

**ESTUDO DO DESEMPENHO DE PASTAS ABRASIVAS PARA O  
POLIMENTO DE RESINAS ACRÍLICAS ODONTOLÓGICAS**

**MARIA MARTA MUNIZ DE SOUZA**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO NORTE FLUMINENSE  
DARCY RIBEIRO- UENF

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ  
OUTUBRO - 2014

# **ESTUDO DO DESEMPENHO DE PASTAS ABRASIVAS PARA O POLIMENTO DE RESINAS ACRÍLICAS ODONTOLÓGICAS**

**MARIA MARTA MUNIZ DE SOUZA**

“Dissertação apresentada ao Centro de Ciências e Tecnologias da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Engenharia e Ciências dos Materiais.”

Orientador: Prof. DSc. Rubén Jesus Sanchez Rodriguez

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ  
OUTUBRO - 2014

# **ESTUDO DO DESEMPENHO DE PASTAS ABRASIVAS PARA O POLIMENTO DE RESINAS ACRÍLICAS ODONTOLÓGICAS**

**MARIA MARTA MUNIZ DE SOUZA**

“Defesa de dissertação apresentada ao Centro de Ciências e Tecnologias da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Engenharia e Ciências dos Materiais.”

Aprovada em 20 de Outubro de 2014.

Comissão Examinadora:

---

Prof<sup>a</sup>. DSc. Márcia Giardiniere de Azevedo – LAMAV/CCT/UENF

---

Prof. DSc. Marco Antônio Gallito – UFF

---

Prof. DSc. Djalma Souza – LAMAV/ CCT/ UENF

---

Prof. DSc. Rubén Sanchez Rodriguez - LAMAV/ CCT/ UENF  
(Orientador)

Depois de algum tempo você, aprende que as circunstâncias e os ambientes têm influência sobre nós, mas nós somos responsáveis por nós mesmos. Começa a aprender que não deve-se comparar com os outros, mas com o melhor que pode ser. Descobre que se leva muito tempo para se tornar a pessoa que quer ser, e que o tempo é curto.

(William Shakespeare)

Dedico este trabalho aos meus pais  
Olivan e Marly, aos meus filhos Mariana,  
Daniel e Bárbara, cujo amor, carinho e  
atenção foram decisivos para essa  
importante conquista de agora.

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus, que é a força maior de todo o Universo e que ilumina o meu caminho.

Aos meus pais Olivan e Marly, que sempre me incentivaram nos estudos.

Aos meus filhos Mariana, Daniel e Bárbara, por toda paciência e apoio.

Ao Professor Orientador Rubén Sánchez Rodriguez, pelo desafio, incentivo e aprendizado durante o curso.

A Professora Ana Lucia Skury pela oportunidade, onde no início me incentivou para a realização do trabalho.

A Professora Marcia Giardinieri, amiga e irmã de todas as horas, meu eterno agradecimento.

Ao amigo José Amaral da Silveira por todo o incentivo e carinho.

A amiga Cristiane Aguiar que a Universidade me presenteou, o meu muito obrigado por toda a paciência e carinho nesta caminhada.

A amiga Angélica, amiga querida do coração, obrigada pela ajuda em todas as oportunidades.

A Dirlei, minha amiga, que em todos os momentos me incentivou a seguir em frente e acreditou em mim.

Ao primo André e ao amigo Marcelo, pelo direcionamento no momento de muita dificuldade.

Aos amigos, Elaine, Darlan, Bárbara, Marcia, Marlon, Silvio, Michel e Lucivan pela ajuda na realização do trabalho.

Ao professor João e sua aluna Estéfany, do LFBM/CBB e Marcia Adriana e Beatriz do ILBCT/ CBB – Laboratório de Fisiologia e Bioquímica de Microorganismos que com todo carinho, me acolheram para realização das análises de microbiologia e do MEV.

Aos demais professores com os quais realizei as matérias necessárias para obtenção dos créditos.

A Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE, pelas análises do MEV.

Ao carinho de Ivanilda.

Aos membros da Banca examinadora, por tratarem com profissionalismo o trabalho apresentado.

## SUMÁRIO

INDÍCE DE FIGURAS .....	iv
RESUMO.....	viii
ABSTRACT .....	ix
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO .....	1
1.1. OBJETIVOS .....	2
1.1.1. OBJETIVO GERAL .....	2
1.1.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	3
1.2. JUSTIFICATIVA .....	3
CAPÍTULO 2: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	5
2.1. RESINA ACRÍLICA .....	5
2.1.1. TIPOS DE RESINA ACRÍLICA.....	6
2.1.1.1. RESINA ACRÍLICA TIPO 1 - POLIMERIZAÇÃO COM ENERGIA TÉRMICA.....	8
2.1.1.2. RESINA ACRÍLICA TIPO 2 - POLIMERIZAÇÃO COM AGENTE QUÍMICO.....	9
2.1.1.3. RESINA ACRÍLICA TIPO 5 - POLIMERIZAÇÃO COM MICROONDAS .....	9
2.1.2. PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS.....	10
2.1.2.1 SORÇÃO E SOLUBILIDADE .....	10
2.1.2.2. PROPRIEDADES MECÂNICAS .....	11
2.1.2.3. RUGOSIDADE.....	13
2.2. ADESÃO BACTERIANA .....	14
2.2.1. STAPHYLOCOCCUS AUREUS.....	17
2.3. ACABAMENTO E POLIMENTO.....	18
2.4. PASTAS DE POLIMENTO .....	21
2.4.1. ABRASIVOS UTILIZADOS NAS PASTAS DE POLIMENTO.....	24
2.4.1.1. DIAMANTE .....	24
2.4.1.2. ÓXIDO DE ALUMINA.....	25
2.4.2. SUSPENSÕES PARA USO INDUSTRIAL.....	25
2.4.3. PASTAS DE ABRASIVAS APLICADAS NA ODONTOLOGIA .....	27

CAPITULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1. MATERIAIS.....	29
3.2. METODOLOGIA PARA FORMULAÇÃO DA PASTA ABRASIVA EXPERIMENTAL.....	30
3.2.1 DETERMINAÇÃO DA NATUREZA E PERCENTUAL DA CARGA ABRASIVA DE DUAS PASTAS COMERCIAIS.....	31
3.2.1.1. ANÁLISE TERMOGRAVIMÉTRICA - PERCENTUAL DE CARGA.....	31
3.2.1.2. ESPECTROSCOPIA DE DIFRAÇÃO DE RAIOS-X (EDX) - DETERMINAÇÃO DA NATUREZA DA CARGA.....	32
3.2.2. ESPECTROSCOPIA DE INFRAVERMELHO COM TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR) - DETERMINAÇÃO DA NATUREZA DA MATRIZ .....	32
3.3. FORMULAÇÃO DA PASTA ABRASIVA .....	33
3.4. CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DAS PASTAS ABRASIVAS EXPERIMENTAIS .....	34
3.5. CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA CONFECCIONADOS A PARTIR DE RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZAVEL..	35
3.5.1 CORPOS DE PROVA PARA TESTE DE RUGOSIDADE .....	36
3.5.2 CORPOS DE PROVA PARA ENSAIO DE TRAÇÃO .....	38
3.5.3 CORPOS DE PROVA PARA ENSAIO DE MICRODUREZA VICKERS.....	39
3.5.4 CORPOS DE PROVA AFM E MEV.....	40
3.6 DUREZA VICKERS.....	40
3.7 ENSAIOS DE TRAÇÃO .....	42
3.8 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA.....	42
3.9 MICROSCOPIA CONFOCAL.....	43
3.10 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) .....	44
3.11 CULTURA DE BACTÉRIAS .....	45
3.12 PREPARO DAS AMOSTRAS APÓS CULTURA PARA AVALIAÇÃO DA ADERÊNCIA BACTERIANA.....	46
CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	48
4.1. CARACTERIZAÇÃO DAS BASES POLIMÉRICAS NA FORMULAÇÃO DAS PASTAS ABRASIVAS.....	48

4.2. DETERMINAÇÃO DO PERCENTUAL DE CARGA E NATUREZA DA CARGA ABRASIVA.....	52
4.3. CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA DOS DIAMANTES E DA ALUMINA UTILIZADOS NAS FORMULAÇÕES ABRASIVAS (MEV).....	54
4.4 PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DE PRÓTESES E PROVISÓRIOS.....	56
4.4.1 RESISTÊNCIA MECÂNICA.....	56
4.4.2 MICRODUREZA VICKERS.....	59
4.5 CARACTERIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS CORPOS DE PROVA ANTES E APÓS POLIMENTO.....	60
4.6 MORFOLOGIA DA SUPERFÍCIE DAS RESINAS POR AFM APÓS POLIMENTO.....	70
4.7 ANÁLISE DA CAPACIDADE ABRASIVA E DO POLIMENTO DAS PASTAS FORMULADAS.....	73
4.8 ADESÃO BACTERIANA NOS CORPOS DE PROVA APÓS POLIMENTO.....	81
CAPÍTULO 5: CONCLUSÃO.....	87
CAPÍTULO 6: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	88

## INDÍCE DE FIGURAS

Figura 1: Fórmula estrutural da molécula de metacrilato de metila (Fortes <i>et al.</i> , 2004).....	7
Figura 2: Representação esquemática do processo de polimerização (Fortes <i>et al.</i> , 2004).....	8
Figura 3: Aspecto macroscópico da prótese. (a) Antes do polimento; (b) Após o polimento.....	18
Figura 4: Superfície de um implante em um aumento de 3000x (Adaptado de Samuel, 2000).....	19
Figura 5: Esquema de desgaste a dois e a três corpos (Zum-Gahr, 1987).....	21
Figura 6: Organograma de Caracterização das Pastas Abrasivas Comerciais. ....	31
Figura 7: Organograma da Caracterização da Pasta Abrasiva. ....	34
Figura 8: Organograma de confecção e preparação dos corpos de prova. ....	36
Figura 9: A) Confecção dos corpos de prova, B) Corpos de prova (medida). ....	37
Figura 10: Politriz, marca AROTEC/AROPOL,UENF/LAMAV (a) e (b) Acabamento inicial das amostras.....	38
Figura 11: Confecção dos corpos de prova para o ensaio de tração e dimensões. (a) Esquema das dimensões dos corpos de prova de acordo com a norma ASTM-D638M; (b) matriz utilizada para confecção dos corpos de prova.....	39
Figura 12: Confecção dos corpos de prova para o ensaio de dureza. ....	40
Figura 13: Ensaio de microdureza Vickers realizado em um Microdurômetro (marca Shimadzu da série HMV-2). ....	41
Figura 14: Imagem em Microscópio Óptico da área de indentação na superfície do corpo de prova da resina acrílica. ....	41
Figura 15: Detalhe da Máquina de ensaio (marca Instron modelo 5582).....	42
Figura 16: Microscópio Confocal (marca Olympus Modelo LEXT OL S4000). ....	44
Figura 17: Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV, marca TEOL JSM 6460 LV). .....	45
Figura 18: Espectro no infravermelho da Pasta Comercial A.....	49
Figura 19: Espectro no infravermelho do polietileno glicol. ....	49

Figura 20: Espectro de infravermelho da Pasta Comercial B.....	50
Figura 21: DSC das pastas comerciais A e B e do PEG. ....	52
Figura 22: Curvas Termogravimétricas obtidas através do ensaio de TGA das pastas comerciais abrasivas (Pastas A e Pasta B).....	53
Figura 23: Micrografia exibindo a morfologia dos diamantes LAMAV (a) e Diambra (b).....	55
Figura 24: Micrografia da alumina, MEV (LAMAV).....	56
Figura 25: Curvas de tensão e deformação (a) resina Vip; (b) resina Dencor. ....	57
Figura 26: Micrografias das superfícies dos corpos de prova. (a) resina VIP, (b) resina Dencor, MEV (LAMAV).....	61
Figura 27: Rugosidade da resina Dencor antes do polimento (Confocal/LAMAV). ...	62
Figura 28: Rugosidade da resina Vip antes do polimento (Confocal/LAMAV). ....	63
Figura 29: Micrografias das superfícies dos corpos de prova Vip obtidos após o polimento com as pastas PE-CO-PEG+PEG+DB_20% (a) e (b) e Pasta Comercial A (c) e (d), (MEV/COPPE/UFRJ). ....	64
Figura 30: Rugosidade dos corpos de prova da resina Vip obtido após o polimento com a pasta PE-CO-PEG+PEG+DB_20% (Confocal/LAMAV). ....	65
Figura 31: Rugosidade dos corpos de prova resina Vip obtido após o polimento com a Pasta comercial A (Confocal/LAMAV).....	66
Figura 32: Micrografias das superfícies dos corpos de prova da resina Vip com Método 1 de acabamento (a) e Método 2 de acabamento (b), em um aumento de 1000x. ....	67
Figura 33: Micrografias das superfícies dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da pasta formulada PE-CO-PEG+PEG+DB_20% (A e B) e com polimento da Pasta Comercial A (C e D), MEV COPPE/UFRJ. ....	68
Figura 34: Confocal dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da pasta formulada PE-CO-PEG+PEG+DB_20% (Confocal/LAMAV).....	69
Figura 35: Confocal dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da Pasta Comercial A (Confocal/LAMAV). ....	70
Figura 36: Morfologia da superfície da resina Dencor por AFM (LAMAV).....	71
Figura 37: Topografia da resina Dencor por AFM com 5µm x 5µm (LAMAV). ....	71

Figura 38: Morfologia da superfície da resina Vip por AFM (LAMAV).....	72
Figura 39: Topografia da resina Vip por AFM com 5µm x 5µm (LAMAV).....	72
Figura 40: Variação de rugosidade da resina Dencor. ....	75
Figura 41: Variação de rugosidade da resina Vip.....	76
Figura 42: Variação da rugosidade das formulações utilizando diamante LAMAV como carga. ....	77
Figura 43: Variação da rugosidade das formulações utilizando diamante LAMAV como carga. ....	78
Figura 44: Valores de rugosidade superficial das resinas Dencor e Vip. ....	79
Figura 45: Micrografia MEV da lâmina - no LBCT/CBB.....	81
Figura 46: Micrografia MEV do dente de um cachorro (no LBCT/CBB). ....	82
Figura 47: Micrografia MEV do corpo de prova da resina Vip com pasta formulada PE-CO-PEG+PEG+DB12%, Método 1, mostrando a aderência bacteriana. ....	83
Figura 48: Micrografia MEV do corpo de prova da resina Dencor com a pasta formulada PE-CO-PEG+PEG+DB_12%+AL203 , Método 1).....	84
Figura 49: Micrografia MEV do corpo de prova resina Vip após o polimento com a Pasta B, Método 1.....	85
Figura 50: Micrografia MEV do corpo de prova da resina Vip após o polimento com a Pasta comercial B, Método 1. ....	86

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Composições das pastas abrasivas.....	34
Tabela 2: Copos de Prova Método 1 e Método 2.....	37
Tabela 3: Principais sinais no infravermelho atribuídos ao polímero presente na Pasta Comercial A e PEG.....	51
Tabela 4: Principais sinais no Infravermelho atribuídos ao polímero presente na Pasta Comercial B e os sinais observados no polímero PEG.....	51
Tabela 5: Composição química da pasta comercial abrasiva B e A, obtida na análise de EDX.....	54
Tabela 6: Resultado dos ensaios de tração das resinas autopolimerizáveis.....	58
Tabela 7: Microdureza Vickers das resinas acrílicas.....	60
Tabela 8: Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip.....	65
Tabela 9: Resultado da análise da Rugosidade Média ( $R_a$ ) da resina Dencor.....	69
Tabela 10: Valores dos parâmetros de rugosidade da superfície das resinas após polimento com a Pasta A. ....	73
Tabela 11: Teste de rugosidade Método 1.....	74
Tabela 12: Teste de rugosidade Método 2.....	78
Tabela 13: Massa dos corpos de prova do Método 2.....	80
Tabela 14: Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip com a pasta formulada PE-CO-PEG+PEG+DB_12%, Método 1.....	83
Tabela 15: Resultado da análise da rugosidade da resina Dencor com a pasta PEB+PEG+DB_12%+ $AL_2O_3$ , Método 1. ....	84
Tabela 16: Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip e a Pasta B, Método 1.....	85
Tabela 17: Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip, utilizando a Pasta Comercial B, Método 1.....	86

## RESUMO

As pastas de polimento, objeto desta pesquisa, apresentam-se como uma necessidade diante dos problemas referentes ao processo de polimento com pastas já existentes. Clinicamente, a execução de procedimentos diretos de acabamento e polimento das superfícies restauradas, a partir de resinas compostas tem sido cada vez mais utilizada, não ocorrendo o mesmo com a resina acrílica. O polimento adequado da superfície de próteses e provisórios auxilia na qualidade estética e na diminuição de adesão bacteriana, e conseqüentemente na eficiência do trabalho. Visando solucionar problemas relacionados à ação bacteriana e ajustes clínicos finais no consultório, o presente trabalho teve como objetivo principal, desenvolver uma pasta alternativa, para polimento de resinas acrílicas utilizadas na confecção de restaurações provisórias e próteses. Uma formulação alternativa de pasta abrasiva a base de copolímero (PE-co-PEG) e polietileno glicol foi proposta e aplicada em corpos da prova, confeccionadas a partir de resinas acrílicas. Para verificar a eficiência da pasta formulada foi feita a aplicação de pastas comerciais previamente caracterizadas determinando a natureza da matriz e das cargas com auxílio das técnicas TGA, EDX e FTIR nos corpos da prova de resinas acrílicas com dois diferentes métodos de acabamento. Após o polimento a rugosidade dos corpos da prova foi avaliada por microscopia confocal eletrônica e força atômica. A pasta PE-co-PEG+PEG+DB20% apresentou um resultado de redução de rugosidade superior (80%) valor superior ao da pasta comercial A (79,3%). A formulação PE-co-PEG+PEG+DB20% resultou numa alternativa de pasta comercial em fase de desenvolvimento que podem vir a gerar uma pasta comercial eficiente no polimento de resinas acrílicas de uso odontológico.

**Palavras-chave:** Resina Acrílica, Pastas Abrasivas, Rugosidade.

## ABSTRACT

The polishing pastes, object of this study, are presented as a necessity in the face of problems related to the polishing process with existing folders. Clinically, the implementation of direct finishing and polishing procedures of restored surfaces from composite resins have been increasingly used, was not the case with acrylic resin. Proper polishing the surface of dentures and provisional assists in aesthetic quality and the reduction of bacterial adhesion, and consequently the work efficiency. In order to solve problems related to bacterial action and final clinical settings in the office, this study aimed to develop an alternative folder, polishing acrylic resins used in the manufacture of provisional restorations and prostheses. An alternative formulation of abrasive paste the base copolymer (PE-co-PEG) and polyethylene glycol was proposed and applied to the test bodies made from acrylic resins. To check the efficiency of the formulated paste was made the application of commercial folders previously characterized determining the nature of the matrix and loads with the aid of technical TGA, FTIR and EDX in the bodies of proof acrylic resins with two different methods of finishing. After polishing the surface roughness of the test bodies was assessed by electron microscopy and confocal atomic force. EP-co-PEG pulp + PEG + DB20% had a score of greater roughness reduction (80%) higher than that of the commercial pulp (79.3%). The PE-co-PEG formulation + PEG + DB20% resulted in a commercial alternative folder under development that may generate an efficient commercial paste for polishing acrylic resins for dental use.

**Keywords:** Acrylic Resin, Abrasive paste, roughness

## **CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO**

A busca do aprimoramento das formas de polimento utilizadas nas próteses e restaurações provisórias da Odontologia resulta do fato de que as pastas existentes no mercado têm por base a utilização nas resinas compostas e não nas resinas acrílicas.

As resinas acrílicas são formadas por compostos orgânicos (PPMA), ao passo que as resinas compostas incluem em sua constituição uma fase orgânica (matriz) e uma fase inorgânica, (partículas de carga), agente silano (Bordin, 2001). As pastas de polimento, presentes no mercado foram elaboradas para atender as resinas compostas, o que dificulta o trabalho do profissional no momento de polir próteses e restaurações provisórias que são confeccionadas por resinas acrílicas, resultando em um maior aumento de tempo na finalização do desta no consultório. Uma vez que a cada novo desgaste que se faça, torna-se necessário o profissional envie a prótese para o laboratório.

O objetivo principal do trabalho desta dissertação é o desenvolvimento de uma pasta alternativa direcionada para o polimento da resina acrílica.

Para o alcance das metas propostas desenvolvidos durante os estudos para se avaliar a efetividade da pasta experimental em comparação com as pastas comerciais, confeccionados através de corpos de prova e a partir de resinas acrílicas, depois de avaliados a resistência mecânica e rugosidade superficial foram feitos testes de cultura bacteriana para verificar a aderência após polimento.

A pasta é efetiva no polimento uma vez que diminuiu a adesão bacteriana em relação as pastas comerciais, sendo indicativo da baixa rugosidade encontrada após polimento com a pasta experimental.

Enfatizando que no caso da confecção das próteses e restaurações, a superfície deve ser lisa sem rugosidades, dificultando o acúmulo de restos alimentares e resíduos que causam proliferação de bactérias e fungos, visto que a presença de microrganismos numa restauração pode causar cárie e doenças conforme estudo realizado por Quirynen e Bollen (1995).

Também é importante observar que o polimento determina tanto a qualidade

estética do trabalho, quanto a eficiência funcional, pois confere à peça uma lisura adequada, visando preferencialmente a inibição do acúmulo de resíduos na superfície externa da prótese (Pinheiro 2010; Bollen 1995).

Aponta-se que no consultório dentário, na maioria das vezes, o cirurgião-dentista não possui condições para fazer o polimento adequado e, embora receba as próteses devidamente polidas, quase sempre são necessárias ajustes clínicos, provocando rugosidades indesejáveis às mesmas, sendo, então necessário o reenvio da peça para o laboratório com a finalidade de um novo polimento.

Com a finalidade de devolver o alto brilho e a lisura requerida pela resina acrílica, o cirurgião deve enviar a prótese novamente para o laboratório para executar o devido polimento, prolongando o término do trabalho.

Nota-se então que, a existência de uma pasta que possibilite ao profissional realizar este polimento final no próprio consultório é de grande utilidade, tanto para o paciente quanto para o profissional, evitando, assim o retorno do paciente para a conclusão do trabalho.

A intenção desse estudo é criar uma pasta de polimento aplicável às resinas acrílicas e a partir das pastas já existentes no mercado e amplamente comercializadas, garantir próteses e restaurações provisórias de qualidade visando, beneficiar o paciente, pela eficiência e funcionalidade na otimização do término do tratamento, além de constituir em um polímero biodegradável e inédito entre as pastas para polimento.

## **1.1. OBJETIVOS**

### **1.1.1. OBJETIVO GERAL**

Desenvolvimento de pastas abrasivas alternativas destinadas para o polimento de peças odontológicas confeccionadas a partir de resinas acrílicas, comparando os resultados obtidos com duas pastas comerciais denominadas de Pasta A e Pasta B.

### **1.1.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Analisar a composição de duas pastas comerciais Pasta A e Pasta B.
- Desenvolvimento de uma pasta abrasiva para o polimento de peças odontológicas confeccionadas a partir de resinas acrílicas.
- Analisar a rugosidade das resinas acrílicas comerciais utilizadas na confecção de provisórios e próteses dentárias antes e depois do procedimento de polimento com as pastas comerciais e experimentais.
- Avaliar o efeito da composição das pastas abrasivas sobre a rugosidade das peças correlacionando-as com as propriedades mecânicas das resinas.
- Analisar o efeito do nível de polimento obtido pelas pastas abrasivas, comerciais e experimentais, sobre a adesão bacteriana.
- Comparar a eficiência das pastas experimentais com as pastas A e B em termos de aplicabilidade no polimento de resinas acrílicas.

### **1.2. JUSTIFICATIVA**

Os processos de acabamento e polimento são fundamentais para a manutenção da estética e para a obtenção de restaurações protéticas lisas e polidas, apresentando brilho intenso e transparência. Além disso, existe uma grande preocupação com a lisura obtida após os procedimentos de acabamento e polimento das resinas, visto que as peças com rugosidade podem dar origem a algumas doenças, tais como a cárie e doença periodontal (gengivite e periodontite), devido ao acúmulo de resíduos e placa bacteriana.

No que tange as pastas odontológicas existem poucas marcas disponíveis no mercado, não havendo também opções em termos de variação granulométrica. Cabe ressaltar, que algumas empresas oferecem pastas com apenas um tipo de granulometria.

Destaca-se ainda, que a formulação inédita de uma pasta abrasiva, contendo microdiamantes que foram obtidos com tecnologia nacional, específica para resina acrílica trás benefícios tanto para o cirurgião dentista quanto para o paciente. Assim

sendo, justifica-se o desenvolvimento de estudos direcionados para este tema relevante para a engenharia de materiais aplicados na área odontológica.

## CAPÍTULO 2: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo de revisão serão abordados alguns aspectos relacionados à resina acrílica, tema central desse estudo com relação à adesão bacteriana, bem como aspectos pertinentes ao processo de polimento, as características dos materiais abrasivos com ênfase nas formulações que utilizam diamantes como carga abrasiva, as técnicas de caracterização de materiais e análise de pastas abrasivas comerciais.

### 2.1. RESINA ACRÍLICA

Para Goiato *et al.*, (2006) consideram em seus estudos que grande parte das chamadas próteses totais ou decorrentes de provisórios são confeccionadas a partir de resina acrílica, cuja base está no composto orgânico Polimetil Metacrilato de Metila (PMMA).

Já Samuel (2000) e Guler *et al.*, (2005) afirmam que as resinas polimetilmetacrilato são compostos orgânicos classificados como polímeros e utilizados na Odontologia desde os anos 30. A sua composição é constituída de um pó (polímero de polimetacrilato de metila) e um líquido (monômero de metacrilato de metila), que quando devidamente proporcionados e manipulados, resultam em uma massa plástica de fácil manipulação, podendo, assim ser usada na confecção de próteses, na construção de aparelhos ortodônticos, placas oclusais, coroas provisórias, dentre outras aplicações (Samuel,2000; Guler, *et al.*, 2005).

Lee, *et al.*, 2002 diz que a temperatura, pressão e ambiente de polimerização (ar/água) são fatores que influenciam de maneira decisiva a polimerização da resina acrílica alterando as propriedades físicas, e conseqüentemente a qualidade das próteses e coroas provisórias.

Guler *et al.*, (2005), comenta que a polimerização da resina acrílica pode ocorrer no interior de uma matriz sobre o dente preparado na boca do paciente (técnica direta) ou em um ambiente laboratorial, sob condições controladas de pressão e temperatura (técnica indireta ou laboratorial).

Quanto a Samuel (2000) este descreveu que as propriedades ideais para uma resina acrílica seriam insolubilidade aos fluidos bucais e impermeabilidade a ponto de não se tornar anti-higiênica, ser biocompatível e não apresentar uma superfície rugosa.

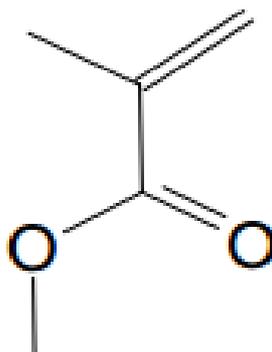
### 2.1.1. TIPOS DE RESINA ACRÍLICA

De acordo com a *International Organization for Standardization (ISO) 1567* existem cinco tipos de resinas acrílicas, ressaltando que as resinas do tipo 3 e 4 não são utilizadas rotineiramente na clínica odontológica do Brasil (Banting e Hill, 2001).

- Tipo 1 (polímeros termopolimerizáveis);
- Tipo 2 (polímeros autopolimerizáveis);
- Tipo 3 (polímeros termoplásticos);
- Tipo 4 (polímeros fotoativados);
- Tipo 5 (polímeros ativados por energia de microondas).

Para Fortes (2004), as resinas acrílicas são fornecidas na forma de pó e líquido. O pó é composto de microesferas pré-polimerizadas, cujos componentes são o polimetacrilato de metila (PMMA) e o peróxido de benzoíla que é o iniciador da reação de polimerização. O líquido é claro e transparente e tem como componente principal o metacrilato de metila (MMA), cuja fórmula estrutural está representada na Figura 1.

A molécula de MMA é a unidade funcional da resina acrílica, sendo que a polimerização do líquido ocorre pela adição sucessiva destas unidades moleculares formando uma macromolécula. O líquido ainda contém uma pequena quantidade (0,006%) de hidroquinona, que é um inibidor da polimerização do líquido durante sua armazenagem. O líquido, quando misturado ao pó, tem a função de dissolver parcialmente o pó e produzir uma massa plástica, que será adaptada ao modelo para cumprir sua finalidade metila. A proporção correta entre o pó e o líquido é importante para obtenção de propriedades ideais na estrutura final a ser confeccionada com este material (Fortes *et al.*, 2004).



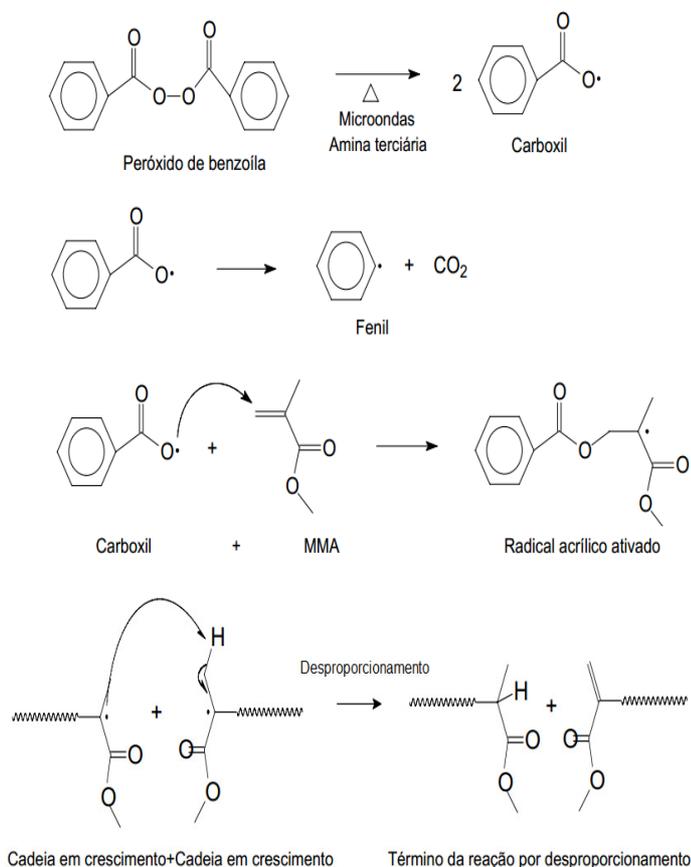
**Figura 1:** Fórmula estrutural da molécula de metacrilato de metila (Fortes *et al.*, 2004).

A relação pó/líquido indicada é de 3:1 em volume, ou seja, três partes de pó para uma parte de líquido, ou 2:1 em peso. Um agente de ligação cruzada também pode ser adicionado ao líquido, numa concentração de 1 a 2%. A substância mais utilizada para esse fim é o etileno glicol dimetacrilato (EGDMA), que é química e estruturalmente semelhante ao metacrilato de metila (Anusavice, 2000). Destaca-se que o agente de ligação cruzada permite a ligação das cadeias poliméricas através de interconexões que aumentam a resistência do material à deformação. A mistura do pó com o líquido deve passar pelo processo de polimerização que é desencadeado por um ativador no qual pode ser a energia luminosa, energia microondas, energia térmica ou energia química. A resina polimerizada e polida deve apresentar uma superfície lisa, dura e vítrea (Padilha e Souza, 1997; Banting e Hill, 2001).

Segundo Peyton (1975), a polimerização é um processo que une as moléculas do monômero, isto é feito através de ligações covalentes, para formar um polímero (macromolécula). Durante a etapa de ativação que pode ser realizada por meio de um agente químico (amina terciária) ou físico (calor ou microondas), o iniciador da polimerização (peróxido de benzoíla) decompõe-se formando radicais livres (carboxyl ou fenil). Cada radical livre reage com uma molécula de monômero rompendo a sua ligação insaturada (dupla), deixando um elétron sem par e transformando-a em um novo radical livre (radical acrílico) que inicia o crescimento da cadeia polimérica. Este processo ocorre a partir de vários centros ativos dando origem a um polímero de elevada massa molar. A reação cessa quando o centro

ativo é bloqueado por uma série de reações de terminação, ou seja, quando dois radicais acrílicos se combinam e tornam-se desativados pela troca de energia (desproporcionamento), ou quando elétrons de uma macromolécula em crescimento são transferidos para uma molécula inativa (Peyton, 1975).

O processo de polimerização ocorre por adição de molécula a molécula, chamada de poliadição, e não forma subprodutos. A Figura 2 ilustra este processo de polimerização.



**Figura 2:** Representação esquemática do processo de polimerização (Fortes *et al.*, 2004).

### 2.1.1.1. RESINA ACRÍLICA TIPO 1 - POLIMERIZAÇÃO COM ENERGIA TÉRMICA

A polimerização através da energia térmica ocorre quando a temperatura da resina atinge 65°C, o que gera quantidade de calor suficiente para decompor a molécula de peróxido de benzoíla, formando radicais livres, que desencadeiam a reação de polimerização. Esta polimerização, também é conhecida como

polimerização em banho de água, pois a mufla contendo a resina é mantida em temperatura constante dentro da água (Padilha e Souza, 1997).

#### **2.1.1.2. RESINA ACRÍLICA TIPO 2 - POLIMERIZAÇÃO COM AGENTE QUÍMICO**

Este tipo de polimerização ocorre quando uma substância química, normalmente uma amina terciária (que pode ser a para-dimetiloluidina) é adicionada ao líquido e na mistura pó/líquido atua como um catalisador favorecendo a formação de radicais livres de peróxido de benzoíla. Assim, após a mistura do pó com o líquido, na temperatura ambiente, o processo se desencadeia e ocorre a polimerização do material num período de aproximadamente 60 minutos (ISO 1567, 1999). Este processo é também denominado de polimerização a frio (Padilha e Souza, 1997).

#### **2.1.1.3. RESINA ACRÍLICA TIPO 5 - POLIMERIZAÇÃO COM MICROONDAS**

A resina polimerizada através da energia de microondas teve sua primeira referência para uso odontológico por Niishi (1968) e foi desenvolvida pelos japoneses na década de 80. Nesse processo, a energia de ondas é transformada em energia térmica. As microondas promovem uma vibração das moléculas, produzindo fricção e resultando no aquecimento da resina<sup>15</sup>.

As principais vantagens da polimerização das resinas acrílicas através da energia de microondas são a velocidade com a qual o processo é executado, redução no tempo de polimerização e o fato de ser um método mais “limpo” de processamento, tendo como requisito inicial o processamento numa mufla especial, não-metálica (Sanders *et al.*, 1987).

As bases de próteses em resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas apresentam-se iguais ou com melhor precisão dimensional do que as bases processadas convencionalmente (Wallace *et al.*, 1991).

Quanto as desvantagens, uma das principais da técnica de energia de microondas é o preço mais elevado da mufla especial em relação à mufla tradicional

metálica, principalmente pela sua fragilidade, que tende a fraturar depois de sucessivas prensagens (Levin *et al.*, 1989; Blagojevic *et al.*, 1999). A fratura da mufla para microondas ocorre por excesso de pressão na prensa hidráulica no momento da inclusão e da prensagem propriamente dita (Turck *et al.*, 1993; Barros *et al.*, 2001).

## **2.1.2. PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS**

As propriedades das resinas acrílicas são frequentemente avaliadas e relatadas na literatura. Propriedades como sorção e solubilidade, porosidade, resistência, microdureza, rugosidade e outras tantas propriedades mecânicas têm sido descritas, mas poucas referências existem sobre o grau de conversão e temperatura de transição vítrea .

### **2.1.2.1 SORÇÃO E SOLUBILIDADE**

A sorção representa a absorção de água para o interior do material e a adsorção na superfície do mesmo. Os dois fenômenos estão frequentemente relacionados, e o termo sorção é proposto para designar ambos (Lamb, *et al.*, 1983). A ISO 1567 determina que a sorção de água verificada através do aumento na massa da resina não poderá ultrapassar  $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  após imersão durante sete dias a  $37^\circ\text{C}$ , assim, quando submetida ao ensaio descrito na mesma norma, a solubilidade é verificada através da perda de massa de resina, e não deve ser maior que  $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para as resinas acrílicas tipo 1 e tipo 5, e  $8,0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para as resinas tipo 2, quando submetidas ao teste de solubilidade (Banting e Hill, 2001).

Destaca-se que a infiltração desses fluidos são indesejáveis por agirem como um plastificante, prejudicando as propriedades mecânicas dos polímeros, também sendo responsável por alterações dimensionais e instabilidade de cor (Kalachandra; Turner, 1989; Arima; Murata; Hamada, 1995; Hayakama *et al.*, 2006). Esta última é facilmente observada na clínica com a insatisfação do paciente, levando muitas vezes, a uma troca prematura dos provisórios ou próteses de resinas acrílicas.

Esse processo de degradação prematura da resina favorece a proliferação de microrganismos que determina o processo inflamatório no periodonto adjacente e consequentes odores desagradáveis (Woelfel; Paffenbarger; Sweeney, 1963; Fuji, 1989; Kalachandra; Turner, 1989; Dixon; Ekstrand, Breeding, 1991).

Já a quantidade de monômero livre na resina, após a sua polimerização, pode alterar o comportamento do material, assim a resina de termopolimerização não deve ter mais que 2% de monômero e a de autopolimerização de 2% a 5% (Banting e Hill, 2001; Cogo, *et al.*, 2003).

Quanto a solubilidade que ocorre na resina acrílica não é consequência do polímero de metacrilato, pois este não é solúvel em água, sendo a solubilidade associada monômero residual e aditivos solúveis presentes em sua composição como, por exemplo, os iniciadores da reação de polimerização (Barsby; Baden, 1979; Arima *et al.*, 1995; Cucci *et al.*, 1998). Assim, após a polimerização da resina acrílica, o monômero residual é gradualmente liberado pelo material deixando espaços que posteriormente são preenchidos por líquidos, corantes e fluídos presente no meio bucal (Hirabayashi *et al.*, 1984). Ressalta-se que uma alta solubilidade da resina acrílica não é uma característica desejável (Arima; Murata; Hamada, 1995).

#### **2.1.2.2. PROPRIEDADES MECÂNICAS**

Após a polimerização, além do monômero residual, polímeros de baixa massa molar ou oligômeros podem estar presentes no material e com isso, vir a interferir nas propriedades mecânicas do material (Peyton, 1975).

Para avaliação da resistência das resinas acrílicas, utiliza-se uma combinação das resistências a compressão, a tração, a flexão, o impacto, dureza, módulo de elasticidade e alongamento (Motta, R. G. 1991).

Em polímeros com resistência adequada, tem sido observado que os módulos elásticos obtidos em teste de tração e de compressão são similares. Como o teste de tração permite um melhor conhecimento das características de distribuição de estresse, esse tipo de teste tem sido utilizado por vários autores para avaliar

materiais resilientes (McCarthy, *et al.*, 1978) e resinas para reembasamento (OGLE, *et al.*, 1986).

O trabalho realizado por Bates *et al.*, (1977) demonstrou que as resinas autopolimerizáveis testadas, apresentam propriedades mecânicas inferiores comparadas com a resina termopolimerizável. Sabe-se com a quantidade menor de monômero residual a resistência à tração aumenta, sendo o mesmo que acontece com a resina termopolimerizável (De Clerck, 1987).

Na resina acrílica, o processo de microdureza está associado à capacidade que possui em resistir à penetração permanente, onde clinicamente vai significar a resistência que possui a desgastes provocados por forças abrasivas de escovação, presença de bruxismo, mastigação por exemplo. Partindo do princípio que um material mais denso deve ser mais resistente ao desgaste e à deterioração superficial. Podemos considerar a dureza superficial como um indicador de densidade do material em questão (Goiato *et al.*, 2013).

Dados reportados na literatura demonstram estudos sobre microdureza dos materiais utilizados para próteses fixas e provisórias. Para tanto, confeccionaram corpos de prova das resinas Bis-acryl e Metilmetacrilato. Eles utilizaram lixas d'água para regularização e polimento superficial, armazenando-os posteriormente em saliva artificial à temperatura de 37°C. A microdureza inicial foi obtida 24 horas após a confecção dos corpos de prova. Sendo novamente avaliada aos 14 dias de armazenamento. Os resultados obtidos indicaram diferenças estatisticamente significativas entre as resinas levando os autores a concluir que a microdureza da maioria dos materiais diminui com o passar do tempo (Nicodemo *et al.*, 2013).

Lee *et al.*, (2002) realizaram um estudo para avaliar a influência das condições de polimerização das resinas acrílicas em relação à solubilização do monômero residual e microdureza da resina acrílica autopolimerizável. Com objetivo de avaliar sistematicamente efeitos das condições de presa em resinas acrílicas utilizadas para confecção de coroas provisórias. Os autores utilizaram combinações de três fatores de presa (temperatura, pressão e ambiente de presa), que foram ajustados durante a confecção dos corpos de prova. A dureza inicial dos materiais testados foi avaliada 1 hora após a obtenção dos espécimes e a quantidade de metil-metacrilato liberado em água foi analisada através de HPLC fase reversa após 7 dias de imersão em água. Os resultados demonstraram que a temperatura foi um

fator de melhor na dureza superficial da resina acrílica, enquanto a pressão em água foi o fator chave para a redução da quantidade de monômero residual. A pressão não mostrou influência significativa nas propriedades testadas. Por sua vez, as resinas acrílicas para provisórias polimerizadas em água quente, com e sem pressão reduziram significativamente a quantidade de monômero residual, aumentando assim, os valores de microdureza. A partir desses dados, os autores concluíram que o efeito sinérgico da ausência de oxigênio e alta temperatura poderiam ser fatores fundamentais para alcançar a polimerização da resina metil-metacrilato autopolimerizável.

### 2.1.2.3. RUGOSIDADE

A rugosidade superficial e a energia livre da superfície desempenham um importante papel durante o processo de adesão e retenção bacteriana, o qual é um fator clinicamente relevante quando da preparação de próteses e restaurações provisórias. Segundo Kuhar e Funduk (2005), as alterações da rugosidade podem ter significância na adesão e retenção bacteriana.

Segundo Phillips (1993) algumas causas da ocorrência de rugosidades e porosidades durante o processamento e polimerização da resina acrílica podem ser devido à falha na polimerização do monômero, falta de homogeneidade da massa de resina acrílica ou falta de pressão adequada durante a polimerização.

Diversos autores, tais como (Heath e Wilson, 1976; Yamauchi; *et al.*, 1990) sugeriram que o nível limite de rugosidade superficial *in vivo* deveria ser de  $R_s=0,2\mu\text{m}$ . Abaixo desse valor nenhuma redução no acúmulo de placa seria esperada, mas o aumento do mesmo resultaria num aumento dessa placa. Em outro estudo realizado, Zissis e colaboradores (2000) determinaram uma classificação na qual seriam considerados valores de baixa rugosidade a faixa entre  $0,7\mu\text{m}$  a  $3,4\mu\text{m}$ .

É relevante destacar que qualquer material dentário deve ser perfeitamente polido antes que seja colocado na boca, pois uma superfície rugosa não é apenas desconfortável, mas também permite a aderência de alimentos, de biofilme dental e de *C. albicans* (Noort, 2004; Radford, *et al.*, 1996), como será abordado mais detalhadamente adiante.

E, dependendo do tamanho da partícula do material de polimento, que pode variar de 0,03  $\mu\text{m}$  até 0,75  $\mu\text{m}$ , a resina acrílica pode ter rugosidade variada na sua superfície. O ideal é que a superfície da resina tenha rugosidade abaixo do limiar de rugosidade estabelecido como ideal, que é de 0,2  $\mu\text{m}$  (Leitão e Hegdahl, 1981).

Um estudo mostrou que há uma quantidade significativamente maior de *C. albicans* aderida à resina acrílica rugosa do que na lisa, e que a adesão máxima foi atingida nas superfícies lixadas com papel de granulação média 1,20  $\mu\text{m}$  (Busscher, *et al.*, 1984).

Também, uma pesquisa realizada para verificar a rugosidade de 20 marcas comerciais de resinas acrílicas para base de dentadura, mostrou que a rugosidade média encontrada variou de 0,7  $\mu\text{m}$  a 7,6  $\mu\text{m}$ , esta concluiu que nenhum material atingiu a rugosidade de 0,2  $\mu\text{m}$  preconizada como sendo ideal (Verran, *et al.*, 1991).

Com isso, a influência de técnicas de polimento sobre a rugosidade superficial de resinas acrílica, concluiu que o polimento mecânico, dentre os métodos testados, foi o mais eficaz, pois a rugosidade média encontrada foi de 0,2  $\mu\text{m}$  (Polyzois, *et al.*, 1995).

Barbosa *et al.*, (2009), realizaram uma pesquisa utilizando as resinas acrílicas comerciais (Dencor, Dencrilay, Duralay, Instatemp e Vip). Confeccionaram 200 corpos de prova onde utilizaram duas técnicas de acabamento (com discos sof-lex e pedra-pomes) e duas técnicas de polimento (aplicação de selante de superfície glazebrill e branco de Espanha). Logo após, utilizando um rugosímetro os corpos foram submetidos à leitura de rugosidade onde os resultados estatísticos apresentaram uma diferença significativa entre as resinas Instatemp (menos rugosa) e Vip (mais rugosa). Concluíram, então que estatisticamente não existiu diferença entre os quatro métodos de acabamento e polimento. As diferenças foram apresentadas entre os valores de rugosidade superficial e na seguinte ordem: Vip, Dencrilay, Duralay, Dencor e Instatemp.

## **2.2. ADESÃO BACTERIANA**

O processo de adesão bacteriana parece ocorrer, inicialmente, de forma inespecífica, sendo mediado pela ação das forças de Van der Waals, forças

eletrostáticas e interações hidrofóbicas (Gibbons, 1989; Quirinen e Bollen, 1995). Entretanto, essa adesão inicial é fraca, os microorganismos podem ser removidos facilmente pelos mecanismos de controle e regulação da microbiota bucal, não permitindo assim a colonização bacteriana na superfície sólida. Logo, para aumentar a adesão inicial, as bactérias expressam adesinas na sua membrana celular que se ligam a sítios complementares específicos sobre as superfícies (Gibbons, 1989; Quirynen e Bollen, 1995; Busscher e Van der Mei, 1997; Curtiss, 1986; Nassar *et al.*, 1995). Esses sítios complementares são proteínas salivares que adsorvem as superfícies sólidas no ambiente bucal formando a chamada película adquirida (Dawe, *et al.*, 1963).

Algumas bactérias podem ainda sintetizar glicanos a partir de carboidratos da dieta. Esses glicanos permitem firme adesão, promovendo condições favoráveis para a colonização de outros microorganismos que não têm a capacidade de se ligarem diretamente às superfícies (Curtiss, 1986).

A adsorção da película adquirida e a formação do biofilme dentário podem ocorrer sobre todas as superfícies sólidas expostas ao ambiente bucal, mesmo sendo superfícies naturais, como o esmalte e cimento, ou artificiais, como materiais restauradores (Chan e Weber, 1986; Nyvad e Killian, 1987).

Estudos *in vivo*, usando variadas metodologias, têm demonstrado diferenças no biofilme dentário formado por diferentes materiais (Wise e Dykema, 1975; Adamczyk e Spiechowicz, 1990; Hahn, *et al.*, 1993; Auschill *et al.*, 2002; Auschill *et al.*, 2002; Konishi *et al.*, 2003), o que parece resultar do efeito das diferentes propriedades dos materiais.

Como, por exemplo, a energia livre superficial (ELS), pode influenciar nas características da película adquirida adsorvida e conseqüentemente, as composições da película e do biofilme dentário podem ser diferentes dependendo do tipo de material (Jendresen e Glantz, 1981; Quirynen e Bollen, 1995; Nassar *et al.*, 1995).

Dessa forma, uma propriedade importante é a rugosidade superficial dos materiais, pois se observou que o biofilme dentário forma-se em maior quantidade e mais rapidamente sobre superfícies rugosas (Quirynen, *et al.*, 1990; Quirynen, *et al.*, 1993; Quirynen e Bollen, 1995). Também foi verificado que a influência da rugosidade superficial sobre o acúmulo e a composição da placa é mais importante

do que a influência da energia livre superficial (Quirynen, *et al.*, 1990).

Foram feitos estudos com a microscopia eletrônica de varredura, onde foi revelado que a adesão inicial de microorganismos começa sobre irregularidades e subsequentemente expande-se sobre toda a superfície (Lie, 1977; Lie, 1979; Nyvad e Fejerskov, 1987). Essas irregularidades promovem a formação de biofilme dentário porque aumentam a área disponível para a adesão e assim, protegem as bactérias dos mecanismos de controle e regulação da microbiota bucal, como o fluxo salivar, mastigação, deglutição e procedimentos de higiene bucal (Quirynen, *et al.*, 1990).

Como a adesão bacteriana passa de uma fase inicial reversível para uma fase de adesão mais forte, considerada irreversível (Curtiss, 1986), parece sensato que essa mudança ocorra preferencialmente nas irregularidades onde os microorganismos estão protegidos dos mecanismos de controle e regulação da microbiota (Quirynen, *et al.*, 1990; Quirynen, *et al.*, 1993; Gatewood, *et al.*, 1993; Quirynen e Bollen, 1995). Essa maturação mais rápida do biofilme nas irregularidades foi observada por Rimondini *et al.*, (1997). Esses autores avaliaram a colonização bacteriana sobre amostras de titânio polidas com diferentes técnicas, onde, constataram que nas amostras lisas houve menor acúmulo de bactérias, onde foram verificados somente cocos. Nas amostras com rugosidade intermediária, com presença de ranhuras, foram encontrados curtos e longos bastonetes. Nas amostras rugosas, formadas por ranhuras e depressões, foram observados longos bastonetes agregados ou em camadas. E, como os cocos são considerados espécie pioneira e bastonetes espécies subseqüentes na colonização, a presença de longos bastonetes pode ser considerada um avanço no estágio de maturação da placa sobre as superfícies mais rugosas (Nyvad e Fejerskov, 1987; Carrassi, *et al.*, 1989; Quirynen, *et al.*, 1993). Assim, a maturação mais rápida do biofilme dentário sobre áreas rugosas apresenta implicações clínicas, pois em biofilme mais “maduro” é maior a presença de microorganismos patogênicos.

Quirynen e Bollen (1995) determinaram através de um estudo que o aumento da rugosidade superficial resulta em uma colonização mais rápida das superfícies e maturação mais rápida da placa – aumentando, portanto, o risco de infecções periodontais. A placa bacteriana é uma massa densa, não calcificada, constituída por microorganismos envolvidos numa matriz rica em polissacarídeos extracelulares bacterianos e glicoproteínas salivares, firmemente aderida aos dentes, cálculos e

outras superfícies da cavidade bucal. Na maioria das vezes, a placa se desenvolve sobre a película adquirida, que é um biofilme derivado da saliva que reveste toda a cavidade bucal.

A chave principal para a prevenção das doenças gengivo periodontais e dentárias é o Controle de Placa Bacteriana. A adesão bacteriana ocorre em quatro fases onde ocorre o transporte bacteriano para a superfície (primeira fase); adesão superficial: primeiramente em um estágio reversível e, posteriormente, num estágio irreversível (segunda fase); *attachment* dos microorganismos por interações específicas (terceira fase); colonização com finalidade de formar um biofilme (Lascala, 1997).

Kantorski *et al.*, (2009) estudaram relação entre a rugosidade superficial e a adesão bacteriana em materiais restauradores estéticos indiretos. Foi encontrado que, quanto mais rugoso o material, maior a adesão bacteriana, sendo a cerâmica reforçada por leucita a mais rugosa e com maior aderência de bactérias.

Se uma restauração provisória apresentar uma superfície bem polida, as manchas de sua superfície, assim como o acúmulo de placa bacteriana, são reduzido, diminuindo assim problemas estéticos e possíveis comprometimentos periodontais (Schwedhelm. 2006).

Assim sendo, os procedimentos clínicos de acabamento e polimento empregados para reduzir a rugosidade superficial dos materiais restauradores devem ser priorizados para garantir a saúde bucal dos pacientes e a longevidade do tratamento restaurador.

### **2.2.1. STAPHYLOCOCCUS AUREUS**

O *Staphylococcus aureus* é uma bactéria esférica do grupo dos cocos gram-positivos encontradas na pele e nas fossas nasais de pessoas saudáveis. Entretanto pode provocar doenças que vão desde uma simples infecção (espinhas, furúnculos, celulite) até infecções graves (pneumonia, meningite, endocardite, septicemia e outras). A implantação da anti-microbioterapia no início da década de 1930, aparentemente ditava o fim das doenças infecciosas. No entanto, no final daquela década surgiram as primeiras cepas de *Staphylococcus aureus* resistentes àquele

quimioterápico. Desde então, o *Staphylococcus aureus* tem ganhado esta “batalha”, posto que novas cepas resistentes tenham surgido a cada novo antibiótico introduzido no tratamento das patologias a ele atribuído (Santos *et al.*, 2007).

Os *Staphylococcus aureus* com aproximadamente 0,5 à 1,5  $\mu\text{m}$  de diâmetro, imóveis, não esporulados e geralmente são encapsulados. As cepas de *Staphylococcus aureus* crescem em meios comuns, caldo ou ágar simples, pH = 7, à temperatura de 37°C. As colônias formadas em placa após 18 – 24 horas de incubação, apresentam-se arredondadas, lisas e brilhantes. Em placas de ágar sangue, um halo de hemólise desenvolve-se em torno das colônias formadas. Outro meio importante para a identificação do *Staphylococcus aureus* é o ágar manitol – sal, seletivo para essa espécie, uma vez que o *Staphylococcus aureus*, consegue fermentar o manitol, produzindo ácido láctico. Essa espécie se desenvolve também na presença de 7,5% de NaCl, que estimula a produção de coagulase (enzima que caracteriza a espécie) (Mesquita, 1995).

### 2.3. ACABAMENTO E POLIMENTO

A Figura 3 (a) mostra uma prótese com aspecto rugoso e a Figura 3 (b) mostra uma prótese com aspecto polido.



**Figura 3:** Aspecto macroscópico da prótese. (a) Antes do polimento; (b) Após o polimento.

O acabamento da restauração visa à redução do contorno grosseiro e à obtenção da forma anatômica desejada para subsequente realização do polimento. Por sua vez, o polimento visa reduzir a rugosidade das ranhuras deixadas pelos

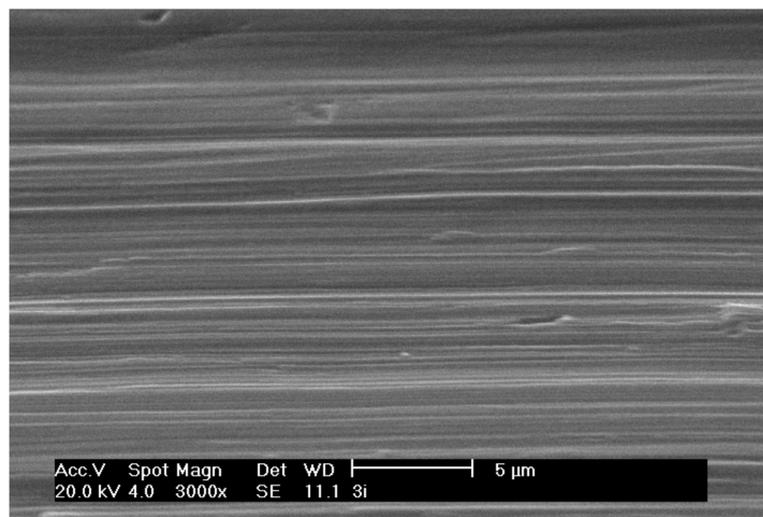
instrumentos grosseiros de acabamento resultando em uma superfície lisa e brilhante. O acabamento dá-se quando são obtidas superfícies com lisura maior que  $2,5\mu\text{m}$  e o polimento quando se obtém superfície com rugosidade menor do que  $2,5\mu\text{m}$  (Yesil, 2008).

Mais especificamente, destaca-se que na superfície de um corpo ocorre interrupções que ocasionam uma fragilidade no conjunto atômico do material gerando modificações das propriedades físico-químicas na região em particular.

Estas propriedades dependem do elemento químico presente (e suas combinações), classe de material (ligação química), topografia, temperatura, ambiente, pressão e outras inúmeras propriedades. De interesse para a odontologia é o processamento mecânico e químico destes materiais para a obtenção de uma estrutura atômica limpa (sem qualquer elemento químico diferente da estrutura de corpo do material) (Pinheiro, 2009).

Assim, o polimento utilizando pastas abrasivas visa à obtenção de superfície de elevada qualidade, conferindo à superfície do material planicidade, fechamento e brilho.

As superfícies de peças trabalhadas, independentemente de sua natureza e processos, por mais perfeita que sejam sempre apresentam irregularidades em relação à superfície geométrica ideal, Figura 4.



**Figura 4:** Superfície de um implante em um aumento de 3000x (Adaptado de Samuel, 2000).

A rugosidade influi no comportamento das superfícies em várias de suas utilizações e como, por exemplo, nas resinas odontológicas, no qual durante o tratamento protético, faz-se necessário o uso de restaurações provisórias que não devem ser vistas apenas como substitutos do tecido dentário desgastado ou perdido mas devem ser utilizadas para dirimir todas as dúvidas a prótese final, como a determinação da forma, do contorno, da oclusão e da estética (Pegoraro, *et al.*, 1998).

Além disso, as restaurações provisórias devem manter a saúde gengival, e assim, a textura superficial do material deve ser considerada (Larato, 1972; Hergott *et al.*, 1989; Berastegui *et al.*, 1992; Kaplan, *et al.*, 1996) para evitar sangramento durante a moldagem ou cimentação (Shillingburg Jr, 1998).

A rugosidade de superfície dos materiais dentários, resinas ou cerâmicas pode ser avaliada em alguns equipamentos, tais como: microscópico de força atômica (Jones, C. S. *et al.*, 2004), microscópico eletrônico de varredura (MEV) e o rugosímetro (Lohbawrer, V. *et al.*, 2008).

O rugosímetro irá estabelecer dados quantitativos da superfície da resina antes e após os métodos, já as imagens obtidas pelo MEV ou MFA iram proporcionar uma leitura qualitativa das mesmas superfícies analisadas. O processo de polimento pode ser analisado pelo aspecto tribológico (ciência e tecnologia de superfícies que interagem entre si em movimento relativo e a assuntos e práticas relacionados) (Pinheiro, 2009).

O atrito e o desgaste não são propriedades intrínsecas aos materiais, mas sim características da interação desses materiais com variáveis operacionais, sendo estes responsáveis, respectivamente, por dissipação de energia e perda de matéria. O atrito é a resistência ao deslocamento e é gerado a partir da interação de sólidos em determinadas áreas de contato e o desgaste é a perda progressiva de material da superfície de um corpo sólido devido ao contato e movimento relativo deste com outro corpo sólido, líquido ou gasoso (Zum-Gahr, 1987).

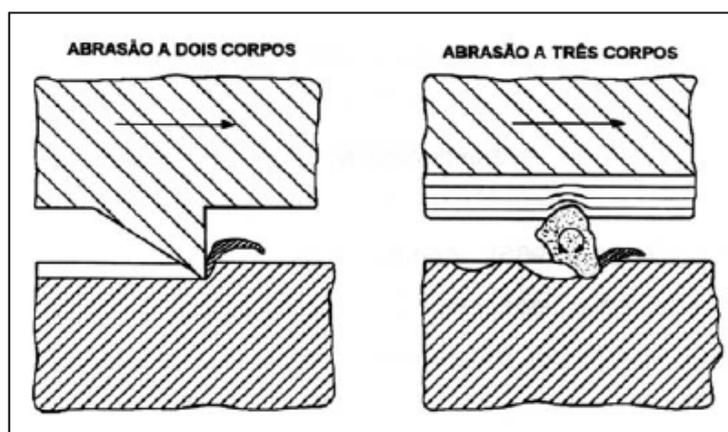
A resistência ao desgaste é considerada como parte de um sistema tribológico, sendo muitos os parâmetros que acabam por influir na taxa de desgaste, incluindo as características do projeto, condições de operação, tipo de abrasivo e propriedades do material (Zum-Gahr, 1987).

O desgaste pode ser caracterizado em quatro tipos: desgaste abrasivo, desgaste por deslizamento, desgaste erosivo e desgaste por atrito acelerado devido a vibrações diferenciais na zona interfacial (Noble, 1985).

No processo de polimento o desgaste é o de abrasão. A palavra provém do latim “*abradere*”, o que significa arrancar partículas de um material por atrito com outro material, quase sempre mais duro (Cetemag, 2003).

O desgaste por abrasão se caracteriza por movimento relativo entre um corpo “duro” e uma superfície mais “macio”. Nesse processo, o corpo duro pode ser fraturado e a superfície mais mole pode ser fraturada e/ou deformada, sendo tais materiais removidos da superfície, resultando mensurável perda de volume (Zum-Gahr, 1987).

O desgaste abrasivo pode ser dividido em relação ao tipo de contato. Podem ser contatos a dois e a três corpos, ilustrado na Figura 5. O primeiro ocorre quando um abrasivo desliza ao longo de uma superfície, e o segundo quando o abrasivo desliza entre duas superfícies (Zum-Gahr, 1987).



**Figura 5:** Esquema de desgaste a dois e a três corpos (Zum-Gahr, 1987).

## 2.4. PASTAS DE POLIMENTO

O termo abrasivo pode ser definido como uma partícula ou grão capaz de causar rápido e eficiente desgaste em uma superfície sólida (Stachowaiak e Batchelor, 1993).

Há milhares de anos ferramentas produzidas pelo homem primitivo utilizaram algum tipo de abrasivo como quartzo e a areia, de rochas naturais. Com o crescimento das atividades industriais tornou-se necessária à obtenção de grãos abrasivos de características controladas e reproduzíveis (Malkin, 1989).

A abrasividade é a capacidade de determinado abrasivo em remover material submetido ao processo de desgaste. Para um material ser utilizado como abrasivo, a avaliação envolve a caracterização de parâmetros como a estrutura do material, forma de grão, distribuição granulométrica e tamanho médio de grãos. No início dos anos 1900 a tecnologia de abrasivos avançou através do desenvolvimento e uso de grãos de alumina, partículas de diamante e abrasivo de carbetto de silício. O refinamento das peças de mão odontológicas, técnicas de jateamento e métodos para unir abrasivos a vários aglutinantes levaram a grandes desenvolvimentos que melhoraram rapidamente a qualidade do tratamento na era atual da odontologia restauradora (Phillips, 2013).

Geralmente, eles são obtidos por meio de moagem de grandes blocos de material cerâmico eletrofundido ou sintetizado, dependendo da sua composição e aplicação, sendo em seguida classificados a partir do tamanho do grão, momento no qual é definida sua granulometria (Nussbaum, 1988).

Os abrasivos podem ser divididos de acordo com o tipo de obtenção em abrasivos naturais não silicosos como o diamante natural e o coríndon; abrasivos naturais silicosos como quartzo, granada e diatomita; abrasivos naturais moles como feldspato, dolomita, óxidos metálicos (Sn, Cr, Zn); abrasivos artificiais como diamante sintético, nitreto cúbico de boro, carbetto de boro, carbetto de silício, carboneto de tungstênio e óxido de alumínio. A dureza é a resistência que determinada superfície oferece ao risco, sendo uma das propriedades mais importante do material que sofre desgaste, dependendo da estrutura atômica do mesmo. Quanto mais forte for a união entre os átomos mais duro será o material (Pinheiro, 2009).

Em grãos cerâmicos, a dureza possui um componente relacionado à tensão de ruptura que pode ser fortemente afetada pela presença de defeitos internos (como contornos de grão e poros). Pode ser medida em escalas comparativas entre materiais que se riscam ou não (como na escala de Mohs) ou valores absolutos, a partir da comparação com uma única referência padronizada (escala Vickers, Brinell

ou Knoop). É devido à sua grande dureza que os grãos abrasivos podem ser utilizados para riscar ou cortar outros materiais (Shackelford, 2004).

Define-se abrasivos como aqueles materiais que possuem uma dureza superior a sete, como avaliado na escala Mohs de dureza. Esta é uma classe de materiais que inclui alumina eletrofundida e alumínio, óxidos, carbonetos verde e preto, coríndon natural, mulitas sintéticas, carbonetos de boro e materiais naturais e sintéticos que tenha valor na escala Mohs de dureza superior a sete (Shackelford, 2004).

Durante a abrasão, o tamanho das partículas, em função das solicitações do sistema pode variar. Partículas muito duras e frágeis tendem a diminuir de tamanho, diminuindo o seu poder de desgaste. Partículas com alta tenacidade podem gerar arestas de cortes arredondadas deixando de remover material por microcorte. E, partículas com propriedades intermediárias, duras, porém não tão frágeis, podem ter arestas de corte renováveis durante seus movimentos, permitindo um desgaste rápido do material em contato (Stechowoiok e Botchelor, 1993).

A tenacidade é uma medida da quantidade de energia gasta para romper o grão abrasivo sob uma condição de impacto, logo, resistir aos impactos sob a ação dos esforços de choque. Grãos tenazes podem resistir mais a impactos sob a ação dos esforços de choque, sem perder o poder de corte, sendo indicadas, principalmente, para operações de elevadas pressões de trabalho (Pagani, *et al.*, 2003).

Friabilidade é o conceito oposto ao da tenacidade, podendo ser definida como a facilidade dos grãos de se fraturarem em pedaços, gradualmente sob uma determinada força ou impacto, possibilitando a existência constante de arestas cortantes sobre a superfície do abrasivo, sem que apresente desgaste demasiadamente acelerado (Pagani *et al.*, 2003).

A avaliação da friabilidade dos abrasivos é realizada por meio de teste de moagem padronizado que indica o grau de fragmentação dos grãos. O teste consiste em manter os grãos no interior de um moinho de bolas ou martelos por um determinado tempo, sob uma determinada energia de atuação, por um intervalo de tempo padronizado. Em seguida, os grãos são colocados sobre uma malha com abertura inferior ao tamanho inicial dos grãos. A relação entre a massa de grãos não

rompidos e daqueles que atravessaram a tela representa o índice de friabilidade (Malkin, 1989).

O índice de friabilidade também pode ser usado para comparar grãos com uma mesma composição química, mas com diferentes tamanhos de partícula ou microestrutura. Em geral, grãos finos do mesmo material são menos friáveis, uma vez que são produzidos por moagem usualmente de material mais grosso. Esse efeito pode ser explicado pelo fato de que, durante a moagem e redução do tamanho de partícula do material, a concentração de defeitos críticos em sua estrutura diminui, aumentando a energia necessária para ruptura (Malkin, 1989).

A friabilidade define bem uma classificação dos abrasivos: materiais de maior friabilidade são utilizados em operações de retífica e de polimento (exemplo SiC e alumina eletrofundida branca), já os materiais menos friáveis (exemplo alumina eletrofundida marrom) são utilizados em operações envolvendo grande volume de material a ser removido (Morais e Suster, 2001).

A friabilidade, como um índice de propriedade independente das partículas abrasivas, oferece a possibilidade de determinar a resistência das partículas ao reduzir seu tamanho e, desta forma, quase se assemelha à carga que os abrasivos são submetidos durante as operações abrasivas. Em relação à microestrutura, um importante exemplo a ser considerado é o caso da alumina eletrofundida branca e a alumina sintetizada ou tabular. No primeiro caso, a presença de grande quantidade de bolhas de ar no interior e na superfície dos grãos aumenta significativamente a friabilidade do material, porém reduz sua tenacidade; no segundo, a porosidade é significativamente menor e localizada no interior do grão, tornando-o mais tenaz e resistente ao desgaste (Skury *et al*, 2006).

## **2.4.1. ABRASIVOS UTILIZADOS NAS PASTAS DE POLIMENTO**

### **2.4.1.1. DIAMANTE**

À temperatura ambiente e pressão atmosférica, o diamante é um polimorfo metaestável do carbono. Cada átomo se liga a quatro outros átomos de carbono e essas ligações são totalmente covalentes. Essa é chamada, apropriadamente, de

estrutura cristalina cúbica do diamante, a qual também é encontrada em outros elementos do Grupo IVA na Tabela periódica (Skury *et al*, 2006)

As propriedades físicas do diamante tornam-no um material extremamente atrativo. Ele é extremamente duro (o material mais duro conhecido) e possui uma condutividade elétrica muito baixa. Adicionalmente, ele possui uma condutividade térmica anormalmente alta para um material não-metálico, é opticamente transparente nas regiões do visível e do infravermelho do espectro eletromagnético e possui um elevado índice de refração (Callister, 2007).

O elevado valor de dureza que o diamante apresenta é devido à intensidade das forças de ligação entre os átomos de carbono (ligações covalentes). Em relação à dureza, a resistência mecânica e ao desgaste o diamante é anisotrópico, ou seja, essas propriedades não apresentam os mesmos valores em todas as direções. Este fato é compreendido pela variação da distância entre os átomos de carbono e pela variação na quantidade de átomos nos diferentes planos (Callister, 2007).

#### **2.4.1.2. ÓXIDO DE ALUMINA**

O óxido de alumina fundido foi o segundo abrasivo sintético (alumina) a ser desenvolvido. É apresentado como um pó branco sendo um pouco mais duro do que o corundum (alumina natural) devido a sua pureza.

A alumina pode ser processada com propriedades diferentes através de uma leve alteração nos reagentes usados no processo de fabricação com diversos tamanhos de grãos disponíveis sendo largamente utilizados na forma de abrasivos aglutinados, recobrimentos abrasivos e jatos abrasivos para uso odontológico.

O óxido de alumina sintetizado é utilizado para fazer pedras brancas para o ajuste de esmalte dentário, acabamento de ligas metálicas, resinas compostas e materiais cerâmicos (Philips, 2013).

#### **2.4.2. SUSPENSÕES PARA USO INDUSTRIAL**

Suspensões líquido/sólido são caracterizadas por um conjunto de partículas distribuídas de forma relativamente uniforme através de um meio líquido, sem que

haja, ao longo do tempo, dissolução significativa do material particulado. Dispersões concentradas sólido/líquido (suspensões) ocorrem em diversas aplicações industriais, como tintas (de todos os tipos), cerâmicas, cosméticas, farmacêuticas e agroquímicas. Essas suspensões podem ser aquosas ou não-aquosas e a fase dispersa pode ser orgânica ou inorgânica. Ocorrem também em uma larga escala de tamanho de partícula, desde nanopartículas até macropartículas (Stein, 1986).

O controle dessas propriedades de suspensão é crucial nas suas preparações e subsequentes aplicações. Por isso, requer o controle não só das forças de interação entre as partículas como também o controle das características de fluxo (reologia do sistema). A formação de estrutura de três dimensões nesses sistemas é também governada pela interação das forças entre as partículas. Em suspensões concentradas, as partículas interagem com muitas colisões entre as mesmas e o movimento translacional é restrito. Esses sistemas mostram dependência das correlações espacial e temporal e geralmente são viscoelásticos (Stein, 1986).

No início de séc. XX, os primeiros dispersantes utilizados foram os sabões. Nos anos 50, a chegada dos tensoativos etoxilados iniciou a utilização de nonilfenoletoxilado e alcoóis graxos etoxilados. Foram introduzidos nos anos 60 os polímeros de bloco EO/PO (óxidos de etileno e propileno). No início da década de 80, passamos a usar o noneno vinil maleato de sódio e também os poliácridatos de sódio de diversos pesos moleculares. No começo dos anos 90, foram desenvolvidos os dispersantes poliméricos que são os mais aplicados atualmente. Devido à forma como são construídas as moléculas dos dispersantes poliméricos, consegue-se um balanço da parte hidrofílica e da parte lipofílica (Hartz, 2005).

Pode-se destacar as seguintes vantagens dos dispersantes poliméricos: formam pouca quantidade de espuma, incrementam a estabilidade da dispersão, são estáveis em sistemas altamente iônicos, aplicáveis em sistemas aquosos e não-aquosos, normalmente de baixíssima toxicidade e/ou irritabilidade e biodegradáveis, permitem trabalhar com sistemas de alta concentração de sólidos, alta eficiência, sendo necessárias pequenas concentrações na maioria dos casos de suspensões e oferecem custo/benefício vantajoso (Hartz, 2005).

### 2.4.3. PASTAS DE ABRASIVAS APLICADAS NA ODONTOLOGIA

As pastas de polimento (abrasivas) aplicadas à odontologia e disponíveis no mercado possuem em sua composição partículas de diamante ou óxido de alumínio (alumina) (Phillips, 2013).

Essas pastas devem ser aplicadas com instrumentos rotatórios, sendo que as de composição de óxido de alumínio (alumina) deve ser com refrigeração à água e as com o abrasivo diamante em uma condição relativamente seca (Phillips, 2013).

Segundo Phillips (2013), as pastas abrasivas apresentam algumas características relevantes:

- É relativamente espessa podendo não atingir a região de ameias;
- Quando aplicadas com instrumentos rotatórios em alta velocidade tendem a se espalhar;
- Gera calor quando a refrigeração é insuficiente ou quando aplicada uma pressão constante que não permita que a refrigeração atinja a superfície.

Após extensa busca em várias bases de dados, não foram encontrados trabalhos referentes à influência do tipo de pasta diamantada, especificamente da granulometria dos diamantes (ou de outros abrasivos) sobre a qualidade superficial das próteses, provisórios ou outros tipos de peças confeccionadas em resinas acrílicas utilizadas em odontologia restauradora (Phillips, 2013).

A qualidade e os tipos de grão dos produtos diamantados devem permitir uma precisão fiável em situações de produção de altíssima precisão. Cada produto diamantado é uma mistura de pó de diamante puro com uma concentração específica de solução química adequada que deve oferecer uma boa remoção de material e uma excelente qualidade superficial, tal como, uma facilidade de limpeza, resistência a temperaturas e boa lubrificação de modo a prevenir o ressecamento. Os produtos diamantados devem gerar menos resíduos e apresentarem-se mais ecológicos do que os métodos convencionais usados (Phillips, 2013).

É importante ressaltar que um único tipo de abrasivo não pode ser efetivamente utilizado para todos os tipos de materiais dentários, onde a melhor escolha irá depender da qualidade inicial da superfície, do tipo de material e do objetivo ou necessidade específica (Phillips, 2013).

A produção das pastas abrasivas constitui *know-how* das empresas, sendo

desenvolvidas sob criterioso regime de segurança industrial, não sendo encontrados estudos acadêmicos relacionados especificamente a este assunto.

## CAPITULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1. MATERIAIS

Os materiais utilizados para a confecção dos corpos de prova estão apresentados abaixo:

- Resina acrílica Dencor (pó e líquido), fornecida pela Clássico – São Paulo-SP, Brasil. Manipulada de acordo com especificação do fabricante; lote 08-2013;
- Resina acrílica Vip (pó e líquido), fornecida pela Dental Vip – Pirassununga SP, Brasil. Manipulada de acordo com especificação do fabricante; lote A640-2012;
- Pasta A: Pasta diamantada fornecida pela FGM, Joinville, SC, Brasil; lote 230713; Pasta A 2g. – pasta de polimento com diamante micronizado de granulação extrafina (2 a 4 $\mu$ m) de altíssima dureza para atender as exigências de polimento e brilho de porcelana, esmalte dental, resinas e outros materiais restauradores. É produzida com ingredientes atóxicos, solúveis em água, especialmente selecionados para auxiliar na lubrificação durante o polimento e facilitar a sua remoção ao final do tratamento. A pasta é de viscosidade média e não é susceptível à ação do calor. Sua composição: diamante micronizado, base lubrificante, espessante e emulcionante (dados do fabricante).
- Pasta B: Pasta diamantada fornecida pela FGM, Joinville, SC, Brasil; lote 171013; Pasta B 4mg – em sua especificação é uma pasta desenvolvida para obtenção em polimento em resinas. Possui em sua formulação carbowax, que age como excipiente e lubrificante para dispositivos de polimento evitando geração demasiada de calor. É à base de óxido de alumínio de granulação extrafina (6 a 8  $\mu$ m). Produzida com ingredientes atóxicos solúveis em água para auxiliar a lubrificação durante o polimento e facilitar a sua remoção ao final do tratamento. Pasta de viscosidade média e não é susceptível a ação do calor. Composição: óxido de alumínio, carbowax, espessante, essência de menta e água (dados do fabricante).

- Silicone fornecido pela Resinpoxy Comércio e Varejo Produtos Químicos Ltda, RJ, Brasil – Base e Catalisador;
- Micropó de diamante sintéticos (3 a 6  $\mu\text{m}$ ) fornecido pela Diambra Diamantes;
- Micropó de diamante sintéticos (2 a 3  $\mu\text{m}$ ) fornecido pelo Laboratório de Materiais Avançados da Universidade Estadual do Norte Fluminense – LAMAV / UENF;
- Polietilenoglicol (PEG), fornecido pela Sigma-Aldrich - Mn 950 -1.050 Dalton;
- Copolímero Polietileno (PE-CO-PEG), fornecido pela Sigma-Aldrich – Mn 2.250 Dalton;
- Broca de Cerâmica (385), fornecida pela Vigodent;
- Lixa abrasiva de óxido de alumínio, com granulação de # 600 mesh;
- Disco e Ponta de Borracha Exa-Cerapol (716), fornecido pela Kg Sorensen;
- Escova Ninja PM Pelo Cabra (1416), fornecida pela Vigodent;
- Escova Roda de Feltro Macio (1587); fornecida pela Bordente;
- Broca de Carboneto de Tungstênio (1520), fornecido pela Edenta AG, Suíça;
- Seringa descartável de 10mL;
- Espátula nº 24, fornecido pela Duflex, Rio de Janeiro;
- Placa de Vidro, fornecido pela MFR, Rio de Janeiro;

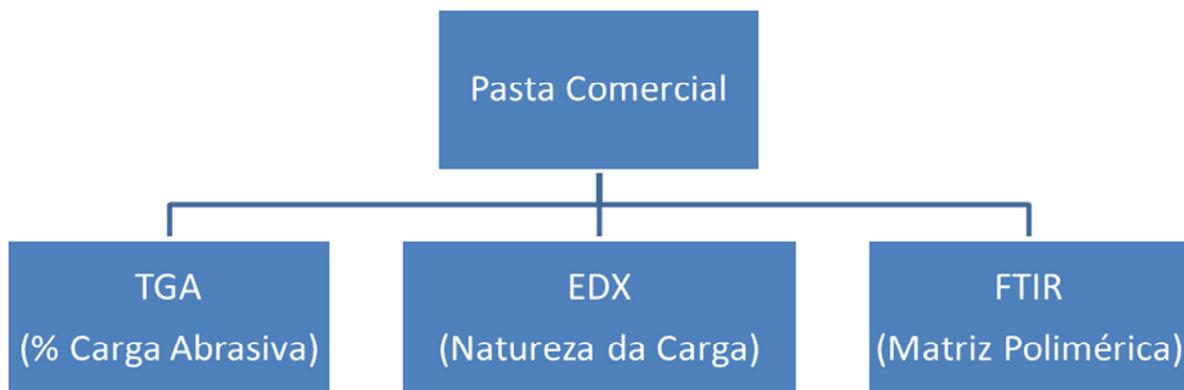
### **3.2. METODOLOGIA PARA FORMULAÇÃO DA PASTA ABRASIVA EXPERIMENTAL**

Com o propósito de formular uma pasta abrasiva que seja eficiente para aplicação nos procedimentos de acabamento e polimento das resinas acrílicas foram testadas várias formulações, onde foi variada tanto a carga abrasiva (tipo de abrasivo e granulometria) quanto o ligante (emulsão). Para tal foram analisadas pastas comerciais para a proposição das formulações das pastas experimentais.

A pesquisa possibilita a formulação de pastas com diferentes granulometrias ainda não desenvolvidas, apresentando mais opções em relação as pastas comerciais.

Conforme o organograma mostrado na Figura 6 foram realizadas as análises

de termogravimetria, difração de raios-x e espectroscopia de infravermelho para a caracterização das pastas abrasivas comerciais.



**Figura 6:** Organograma de Caracterização das Pastas Abrasivas Comerciais.

### **3.2.1 DETERMINAÇÃO DA NATUREZA E PERCENTUAL DA CARGA ABRASIVA DE DUAS PASTAS COMERCIAIS**

Buscou-se um solvente adequado para a extração da carga abrasiva. Os solventes disponíveis testados para separação da suspensão foram clorofórmio, acetona, tetrahidrofurano não estabilizado (THF), diclorometano, éter, álcool isopropílico e hexano. Inicialmente foram colocados na proporção de 1ml de pasta abrasiva em contato com 5ml de cada solvente. Após o tempo necessário para solubilização, decantação da parte sólida e vaporização de parte do solvente, não se observou a separação completas das partes sólidas e líquidas. Conseqüentemente, utilizou-se a análise termogravimétrica (TGA) para identificar a carga.

#### **3.2.1.1. ANÁLISE TERMOGRAVIMÉTRICA - PERCENTUAL DE CARGA**

A análise termogravimétrica é um método analítico que auxilia a compreensão da relação estrutura-propriedade dos materiais. Para determinar a carga abrasiva das pastas comerciais (A e B) foi realizada a análise termogravimétrica através da

degradação térmica do polímero utilizando o sistema TGA 5000 Ir – TA Instruments, com sensibilidade da termobalança de 0,1 µg, existente na Unidade de Caracterização Térmica e Superficial (UCTS/SEPOL). Foi utilizada uma taxa de aquecimento de 10° C min<sup>-1</sup>, em atmosfera de nitrogênio (100mL min<sup>-1</sup>) na faixa de temperatura de 20°C a 800°C.

Após a análise de TGA das pastas abrasivas (A e B) os resíduos foram recolhidos e submetidos posteriormente às análises por EDX.

### **3.2.1.2. ESPECTROSCOPIA DE DIFRAÇÃO DE RAIOS-X (EDX) - DETERMINAÇÃO DA NATUREZA DA CARGA**

A análise de difração de raios-x é uma técnica versátil capaz de identificar a porcentagem de cristalinidade da fase polimérica. Nesse trabalho foi realizada paralelamente a análise por espectroscopia de difração de raios-x (EDX) determinando a natureza das cargas nas pastas comerciais (A e B). Foram detectados os compostos químicos presentes, permitindo a determinação da formulação inicial das pastas experimentais.

Os resultados foram obtidos utilizando o difratômetro, *Energy Dispersive X-Ray Spectrometer*, da marca Shimadzu XRD-7000, disponível na UENF/CCT/LAMAV, com condições de medidas de atmosfera em vácuo e tempo de varredura de 100 segundos.

### **3.2.2. ESPECTROSCOPIA DE INFRAVERMELHO COM TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR) - DETERMINAÇÃO DA NATUREZA DA MATRIZ**

A técnica de espectroscopia de infravermelho (FTIR) permite a identificação da estrutura com análise de outras técnicas e/ou banco de dados. Foi realizada a análise dos espectros de infravermelho (FTIR) com o objetivo de avaliar a natureza das matrizes utilizadas nas pastas comerciais (A e B), comparando os sinais dos espectros obtidos com espectros numa base de dados de polímeros.

A espectroscopia de infravermelho foi realizada no equipamento IR

PRESTIGE 21-FTIR-SHIMADZU disponível na Unidade de Caracterização Térmica e Superficial (UCTS/SEPOL). Os espectros foram obtidos em um intervalo de 4000 a 750  $\text{cm}^{-1}$  com resolução de 1.0  $\text{cm}^{-1}$  e 50 acumulações por espectro.

### 3.3. FORMULAÇÃO DA PASTA ABRASIVA

Para a formulação das pastas experimentais foram utilizados os resultados obtidos na caracterização das pastas comerciais como continuidade do trabalho iniciado por Pinheiro (2010).

Preparou-se a pasta abrasiva através da adição de 2,031g da fase polimérica, na qual 95% em massa era compostas por polietileno-copolímero-etileno glicol (PE-co-PEG) e 5% em massa de polietileno glicol (PEG), sendo adicionado ao sistema 6mL de água destilada sob agitação. O processo de preparo da pasta abrasiva foi realizado segundo as seguintes etapas:

1. Pesagem dos componentes (polímeros e carga abrasiva);
2. Aquecimento da massa do copolímero PE-co-PEG até a temperatura de fusão do mesmo;
3. Adição de massa do polímero PEG ao PE-co-PEG fundido;
4. Adição de água destilada e ao mesmo tempo em que se faz a uniformização da massa;
5. Finalmente, após a obtenção de uma pasta homogênea ocorre a adição da carga abrasiva.

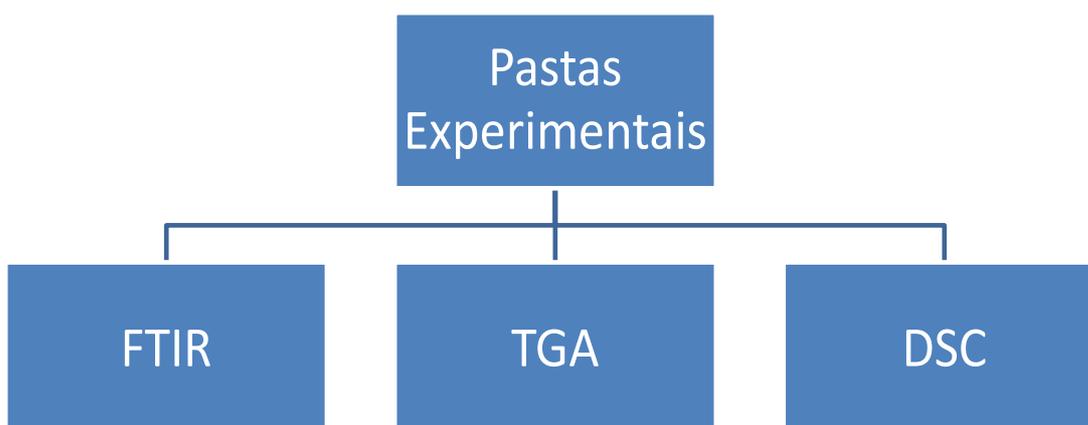
Para a formulação das pastas foram utilizados alumina e diamantes sintéticos como carga abrasiva. Os diamantes sintéticos utilizados foram obtidos no Laboratório de Materiais Superduros da Universidade Estadual Norte Fluminense (LAMAV), com granulometria de 2 - 3  $\mu\text{m}$  e os diamantes comerciais da Diambra, com granulometria de 3 - 6  $\mu\text{m}$ . A quantidade de diamante adicionado foi de 12% e 20% em peso da carga abrasiva. A alumina foi adicionada na proporção de 0% e 6%, conforme indicado na Tabela 1.

**Tabela 1:** Composições das pastas abrasivas.

Matriz Polimérica	Carga Abrasiva	
	Diamante % (Origem)	Alumina %
PE-co-PEG 95% + PEG 5%	12(Diambra)	--
PE-co-PEG 95 % + PEG 5%	12 (Diambra)	6
PE-co-PEG 95% + PEG 5%	20 (Diambra)	--
PE-co-PEG 95% + PEG 5%	12 (LAMAV)	--
PE-co-PEG 95% + PEG 5%	12 (LAMAV)	6
PE-co-PEG 95% + PEG 5%	20 (LAMAV)	--

### 3.4. CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DAS PASTAS ABRASIVAS EXPERIMENTAIS

A caracterização segue o organograma apresentado na Figura 7. Conforme a Figura 7 para a caracterização da pasta abrasiva foram utilizadas as técnicas de termogravimetria (TGA) e calorimetria diferencial de varredura (DSC) e infravermelho por transformada de Fourier (FTIR).

**Figura 7:** Organograma da Caracterização da Pasta Abrasiva.

O equipamento utilizado para a análise de termogravimetria foi o sistema TGA

5000 Ir – TA Instruments, com sensibilidade da termobalança de 0,1  $\mu\text{g}$ , existente na Unidade de Caracterização Térmica e Superficial (UCTS/SEPOL). Foi utilizada uma taxa de aquecimento de  $10^\circ\text{C min}^{-1}$ , em atmosfera de nitrogênio ( $100\text{mL min}^{-1}$ ) na faixa de temperatura de  $20^\circ\text{C}$  a  $800^\circ\text{C}$ . Estas condições foram escolhidas com base em trabalhos anteriormente realizados (Pinheiro, 2010).

Nos ensaios utilizando a técnica de DSC, quando o material sofre uma transição, este poderá receber energia quando o fenômeno é endotérmico, como ocorre durante a fusão, ou poderá ceder energia quando o fenômeno é exotérmico, como o que ocorre durante a cristalização de um sólido (Duarte, 2000).

Quando o fenômeno físico envolvido é a transição vítrea, não há presença de picos na curva do DSC, o que se percebe é uma mudança no nível da linha base, que caracteriza tal transição (Lucas *et al.*, 2001).

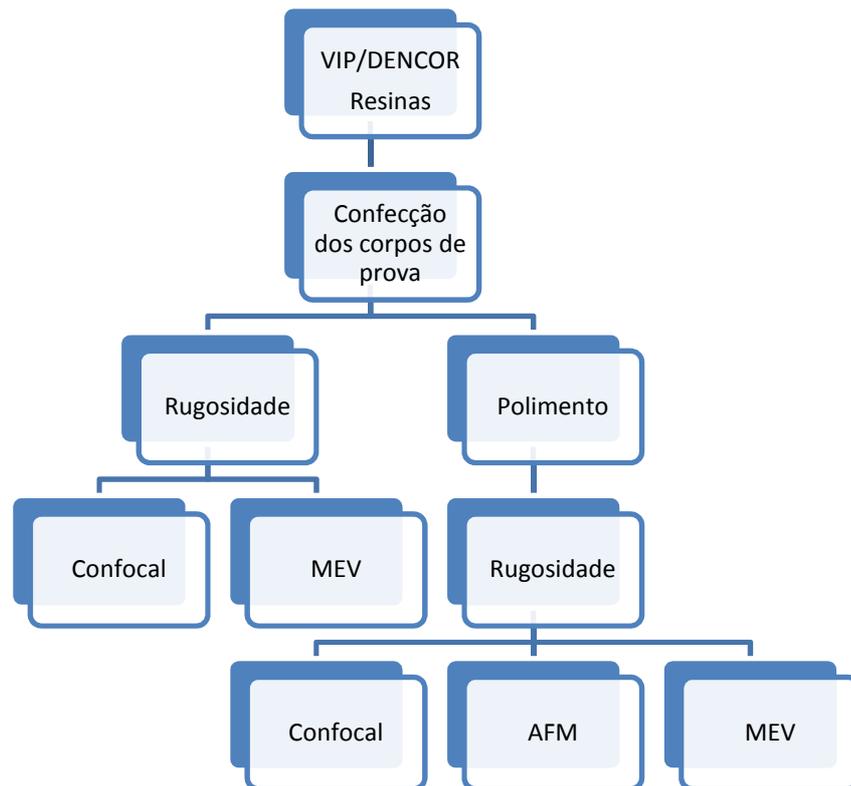
Para análise através da técnica de Calorimetria Diferencial de Varredura preparou-se amostras padrão em cadinhos com as pastas abrasivas (A e B). Os ensaios foram realizados no laboratório de Polímeros da UENF com o equipamento DSC 2010 *Differential Scanning Calorimeter* da TA Instruments, com taxa de aquecimento de  $10^\circ\text{C min}^{-1}$ , na faixa de  $-140^\circ\text{C}$  à  $90^\circ\text{C}$ .

Foram analisados os polímeros polietileno glicol com massa molar média de 950 e o polímero polietileno-bloco-etileno glicol com massa molar média de 2.250 Dalton, bem como a pasta resultante da mistura destes dois polímeros. Também foram analisadas as pastas comerciais.

A espectroscopia de infravermelho (FTIR) foi realizada no equipamento IR PRESTIGE 21-FTIR-SHIMADZU, disponível na Unidade de Caracterização Térmica e Superficial (UCTS/SEPOL). Os espectros foram obtidos em um intervalo de  $4000$  a  $750\text{ cm}^{-1}$  com resolução de  $1.0\text{ cm}^{-1}$  e 50 acumulações por espectro.

### **3.5. CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA CONFECCIONADOS A PARTIR DE RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZAVEL**

A confecção e caracterização dos corpos de prova atendem ao organograma da Figura 8.

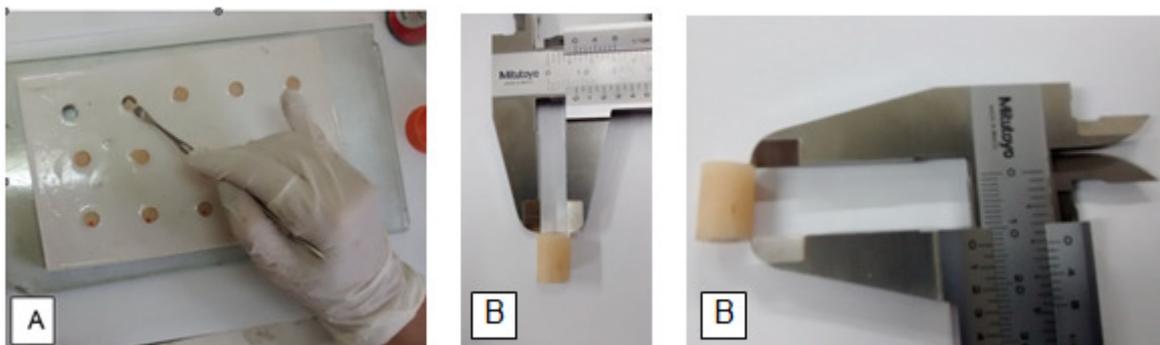


**Figura 8:** Organograma de confecção e preparação dos corpos de prova.

Para a preparação dos corpos de prova foram utilizadas as resinas acrílicas das marcas comerciais Dencor e a Vip utilizando-se dois métodos distintos, sendo obtidas 120 amostras, de acordo com a Tabela 2. A resina acrílica é proporcionada segundo a indicação do fabricante (pó e líquido: 3:1 em volume). Durante a fase arenosa, a resina é inserida nas matrizes de silicone por meio de uma seringa descartável de 10 mL, com o auxílio de uma espátula nº 24. Em seguida, é pressionada com uma placa de vidro até a sua polimerização.

### 3.5.1 CORPOS DE PROVA PARA TESTE DE RUGOSIDADE

Na confecção dos corpos de prova para o teste de rugosidade antes e após polimento, foi confeccionada uma matriz de silicone a partir de uma matriz de aço inoxidável. As matrizes de silicone elaboradas possuíam orifícios de 10 mm de diâmetro e 5 mm de espessura (Figura 9).



**Figura 9:** A) Confecção dos corpos de prova, B) Corpos de prova (medida).

As superfícies internas dos orifícios da matriz de silicone foram vaselinadas, (Figura 9). Após a mistura do pó e líquido, na fase arenosa, os orifícios foram devidamente preenchidos. Após a sua polimerização (que ocorre após um período de 60 minutos) os cilindros de resina acrílica foram retirados das matrizes, sendo o excesso removido com bisturi.

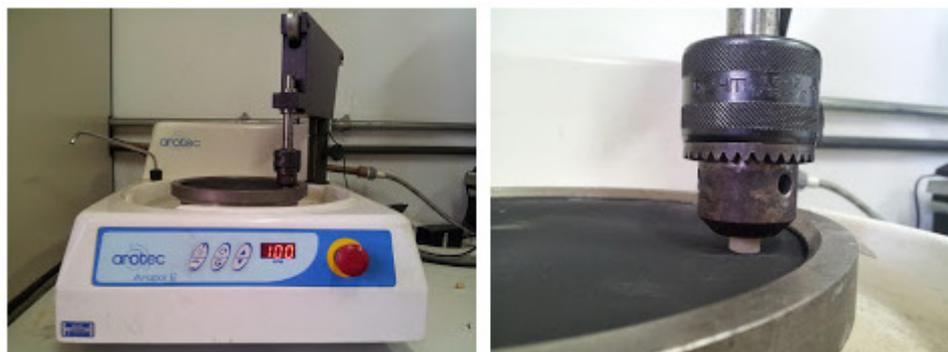
Foram utilizados dois métodos para preparação dos 120 corpos prova. Para cada um dos experimentos realizados, o processo de acabamento foi executado de maneira distinta, o que diferenciou cada experimento, conforme a Tabela 2.

**Tabela 2:** Copos de Prova Método 1 e Método 2.

	Número de Amostras	
	Método 1 (M1)	Método 2 (M2)
Vip	40	20
Dencor	40	20

No método 1 foram confeccionados 80 corpos de provas, sendo 40 corpos de prova da resina Dencor e 40 da resina Vip. Conforme a Figura 10, o acabamento foi realizado com a seguinte sequência: o cilindro tem seu formato regularizado (remoção de rebarbas) por meio de uma pedra montada branca ajustada em um micromotor de baixa rotação; em seguida é aplicada lixa abrasiva de granulação #600 mesh usando uma politriz (marca AROTEC/AROPOL, UENF/LAMAV); finalmente emprega-se uma ponta de borracha exa-cerapol, também ajustada ao

micromotor. Cada uma destas etapas tem duração de 30 segundos e cada procedimento é feito em um sentido único sobre o corpo de prova.



**Figura 10:** Politriz, marca AROTEC/AROPOL,UENF/LAMAV (a) e (b) Acabamento inicial das amostras.

No método 2, foram confeccionados 40 corpos de prova, sendo 20 corpos de prova da resina Dencor e 20 da resina Vip. No acabamento, os cilindros recebem unicamente aplicação superficial com broca de carboneto de tungstênio, eliminando as irregularidades.

Após o acabamento, todos os corpos de prova passaram por lavagem em água corrente e baixa concentração de detergente, com posterior enxague em água destilada, sendo por fim secados com o secador, e submetida a uma estufa a temperatura de 29°C por 30 minutos.

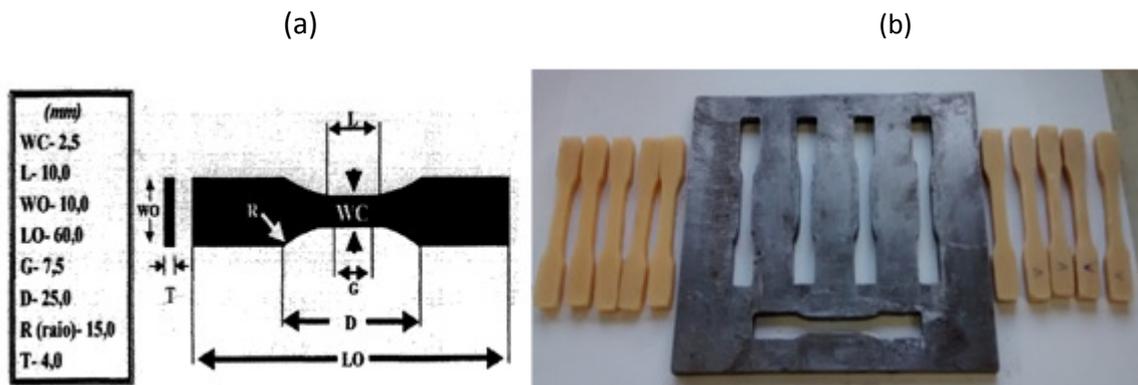
Na etapa de polimento, a pasta é depositada sobre o corpo de prova e o procedimento é realizado com o auxílio do micromotor de baixa rotação e uma escova de feltro umedecida. A etapa de polimento dura 30 segundos para cada corpo de prova. Após o polimento é realizada uma nova lavagem.

### 3.5.2 CORPOS DE PROVA PARA ENSAIO DE TRAÇÃO

Os ensaios de tração dos corpos de prova foram realizados com o objetivo de determinar a sua resistência mecânica, obtendo o módulo de elasticidade e a tensão de fratura. A determinação dos parâmetros foi seguida de acordo com a norma

ASTM D638M da *American Society for Testing and Materials*.

Para o ensaio de tração novos corpos de prova foram confeccionados, sendo 5 corpos de prova para cada resina acrílica, Dencor e Vip, totalizando desta maneira 10 corpos de prova. As resinas manipuladas foram inseridas nos moldes, fabricados na oficina do LAMAV, cujas dimensões são especificadas pela norma ASTM D638M da *American Society for Testing and Materials*, conforme demonstra a Figura 11.

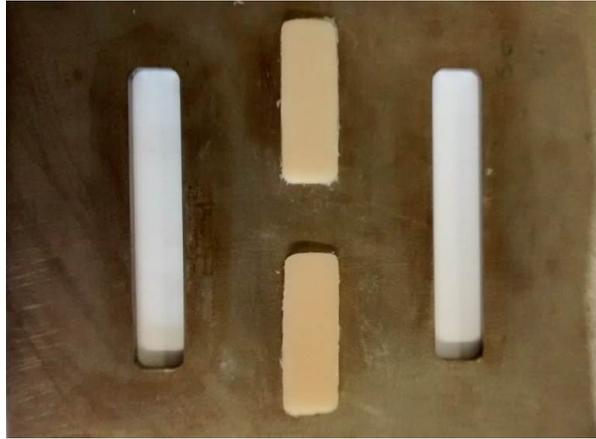


**Figura 11:** Confeção dos corpos de prova para o ensaio de tração e dimensões.

- (a) Esquema das dimensões dos corpos de prova de acordo com a norma ASTM- D638M;  
 (b) matriz utilizada para confecção dos corpos de prova.

### 3.5.3 CORPOS DE PROVA PARA ENSAIO DE MICRODUREZA VICKERS

Na preparação dos corpos de prova para o ensaio de microdureza foram confeccionados 2 corpos de prova, um para cada resina acrílica Dencor e a Vip. As resinas manipuladas foram inseridas nos moldes retangulares, com as seguintes dimensões: 36mm de comprimento, 13mm de largura e 4mm de espessura, conforme demonstra a Figura 12.



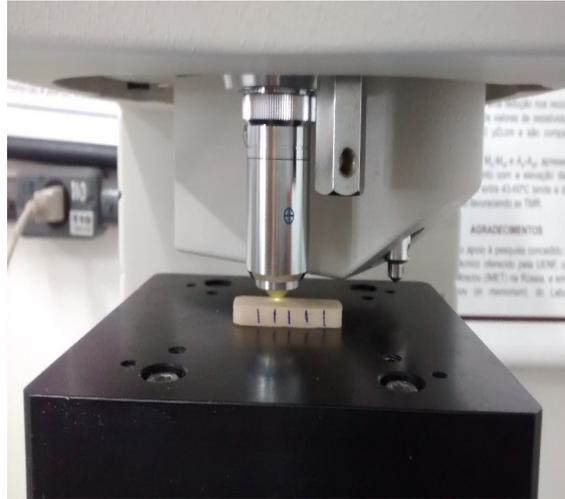
**Figura 12:** Confeção dos corpos de prova para o ensaio de dureza.

#### **3.5.4 CORPOS DE PROVA AFM E MEV**

Foram confeccionados corpos de prova adicionais para a realização de outros ensaios. Para a Microscopia de Força Atômica (AFM) e a Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) foram elaborados corpos cilíndricos, com as mesmas dimensões apresentadas anteriormente. Posteriormente, estes corpos cilíndricos foram ajustados para dimensões adequadas aos microscópios (10 mm de diâmetro por 4 mm de espessura).

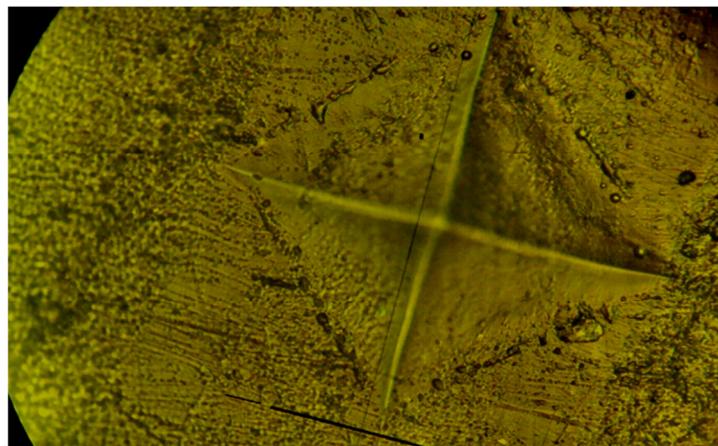
#### **3.6 DUREZA VICKERS**

Os ensaios de microdureza Vickers foram realizados de acordo com a norma técnica ASMT E 384. Foi utilizado um Microdurômetro da marca Shimadzu, série HMV-2, com uma carga de 300g em um tempo de indentação de 10 segundos (Figura 13). Foram realizadas 7 indentações para cada resina acrílica (Vip e Dencor).



**Figura 13:** Ensaio de microdureza Vickers realizado em um Microdurômetro (marca Shimadzu da série HMV-2).

As duas diagonais da indentação deixadas na superfície do material, depois da remoção da carga, foram medidas. Com os valores lidos calcula-se a média aritmética. A seguir calcula-se a área da superfície inclinada da indentação (Figura 14). A dureza Vickers é o quociente obtido dividindo a carga (em kgf) pela área da indentação



**Figura 14:** Imagem em Microscópio Óptico da área de indentação na superfície do corpo de prova da resina acrílica.

### 3.7 ENSAIOS DE TRAÇÃO

Para a realização do ensaio de tração foi utilizada a máquina de ensaios mecânicos Instron modelo 5582 (Figura 15). O ensaio teve como objetivo a determinação do módulo de elasticidade e limite de resistência a tração.



**Figura 15:** Detalhe da Máquina de ensaio (marca Instron modelo 5582).

Para os ensaios de tração foram preparados corpos de prova segundo a norma D 638 M da *American Society for Testing and Materials*, com dimensões já especificadas anteriormente.

### 3.8 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA

O Microscópio de Força Atômica fornece tanto dado quantitativo (valores numéricos da rugosidade de superfície) quanto qualitativo, estes representados por imagens da superfície do material dentário em duas e três dimensões, numa resolução nanométrica com detalhes precisos (Alves *et al*; 2013).

A Microscopia de Força Atômica é uma técnica excelente para verificar a topografia da superfície da amostra. Nesta técnica, devido à proximidade da ponta da sonda (tip) com a superfície da amostra, os elétrons são impulsionados entre os átomos da superfície da amostra, determinando uma força que pode ser mensurada. O resultado da força medida nessa interação é transformada e fornece o contorno da superfície da amostra analisada em nanômetro (nm).

As imagens de superfície deste trabalho foram obtidas em um AFM *Multimode Nanoscope III Scanning Probe Microscope Veeco Instruments*. As condições experimentais utilizadas foram atmosfera ambiente e temperatura controlada de 25°C, modo de interação entre amostra e sonda de contato intermitente, resolução de 512 x 512 linhas em scanner AS-12 (“E”). Foi utilizado cantilever de fósforo dopado com silício de frequência de ressonância de 235 - 295 KHz, constante de mola de 20 a 80 N/m. Por meio do AFM determinou-se o contorno da superfície da amostra analisada em nanômetros (nm), sendo o parâmetro utilizado Ra.

### **3.9 MICROSCOPIA CONFOCAL**

A microscopia confocal foi utilizada para medir a rugosidade superficial dos corpos de prova antes do acabamento e após o polimento. Devido às dimensões dos corpos de prova, não foi possível utilizar o rugosímetro. Com 4 amostras confeccionadas para o rugosímetro foi feita a média e o desvio padrão para calibrar o Microscópio Confocal. Os parâmetros para a mensuração de cada corpo de prova foram: Ra 225 cutof, yc 250 mg, lente 10 x com aumento 216.

O Microscópio Confocal a laser utilizado nesta pesquisa foi o Olympus Modelo LEXT OL S4000 (Figura 16), que oferece uma imagem com uma maior definição, profundidade e maior contraste do que daria uma microscopia ótica convencional, permitindo uma melhor análise das imagens.



**Figura 16:** Microscópio Confocal (marca Olympus Modelo LEXT OL S4000).

### 3.10 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

O Microscópio Eletrônico de Varredura é uma ferramenta muito importante na caracterização da morfologia dos materiais, pois é um equipamento capaz de produzir imagens de alta ampliação e resolução da superfície ou fraturas de materiais (Catoni, 2011).

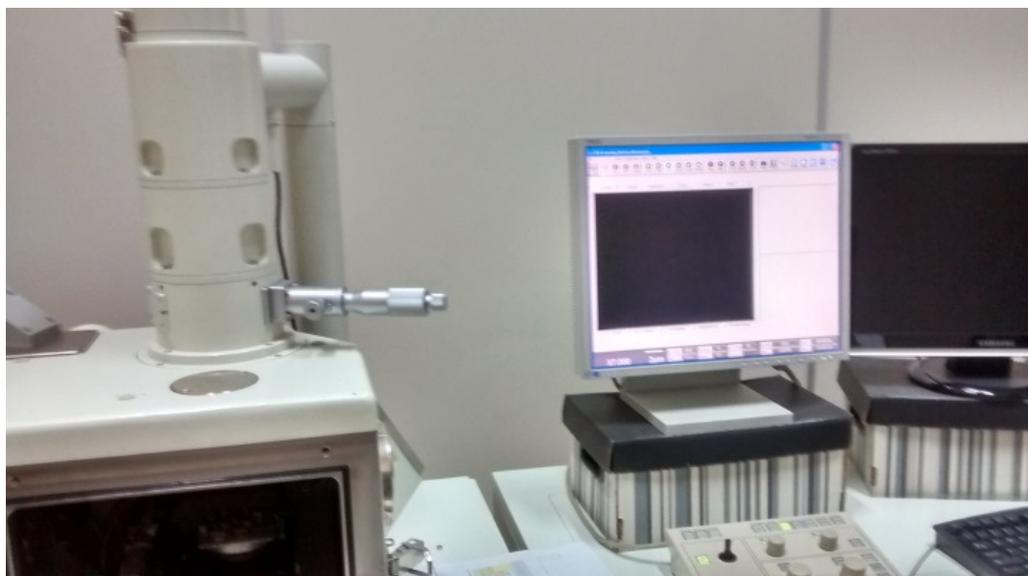
Através da microscopia eletrônica de varredura foi investigada a diferença morfológica entre os diamantes fornecidos pela Diambra e os diamantes confeccionados no LAMAV. Também foram estudados os aspectos das superfícies das amostras obtidas dos corpos de prova que tiveram melhores resultados no Confocal. Estas amostras foram cortadas no diâmetro de 4mm, onde foram lavadas no *Ultrasonic Cleaner* por 7 min em 20ml de água destilada. Em seguida foram secas e colocadas em estufa à 30 °C por 30min.

Após 24 horas, as amostras foram fixadas em stubs de alumínio e metalizadas com cobertura de ouro. A seguir foram analisadas em Microscopia Eletrônica de Varredura com aumento de 50x, 100x, 500x, e 1000x.

As micropartículas dos diamantes fornecidos pela Diambra e pelo LAMAV foram depositadas em uma porta amostra com fita adesiva e da mesma forma como

anteriormente, metalizadas e analisadas em Microscopia Eletrônica de Varredura com aumento de 1200x, 2000x e 4000x.

A análise foi feita no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) JEOL JSM-6460 LV (COPPE/UFRJ) com voltagem de 15KV (Figura 17).



**Figura 17:** Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV, marca TEOL JSM 6460 LV).

Outros estudos de superfície foram realizados empregando Microscopia Eletrônica de Varredura no Lamav/ UENF e no CBB/UENF para estudo da morfologia da alumina, aspecto da superfície de corpos de prova antes e após o polimento (corpos de prova adicionalmente confeccionados para este fim) e avaliação da interação superficial da placa bacteriana sobre corpos de prova.

### **3.11 CULTURA DE BACTÉRIAS**

Foi preparado um meio de cultura com o objetivo de verificar a adesão das mesmas à superfície de um dente natural à uma lâmina e a superfície do corpo de prova (após polimento); de modo que se possa comparar à taxa de adesão entre o dente natural e a resina, por meio da contagem do número de bactérias aderido em cada material. Para isso, um dente de cachorro e uma amostra da resina foram incubadas no meio inoculado com bactérias nas mesmas condições.

Os meios de cultura foram preparados pesando-se 3,7g de Agar para um total de 100 mL de meio. Estes foram transferidos para um erlenmeyer de 500 mL, onde foi adicionado 100 mL de H<sub>2</sub>O destilada e fervido em banho-maria para total solubilização, com cuidado para não deixar ebulir. Após a solubilização os frascos contendo os meios foram esterilizados em autoclave a 121 °C por 15 minutos. Após esfriar, o meio foi distribuído em placas de petri em volume de 20 mL aproximadamente por placa, deixados 24h à temperatura ambiente para teste de esterilidade e armazenados a 4°C. A partir de uma cultura inicial em placa de petri, foi transferida uma alçada com colônias para um tubo de ensaio contendo infusão de cérebro e coração (BHI) (Acumedia, Michigan/USA) e levado à estufa a 37°C para incubação. Após um período de aproximadamente seis horas uma alíquota de 50µl foi retirada com uma micropipeta e espalhada sobre uma placa de Petri contendo Agar Mueller Hinton (Merck, Alemanha). Com o auxílio de uma alça de platina ou um suabe estéril as cepas de bactérias foram colocadas na placa de Petri e incubadas a 37°C. Após 24 horas, a placa foi retirada da estufa e a partir desse cultivo foi preparado um esfregaço que foi corado pelo método de Gram e observado no microscópio óptico em objetiva de imersão, certificando-se assim de que o cultivo microbiano estava puro para ser utilizado nos ensaios.

O inóculo microbiano foi preparado a partir de colônias jovens que foram ressuspendidas em solução salina 0,85% estéril, homogeneizadas e ajustadas à 0,5 McF segundo leitura realizada pelo densitômetro Densimat (bioMérieux, França) com comprimento de onda de 550nm. Com o auxílio de uma micropipeta, adicionou-se então 1,2 mL da solução de inóculo do micro-organismo em cada poço da placa de 26 poços juntamente com a resina, dente e laminula. Após estes procedimentos a placa foi incubada a 37°C por 72 horas.

A cepa utilizada foi *Staphylococcus aureus* MRSA ATCC 33591.

### **3.12 PREPARO DAS AMOSTRAS APÓS CULTURA PARA AVALIAÇÃO DA ADERÊNCIA BACTERIANA**

As amostras bacterianas foram fixadas em glutaraldeído 2,5% grau II (Sigma ®, EUA) e tampão (Cacodilato 0,1M pH 7.4), lavadas 3 vezes por 5 min com o

mesmo tampão e pós-fixada com Tetróxido de Ósmio 1% (OsO<sub>5</sub>, Sigma®, EUA) adicionado de ferrocianeto de potássio (0,8%), lavadas 3 vezes com o mesmo tampão e desidratadas em séries crescentes de etanol: 15%, 30%, 50%, 70%, 90% e finalmente a 100% duas vezes (por 10 min cada etapa). Em seguida, as amostras foram secas em aparelho de ponto crítico (Bal-Tec CPD 030 Critical Point Dryer), montadas em estabs, pulverizadas com paládio (metalização) no aparelho Sputter Coater (SDC 050) e finalmente observadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (Zeiss DSM - 962 a 15 KV).

## **CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÃO**

O objetivo principal desta dissertação foi o estudo da eficiência de pastas comerciais e formulações alternativas para o polimento da superfície da resina acrílica autopolimerizável, visando a obtenção de uma maior lisura superficial, tendo em foco a redução a adesão bacteriana, no polimento de restaurações provisórias e próteses que necessitam ser trabalhadas pelo cirurgião dentista no consultório.

O acabamento e polimento são imprescindíveis a qualquer artefato confeccionado com resina acrílica antes de sua instalação na cavidade bucal, para que possam trazer benefícios como saúde e função. A redução da rugosidade da superfície faz com que seja reduzido o acúmulo de restos alimentares e bactéria (Camacho e colaboradores, 2014).

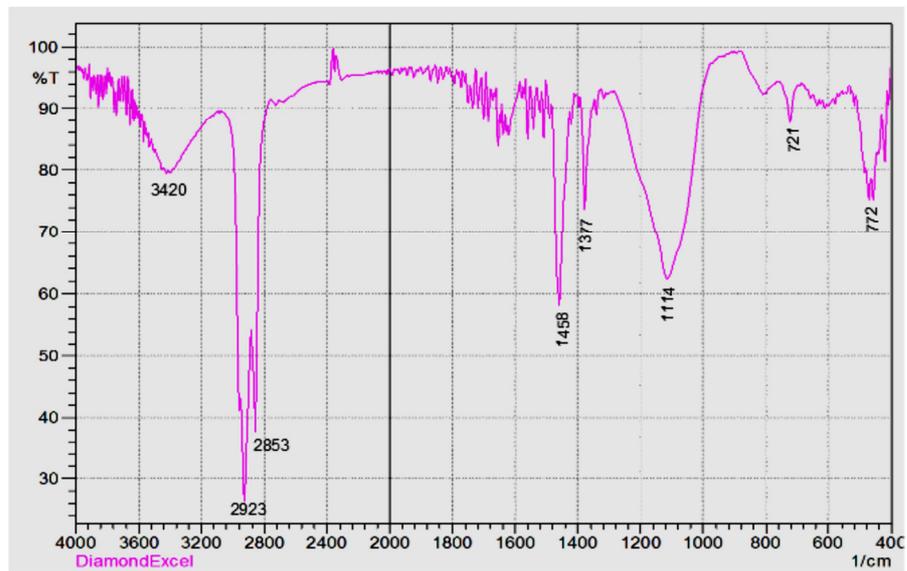
A resina acrílica vem sendo usada na Odontologia para várias finalidades, pois apesar de apresentar desvantagens, ainda é um material de fácil manuseio, baixo custo e biocompatível (Padilha *et al.*, 1997; Chassot, 2001). Geralmente é usada na confecção de próteses, dentes artificiais, facetas, reembasamento de próteses, reparos, moldeiras, aparelhos ortodônticos, placas miorelaxantes, etc. (Chassot, 2001). A resina acrílica com base no poli(metacrilato de metila) é utilizada em 95% das próteses e 60% dos dentes artificiais destas próteses (Padilha, 1997).

Com base na metodologia aplicada foi possível obter os resultados a seguir.

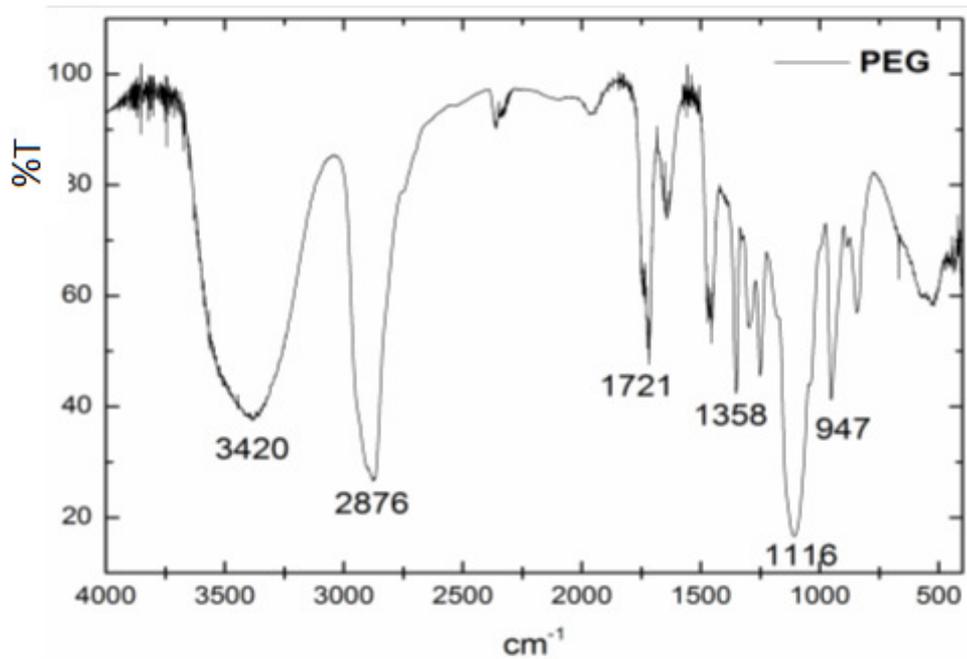
### **4.1. CARACTERIZAÇÃO DAS BASES POLIMÉRICAS NA FORMULAÇÃO DAS PASTAS ABRASIVAS**

O experimento utilizou como base para as análises o polietileno glicol, que para efeito de comparação, recorreu a duas pastas já existentes no mercado, a Pasta B e a Pasta A. Os espectros dessas pastas abrasivas comparados com espectros da base de dados, apontaram as semelhanças e as diferenças entre suas

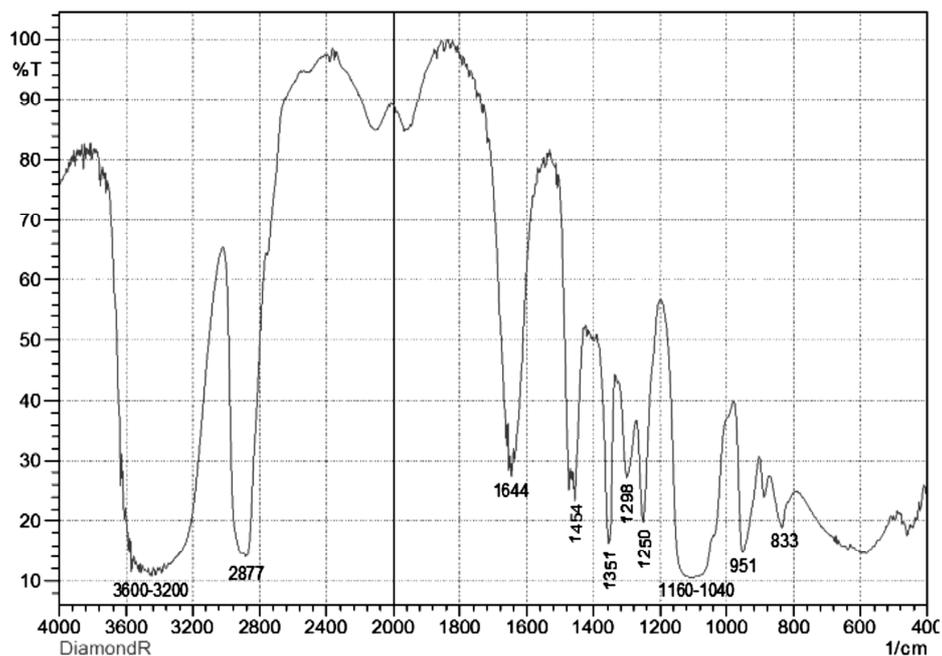
estruturas dos polímeros presentes nas formulações, conforme pode ser observado nos espectros apresentados nas Figuras 18, 19 e 20.



**Figura 18:** Espectro no infravermelho da Pasta Comercial A.



**Figura 19:** Espectro no infravermelho do polietileno glicol.



**Figura 20:** Espectro de infravermelho da Pasta Comercial B.

No espectro no infravermelho, Figura 18, o estiramento vibracional em  $2923\text{ cm}^{-1}$  foi atribuído ao carbono com hibridização  $\text{sp}^3$  (C-H). A presença de grupamento alquila é um dos sinais de interesse que se encontram nos pontos  $1458$  e  $1377\text{ cm}^{-1}$ . Nota-se que há a presença de uma banda estreita e de baixa intensidade em  $3420\text{ cm}^{-1}$  que é atribuído a grupos hidroxilas.

A Figura 19 apresenta o espectro de infravermelho do PEG, para fins de comparação com o espectro da Pasta A. A semelhança entre os sinais, Tabela 3, indica que este é o polímero base da formulação da Pasta A. As diferenças existentes nos infravermelhos são atribuídas à presença de aditivos na formulação das pastas comerciais (Phillips, 2013).

O espectro infravermelho da Pasta B (Figura 20) apresentou os sinais característicos também do PEG, entretanto, as diferenças observadas entre os espectros podem ser devido à presença dos aditivos óleo mineral e menta. Proporções diferenciadas destes compostos, que fazem parte da formulação das pastas comerciais, provocam também as diferenças que são observadas entre seus espectros. A Tabela 4 apresenta os principais sinais do espectro da Pasta B em comparação com o polietileno glicol. Foram identificados grupos OH ou NH atribuído

à banda de estiramento observada em 3600-3200  $\text{cm}^{-1}$  e o grupamento alquila (C-H) observado em 2877  $\text{cm}^{-1}$ . Além destes, há um sinal típico em 1644  $\text{cm}^{-1}$  correspondente ao grupo carbonila de amida.

**Tabela 3:** Principais sinais no infravermelho atribuídos ao polímero presente na Pasta Comercial A e PEG.

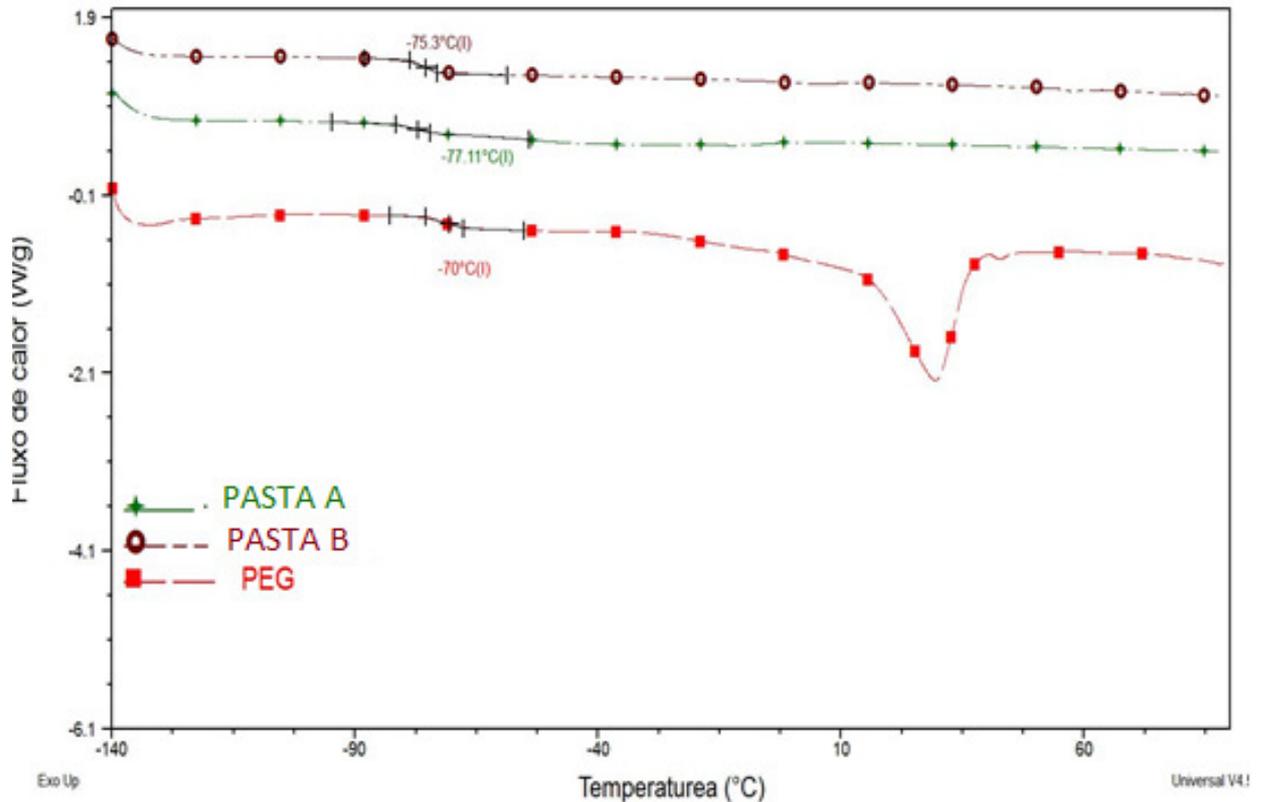
Atribuição	Pasta A Sinal ( $\text{cm}^{-1}$ )	PEG Sinal ( $\text{cm}^{-1}$ )
O-H	3420	3420
Est. C-H ( $\text{C}_{\text{sp}^3}$ )	2923	2876
Est. C-H ( $\text{C}_{\text{sp}^3}$ )	2853	-
Def. $\text{CH}_3$ , $\text{CH}_2$	1458	-
Def. $\text{CH}_3$ , $\text{CH}_2$	1377	1358
Def. C-H	1114	1116

**Tabela 4:** Principais sinais no Infravermelho atribuídos ao polímero presente na Pasta Comercial B e os sinais observados no polímero PEG.

Atribuição	Pasta B Sinal ( $\text{cm}^{-1}$ )	PEG Sinal ( $\text{cm}^{-1}$ )
O-H ou $\text{NH}_2$	3600-3200	3420
Est. C-H ( $\text{C}_{\text{sp}^3}$ )	2877	2876
Est. C=O	1644	-
Def. $\text{CH}_2$	1454	-
C-N	1351	1358
Def. C-N-H ou C-O-H	1298	-
C-C-O	1250	-

A presença dos referidos aditivos também foi observada nas propriedades térmicas das bases poliméricas.

A Figura 2, relativa as análises realizadas com a técnica de calorimetria diferencial exploratória (DSC), observa-se temperaturas de transição vítrea próximas nas pastas comerciais A e B.



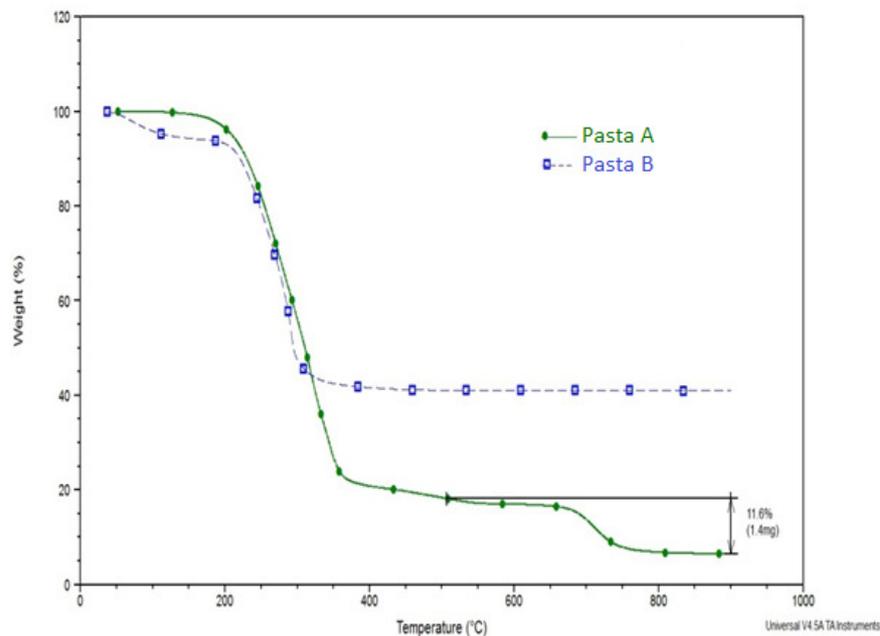
**Figura 21:** DSC das pastas comerciais A e B e do PEG.

A diferença entre as temperaturas de transição vítrea do PEG e as pastas comerciais, assim como a diferença entre a temperatura de transição vítrea das próprias pastas comerciais podem ser justificadas pela presença e proporções diferenciadas dos aditivos, respectivamente (Cassul, 2005) Estes aditivos também podem ser a causa da não formação de fase cristalina nas pastas comerciais, o que pode ser observado também na Figura 21.

#### 4.2. DETERMINAÇÃO DO PERCENTUAL DE CARGA E NATUREZA DA CARGA ABRASIVA

A Figura 22 apresenta curvas termogravimétricas das pastas comerciais A e B. No caso da pasta A, a perda de massa ocorre em duas etapas ou estágios, a primeira inicia-se em 175°C e conclui-se em torno de 500°C, temperatura na qual tem início o segundo estágio que se prolonga até 900°C. O primeiro estágio (com

perda de 80% da massa) e a segunda etapa (com redução de 11,6% em massa) estão associados a degradação da massa polimérica. Por sua vez, na curva da Pasta B também são notados dois patamares. Contudo, o primeiro está relacionado à evaporação de voláteis, prolongando-se até cerca de 200°C. Em seguida, o segundo patamar (200-350°C) está relacionado à perda da massa polimérica, com redução de 55% da massa. No caso da Pasta B, o patamar final é em 40% da massa inicial, representando as cargas presentes na composição, sendo a alumina a carga presente em maior percentual. É importante destacar que a alumina é termicamente estável na temperatura final de ensaio.



**Figura 22:** Curvas Termogravimétricas obtidas através do ensaio de TGA das pastas comerciais abrasivas (Pastas A e Pasta B).

A Tabela 5 apresenta os teores percentuais dos compostos encontrados nos resíduos das amostras após a análise Termogravimétrica utilizando a técnica EDX.

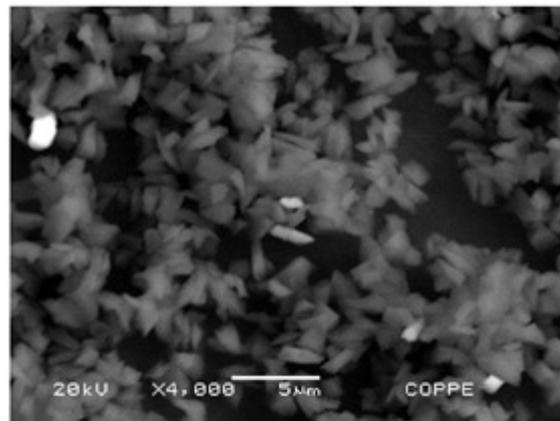
**Tabela 5:** Composição química da pasta comercial abrasiva B e A, obtida na análise de EDX.

Elemento	Pasta B	Pasta A
	Teor (%)	Teor (%)
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	59,22	94,9
<b>SiO<sub>2</sub></b>	38	2,2
<b>SO<sub>3</sub></b>	2,19	2,49
<b>ZnO</b>	0,35	0,04
<b>CaO</b>	0,16	0,25
<b>Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	0,05	0,08
<b>PdO</b>	0,02	0,04
<b>Au<sub>2</sub>O</b>	0,09	-

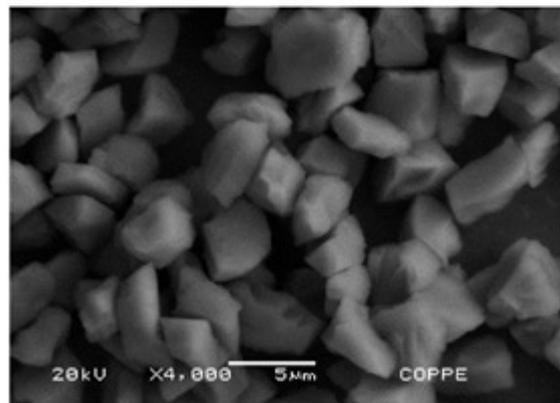
O resultado da análise EDX mostra a presença dos seguintes componentes químicos: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, SiO<sub>2</sub>, SO<sub>3</sub>, ZnO, CaO, Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, PdO, Au<sub>2</sub>O em ambas as amostras das pastas comerciais, havendo apenas a ausência do Au<sub>2</sub>O na Pasta A. Deve ser ressaltado ainda que os resultados apresentados na Tabela 5 são percentuais em relação as amostras de resíduos. Considerando os resultados termogravimétricos, a pasta A apresenta 94,9% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> em sua formulação, e a pasta B 59,22% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e 2.19% de SiO<sub>2</sub>.

#### **4.3. CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA DOS DIAMANTES E DA ALUMINA UTILIZADOS NAS FORMULAÇÕES ABRASIVAS (MEV)**

Na Figura 23 estão apresentadas as morfologias dos cristais de diamante LAMAV e diamante Diambra, observados no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).



(a)



(b)

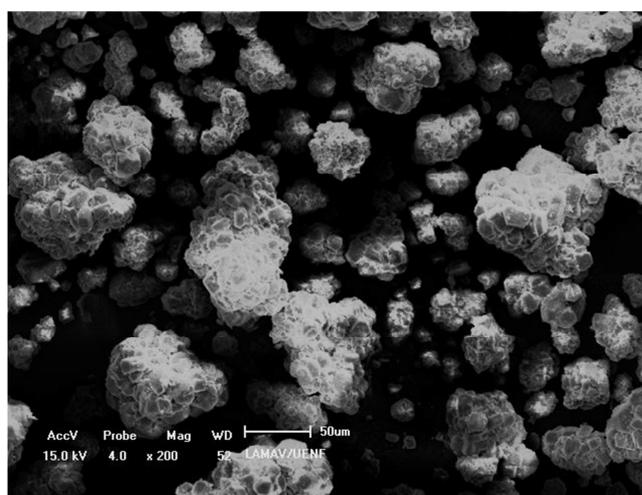
**Figura 23:** Micrografia exibindo a morfologia dos diamantes LAMAV (a) e Diambra (b).

Nota-se que os diamantes do LAMAV apresentam menor granulometria que os diamantes Diambra, conforme registrado em Materiais e Métodos. Adicionalmente, nota-se para ambas as amostras uma morfologia irregular. É provável que estes diamantes apresentem elevada friabilidade, característica associada à morfologia irregular (Pinheiro, 2010), que pode ser também observada nas micrografias. Dados da literatura demonstram que quanto mais irregular a forma com a qual se apresentem os cristais, maiores serão os índices de friabilidade. Desta maneira, esses diamantes possuem características adequadas ao processo de polimento (Skury *et al.*, 2006). A vantagem da elevada friabilidade consiste em que os cristais têm grande facilidade de se fraturarem e, desta forma apresentam sempre arestas cortantes, resultando em melhor adequação ao processo de polimento.

A alumina é um pó branco e pode ser tão duro em virtude de sua pureza,

podendo ser processado por diferentes propriedades com uma simples alteração de seus reagentes no processo de fabricação, vários grãos de alumínio ficam disponíveis. O óxido de alumínio é amplamente utilizado em Odontologia para fazer abrasivos aglutinados, abrasivos de coberturas e abrasivos com grãos por jato de ar. Por isso, a presença desses componentes na composição da pasta é importante.

A Figura 24 mostra a micrografia das partículas de alumina que foram utilizadas nas formulações abrasivas de algumas pastas. Observa-se que as partículas de alumina se apresentam como pequenos aglomerados e granulometrias diferentes.



**Figura 24:** Micrografia da alumina, MEV (LAMAV).

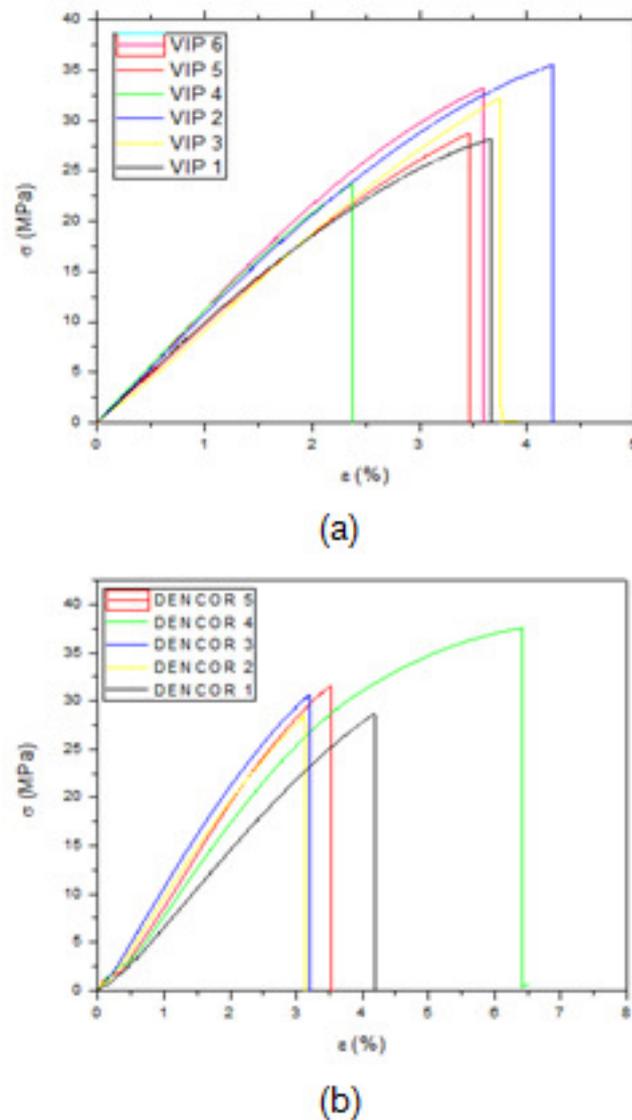
#### **4.4 PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DE PRÓTESES E PROVISÓRIOS**

##### **4.4.1 RESISTÊNCIA MECÂNICA**

Para analisar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas Dencor e Vip utilizadas na confecção de próteses e provisórios do presente trabalho foram realizados os ensaios de tensão x deformação.

Os gráficos das Figuras 25 mostram as curvas de todos os corpos de prova das resinas testadas. Pode ser percebido que a tensão x deformação é o mesmo

para ambas as resinas.



**Figura 25:** Curvas de tensão e deformação (a) resina Vip; (b) resina Dencor.

A partir dos gráficos da Figura 25 foram determinados o módulo de elasticidade ( $\mathcal{E}$ ) e a tensão de fratura ( $\sigma$ ) de cada corpo de prova e a partir desses valores foram calculadas as médias e as suas dispersões. Os valores estão mostrados na Tabela 6. Percebe-se que as propriedades de ambas as resinas (módulo de elasticidade e a tensão máxima) são equivalentes, pois, as diferenças dos valores médios obtidos são menores do que as dispersões (desvio padrão).

Mais especificamente, como os valores do módulo de elasticidade obtidos nos ensaios, que representa a rigidez dentro da faixa elástica, são iguais para as resinas Dencor e Vip pode-se afirmar que não há diferença de rigidez entre elas. Esses resultados são confirmados por Motta (1991). Ele afirma que nos polímeros com resistência adequada tem sido observado que os módulos elásticos obtidos nos ensaios de tração são similares. Ainda segundo Craig e Powers (2004), quanto maior for o módulo de elasticidade menor será a deformação elástica e mais rígido será o material.

**Tabela 6:** Resultado dos ensaios de tração das resinas autopolimerizáveis.

<b>Amostra</b>	<b>E (GPa)</b>	<b>Média</b>	<b><math>\sigma</math> (MPa)</b>	<b>Média</b>
<b>DENCOR 1</b>	0,08		28,71	
<b>DENCOR 2</b>	0,11		28,40	
<b>DENCOR 3</b>	0,11	0,1 ± 0,01	30,73	31,3 ± 3,3
<b>DENCOR 4</b>	0,10		37,40	
<b>DENCOR 5</b>	0,11		31,50	
<b>VIP 1</b>	0,10		28,11	
<b>VIP 2</b>	0,10		35,44	
<b>VIP 3</b>	0,11		32,41	
<b>VIP 4</b>	0,11	0,1 ± 0,01	23,70	30,2 ± 3,9
<b>VIP 5</b>	0,10		28,70	
<b>VIP 6</b>	0,12		33,22	

De acordo com a tabela 6, cabe ressaltar que houve um aumento nos valores de tensão de fratura nas amostras das resinas acrílicas Vip 2 e na resina acrílica Dencor 4, em relação as outras amostras. Essa diferença também pode ser observada no gráfico da Figura 25 (a) e (b). Isso pode estar correlacionado à geração de defeitos internos como porosidades, causados na confecção dos corpos de prova.

A concentração de aditivos interfere de forma significativa nas propriedades mecânicas do material (Van Noort, 2004; Reis, 2005; Anusavice, 2005). As resinas acrílicas utilizadas nesse trabalho apresentam uma concentração próxima desses

componentes, isso explica o comportamento similar nas propriedades mecânicas analisadas.

De acordo com Motta (1991), as resinas acrílicas autopolimerizáveis possuem uma baixa resistência à tração e o excesso de monômero residual aliado ao baixo grau de polimerização diminui as propriedades de rigidez (módulo de elasticidade) e resistência. Esse resultado foi comprovado no ensaio de resistência mecânica dos corpos de prova de ambas as resinas (Tabela 6).

A caracterização das resinas empregadas é importante para estabelecer uma correlação entre a resistência mecânica e uma maior ou menor facilidade de redução da rugosidade por meio do polimento. Conforme Motta (1991) o módulo de elasticidade da resina acrílica varia de 1% - 2%. Quanto mais baixo o valor do módulo de elasticidade, mais friável é a resina, dessa forma, suporta menores deformações antes da fratura e sua resistência ao polimento é menor (Motta, 1991). Esses resultados foram confirmados nos valores obtidos na Tabela 6. Houve uma pequena deformação antes da tensão de fratura, caracterizando um comportamento mais friável.

#### **4.4.2 MICRODUREZA VICKERS**

A Tabela 7 apresenta os valores obtidos no ensaio de microdureza Vickers. Conforme pode ser notado a resina Dencor apresentou maior valor de microdureza em relação a resina Vip. Resultados semelhantes foram relatados na literatura onde foram reportados valores semelhantes de dureza nas resinas de polimetilmetacrilato, principalmente as autopolimerizáveis, provavelmente por possuírem monômeros residuais. A microdureza superficial pode variar de 9,5 à 20 HV (Neisser e Olivieri, 2001).

Segundo Neisser e Olivieri (2001), quanto maior a microdureza da superfície de uma resina acrílica, maior será a resistência ao desgaste por abrasão. Assim sendo, verifica-se a importância de confecção de próteses utilizando resinas que tem valores de microdureza superficial maiores, uma vez que as próteses estão sujeitas ao processo de abrasão diário através da escovação e também devido ao atrito inerente aos processos fisiológicos encontrados no meio bucal.

Por outro lado, uma maior microdureza pode dificultar a redução da rugosidade por meio do polimento. Desta forma, os valores de microdureza devem ser levados em consideração tanto para a avaliação da eficiência das pastas experimentais, bem como para a comparação dos resultados de redução de rugosidade obtidos com as pastas comerciais.

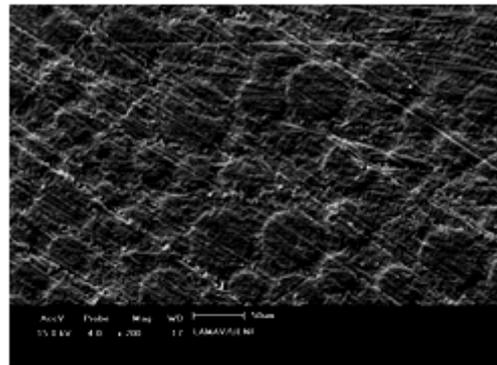
**Tabela 7:** Microdureza Vickers das resinas acrílicas.

<b>Resinas Acrílicas</b>	<b>Microdureza Vickers (HV)</b>	<b>Média (HV)</b>
<b>Dencor</b>	12,5	12,5 ± 0,3
	12,8	
	12,3	
<b>Vip</b>	11,6	11,5 ± 0,3
	11,2	
	11,8	

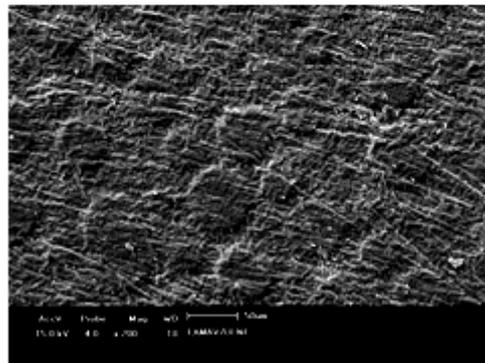
#### **4.5 CARACTERIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS CORPOS DE PROVA ANTES E APÓS POLIMENTO**

A rugosidade pode ser avaliada em alguns equipamentos, tais como, o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), o Microscópio Confocal e o Microscópio de Força Atômica (AFM).

A Figura 26 mostra uma micrografia para a resina Vip (a) e para a resina Dencor (b) confeccionados com resina acrílica, realizada no MEV antes do polimento. Conforme pode ser observado, a superfície apresenta muitas irregularidades. A resina Dencor para o mesmo aumento se apresenta menos rugosa. Provavelmente esta diferença pode ser inerente ao processo de confecção dos corpos de prova.



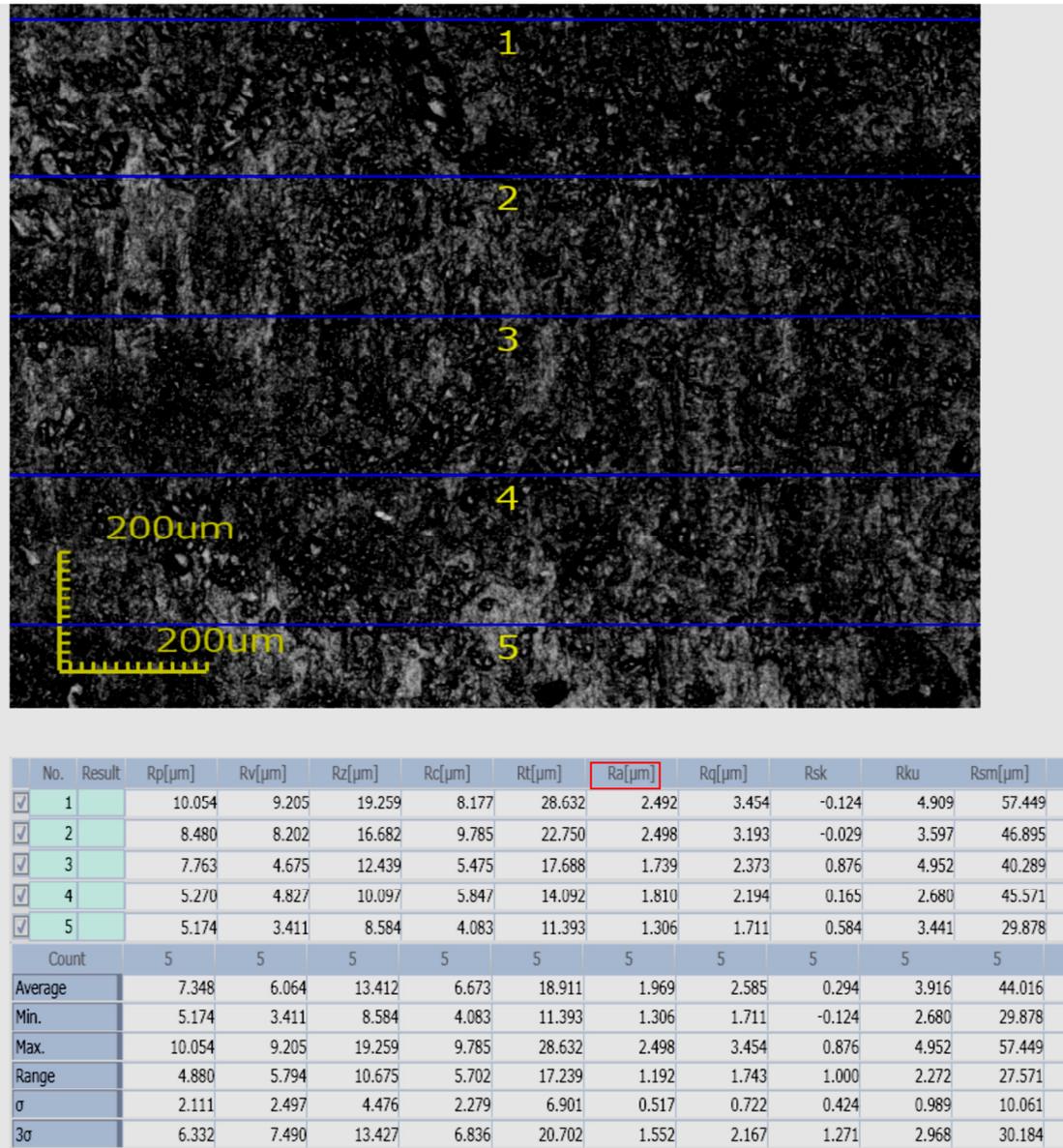
(a)



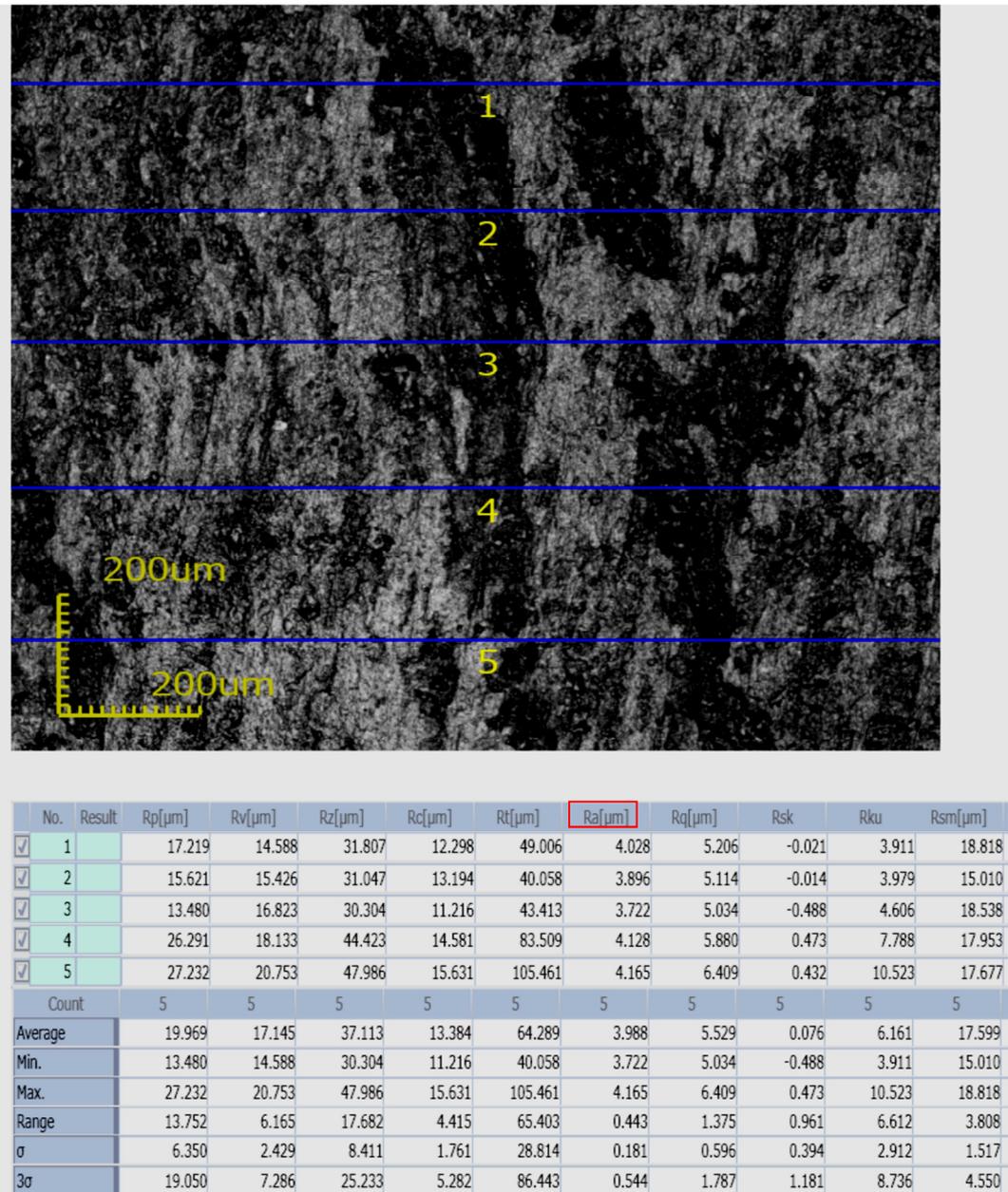
(b)

**Figura 26:** Micrografias das superfícies dos corpos de prova. (a) resina VIP, (b) resina Dencor, MEV (LAMAV).

Para confirmar as diferenças de rugosidade, os corpos de prova das resinas analisados pelo MEV foram avaliados através das micrografias realizadas no Confocal, conforme as Figuras 27 e 28. De forma mais específica, as micrografias obtidas no Confocal mostram que a resina Vip, Figura 28, apresentou uma maior rugosidade quando comparado com a resina Dencor, Figura 27, sendo encontrados os valores médios de 1,969  $\mu\text{m}$  para Dencor e 3,968  $\mu\text{m}$  para a Vip.



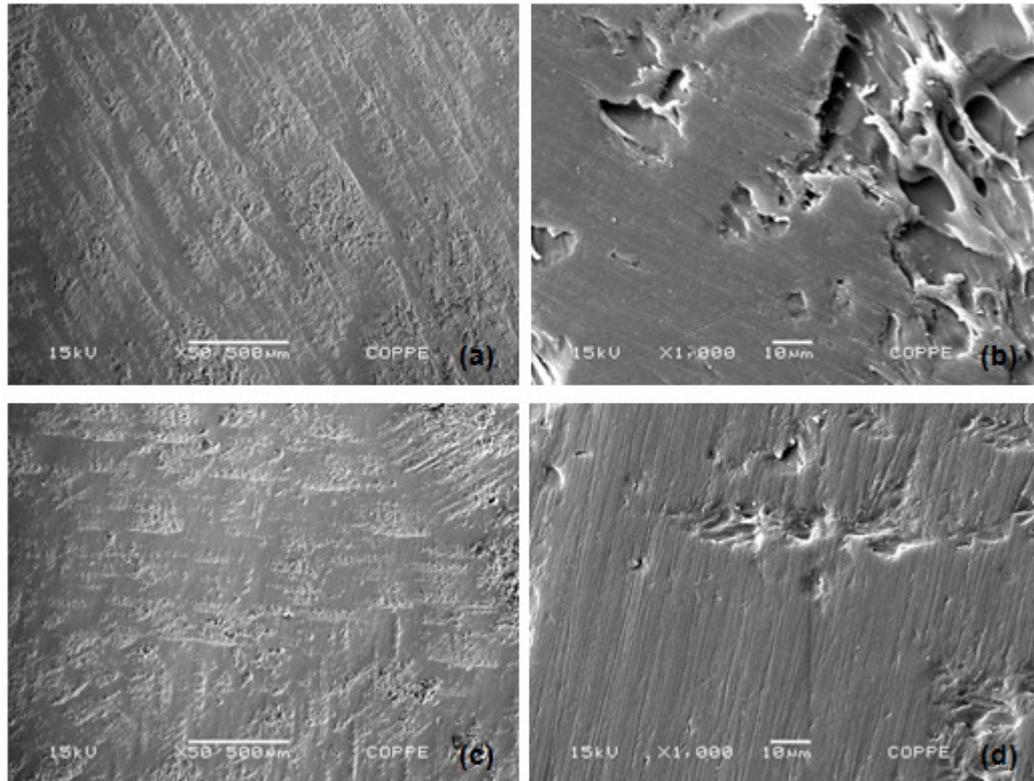
**Figura 27:** Rugosidade da resina Dencor antes do polimento (Confocal/LAMAV).



**Figura 28:** Rugosidade da resina Vip antes do polimento (Confocal/LAMAV).

Na Figura 29 pode-se observar o aspecto típico da superfície de dois corpos de prova da resina Vip, do Método 2, após o polimento. Estes resultados foram alcançados através do polimento com o uso da pasta formulada PE-co-PEG +PEG+DB\_20% e da Pasta comercial A. Os melhores resultados de redução da rugosidade foram obtidos através da pasta formulada (PE-co-PEG +PEG+DB\_20%) empregando o processo de acabamento com broca de carboneto de tungstênio. Em comparação com a pasta comercial A, pode ser observada na

Figura 30 (a) e (b) que a resina polida com a pasta formulada (PE-co-PEG +PEG+DB\_20%) apresenta irregularidades, com sulcos menos pronunciados. Por outro lado, a resina polida com a Pasta comercial A, Figura 29 (c) e (d) apresenta menos irregularidades, porém, com sulcos mais evidentes.

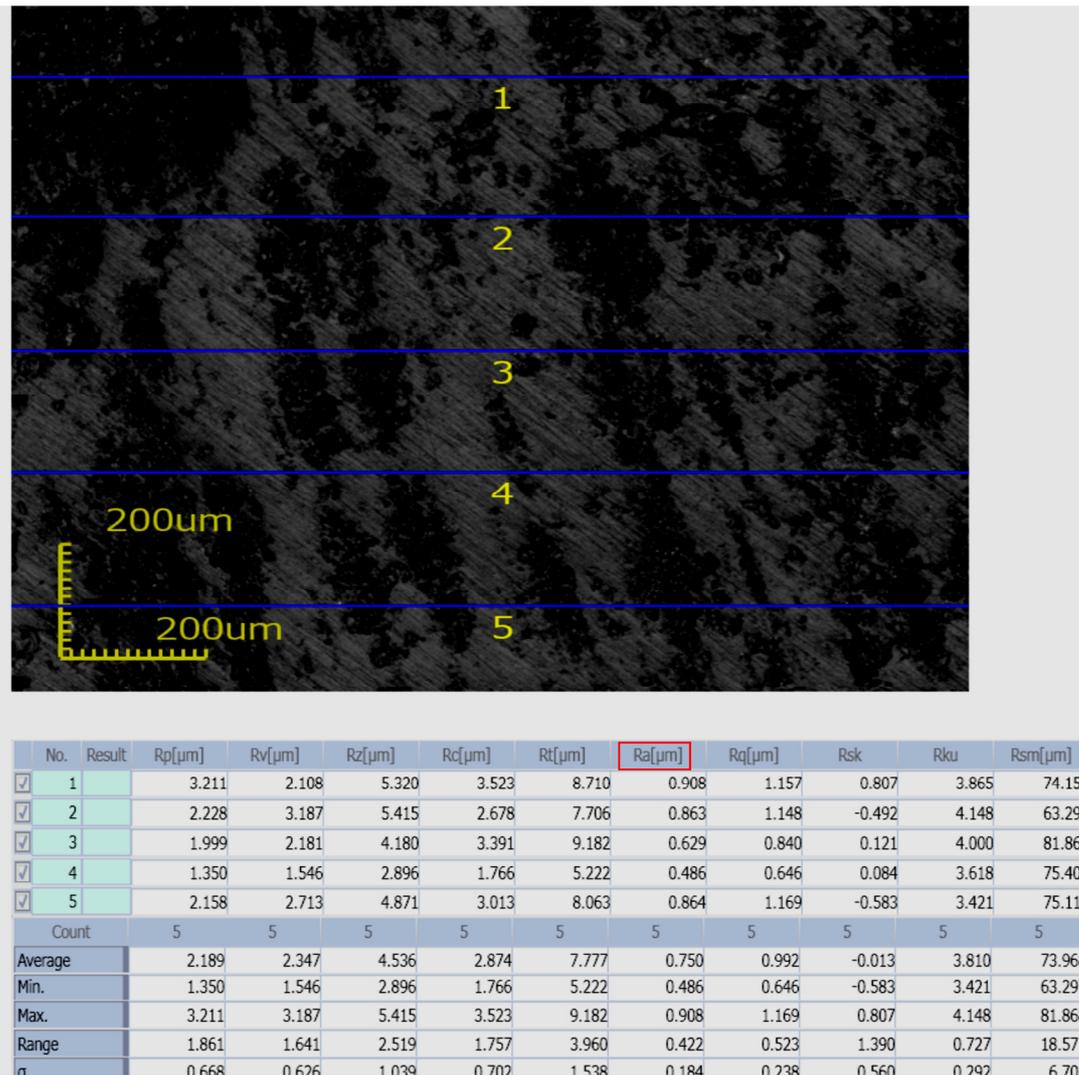


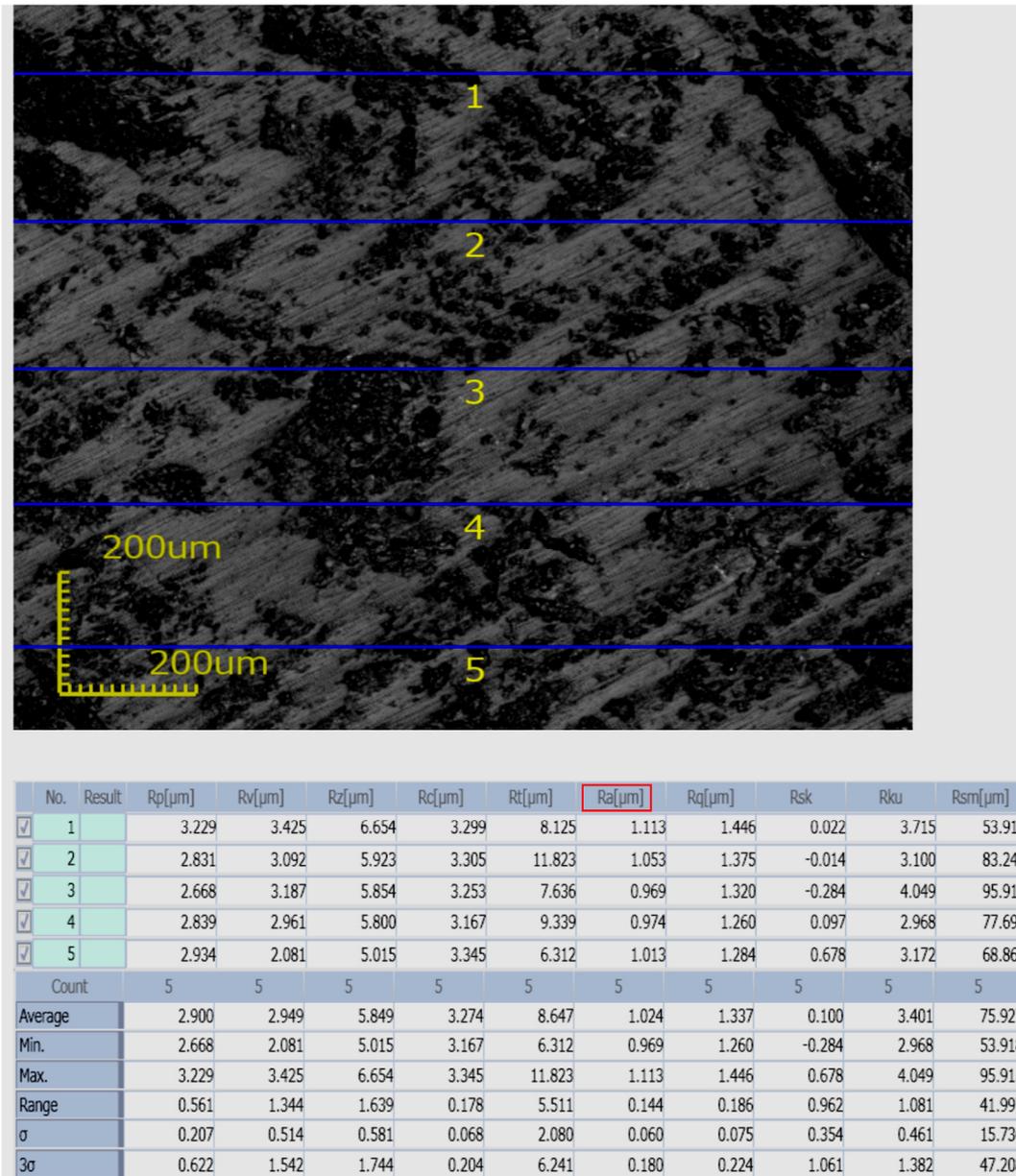
**Figura 29:** Micrografias das superfícies dos corpos de prova Vip obtidos após o polimento com as pastas PE-co-PEG +PEG+DB\_20% (a) e (b) e Pasta Comercial A (c) e (d), (MEV/COPPE/UFRJ).

Para confirmar as diferenças de rugosidade obtidas, os corpos de prova das resinas analisados pelo MEV também foram avaliados através das micrografias realizadas no Confocal, conforme a Figura 30. Foi feita a média das rugosidades obtidas das amostras para cada pasta (comercial e formulada), apresentando os valores conforme mostrados na Tabela 8. Os resultados obtidos podem ser confirmados na Figura 30 e 31.

**Tabela 8:** Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip.

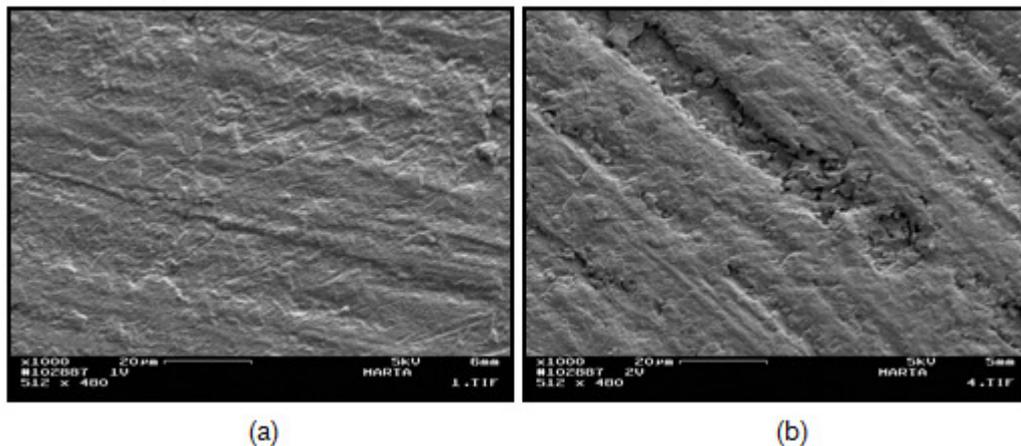
Pasta Diamantada	R <sub>a</sub> (μm) Antes do Polimento	R <sub>a</sub> (μm) Após o Polimento	Melhoria da R <sub>a</sub> (%)
PE-co-PEG + PEG + DB20%	4,47 ± 0,28	0,91 ± 0,21	79,9 ± 3,6
Pasta A	3,97 ± 0,15	0,82 ± 0,27	79,3 ± 6,0

**Figura 30:** Rugosidade dos corpos de prova da resina Vip obtido após o polimento com a pasta PE-co-PEG +PEG+DB\_20% (Confocal/LAMAV).



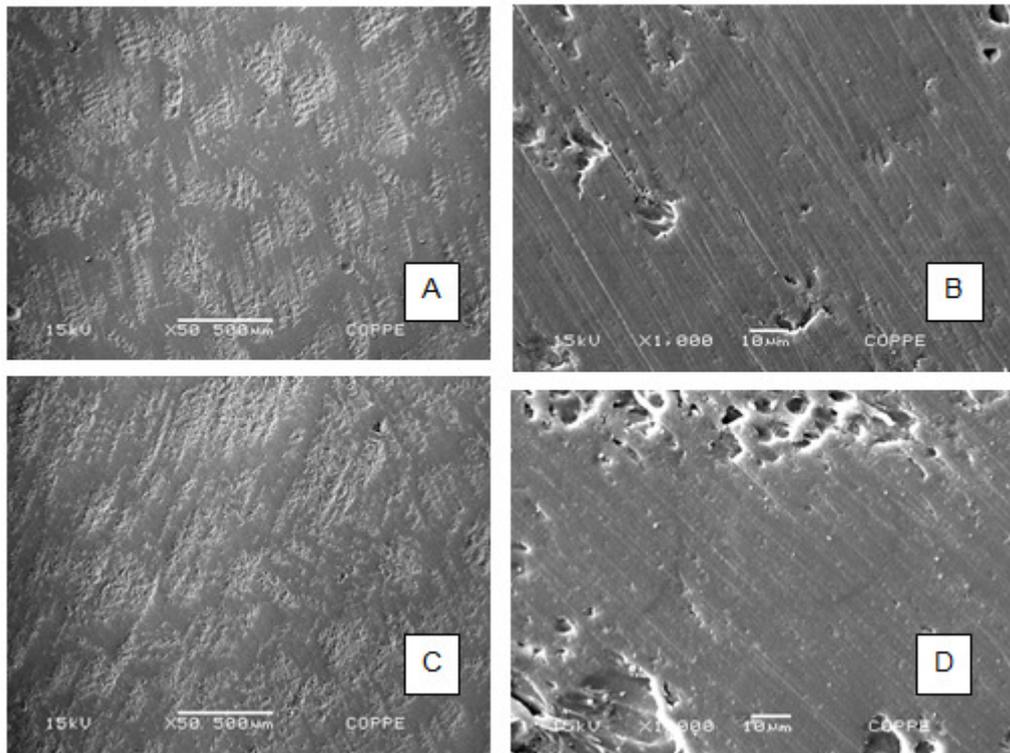
**Figura 31:** Rugosidade dos corpos de prova resina Vip obtido após o polimento com a Pasta comercial A (Confocal/LAMAV).

A Figura 32 mostra as micrografias das superfícies dos corpos de prova confeccionados com a resina Vip, tendo sido submetidos ao Método 1 de acabamento, Figura 32 (a), polidos com a Pasta A. Comparando as micrografias dos corpos de prova submetidos ao Método 2 de acabamento, Figura 32(b), com aqueles submetidos ao Método 1, Figura 32 (a), há a indicação de que o Método 2 de acabamento, após o polimento, garante menor rugosidade final, caracterizada por superfícies mais regulares.



**Figura 32:** Micrografias das superfícies dos corpos de prova da resina Vip com Método 1 de acabamento (a) e Método 2 de acabamento (b), em um aumento de 1000x.

A Figura 33 mostra a micrografia obtida através do MEV da resina Dencor após o polimento, empregando o Método 2. A pasta diamantada utilizada para polimento foi confeccionada com 20% de carga de diamante da marca Diambra. As micrografias apresentam um aumento de 500 x e de 1000 x para a resina Dencor. O polimento realizado com a Pasta PE-co-PEG+PEG+DB\_20% mostra irregularidades, porém sulcos menos pronunciados e o polimento com a Pasta A, apresenta menos irregularidades, porém, as ranhuras são mais evidentes. Braun *et al.* (2003) avaliaram através das micrografias do MEV, o polimento mecânico em corpos de prova de resina acrílica e verificaram que apresentavam superfícies lisas e brilhantes, porém, apresentavam ranhuras.



**Figura 33:** Micrografias das superfícies dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da pasta formulada PE-co-PEG+PEG+DB\_20% (A e B) e com polimento da Pasta Comercial A (C e D), MEV COPPE/UFRJ.

Para confirmar as diferenças de rugosidade obtidas, os corpos de prova da resina Dencor analisados pelo MEV também foram avaliados através das micrografias realizadas no Confocal, conforme a Figura 34 e 35. Foi feita a média das rugosidades obtidas das amostras para cada pasta (comercial e formulada), apresentando os valores conforme mostrados na Tabela 9. Os resultados obtidos podem ser confirmados nas Figuras 34 e 35. Segundo Borchers *et al.* (1999), valores de rugosidade superficial entre 0,6 e 1,0µm são considerados como suficientemente lisos para coroas de resinas acrílica.

Tabela 9: Resultado da análise da Rugosidade Média ( $R_a$ ) da resina Dencor.

Pastas Diamantadas	$R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) Antes do Polimento	$R_a$ ( $\mu\text{m}$ ) Após o Polimento	Melhoria da $R_a$ (%)
PE-co-PEG + PEG + DB_20%	$2,78 \pm 0,13$	$0,93 \pm 0,15$	$66,2 \pm 7,0$
Pasta A	$3,3 \pm 1,1$	$0,74 \pm 0,03$	$76,2 \pm 9,0$

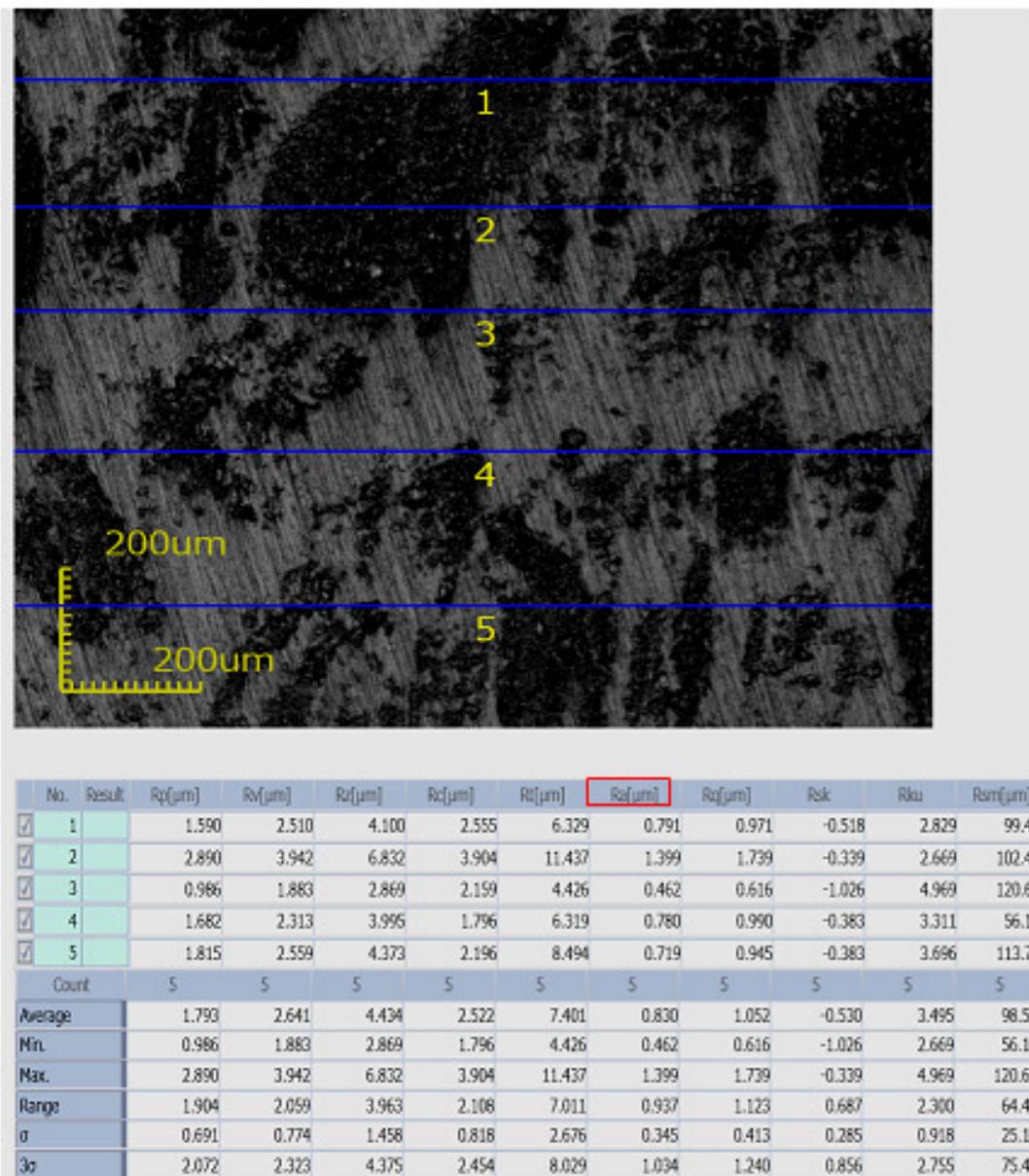
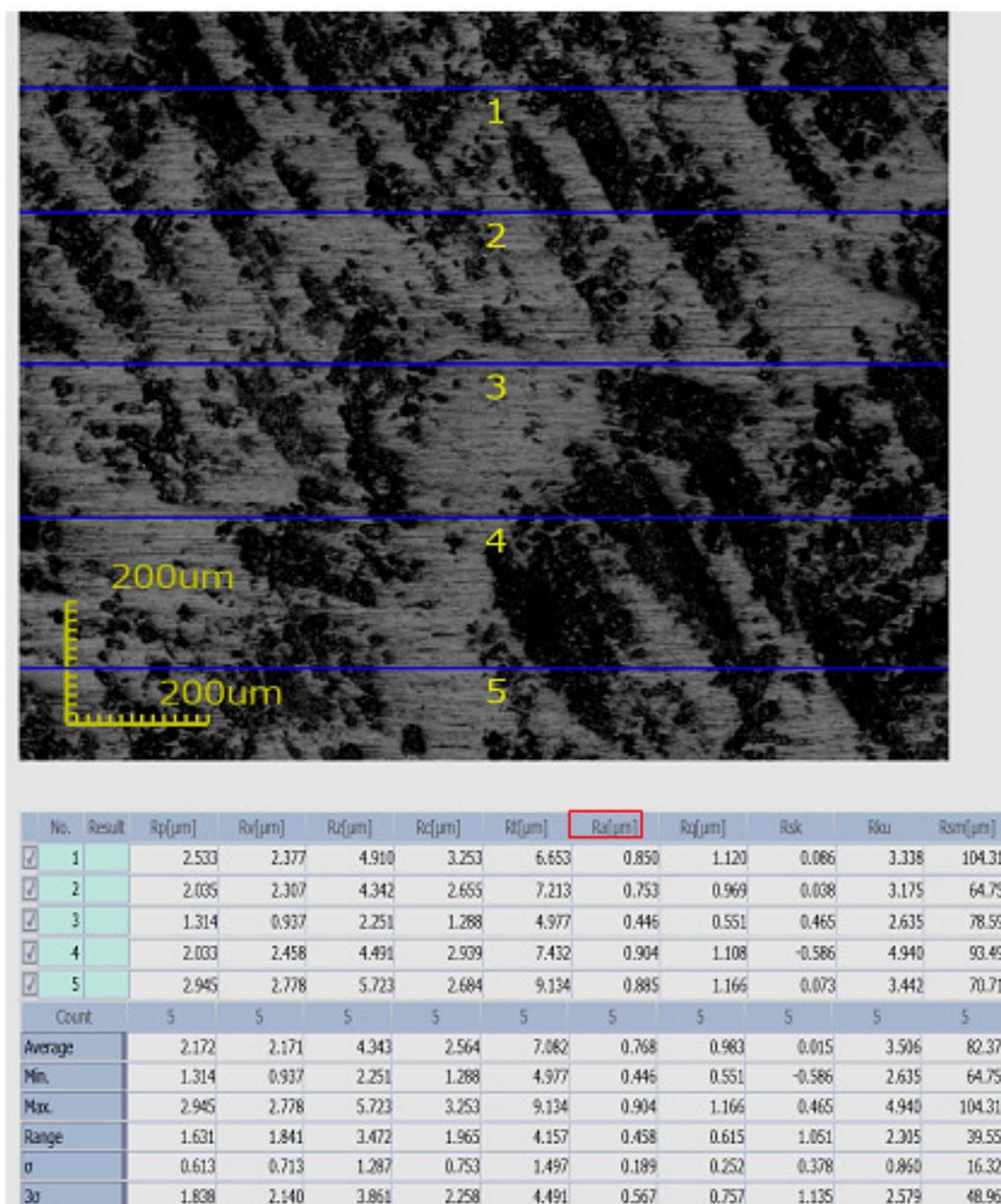


Figura 34: Confocal dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da pasta formulada PE-co-PEG+PEG+DB\_20% (Confocal/LAMAV).

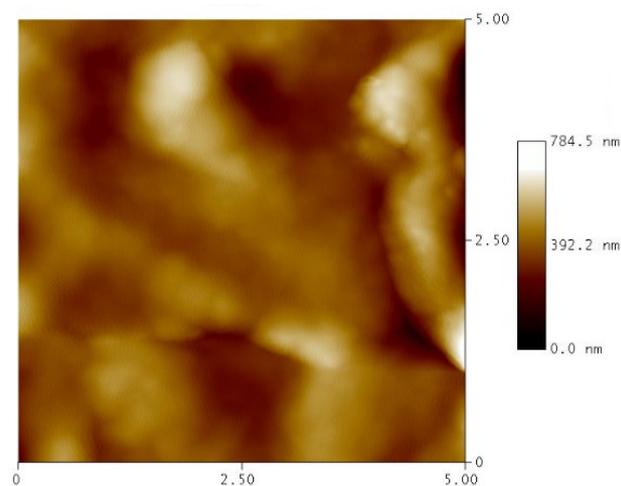


**Figura 35:** Confocal dos corpos de prova da resina Dencor com polimento da Pasta Comercial A (Confocal/LAMAV).

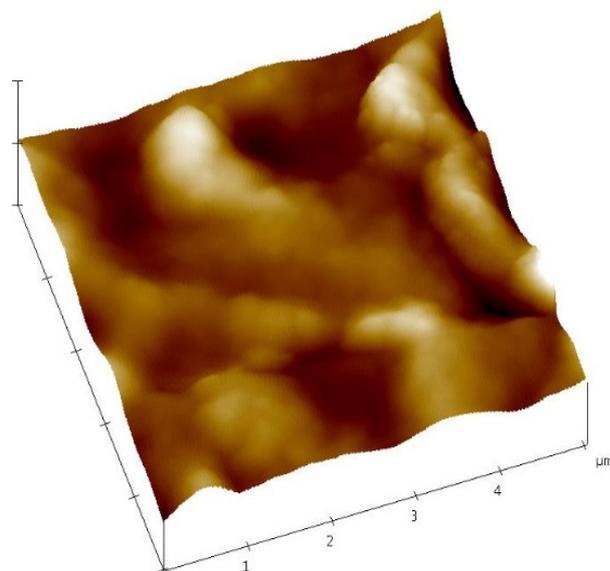
#### 4.6 MORFOLOGIA DA SUPERFÍCIE DAS RESINAS POR AFM APÓS POLIMENTO

Através do AFM, foi possível obter imagens topográficas da superfície das resinas Dencor e Vip, com intuito de examinar a rugosidade média e seu desvio

padrão, bem como a diferença de altura entre o ponto mais alto e o ponto mais baixo da superfície analisada. Cabe mencionar aqui que em função da rugosidade da superfície das amostras sem polimento, não foi possível efetuar medidas no AFM devido à alta sensibilidade do cantilever (ponteira), uma vez que ocorria a quebra durante a execução da varredura. Portanto, esses parâmetros foram obtidos somente para amostras após o processo de polimento dos corpos de prova com a Pasta A. Na amostra confeccionada com a resina Dencor (Figuras 36 e 37), foi possível constatar que a mesma apresentou uma rugosidade relativa regular, com média de  $0,077 \mu\text{m}$ . A imagem obtida mostra que o sistema é homogêneo.

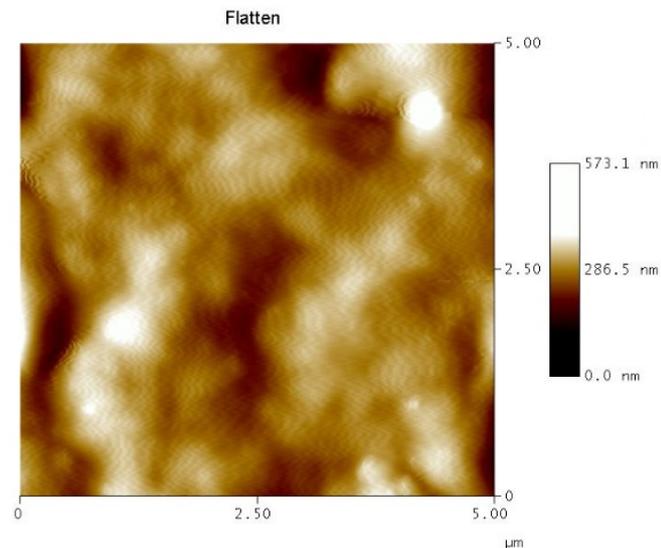


**Figura 36:** Morfologia da superfície da resina Dencor por AFM (LAMAV).

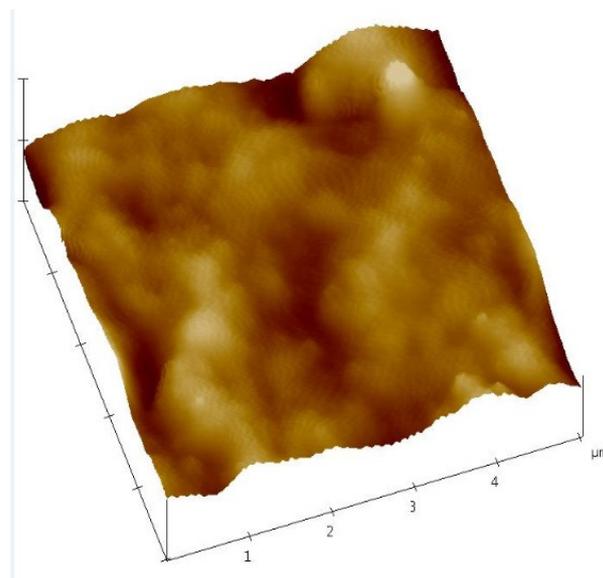


**Figura 37:** Topografia da resina Dencor por AFM com  $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$  (LAMAV).

As imagens por AFM para a resina Vip (Figuras 38 e 39) mostram uma superfície com uma rugosidade relativamente menor do que a resina Dencor, tendo uma rugosidade média em torno de  $0,036 \mu\text{m}$ , apresentando também um sistema homogêneo.



**Figura 38:** Morfologia da superfície da resina Vip por AFM (LAMAV).



**Figura 39:** Topografia da resina Vip por AFM com  $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$  (LAMAV).

Na Tabela 10 estão representados os valores da diferença entre o ponto mais alto e mais baixo (Z), o desvio padrão para a área superficial (Rq) e a rugosidade média (Ra), representado pelos valores médios das alturas (Thomé *et al.*, 2006).

**Tabela 10:** Valores dos parâmetros de rugosidade da superfície das resinas após polimento com a Pasta A.

<b>Resina</b>	<b>Ra (µm)</b>	<b>Rq (µm)</b>	<b>Z (µm)</b>
<b>Dencor</b>	0,6	0,08	0,4
<b>Vip</b>	0,3	0,04	0,2

Alves e seus colaboradores (2012) avaliaram a rugosidade e a topografia de superfície de resinas compostas, submetidas ao processo de polimento. Eles observaram que para essas resinas, após o polimento, apresentaram valores de rugosidade entre 0,02 a 0,6 µm. Portanto, de acordo com a literatura resultados obtidos da rugosidade da superfície de resinas odontológicas, entre 0,01 µm a 0,27µm, são valores que caracterizam uma superfície com baixo grau de rugosidade, sendo imperceptível pelo paciente.

Porém, outros autores, afirmam que se o valor da rugosidade exceder 0,2 µm a superfície será propícia a adesão de bactérias e se exceder 0,5 µm clinicamente o paciente irá perceber essa rugosidade (Yap *et al.*, 1998; Alves *et al.*, 2012).

Nesse contexto, os valores de rugosidade obtidos por AFM para os corpos de prova analisados indicam que o polimento realizado foi eficaz, alcançando os valores de rugosidade recomendados na literatura.

Portanto, pode-se dizer que o processo de polimento utilizado neste trabalho é adequado para a pesquisa a que se destina. Adicionalmente, nota-se que a rugosidade medida por AFM na resina Dencor apresentou-se superior a rugosidade medida na resina Vip. Todavia, é importante ressaltar que, em média, a rugosidade final da resina Dencor foi inferior a da resina Vip, quando medida com o Microscópio Confocal, conforme será apresentado adiante.

#### **4.7 ANÁLISE DA CAPACIDADE ABRASIVA E DO POLIMENTO DAS PASTAS FORMULADAS**

A Tabela 11 apresenta os resultados do teste de rugosidade realizado antes e após o polimento nas amostras que foram submetidas ao Método 1 de acabamento.

Dessa forma, a melhoria percentual da rugosidade média ( $R_a$ ) mostra os valores da rugosidade após a operação de polimento. Valores positivos significam que houve redução da rugosidade com o polimento. Valores negativos indicam que o polimento com a pasta abrasiva não foi eficiente, havendo um aumento na rugosidade.

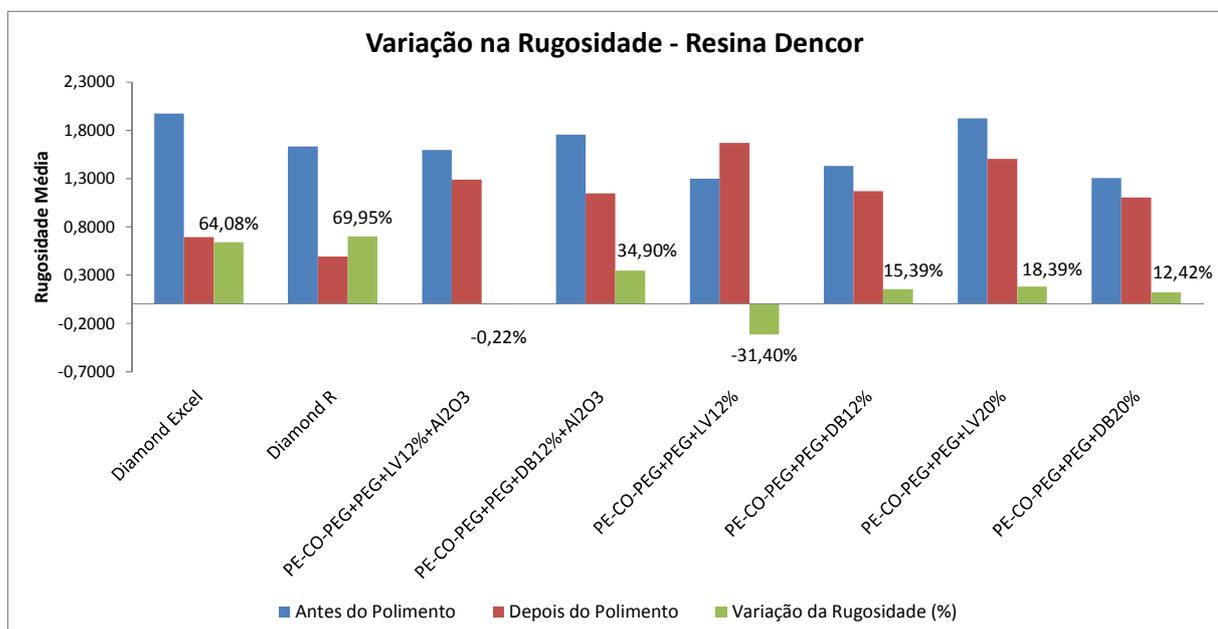
**Tabela 11:** Teste de rugosidade Método 1.

Pasta	Resina	Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )		
		Antes Do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria da $R_a$ (%)
Pasta A	Dencor	$1,97 \pm 0,32$	$0,69 \pm 0,14$	64,1
	Vip	$1,36 \pm 0,16$	$0,80 \pm 0,06$	39,7
Pasta B	Dencor	$1,63 \pm 0,21$	$0,49 \pm 0,08$	69,9
	Vip	$1,70 \pm 0,67$	$0,62 \pm 0,08$	58,4
PE-co-PEG + PEG + LV +12% $\text{Al}_2\text{O}_3$ 6%	Dencor	$1,60 \pm 0,72$	$1,29 \pm 0,13$	-0,22
	Vip	$1,22 \pm 0,19$	$1,38 \pm 0,06$	-15,6
PE-co-PEG + PEG + DB12% + $\text{Al}_2\text{O}_3$ 6%	Dencor	$1,76 \pm 0,08$	$1,15 \pm 0,18$	34,9
	Vip	$1,47 \pm 0,41$	$0,93 \pm 0,10$	34,3
PE-co-PEG + PEG + LV12%	Dencor	$1,30 \pm 0,13$	$1,67 \pm 0,38$	-31,4
	Vip	$1,42 \pm 0,25$	$1,54 \pm 0,14$	-10,0
PE-co-PEG + PEG + DB12%	Dencor	$1,43 \pm 0,24$	$1,17 \pm 0,28$	15,4
	Vip	$1,54 \pm 0,31$	$1,33 \pm 0,21$	11,0
PE-co-PEG + PEG + LV20%	Dencor	$1,92 \pm 0,52$	$1,50 \pm 0,19$	18,4
	Vip	$1,55 \pm 0,21$	$1,16 \pm 0,30$	25,8
PE-co-PEG + PEG + DB20%	Dencor	$1,30 \pm 0,25$	$1,11 \pm 0,14$	12,4
	Vip	$1,35 \pm 0,14$	$1,02 \pm 0,23$	24,5

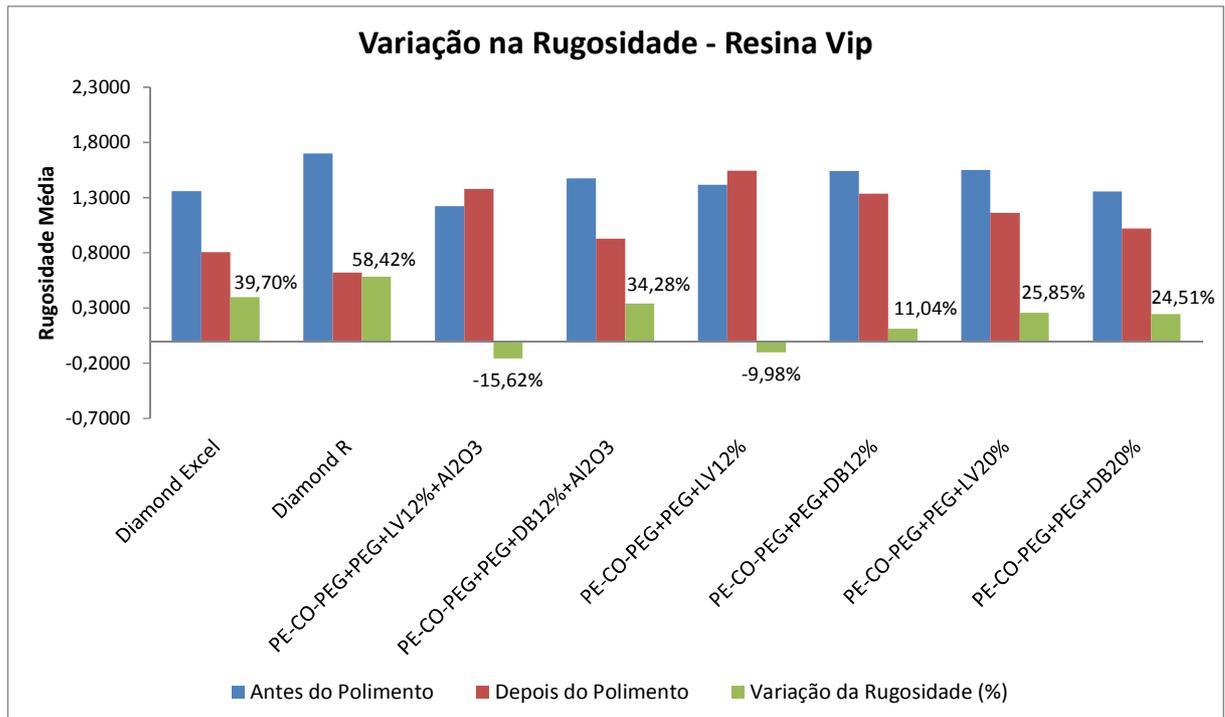
A partir destes resultados, foram construídos gráficos que ilustram melhor as variações de rugosidade alcançadas, conforme Figuras 40 e 41. Avaliando os

gráficos de variação da rugosidade com uso das pastas comerciais e das pastas formuladas, observou-se que a Pasta B (que possui como abrasivo a alumina) foi a que apresentou melhor resultado final, garantindo uma redução de 69,95% da rugosidade inicial na resina acrílica Dencor e 58,42% na resina acrílica Vip. Por sua vez, a Pasta A (que tem como abrasivo o diamante) apresentou um resultado inferior a Pasta B, porém superior às pastas formuladas. Para a Pasta A, houve uma redução da rugosidade de 64,08% com a resina Dencor e 39,70% com a resina Vip.

Deve-se destacar que as pastas comerciais apresentaram resultados semelhantes de redução da rugosidade, para cada uma das resinas empregadas no estudo. Sob outro aspecto, ressalta-se também que a resina Dencor apresentou uma resposta superior ao polimento (maior redução de rugosidade), em relação à resina Vip. Nishida (2010) também identificou que a resina Vip apresentou maiores valores finais de rugosidade após acabamento e polimento.



**Figura 40:** Variação de rugosidade da resina Dencor.

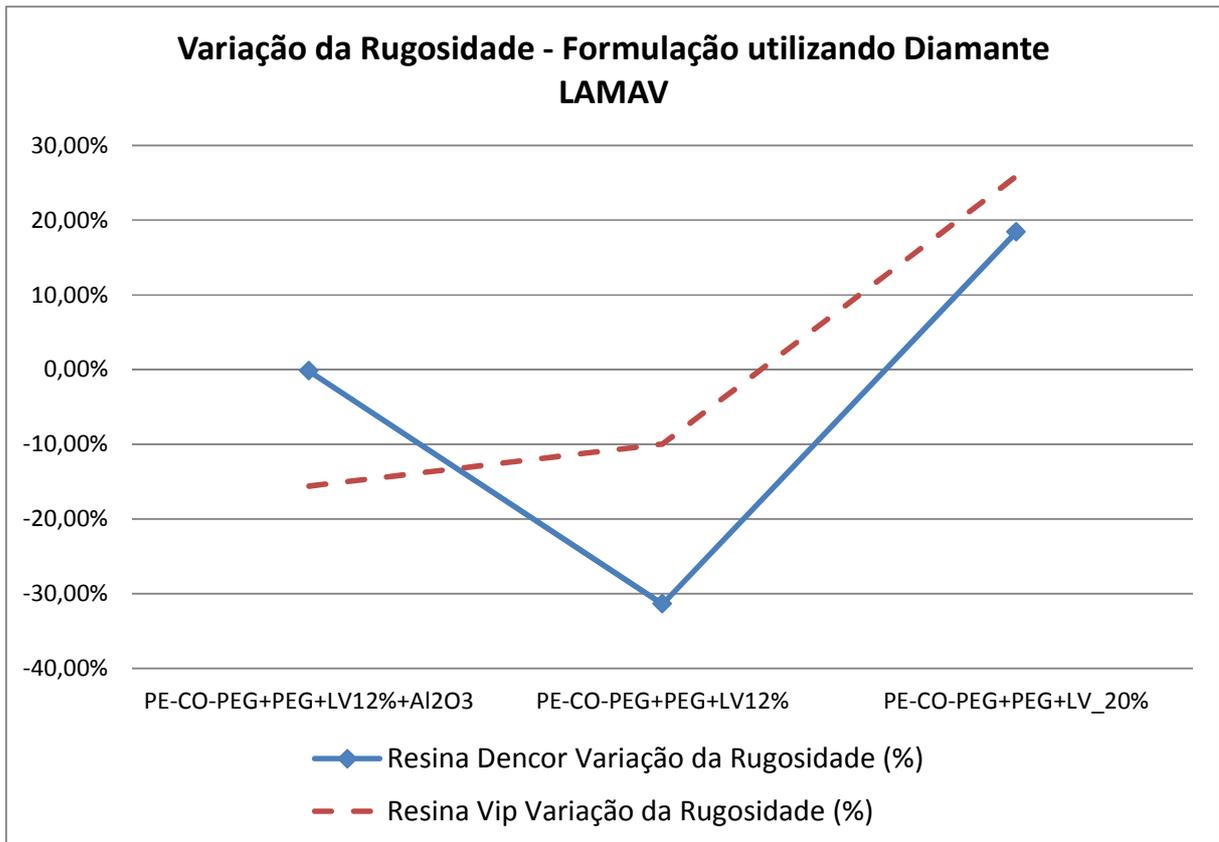


**Figura 41:** Variação de rugosidade da resina Vip.

Dentre as pastas formuladas, a pasta PE-co-PEG+PEG+DB\_12%+ Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>\_6% apresentou melhor resultado, com redução de rugosidade em torno de 34%, para ambas as resinas. Em seguida, também foram obtidos bons resultados com as formulações PE-co-PEG+PEG+LV\_20% e PE-co-PEG+PEG+DB\_20%, ou seja, as pastas com 20% de diamante em peso, sem a presença de alumina. Por fim, com resultados próximos, encontra-se a formulação PE-co-PEG+PEG+DB\_12%.

Observou-se, porém, para as pastas formuladas resultados de variação de rugosidade negativos, nos casos das formulações PE-co-PEG+PEG+LV\_12%+Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>\_6% e PE-co-PEG+PEG+LV\_12%, isto é, em ambos os casos empregando o diamante do LAMAV.

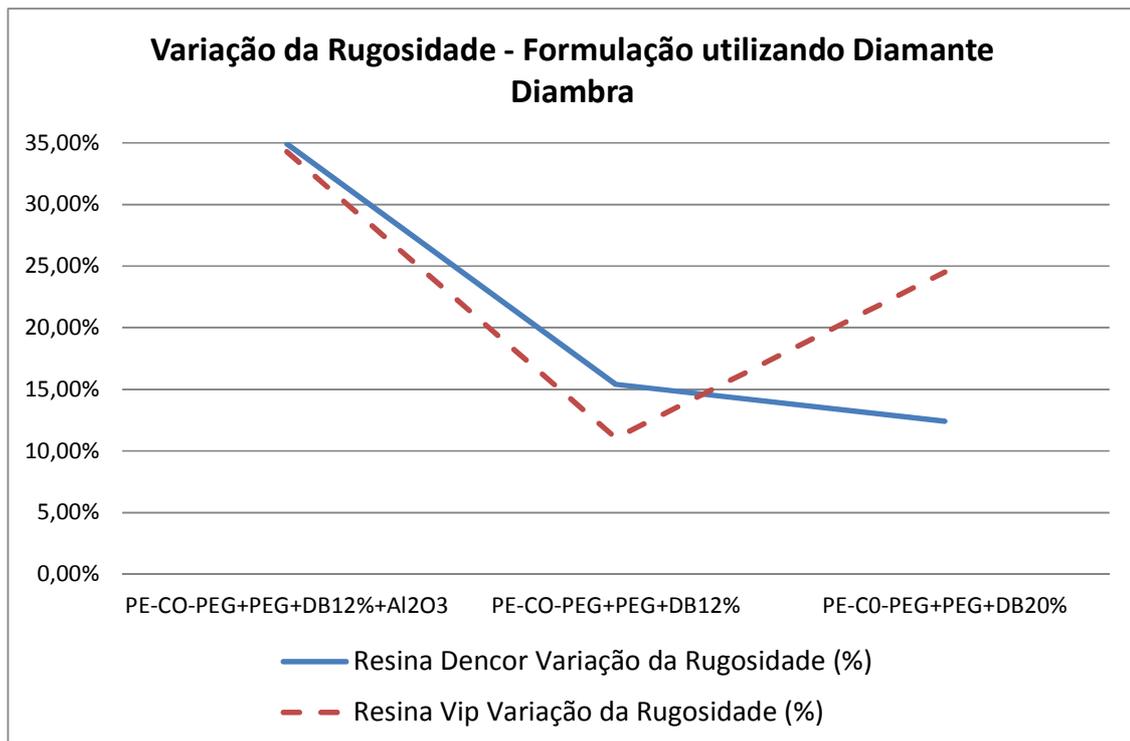
Analisando do ponto de vista das resinas, para as pastas formuladas com 20% de diamante, melhores resultados de redução da rugosidade foram alcançados com a resina Vip, apesar de serem apenas ligeiramente superiores aos resultados obtidos com a resina Dencor. Uma análise mais detalhada pode ser feita a partir das Figuras 42 e 43.



**Figura 42:** Variação da rugosidade das formulações utilizando diamante LAMAV como carga.

O gráfico de tendência, Figura 42, para as formulações utilizando diamante LAMAV mostra que para a resina Dencor houve uma piora na redução de rugosidade com a remoção da alumina da formulação, seguido de um ganho apreciável, quando aumentado o percentual de diamante (20%). Para a resina Vip a remoção da alumina conduziu a um ganho na redução da rugosidade, que se fez mais pronunciado com o aumento do percentual de diamante.

Por sua vez, no gráfico de tendência das pastas com formulações utilizando diamante Diambra, Figura 43, houve uma queda na variação de rugosidade com a remoção da alumina, tanto para a resina Dencor quanto para a Vip. Contudo, no caso da resina Dencor, o aumento do percentual de diamante (20%) provocou nova queda na variação da rugosidade, enquanto que para a resina Vip houve aumento na redução da rugosidade, com o mesmo aumento do percentual de diamante.



**Figura 43:** Variação da rugosidade das formulações utilizando diamante LAMAV como carga.

A Tabela 12 apresenta os resultados da variação de rugosidade dos corpos de prova que foram submetidos ao Método 2 de acabamento.

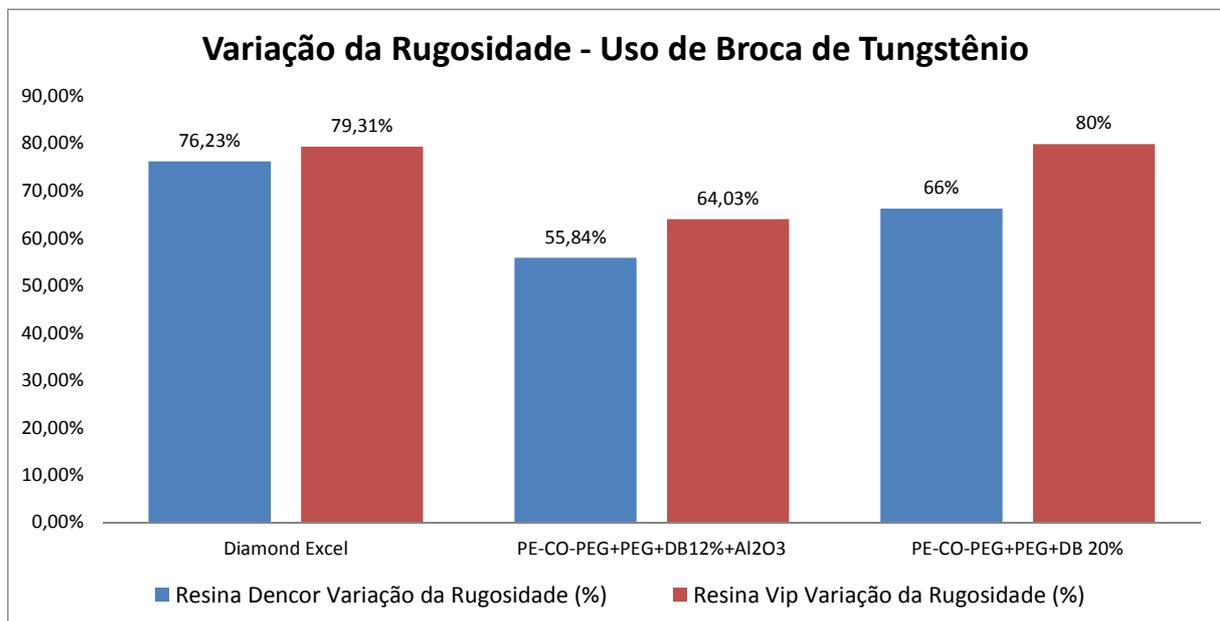
**Tabela 12:** Teste de rugosidade Método 2.

Pasta	Resina	Rugosidade média $R_a$ ( $\mu\text{m}$ )		
		Antes do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria da $R_a$ (%)
Pasta A	Dencor	$3,35 \pm 1,20$	$0,74 \pm 0,03$	76,2
	Vip	$3,98 \pm 0,14$	$0,83 \pm 0,27$	79,3
PE-co-PEG + PEG + DB 12%+ Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6%	Dencor	$2,66 \pm 1,11$	$1,07 \pm 0,01$	55,8
	Vip	$3,04 \pm 1,07$	$1,03 \pm 0,01$	64,0
PE-co-PEG + PEG + DB20%	Dencor	$2,79 \pm 0,13$	$0,93 \pm 0,15$	66,0
	Vip	$4,47 \pm 0,28$	$0,90 \pm 0,21$	80,0

A Tabela 12 mostra que, após o polimento, houve redução significativa da rugosidade para todos os corpos de prova. De forma geral, a redução da rugosidade alcançada com os corpos de prova submetidos ao Método 2 de acabamento foi inclusive superior ao obtido com aqueles submetidos ao Método 1 de acabamento. Alcançou-se uma redução de 80% para a resina PE-co-PEG+PEG+DB\_20%, cerca de dez pontos percentuais acima do melhor resultado (Pasta B, com redução de 69,95%) encontrado para os corpos de prova submetidos ao Método 1 de acabamento.

Dentre as pastas aplicadas neste experimento, a Pasta A e a pasta formulada PE-co-PEG+PEG+DB\_20% apresentaram resultados bastante próximos, cerca de 80% de redução, para a resina Vip. No caso da resina Dencor, o melhor resultado foi obtido empregando a Pasta A.

A Figura 44 apresenta uma representação gráfica da variação de rugosidade mostrada na Tabela 13. Nota-se que para uma mesma pasta, melhores resultados foram alcançados sobre a resina Vip.



**Figura 44:** Valores de rugosidade superficial das resinas Dencor e Vip.

A Tabela 13 mostra valores de massa dos corpos de prova antes do polimento, sem e com a pasta, assim como após o polimento com o objetivo de avaliar a variação de massa destes corpos. A perda de massa percentual pode ser

verificada na última coluna. Os valores positivos indicam perda de massa do corpo de prova durante o processo de polimento, enquanto que os valores negativos indicam ganho da massa, provavelmente associado com a penetração ou impregnação de certas regiões com a massa abrasiva. Nota-se que o maior valor absoluto destes percentuais é 3,32%.

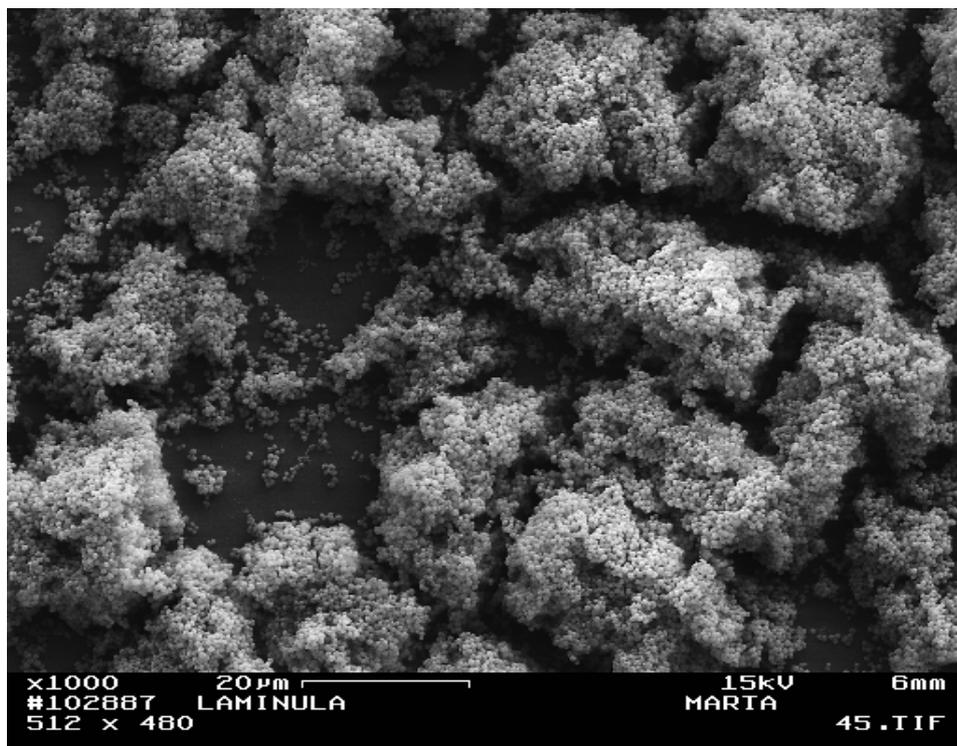
**Tabela 13:** Massa dos corpos de prova do Método 2.

Pasta	Resina	Massa (g)			Variação de Massa Percentual (%)
		Antes do polimento	Com pasta antes do polimento	Após polimento	
Pasta A	Dencor	1,15	1,23	1,15	0,02
		1,12	1,21	1,11	1,13
	Vip	1,08	1,15	1,08	0,10
		1,11	1,24	1,11	0,00
PE-co-PEG + PEG+ DB + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Dencor	1,08	1,23	1,12	-3,32
		1,17	1,28	1,17	0,02
	Vip	1,06	1,16	1,06	-0,05
		1,07	1,17	1,07	0,01
PE-co-PEG + PEG+DB20%	Dencor	1,09	1,18	1,09	0,03
		1,16	1,25	1,16	0,03
	Vip	1,10	1,18	1,1	-0,01
		1,09	1,22	1,09	-0,02

Assim sendo, os melhores resultados de redução de rugosidade alcançados neste trabalho foram os obtidos pelo Método 2 de acabamento e apontam para a necessidade de explorar mais detalhadamente este procedimento, devido sua maior simplicidade de execução e eficácia superior para atingir os resultados desejados.

#### 4.8 ADESÃO BACTERIANA NOS CORPOS DE PROVA APÓS POLIMENTO

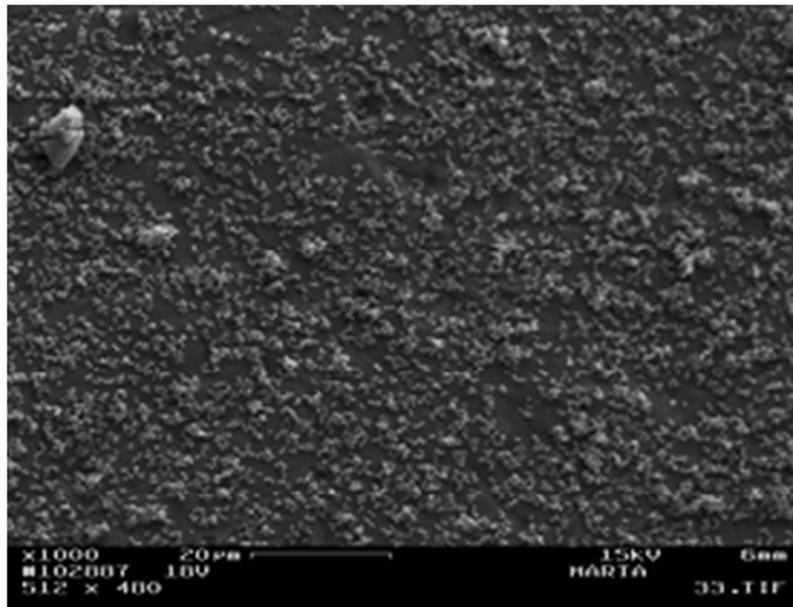
Superfícies de restaurações polidas são necessárias para evitar o acúmulo de placa bacteriana, pois as rugosidades de superfícies intra bucais protegem as bactérias de forças de remoção natural e de método de higiene bucal e segundo Quirynemetal. (1995), uma vez aderidas aos sítios de estagnação podem sobreviver por longos períodos de tempo. Como exemplo, na Figura 45 observa-se a aderência bacteriana em uma lâmina com uma grande quantidade de formação de biofilme.



**Figura 45:** Micrografia MEV da lâmina – (LBCT/CBB).

Havendo superfície lisa ocorre uma menor adesão bacteriana, porém em rugosidade e ranhuras há um desenvolvimento rápido com formação e maturação rápida de biofilme (Carrassi *et al.*, 1989).

A Figura 46 mostra a aderência bacteriana no dente de um cão, exibindo uma quantidade significativa da formação de biofilme. Comparando-se as Figuras 45 e 46 nota-se há uma menor quantidade de biofilme no dente de um cachorro do que aquela encontrada na lâmina.



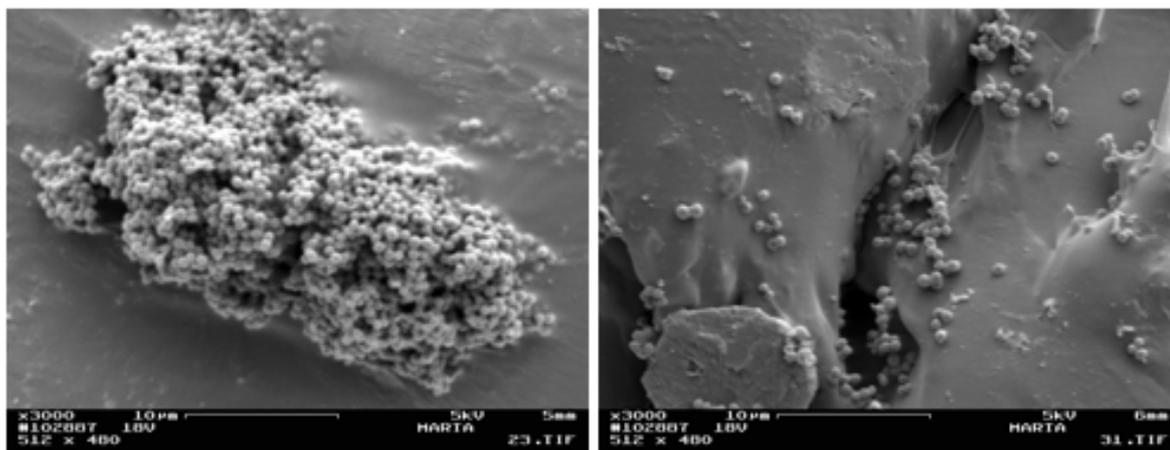
**Figura 46:** Micrografia MEV do dente de um cachorro (LBCT/CBB).

A adesão bacteriana começa em uma fase que é considerada reversível e passa para uma fase de adesão mais forte, considerada irreversível (Curtiss, 1986) e essa mudança ocorre principalmente nas irregularidades onde estão protegidos dos mecanismos de controle e regulação da microbiota, apresentando implicações clínicas com a presença de microorganismos patogênicos.

A Tabela 14 mostra os resultados de rugosidade de um corpo de prova da resina da Vip com o polimento realizado com a pasta PE-co-PEG +PEG+DB\_12% no qual foi realizado o polimento e posteriormente foi incubado no meio inoculado com bactérias para a verificação da aderência bacteriana. A Figura 47 mostra a aderência bacteriana nas irregularidades do corpo de prova da resina da Vip. Em algumas regiões da superfície se observa o início de formação de biofilme. O Método 1 foi empregado e nota-se um aumento da rugosidade, conforme o resultado demonstrado na Tabela 14.

**Tabela 14:** Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip com a pasta formulada PE-co-PEG +PEG+DB\_12%, Método 1.

Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )		
Antes do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria (%)
1,54	1,55	-0,77%

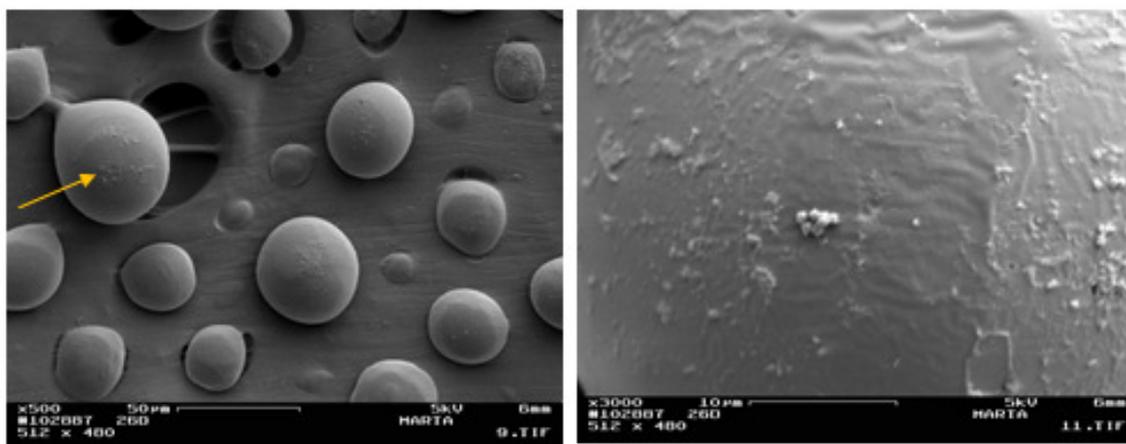


**Figura 47:** Micrografia MEV do corpo de prova da resina Vip com pasta formulada PE-co-PEG+PEG+DB12%, Método 1, mostrando a aderência bacteriana.

Sabendo que este é um material extremamente poroso, o objetivo destes polimentos é reduzir as irregularidades encontradas na superfície do material, uma vez que, conforme citado na literatura (Quiryren&Bollen, 1995), a rugosidade da superfície facilita o acúmulo de placa bacteriana.

A Figura 48, com um aumento de 3000x, mostra a aderência bacteriana de um corpo de prova da resina Dencor com a pasta formulada PE-co-PEG +PEG+DB12%+AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, sem formação de biofilme e com aderência de algumas bactérias. De forma similar, a Figura 48 com aumento de 500x demonstra a formação de bolhas adquiridas pelo corpo de prova após o processamento bioquímico para a realização da cultura. Ao ser incubado no meio inoculado com bactéria ocorreu uma desestruturação no corpo de prova com formação de bolhas. É importante ressaltar que a técnica de manipulação empregada neste trabalho foi a direta, ocorrendo em ambiente sem controle de pressão e temperatura. Donavan e colaboradores (1985) afirmaram que a resina acrílica polimerizada sob pressão é

mais resistente. É possível que não ocorresse esta alteração na estrutura da resina caso fosse utilizada essa técnica.



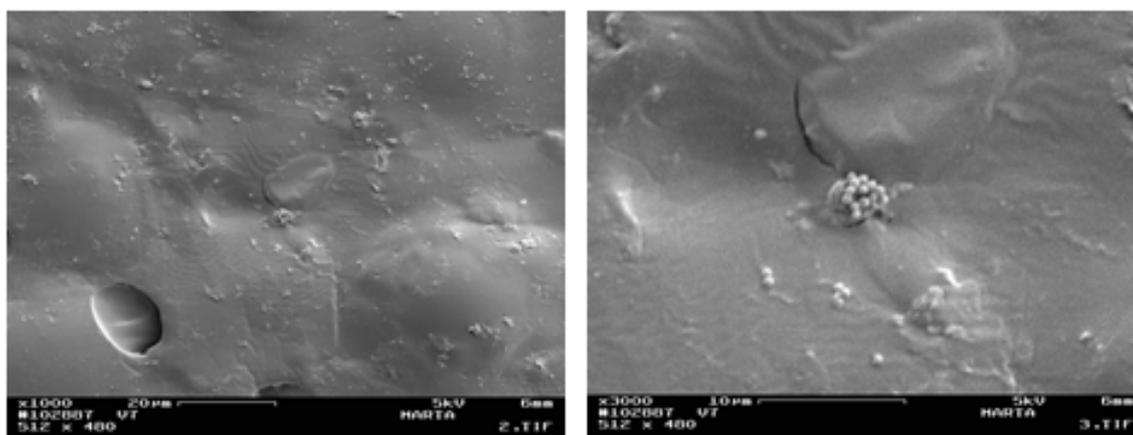
**Figura 48:** Micrografia MEV do corpo de prova da resina Dencor com a pasta formulada PE-co-PEG+PEG+DB\_12%+AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Método 1).

A Tabela 15 mostra os resultados da rugosidade de um corpo de prova específico da resina Dencor com o polimento realizado com a pasta formulada PE-co-PEG +PEG+DB12% + AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, pelo Método 1. De acordo com os resultados obtidos houve uma redução da rugosidade, comprovando através do meio de cultura uma menor aderência bacteriana.

A Figura 49 mostra a aderência bacteriana no corpo de prova da resina Vip, polida com a Pasta Comercial B, em menor quantidade do que a apresentada na Figura 48.

**Tabela 15:** Resultado da análise da rugosidade da resina Dencor com a pasta PE-co-PEG +PEG+DB\_12%+ AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Método 1.

Rugosidade (µm)		
Antes do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria (%)
1,66	0,97	41,2



**Figura 49:** Micrografia MEV do corpo de prova resina Vip após o polimento com a Pasta B, Método 1.

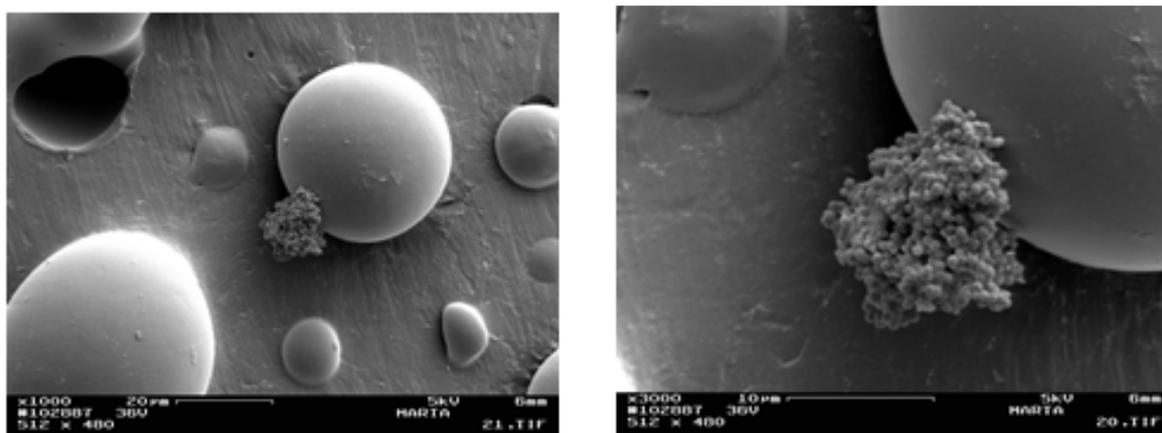
Observa-se através da Tabela 16 que a rugosidade é menor do que os valores apresentados na Tabela 15.

**Tabela 16:** Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip e a Pasta B, Método 1.

Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )		
Antes do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria (%)
1,19	0,70	41

Estudos apontam que a rugosidade superficial das resinas acrílicas após procedimentos de acabamento e polimento não são influenciadas pelo tempo e estas superfícies rugosas sem placa bacteriana é de fácil controle pelo paciente (Yap *et al.*, 1998), facilitando a sua higienização e evitando desta maneira o acúmulo de restos alimentares e resíduos que podem causar cárie e doença periodontal (Quirynen *et al.*, 1995).

Na Figura 50 observa-se uma deformação da resina provocada no processamento bioquímico. É observada uma adesão bacteriana com início de formação de biofilme situada na deformação da resina citado anteriormente. Em outras regiões desse corpo de prova não houve aderência bacteriana.



**Figura 50:** Micrografia MEV do corpo de prova da resina Vip após o polimento com a Pasta comercial B, Método 1.

A Tabela 17 mostra o resultado da análise de rugosidade (Figura 50), através do microscópio Confocal, da resina Vip utilizando a Pasta Comercial B. A tabela demonstra que houve a redução da rugosidade após o polimento.

A análise via microscopia eletrônica possibilitou o acompanhamento da colonização das bactérias e mostrou que ela se inicia nas irregularidades das superfícies dos corpos de prova, estendendo-se posteriormente como uma camada única de células conforme pode ser visto na Figura 50.

**Tabela 17:** Resultado da análise da rugosidade com Confocal da resina Vip, utilizando a Pasta Comercial B, Método 1.

Rugosidade ( $\mu\text{m}$ )		
Antes do Polimento	Depois do Polimento	Melhoria (%)
1,09	0,61	43,6

Ressalta-se aqui que estas irregularidades são como ranhuras e defeitos de abrasão similares àquelas encontradas nas próteses, as quais facilitam a adesão bacteriana inicial, assim como a sua estagnação. Uma vez aderida nas irregularidades das superfícies e em outros sítios de estagnação, a bactéria pode sobreviver por mais tempo, estando protegidas contra forças naturais de remoção e também contra métodos de higiene bucal (Quirynen *et al.*, 1995).

## CAPÍTULO 5: CONCLUSÃO

Levando-se em consideração os objetivos propostos para o desenvolvimento deste trabalho e a análise dos resultados obtidos pode-se concluir que:

- Foram formuladas, testadas e analisadas 6 pastas alternativas para utilização no polimento de resina acrílica.
- Foram caracterizadas duas pastas comerciais (A e B) com o objetivo de analisar sua eficiência em relação às formulações alternativas.
- No acabamento das amostras acrílicas foram utilizados dois métodos distintos de análise e todos os resultados para estas formulações foram comparados com as duas pastas comerciais, A e B, sendo o método 2 o mais eficiente.
- A pasta PE-co-PEG+PEG+DB20% apresentou um resultado de redução de rugosidade superior (80%) a pasta comercial A (79,3%). Como a pasta comercial B não apresenta diamante em sua composição, não foram realizados testes de rugosidade pelo Método 2 com esta pasta.
- A resina VIP COR apresentou uma resposta superior à resina Dencor, pois seu resultado de microdureza foi menor, assim resultando em uma menor resistência ao desgaste no polimento por abrasão.
- Com relação à adesão bacteriana, ficou evidente que a análise utilizando o método 2 mostrou-se mais efetivo.
- A maior aderência bacteriana foi observada maior rugosidade no método 2; houve maior redução de rugosidade e conseqüentemente menor a adesão bacteriana.
- A formulação PE-co-PEG+PEG+DB20% resultou numa alternativa de pasta comercial em fase de desenvolvimento que podem vir a gerar uma pasta comercial eficiente no polimento de resinas acrílicas de uso odontológico.

## CAPÍTULO 6: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3M do Brasil. **Relatório Anual de Sustentabilidade**. Disponível em: <<http://pt.slideshare.net/MZGroup/3-m-ra2010pt>>. Acesso em: 25 de janeiro de 2015.

ADAMCZYK, E.; SPIECHOWICZ, E. **Plaque accumulation on crowns made of various materials**. Int J. Prosthodont, 3(3):285-91, 1990.

ALVES, C. B. **Avaliação in vitro da rugosidade superficial de resinas compostas, comparando diferentes sistemas de acabamento e polimento e após a profilaxia com jato de bicarbonato**. Dissertação de mestrado. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2012.

AMARAL, P. G.; ARAÚJO, I. S.; SANTOS, R. L.; SALES, G. C. F.; VASCONCELOS, L. C. D.; GUSMÃO, E. S. (2010) **Influência do Polimento Superficial na Retenção de Placa Bacteriana em Restaurações Estéticas**. Revista Brasileira de Ciências da Saúde, v.14, n.2, 63-68.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **D638M Standard test method for tensile properties of plastic**. Philadelphia: American National Standards Institute, 1991.

AMERICAN SOCIETY OF METALS – ASTM (2001). **Surface engineering for corrosion and wear resistance**. Davis & Associates. USA, 279p.

ANUSAVICE, K. J. **Degradability of dental ceramics**. Adv. Dent. Res. 6:829, 1992.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. 10<sup>a</sup> ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2000.

ARIMA T., Murata H., Hamada T. **The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin**. J. Oral Rehabil 1996;23:476-480.

AUSCHILL, T. M.; ARTWEILER, N. B.; NETUSCHIL, L.; BRECX, M.; REICH, E.; SCULEAN, A. **Spatial distribution of vital and dead microorganisms in dental biofilms**. Arch Oral Biol, 46(5):471-6, 2001.

AUSCHILL, T.M.; ARWEILER, N. B.; BRECX, M.; REICH, E.; SCULEAN, A.; NETUSCHIL, L. **The effect of dental restorative materials on dental biofilm**. Eur J Oral Sci;110(1):48-53, 2002.

BANTING, D. W.; HILL, S. A. **Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis**. Spec. Care Dentist, 21, 4-8. Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences, 2001.

BARATIERE L.N; MONTEIRO JUNIOR S; MELO T.S; FERREIRA KB; HILGERT L.A; SCHLICHTING, L.H, E A.L. **Odontologia restauradora: fundamentos e técnicas**. São Paulo: Santos; 2010. Vol. 1, p. 113-9.

BARBOSA G.K.S; ZAVANELLI A.C.; GUILHERME A.S; ZAVANELLI R.A. **Efeito de diferentes técnicas de acabamento e polimento sobre a rugosidade superficial de resinas acrílicas utilizada para restaurações provisórias**. Cienc Odontol Bras. 2009 Jan/Mar; 12(1): 15-22.

BARROS J. **Clássicos Artigos Odontológicos Ltda**. São Paulo, Comunicação Pessoal, Maio, 2001.

BARSBY M.J; BADEN M. **A hydrophilic denture base resin**. J. Dent Res. 58: 1581-1584, 1979.

BATES, J. F, *et. al*. **Cunent status of pour type denture base resins**. J. Dent.,v.5, p.177-89, 1977.

BERASTEGUI, E.; CANALDA, C.; BRAU, E.; MIGUEL, C. **Surface roughness of finished composite resins**. J Prosthet Dent; 68(5):742-2, 1992.

BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V.M. **Microwave polymerization of denture base materials**. A comparative study. J. Oral Rehabil. Oxford. 26(10):804-8, 1999.

BOLLEN, C.M.; LAMBRECHTS, P.; QUIRYNEN, M. **Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature**. Dent Mater. 1997; 13: 258-69. Disponível em: <[http://www.academia.edu/2895140/Efeito do ciclo de polimeriza%C3%A7%C3%A3o sobre a rugosidade superficial de resina acr%C3%ADlica polimerizada por microondas](http://www.academia.edu/2895140/Efeito_do_ciclo_de_polimeriza%C3%A7%C3%A3o_sobre_a_rugosidade_superficial_de_resina_acr%C3%ADlica_polimerizada_por_microondas)>. Acesso em: 25 de janeiro de 2015.

BORCHES L.; TAVASSOL, F.; TSHERNITSCHKEK; H. **Surface quality achieved by polishing and by Vamishing of temporary crown and fixed partial denture resin**. J Prost the Dent. Nov.; 82(5) 550-6, 1999.

BORDIN, J. L. A. **Efeitos de pastas profiláticas em superfície de resina composta**. Revista "Estética Contemporânea" da SBOE, 2001.

BORDIN, João Luiz Ayres. **Efeitos de pastas profiláticas em superfície de resina composta**. Extraído da revista "Estética Contemporânea" da SBOE 2001.

BRAUN O.K.; PELLEGRIN Z.D.; CORADINI L.; MAY G.L. **Surface roughness analysis of temporary acrylic resin crowns submitted to different polishing methods**. RFO UPF; 11(2):41-44, 2005.

BURA, *et. al*. (1981) U.S. **Patent Documents** 4,249,347 10/1981. 51/307, 1981.

BURA, *et. al*. U.S. **Patent Documents** 4,249,347 10/1981. 51/307, 1981.

BUSATO A.L.S, BARBOSA A.N, BALDISSERA R.A, BUENO M. **Dentística: restaurações em dentes anteriores**. São Paulo: Artes Médicas; 1997.

BUSSCHER, H. J.; VAN DER MEI, H. C. **Physico-chemical interactions in initial microbial adhesion and relevance for biofilm formation**. Adv. Dent Res: 11(1):24-32, 1997.

BUSSCHER, H. J.; VAN PELT, A. W. J.; DE BOER, P.; DE JONG, H. P. **The effect of surface roughening of polymers on measured contact angles of liquids**. J. Colloids Surfaces, 9, 319, 1984.

CALLISTER, W. C. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma introdução**. 6<sup>o</sup> ed. Rio de Janeiro. Livros Técnicos e Científicos Editora, p. 275, 2007.

CAMACHO, G. B., *et. al.* **Surface Roughness Ufa Dental Ceramic After Polishing With Different Vehicles An Diamond Pastes**. Braz. Dental J./FORP –USP, 2006. Cod. CO6, 17, 3-9, 2006 – 16. B. Rev. Liter.

CANEVAROLO Jr, S. V. **Técnicas de Caracterização de Polímeros**, 1<sup>a</sup> ed.; Artliber: São Paulo, 2004.

CARRASSI, A.; SANTARELLI, G., ABATI, S. **Early plaque colonization on human cementum**. J Clin Periodontol; 16(4):265-7, 1989.

CARRASSI, A.; SANTARELLI, G.; ABATI, S. **Early plaque colonization on human cementum**. J. Clin Periodontol: 16(4):265-7, 1989.

CASSUL, Silvana NAVARRO; FELISBERTIII, Maria Isabel. **Comportamento dinâmico-mecânico e relaxações em polímeros e blendas poliméricas**. Quím. Nova v..28, n.2, 2005.

CATONI, M. E. S. **Biossíntese e Obtenção de PHB e PHBV plastificados com PEG visando aplicação em liberação controlada de Farmacos**. Dissertação (Mestre em Engenharia de Processos) – Joinville – Universidade da Região de Joinville, 2011.

CENTRO TECNOLÓGICO DO MÁRMORE E GRANITO – CETEMAG. **Curso de polidor**. Apostila, 21p, 2003.

CHAIN M.C, BARATIERE L.N. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas, 1998.

CHAN, C., WEBER, H. **Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study**. J Prosthet Dent; 56(6):666-71, 1986

CHASSOT, .AL.C. **Avaliação da eficácia do ácido peracético como desinfetante de resinas acrílicas**. [Dissertação de Mestrado]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2001. Disponível em: <[http://disciplinas.stoa.usp.br/pluginfile.php/92569/mod\\_resource/content/1/Texto%20de%20apoio-%20resina%20acri%CC%81lica.pdf](http://disciplinas.stoa.usp.br/pluginfile.php/92569/mod_resource/content/1/Texto%20de%20apoio-%20resina%20acri%CC%81lica.pdf)>. Acesso em: 25 de janeiro de 2015.

CHRISTENSEN G.J. **Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry.** J. Am Dent Assoc. 1999 Feb;130(2):275-7.

COGO, D. M.; CREMONESE, R. V.; RANGEL, S. M.; SAMUEL, S. M. W. **Efeito de técnicas alternativas de polimento sobre a rugosidade superficial de resinas acrílicas.** In: Salão de Iniciação Científica, 14, Porto Alegre. Livro de Resumos. UFRGS. PROPESQ, 595-596, 2002.

COGO, D.; M.; CREMONESE, R. V.; RANGEL, S. M.; SAMUEL, S. M. W. **Efeito de técnicas alternativa sobre a rugosidade superficial de resinas acrílicas.** Rev. Fac. Odonto. Porto Alegre;v.44,1, p. 26-30, 2003.

CRAIG, R. G. ; OBRIEN, W. J. ; POWERS; J. M. **Dental Materials. Properties and manipulation.** 5 ed. St. Louis: Mosby year Book, 1992. P. 267-92.

CUCCI A.L, VERGANI C.E, GIMPAOLO E.T, AFONSO M.C. **Water sorption, solubility and bond strength of two autopolimerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resins.** J Prosthet Dent. 80: 434-438, 1998.

CURTISS R. **Kreshover lecture: Genetic analysis of Streptococcus mutans virulence and prospects for an anticaries vaccine.** J Dent Res; 65(8):1034-4, 1986.

DAWE, C., JENKINS, G. N., TONGE, C.H. **The nomenclature of the integuments of the enamel surface of teeth.** Br Dent J. 115:65-8, 1963.

DAWE, C.; JENKINS, G. N.; TONGE, C.H. **The nomenclature of the integuments of the enamel surface of teeth.** Br Dent J; 115:65-8, 1963.

DE CLERCK J.P. **Micro wave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses.** J Prosth Dent. St Louis. 57(5):650-8, 1987.

DIXON, D.L, EKSTRAND K.G; BREEDING L.G. **The transverse strengths of tree denture base resins.** J. Prosthet Dent. 66: 510-513, 1991.

DONAVAN e col. **The use of vacuum – formed resin sheets as spacers for pity – wash impressions.** Journal of proterect dentytry, 1985.

DUARTE, A. R.C; AYUB, E. A.; BONACHELA, W. C.; SALVADOR, M.C.G.; VIEIRA, L.F. **Avaliação de rugosidade flexional de quatro resinas acrílicas utilizadas para próteses sobre implante em função imediata. (2006)** Disponível em: [periodicos.ufes.br/RBPS/article/download/673/470](http://periodicos.ufes.br/RBPS/article/download/673/470). Acesso em: 25 de janeiro de 2015.

FIELD, J. E. **The Properties of Diamond.** Ed. Academic Press, London. pp 597-598, 1979.

FORTES, C. B. B.; OGLIARI, F. A.; COLLARES, F. M.; CAMPREGHER, U. B.; SAMUEL, S. M. W. **Resistência flexural e resina acrílica polimerizável em microondas.** Rev. Fac. Odonto, 45, 54, 2004.

FUJII K. **Fatigue properties of acrylic denture base resins.** Dent Mater J. 1989; 8: 243-259, 1989.

GARCIA R.N, SCHAIBLE B.R; LOHBAUER U; PETSCHILT A, FRANKENBERGE R. **Resistência de união de sistemas adesivos auto condicionantes em dentina profunda.** Rev Sul-Bras Odonto. 2008: 5(3):39-47.

GATEWOOD, R. R., COBB, C. M., KILLOY, W. J. **Microbial colonization on natural tooth structure compared with smooth and plasma-sprayed dental implant surfaces.** Clin Oral Implants Res: 4(2):53-64, 1993.

GIBBONS, R. J. **Bacterial adhesion to oral tissues: a model for infectious disease.** J. Dent Res; 68(5):750-60, 1989.

GOIATO, M. C.; VEDOVATTO, E.; AMANTÉA, D. C. Z.; GENNARI FILHO, H.; MARINHO, M. L. V. D. **Análise da movimentação dos dentes artificiais em próteses totais superiores.** Influência do tipo de polimento. Cienc Odontol Bras, v.9, n.1, 6-16, 2006.

GOIATO, M.C.; SANTOS, D.M.; BAPTISTA, G.T. *et. al.* (2013). **Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base.** J. of Medical Eng. & Technology, v.37,n.3, p.203-207, 2013.

GULER, A. U.; KURT, S.; KULUNK, T. **Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials.** J. Prosthet Dent, 93, 453-458, 2005.

HAHN, R.; WEIGER, R.; NETUSCHIL, L.; BRÜCH, M. **Microbial accumulation and vitality on different restorative materials.** Dent Mater; 9(5):312-6, 1993.

HARTZ, D. O. **Artigo: Colóides.** Universidade Estadual do Rio Grande do Sul, 2005.

HAYAKAMA I.; AKIBA N.; KEH E.; KASUGA Y. **Physical properties of a new denture lining material containing a fluoroalkyl methacrylate polymer.** J Prosthet Dent. 96: 53-58, 2006.

HEATH J.R.; DOUNPORT J.C.; JONES P.A. **The abrasion of acrylic resin by cleaning pastes.** Joral Rehab - 10: 159-16, 1983.

HEATH, J. R.; WILSON, H. J. **Surface roughness of restorations.** Br Dent J, 140: 131-137, 1976.

HEATH, J.R.; DOUNPORT, J.C.; JONES P.A. **The abrasion of acrylic resin by cleaning pastes.** JORAL Rehab, 10: 159-16, 1983.

HERRGOTT, A. M.; ZIEMIECKI, T. L.; DENNISON, J. B. **An evaluation of different composite resin systems finished with various abrasives.** J Am Dent Assoc. 119(6):729-3, 1989.

HILL, S. A. **Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis.** Spec. Care Dentist, 21, 4-8. Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences, 2001.

HIRABAYASHI S, NASU I, HARASHIMA I, HIRASAWA T. **Dental methacrylic resins. 9: The composition of heat-shock, pour-type and self-curing denture base resins.** Shika Zairyo Kikai. 1984; 3: 338-349.

ILBAY, S. G., GUVENER, S., ALKUMRU, H. N. (1994) **Processing dentures using a microwave technique.** J. Oral Rehabil. 21, 103.

ILBAY, S. G., GUVENER, S., ALKUMRU, H. N. (1994) **Processing dentures using a microwave technique.** J. Oral Rehabil. 21, 103.

International Standardization for organization (ISO). **Specification 1957: Dentistry - Denture base polymers.** 3rd ed., Switzerland, 1999, 32p.

INTERNATIONAL STANDARDIZATION FOR ORGANIZATION (ISO). **Specification 1567: Dentistry - Denture base polymers,** 3rd ed., Switzerland, 1999, 32p.

JENDRESEN, M. D.; GLANTZ, P. O. **Clinical adhesiveness of selected dental materials.** An in vivo study. Acta Odontol Scand; 39(1):;39-45, 1981.

JONES, C. S., BILLINGTON, R. W.; PEARSON, G. J. **Their vivo perception of roughness of restorations.** British Dental Journal, v. 196, n.41, p.42-45, 2004.

KALACHANDRA, S.; TURNER D.T. **Water sorption of plasticized denture acrylic lining material.** Dental Mater J. 1989; 5: 161-164

KANTORSKI K.Z, SCOTTI R; VALANDRO L.F.; BOTTINO M.A, KOGA-ITO CY, JORGE, A.O. **Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics.** Oral Health Prev Dent. 2009; 7(1):29-32.

KAPLAN, B. A.; GOLDSTEIN, G. R.; VIJAYARAGLAVAN, T. V.; NELSON, I. K. **The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study.** J Prosthet Dent; 1996, 76(1):34-8

KONISHI, N.; TORII, Y.; KUROSAKI, A.; TAKATSUKA, T.; ITOTA, T.; YOSHIYAMA, M. **Confocal laser scanning microscopic analysis of early plaque formed on resin composite and human enamel.** J Oral Rehabil; 2003, 30(8):790-5.

KUHAR, M.; FUNDUK, N. **Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins.** J. Prosthet Dent, 93 (1): 76085, 2005.

LAMB, D. J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. **The effects of process variables on level of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin.** J. Dent. 11, 80, 1983.

LARATO, D. C. **Influence of a composite resin restoration on the gingiva.** J Prosthet Dent; 28:402-4, 1972.

LASCALA, N. T. **Promoção de saúde bucal**. 1. ed. São Paulo: Editora Artes Médicas Ltda, 1997.

LEE, S. Y.; LAI, Y. L.; HSU, T. S. **Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin**. Eur J. Oral Science, 110: 179-183, 2002.

LEITÃO, J.; HEGDAHL, T. **On the measuring of roughness**. Acta Odontol. Scand. 1981, pp.39, 379.

LEVIN B.; SANDERS J.L; REITZ P.V. **The use of microwave energy for processing acrylic resins**. J Prosth Dent. St Louis. 1989; 61(3):381-3.

LIBOVITZ, *et. al.* U.S. **Patent Documents** 2,129,377 9/1938. 51/305, 1938.

LIE, T. **Morphologic studies on dental plaque formation**. Acta Odontol Scand; 37(2):73-85, 1979.

LIE, T. **Scanning and transmission electron microscope study of pellicle morphogenesis**. Scand J. Dent Res; 85(4):217-31, 1977.

LOHBAWER, U.; MULLER, F. A.; PETSCHERT, A. **Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials**. Dental Materials Journal. v. 24, p. 250-256, 2008.

LONEY, R. W.; MOULDING, M. B.; HACKER, C. H.; RITSCO, R. G. **Finishing and polishing of a poly (fluoroalkoxyphosphazene) resilient denture liner**. Int J Prosthodont, 7: 362-367, 1994.

MALKIN, S. **Grinding Technology: theory and applications of machining with abrasives**. Ellis Horwood Limited, 1989.

McCARTHY, J. A.; MOSER, J. B. **Mechanical properties of tissue conditioners. Part I: theoretical considerations, behavioral characteristics, behavioral characteristics, and tensile properties**. J. Prosthet. Dent., V. 40, p.89-97, 1978.

McCARTHY, J. A.; MOSER, J. B. **Part I: theoretical considerations, behavioral characteristics, and tensile properties**. J.Prosthet. Dent., V.40, p.89-97, 1978.

MELO, Jr. P.C, CARDOSO R.M, MAGALHÃES B.G, GUIMARÃES R.P, SILVA C.H.V, BEATRICE L.C.S. **Selecionado corretamente as resinas compostas**. Int J. Dent. 2011 abr./jun.;10(2):91-6 [citado 21 abr. 2012]. Disponível em: <<http://www.ufpe.br/ijd/index.php/exemplo/article/virw/284/257>>. Acesso em: 15 de março de 2013.

MESQUITA, M.F.; DOMITTI, S.S. **Efeito do Polimento Químico sobre a Dureza, Rugosidade Superficial e Resistência ao Impacto de Resinas Acrílicas Ativadas Química e Termicamente em Vários Períodos de Armazenagem**. Universidade Estadual de Campinas – Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Piracicaba, São Paulo, s.n., 1995. Disponível em:

- <<http://conferencias.utfpr.edu.br/ocs/index.php/sicite/2012/paper/viewFile/476/358>>. Acesso em: 25 de janeiro de 2015.
- MESQUITA, M.F.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S.; CARDOSO, L.A.M.; GÓES, M.F. **Efeito do Polimento Químico sobre a Resistência ao Impacto e Resinas Acrílicas**. Semina: Ci. Biológicas/Saúde, v.17, nº 2, p.178-182, 1996. Disponível em: <<http://conferencias.utfpr.edu.br/ocs/index.php/sicite/2012/paper/viewFile/476/358>>. Acesso em: 25 de janeiro de 2015.
- MORAIS, T.L.M. & SUSTER, M. **Uso de Materiais Abrasivos na Indústria Cerâmica**. In: 45º Congresso Brasileiro de Cerâmica. 2001, 12p.
- MOTTA, R. G. **Aplicações clínicas de materiais dentários**. Rio de Janeiro: Publicações Científicas, 1991. p. 43-52.
- MUMMERY, L. **Surface Texture Analysis. The Handbook**. Ed. Hommelwerke GmbH. 1992, 105p.
- MURATA H, Habersham RC, HAMADA T, *et. al*: **Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners**. J. Prosthet Dent 80(6):714-722, 1998.
- NASSAR, U.; MEYER, A. E.; OGLE, R. E., BAIER, R. E. **The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque**. Periodontolo; 8:114-24, 1995.
- NEISSER, M.P.; OLIVIERI, K.A.N. **Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais**. PGR: Pós-Grad.Rev.Fac.Odontol. São José dos Campos, V.4,n.2,p.35-42,mai/ago.2001.
- NEISSER, M.P.; OLIVIERI, K.A.N. **Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais**. PGR: Pós-Grad. Rev.Fac.Odontol. São José dos Campos, V.4, n.2, p.35-42,mai/ago.2001.
- NICODEMO, C.A.Z.; REZENDE, C.E.E.; NETO, R.T.M.; RUBO, J.H. **Micro – hardness of Acrylic Resin utilized for Provisiol Crowns: Effect of different polymerization techniques and PH – cycling**. Rev. Brazilian Dental Science. v. 16, n. 2, 2013, p.44-49.
- NIISHI, M. **Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins**. J. Osaka Dent. 2, 23, 1968.
- NISHIDA, H. **Journal of Dental School**. 2010.
- NOBLE, D.N. **Abrasive Wear Resistance of Hardfacing Weld Deposits**. In: Metal Construction, v.17, nº9, 1985, 605-611p.
- NOORT, V. R. **Introdução aos Materiais Dentários**, 2ª ed.; Artmed: Porto Alegre, 2004.
- NUSSBAUM, G. C. **Rebolos & abrasivos: tecnologia básica**. São Paulo: Ícone, 1988, 503 p.

NYVAD, B.; FEJERSKOV, O. **Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo.** Scand J Dent Res; 95(4):287-96, 1987.

OGLE, R. E.; SORENSEN, S. E.; LEWIS, E. A. **A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics.** J. Prosthet. Dent., v.56, p.497-506, 1986.

PADILHA, D. M. P.; SOUZA, M. A. L. **Estudo dentário e edentulismo observados em dois grupos de idosos no Brasil e na Inglaterra.** Rev. Odonto. Cienc, 1997, 12, 67.

PAGANI, C.; MIRANDA, C. B.; BOTTINO, M. C. **Avaliação da Tenacidade à Fratura de Diferentes Sistemas Cerâmicos.** J Appl, Oral Sci, 11(1): 69-75, 2003.

PEGORARO, L. F. **Prótese fixa.** São Paulo: Artes Médicas, 1998.

PEGORARO, L.F.; VALLE, AL.; BONFANTE, G.; ARAÚJO. C.R.P. **Conti-PCR, Bonachela. V. Prótese Fixa. 1.** Ed. São Paulo: Artes Médicas: 1998, 313.p.

PEYTON, F. **History of resins in Dentistry.** Dent. Clin. North Am, 19, 211, 1975.

PHILLIPS **Materiais Dentários**, Anusavice, Kenneth J./ Shen, Chiayi/Rawls, H. Ralph, 12° ed. Elsevier Brasil. 2013.

PHILLIPS, R. W. Propriedades físicas dos materiais dentários. **Materiais Dentários.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 23-24, 1993.

PHILLIPS, R.W. **Skinner materiais dentários.** 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1993.

PINHEIRO, L. M. S. **Formulação de pasta diamantada para aplicação em polimento de rochas ornamentais.** Monografia (Graduação em Engenharia Metalúrgica e Materiais) - Campos dos Goytacazes- RJ, Universidade Estadual do Norte Fluminense - UENF, 2010.

POLYZOIS, G. L.; ZISSIS, A., J.; YANNIKAKIS, S. A. **The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic resin.** Int. J. Prosthodont. 8, 150. Publicações Científicas, 1995 p.43-52.

QUIRYNEN, M.; MARECHAL, M.; BUSSCHER, H. J.; WEERKAMP, A. H.; DARIUS, P. L.; VAN STEENBERGHE D. **The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation.** An in vivo study in man. J. Clin Periodontol; 17(3):138-4, 1990.

QUIRYNEN, M.; VAN DER MEI; H. C.; BOLLEN, C. M.; SCHOTTE, A.; MARECHAL, M.; DOORNBUCH, G.I *et. al.* **An in vivo study of the influence of surface roughness of implants on the microbiology of supra and subgingival plaque.** J Dent Res, 72(9):1304-9, 1993.

QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C. M. **The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man.** A review of the literature. *J Clin Peripdpntol*, 22 (1): 1-14, 1995.

RABINOWICZ, E. **Friction and Wear of Materials.** Cambridge, Massachusetts, John Wiley, 1966, 243p.

RADFORD, D. R.; SWEET, S. P.; CHALLACOMBE, S. J.; WALTER, J. D. **Adherence of candida albicans to denture-base materials with different surface finishes.** *J. Dent.* 26,577, 1996.

REIS, R. **Análise da microdureza superficial Knoop e da resistência ao desgaste de dentes artificiais de resinas acrílicas.** [Dissertação de mestrado]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2005,110p.

RIMONDINI, L., *et. al.* **The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium.** *J Periodontol*; 68(6):556-62, p.1997.

SAMUEL, S. **Avaliação de influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização.** *R Fac Odontol. Porto Alegre*, 41: 8-13, 2000.

SANDERS J.L, LEVIN B; REITZ P.V. **Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy.** *Quint Int Berlin*. 1987; 18(7):453-6.

SANTOS, D.; FORTES, C. E. CALVERYRA, R. **Avaliação Comparativa da Microdureza da Resina Acrílica Polimerizada por Energia de micro-ondas e submetida a Polimento Químico Convencional e alternativo.** *Fac. Odont..de Porto Alegre*, v. 44, n. 2, 2007.

SCHWEDHELM, E.R. **Direct technique for the fabrication of acrylic provisional restorations.** *J. Contemp Dent Pract*. 2006; 7: 157-173.

SCOUGALL-VILCHIS RJ, HOTTA M.; IDONO T.; YAMAMOTO, K. **Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyser.** *Dent Mater J*. 2009 Jan; 28(1):102-12.

SEN, D.; GÖLLER, G.; ISSEVER, H. **The effect of two polishing on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins.** *J. Prosthet Dent*, 88 (5): 527-532, 2002.

SHACKELFORD, J.F. **Introduction to Materials Science for Engineers**, Prentice Hall, 6 ed., 2004.

SHILLINGBURG Jr, H. T. **Restaurações provisórias.** In: **Fundamentos de prótese fixa.** São Paulo: Quintecense, 1998.

SKURY, A.L.D. BOBROVNITCHII, G.S, MONTEIRO, S.N. **A parametric relationship for synthesized diamond powder.** *Diamond and related materials*, v 15, n1, p. 61-66, 2006.,

SNYDER, U.S. **Patent Documents**. 2,443,698 6/1948, 51/306, 1984.

SOUZA, J. S.; FERRÃO, M.F. **Aplicações da espectroscopia no infravermelho no controle de qualidade de medicamentos contendo diclofenaco de potássio. Parte I: Dosagem por regressão multivariada**, Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences, vol. 42, n. 3, 2006.

STACHOWIAK, G.W. & BATCHELOR, A.W. **Engineering Tribology**. Amsterdam, Elsevier. 314p, 1993.

STAFFORD, G. D; SMITH, D. C. **Some studies of the properties of denture base polymers**. Br. Dent. J., v.125, p.337-42, 1968.

STAFFORD, G. D; SMITH, D. C. **Some studies of the properties of denture standard test method for tensile properties of plastics**. Philadelphia: American National Standards Institute, 1991.

STACHOWIAK, G.W; BATCHELOR, A.W. **Engineering Tribology**. Amsterdam: Elsevier, 1993, 314p.

STEIN H. N. **Rheological Behavior of Suspensions**, in N. P. Cheremisinoff, (Ed.) Encyclopedia of Fluid Mechanics: slurry flow technology, Gulf Publishing, Houston, vol. 5, 3-47, 1986.

STUART, H. **Infrared Spectroscopy: Fundamentals and Applications**, John Wiley & Sons, Ltd, 2004.

TAVARES, M. I. B. Polymer Testing, 19, 899. **Tensile properties**. J. Prosthet. Dent., v.40, p.89-97, 2000.

THOMÉ, G.; HERMANN, C.; MELO, A.C.M.; MOLINARI, A. R. D.M.; PONZONI, D. The Use of Distal Bar in Immediate Loading of Edentulous Jaw Rehabilitation. **Utilização da Técnica da Barra Distal em Mandíbulas Edêntulas com Carga Imediata**. RGO, P. Alegre, v. 54, n. 2, p.165-168, abr./jun. 2006. Disponível em: [www.revistargo.com.br/include/getdoc.php?id=318&article=156&mode=pdf](http://www.revistargo.com.br/include/getdoc.php?id=318&article=156&mode=pdf). Acesso em: 26 de janeiro de 2015.

THYLMAN, S.D.; PEYTON, F. A. **Acrylics and other synthetic resins used in Dentistry**. Lippincott: Philadelphia, 1946.

TURCK, M.D.; RICHARDS, M.W. **Microwave processing for denture lines, repairs, and rebases**. J Prosth Dent. St Louis. Camacho *et. al.* Braz. J. Surg. Clin. Res. 1993; 69(3): 340-3.

VAN Noort R. **Introdução aos materiais dentários**. 2ª Ed. Porto Alegre: ArtMed: 2004.

VERRAN, J.; LEES, G.; SHAKESPEARE, A. P. **The effect of surface roughness on the adhesion of Candida Albicans to acrylic**. Biofiling. 3, 183. vol. 42, n. 3, 1991.

WALLACE, P.W.; *et. al.* **Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy.** J. Prosth Dent. St Louis. 1991; 66(3): 403-9.

WISE, M.D.; DYKEMA, R. W. **The plaque-retaining capacity of four dental materials.** J. Prosthet Dent; 33(2): 178-90, 1975.

WOELFEL J.B, PAFFENBARGER G.C; SWEENEY W.T. **Some physical properties of organic denture base materials.** J. Am Dent Asso. 1963; 67: 499-504.

YAMAUCHI, M.; YAMAMOTO, K.; WAKABAYASHI, M.; KAWANO, J. In: **vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture.** Dent Mater J., 9:19-24, 1990..

YAP, Au e col. **Comparacion of surface finish of new aesthetic materials.** Oper Dent, 1998.

YESIL, Z. D.; ALAPATI, S.; JOHNSTON, W.; SEGHI, R. R. **Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials.** J. Prosthet Dent, 99:435-443, 2008.

ZANETTE S.I. **Funcionamento de um microscópio de força atômica.** São Paulo: CBPF – Laboratório de Nanoscopia; 1997. 182 p. Disponível em: <<http://www.cbpf.br/nanos/Apostila/.pdf>>. Acesso em 15. Janeiro de. 2008.

ZISSIS, A. J.; POLYZOIS, G. L.; YANNIKAKIS, S. A.; HARRISON, A. **Roughness of denture materials: a comparative study.** Int J Prosthodont, 13: 136-140, 2000.

ZUM-GAHR, K.H. **Microstructure and Wear of Materials. Institute of Materials Technology.** University of Siegen, Siegen, Federal Republic of Germany, v.10, 1987