

FERNANDA DE CÁSSIA PAPAIZ GONÇALVES

**INFLUÊNCIA DA UTILIZAÇÃO DE UMA FIBRA DE NYLON
MODIFICADA NA RESISTÊNCIA À FLEXÃO E ALTERAÇÃO
DIMENSIONAL DE RESINAS ACRÍLICAS**



2012

FERNANDA DE CÁSSIA PAPAIZ GONÇALVES

**INFLUÊNCIA DA UTILIZAÇÃO DE UMA FIBRA DE NYLON
MODIFICADA NA RESISTÊNCIA À FLEXÃO E ALTERAÇÃO
DIMENSIONAL DE RESINAS ACRÍLICAS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior

São José dos Campos

2012

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático
para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2010.

G586i Gonçalves, Fernanda de Cássia Papaiz
Influência da utilização de uma fibra de nylon modificada na resistência à flexão e
alteração dimensional de resinas acrílicas / Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves.
- São José dos Campos : [s.n.], 2012.
109.f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de
Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2012.
Orientador: Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior.

1. Resina acrílica. 2. Reembasador. 3. Fibra de nylon. I. Paes Júnior, Tarcísio
José de Arruda. II. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP -
Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita
Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a
fonte.

São José dos Campos, 01 de Novembro de 2012.

Assinatura :

E-mail: nandacpg@hotmail.com

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Murilo Baena Lopes

Faculdade de Odontologia Norte do Paraná

UNOPAR – Univ Norte do Paraná

São José dos Campos, 05 de Dezembro de 2012

DEDICATÓRIA

Em especial a Deus, por estar presente em cada passo, cada momento da minha vida, iluminando o meu caminho e dando-me esta oportunidade única.

À minha mãe **Maria Aparecida Papaiz Gonçalves**

Muito obrigada por todo o amor, carinho e esforço que sempre dedicou a mim e aos meus estudos. Se hoje estou aqui é porque tive uma mãe que dedicou sua vida à vida dos seus filhos, que riu e chorou muitas vezes ao meu lado, que esteve sempre presente quando mais precisei, sendo a melhor psicóloga, a melhor amiga, a melhor mãe. Você sempre será um modelo de mulher guerreira, batalhadora e admirável que um dia quero me tornar.

Ao meu pai **Luiz Fernando Martins Gonçalves**

Muito obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos. Nem sempre eles foram fáceis, mas, quem disse que o seriam, não é mesmo? Mas com sua força, sua razão e seus conselhos, você me fez seguir o melhor caminho, lutar sempre e nunca desistir dos meus sonhos. Você sempre guiou minha vida com o seu amor, sua inteligência, sua dedicação, esquecendo-se muitas vezes de você. Não há palavras suficientes para agradecer-lhe tudo que fez por mim. Sem você nada disso seria possível.

Aos meus queridos irmãozinhos **Fábio Luiz Papaiz Gonçalves e Felipe Luiz Papaiz Gonçalves**

Muito obrigada por fazerem a minha vida ser tão feliz, com todo o amor, carinho, risadas e companhias maravilhosas. Eu jamais chegaria aqui sem o apoio de vocês dois. Vocês são meus espelhos de dedicação, de inteligência e de força, o que me faz querer ser cada vez melhor. Amo muito vocês dois; obrigada por estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida. Deus coloca pessoas especiais em nossas vidas que fazem toda a diferença, e esses são vocês.

Aos meus amados amigos

Muito obrigada pelo apoio incondicional, por estarem presentes nos momentos em que mais precisei, mesmo que alguns estivessem longe. Obrigada pelas palavras, pela confiança, pelo carinho. Vocês me deram força para lutar pelos meus sonhos e tornaram os meus dias bem mais amenos e muito mais felizes.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu grande orientador **Tarcísio José de Arruda Paes Júnior**

Muito obrigada pela grande orientação e dedicação absoluta ao meu projeto, meu crescimento e principalmente ao meu bem. Tenho certeza que eu não poderia ter sido orientada por alguém tão capaz, tão inteligente e tão brilhante como você. Você contribuiu e muito no meu aprendizado científico e muito mais, você me aconselhou e me ajudou a crescer como pessoa. Agradeço e muito a este admirável orientador, além de grande amigo. Sua calma, sua paciência, seu ânimo me ajudaram a concluir mais uma fase de minha vida, e espero que ainda me ajude em muitas outras. Muito obrigada por acreditar em minha capacidade quando nem mesmo eu achava que iria conseguir.

Ao meu querido e grande amigo **Maximiliano Piero Neisser**

É chegada a grande hora. Você deve imaginar o quanto foi e sempre será importante na vida desta pequena sem sinapses. Você foi o meu grande pilar quando tudo não parecia ter mais solução, você foi o melhor ouvinte, o melhor conselheiro, o melhor amigo, um pai que soube dar broncas e cuidar nas horas que foi preciso. Obrigada por estar presente sempre! Hoje é um grande dia e essa conquista não é apenas minha, mas sua também. Você me deu força, me fez acreditar que devemos sempre lutar, que algo muito bom nos aguarda. É por isso que eu gostaria de agradecer muitíssimo por você fazer parte da minha vida, enchendo-a de alegrias e esperanças, iluminando meus dias.

Ao querido amigo **Guilherme Saavedra**

Muito obrigada pela ajuda incondicional e ensinamentos. Você desde sempre ajudou no meu crescimento, na minha profissão, nos meus sonhos e principalmente na minha vida. Muito obrigada por todas as conversas, por me escutar, por todos os conselhos, por sempre me deixar bem, muitas vezes com um chocolate e principalmente por me dar força para batalhar pelo meu sonho. Muito obrigada por me ajudar a tomar as decisões certas na hora certa e interpretar o que a vida estava querendo dizer. Você sempre será um exemplo para mim e uma pessoa que sempre admirarei.

Aos meus queridos amigos **Daniele Ávila, Laura Soviero, Juliana, Dennia, Alice, Sabrina Feitosa, Anelyse Arata, Sâmia, Larissa Yuri, Luciana Lombardi, Ivan de Sá,**

Tereza Pedrosa, Júlia, Mariana Simarro, Mariana Savino, Gustavo, Diego, André, Rafael Ribeiro..

Vocês são os grandes responsáveis por esta conquista. Cada um de uma forma ou outra me fizeram conquistar mais essa etapa da minha vida e eu só tenho a agradecer de coração. Alguns estão um pouco longe (Tel Aviv), outros estão tão perto que até me adotaram, mas eu só quero que vocês saibam que longe ou perto o carinho de vocês me guiou, iluminou os meus dias e me fez chegar até aqui. Obrigada pelas infinitas conversas, grandes risadas, aventuras e companhias maravilhosas. Amo todos vocês!

Ao meu tão especial amigo **Fernandinho**

Você fez esta conquista se tornar realidade. Ela não aconteceria sem a ajuda de pessoas tão especiais como você. Foram árduos os dias de laboratório, longas e infinitas as férias no laboratório, mas a sua alegria e disposição fizeram esta etapa ser bem mais amena. Fernandinho querido, você me ouviu tantas e tantas vezes, me aconselhou, me ajudou, levantou o meu astral quando já não tinha mais forças, você foi essencial também nesta fase; muito obrigada, querido amigo!

Ao querido amigo e Professor **Sigmar Rode**

Muito obrigada por me ajudar na elaboração deste trabalho. Suas opiniões acrescentaram e muito para o meu aprendizado e para esta conquista. Muito obrigada pela excelente companhia e por ser este amigo exemplar.

Ao **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**

Meus sinceros agradecimentos pela oportunidade de me fazer crescer na pesquisa científica. Agradeço todo o conhecimento e preocupação com o nosso bem estar.

Ao **Projeto Onco**

A grande razão de toda a minha força, meu grande orgulho. Este projeto me fez ver o que realmente vale a pena, me fez amar ainda mais a minha profissão, a minha especialidade, a minha vida e me deu ânimo pra estudar cada dia mais para ajudar mais e mais pacientes. Agradeço e muito a chance de fazer parte de algo tão incrível.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do Diretor Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli e do Vice-Diretor Prof. Titular Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pela Profa. Tit. Márcia Carneiro Valera, pela oportunidade concedida.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição para a minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante esses anos.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Ass. Dr. Tarcísio Paes Junior por conduzir tão bem o nosso departamento.

Aos professores da Disciplina de Materiais Odontológicos e Prótese Total, Prof. Tit Estevão Tomomitsu Kimpara, Prof. Tit. Sigmar de Mello Rode, Prof. Ass. Dr. Tarcísio Paes Júnior, Prof. Ass. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, Prof. Ass. Dr. Rubens Nisie Tango, Prof. Ass. Dr. Guilherme Saavedra e Profa. Ass. Dra. Paula Komori, pelo empenho em transmitir seus ensinamentos e pela amizade.

Aos funcionários da seção de pós-graduação Rose, Erena, Bruno e Ivan da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP, pelos serviços prestados.

Aos funcionários do departamento de prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP, Marcos, Eliane Wenzel, Lilian, Marcus, Ju e Tais pela ajuda em todos os momentos e pela amizade. Muito obrigado por terem contribuído para tornar essa pesquisa possível e este sonho realizado.

Aos meus amigos e colegas de mestrado, que dividiram comigo cada um desses momentos, que estiveram ao meu lado apoiando, incentivando, ajudando a seguir e a lutar pelo meu sonho. Obrigada por fazer os meus dias muito felizes! Ana Carol e Vivi (minhas queridas companheiras, enfrentamos todo aquele turbilhão de trabalhos, créditos e aulas juntas, aprendi muito com cada uma de vocês e agradeço muito pela força e companhia tão especial); Caroline Cotes e Carol Marti (sem vocês o sonho do

Mestrado e Doutorado estariam muito mais distantes. Muito obrigada, meninas, por toda ajuda); Fe Campos (sua alegria contagia qualquer pessoa, não precisamos falar nada uma com a outra, nossos olhares já dizem tudo); Mayra (uma das pessoas mais admiráveis que eu já conheci, a mais sincera e, sem dúvida alguma, a mais inteligente de todas nós, tenho muito orgulho de ter uma amiga como você, muito obrigada por tudo sempre); à querida Vanessa (sem dúvida a mais batalhadora, a mais disposta, minha querida mãe nos congressos, muito obrigada por toda ajuda desde a minha graduação); querida Su (por todo apoio, força e conversas, você foi essencial a minha formação e grande causa da minha força); Elen (minha querida amiga, companheira de créditos e de conversas profundas; muito obrigada por todos conselhos); Marília (a mais meiga e pura das pós, muito obrigada pela amizade, Ma); Ana Karina (por me fazer rir nos momentos mais bizarros); Pedro, Aleksandro, César, Humberto Castro, Rodrigo e Anderson (muito obrigada pela amizade, pelas risadas e por fazerem os nossos dias muito mais felizes e leves); Li, Ju, Flá (pela amizade e ajuda nas comemorações), Renata (por todos ensinamentos e boa vontade); Frederico e Rafa (pela amizade, desabafos, excelentes companhias e muitas risadas deixando os meus dias muito mais felizes) e aos demais amigos do programa de Pós-graduação pela amizade .

Aos queridos amigos Simone e Alberto por todo apoio, incentivo, ensinamentos e oportunidade de aprender com pessoas tão admiráveis.

À amiga Marta por sua orientação e seu aconselhamento.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro concedido.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio concedido.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE TABELAS E QUADROS	15
RESUMO	17
ABSTRACT	18
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1 Sobre as resinas acrílicas	24
2.2 Sobre as fibras de reforço	29
2.3 Sobre os reembasadores	35
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAIS e MÉTODOS	42
4.1 Materiais	42
4.1.1 Sobre a fibra de nylon	43
4.2 Métodos	44
4.2.1 Do estabelecimento dos grupos	44
4.2.2 Da confecção dos corpos-de-prova para teste de resistência à flexão (rf)	46
4.2.2.1 Fase de Inclusão	46
4.2.2.2 Fases de prensagem e polimerização (Grupo G)	47
4.2.2.3 Variação para os grupos com fibras de nylon 6.0	48

4.2.2.4 Fase de acabamento	49
4.2.2.5 Fase de reembasamento	49
4.2.2.6 Da análise da resistência à flexão	51
4.2.3 Da confecção dos corpos-de-prova para análise da alteração dimensional	52
4.2.3.1 Das próteses totais convencionais com reforço de fibra de nylon	57
4.2.3.2 Das próteses totais com reforço de fibras reembasadas	58
4.2.4 Quanto aos métodos de ciclagem	60
4.2.5 Da análise estatística	61
5 RESULTADOS	62
5.1 Da caracterização do material	62
5.2 Da análise da resistência à flexão	63
5.3 Da análise da alteração dimensional	67
6 DISCUSSÃO	80
6.1 Estudo da resistência à flexão	82
6.2 Estudo da alteração dimensional	86
7 CONCLUSÃO	89
8 REFERÊNCIAS	90
ANEXOS	99

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - a) Malha de fibra no formato final da confecção; b) Figura (sem escalas) demonstrando a forma e as dimensões da grade de nylon	43
Figura 2 - Padrão metálico para teste de resistência à flexão (25x10,5x3,3mm)	46
Figura 3 - Inclusão dos padrões em mufla plástica	47
Figura 4 - Barra em RAAT com acabamento	48
Figura 5 - Barra em RAAT com reforço de fibra de nylon	49
Figura 6 - Malha de nylon posicionada sobre o Corpo-de-prova	50
Figura 7 - Reembasamento das barras em RAAQ contendo a malha	50
Figura 8 - Barra em resina acrílica reembasada em vista lateral evidenciando as camadas de resina antes do acabamento	51
Figura 9 - Teste de flexão três pontos realizado na EMIC no corpo-de-prova em resina acrílica	52
Figura 10 - Molde em silicone de laboratório (Rodorsil) para confecção das próteses totais superiores	53
Figura 11 - Confecção do corpo-de-prova de análise da alteração dimensional	54
Figura 12 - Distâncias mensuradas entre pontos pré-determinados .	55
Figura 13 - Dispositivo para padronizar as fotografias- ESTATIVA	56

Figura 14 - Imagem da prótese pré polimerizada no programa Image Tool	57
Figura 15 - a) Fibra de nylon no formato do palato; b) fibra de nylon posicionada no palato para inclusão de resina; c) prótese total acrilizada com reforço de fibra	58
Figura 16 - Fase da técnica de reembasamento para prótese total ..	59
Figura 17 - a) Ciclagem termomecânica nos corpos-de-prova de resistência à flexão; b) Cicladora Termomecânica Erios- ER-11000..	60
Figura 18 – a) Ciclagem Térmica nos corpos-de-prova de alteração dimensional; b) Cicladora térmica Erios- ER-37000	61
Figura 19 - a) Imagem em MEV 40X da malha de fibra com sílica; b) em aumento de 269 vezes da mesma malha onde pode-se ter uma melhor visualização do aspecto irregular porém homogêneo da sua superfície	63
Figura 20 - <i>Box Splot</i> ilustra a relação entre fatores para os testes realizados onde têm-se: reembasados (2 níveis), ciclagem (2 níveis) e fibra (3 níveis)	67
Figura 21 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento C-C	68
Figura 22 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento M-M	70
Figura 23 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento M-I	72
Figura 24 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento I-M	74
Figura 25 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento I-C	76
Figura 26 - Gráfico das médias com desvio padrão do segmento C-I	78

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os fatores ciclagem (CM), presença de nylon (F) e agente reembasador (R)	65
Tabela 2 - Dados descritivos do segmentos de distâncias C-C	68
Tabela 3- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos C-C	69
Tabela 4 – Dados descritivos do segmentos de distâncias M-M	69
Tabela 5- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos M-M	70
Tabela 6 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos M-M considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento	71
Tabela 7 – Dados descritivos do segmentos de distâncias M-I	71
Tabela 8 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos M-I	72
Tabela 9 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos M-I considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento	73
Tabela 10 – Dados descritivos do segmentos de distâncias I-M	73
Tabela 11- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos I-M	74

Tabela 12 – Dados descritivos do segmentos de distâncias I-C	75
Tabela 13- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos I-C	75
Tabela 14 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos I-C considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento	76
Tabela 15 - Dados descritivos do segmentos de distâncias C-I	77
Tabela 16 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos C-I	78
Tabela 17 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos C-I considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento	79
Quadro 1- Tipos, marcas comerciais e composições e lotes.....	42
Quadro 2- Nomenclatura dos grupos	44
Quadro 3 – Grupos e variáveis da análise da resistência á flexão e alteração dimensional	45
Quadro 4 - Segmentos entre as distâncias mensuradas.....	55
Quadro 5 - Análise descritiva dos valores médios e desvio padrão da resistência à flexão para os grupos sem reembasamento	64
Quadro 6 - Análise descritiva dos valores médios e desvio padrão da resistência à flexão para os grupos com reembasamento	64
Quadro 7 - Resultado do teste Tukey para os grupos considerando-se as interações ciclagem termomecânica e nylon e independentemente do fator reembasamento	66

Gonçalves FCP. Influência da utilização de uma fibra de nylon modificada, na resistência à flexão e alteração dimensional de resinas acrílicas [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

RESUMO

O propósito desta pesquisa foi avaliar o comportamento das resinas acrílicas quando reforçadas por fibras de nylon. Para tanto uma resina acrílica termoativada (RAAT) em microondas (Vipi-Wave – Vipi Dental Ltda.) e uma resina ativada quimicamente rígida para reembasamentos (Tokuso-Tokuyama) foram testadas quanto à resistência a flexão e alteração dimensional. Corpos de prova em formato de barra nas dimensões de 20x10x3 mm (n=9) foram analisados para a resistência a flexão nas seguintes situações: RAAT com ou sem fibra de nylon (modificada ou não por sílica) e, RAAT com reembasador de modo similar ao citado anteriormente. Teve-se ainda para outros grupos estabelecidos a realização de ciclagem termomecânica dos espécimes. Na observação da alteração dimensional fez-se comparação da distância entre pontos pré-determinados em dentes artificiais posicionados em próteses totais do arco maxilar (n=6) e que foram submetidos à ciclagem térmica prévia. Quanto aos tipos de testes, a resistência à flexão em três pontos foi mensurada em máquina de ensaio universal e os resultados dados em megapascal (MPa). Na análise da alteração dimensional foi feita a captura de imagens oclusais antes e após polimerização das próteses totais e ensaio para programa *Image Tool* e os resultados dados em milímetros. Os valores obtidos foram compilados e submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey (5%), confirmando que a adição da fibra de nylon modificada aumentou substancialmente a resistência à flexão e diminuiu a alteração dimensional da resina acrílica, independentemente dessa ser reembasada.

Palavras-chave: Resinas acrílicas. Reembasador. Fibra de nylon. Alteração dimensional. Resistência à flexão.

Gonçalves FCP. Influence of the use of a fiber of nylon modified in flexural strength and dimensional change of acrylic resins [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate some properties of acrylic resins when reinforced by a nylon fiber. A microwave heat cured acrylic resin (RAAT) (Vipi-Wave) and a hard self cured acrylic resin for rebasing (Tokuso) were tested for flexural strength and dimensional stability. Specimens bar shaped 20x10x3mm (n=9) were analyzed for flexural strength in following situations: RAAT containing or not nylon fibers (modified or not by silica), and RAAT rebased with hard liner. In another groups thermal mechanical cycling of the specimens was realized. Dimensional stability was checked by analyses of predetermined points measurement on artificial teeth in upper complete dentures (n=6) and that also was submitted prior to thermocycling and the groups were established in the same conditions related previously reported. To flexural strength three points bending test was used in a universal testing machine and the results obtained in MPa. Dimensional stability measurement was made to capture occlusal images before and after polymerization of prosthesis and scanned for the Image Tool. Data analysis were compiled, distributed and comparatively evaluated by ANOVA and Tukey test (5%). Confirming the adding of the modified nylon fiber has substantially increased the flexural strength and decreased dimensional change of acrylic resin, whether this be rebased.

Keywords: Acrylic resin. Reliner. Nylon fibers. Dimensional stability. Flexural strength.

1 INTRODUÇÃO

Apesar dos avanços tecnológicos e da melhora na saúde bucal, a ausência de dentes ainda é uma realidade da população e um problema de saúde pública. De acordo com dados do Ministério da Saúde, no Brasil 28% dos adultos não possuem nenhum dente funcional em ao menos um dos arcos maxilares, e destes, mais de 15% necessitam no mínimo de uma prótese total mucossuportada. Entre os idosos a situação é ainda mais preocupante: cerca de 36% são totalmente desdentados em um dos arcos (Projeto SB Brasil/MS).

Estes dados se repetem em levantamentos epidemiológicos feitos nos Estados Unidos, onde 26% da população com idade entre 65 e 74 anos são totalmente desdentados. Diante desta realidade o tratamento por próteses totais mucossuportadas continua sendo uma possibilidade de tratamento, gerando uma maior atenção durante as fases de execução, e em especial no que tange aos materiais utilizados na confecção dos aparelhos (Felton, 2009).

As próteses totais mucossuportadas são aparelhos destinados a substituir de maneira total o arco maxilar e/ou mandibular desdentado. Há várias décadas estes aparelhos têm sido elaborados em resina acrílica que é um material versátil e que clinicamente oferece estabilidade dimensional, resistência e dureza de tal ordem a permitir conforto, recuperação da estética, funcionalidade e longevidade a estas peças (Craig, 1996; Anusavice, 2005).

Este material é composto de plásticos resilientes derivados do etileno, formados por união de moléculas de metacrilato de metila. O polimetacrilato de metila apresenta características biomecânicas satisfatórias, e seu processamento pode ser por calor seco, vapor, ativação química (RAAQ), luz visível ou, ainda, por energia de micro-ondas (Newell, 2010).

A resina acrílica é polimerizada por um processo que se inicia pela ativação dos radicais livres, reação esta induzida de algumas maneiras, sendo uma das mais usuais a ativação térmica, em que o banho de água aquecida à dada temperatura e tempo, um método consagrado pela literatura (Anusavice, 2005). Como método alternativo de indução térmica tem-se a energia de micro-ondas, que propicia algumas vantagens em relação ao método de polimerização convencional, entre as quais destacam aspectos como rapidez, limpeza no processamento e boas características finais (Reitz et al., 1985; De Clerck, 1987; Levin et al., 1989; Shlosberg et al., 1989). Pesquisas têm versado sobre a polimerização por energia de micro-ondas e os efeitos sobre as propriedades mecânicas da resina. (Hayden, 1986; Alkhatib et al., 1990; Paes-Junior et al., 1999; Compagnoni et al., 2004).

Estudos como os de Barbosa et al., (2002), Keenan et al. (2003), Paes-Junior (2006) e Shibayama et al. (2009) analisaram os efeitos da polimerização sobre algumas características finais do material, como resistência à flexão e alteração dimensional. Outros trabalhos como os de Braun et al. (2000), Consani et al. (2006) e Paes-Junior et al. (2006) estudaram o comportamento das resinas acrílicas convencionais e micro-ondas a fim de verificar as propriedades do material frente às variáveis como ciclos de polimerização e métodos de prensagem.

Um aspecto a ser considerado de suma importância em utilizar-se a resina acrílica relaciona-se à contração de polimerização inerente a este material e que pode gerar na futura prótese alterações dimensionais de magnitudes variadas (Souza et al., 2010).

Sabe-se que uma das implicações da alteração dimensional das bases diz respeito a modificações das posições dentais, que por sua vez podem acarretar em desajustes oclusais e consequente instabilidade das próteses, além de desarmonias sujeitas a modificações indesejáveis dos posicionamentos maxilo-mandibulares.

É fato que, no sentido de minimizar estes efeitos indesejáveis, autores como Kimpara et al. (2005) indicaram procedimentos como a remontagem das próteses em articulador previamente à instalação. Porém, quanto maior for a alteração na posição dental, tanto mais extensa será a modificação da forma dentária a fim de readequar a oclusão.

Outras pesquisas enfocam alguns aspectos críticos no que tange à utilização e longevidade da peça protética, onde se destaca a adaptação das próteses aos tecidos de suporte (Hargreaves, 1969; Hugget, Harrison, 1992; Jagger et al., 1999).

Em pacientes portadores de próteses totais mucossuportadas é observado ao longo do tempo de uso, o desajuste das bases em relação aos tecidos como consequência da reabsorção do rebordo residual. Assim, um controle posterior periódico e rigoroso deve ser realizado para a avaliação da necessidade de correção deste problema. A técnica de reembasamento das próteses visa melhorar, desta forma, sua retenção e estabilidade (Seó, 2006)

Na prática clínica, o reembasamento da prótese busca restabelecer a estabilidade e a retenção, ajustes na área de selamento periférico, nos casos em que as mudanças no tecido conduziram a uma adaptação pobre e a uma falta da sustentação da base da dentadura (Arima et al., 1995).

O sucesso do reembasamento não depende somente das propriedades mecânicas do material, mas também de uma adequada união com a resina da base da prótese.

Outro aspecto muito importante a ser focado relaciona-se à alta incidência de fraturas e à necessidade constante de reparo nas próteses totais, fatos que têm impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitem a melhoria da resistência à flexão e ao impacto (Bastos, 2003).

Neste sentido, pesquisas têm sido feitas sobre o uso de fibras de reforço para melhorar as propriedades mecânicas das próteses (Stipho, 1998, Kanie et al., 2000).

Na tentativa de se aumentar a resistência à flexão e diminuir o risco a fraturas de resinas acrílicas, fibras de vidro, malhas de nylon e malhas metálicas têm sido incorporadas à massa de resina visando melhores resultados (Perez, 2011). Estas pesquisas avaliam uma diversidade de materiais de reforço, porém o mercado odontológico ainda é deficiente de produtos que aliem praticidade e condições de ganhos na resistência do material.

Newell (2010) classifica as fibras de reforço em:

- CARBONO - Esteticamente deficiente
- ARAMIDAS - Apresentam falta de adesão
- POLIETILENO – Boa adesão
- FIBRAS DE VIDRO – Diversidade de aplicação
- NYLON – Dificuldades de adesão entrelaçadas

Segundo Newell (2010), as fibras de nylon possuem boas características de resistência e durabilidade justificadas pelas ligações de hidrogênio devido a grupos polares amida presentes na sua estrutura.

Outros fatores a serem levados em consideração relacionam-se à estrutura da fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (Vallittu, 1993; Jagger et al., 2003).

Questionamentos a respeito da influência do tipo de fibra e de sua disposição em próteses totais convencionais e pós reembasamento ainda se fazem necessárias, uma vez que não existe um consenso quanto aos materiais empregados. Outro ponto a se considerar seria a possibilidade deste reforço da resina atuar favoravelmente na diminuição da alteração dimensional inerente ao material de base em questão. Assim, julga-se importante a observação do comportamento físico destes materiais nestas condições a fim de se obter um melhor desempenho e longevidade das próteses.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Sobre as resinas acrílicas

A resina acrílica alcançou grande popularidade na Odontologia por ser um material transparente e rígido, passível de pigmentação, com propriedades mecânicas como dureza, solubilidade e resistência à fratura extremamente satisfatória, e que permanecem estáveis em ambiente bucal (Anusavice, 2005).

O sucesso clínico de próteses feitas em resina acrílica está diretamente ligado às características finais do material, traduzidas em boas propriedades físicas e mecânicas. Vários estudos apontam o método e o ciclo de polimerização como um grande fator influenciador nesta questão.

Nishii (1968) foi o primeiro pesquisador a determinar energia de micro-ondas na polimerização de resinas acrílicas. No estudo, uma resina de ativação térmica convencional foi polimerizada em um forno de micro-ondas projetado especificamente para a pesquisa. Notou-se que o controle da frequência e da potência da energia emitida, além de fatores como o uso de muflas plásticas perfuradas e a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, auxiliariam no controle da temperatura, possibilitando a diminuição da ocorrência de porosidades. Foram realizados testes mecânicos como os de dureza, alteração dimensional, sorção de água e de resistência flexural, sendo este último citado pelo autor como um dos mais apropriados para resinas acrílicas, pois sabe-se que um dos maiores problemas ocorridos nas prótese totais diz respeito à fratura da resina em razão do estresse residual. Os

resultados mostraram similares e até maiores valores em relação ao método convencional, demonstrando que as propriedades mecânicas do material são incrementadas na medida em que se aumentou a potência do forno e ou o tempo de polimerização.

Alkhatib et al. (1990) consideraram que todas as resinas, independente do ciclo a que tenham sido submetidas e das medidas avaliadas, apresentaram expansão dimensional após terem sido mantidas em água aquecida e que a composição da resina interferiu na expansão dimensional mais do que o ciclo de polimerização ao qual as resinas foram submetidas. Adicionalmente verificaram que a resina convencional, quando polimerizada com energia de micro-ondas, apresentou alteração dimensional semelhante à resina desenvolvida para a polimerização em micro-ondas.

Harrison e Huggett (1992), estudando aspectos relacionados à alteração dimensional da resina, concluíram que deveria existir algum fator, além da contração de polimerização, que provoca alterações nas posições dos dentes e que as técnicas com muralha de gesso e camada de silicone levaram a resultados semelhantes. Algumas distâncias, segundo direções verticais, para ambas as técnicas de inclusão, mostraram diminuição.

Kimpara e Muench (1996) concluíram que a polimerização da resina após 24 horas não interferiu na contração da prótese; a fase borrachóide não conduziu a maiores contrações que a fase plástica; a imersão recupera parte da contração de polimerização, e a contração varia com o local entre os dentes.

Shibayama et al. (2009) constataram alterações dimensionais significativas na resina podendo ser explicada pela maior espessura desta na base da prótese, gerando também alterações oclusais. O uso de silicones melhorou as propriedades físicas devido à flexibilidade, mas essa mesma propriedade é apontada como uma

desvantagem, pois possibilita a movimentação circular dos dentes artificiais quando a resina está sobre pressão excessiva. Fatores como o tipo de resina, a potência de micro-ondas e o ciclo de polimerização podem ser causas de alteração dimensional.

Winkler (1984) comparou resinas polimerizadas por ativação química (RAAQ) às aquelas polimerizadas por ativação térmica (RAAT), e destacou-se uma notória diminuição da resistência flexural nas RAAQ em relação às RAAT, sendo o resultado justificado pelo método de polimerização e o fato das RAAQ necessitarem de agente químico (amina terciária) para desencadear o processo de polimerização à temperatura ambiente. Este ativador, no entanto, promove, a longo prazo, oxidação da resina polimerizada, o que causa alteração de cor. Outro aspecto importante diz respeito à contração de polimerização inerente às resinas acrílicas resultado do processo de exotermia. Um dos maiores problemas ressaltados pelo autor observado nas RAAQ é o da baixa taxa de conversão do monômero em polímero, quando comparada à RAAT, o que resultou em uma alta quantidade de monômero residual. O autor ressalta esta característica na influência sobre as propriedades mecânicas do material polimerizado, como a resistência transversa que, na melhor das hipóteses é, para as RAAQ, 80% daquela encontrada nas RAAT. Por outro lado, uma das maiores vantagens das RAAQ é a melhor adaptação e estabilidade dimensional conseguidas, por não se introduzir nesta, o estresse de processamento que é inerente à polimerização por ativação térmica.

Barbosa et al. (2002) relataram significativas alterações dimensionais diante de diferentes ciclos de polimerização em micro-ondas. Paes-Junior et al. (2006) verificaram variações significativas na resistência flexural de resinas acrílicas para bases de próteses totais, quando comparadas a resinas acrílicas de polimerização convencional e aquelas polimerizadas em micro-ondas. Os valores foram inversamente

proporcionais à quantidade de monômero residual presente nas amostras, independentemente do processo de polimerização utilizado e, o que foi mais evidente nas resinas em que de forma parcial ou total a ativação química participava do processo de polimerização.

Shlosberg et al. (1989) compararam o uso de energia de micro-ondas com a polimerização em banho de água aquecida, de resinas acrílicas, em função das propriedades: alterações dimensionais, porosidade, resistência flexural, liberação de monômero residual, dureza, densidade e qualidade da resina, na sua utilização em armações metálicas de próteses parciais removíveis (PPR). Para a análise dimensional e de porosidade, próteses totais padronizadas foram confeccionadas em resina Lucitone (LD Caulk) e polimerizadas em dois ciclos distintos: banho de água a 74 °C por 8 h e mais uma hora a 100 °C, e por energia de microondas 13 min a 90 W com a mufla na posição vertical e 90 s a 500 W na posição horizontal. Para realizarem-se os demais testes, tiras de resina com dimensões padronizadas foram confeccionadas por ambas as técnicas. Na acrilização em PPR, modelos de gesso com arcos parcialmente edêntulos foram utilizados e, após a acrilização, submeteu-se a resina ao teste de dureza Knoop em regiões diferentes da sela metaloplástica. Os resultados deste tipo de teste mostraram valores similares para ambas as técnicas de polimerização, quanto ao monômero residual como com relação à presença de porosidades. Quanto à dureza Knoop, a resina mostrou valores baixos quando mensurada em uma região próxima da armação metálica quando polimerizada em micro-ondas.

Peyton e Craig (1974) citaram que quanto ao peso molecular da resina acrílica, o aumento deste peso está relacionado à maior efetividade de polimerização, e diretamente associado a sua maior rigidez. Ressaltaram ainda que o tipo de estrutura espacial dos polímeros afeta em sua possibilidade de deformação permanente e que, em geral, aqueles de ligação cruzada se deformam a temperaturas superiores às

encontradas em polímeros lineares. Além do que, isto os torna menos absorventes de líquidos. As resinas acrílicas são produzidas por um processo de polimerização por adição, reação que não gera nenhum subproduto e pode ser desencadeada por intermédio de calor, luz, ou por pequenas quantidades de oxigênio ou de peróxidos. Com relação às propriedades deste material, os autores discutiram o aspecto do limite de proporcionalidade onde o seu valor, haja vista o tipo de aparelho a ser confeccionado, deve ser tal que não permita deformações permanentes da peça durante o ato mastigatório, fato que resultaria em perda de retenção e ou destacamento dos dentes artificiais de suas áreas de assentamento. Enfatizaram ainda a importância do controle da temperatura no processo de polimerização, pois como se trata de um material que gera reação exotérmica, e que esta se agrega à quantidade de calor utilizada para alcançar-se a temperatura de polimerização, o seu descontrole pode ocasionar a ocorrência de porosidades. No referente ao monômero residual os autores salientaram que, durante o processo de polimerização, a quantidade deste diminui primeiro de modo rápido, e depois, mais lentamente. Assim, quanto maior for o tempo utilizado no ciclo de polimerização, maior será o percentual de monômero residual encontrado.

Woelfel (1977) diz que em relação a fraturas sofridas pelas resinas acrílicas, fatores de importância foram: a deficiência na espessura das bases (abaixo de 2,5 mm, sobretudo em região de palato ou de bordas); processamento incorreto (falta de polimerização); a ausência de reforços por fibras de vidro ou nylon no interior da massa de resina; incorreção no relacionamento oclusal; uso de solventes na limpeza e polimento das peças; acidentes durante a higienização por queda da prótese, dentre outros. O autor salientou ainda alguns cuidados durante a fase de processamento da resina para possibilitar uma adequada polimerização: seria necessária uma verificação criteriosa da relação polímero/monômero (usualmente de 3:1); a pressão graduada e contínua

de prensagem a fim de minimizar as tensões induzidas na massa de resina; a utilização de ciclos de polimerização adequados como o de 74 °C por 9 h ou de 1 h e 30 min a 74 °C seguidos 30 min na água em ebulição.

2.2 Sobre as fibras de reforço

A capacidade de determinados tipos de fibras de aumentar significativamente a resistência dos plásticos é amplamente conhecida (Tirapelli, 2004). Para tanto, alguns fatores devem ser considerados, como a estrutura da fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (Vallittu, et al. 1995; Jagger et al., 2003). A variação da força de um material reforçado vai depender do volume de fibras empregado no mesmo.

Sobre a impregnação das fibras, Vallittu et al. (1995) afirmou que o reforço de fibra somente é bem sucedido se a carga for transferida da matriz para a fibra. Fibras mal impregnadas geram o aumento da absorção de água, o que reduz as propriedades mecânicas. Quanto mais pontes de siloxano existirem, menos água será absorvida, resultando em uma maior aderência entre a matriz e fibras. Vazios causados pela má impregnação acumulam oxigênio, que inibe a polimerização, diminuindo a resistência e aumentando o teor de monômero residual, o que pode conduzir a reações irritantes na mucosa oral.

Quanto à direção das fibras, para Vallittu et al. (1995) aquelas unidirecionais produzem boas propriedades mecânicas e são preferidas quando a tensão empregada na área é elevada. Em outros casos as fibras podem ser orientadas em duas ou mais direções. Estas podem ser usadas para reforçar eficientemente polímeros em uma

direção, se houver uma adequada adesão entre o polímero e as fibras. Possíveis utilizações deste tipo de material em próteses citando as de prótese fixa e em alguns casos próteses removíveis, além de próteses totais mucossuportadas.

Fibras de nylon são poliamidas com menos de 85% dos grupos amidas ligados a anéis aromáticos. Estas fibras são duráveis e muito resistentes, embora não sejam tipicamente tão resistentes quanto as aramidas. Elas são também facilmente tingidas e repuxadas. Os grupos polares amida na estrutura da fibra de nylon permitem que cadeias adjacentes façam ligações de hidrogênio umas com as outras, melhorando significativamente a resistência e a cristalinidade das fibras. (Anusavice, 2005).

Apesar de boas características, o nylon, quando utilizado para reforço da resina acrílica, mostrou-se não ser tão efetivo neste quesito, como nos trabalhos de Doğan et al. (2007) que realizaram um estudo para observar as mudanças na resistência ao impacto de uma prótese total de base reforçada com cinco tipos de fibras: E-vidro, poliéster, rayon, nylon6 e nylon6/6. Os resultados indicaram que a energia de impacto tende a aumentar com o comprimento da fibra, e que o maior valor foi registrado para as amostras de rayon reforçado com fibra de 6mm de comprimento.

Cheng e Chow (1999) afirmaram que a incorporação de fibra de polietileno nas bases de próteses totais proporcionava uma melhora significativa nas propriedades mecânicas e na estabilidade dimensional. Dentro deste prisma, Ladizesk et al. (1993) ressaltaram que a absorção de água, as alterações dimensionais durante a imersão em água e a contração de polimerização de uma resina acrílica foram menores quando reforçada com fibras pré-cortadas de polietileno.

Em outro estudo John et al. (2001) determinaram a resistência à flexão de uma resina acrílica termo-polimerizável quando

reforçada com fibras de vidro, aramida ou nylon. Estas permaneceram por 10 min em monômero para melhorar a adesão na resina. Como resultado teve-se que os grupos com reforço apresentaram resultados mais favoráveis que os grupos sem reforço.

A busca por materiais alternativos de reforço fez autores como Vallittu (1993) pesquisarem o efeito do uso de duas fórmulas de silano, A174 e AP133, na adesão entre diferentes tipos de fibras e uma resina à base de PMMA. Realizou-se teste de resistência à flexão e microscopia eletrônica de varredura e testou-se as fibras de vidro, carbono e aramida. Evidenciou-se que somente o composto A174 aumentou significativamente a adesão entre a resina e as fibras de vidro e aramida. Porém, nenhum dos dois silanos teve efeito significativo na adesão entre as fibras de carbono e a resina.

Assim como Souza et al. (2010) que pesquisaram a influência na incorporação de partículas de sílica na resina acrílica por ativação de microondas, observaram um aumento na resistência à flexão, sendo, entretanto, esta prejudicial à dureza do material.

Vallittu et al. (1995) avaliaram a resistência ao impacto de resinas termopolimerizáveis reforçadas com fibra de vidro ou fio de aço de 1,0mm. Os resultados mostraram que ambos os reforços aumentaram consideravelmente a resistência dos espécimes, sem diferença estatística clara entre eles.

Kostoulas et al. (2007) avaliaram a força de fratura, a deformação e a tenacidade de resinas termopolimerizáveis reparadas com resina ativada quimicamente, resina fotopolimerizável, e resina quimicamente polimerizável reforçada com fibra unidirecional (Stick) ou com fibras de vidro trançadas (StickNet). Outro grupo foi reparado com resina ativada quimicamente após a molhagem com metacrilato de metila (MMA-MA) por 180 s. Após os testes e análise dos resultados, conclui-se

que o método mais eficaz de reparação foi a utilização de resina ativada quimicamente reforçada com fibras de vidro unidirecional.

A resistência à flexão para resinas acrílicas quando reforçadas ou não por fibras de polietileno foi estudada por Dixon e Breeding (1992) onde foram utilizadas três tipos de resinas acrílicas: uma de ativação térmica em ciclo longo (Lucitone 199 – Dentsply, International); outra resina de ativação térmica rápida (Accelar 20 Columbus Dental Co.) e, a terceira, uma resina de ativação por luz visível (Triad-Dentsply, International). Um quarto grupo foi confeccionado, onde se incorporou as fibras de polietileno (Fibras de reforço DVA). Os resultados revelaram que a inclusão de fibras não aumentou significativamente os valores de resistência transversal para as resinas Lucitone 199, e Accelar 20. Entretanto, houve diferenças significativas para a resina ativada por luz Triad. Assim, conclui-se que a utilização de fibras de polietileno pode ser uma boa alternativa caso a indicação de uso da resina acrílica recaia para as de polimerização por luz visível.

Ladizesky et al. (1994) pesquisaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, além da absorção de energia ao impacto de duas resinas acrílicas PMMA termopolimerizáveis, reforçadas com até dez camadas de fibra de polietileno trançadas, representando 40% em volume. Avaliaram, também, o efeito da imersão em água e do tratamento com plasma da superfície da fibra. Os autores concluíram que a incorporação de uma alta concentração dessas fibras aumentou significativamente a rigidez e a resistência ao impacto. Houve, contrariamente, somente um pequeno aumento na sua resistência à flexão. A imersão em água e o tratamento das fibras com plasma não foram significantes.

Vallittu et al. (1995) determinaram as propriedades flexurais de dois polímeros à base de PMMA, um auto e outro termopolimerizável, quando reforçados com fibras de vidro contínuas, ou com fibras sílicas, em função do tempo de armazenamento em água. Utilizaram espécimes

que foram ensaiados através de um teste de carga de três pontos para registro do limite de resistência flexurais, módulo de elasticidade e deformação no momento da fratura, após a imersão durante 2, 4, 12, 24, 48 semanas em água destilada. Em seus resultados, observaram que o armazenamento em água diminuiu significativamente a resistência à flexão e o módulo de elasticidade nos espécimes sem reforço, evidenciando o efeito plastificante, resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. A resistência à flexão também decresceu nos espécimes reforçados, tanto com as fibras de vidro quanto com as de sílica, tendo sofrido, essa última, uma maior diminuição. Os autores ainda citaram que a adesão entre as fibras e a matriz da resina diminuiu com a imersão, porém essa redução foi menor nos espécimes reforçados com fibra de vidro. Explicaram que as regiões das fibras que não sofreram uma boa impregnação causaram porosidade que, provavelmente, aumentaram a absorção de água, provocando a diminuição da resistência à flexão. Por fim, afirmaram que essa impregnação pela resina foi menor quando se utilizaram fibras de sílica.

Uzun et al. (1999) compararam o efeito de cinco tipos de reforços na resistência ao impacto, na resistência à flexão, na deflexão e no módulo de elasticidade de espécimes confeccionados com uma resina à base de PMMA termopolimerizável. Os corpos de prova foram reforçados com fibras entrelaçadas à base de vidro, carbono, de aramida (delgada e espessa) e de polietileno. Baseados em seus resultados, concluíram que os espécimes reforçados com fibras de polietileno e de vidro foram consideravelmente mais resistentes ao impacto. No que diz respeito à resistência à flexão, nenhuma das fibras melhorou estatisticamente essa propriedade em relação ao grupo-controle. As amostras reforçadas com fibras de polietileno, fibras de carbono e fibras espessas de aramida mostraram um aumento significativo do seu módulo de elasticidade.

Outras pesquisas, por sua vez, versaram sobre a influência da ciclagem térmica e ou mecânica e ainda a incorporação de fibras nas características das resinas acrílicas. Fais et al. (2006) avaliaram o efeito da incorporação de fibras de vidro, utilizadas no reforço náutico e aquático, na resistência à flexão e a ciclagem mecânica de uma resina acrílica. Alguns grupos foram submetidos à ciclagem mecânica sendo o ciclo utilizado, 10.000 ciclos ininterruptos, 5 Hz e 80 N. Puderam constatar que a incorporação de fibras de vidro melhorou a resistência à flexão da resina acrílica, independentemente da realização de ciclagem mecânica.

Autores como Perez et al. (2009) analisaram o efeito da incorporação de elementos de reforço e da ciclagem mecânica (10.000 a 5Hz) avaliando a resistência ao impacto das combinações entre resinas de base com estes materiais e com tipos de reembasador, nas mesmas condições experimentais.

Ranganath LM et al. (2011) estudaram alterações dimensionais em três condições: grupo 1: resina acrílica convencional termoativada, Grupo 2- uma resina acrílicas de alto impacto e Grupo 3 - uma resina acrílica convencional reforçada com fibra de vidro. Ao analisar a desadaptação de bases de prótese total em relação aos modelos verificou que em todas as alterações houve desadaptação, mas de forma decrescente, respectivamente, para os grupos 3, 2 e 1. Os autores ainda enfatizam que a utilização de fibras ainda está mais evidenciada no aumento da resistência à flexão do material.

Da Silva et al. (2010) compararam a utilização de fibras de vidro, uma resina composta laboratorial, incorporadas em resinas acrílicas termoativadas quanto à resistência a flexão. Os dados obtidos mostraram que o valor médio para o Grupo 1 (sem reforço) foi $86,70 \text{ MPa} \pm 6,48$, G2 (reforçado com fibra de vidro) foi de $86,60 \text{ MPa} \pm 15,01$ e para G3- (reforço de resina composta) $108,90 \pm 11,03$. A adição de fibra de vidro não aumentou estatisticamente a resistência à flexão. No entanto, o uso de uma resina produziu reforço significativo .

2.3 Sobre os reembasadores

Outro problema recorrente diz respeito à adaptação das próteses totais aos tecidos de suporte. Uma das causas para esta desadaptação pode ser ainda devida à inerente alteração dimensional decorrente do processo de polimerização da resina (Anusavice, 2005).

O reembasamento tem como objetivo aumentar a estabilidade, retenção e suporte quando mudanças no tecido geram desajustes na base da prótese. Os sistemas de reembasamento quimicamente polimerizáveis são uma excelente alternativa, uma vez que não há a necessidade de o paciente ficar um período sem a prótese, como ocorre no processo realizado em laboratório.

Gonçalves (2005) acredita que a alteração dimensional da resina acrílica se deve à presença de monômero residual e radicais livres no material polimerizado que quando aquecida poderia proporcionar reação de polimerização complementar. Sartori et al. (2006) relacionou a alteração dimensional da resina com sua solubilidade e calor excessivo do micro-ondas.

Técnicas de reembasamento das próteses visam melhorar, dessa forma, sua retenção e estabilidade frente às diversas causas de desajustes (Séo, 2006).

Os materiais reembasadores contém, em sua fórmula, agentes de ligação cruzada, que melhoram sua resistência, rigidez e dureza de superfície, importante fator na determinação do sucesso do procedimento de reembasamento. A resina rígida de consultório para reembasamento das bases de dentadura apresenta algumas vantagens, como custo mais acessível, execução mais rápida, e processo menos complexo do que os sistemas de reembasamento processados em laboratório (Pavan, 2006).

Iwahori (1992) relatou que os agentes de ligação cruzada, presentes em alguns reembasadores, propiciam uma maior interação entre estes e a base da dentadura. Leles et al. (2001) relataram que a melhor adesão entre o reembasador Kooliner e a resina de base da prótese seria um importante fator na determinação do sucesso do procedimento de reembasamento.

Quanto à alteração dimensional do material reembasador verificaram que, após a realização de reparos com resina ativada por micro-ondas, as bases confeccionadas com resina termicamente ativada apresentaram alteração adicional. Neste sentido, os materiais de reforço poderiam diminuir a possibilidade de alteração dimensional pós reembasamento (Séo, 2006).

Sobre alteração dimensional do material reembasador, Dixon e Breending (1992) verificaram que após a realização de reparos com resina ativada por micro-ondas, as bases confeccionadas com resina termopolimerizável apresentaram alteração adicional.

Ribeiro (2004) avaliou o efeito da irradiação por micro-ondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento rápido (Kooliner, Tokuso RebaseFast, Ufi Gel Hard C e New Truliner) e de uma resina para base de prótese. Após os testes de resistência a flexão de três pontos e o teste de dureza Vickers, concluiu-se que irradiação em micro-ondas não prejudicou a resistência à flexão e dureza dos materiais avaliados, independente do tempo de exposição utilizado.

Analisando a resistência a flexão da resina, Archadian et al., (2000), avaliaram o efeito do tratamento térmico sobre a resistência à flexão da resina para bases de prótese total, sendo analisadas as marcas de resina utilizadas, o tipo reembasador rígido e, a combinação entre ambos. Foi utilizada uma resina de ativação térmica por banho de água AC (ACRON – GC Int.), uma resina processada com banho de água sob pressão IC (IVOCAP - Ivoclar) e uma resina ativação térmica por energia

de micro-ondas MC (ACRON MC – GC. Intern.) e, três resinas acrílicas para reembasamento, duas de ativação química RB (Rebaron GC Int.) e TR (Tokuso Rebase Tokuso) e uma resina ativada por luz LR (Lite Rebase Tokuso). Os espécimes foram submetidos ao teste de tensão de flexão em três pontos numa máquina de ensaio mecânico universal. Os resultados mostraram que após 50 horas de armazenamento pós-processamento, os espécimes apresentaram valores de resistência à flexão (da ordem de 51,9 MPa e 119,6 MPa). As resinas de ativação térmica tiveram valores maiores do que as três resinas para reembasamento. Com exceção do IVOCAP, após a termociclagem todos os polímeros testados apresentaram diminuição da resistência à flexão em comparação com o grupo anterior. Quanto à diferença entre a resistência para LR por armazenamento e termociclagem, observaram-se diferenças significantes apenas para o grupo da resina MC. Na associação entre os dois tipos de resina, a resistência a flexão variou de 58,5 a 77,1 MPa. E todas as resinas associadas, com exceção da AC+RB, apresentaram resultados significativamente maiores que as resinas para reembasamento, quando testadas sem associações. Para este grupo também se verificou uma diminuição da resistência à flexão após a termociclagem.

Arima et al. (1995) avaliaram as propriedades de resistência à flexão, sorção de água e solubilidade das resinas para reembasamento Rebaron, Tokuso Rebase, Mild, Metabase, Kooliner, New Truliner e da resina para base de prótese Acron. Dos seis materiais para reembasamento avaliados, quatro apresentavam agentes de ligação cruzada. Corpos-de-prova para ensaios mecânicos de flexão foram confeccionados (64 x 10 x 2,5 mm) e armazenados em água destilada a 37 °C por 50 horas. Para avaliar as propriedades de absorção de água e solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), os corpos-de-prova (50 x 0,5 mm) foram armazenados em dessecador a 37 °C até atingirem massa constante.

Decorrido esse período, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 7 dias e pesados até que atingissem massa constante. Os resultados demonstraram que a resistência à flexão dos materiais reembasadores foi significativamente menor que a observada para a resina termoativada. As resinas contendo agente de ligação cruzada como a Metabase, Tokuso Rebase e Mild demonstraram resistência à flexão significativamente maior que a resina acrílica sem agente de ligação cruzada, com exceção da resina Rebaron. Para o teste de sorção de água e solubilidade, com exceção da resina Kooliner, as resinas para reembasamento mostraram uma sorção de água significativamente menor que a resina Acron. As resinas com agente de ligação cruzada demonstraram sorção de água significativamente menor que as resinas sem agente de ligação cruzada. A resina Rebaron demonstrou a maior resistência à flexão e módulo de elasticidade entre as resinas acrílicas para reembasamento. A presença de agente plastificante na resina NewTruliner (8% de di-n-butilftalato) também foi considerada responsável pela sua maior flexibilidade.

Vergani (2003) avaliou o efeito da complementação térmica de polimerização em microondas sobre a resistência à flexão e estabilidade dimensional de uma resina para base de prótese (Lucitone 550- L) e quatro resinas quimicamente ativadas para reembasamento imediato (Kooliner- K, Duraliner II- D, Ufi Gel Hard C- UGH e Tokuso Rebase Fast- T). Os corpos-de-prova (64x10x,3mm) foram confeccionados e submetidos às micro-ondas utilizando-se nove diferentes combinações de potência tempo de exposição. As potências utilizadas foram: 500 W, 550 W e 650 W e os tempos: 3 min, 4 min e 5 min. Os ensaios de resistência à flexão foram realizados em máquina de ensaios mecânicos, com célula de carga de 10 kN e velocidade constante de 5 mm/min. Para a avaliação da alteração dimensional linear dos materiais, foram obtidos corpos-de-prova por meio de uma matriz metálica circular (50 x 0,5 mm). A mensuração da alteração dimensional foi

realizada por meio de um projetor de perfil (Nikon 6C). Quando comparado ao grupo controle, a resistência flexural das resinas K, D, e L aumentou significativamente após a irradiação por micro-ondas. A resistência à flexão das resinas T e UGH não foi alterada após os tratamentos térmicos em micro-ondas. De maneira geral, os materiais T, UGH e L produziram valores de resistência à flexão semelhantes entre os maiores que aqueles exibidos pelos materiais K e D. Segundo o autor, o aumento da resistência à flexão observado nos materiais K e L podem estar relacionados com a absorção de energia das moléculas de monômero residual retidas no interior do polímero, a qual foi suficiente para possibilitar o seu deslocamento em direção aos radicais livres presentes. Todos os corpos-de-prova, independentemente da condição experimental, apresentaram dimensões inferiores em relação às iniciais, indicando a ocorrência de contração de polimerização.

Haywood et al. (2003) realizaram um estudo comparativo entre a efetividade e a durabilidade clínica de três resinas acrílicas rígidas, indicadas para reembasamento imediato (Tokuso Rebase, Total hard e Kooliner). No total, 30 próteses foram reembasadas, tendo sido 16 superiores e 14 inferiores. A coleta de dados clínicos foi realizada previamente ao reembasamento, imediatamente após o reembasamento e nos controles de 3, 6 e 12 meses. Todos os materiais apresentaram capacidade satisfatória em readaptar as bases de próteses aos seus tecidos de suporte. A resina Tokuso Rebase apresentou os menores tempos de trabalho e polimerização e a maior estabilidade de cor e resistência ao manchamento. Devido ao seu alto grau de escoamento, a resina Kooliner apresentou dificuldades de utilização clínica. O material Total Hard apresentou o maior tempo de polimerização e a menor resistência ao manchamento. Por outro lado, esse material exibiu os maiores índices de perda de material por união deficiente com a base. De forma geral, a resina Tokuso Rebase apresentou os melhores resultados após utilização clínica.

Diante destes questionamentos acredita-se que outras pesquisas se fazem necessárias no sentido de estudar o comportamento de um novo composto de fibras de nylon que visaria aliar as características favoráveis do nylon, à uma melhor união deste ao material da base da prótese, com o propósito de ganho na resistência mecânica do material e ainda, a partir desta melhora de união, verificar se a sua adição refletiria positivamente na diminuição da alteração dimensional, frequente nas bases da prótese total, independentemente de procedimentos de reembasamento.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar propriedades mecânicas de uma resina acrílica polimerizada por micro-ondas quando expostas a duas situações: incorporação de um composto de fibras de nylon com e sem sílica e, quando associada a um reembasador rígido.

As variáveis de resposta foram:

- a) resistência à flexão;
- b) alteração dimensional.

Frente aos objetivos propostos, estabeleceram-se como hipóteses as seguintes afirmações:

H0 = a adição de fibras de nylon modificada não influencia a resistência à flexão e a alteração dimensional da resina acrílica convencional independentemente desta ser reembasada.

H1 = a adição de fibras de nylon modificada por sílica aumenta a resistência à flexão e diminui a alteração dimensional da resina acrílica convencional independentemente desta ser reembasada.

4 MATERIAL e MÉTODOS

4.1 Materiais

Os principais materiais utilizados nesta pesquisa estão listados no Quadro 1.

Quadro 1- Tipos, marcas comerciais, composições e lotes.

Materiais	Nome Comercial	Fabricante	Composição	Lote
RAAT	Vipi-wave	Dental Vipi Ltda.	<ul style="list-style-type: none">• Resina incolor (Pó):<ul style="list-style-type: none">-Polimetilmetacrilato-Peróxido de Benzoíla-Pigmentos Biocompatíveis• Líq. Termopolimerizável:<ul style="list-style-type: none">-Monômero de Metilmetacrilato;-EDMA (Crosslink);-Pigmentos Fluorescentes	<ul style="list-style-type: none">• 12964
Reembasa dor (RAAQ)	Tokuyama Rebase II Fast	Tokuyama Dental Corporation	<ul style="list-style-type: none">• Pó:<ul style="list-style-type: none">-Polyethyl methacrylate-Benzoyl peroxide• Líquido:<ul style="list-style-type: none">-2 Acetoacetoxy ethylmetacrylate-1,9 –Nonanedioldimetacrylate	<ul style="list-style-type: none">• 6250
Sílica	(CAD – 0 Sil)	(Cabot, CarbonLtda)		Experimental
Fibra de nylon	Nylon 6.0	(Mazzaferro Ind. Com. Polimeros e fibras Ltda)		Experimental

4.1.1 Sobre a fibra de nylon

A fibra de nylon 6.0 empregada foi confeccionada toda em espessura de 0,6mm com distância de 3 mm entre os espaços, formando uma grade (Figura 1), sendo o desenvolvimento do projeto e a produção das peças de responsabilidade da empresa Natmar Moldes e Plásticos Ltda.

A variação na composição da fibra de nylon deu-se pela incorporação de sílica na proporção de 0,5% em volume de material (nylon experimental).

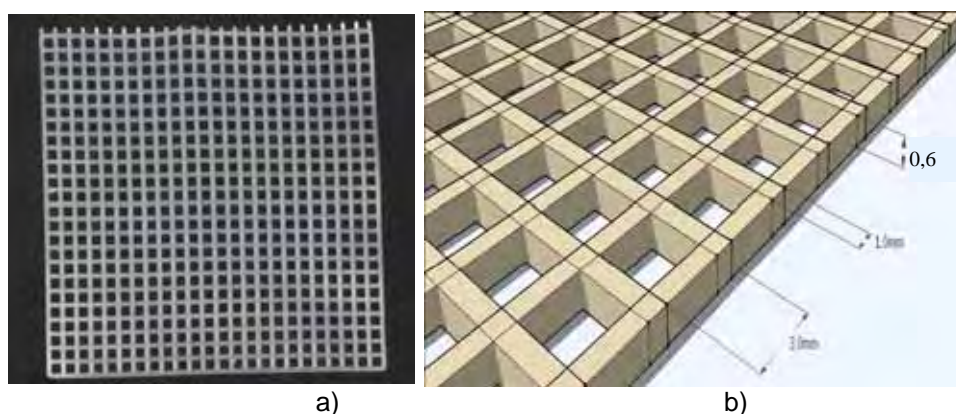


Figura 1- a) Malha de fibra no formato final da confecção; b) Figura (sem escalas) demonstrando a forma e as dimensões da grade de nylon.

O projeto da malha realizado pela empresa de plásticos (Natmar Moldes e Plásticos Ltda) está especificado em Anexo 1.

4.2 Métodos

4.2.1 Do estabelecimento dos grupos

A confecção dos corpos-de-prova baseou-se na determinação total de 24 grupos, sendo doze grupos para resistência à flexão (n=9) totalizando 108 barras (Quadro 2) e doze grupos para alteração dimensional (n=6) totalizando 72 próteses totais (Quadro 3).

Quadro 2 – Nomenclatura dos grupos

Grupos	SIGNIFICADO
G	Grupo controle
N	Nylon
NS	Nylon com sílica
C	Grupo controle ciclado
CN	Nylon ciclado
CNS	Nylon com sílica ciclado
RG	Grupo controle reembasado
RN	Nylon reembasado
RNS	Nylon com sílica reembasado
RC	Grupo controle reembasado e ciclado
RCN	Nylon ciclado e reembasado
RCNS	Nylon com Sílica reembasado e ciclado

Quadro 3- Grupos e variáveis da análise da resistência à flexão e alteração dimensional.

Grupos	Reembasamento	Fibras de nylon	Fibras de nylon com sílica	Ciclagem
G	Não	Não	Não	Não
N	Não	Sim	Não	Não
NS	Não	Não	Sim	Não
C	Não	Não	Não	Sim
CN	Não	Sim	Não	Sim
CNS	Não	Não	Sim	Sim
RG	Sim	Não	Não	Não
RN	Sim	Sim	Não	Não
RNS	Sim	Não	Sim	Não
RC	Sim	Não	Não	Sim
RCN	Sim	Sim	Não	Sim
RCNS	Sim	Não	Sim	Sim

4.2.2 Da confecção dos corpos-de-prova para teste de resistência a flexão (rf)

Para a realização desse estudo, foram elaborados padrões metálicos em aço inoxidável, no formato de barras, retangulares e com arestas nítidas, nas dimensões de 25 x 10,5 x 3,3 mm (Figura 2).

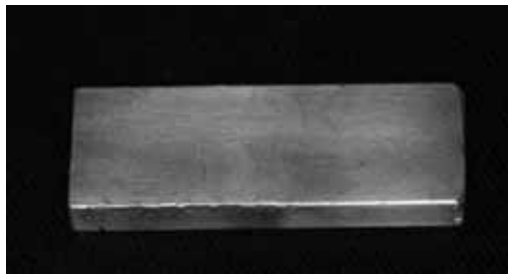


Figura 2 – Padrão metálico para teste de resistência a flexão (25x10,5x3,3mm)

4.2.2.1 Fase de Inclusão

Iniciou-se pela inclusão na base das muflas plásticas reforçadas por fibra de vidro VIPI-STG (Dental VIPI Ltda), empregando o gesso tipo II ou comum (Herodent- Vigodent S/A). A seguir, seis padrões metálicos foram posicionados na superfície do gesso onde apenas um dos lados de maior área ficou em íntimo contato com a superfície do gesso (Figura 3). Após completada a presa do gesso (30 min), foi aplicado um silicone de laboratório Vipi-Sil (Vipi Dental Ltda) ao redor das matrizes a fim de facilitar a posterior remoção dos elementos para prensagem da resina acrílica, e feita a aplicação de isolante (All Cote,

Dentsply do Brasil). Adaptada a contra-mufla com os parafusos travados, aguardou-se

a presa do silicone de 30 min, e verteu-se o gesso tipo II na proporção de 200 g de pó, para 100 g de água, pela abertura na parte superior da mufla de forma gradativa e com o auxílio do vibrador de gesso.



Figura 3 - Inclusão dos padrões em mufla plástica.

4.2.2.2 Fases de prensagem e polimerização (Grupo G)

Após uma hora da fase final de inclusão, houve a abertura da mufla e a remoção dos padrões metálicos. Feita a aplicação de isolante (All Cote, Dentsply do Brasil) foi manipulada a resina acrílica ativada termicamente (RAAT) VIPI WAVE, incolor, proporcionada de acordo com a instrução do fabricante, e acomodada na mufla quando atingida a fase plástica, nos espaços deixados pelos padrões. Em seguida estas foram posicionadas na prensa hidráulica (Techno Maquinas) na pressão máxima de 1000 kgf e mantidas por 30 min. Antes de retiradas da prensa foram parafusadas até um quarto de volta. A polimerização foi

feita utilizando-se o forno de microondas (Continental AW-30) com prato giratório e potência máxima de 900 W. O ciclo empregado foi de 20% da potência do aparelho por 20 min acrescidos de 5min a 60% da potência. Após a polimerização aguardou-se cerca de 1 h para completo resfriamento da mufla para então proceder-se a remoção dos padrões e seu acabamento e dimensionamento final (Figura 4).



Figura 4 – Barra em RAAT com acabamento.

4.2.2.3 Variação para os grupos com fibras de nylon 6.0.

A fim de possibilitar a inclusão do nylon na massa de resina no momento da prensagem da mesma, esta foi feita em duas etapas. Na primeira etapa foi posicionado no espaço deixado pelas matrizes, uma nova barra metálica agora com metade da espessura da barra original (cerca de 1,5 mm) e sobre esta uma película de filme celofane. A seguir a resina foi manipulada na fase plástica inserida na mufla e feita a primeira prensagem do material. A mufla foi então reaberta, retirou-se o celofane e a barra metálica, posicionou-se uma malha de nylon recobrimdo toda a superfície da resina prensada e uma nova camada de resina agora foi prensada sobre a primeira camada como feito no método convencional (Figura 5).

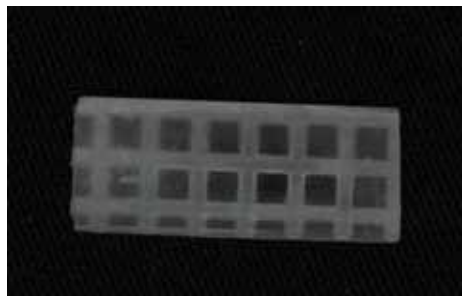


Figura 5 – Barra em RAAT com reforço de fibra de nylon.

4.2.2.4 Fase de acabamento

Após a polimerização, os corpos de prova foram removidos das muflas e colocados em um recipiente com água destilada. O acabamento foi feito utilizando uma lixadeira rotatória (Politriz), sob refrigeração constante à água, sendo o desgaste dos corpos de prova realizado por lixas d'água de óxido de alumínio Norton (Norton), de granulações decrescentes: 180, 320, 600. A aferição das dimensões finais exigidas para os corpos-de-prova foi realizada com um paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo Sul Americana Ltda.).

4.2.2.5 Fase de Reembasamento

Para os grupos reembasados, previamente, foram confeccionados corpos-de-prova em RAAT (Vipi-Wave) nas dimensões de 20 x 10 x 3 mm. A seguir estes foram desgastados em metade de sua espessura utilizando uma lixadeira rotatória Politriz até 1,5 mm altura.

Obtidas as dimensões desejadas, os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo de silicone de laboratório (Rodorsil-

Artigos Odontológicos Clássico AS) com as dimensões originais dos corpos-de-prova (Figura 6).



Figura 6- Malha de nylon posicionada sobre o corpo-de-prova.

Em seguida, sobre os corpos-de-prova dos grupos, um de seus lados, o de maior superfície, foi tratado (duas aplicações) com uma solução *primer* (Tokuso) com auxílio de um pincel descartável. A seguir, adicionou-se, ainda na fase plástica, a resina para reembasamento Rebase II Fast, previamente manipulada na proporção de 2,0 g de pó para 1ml de líquido, seguindo recomendação do fabricante (Figura 7). Depois, pressionou-se esta com uma placa de vidro para permitir o escoamento do material até sua polimerização, que ocorreu aproximadamente após 8min, mantendo a uma pressão constante de 1 Kg utilizando um peso. Após a polimerização ser completada foi utilizado o agente endurecedor de superfície *Tokuso Resin Hardener* onde os corpos-de-prova ficaram imersos em uma solução do produto diluído em 200 ml de água a (40 a 60 °C) e, mantidos imersos assim por um período de 3 min conforme orientação do fabricante, a seguir os corpos-de-prova foram lavados e acondicionados em água destilada.

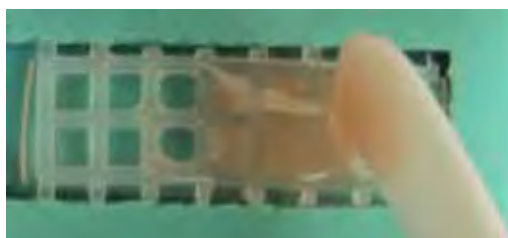


Figura 7 – Reembasamento das barras em RAAQ contendo a malha.

Para os grupos com reforço de fibra, os corpos-de-prova foram acondicionados no mesmo dispositivo, porém, antes da colocação do material reembasador foram posicionadas sobre a resina previamente polimerizada, as fibras de reforço. Essas fibras foram impregnadas com primer (Tokuso) e sobre elas feita a aplicação do reembasador. Após a polimerização do reembasador, os corpos de prova foram novamente desgastados agora pela superfície compreendida pelo material reembasador até apresentarem as suas dimensões originais (Figura 8).

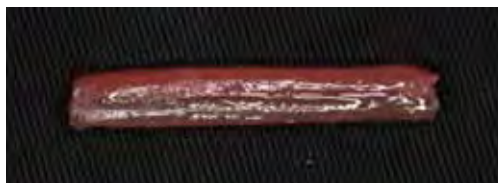


Figura 8 – Barra em resina acrílica reembasada em vista lateral evidenciando-se as camadas de resina antes do acabamento.

4.2.2.6 Da análise da resistência a flexão

Determinadas as dimensões dos corpos-de-prova, estes foram acondicionados em água destilada mantida à temperatura de $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$, por período de $48\text{h} \pm 2\text{ h}$ (norma nº12 da A.D.A). Decorrido esse período, foi realizado o teste de flexão em três pontos, em uma máquina de ensaios mecânicos universal EMIC(Modelo DL-1000, EMIC Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais - PR – Brasil), com célula de carga de 100 Kgf e velocidade de aplicação de carga de 5mm/min, no centro do corpo-de-prova, de tal modo a registrar o momento em que ocorre a fratura (Figura 9). Os valores de resistência à flexão, para os grupos, obtidos em megapascal (MPa), foram computados e submetidos a análise estatística.



Figura 9 – Teste de flexão três pontos realizado na EMIC no corpo-de-prova em resina acrílica.

4.2.3 Da confecção dos corpos-de-prova para análise da alteração dimensional

Para análise da alteração dimensional foram confeccionadas 72 próteses totais do arco superior totalizando os 12 grupos (n=6). Planos de orientação em cera nº 7 (Wilson) foram realizados sobre os modelos desdentados previamente confeccionados em gesso tipo III (Herodent-Vigodent S/A) a partir de um modelo metálico padrão que foi moldado em silicone de laboratório (Rodorsil) para realização das réplicas. Aos planos de orientação, foram fixados os dentes artificiais anteriores, marca Biolux CE0434-V17 cor 67, e posteriores, marca Biolux CE0434-P6 cor 67 (Dental- VipiLtda), posicionados sobre o rolete pré-determinado.

Mas antes de proceder-se à fixação no rolete de cera, os dentes envolvidos foram perfurados utilizando uma broca cilíndrica de peça reta nas pontas de cúspides dos caninos, incisal do incisivo central e ponta da cúspide mesiolingual do primeiro molar onde receberam pinos de fio ortodôntico de secção quadrada (0,43 x 0,63 mm- Morelli), para fins de referência. Estes pinos foram fixados com cianoacrilato (Superbonder-

Loctite) e cortados de modo que a sua superfície tangenciasse a face do dente, recebendo a seguir um acabamento com pontas de borracha abrasiva (KG Sorensen).

Este conjunto foi incluído em um silicone de laboratório (Rodorsil) a fim de facilitar a reprodução de conjuntos semelhantes ao primeiro, onde neste molde (Figura 10), foram posicionados os dentes artificiais, posicionado o modelo e trabalho e então vertida a cera rosa nº 7 liquefeita no conduto de alimentação perfurado nas laterais do molde de silicone, de tal forma que a cera preenchesse todos os espaços deixados.



Figura 10- Molde em silicone de laboratório (Rodorsil) para confecção das próteses totais superiores.

Aguardou-se até o completo resfriamento da cera para proceder-se a remoção do conjunto e sequêcia a confecção das próteses totais (Figura 11).



Figura 11 – Confeção do corpo-de-prova de análise da alteração dimensional.

Os conjuntos foram inclusos em muflas plásticas VIPI-STG (Vipi Dental) e preenchidos com gesso tipo II (Herodent- Vigodent S/A) na base da mufla, a seguir foi aplicado na superfície dos dentes artificiais o silicone de laboratório (Vipi-Sil) específico para a confecção de “muralhas” em substituição ao gesso, depois disso, a contra-mufla foi preenchida também com gesso tipo II após o aparafusamento das partes da peça. Decorrido o tempo para a presa final do gesso, as partes da mufla foram abertas para que fosse feita a remoção total da cera com auxílio de água quente e detergente aniônico. Quanto à prensagem das resinas e modos de polimerização foram adotados os mesmos procedimentos descritos para o teste de resistência à flexão, citados anteriormente.

Após a desinclusão das próteses, estas receberam acabamento com pontas de desgaste tipo *maxicut* e lixas d'água de óxido de alumínio, a seguir foram imersas em água destilada por 48 ± 2 h a 37 ± 2 °C previamente à leitura das medidas de distância entre os pontos.

Foram consideradas as distâncias entre a medida de um ponto ao outro tendo-se os segmentos de reta: (Figura 12)

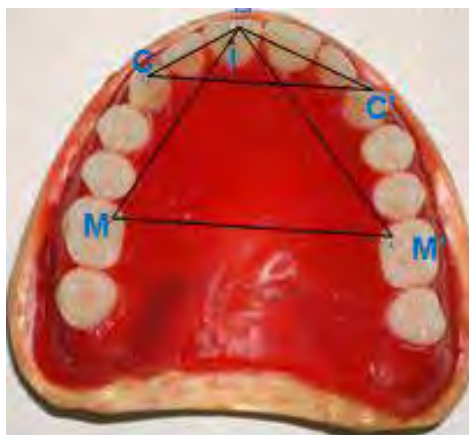


Figura 12 – Distâncias mensuradas entre pontos pré determinados

Quadro 4- Segmentos entre as distâncias mensuradas

M-M'	1º molar direito a 1º molar esquerdo
M-I	1º molar direito a incisivo central esquerdo
I-M'	1º molar esquerdo a incisivo central esquerdo
C-C'	Canino direito a canino esquerdo
C-I	Canino direito a incisivo central esquerdo
I-C'	Canino esquerdo a incisivo central esquerdo

Para determinar-se esta mensuração, as próteses foram primeiramente fotografadas com uma câmera digital (Sony DSC-W180) com resolução de 5 megapixels, em vista oclusal, de modo que fosse padronizada tanto a distância da objetiva à prótese (terminada a ceroplastia e após a sua acrilização), quanto ângulo entre a superfície da peça e da objetiva, que deveria estar a 90° uma em relação à outra utilizando uma Estativa (Figura 13). Para tanto as próteses foram posicionadas em um modelo padrão em gesso fixado na superfície de

modo a manter sempre a mesma posição do conjunto em relação à câmera.



Figura 13- Dispositivo para padronizar as fotografias – ESTATIVA.

Imagens das próteses totais foram realizadas em dois momentos: antes da acrilização (enceramento) e após a acrilização. A composição da imagem digitalizada com resolução de 5 megapixels dos cps, foi acrescida uma escala milimetrada inferiormente aos modelos e centralizada com um zoom óptico 1,6 vezes. Assim, as imagens dos corpos-de-prova foram obtidas de maneira padronizada e enviadas a um programa de edição de imagens *Image Tool* (University of Texas Health San Antonio) versão 3.0. Primeiramente a foto foi processada no *Imagetools* e, em seguida, fez-se a calibragem do programa. Com o programa calibrado, obtivemos as medidas lineares e a área da face oclusal dos dentes artificiais de cada prótese total (Figura 14) Foram

realizadas cinco leituras para cada distância entre pontos, dadas em milímetros (mm).

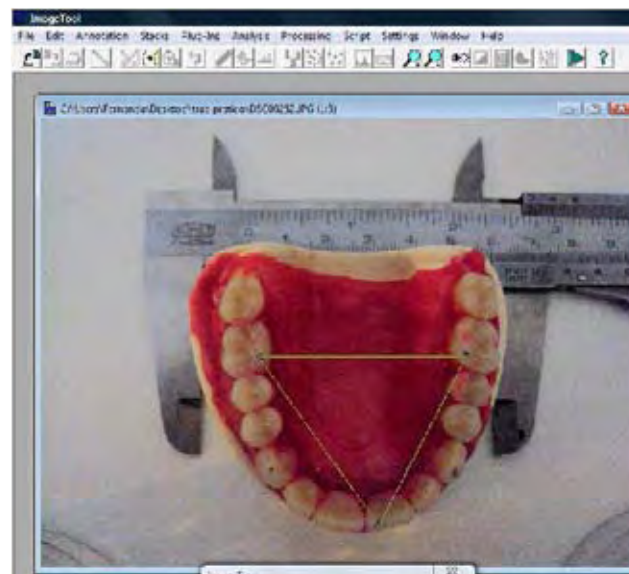


Figura 14 – Imagem da prótese pré polimerizada no programa ImageTool.

4.2.3.1 Das próteses totais convencionais com reforço de fibras de nylon

Para as próteses totais convencionais que receberam fibras de nylon, no momento da inclusão da resina, assim como feito para análise da resistência à flexão, primeiramente foi posicionada sobre o modelo de trabalho uma placa de acetato (cerca de 1 mm) e uma película de celofane. A resina foi manipulada e estando na fase plástica foi acondicionada na mufla e feita a prensagem inicial. Depois a mufla foi

reaberta, retirou-se o celofane e a placa de acetato, e a malha de fibra no formato de arco (obtido através do aquecimento da malha envolta a um tubo de PVC e resfriada logo em seguida, de forma que mantivesse este arco) foi disposta de tal forma a ocupar a região correspondente ao palato, distanciando-se em cerca de 4 mm do limite gengival das próteses. A seguir uma nova camada de resina e a prensagem final foi realizada (Figura 15).

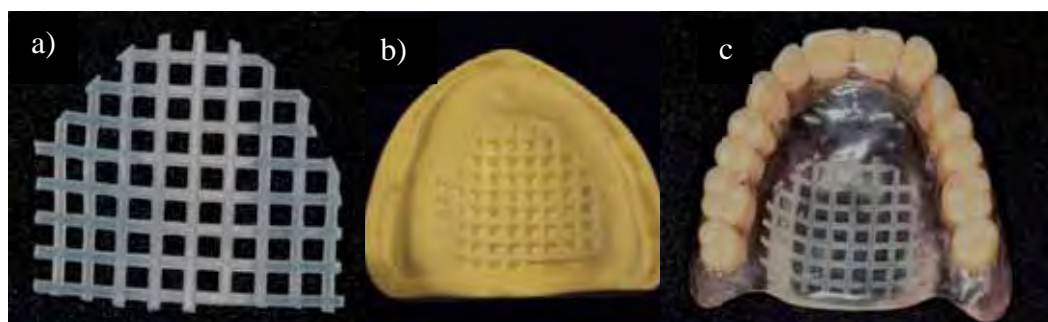


Figura 15 – a) Fibra de nylon no formato do palato; b) fibra de nylon posicionada no palato para inclusão de resina; c) prótese total acrilizada com reforço de fibra.

4.2.3.2 Das próteses totais com reforço de fibras reembasadas

Para os grupos onde as próteses totais receberam reembasamento, as próteses totais polimerizadas, tendo uma espessura de base de cerca de 1mm, foram separadas do modelo sobre o qual foram polimerizadas sobre modelos com alívio (alívio conseguido através do posicionamento de uma placa de acetato de 1mm para a confecção do molde em silicone Rodorsil e fabricação dos modelos), receberam

acabamento e foram reposicionadas em um novo modelo de gesso (sem alívio), possibilitando haver uma espessura de material reembasador de cerca de 1mm na área interna da prótese.

A fim de proceder este passo, inicialmente fez-se o isolamento prévio do modelo com isolante (All Cote, Dentsply do Brasil). Na sequência foi feita a aplicação do agente reembasador seguindo todos os passos preconizados pelo fabricante do material.

Para que a prótese fosse posicionada de forma a padronizar a espessura do reembasador foi determinado um ponto de parada da prótese, que foi das suas bordas em relação ao modelo. Pressão uniforme sobre este conjunto foi realizada com o posicionamento de um peso de 1Kg metálico sobre a oclusal dos dentes artificiais até completar a polimerização do material (Figura 16). Nos grupos onde foram interpostas fibras de nylon, a malha foi disposta da mesma forma como descrito anteriormente de modo a ocupar a região de palato das próteses.

Os excessos de resina de reembasamento foram removidos com o uso de brocas de acabamento para resinas e procedeu da mesma maneira citada nos grupos anteriores quanto ao seu armazenamento.



Figura 16 – Fase da técnica de reembasamento para prótese total.

4.2.4 Quanto aos métodos de ciclagem

Os corpos-de-prova dos grupos C, CN, CNS, RC, RCN e RCNS de análise da resistência a flexão foram submetidos a Ciclagem Termomecânica (Cicladora Erios, modelo ER-11000), 10.000 ciclos a 3.8 Htz, variando a temperatura entre 5°C e 55 °C. Neste tipo de ciclagem as barras foram dispostas individualmente nos cadinhos e foi aplicada uma força constante da ponteira sobre o centro do corpo-de-prova transversalmente enquanto procedeu-se a troca constante de água nas temperaturas citadas (Figura 17). Já os cps dos grupos dos grupos C, CN, CNS, RC, RCN e RCNS, de análise da alteração dimensional foram submetidos a Ciclagem Térmica (Cicladora Erios, modelo ER-37000), 5.000 ciclos térmicos entre 5° e 65 °C, onde as próteses foram posicionadas por grupos no cesto acondicionador (Figura 18). Os ciclos determinados traduziram o equivalente a um período de envelhecimento de cinco anos aproximadamente (Seo et al., 2006).

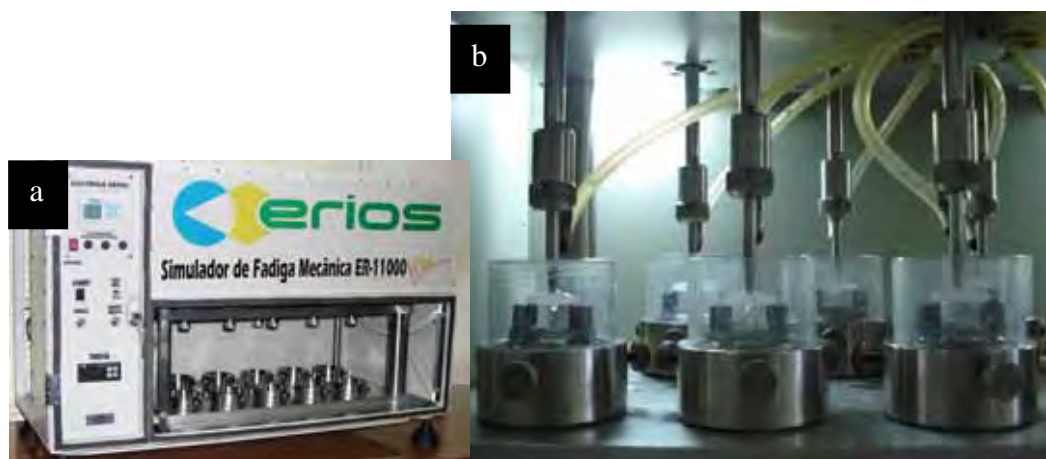


Figura 17 – a) Ciclagem termomecânica nos corpos-de-prova de resistência à flexão; b) Cicladora Termomecânica Erios- ER-11000.

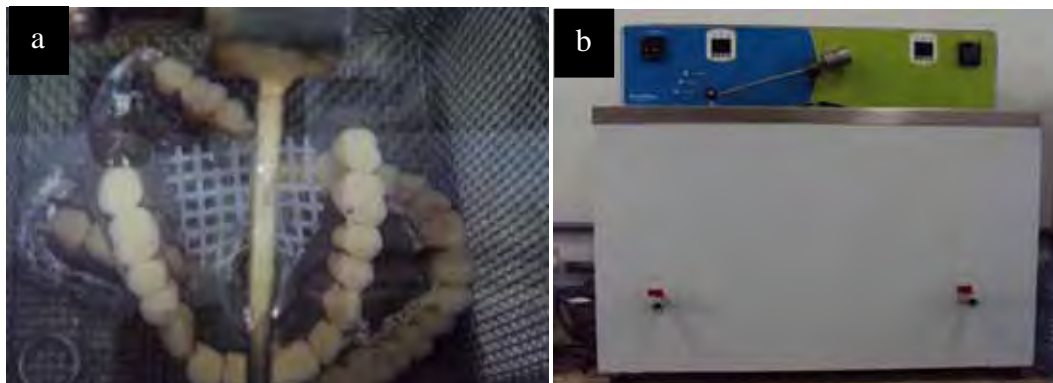


Figura 18- a) Ciclagem Térmica nos cps de alteração dimensional; b) Cicladora térmica Erios- ER-37000

4.2.5 Da análise estatística

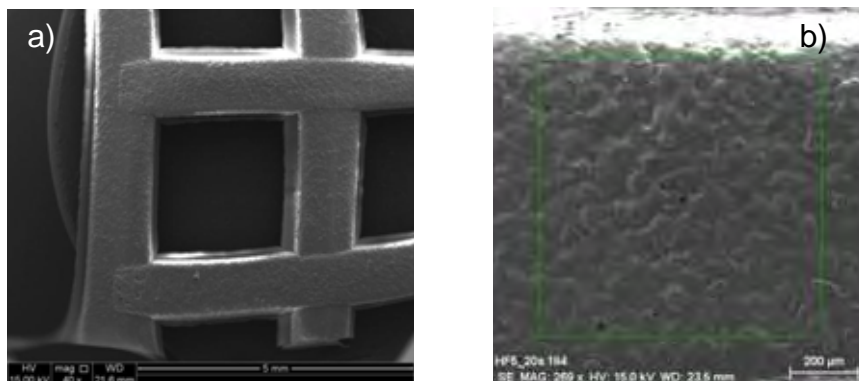
Os valores obtidos nos ensaios de resistência à flexão e alteração dimensional foram computados e os dados submetidos à análise estatística através dos testes ANOVA e Tukey, utilizando-se para tanto o programa Statistix 8.0.

5 RESULTADOS

5.1 Da caracterização do material

A malha de fibra de nylon foi caracterizada em equipamento EDS (Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios X ou *Energy Dispersive Spectrometry*– EDS). Esta é baseada na análise das energias características de raios X emitidos por cada elemento componente de uma amostra, como resultado da incidência de um feixe de elétrons na superfície da amostra analisada, que possibilita a quantificação de materiais contidos na mesma e que está descrito no Anexo 2.

Foi realizada ainda a análise qualitativa em microscopia eletrônica de varredura em microscópio- MEV (Jeol-JSM-T330A- Scanning Microscope- Japão) no aumento de 40 vezes e que determinou as imagens conferidas nas Figuras 19a e 19b.



Figuras 19- a) Imagem em MEV 40X da malha de fibra com sílica; b) em aumento de 269 vezes da mesma malha onde pode-se ter uma melhor visualização do aspecto irregular porém, homogêneo da sua superfície.

5.2 Da análise resistência à flexão

Para que a compreensão dos dados e análise estatística descritiva seja realizada de maneira clara, apresenta-se inicialmente os grupos que foram analisados em dois segmentos considerando-se a presença ou não do material reembasador (Quadros 5 e 6).

Quadro 5 - Análise descritiva dos valores médios e desvio padrão da resistência a flexão para os grupos sem reembasamento.

Grupos (n=9)	Média (MPa)	Desvio Padrão
G	75,40	3,11
N	109	10,91
NS	152,50	14,84
C	75,90	5,84
CN	96	16,14
CNS	150,10	13,16

Quadro 6 - Análise descritiva dos valores médios e desvio padrão da resistência à flexão para os grupos com reembasamento.

Grupos (n=9)	Média (MPa)	Desvio Padrão
RG	54,65	2,99
RN	79,30	2,34
RNS	105,55	6,02
RC	51,48	4,10
RCN	70,13	4,16
RCNS	101,28	3,06

Os dados computados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) três fatores onde observou-se haver significância estatística ($p < 0,05$) para todos os grupos. Já na interação entre fatores esta significância foi observada apenas entre a presença de nylon e o reembasamento e, ainda, entre o fator presença de nylon e ciclagem (em vermelho), tal como ilustra o Tabela 1.

Tabela 1 – Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os fatores ciclagem (CM), presença de nylon (F) e agente reembasador (R).

Source	DF	SS	MS	F	P
CM	1	746	745.8	9.82	0.0023
F	2	72698	36349.2	478.72	0.0001
R	1	28944	28943.8	381.19	0.0001
CM*F	2	481	240.4	3.17	0.0466
CM*R	1	2	2.2	0.03	0.8664
F*R	2	3211	1605.3	21.14	0.0001
CM*F*R	2	70	35.2	0.46	0.6300
Error	96	7289	75.9		

Ao empregar-se o teste Tukey (5%) na interação presença de fibra e ciclagem nota-se na Quadro 7 a diferença entre grupos, onde destacam-se os maiores valores de resistência a flexão para os grupos onde foram aplicadas as malhas. Nota-se ainda, por esta análise, que a ciclagem termomecânica não influenciou individualmente considerando-se o fator presença de nylon.

Quadro 7 – Resultado do teste Tukey para os grupos considerando-se as interações ciclagem termomecânica e nylon e independentemente do fator reembasamento.

Interações	Média (MPa)	Grupos Homogêneos*
sem ciclagem/com nylon e sílica	129,03	A
com ciclagem/com nylon e sílica	125,68	A
sem ciclagem/com nylon	94,15	B
com ciclagem/com nylon	83,04	C
sem ciclagem/sem nylon	65,01	D
com ciclagem/sem nylon	63,70	D

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

Ao verificar-se o teste Tukey (5%) na interação presença de nylon e reembasamento nota-se, na Quadro 7, a diferença entre grupos, onde destacam-se os maiores valores de resistência à flexão para aqueles onde foram aplicadas as malhas contendo sílica (Quadro 8).

Quadro 8 – Resultado do teste Tukey para os grupos considerando-se as interações ciclagem termomecânica e nylon e independentemente do fator reembasamento.

Interações	Média (MPa)	Grupos Homogêneo*
sem reembasador/com nylon e sílica	151,29	A
com reembasador/com nylon e sílica	103,42	B
Sem reembasador/com nylon	102,48	B
Com reembasador/com nylon	74,71	C
sem reembasador/sem nylon	75,65	C
Com reembasador/sem nylon	53,01	D

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

A Figura 20 ilustra os fatores reembasamento, ciclagem e nylon para o teste de resistência à flexão, sendo “a” ausência e, “p” presença do fator.

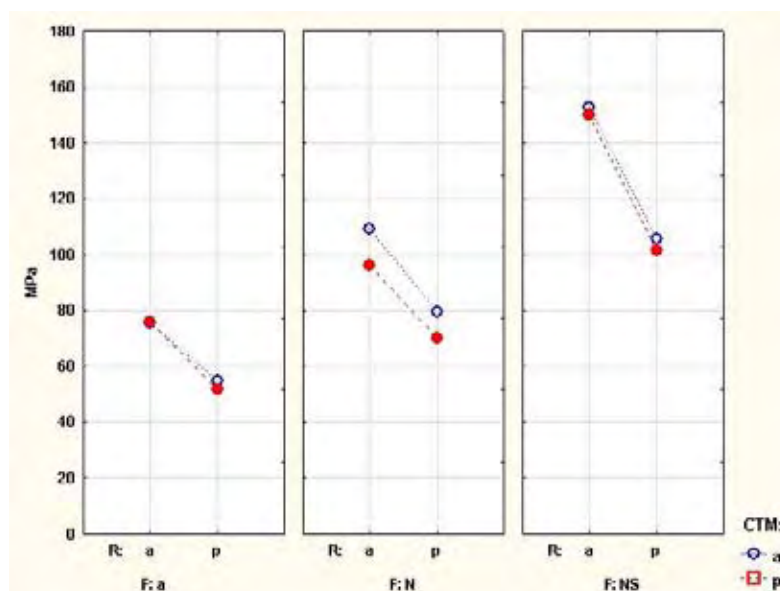


Figura 20 – *Box Plot* ilustra a relação entre fatores para os testes realizados onde têm-se: reembasados (2 níveis), ciclagem (2 níveis) e fibra (3 níveis).

5.3 Da análise da alteração dimensional

Para os valores absolutos das medidas de segmentos feitas antes e após acrilizações foram consideradas as diferenças entre os mesmos onde, para valores negativos, temos que a distância entre pontos diminuiu e, para valores positivos, esta distância aumentou, não considerando com isto que se trate de alteração por contração ou expansão da resina acrílica. Quanto mais distantes de zero os valores de diferença, entende-se como maior alteração dimensional. Na avaliação dos fatores considerou-se aqueles em que houve interação entre os três segmentos: presença de fibra, ciclagem e reembasamento.

A Tabela 2 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento C-C (canino-canino). Onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 2 – Dados descritivos do segmentos de distâncias **C-C**

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
a-a-a	6	2.282	0.706	30.93	1.510	2.245	3.290
a-a-p	6	2.150	0.433	20.13	1.320	2.310	2.470
a-p-a	6	1.750	0.393	22.46	1.290	1.805	2.190
a-p-p	6	3.070	0.703	22.90	2.090	3.305	3.990
N-a-a	6	0.728	0.336	46.07	0.170	0.730	1.190
N-a-p	6	0.7117	0.1327	18.65	0.5300	0.6900	0.8900
N-p-a	6	1.3300	0.1732	13.02	1.2000	1.2700	1.6700
N-p-p	6	1.178	0.255	21.63	0.780	1.205	1.510
NS-a-a	6	0.3250	0.2218	68.24	0.1600	0.2050	0.6200
NS-a-p	6	0.3850	0.1898	49.30	0.1700	0.3750	0.6400
NS-p-a	6	0.5617	0.0781	13.90	0.4600	0.5650	0.6400
NS-p-p	6	0.2983	0.0811	27.18	0.2000	0.3000	0.4300

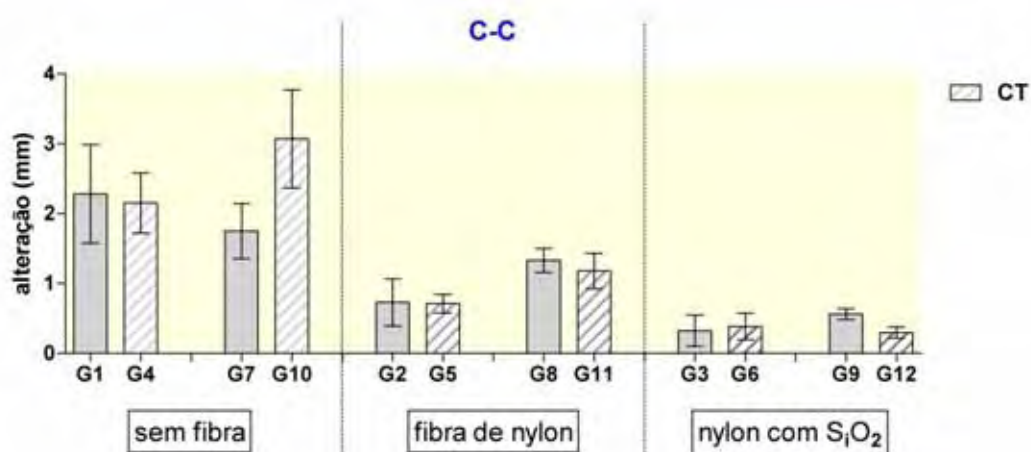


Figura 21 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento C-C

Tabela 3- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos

C-C.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	46.3949	46.3949	23.1975	167.96	0.000
R	1	1.2907	1.2907	1.2907	9.35	0.003
CT	1	0.3335	0.3335	0.3335	2.41	0.125
F*R	2	0.6813	0.6813	0.3406	2.47	0.093
F*CT	2	1.8893	1.8893	0.9446	6.84	0.002
R*CT	1	0.4934	0.4934	0.4934	3.57	0.064
F*R*CT	2	2.8518	2.8518	1.4259	10.32	0.001
Error	60	8.2868	8.2868	0.1381		

Para o segmento C-C, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem foi significativa (Anova) p-valor<0,05).

Tabela 4 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos C-C considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento.

F	R	CTM	n	Média	Grupos*
a	p	p	6	3.1	A
a	a	a	6	2.3	B
a	a	p	6	2.2	B
a	p	a	6	1.8	B C
N	p	a	6	1.3	C D
N	p	p	6	1.2	C D E
N	a	a	6	0.7	D E F
N	a	p	6	0.7	D E F
NS	p	a	6	0.6	E F
NS	a	p	6	0.4	F
NS	a	a	6	0.3	F
NS	p	p	6	0.3	F

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

A tabela 5 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento M-M (molar-molar), onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 5 – Dados descritivos do segmentos de distâncias **M-M**

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
C1_a-a-a	6	3.613	0.533	14.75	2.710	3.640	4.370
C1_a-a-p	6	3.412	0.728	21.33	2.630	3.300	4.610
C1_a-p-a	6	1.928	0.472	24.48	1.270	2.070	2.370
C1_a-p-p	6	3.130	0.675	21.58	2.300	3.365	3.880
C1_N-a-a	6	0.8033	0.1761	21.93	0.4700	0.8500	0.9600
C1_N-a-p	6	1.0283	0.1804	17.54	0.8700	0.9450	1.3400
C1_N-p-a	6	1.1633	0.2185	18.78	0.9400	1.1200	1.4900
C1_N-p-p	6	1.1950	0.1743	14.59	1.0100	1.1800	1.5100
C1_NS-a-a	6	0.3133	0.1838	58.66	0.0800	0.3100	0.5300
C1_NS-a-p	6	0.4917	0.0564	11.46	0.4200	0.4800	0.5900
C1_NS-p-a	6	0.5250	0.1300	24.77	0.3200	0.5700	0.6700
C1_NS-p-p	5	0.5580	0.0807	14.47	0.5000	0.5200	0.6900

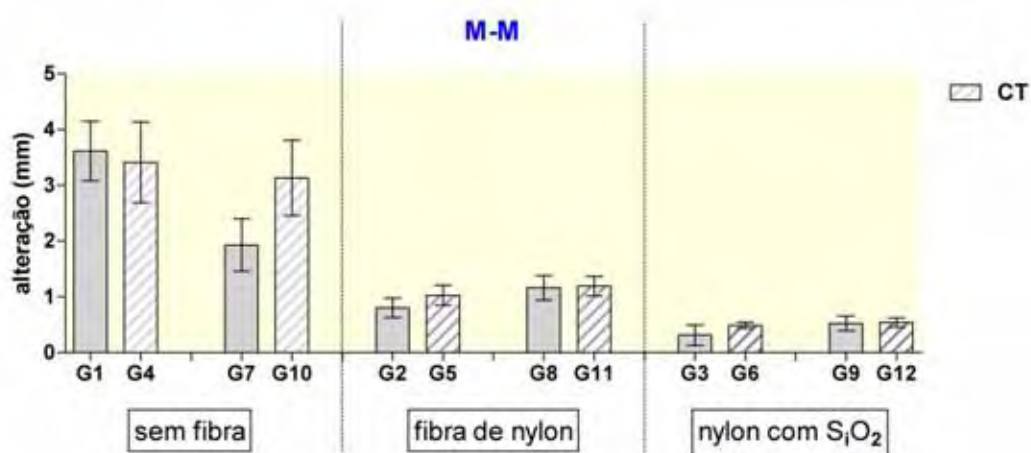


Figura 22 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento M-M

Tabela 6- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos

M-M.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	85.9996	85.9996	42.9998	304.45	0.000
R	1	0.6962	0.6962	0.6962	4.93	0.030
CT	1	1.0513	1.0513	1.0513	7.44	0.008
F*R	2	5.6229	5.6229	2.8115	19.91	0.000
F*CT	2	0.6036	0.6036	0.3018	2.14	0.127
R*CT	1	0.5478	0.5478	0.5478	3.88	0.054
F*R*CT	2	2.5023	2.5023	1.2512	8.86	0.001
Error	60	8.4744	8.4744	0.1412		

Para o segmento M-M, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem foi significativa (Anova) p-valor<0,05).

Tabela 7 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos M-M considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento.

F	R	CT	N	Mean	Grouping *
a	a	a	6	3.6	A
a	a	p	6	3.4	A
a	p	p	6	3.1	A
a	p	a	6	1.9	B
N	p	p	6	1.2	B C
N	p	a	6	1.2	C
N	a	p	6	1.0	C D
N	a	a	6	0.8	C D
NS	p	p	6	0.5	C D
NS	p	a	6	0.5	C D
NS	a	p	6	0.5	C D
NS	a	a	6	0.3	D

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

A tabela 8 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento M-I (molar-incisivo), onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 8 – Dados descritivos do segmentos de distâncias **M-I**.

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
C1_a-a-a	6	2.318	0.725	31.27	1.330	2.395	3.370
C1_a-a-p	6	2.260	0.798	35.33	1.270	2.175	3.260
C1_a-p-a	6	1.838	0.538	29.27	1.280	1.750	2.770
C1_a-p-p	6	2.868	0.420	14.66	2.270	2.835	3.540
C1_N-a-a	6	0.9367	0.1619	17.29	0.6300	0.9650	1.1100
C1_N-a-p	6	0.6950	0.1626	23.39	0.4500	0.6950	0.8900
C1_N-p-a	6	1.1700	0.0548	4.68	1.1100	1.1600	1.2700
C1_N-p-p	6	1.2283	0.1928	15.70	1.0600	1.1500	1.5100
C1_NS-a-a	6	0.4467	0.2168	48.53	0.1400	0.4500	0.7900
C1_NS-a-p	6	0.4617	0.1758	38.07	0.2400	0.5000	0.6900
C1_NS-p-a	6	0.6400	0.1472	23.01	0.4000	0.6350	0.8100
C1_NS-p-p	6	0.4950	0.0575	11.62	0.4100	0.4900	0.5800

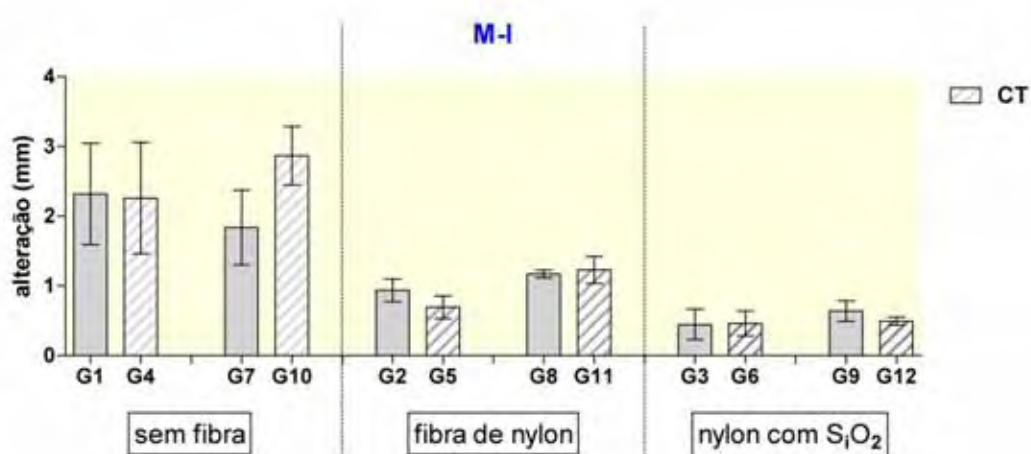


Figura 23 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento M-I

Tabela 9 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos

M-I.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	42.0018	42.0018	21.0009	138.07	0.000
R	1	0.6291	0.6291	0.6291	4.14	0.046
CT	1	0.2167	0.2167	0.2167	1.42	0.237
F*R	2	0.3544	0.3544	0.1772	1.16	0.319
F*CT	2	1.2753	1.2753	0.6376	4.19	0.020
R*CT	1	0.7544	0.7544	0.7544	4.96	0.030
F*R*CT	2	1.1957	1.1957	0.5979	3.93	0.025
Error	60	9.1262	9.1262	0.1521		

Para o segmento M-I, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem foi significativa (Anova) p-valor<0,05).

Tabela 10 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos M-I considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento.

F	R	CT	N	Mean	Grouping *
a	p	p	6	2.9	A
a	a	a	6	2.3	A B
a	a	p	6	2.3	A B
a	p	a	6	1.8	B C
N	p	p	6	1.2	C D
N	p	a	6	1.2	C D E
N	a	a	6	0.9	D E
N	a	p	6	0.7	D E
NS	p	a	6	0.6	D E
NS	p	p	6	0.5	D E
NS	a	p	6	0.5	E
NS	a	a	6	0.4	E

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

O tabela 11 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento I-M (incisivo-molar), onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 11 – Dados descritivos do segmentos de distâncias **I-M**.

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
C1_a-a-a	6	3.225	0.476	14.75	2.670	3.210	3.870
C1_a-a-p	6	2.810	0.707	25.16	1.870	2.840	3.670
C1_a-p-a	6	1.957	0.459	23.46	1.270	2.060	2.480
C1_a-p-p	6	2.153	0.449	20.85	1.370	2.240	2.620
C1_N-a-a	6	1.025	0.490	47.76	0.590	0.865	1.960
C1_N-a-p	6	0.621	0.146	23.56	0.470	0.590	0.840
C1_N-p-a	6	1.573	0.433	27.51	1.150	1.415	2.210
C1_N-p-p	6	1.383	0.279	20.15	1.170	1.310	1.930
C1_NS-a-a	6	0.345	0.315	91.31	0.040	0.265	0.810
C1_NS-a-p	6	0.5200	0.0494	9.50	0.4600	0.5350	0.5800
C1_NS-p-a	6	0.6900	0.1325	19.20	0.5200	0.7150	0.8100
C1_NS-p-p	6	0.4583	0.0331	7.23	0.4300	0.4450	0.5200

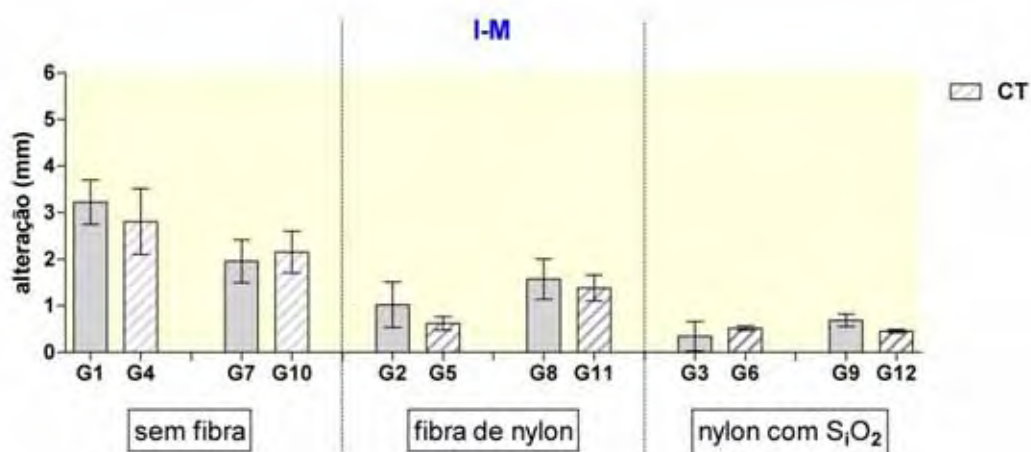


Figura 24 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento I-M

Tabela 12- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos I-M.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	51.7711	51.7711	25.8855	174.01	0.000
R	1	0.0550	0.0550	0.0550	0.37	0.545
CT	1	0.3770	0.3770	0.3770	2.53	0.117
F*R	2	8.1980	8.1980	4.0990	27.55	0.000
F*CT	2	0.2274	0.2274	0.1137	0.76	0.470
R*CT	1	0.0875	0.0875	0.0875	0.59	0.446
F*R*CT	2	0.7900	0.7900	0.3950	2.66	0.079 ns
Error	60	8.9257	8.9257	0.1488		

Apenas para o segmento I-M, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem não foi significativa (Anova) p-valor>0,05, muito embora assim como para as avaliações dos outros segmentos, considerando-se somente a presença ou não da fibra e a interação entre fibra e reembasador houve significância estatística.

A tabela 13 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento I-C (incisivo-canino), onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 13 – Dados descritivos do segmentos de distâncias I-C.

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
C1_a-a-a	6	8.580	0.890	10.37	7.360	8.680	9.740
C1_a-a-p	6	1.590	0.953	59.93	0.590	1.570	2.710
C1_a-p-a	6	0.313	0.251	80.20	0.040	0.235	0.710
C1_a-p-p	6	1.817	0.298	16.38	1.360	1.770	2.180
C1_N-a-a	6	1.072	0.461	42.97	0.550	0.910	1.780
C1_N-a-p	6	0.5133	0.2201	42.87	0.3300	0.4000	0.8100
C1_N-p-a	6	0.2517	0.1597	63.45	0.1200	0.1850	0.5500
C1_N-p-p	6	0.5233	0.1343	25.66	0.4000	0.4750	0.7200

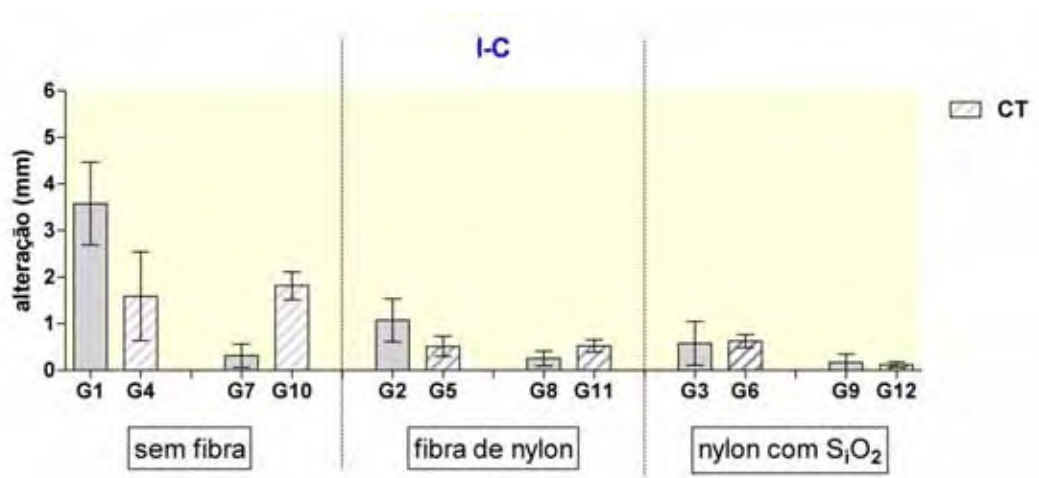


Figura 25 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento I-C

Tabela 14- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos

I-C.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	29.4694	29.4694	14.7347	72.79	0.000
R	1	11.3685	11.3685	11.3685	56.16	0.000
CT	1	0.2977	0.2977	0.2977	1.47	0.230
F*R	2	4.7431	4.7431	2.3715	11.72	0.000
F*CT	2	0.1808	0.1808	0.0904	0.45	0.642
R*CT	1	8.9253	8.9253	8.9253	44.09	0.000
F*R*CT	2	10.4276	10.4276	5.2138	25.76	0.001
Error	60	12.1452	12.1452	0.2024		

Para o segmento I-C, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem foi significativo (Anova) p-valor<0,05).

Tabela 15 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos I-C considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento.

F	R	CT	N	Mean	Grouping*
a	a	a	6	3.6	A
a	p	p	6	1.8	B
a	a	p	6	1.6	B
N	a	a	6	1.1	B C
NS	a	p	6	0.6	C D
NS	a	a	6	0.6	C D
N	p	p	6	0.5	C D
N	a	p	6	0.5	C D
a	p	a	6	0.3	C D
N	p	a	6	0.3	C D
NS	p	a	6	0.2	D
NS	p	p	6	0.1	D

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupo.

A tabela 16 mostra os valores das médias e demais dados para o segmento C-I (canino-incisivo), onde a - significa ausente, p -significa presente, N - significa Nylon e NS - significa Nylon com sílica.

Tabela 16 – Dados descritivos do segmentos de distâncias **C-I**

Variable	N	Mean	StDev	CoefVar	Minimum	Median	Maximum
C1_a-a-a	6	1.620	0.738	45.53	0.980	1.350	2.610
C1_a-a-p	6	1.480	0.582	39.33	0.780	1.490	2.090
C1_a-p-a	6	0.490	0.313	63.91	0.090	0.430	0.990
C1_a-p-p	6	1.820	0.293	16.11	1.390	1.800	2.230
C1_N-a-a	6	0.767	0.387	50.47	0.090	0.900	1.210
C1_N-a-p	6	0.5783	0.1685	29.13	0.2900	0.6350	0.7800
C1_N-p-a	6	0.2633	0.1876	71.23	0.0100	0.2750	0.4900
C1_N-p-p	6	0.462	0.342	74.15	0.130	0.355	1.060
C1_NS-a-a	6	0.447	0.373	83.60	0.090	0.345	1.140
C1_NS-a-p	6	0.6583	0.2333	35.43	0.5100	0.5550	1.1100
C1_NS-p-a	6	0.2617	0.2235	85.40	0.0700	0.1950	0.6700
C1_NS-p-p	6	0.0817	0.0845	103.44	0.0300	0.0500	0.2500

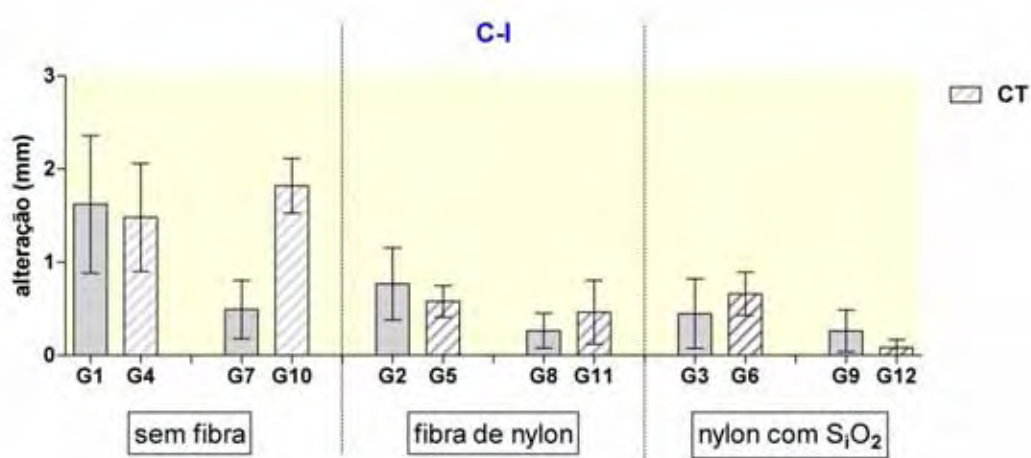


Figura 26 – Gráfico das médias com desvio padrão do segmento C-I

Tabela 17- Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA para os seguimentos

C-I.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
F	2	13.6184	13.6184	6.8092	49.58	0.000
R	1	2.3581	2.3581	2.3581	17.17	0.000
CT	1	0.7585	0.7585	0.7585	5.52	0.022
F*R	2	0.0249	0.0249	0.0124	0.09	0.914
F*CT	2	1.3673	1.3673	0.6837	4.98	0.010
R*CT	1	1.0731	1.0731	1.0731	7.81	0.007
F*R*CT	2	2.6226	2.6226	1.3113	9.55	0.001
Error	60	8.2410	8.2410	0.1374		

Para o segmento C-I, o efeito interação entre a fibra, reembasamento e ciclagem foi significativa (Anova) p-valor<0,05).

Tabela 18 – Resultado do teste Tukey para os seguimentos C-I considerando-se as interações ciclagem térmica, fibra e reembasamento.

F	R	CT	N	Mean	Grouping*
a	p	p	6	1.8	A
a	a	a	6	1.6	A
a	a	p	6	1.5	A B
N	a	a	6	0.8	B C
NS	a	p	6	0.7	C
N	a	p	6	0.6	C
a	p	a	6	0.5	C
N	p	p	6	0.5	C
NS	a	a	6	0.4	C
N	p	a	6	0.3	C
NS	p	a	6	0.3	C
NS	p	p	6	0.1	C

* Letras maiúsculas na coluna demonstram diferença estatística entre grupos.

6 DISCUSSÃO

As próteses totais há décadas são confeccionadas em resina acrílica, que apresenta uma série de praticidades técnicas de processamento e boa aceitação pelos tecidos bucais. No entanto, algumas de suas características estruturais podem determinar algumas limitações, das quais se destacam resistência a fratura relativamente baixa que, aliada ao fato de tratar-se de um polímero de PMMA, contribui para ocorrências de fratura como citado por Woelfel (1977), que menciona alguns fatores de importância: a deficiência na espessura das bases (abaixo de 2,5 mm, sobretudo em região de palato ou de bordas); processamento incorreto (polimerização deficiente), a ausência de reforços por fibras de vidro ou nylon no interior da massa de resina, incorreção no relacionamento oclusal, uso de solventes na limpeza e polimento das peças, acidentes durante a higienização por queda da prótese, dentre outros.

Este fato tem impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitem a melhoria da resistência à flexão e ao impacto das resinas acrílicas (Bastos, 2003), no intuito de reduzir a alta incidência de fraturas das próteses totais, localizadas principalmente na região da rafe mediana.

Para van Noort (2004), alguns tipos de fraturas estão associados à fadiga à flexão e são as causas de cerca de 10% das fraturas após três anos de uso, podendo decorrer de deficiências de processamento do material.

Este estudo visou a incorporação na resina acrílica de uma malha experimental de nylon uma vez que a capacidade de determinados tipos de fibras de aumentar significativamente a resistência dos plásticos é amplamente conhecida (Tirapelli, 2004). Mas para tanto, alguns fatores devem ser considerados, como: a estrutura da fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (Vallittu, et al., 1995; Jagger et al., 2003). A variação da força de um material reforçado vai depender do volume de fibras empregado no mesmo.

A intenção inicial foi de modificar o desenho e a composição da malha utilizando como componente principal o nylon, material polimérico de baixo módulo elástico, inerte, e já utilizado em meio odontológico para reforço de próteses, e no meio científico testado em pesquisas como a de Perez (2011).

Embora os resultados de pesquisas não mostrem uma melhora significativa da resistência da resina acrílica ao utilizar-se o nylon, comparativamente a materiais como metal, aramida e fibra de vidro (Newell, 2010), entendeu-se ser importante testar este material modificando-se o desenho da malha e sua composição.

Ao modificar-se sua composição, procurou-se um incremento na união química com a resina ao incorporar-se sílica previamente à injeção do material polimérico na sua forma final.

A busca pela confecção de uma malha em corpo único, diferentemente das malhas trançadas apresentadas no mercado, foi um desafio técnico que trouxe vantagens do ponto de vista mecânico como observado nos resultados obtidos nos testes. Mas limitações, por exemplo, quanto à espessura onde, para que fosse possível a injeção do material adequadamente, após uma série de testes na indústria alcançou-se a medida de 0,6mm, valor este que possibilitou a inclusão do material no corpo de uma prótese total, que tem sua base em espessura média de 1,5 mm a 2,0 mm.

6.1 Estudo da resistência à flexão

A análise da resistência à flexão permitiu estudar os diversos grupos constituídos considerando uma padronização em situações onde era incorporada a malha de nylon na RAAT ou quando era inserida entre a RAAT e RAAQ como no processo de reembasamento parcial.

Baseado nos resultados obtidos a média do grupo controle (sem adição de fibra) mostrou-se próximo ao valor padrão estabelecido na norma ISO1567 (1999) que indicou a resistência à flexão para resinas acrílicas de ativação térmica convencional ou por energia de micro-ondas, em cerca de 65Mpa, e da ordem de 60MPa para as de ativação química. Trabalhos como os de Paes-Junior et al. (2006), ao estudarem resinas acrílicas especialmente formuladas para micro-ondas obtiveram resultados similares.

Em contrapartida, a adição da fibra gerou um aumento substancial na resistência à flexão da resina acrílica termoativada utilizada na confecção das barras e, de forma ainda mais expressiva, com a incorporação da sílica apesar de não haver diferença estatística entre estes grupos. Uma das suposições que podem explicar esses resultados dizem respeito à composição, desenho e espessura da resina na base da prótese.

Foi incorporada à massa de nylon 6.0 partículas de sílica silanizada, fato que, conforme os dados obtidos, contribuiu para uma adesão da superfície à resina e ao nylon. Desta forma, ao aplicar-se uma força ao longo eixo da fibra, as partículas de sílica auxiliaram na transmissão de carga da resina a malha de nylon, de forma que esta carga não se concentrasse na região de fragilidade e sim, fosse distribuída uniformemente por toda a resina e dentes. Como citou Vallittu

et al. (1995), o reforço de fibra somente é bem sucedido se a carga for transferida da matriz para a fibra. Os autores enfatizaram ainda que fibras mal impregnadas geram o aumento da absorção de água, o que reduz as propriedades mecânicas. Quanto mais pontes de siloxano existirem, menos água será absorvida, resultando em uma maior aderência entre a matriz e fibras. Vazios causados pela má impregnação acumulam oxigênio que inibem a polimerização, diminuindo a resistência e aumentando o teor de monómero residual, o que pode conduzir a reações irritantes na mucosa oral.

O teste de resistência a flexão em três pontos promove a incidência de uma força transversal ao comprimento da barra (Newell, 2010) em sua região central, e determina uma compressão na área de apoio da ponteira e tração na área oposta a carga, de modo que a concentração de tensões se dá nesta região. Porém, para um material como a resina acrílica que apresenta um módulo elástico relativamente baixo comparado a outros materiais, a dissipação da força se dá em áreas subjacentes à região de carga e nesta linha de raciocínio pode-se tentar entender a ação da malha disposta ao longo da barra que, por ação mecânica e por união química à resina, podem incrementar a resistência a flexão e à fratura, uma vez que em todos os corpos de prova, no momento da fratura deste as partes não se separavam totalmente, ficando unidas pela fibra em seu interior.

O desenho da malha, por não ser de fibras entrelaçadas, e sim em um único corpo, facilitou esta distribuição uniforme e unidirecional da carga, o que produziu boas propriedades mecânicas e gerou resultados estatisticamente superiores de resistência a flexão, como também citado em Vallittu et al. (1995). Corroboram com estes resultados trabalhos em que mostraram que grupos com reforço apresentaram resultados mais favoráveis que os grupos sem reforço (John et al. 2001).

Em uma comparação indireta com autores como Kostoulas et al. (2007) que verificaram que o uso de fibras de vidro na disposição unidirecional proporcionaram ganho de resistência do material em comparação às trançadas, neste estudo utilizou-se de uma fibra de nylon disposta em forma de malha e que mostrou resultados favoráveis, muito embora não se tenha feito este tipo de análise comparativa.

Em contrapartida, autores como Jagger et al. (1999) afirmaram que a adição de fibras não resulta em grandes ganhos para resistência a flexão e sua incorporação está limitada a 20% do peso da resina para não causar danos à estrutura da prótese. Vallittu et al. (1995) observaram que o armazenamento em água diminuiu significativamente a resistência à flexão e o módulo de elasticidade nos espécimes sem reforço, evidenciando o efeito plastificante, resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. A resistência à flexão também decresceu nos espécimes reforçados, tanto com as fibras de vidro quanto com as de sílica, tendo tido, esta última, uma maior diminuição.

Neste experimento a ciclagem termomecânica que simulou um envelhecimento do material não influenciou nos resultados obtidos. Isto é um fator importante, uma vez que reforça o indicativo de que a ação térmica que envolve a umidade local não determinou a diminuição da união entre fibra e resina e tampouco a ação mecânica influenciou nesta condição. Apesar de não favorecer com o incremento dos valores de resistência a ciclagem termomecânica não determinou uma piora destes valores como ocorreu com pesquisas como as de Seo et al. (2006) e Reis et al. (2006) nos testes de resistência à flexão de barras de acrílico reembasadas.

Quanto ao fator reembasamento, era de se esperar que, com a diminuição de metade da espessura da RAAT original e acréscimo de uma porção nova, agora em RAAQ completando a espessura, promoveria

menores valores de resistência à flexão ocorrido em todas as situações comparativamente. Deve-se enfatizar, no entanto, que a adição da malha de nylon com ou sem sílica incorporada incrementaram os valores de resistência do material reembasado e este é um indicativo importante, uma vez que a fragilização de próteses reembasadas é um aspecto a ser considerado. Entende-se que a união entre fibra e material reembasador se deu de modo satisfatório e de modo similar ao ocorrido quando a fibra fôra inserida no interior da massa de RAAT.

6.2 Estudo da alteração dimensional

No que se refere à alteração dimensional, vista pela modificação da posição dental das próteses, vários trabalhos descrevem esta como característica intrínseca do tipo de processamento da resina acrílica e pela devolução de tensões geradas durante o processamento que resultam nestas alterações, e que podem se refletir clinicamente em desarmonias oclusais invariavelmente em aumento da dimensão vertical de oclusão (Keenan et al. 2003; Shibayama et al. 2009) e necessidade de ajustes de contatos dentais com procedimentos denominados remontagens em articulador (Kimpura et al. 2005).

Sabe-se que um aspecto de suma importância para a longevidade dos trabalhos protéticos relaciona-se à obtenção de um balanceamento bilateral oclusal entre as diversas regiões da prótese, fator que contribui para o equilíbrio de pressões sobre o rebordo.

Alterações dimensionais, por serem inerentes ao processo de acrilização e à resina acrílica não podem ser evitadas (Anusavice 2011), mas sim reduzidas, quer seja por procedimentos técnicos de ativação térmica controlada do material, quer seja como relatado no presente estudo, onde foi incorporada uma malha de reforço composta de nylon com e sem sílica numa disposição em que ocupava a região central do palato e distou em cerca de 3 mm da margem gengival em molares, sendo que esta distância foi gradativamente aumentando para a região anterior.

Foram mensuradas comparativamente as distâncias entre pontos dentais antes e após a acrilização ou reembasamento das peças. Esta forma de verificação da alteração dimensional se mostrou um método válido de análise de alteração dimensional da resina acrílica, sem que seja necessário o recorte do corpo de prova como se verifica na metodologia onde a análise se dá pelo grau de desadaptação entre o modelo de gesso e a base da prótese (Consani et al. 2006).

A presença da malha de nylon no corpo da RAAT possibilitou os menores valores de alterações dimensionais na posição dos dentes. Esta redução pode ser explicada pelo fato da fibra conduzir as tensões geradas durante a polimerização ao longo de todo arco da superfície da prótese de forma igual, obtendo desta forma os melhores resultados.

Para o segmento M-M, local que invariavelmente está sujeito a maiores alterações dimensionais, mostrou uma disparidade de valores onde os que se aproximaram do valor “zero”, foram aqueles que continham a malha de nylon, o que reforça a ideia de que a presença desta possivelmente permitiu a manutenção da posição da resina acrílica e conseqüentemente da posição original dos dentes artificiais. Isto, do ponto de vista clínico, traduzir-se-ia em menores implicações de ordem oclusal (contatos deflexivos) e em menor desadaptação da base junto aos tecidos.

Em todos os segmentos, com exceção do I-M, que foi avaliada a distância entre pontos de um mesmo lado do arco, houve significância estatística considerando-se a interação entre os três fatores e para todos os fatores isoladamente, ou nas outras interações se repetiram as diferenças apontadas onde invariavelmente a presença da fibra, quer seja associada ou não por sílica, possibilitou em uma menor alteração dimensional das peças, traduzida por menores discrepâncias de posições oclusais.

De acordo com Séo, (2006), após a realização de reparos com resina ativada por micro-ondas, as bases confeccionadas com resina termicamente ativada apresentaram alteração adicional. Neste sentido, os materiais de reforço poderiam diminuir a possibilidade de alteração dimensional pós-reembasamento.

Em contrapartida, Dixon e Breending, (1992) verificaram que após a realização de reparos com resina ativada por micro-ondas, as bases

confeccionadas com resina ativada termicamente apresentaram alteração dimensional adicional.

Ao analisar-se o cômputo geral das medidas nos grupos reembasados notou-se haver similaridades de alterações com aqueles grupos sem reembasamento após haver a aplicação das malhas. Isto pode-se traduzir da mesma forma como ocorreu no teste de resistência a flexão, em uma influência marcante do nylon, compensando o fato de se ter aspectos de polimerização distinta entre RAAT e RAAQ e que influenciam nas características do material.

Verificou-se, portanto, que a incorporação de uma malha modificada no interior da resina influenciou efetivamente na alteração dimensional do material para a metodologia empregada na pesquisa, independentemente das distâncias avaliadas, e que esses valores sugerem possíveis ocorrências de interferências ou desarmonias oclusais, ao extrapolarmos para uma situação clínica, deste modo, outros estudos que versem sobre este tema podem ser realizados na busca de maiores comprovações sobre os resultados obtidos neste estudo.

O estudo aqui delineado possibilitou a apresentação e testes iniciais sobre um novo formato e composição para uma malha de nylon. Por estes estudos preliminares, esses testes demonstraram serem promissores com relação a possíveis indicações que este material possa ter nos trabalhos em resina acrílica. Testes complementares se fazem necessários para que se possa entender melhor a forma como atua a malha de nylon.

Disposições e recortes alternativos para sua inclusão na prótese, bem como outras indicações e metodologias são fundamentais para que se possa definir o rol de possibilidades na utilização da fibra, que vem a somar-se na gama de alternativas viáveis na busca por longevidade e melhor qualidade dos trabalhos protéticos.

7 CONCLUSÃO

Diante do que foi a proposta desta pesquisa pode-se concluir que:

- 1- A adição da fibra de nylon modificada ou não por sílica aumentou substancialmente a resistência à flexão e diminuiu a alteração dimensional da resina acrílica, independentemente desta ser reembasada, o que aceita a hipótese H1;
- 2- O fator reembasamento, considerado isoladamente, reduziu em todos os grupos a resistência à flexão, e promoveu uma maior alteração na posição dos dentes;
- 3- No cômputo geral, o fator ciclagem não mostrou influência significativa na análise comparativa entre grupos.

8 REFERÊNCIAS

Alkhatib MB, Goodacre CJ, Suraitz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ, Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont.* 1990;3(3):249-55.

Anusavice KJ. *Phillips science of dental materials.* 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehab.* 2000;27:690-6.

Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):55-9.

Barbosa DB, Compagnonil MA, Leles CR. Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. *Braz Dent J.* 2002;13:197-200

Bastos LGC. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias - efeito de diversos reforços. 131f [Dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru: UNESP- Univ Estadual Paulista; 2003.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Braun K, Rodrigues GR, Rizzatti-Barosa C, Del Bel Cury. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pesqui Odontol Bras.* 2000;14(3):278-82.

Cheng YY, Chow TW. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. *J Prosthodont.* 1999;8:268-72.

Consani RLX, Lira AF, Mesquita MF, Consani S. Linear dimensional change in acrylic resin disinfected by microwave energy. *Cienc Odontol Bras.* 2006;9(2):34-39.

Compagnoni MA, Barbosa DB, Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004;91:281-5

Craig RG. *Restorative Dental Materials.* 10th ed. St. Louis: Mosby;1996.

Da Silva LH , de Castro HL , Tango RN , De Arruda Paes Junior TJ , Kimpara ET. Evaluation of flexural resistance of a denture base acrylic resin reinforced with glass fiber and with composite resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2010 Sep;18(3):107-10.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *Dent Technol.* 1987;57(5):650-8.

Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):417-9.

Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B, Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mater J.* 2007 Mar;26(2):232-9

Fais LM, Pinelli LAP, Silva, RHBT, Segalla JCM, Marcelo CC. Efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência flexural de resinas acrílicas reforçadas por fibras de vidro. *RFO UPF;* 2006;11(2):21-25.

Felton DA. Edentulism and Comorbid Factors. *J Prosthodont.* 2009;18(2): 88–96.

Goncalves AR. Efeito da desinfecção química e por microondas na alteração dimensional e resistência de união de resinas para reembasamento imediato e resina termopolimerizável. [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP- Univ Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho; 2005.

Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. A survey. *Br Dent J.* 1969;126(10):451-5.

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent.* 1992;20:370-4.

Hayden WJ. Flexural strength of microwave cured denture baseplates. *Den Dent.* 1986;34(5):367-71.

International Standardization Organization. Dentistry - denture base polymer – ISO 1567. 3.ed. Genève: ISO; 1999-2002. 27p.

Iwahori M. Deterioration of denture base relining resins by thermal cycling. J Japan Society Dent Mat Devices.1992;11:615.

Jagger D. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. J Oral Rehabil.,1999; 28 (9):865-72.

Jagger D. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. J Oral Rehabil. 2003;30(3):231-5.

Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures - Review. J Oral Rehabil. 1999;26(3):185-94.

John, J.; Gangadhar, S.A.; Shah, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers.J Prosthet Dent., 2001; 86(4) : 424-7.

Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inque K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. Dent Mater. 2000 Mar;16(2):150-8.

Keenan PLJ, Radford DR, Clarck RKF. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing.J Prosthet Dent. 2003;89(1):37-44.

Kmpara ET, Zanatta EC, Paes Junior TJA. Remontagem em próteses totais: porque indicá-la, como realizá-la In: Atualização Clínica em

Odontologia, Prótese, Prótese maxilo-facial, Prótese sobre implantes. São Paulo: Artes Médicas, 2005;5:331-47.

Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. RPG ver pos grad.1996;3(2):110-4.

Kostoulas I, Kavoura VT, Frangou MJ, Polyzois GL. Fracture Force, Deflection, and Toughness of Acrylic Denture Repairs Involving Glass Fiber Reinforcement. J Prosthodont. 2007;17(4):257-61.

Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. Dent Mater.1993;9:128-35.

Leles CR, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Bonding strength between a hard chairside relined resin and a denture base material as influenced by surface treatment. J Oral Rehabil. 2001 Dec;28(12):1153-7.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent. 1989;61(3):381-3.

Newell JA. Fundamentos da Moderna Engenharia e Ciência dos Materiais. Rio de Janeiro: LTC;2010.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dent Univ. 1968;2:23-40.

Paes Junior TJA, Marchini L, Kimpara ET. Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de microondas. PGR: Pós Graduação em revista. 1999;2(2):36-42.

Paes Junior TJA, Kiausinis V, Kimpara ET, Luchini LC. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial. RPG Rev Pós Grad. 2006;13(3):229-35.

Pavan S. Efetividade microbiológica da desinfecção por microondas e seus efeitos sobre a dureza de materiais reembasadores macios. [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP- Univ Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho;2006.

Perez LEC. Influencia da adicao de reforco e Ciclagem Mecânica Sobre a Resistencia ao Impacto de Resinas para base Reembasamento Imediato. [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP- Univ Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho;2011.

Peyton FA, Craig RG. Materiales dentales restauradores, 2ed. Trad. Ricardo Luiz Macchi. Buenos Aires: Ed Mundi;1974.

Projeto SB Brasil 2003: condições de saúde bucal da população brasileira 2002-2003: resultados principais / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica. – Brasília: Ministério da Saúde, 2004. 68p.

Ranganath LM, Shet RG, Rajesh AG, Abraham S. The effect of fiber reinforcement on the dimensional changes of poly methyl methacrylate resin after processing and after immersion in water: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2011 Jul 1;12(4):305-17.

Reis JM, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Dent.* 2006 Aug;34(7):420-6.

Reitz VP, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int.* 1985;8:547-51.

Ribeiro DG Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato. [Dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia: UNESP- Univ Estadual Paulista,2004.

Sartori EA, Schmidt CB, Walber LF, Shinkai RSA Effect of microwave disinfection on denture base adaptation and resin surface roughness. *Braz. dent.*2006;17(3):195-200.

Seò RS. Efeito do reembasamento, da ciclagem térmica, da ciclagem mecânica e da desinfecção por microondas sobre a força máxima de fratura, deformação, energia de ruptura e estabilidade dimensional de bases de prótese. [Dissertação]: Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP- Univ Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho,2006.

Seo RS, Murata H, Hong G, Vergani CE, Hamada T. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul;96(1):59-67.

Shibayama R, Gennari H, Mazaro J, Vedovatto E, Assunção W, Effect of Flasking and Polymerization Techniques on Tooth Movement in Complete Denture Processing- The Americ Colleg of Prosthodontics-2009 Apr;18(3):259-64.

Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Shnell RJ Microwave energy polymerization of poly (methacrylate) Denture base resin. Int J Prosthodont. 1989; 2(5):453-8.

Souza DLA, Tango RN, Silva LH, Feitosa SA, Arata A. Avaliação da resistência à flexão e dureza de uma resina acrílica ativada por microondas reforçada por sílica silanizada. São José dos Campos. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos- Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho” 2010.

Stipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. J Prosthet Dent. 1998 Nov;80(5):546-50

Tirapelli C. Avaliação da resistência ao impacto e à flexão de resinas acrílicas reforçadas com fibra de vidro. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo; 2004.

Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthet Dent.,1999;81(5):616- 20.

Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. J Oral Rehabil.1993 20(5):533-9.

Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand.* 1995 Dec;53(6):392-6.

Van Nort R. Introdução aos materiais dentários. 2ed, Porto Alegre: Artmed; 2004.

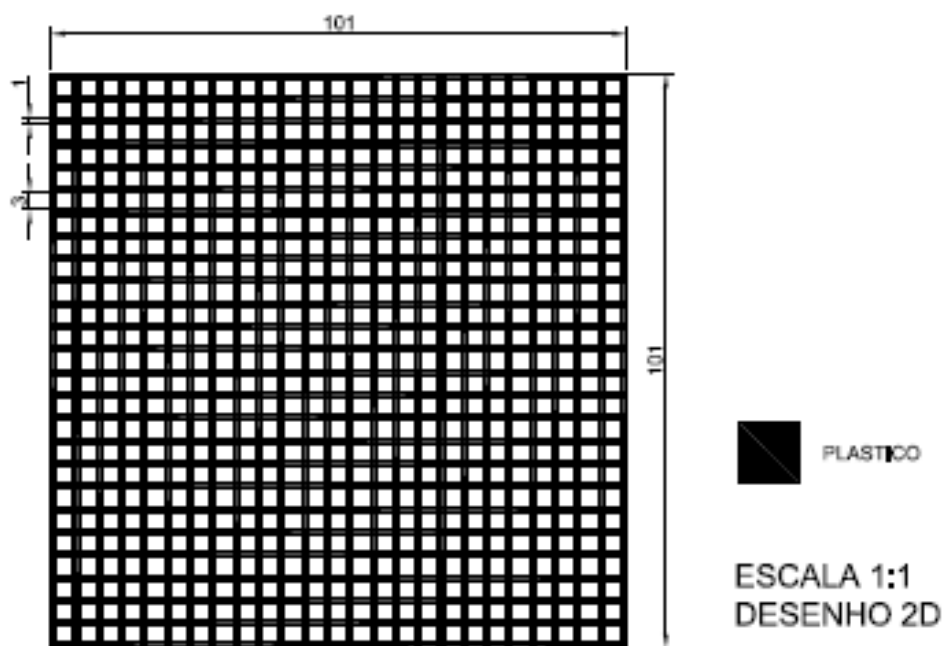
Vergani, C.E. Efeito da complementação térmica depolimerização em microondas sobre a resistência flexural e estabilidade dimensional de resinas acrílicas parareembasamento. [Tese Livre Docência]. Araraquara: Faculdade de Odontologia: UNESP- Univ Estadual Paulista, 2003.

Winkler S. Denture Base Resins. *Dent Clin North Amer.* 1984;28(2):287-97.

Woelfel JB. Processing complete dentures. *Dent Clin N Amer.* 1977;21(2):329-38.

ANEXOS- Dados do projeto da malha de nylon

Natmar Moldes e Plasticos Ltda.
 CNPJ - 58.835.299/0001-84 Inscrição Estadual - 112.093.048.111 - ME
 Rua: Cristóvão de Gouveia, 434 - Parque São Domingos - CEP 05120-020 São Paulo - SP
 Fones: (11) 3621-4866 / (11) 3621-2329 / (11) 3621-3030
 Fax: (11) 3622-3578 e-mail: natmar@natmar.com.br



COMPRIMENTO 101 MM (100 MM APÓS CONTRAÇÃO)
 LARGURA 101 MM (100 MM APÓS CONTRAÇÃO)
 ESPESSURA 1 MM

NATMAR MOLDES E PLASTICOS LTDA
 CLIENTE: TARCISIO
 PRODUTO: TELA EM NYLON
 MATERIAL: NYLON
 DESENHO N°: 23/2011 DATA:03/05/2011
 RESPONSÁVEL: PEDRO SANTOS DE PASCHÔA

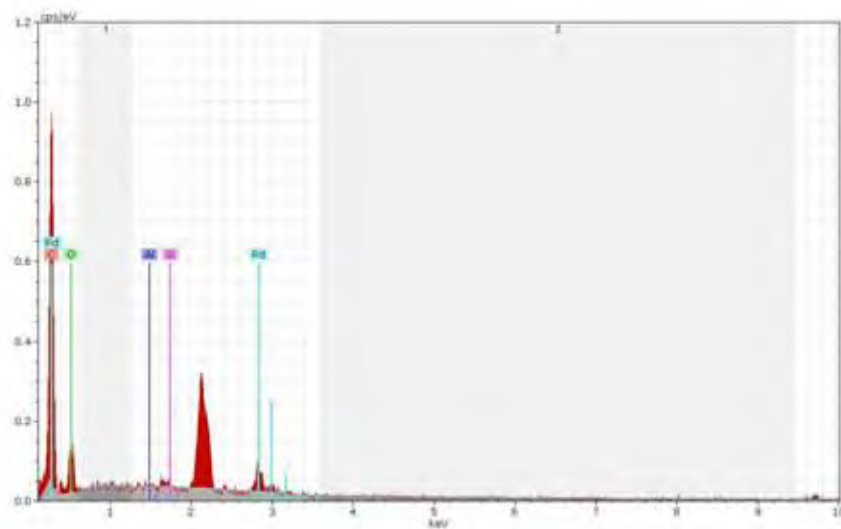
Teste EDS realizado para a malha de nylon com sílica

Application Note



Spectrum: Acquisition

Element	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Compound	norm. Comp. [wt.%]	Error (3 Sigma)
Carbon	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00
Oxygen	0.70	8.17	32.23		0.00	0.64
Aluminium	0.25	2.88	6.75	Al ₂ O ₃	5.45	0.22
Palladium	7.16	84.03	49.90		84.03	1.32
Silicon	0.42	4.92	11.07	SiO ₂	10.53	0.26
Total:	8.52	100.00	100.00			



Valores absolutos obtidos nos testes de flexão e alteração dimensional

Teste De Alteração Dimensional

		Grupo 1 - Vip											
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)						
	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	
CP1	39,63	36,78	30,41	33,57	12,97	27,34	43,32	40,15	33,08	36,00	14,56	19,47	
CP2	39,22	41,29	38,54	33,94	19,95	21,12	42,98	43,90	42,41	35,51	20,93	11,38	
CP3	39,17	41,45	37,65	34,76	19,56	22,67	42,76	43,19	40,40	36,82	20,67	13,52	
CP4	39,42	40,34	38,63	33,22	17,78	23,89	42,13	41,67	42,27	34,73	18,77	14,84	
CP5	39,19	40,23	38,91	33,62	17,77	24,76	43,56	42,91	42,19	36,45	20,21	16,45	
CP6	38,93	41,18	39,28	33,64	17,12	22,14	42,39	43,76	42,42	36,93	19,73	14,78	

		Grupo - 2 vip+nylon											
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)						
	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	
CP1	39,91	38,02	36,98	34,17	18,83	21,34	40,72	39,03	37,79	34,83	18,92	22,81	
CP2	39,87	36,09	39,03	33,52	17,82	21,41	40,65	36,72	39,95	34,71	18,73	22,38	
CP3	38,87	39,07	36,18	34,78	22,81	18,32	39,34	40,01	36,77	34,61	24,02	19,17	
CP4	38,74	39,01	34,11	33,12	21,55	15,03	39,65	39,98	36,07	33,91	22,13	16,81	
CP5	39,21	38,40	36,02	34,09	20,23	18,33	40,17	39,51	37,13	34,98	21,12	18,88	
CP6	39,34	39,71	37,28	33,67	18,29	21,03	40,23	40,67	38,04	34,34	19,21	21,84	

		Grupo - 3 vip+ nylon+ sílica											
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)						
	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	MM-M	M-I	I-M	C-C	C-I	I-C	
CP1	39,01	36,97	37,93	33,42	18,03	20,17	39,09	37,42	38,57	34,02	19,17	20,89	
CP2	38,74	37,19	38,11	35,02	18,72	20,38	39,23	37,98	38,92	35,18	19,00	21,01	
CP3	38,03	38,20	36,98	34,03	21,37	17,87	38,42	38,73	37,02	34,19	21,91	17,95	
CP4	38,82	36,34	36,95	34,51	21,92	18,34	39,05	36,79	37,21	34,72	22,33	19,74	
CP5	38,32	37,07	39,94	33,29	18,17	21,49	38,85	37,21	39,99	33,91	18,39	21,72	
CP6	38,76	37,23	36,40	33,81	18,68	20,23	38,92	37,55	36,67	34,01	18,77	20,63	

Grupo 4 – Vip+ciclagem												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C
CP1	39,76	41,45	37,11	33,51	17,30	22,42	43,11	43,15	40,07	35,56	16,52	19,71
CP2	39,34	41,67	38,56	33,90	18,12	21,51	42,13	43,42	40,43	35,22	20,21	22,34
CP3	39,89	41,98	37,89	34,12	19,78	22,77	42,52	43,25	40,06	36,42	20,98	23,55
CP4	39,56	40,43	38,31	33,27	18,31	23,13	42,81	43,69	41,78	35,71	19,25	22,54
CP5	39,11	40,01	38,47	33,45	17,55	24,01	43,72	42,99	41,19	35,77	29,33	21,69
CP6	38,39	41,17	39,20	33,66	17,39	22,48	42,23	43,77	42,87	36,13	19,48	20,17

Grupo 5 - vip+nylon+ciclagem												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C
CP1	39,22	34,33	38,27	34,29	16,79	22,21	40,37	35,17	39,11	34,82	17,08	23,02
CP2	38,56	35,54	38,16	33,21	17,91	20,74	39,43	36,19	38,91	33,94	18,55	21,52
CP3	39,13	38,28	38,04	33,78	22,04	18,33	40,08	39,17	38,53	34,61	22,68	18,72
CP4	38,03	39,11	37,34	32,45	22,22	17,17	38,97	39,85	37,91	33,34	22,71	17,53
CP5	38,64	38,67	37,82	33,17	20,44	18,92	39,56	39,12	38,43	33,82	21,07	19,33
CP6	39,43	38,01	37,58	33,52	20,35	20,76	40,77	38,61	38,05	34,16	21,13	21,09

Grupo 6 - vip+nylon+silica+ciclagem												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C	MM	MH	I-M	C-C	C-I	I-C
CP1	39,67	35,78	37,46	33,68	16,23	20,73	40,15	36,02	37,92	33,87	17,34	21,43
CP2	37,47	36,25	37,63	32,96	21,34	20,69	37,98	36,82	38,17	33,13	21,85	21,38
CP3	39,55	37,61	36,37	34,63	17,01	20,85	40,03	38,14	36,83	35,01	17,57	21,42
CP4	37,72	36,02	37,11	33,76	17,38	19,44	38,14	36,71	37,66	34,32	17,89	20,08
CP5	39,63	36,98	38,77	33,58	16,26	21,35	40,10	37,25	39,35	34,22	16,97	22,13
CP6	39,29	36,84	38,12	33,34	16,78	21,08	39,88	37,31	38,65	33,71	17,33	21,46

Grupo R1 ₁ - Vlp+ reembasador												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	40,34	41,55	38,75	34,39	18,34	21,45	42,23	43,63	40,02	36,58	19,33	21,63
CP2	40,87	40,92	39,21	33,87	19,12	22,91	42,14	42,32	41,22	35,95	19,03	22,87
CP3	39,23	41,01	38,50	34,13	18,32	21,84	41,56	43,78	40,98	36,13	19,01	22,35
CP4	39,12	40,78	39,77	32,83	17,69	23,27	41,37	42,50	41,33	34,16	18,14	22,98
CP5	40,41	42,45	38,48	34,62	18,34	24,07	42,78	43,73	40,59	36,23	18,75	23,36
CP6	39,93	41,33	38,22	34,98	19,23	23,46	41,39	43,11	40,53	36,27	19,54	23,61

Grupo R2 ₁ - Vlp+ nylon+ reembasador												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	40,12	42,12	37,87	34,11	19,02	22,31	41,17	43,29	49,02	35,31	19,01	21,76
CP2	40,17	41,71	38,53	34,24	18,65	22,54	41,14	42,98	40,54	35,58	19,02	22,23
CP3	39,99	40,13	39,67	33,02	19,29	21,81	41,33	41,24	40,91	34,25	19,11	21,98
CP4	39,23	40,43	38,82	32,98	18,23	22,45	40,72	41,57	41,03	34,24	18,11	22,25
CP5	40,21	41,41	39,23	34,07	18,38	23,14	41,15	42,59	40,66	35,74	18,87	23,02
CP6	39,38	40,56	39,21	33,78	18,71	23,27	40,57	41,71	40,61	35,06	19,12	23,11

Grupo R3 ₁ - Vlp+ nylon e sílica+ reembasador												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	40,23	41,34	38,45	33,61	19,27	21,22	40,82	42,01	39,02	34,11	19,07	21,13
CP2	40,65	41,23	38,59	33,14	18,78	22,44	41,07	42,04	39,11	33,75	19,13	22,37
CP3	39,78	40,84	39,12	33,43	19,41	21,76	40,33	41,44	39,93	33,89	19,32	21,85
CP4	39,67	40,72	38,79	34,12	19,01	22,35	40,27	41,12	39,42	34,76	18,34	22,37
CP5	39,84	41,11	39,27	34,71	18,77	22,04	40,16	41,88	40,07	35,35	18,96	22,54
CP6	39,88	40,95	39,21	33,65	18,93	21,87	40,55	41,54	40,02	34,17	19,00	22,10

Grupo R4 – Vip+clagem+reembasador												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	39,64	43,09	39,25	36,35	19,39	22,77	41,94	46,63	41,75	40,34	21,22	24,13
CP2	38,98	42,21	38,72	35,77	18,27	23,25	42,52	45,12	40,95	39,12	20,31	25,01
CP3	41,58	41,77	39,32	33,73	19,28	21,60	44,77	44,46	41,94	37,03	21,51	23,71
CP4	40,61	42,28	39,58	34,76	20,11	20,25	44,49	45,32	41,53	37,14	21,77	22,43
CP5	38,77	41,94	39,79	33,40	21,42	22,24	42,33	44,21	42,04	36,71	22,81	23,95
CP6	39,64	41,86	38,76	34,13	20,73	23,09	41,95	44,62	40,13	36,22	22,50	24,87

Grupo R5 – Vip+ nylon+reembasador+clag												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	40,34	41,51	38,13	34,12	19,07	22,34	41,85	42,67	39,34	35,44	19,29	21,87
CP2	40,23	41,27	38,84	34,45	18,87	22,81	41,44	42,78	40,01	35,23	19,93	22,41
CP3	39,45	41,63	38,77	33,87	19,34	21,06	40,67	42,77	40,12	34,98	19,01	21,72
CP4	39,67	40,76	38,40	33,91	18,23	22,70	40,82	41,82	40,33	34,96	18,10	22,29
CP5	40,98	41,91	39,18	34,05	19,00	22,19	41,99	42,98	40,45	35,56	18,35	22,67
CP6	40,38	40,22	38,65	33,89	18,90	22,04	41,45	41,65	40,02	35,19	19,28	22,76

Grupo R6 – Vip+ nylon e silica+reemb+clag												
CORPO DE PROVA	PRE-POLIMERIZAÇÃO (mm)						POS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C	MM'	MI	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	40,47	41,56	39,23	33,22	19,57	21,55	40,92	42,03	39,67	33,45	19,82	21,37
CP2	40,81	41,54	38,77	33,51	18,57	22,11	41,31	42,07	39,29	33,82	18,62	22,18
CP3	39,99	40,67	39,55	33,58	19,41	21,78	40,49	41,17	39,98	33,91	19,38	21,88
CP4	39,23	40,42	38,70	34,24	19,10	22,25	39,92	41,00	39,17	34,67	19,05	22,10
CP5	39,61	41,48	39,36	34,13	18,35	22,03	40,19	41,89	39,81	34,33	18,27	22,07
CP6	39,82	40,88	39,19	33,82	18,98	21,88	40,34	41,36	39,63	34,11	19,01	22,05

Teste de resistência à flexão

Corpo de prova	Grupo 1 vip		Grupo 2 vip+nylon		Grupo 3 nylon+sil	
	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)
CP1	21,34	69,74	30,74	100,47	39,31	128,48
CP2	22,37	73,11	30,37	99,26	40,37	131,94
CP3	24,12	78,83	29,34	95,89	44,13	144,23
CP4	22,86	74,71	32,98	107,79	46,72	152,70
CP5	23,18	75,76	34,77	113,64	47,85	156,39
CP6	24,01	78,47	36,21	118,34	51,37	167,89
CP7	22,44	73,34	36,32	118,70	48,65	159,00
CP8	23,03	75,27	38,87	127,04	52,13	170,38
CP9	24,22	79,16	30,57	99,91	49,40	161,45

Corpo de prova	Grupo 5 vip+nylon		Grupo 4 vip		Grupo 6 nylon+sil	
	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (Mpa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)
CP1	24,08	78,71	19,74	64,52	42,13	137,71
CP2	24,93	81,49	22,49	73,51	47,77	156,14
CP3	23,48	76,74	23,76	77,66	53,33	174,34
CP4	36,56	119,51	24,32	79,49	40,31	131,76
CP5	29,14	95,24	21,71	70,96	46,97	153,53
CP6	31,71	103,65	22,91	74,88	48,11	157,25
CP7	34,52	112,83	23,98	78,38	42,14	137,74
CP8	33,67	110,05	24,17	79,00	44,65	145,94
CP9	26,13	85,41	25,97	84,88	47,82	156,30

Corpo de prova	Grupo R1 vip		Grupo R2 vip+nylon		Grupo R3 nylon+sil	
	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)
CP1	17,55	57,36	24,91	81,45	31,31	102,37
CP2	15,59	50,96	24,27	79,34	30,14	98,52
CP3	17,20	56,22	23,60	77,15	30,29	99,03
CP4	16,37	53,52	23,92	78,19	31,78	103,91
CP5	17,78	58,13	25,31	82,74	34,17	111,72
CP6	17,49	57,19	24,37	79,67	33,69	110,14
CP7	16,05	52,48	24,53	80,20	33,97	111,07
CP8	17,13	56,01	22,88	74,81	34,70	113,45
CP9	15,29	49,98	24,51	80,12	30,52	99,78

Corpo de prova	Grupo R5 vip+nylon		Grupo R4 vip		Grupo R6 nylon+sil	
	Resist (kgf)	Tensão (MPa)	Resist (kgf)	Tensão (Mpa)	Resist (kgf)	Tensão (MPa)
CP1	22,01	71,94	17,08	55,82	29,14	95,25
CP2	20,97	68,54	15,35	50,17	31,22	102,04
CP3	22,02	71,97	14,72	48,11	32,54	106,36
CP4	21,56	70,47	13,31	43,50	30,71	100,38
CP5	22,11	72,27	15,76	51,51	30,63	100,11
CP6	23,56	77,01	16,31	53,31	31,07	101,55
CP7	21,67	70,83	17,48	57,13	31,17	101,88
CP8	20,01	65,40	16,27	53,18	30,56	99,89
CP9	19,19	62,72	15,47	50,56	31,84	104,07