	2,62883	2,783	2,7915	2,79	2,78817
2	2,9245	2,9215	2,926	2,924	2,8805	2,8805	2,88	2,88033
3	1,6535	1,648	1,6485	1,65	1,331	1,3415	1,3425	1,33833
4	2,03	2,0305	2,031	2,0305	2,371	2,374	2,3755	2,3735
5	3,441	3,44	3,4445	3,44183	3,6505	3,655	3,6555	3,65367
6	3,001	3	3,0025	3,00117	3,191	3,1935	3,19	3,1915
7	2,8975	2,893	2,895	2,89517	2,6	2,601	2,6015	2,60083
8	2,193	2,1915	2,1935	2,19267	2,0005	2,0025	2,001	2,00133
9	2,9995	3	3	2,99983	2,711	2,7105	2,6985	2,70667
10	1,9895	1,9905	1,989	1,98967	2,0945	2,096	2,0945	2,095
G4	Silicone	Sem Ap	Vert/Dir	Antes	Silicone	Sem Ap	Vert/Dir	Após
1	2,7815	2,775	2,783	2,77983	3,003	2,996	2,9965	2,9985
2	3,154	3,16	3,1615	3,1585	2,8485	2,8405	2,846	2,845
3	1,9655	1,961	1,9585	1,96167	1,5225	1,517	1,5255	1,52167
4	2,43	2,3995	2,406	2,41183	2,5966	2,5796	2,599	2,59173
5	3,0025	3	3,002	3,0015	3,3015	3,304	3,3	3,30183
6	2,9055	2,9005	2,899	2,90167	3,157	3,1595	3,157	3,15783
7	3,111	3,111	3,1115	3,11117	2,885	2,8835	2,89	2,88617
8	2,359	2,3575	2,359	2,3585	2,0105	2,013	2,013	2,01217
9	3,1005	3,102	3,1	3,10083	2,78	2,784	2,7785	2,78083
10	2,0195	2,017	2,02	2,01883	2,299	2,3005	2,298	2,29917