UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ADRIANA SILVA DE CARVALHO
CIRURGIÃ DENTISTA

INFLUÊNCIA DA ESCOVAÇÃO SOBRE A DUREZA KNOOP E RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DE MATERIAIS RESTAURADORES ESTÉTICOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Ciências – Área Materiais Dentários.

PIRACICABA – SP
1998

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ADRIANA SILVA DE CARVALHO
CIRURGIÃ DENTISTA

INFLUÊNCIA DA ESCOVAÇÃO SOBRE A DUREZA KNOOP E RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DE MATERIAIS RESTAURADORES ESTÉTICOS

Este exemplar foi devidamente corrigido de acordo com a resolução CCPG 036/83
17/12/98

ORIENTADOR: Prof. Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO – FOP/UNICAMP

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI - FOP/UNICAMP

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Ciências – Área Materiais Dentários.

PIRACICABA – SP
1998

Ficha Catalográfica

Carvalho, Adriana Silva de.
C253i Influência da escovação sobre a dureza Knoop e rugosidade de superfície de materiais restauradores estéticos. / Adriana Silva de Carvalho. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.
116f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Porcelana. 3. Resinas dentárias. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha Catalográfica Elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.

UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 10 de Dezembro de 1998, considerou a candidata ADRIANA SILVA DE CARVALHO aprovada.

1. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO _____

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER _____

3. Profa. Dra. ANA PAULA TEIXEIRA BOSCARIOLI _____

4. Profa. Dra. ROSANA ONO _____

5. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI _____

Dedico este trabalho

À Deus, pela bênção da vida, pelo amparo
e orientação nos momentos mais difíceis
de minha caminhada.

Aos meus pais, **Tarcísio e Marília**, que
com muito amor, carinho e dedicação
não pouparam esforços para minha
formação, sempre dando exemplos de
honestidade, trabalho, respeito e união.

Aos meus irmãos, **Alexandre, Andréa,**
Luís Gustavo e José Flávio, pelo
amor e amizade que nos une.

Ao meu noivo **Celso**, pelo amor, incentivo
e dedicação, com os quais sempre me apoiou.

"Existência convém não esquecer: Toda criatura existe tanto quanto existem minérios, plantas e animais. Cada criatura, porém, constrói a vida, pela qual se distingue, usando as próprias obras."

Emmanuel

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO**, Professor Assistente Doutor da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, por sua dedicação na minha formação científica, pelo exemplo de competência e seriedade na docência e pelo apoio e amizade em todos os momentos.

Ao **Dr. SIMONIDES CONSANI**, Professor Titular da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pelas sugestões apresentadas e constante colaboração em minha carreira acadêmica, sempre desenvolvendo espírito crítico e seriedade em seus alunos.

Ao **Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI**, Professor Assistente Doutor da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pelo exemplo de colaboração e amizade no relacionamento pessoal e profissional e pela elaboração da análise estatística deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, nas pessoas do Diretor, Prof. Dr. ANTONIO WILSON SALLUM e Diretor Associado Prof. Dr. FRAB NORBERTO BÓSCOLO.

Ao Dr. MARIO FERNANDO DE GOES, Professor Adjunto da Área Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Fauculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela colaboração e apoio durante o Curso de Pós-graduação.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico –CNPq, pela concessão da bolsa de estudos que nos permitiu realizar o Curso de Pós-Graduação.

Ao Dr. JAIME APARECIDO CURY, Professor Titular da Área Bioquímica, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela permissão do uso do aparelho microdurômetro do Laboratório de Bioquímica Oral, utilizado neste trabalho.

Ao Técnico, Engenheiro MARCOS BLANCO CANGIANI, da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela amizade, competência e disposição em colaborar na realização dos trabalhos executados durante o curso.

À Técnica SELMA APARECIDA B. SEGALLA, da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela agradável convivência e pela valiosa e prestativa ajuda oferecida no transcorrer do curso.

À bibliotecária MARILENE GIRELLO, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação nas referências bibliográficas.

Às empresas DEGUSSA e KULZER pelo fornecimento gratuito dos materiais utilizados na confecção dos corpos-de-prova.

Ao ANGELO CELSO LOPES DA CUNHA JUNIOR, pelo auxílio na digitação deste trabalho.

Aos colegas do curso de pós-graduação, cujo convívio se tornou fonte de aprendizado e companheirismo.

Aos meus amigos com quem convivi, em particular, pela amizade e apoio que recebi.

E a todos que, direta ou indiretamente, participaram do meu desenvolvimento.

MEU RECONHECIMENTO E SINCEROS AGRADECIMENTOS.

SUMÁRIO

1 – LISTAS ---------- 01

2 – RESUMO ---------- 07

3 – INTRODUÇÃO ---------- 10

4 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA ---------- 14

5 – PROPOSIÇÃO ---------- 56

6 – MATERIAIS E MÉTODO ---------- 58

6.1 – Materiais ---------- 59

6.2 – Método ---------- 60

6.2.1 – Obtenção dos corpos-de-prova ---------- 60

6.2.1.1 – Preparo dos corpos-de-prova do SR-Isosit ---------- 61

6.2.1.2 – Preparo dos corpos-de-prova da porcelana Duceram ---------- 61

6.2.1.3 – Preparo dos corpos-de-prova do Artglass ---------- 62

6.2.2 – Acabamento e polimento dos corpos-de-prova ---------- 62

6.2.3 – Rugosidade de superfície inicial ---------- 64

6.2.4 – Dureza Knoop ---------- 65

6.2.5 – Ensaio de escovação ---------- 65

6.2.6 – Rugosidade de superfície final ---------- 67

6.2.7 – Análise da superfície em microscopia eletrônica de varredura --- 67

6.2.8 – Análise estatística ---------- 67

7 – RESULTADOS ---------- 68

8 – DISCUSSÃO ---------- 80

9 – CONCLUSÃO ---------- 88

10 – SUMMARY ---------- 91

11 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ---------- 93

12 – APÊNDICE ---------- 101

1 – LISTAS

1 - LISTA

1.1 – LISTA DE TABELAS

FOLHA

1 –Nome comercial, fabricante e código dos materiais odontológicos utilizados no estudo. 59

2 – Resultados médios da rugosidade superficial (µm) dos materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 70

3 – Valores médios da rugosidade superficial (µm) dos materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 71

4 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com e sem polimento, antes da escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 76

5 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com e sem polimento, após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 77

6 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART sem polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 78

7 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses. 79

8 – Resultados Originais da rugosidade inicial antes da escovação. 102

9 – Resultados Originais da rugosidade final após a escovação. 103

10 - Resultados Originais de Dureza Knoop (KHN) inicial antes da escovação. 104

11 - Resultados Originais de Dureza Knoop (KHN) final após a escovação. 105

1.2 – LISTA DE FIGURAS

FOLHA

1 – Matriz metálica rosqueável: A – Base; B – Parte superior; C – Matriz rosqueável montada; D – Corpos-de-Prova. 60

2 – Fotografia do dispositivo metálico utilizado para fixar o corpo – de – prova: A – corpo – de – prova; B – Dispositivo 64

3 – Fotografia da máquina de escovação, marca Equilabor. 66

4 – Ilustração gráfica dos valores médios de rugosidade superficial (μm) para os materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após a escovação. 70

5 – Ilustração gráfica dos valores médios de rugosidade superficial (μm) para os materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. 71

6 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material SRI sem polimento:A - antes da escovação, B - após a escovação. 72

7 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material ART sem polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação. 72

8 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material DUC sem polimento: A - antes da escovação, B – após a escovação. 73

9 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material SRI com polimento: A – antes da escovação, B - após a escovação. 73

10 - Aspecto morfológico da superfície da amostra do material ART com polimento: A - antes da escovação; B - após a escovação. 74

11 - Aspecto morfológico da superfície da amostra do material DUC com polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação. 74

12 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com e sem polimento, antes da escovação. 76

13 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com e sem polimento, após a escovação. 77

14 - Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART sem polimento, antes e após a da escovação. 78

15 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. 79

1.3 - ABREVIATURAS E SIGLAS	SIGNIFICADO
et al.	et alii (e outros)
µm	micrometro
Al_2O_3	alumina ou óxido de alumínio
nº	número
º	grau
ºF	grau Farenheit
ºC	grau centígrado
mm	milímetro
g	grama
$CaCO_3$	carbonato de cálcio
$Al(OH)_3$	hidróxido de alumínio
ml	mililitro
%	por cento
Co.	companhia
MA	Massachussets
±	mais ou menos
MPa	mega Pascal
mm/minuto	milímetro por minuto
W	Watt
nm	nanômetro
pol./minuto	polegada por minuto
N	Newton
Ra	média de rugosidade (roughness avarage)
s	segundo

x	vezes
+	mais
Al	alumínio
cal/cm/seg/°K	caloria por centímetro por segundo por grau Kelvin
CET	coeficiente de expansão térmica
ppm/°C	parte por milhão por grau centígrado
/°C	por grau centígrado
Mg	magnésio
mm^2	milímetro quadrado
BIS GMA	bisfenol glicidil metacrilato
TEGDMA	trietileno glicol dimetacrilato
TEGMA	trietileno glicol metacrilato
$MgAl_2O_4$	óxido de alumínio e magnésio
SRI	SR-Isosit
DUC	Duceram
ART	Artglass
$p<0,05$	probabilidade menor que 5 por cento
$p>0,05$	probabilidade maior que 5 por cento
KHN	número de dureza Knoop
bar	unidade de pressão
&	e

2 – RESUMO

2 - RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da escovação mecânica sobre a dureza Knoop e rugosidade de superfície antes e após a escovação, dos materiais restauradores estéticos, conhecidos comercialmente como: SR-Isosit, Artglass e Porcelana Duceram, submetidos ou não ao polimento. Oito corpos-de-prova com formato cônico (7 mm de diâmetro na região de superfície e 6 mm de diâmetro na superfície oposta por 2,5 mm de espessura) foram confeccionados para cada tipo de material, e armazenados em temperatura e umidade ambiente (23 ± 1 °C, 50% ± 5 U.R.) por 24 horas. Após esse período, quatro corpos-de-prova receberam tratamento de acabamento e polimento, e quatro não (controle). Em seguida, os corpos-de-prova foram levados ao rugosímetro (Prazis – Rug 03 - Argentina), para determinarmos a rugosidade inicial da superfície. Foram feitas três leituras em cada corpo-de-prova, totalizando 72 leituras. Após a verificação da rugosidade inicial, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de dureza Knoop inicial no aparelho HMV – 2000 (Shimadzu), calibrado com carga de 50 gramas, atuando por 30 segundos. Foram efetuadas 3 leituras em cada corpo-de-prova. Posteriormente, os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de escovação Equilabor, submetidos à movimentos lineares de escovação com escovas dentais Oral-B 30 e creme dental Sorriso (Kolynos do Brasil), totalizando 30.000 ciclos de escovação. Em seguida, foram novamente submetidos à leitura da rugosidade superficial produzida pela escovação e ao teste de dureza Knoop. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey. O SR-Isosit apresentou valores de rugosidade superiores em relação aos ART e DUC ($p<0,05$), antes da escovação e sem polimento; enquanto o ART foi o mais rugoso após a escovação. O polimento proporcionou aumento na rugosidade superficial dos 3 materiais, antes a após a escovação, sendo que o Duceram (DUC) apresentou maior rugosidade. De

uma maneira geral, os valores de rugosidade foram maiores quando o polimento foi feito antes da escovação, e após a escovação nos corpos-de-prova não polidos. A porcelana DUC com e sem polimento antes da escovação apresentou os maiores valores de dureza Knoop em relação ao SRI e ART, os quais não diferiram entre si ($p>0,05$). Resultados semelhantes foram obtidos após a escovação. A porcelana (DUC) com polimento antes da escovação apresentou valores estatisticamente superiores ($p<0,05$) em relação aos valores obtidos após a escovação. Nenhuma diferença estatística ($p>0,05$) foi observada para os materiais SRI e ART. Para as amostras não submetidas ao polimento, nenhuma diferença ($p>0,05$) foi encontrada entre os tratamentos antes e após a escovação. Independente do material restaurador, o polimento proporcionou valores de dureza Knoop estatisticamente superiores para os três materiais antes e após a escovação.

Palavras-Chave - dureza Knoop, rugosidade superficial, porcelana, resinas

3 – INTRODUÇÃO

3 – INTRODUÇÃO

A restauração dental faz-se necessária quando processos destrutivos causam danos a sua estrutura, impondo a substituição desses tecidos destruídos. Atualmente, a estética é considerada um fator importante, portanto as restaurações indiretas estéticas confeccionadas com a porcelana ou resina, associadas ou não ao metal, vêm sendo utilizadas durante anos; como as coroas "veneers", que vêm sendo utilizadas por mais de 40 anos[13,22]

A porcelana tem sido utilizada rotineiramente para a confecção de facetas, coroas, próteses fixas, "onlays" e "inlays", devido as suas propriedades mecânicas satisfatórias, como alta resistência à compressão e propriedades estéticas favoráveis. A condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica apresentam valores próximos aos da estrutura dentária, propiciando um prognóstico clínico favorável às restaurações[8,40,49]. A necessidade de se obter melhor estética para restaurações indiretas incentivou o uso de restaurações de porcelana pura[44]. Entretanto, este material apresenta algumas limitações, devido às suas propriedades intrínsicas (diferença de expansão térmica das partículas, baixa resistência à tração, porosidade, impurezas, capacidade limitada de distribuir forças localizadas e alta resistência à deformação)[16,21,25,30,34,48] e a fatores externos ao meio bucal, nos quais exerce seu desempenho[2,7,17,31,32,33,34,40,49]. Além disso, a cerâmica é crítica quanto à manipulação laboratorial, exigindo um longo tempo para sua confecção, o que determina um custo final do trabalho mais elevado[3,9,32].

Embora as cerâmicas possuam excelentes propriedades mecânicas, são friáveis e podem apresentar fraturas internas[20,27] e são materiais muito duros e abrasivos, podendo causar desgaste nos dentes naturais adjacentes[1,19,44].

Por outro lado, as resinas compostas vêm sendo amplamente utilizadas na Odontologia, inclusive para restaurações de dentes posteriores, principalmente pelas excelentes propriedades estéticas[26,28,39]. A resina composta apresenta algumas deficiências, como baixa resistência à abrasão e estabilidade de cor, além do alto coeficiente de expansão térmica. Entretanto, este material apresenta algumas vantagens, como fácil manipulação, baixo custo, causar pouco desgaste ao dente antagonista e facilidade de reparo[13]. Recentemente, a resina composta está sendo empregada em sistemas "inlays", criados para compensar as dificuldades de confeccionar com sucesso restaurações posteriores com este material[10] obtendo-se melhores contato proximal e contorno anatômico, minimizando o efeito da contração de polimerização[45].

Na tentativa de superar algumas limitações dos materiais cerâmicos e poliméricos utilizados tradicionalmente em restaurações indiretas, a indústria odontológica lançou recentemente no comércio um sistema restaurador indireto denominado polímero de vidro, originário da combinação de um material com carga composta por partículas vítreas de silicato de bário e uma quantidade moderada de sílica coloidal distribuídos homogeneamente em uma matriz orgânica contendo monômeros multifuncionais. A característica da composição propiciou maior grau de polimerização do material e similaridade entre as propriedades físicas e mecânicas do compósito com as da estrutura dental[9,25,48]. Além disso, este sistema restaurador não é tão crítico quanto as cerâmicas em relação à manipulação, não necessitando de equipamentos sofisticados para sua confecção e, com isso, requer menor tempo de laboratório para elaboração das restaurações, contribuindo para redução significativa dos custos[9].

Durante a escolha de um material para confecção de restaurações indiretas deve-se levar em consideração as propriedades físicas

e químicas do mesmo. A dureza do material é um fator muito importante, especialmente quando o dente antagonista é natural, pois deve-se levar em consideração o desgaste provocado no dente pela restauração indireta. Um material adequado para restauração deve apresentar resistência ao desgaste semelhante à do esmalte dental que está sendo substituído (aproximadamente 20 – 40 μm por ano). Além disso, esta restauração não deve aumentar a taxa de desgaste da superfície do esmalte do dente antagonista. A porcelana odontológica é considerada um material mais duro e abrasivo ao esmalte, quando comparada com outros materiais restauradores, como resina composta, amálgama e ouro. O desgaste produzido no esmalte pela porcelana é 2,4 vezes maior que o desgaste produzido pela resina acrílica, e 17 vezes maior que o desgaste produzido pelo ouro[19]. Além disso, a taxa de desgaste do esmalte está em função da rugosidade do material restaurador e, por este motivo, é recomendado o glazeamento e o polimento em peças de porcelana para reduzir o atrito com o esmalte[44].

Por outro lado, uma restauração sem acabamento e polimento satisfatórios, possui alta rugosidade superficial, o que favorece o acúmulo de placa dental. O acúmulo de placa pode levar à irritação do tecido gengival, além da própria injúria causada pelo contato do tecido gengival com uma superfície irregular. Além disso, uma excelente aparência estética só é conseguida quando se tem uma superfície lisa e polida. Uma superfície rugosa favorece a absorção de pigmentos, ficando mais susceptível ao manchamento[39].

Deste modo, considerando de fundamental importância o conhecimento das propriedades de dureza e rugosidade dos materiais utilizados em restaurações indiretas, julgamos válido avaliar a influência da escovação na rugosidade e dureza de superfície de materiais restauradores estéticos.

4 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4 - REVISÃO DA LITERATURA

De acordo com a bibliografia consultada, parece-nos de relevante importância as seguintes citações.

McLEAN & HUGHES[32], em 1965, desenvolveram uma nova cerâmica dental e técnicas de aplicação, as quais proporcionavam melhoras nas propriedades mecânicas e resistência à fratura, quando comparadas àquelas de uso corrente. A alumina (Al_2O_3) foi a mais conveniente para este propósito. Os resultados dos testes mecânicos e clínicos mostraram que as duas fases dos cristais de vidro, usadas como reforço apresentaram o dobro da resistência tranversa das cerâmicas convencionais. Coroas de jaqueta e pônticos construídos com este tipo de cerâmica alumínica apresentaram melhora considerável nas propriedades mecânicas. Além disso, o uso de uma camada de cerâmica alumínica determinou maior resistência em relação às cerâmicas convencionais. Ligas de ouro têm sido desenvolvidas para a construção de pônticos, nos quais a porcelana podia ser fundido diretamente sobre o apoio de ouro. O resultado final apresentará coroas com forma e estética comparáveis com aquelas construídas pelos métodos convencionais. Além disso, apresentava resistência superior em relação às convencionais principalmente em função destas mostrarem baixa resistência à fratura sob carga de tração, podendo falhar devido as limitações impostas por suas propriedades, quando em uso na cavidade oral.

LEONE & FAIRHURST[27], em 1967, realizaram um estudo para verificar o efeito do agente de união e da atmosfera de queima na resistência de união das cerâmicas com o metal, determinando as propriedades de tração e compressão deste último após certos tratamentos de queima. Para o teste

de resistência à compressão e tração foram utilizadas amostras cilíndricas, confeccionadas adaptando-se a cerâmica sobre um fio posicionado dentro de um injetor T.D. 1925A. Foi usada pressão de 40 libras para obter condensação uniforme das amostras antes da queima. Os testes de compressão e tração foram realizados numa máquina Riehle, com velocidade de 0,05 polegadas/minuto. Os fios metálicos Ceramco n° 1 foram submetidos a vários tratamentos de aquecimento e ao ensaio de tração. Observaram que a queima em atmosfera com nitrogênio produzia uma superfície de cor marrom sobre o fio. Para determinar se existia qualquer efeito nas propriedades dos fios, diversas amostras foram seccionadas e preparadas para fotomicrografias, determinando o efeito do tratamento de aquecimento sobre a estrutura do grão. Os autores concluíram que as cerâmicas podiam apresentar fraturas internas quando submetidas aos esforços de tração e compressão. A resistência de união variava com diferentes combinações da cerâmica e liga, enquanto a resistência de união da cerâmica às ligas de ouro aumentava significantemente na presença de oxigênio. Valores mínimos de resistência à tração do fio foram obtidos nas amostras, aquecidas a 1800° F, por 15 minutos e resfriada. Valores máximos foram obtidos nas amostras aquecidas a 1800° F, resfriadas no ar e então reaquecidas por 15 minutos a 1000° F e resfriadas novamente. O reaquecimento das restaurações a 1000° F por 15 minutos proporcionou propriedades físicas máximas.

HEATH & WILSON[14], EM 1976, avaliaram a rugosidade superficial "in vitro" de vários materiais restauradores (silicato, compósito, resina, ouro e amálgama), utilizando o perfilômetro Talysurf 4. Os corpos-de-prova foram confeccionados conforme as instruções dos fabricantes, armazenados em água a 37 °C por 7 dias e receberam várias técnicas de acabamento e polimento. Os autores observaram o efeito da escovação

(60.000 ciclos), a importância do momento da colocação e remoção da tira-matriz e do glazeamento na qualidade da restauração, concluindo que: 1 – a superfície mais lisa foi obtida com a resina e silicato, utilizando a técnica da tira matriz; 2 – a adaptabilidade do material provocada pela tira matriz dependeu do tempo de aplicação da fita, que deve ser antes do final do tempo de trabalho; 3 – as três tiras-matriz avaliadas (Adapt, Directa e Mylar-Dent) mostraram o mesmo desempenho em relação aos compósitos; 4 – quando submetidos à escovação, os materiais heterogêneos mostraram-se mais rugosos, enquanto o amálgama, o ouro e a resina sem carga mostraram superfície mais lisa; 5 – quando o compósito foi submetido ao polimento houve dificuldade em obter superfície lisa, ainda que com discos ou rodas de borracha; 6 – a lisura superficial dos compósitos foi recuperada com o auxílio de agentes glazeadores, que apresentavam resistência aceitável, quando submetidos à escovação.

McLEAN & SCED[33], em 1976, desenvolveram um método através do qual unia-se a cerâmica dental aluminizada a um casquete de lâmina de platina, recoberto com uma película fina de estanho. O objetivo deste tipo de restauração foi melhorar a estética, pela substituição do núcleo metálico espesso por uma lâmina de platina fina, permitindo um espaço maior para a cerâmica aluminizada no casquete de platina. A ligação da cerâmica foi assegurada por um processo eletrolítico, que recobria a lâmina de platina com uma película fina de estanho. Após isto, ela era levada a um forno para oxidação tornando-se, assim, uma película contínua de óxido de estanho, necessária para a união com a cerâmica. Esta lâmina tratada reduzia a porosidade subsuperficial e as microfraturas na cerâmica, além de aumentar a resistência da restauração. Segundo os autores, a união da cerâmica com ligas preciosas e ligas que não oxidam podiam ser melhoradas pela cobertura

do metal com uma camada fina de metal oxidável. O potencial de cobertura pesquisado com o estanho, índio e possivelmente o zinco apresentava-se suficiente para aplicação dental. O estanho estabeleceu profundidade e espessura de cobertura ótima numa média de 0,2 a 2,0 µm. Em função disso, uma boa união foi obtida quando a platina foi coberta com 0,2-2,0 µm de estanho antes da queima da cerâmica.

BROWN & SORENSEN[2], em 1979, verificaram a resistência à compressão em corpos-de-prova da cerâmica (Vitadur N) obtidos em modelo de aço com 8 mm de diâmetro por 4 mm de altura. Um grupo foi submetido ao glazeamento a 940°C, por três minutos e o outro grupo foi preparado para o ensaio químico, por imersão durante quatro horas e meia a 550, 600 e 650°C, com nitrato de potássio fundido. Em função das coroas de cerâmica Vitadur apresentarem maior resistência à fratura, decidiu-se que o teste de resistência das coroas e restaurações parciais fixas seria confeccionado sob as seguintes condições: 1 - remoção da folha de platina; 2 – corpos-de-prova com folha de platina; 3 - folha de platina com cobertura de óxido de estanho; 4 - endurecimento pelo calor; 5 - resistência química. Vinte corpos-de-prova foram fixados no troquel de aço e armazenados a 37°C, por uma hora, sendo em seguida posicionados num ângulo de 70°, aplicando carga de compressão numa máquina de ensaio universal (Instron), equipada com uma ponta em forma de V, numa velocidade de 0,5 mm/minuto, até ocorrer a ruptura. Os autores emitiram as seguintes conclusões: havia suficiente evidência que coroas feitas com cerâmica alumínica apresentavam resistência suficiente para suportar forças de oclusão no meio bucal, porém existiam partes frágeis nas restaurações, como o corpo e a porção incisal, que continham menos material alumínico. As restaurações deveriam ser confeccionadas usando a máxima quantidade de material cerâmico nas regiões onde a alumina estava em menor

quantidade, pois caso contrário, não iriam suportar os esforços no meio bucal, principalmente de tração, pois as cerâmicas apresentam baixa resistência à tração.

KANTER et al.[23], em 1982, observaram o efeito da escovação mecânica sobre cinco compósitos odontológicos, num período correspondente a 5 anos. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas com cavidades cilíndricas de 10 mm de altura por 14 mm de diâmetro. Antes da polimerização dos compósitos, pinos metálicos foram colocados no centro dos corpos-de-prova como referência para medir o desgaste do material após a escovação. Após armazenagem por 48 horas a 21°C, os corpos-de-prova foram polidos, pesados e a rugosidade superficial determinada com um perfilômetro. A cada 4.320 ciclos, equivalente a um ano de escovação, todo o processo de medida era repetido, até completar 5 períodos. Os corpos-de-prova foram observados sob microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que o desgaste dos compósitos tende a decrescer com o passar do tempo, e aqueles materiais com micropartículas e partículas menos duras apresentaram maior resistência à abrasão, mantendo uma superfície lisa por mais tempo. A resina que demonstrou maior percentual de perda de peso tinha como carga o bário. A perda das cargas provocada pela reação alcalina da água foi devido a solubilidade do bário que pode causar a liberação prematura das partículas de carga. Os autores ainda observaram que os compósitos mais propensos ao desgaste com a escovação também mostraram aumento na rugosidade superficial.

JONES[20], em 1983, relatou que as coroas de cerâmica sofriam fadigas estáticas, devido à tensão dependente da reação entre o vapor de água e o defeito na superfície das coroas de cerâmica. Isto provocava

aumento dos defeitos, seguido por propagação de falhas espontâneas. Por essa razão, as fraturas podiam ocorrer com níveis de carga oclusal baixos. Isto podia explicar porque pacientes reclamavam que suas coroas fraturavam quando estavam comendo pão.

As rugosidades superficiais de resinas compostas foram comparadas e avaliadas por **FERRARI, CONSANI e RUHNKE**[11], em 1984. Foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos das resinas Concise, Simulate e Adaptic, em matriz de teflon e polimerizadas em contato com tira de poliéster. Posteriormente, foi efetuado o polimento em uma das faces de cada corpo-de-prova, sendo que a outra superfície não sofreu nenhum tratamento (controle). A rugosidade superficial das duas faces de cada amostra foi analisada com auxílio de um perfilógrafo JENA e fotomicrografia. Os autores observaram que todas as resinas apresentaram superfície mais lisa quando polimerizadas sob a matriz de poliéster. O material Concise apresentou maior lisura, seguido do Adaptic e Simulate. Os autores ressaltam que as superfícies apresentaram solução de continuidade devido a porosidade e vazios produzidos por micro-bolhas de ar, o que é inerente ao material, e que qualquer abrasivo aplicado sobre a superfície da resina polimerizada em contato com a tira de poliéster provoca aumento de irregularidades.

De BOER et al.[6], em 1985, avaliaram "in vitro", a influência do tamanho da partícula do abrasivo presente no dentifrício e da dureza da escova dental na abrasão de dentina. Foi utilizada máquina de escovação com 1000, 2000, 5000 e 10.000 ciclos, com carga de 200 g e dentifrícios com dois tipos e tamanhos de partículas: Carbonato de cálcio ($CaCO_3$) com 7 e 15 μm e óxido de alumínio ($Al(OH)_3$) com 8 e 13 μm de diâmetro. A mistura abrasiva foi proporcionada com 7 ml de água e 3 g de pasta dental, no recepiente da

máquina de escovação. Foram usadas escovas dentais Pordent tipo médio e macia, fixadas na haste de metal da máquina de escovação usando α-Cianocrilato. A abrasão foi medida com um perfilômetro superficial (Perth-O-Meter) e expressa em profundidade média. Os resultados mostraram que: 1 – a abrasão está diretamente relacionada ao número de escovações; 2 – as escovas sem dentifrícios não provocaram abrasão e com dentifrícios, a tipo dura foi 1,4 vezes mais abrasiva; 3 – houve diferença significativa entre a taxa de abrasão dos quatro sistemas abrasivos utilizados, sendo que a maior abrasão foi provocada pelos dentifrícios com as partículas abrasivas maiores.

JONES[21], em 1985, relatou algumas das datas importantes no desenvolvimento cronológico da porcelana dental. Inúmeras invenções, modificações de técnicas e melhoria de materiais foram desenvolvidas, como: forno elétrico, ligas, materiais de moldagem e outros equipamentos, como turbinas de alta velocidade e brocas, além da evolução dos preparos cavitários, todos fatores significantes no aumento do uso e popularidade das porcelanas. A partir da década de oitenta, foram introduzidas as porcelanas de baixa fusão, as fundíveis e a alumínica.

SHINTANI et al.[46], em 1985, realizaram um estudo sobre o efeito dos métodos de polimento sobre manchamento e acúmulo de Streptoccus mutans HS-6 sobre resina composta. Quatro tipos de resina composta foram avaliados: 2 convencionais, Adaptic (Johnson & Johnson) e Clearfil (Kuraray Co.); 2 de micropartículas, Silar (3M Co.) e Microrest (GC Dental Industrial Co.). Foram confeccionadas 36 amostras em tubos de aço inoxidável (8 x 8 mm) de cada marca comercial, com superfície polimerizada contra lâmina de vidro e armazenada em água destilada a 37 °C por 24 horas. As amostras de cada marca foram subdivididas em 3 grupos: 12 amostras receberam

polimento com ponta branca, 12 foram polidas com pontas brancas e acabadas com discos Sof-Lex, e as restantes não receberam tratamento. Para a resina Microrest foi utilizada ponta siliconizada, ao invés de discos Sof-Lex. Seis das 12 amostras foram colocadas em frasco de vidro contendo solução de tabaco e as outras seis imersas em solução de óleo de laranja, à temperatura de 37 °C. A análise da alteração de cor foi realizada antes e após 3 e 10 dias. Para avaliar o acúmulo bacteriano, foram confeccionados 50 corpos-de-prova de cada marca comercial, preparados conforme descrito anteriormente, obtendo-se peças de 7 x 30 x 0,3 mm. Cinco amostras foram polidas com disco de papel com granulação 220, cinco com granulação 800 para obter rugosidade semelhante aos discos Sof-Lex ou ponta abrasiva de silicone, e o restante não recebeu polimento. As amostras foram pesadas e colocadas em frascos que continham 0,5 ml da suspensão bacteriana, 10 ml de meio de cultura à base de trypticase e sacarose (5%), em banhos a 37 °C agitados por 18 horas. As amostras foram lavadas em água destilada, secas e mantidas a 37 °C por 24 horas e pesadas novamente. Os resultados indicaram que os valores mais altos de manchamento em solução de tabaco foram para a superfície polida com ponta branca. Em relação à solução de óleo de laranja, a tendência ao manchamento mostrou pouca correlação com rugosidade superficial. A superfície polida acumulou mais bactéria do que a superfície lisa em testes de acúmulo bacteriano "in vitro", pois a superfície polimerizada em contato com a tira de poliéster apresenta maior lisura superficial, pois a fase orgânica do material predomina na superfície. No entanto, nenhuma diferença apreciável foi observada entre as quatro resinas que apresentaram rugosidades semelhantes.

Em 1986, **LEINFELDER, TEIXEIRA e ISENBERG**[26] discutiram o uso da resina composta em dentes posteriores, comparando-a com o

amálgama. Segundo os autores, as resinas compostas vêm sendo desenvolvidas e suas propriedades físicas melhoradas, especialmente a resistência ao desgaste ou abrasão. De acordo com os autores, as resinas atualmente utilizadas apresentam desgaste anual inferior a 30 μm. Entretanto, apesar das melhoras substanciais em suas propriedades, as resinas ainda não apresentam condições de substituir totalmente o amálgama.

MORENA et al.[34], em 1986, determinaram as falhas de três cerâmicas dentais feldspática, alumínica e com grãos finos (material de corpo policristalino) utilizando um teste mecânico. Foram confeccionadas amostras com 15 mm de diâmetro por 2 mm de espessura, submetidas ao polimento até ficar com as dimensões finais de 12,5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. Uma tensão constante de flexão bi-axial foi aplicada sobre as amostras utilizando uma máquina (Model TT-B, Instron Corp., MA), a qual possuía um pistão cilíndrico com uma ponta esférica de 1,6 mm de diâmetro. As três cerâmicas foram mantidas em água destilada a 37 ± 0,5°C, para simular o meio oral e além disso a cerâmica feldspática foi armazenada em saliva artificial. Após os testes, observaram que valores de resistência diferentes foram obtidos para os três tipos de cerâmica armazenadas em água, indicando que esses materiais comportaram-se de maneira diferente, em relação ao meio aquoso, o qual tinha influência no aumento de falhas e na degradação mecânica. Diferentes valores de resistência foram obtidos para as três cerâmicas: feldspática 13 MPa, alumínica 42,1 MPa e grãos finos 95,2 MPa. Nenhuma diferença foi encontrada para a cerâmica feldspática com relação ao meio de armazenagem. Segundo o autor, a vida média em água a 37°C, mostrou que o fracasso por fadiga num período de cinco anos ocorria com as amostras de cerâmicas feldspática, antevendo o que poderia ocorrer no meio oral, sendo que as falhas podiam ocorrer devido às limitações de suas

propriedades, quando submetidas a esforços no meio bucal. Pouca probabilidade de fracasso foi notado para as cerâmicas de grãos finos. A cerâmica alumínica era intermediária entre os dois materiais, com relação a probabilidade de fracasso.

A abrasão "in vitro" de quatro dentifrícios sobre resina acrílica, esmalte e dentina foi comparada por **MURRAY et al.**[35], em 1986, usando máquina de escovação e escovas (Oral-B-40) numa velocidade de 150 ciclos por minuto, sob 200 g de carga. As pastas foram preparadas com 30 ml de dentifrícios e 22,5 ml de água destilada. A abrasão das pastas sobre a resina acrílica foi medida numa placa de Perspex, usada com substrato. A cada intervalo de 1000 ciclos, a rugosidade era medida com o perfilômetro Sulfometer. Os resultados mostraram que o menor desgaste foi provocado pelo dentifrício cujo abrasivo era pérolas de resina acrílica, seguido pelo dentifrício com fosfato de cálcio em sua composição, sem diferença estatística entre os resultados "in vitro"e "in vivo".

HONDRUM[15], em 1988, avaliou a resistência à fratura de coroas confeccionadas com "coping" de óxido de magnésio e óxido de alumínio. Foi utilizado um troquel metálico de aço inoxidável simulando um pré-molar superior. Inicialmente, esse troquel foi moldado com silicona de adição (Mirror 3), posteriormente essas impressões foram vazadas com resina epóxica (Epoxy Dent) obtendo-se quarenta troquéis, os quais foram moldados com polissulfeto (Permlastic) e vazados com revestimento (Silky-Rock) de alta resistência. Uma folha de platina com 0,001" (Willians Gold Refining) foi adaptada em cada um dos quarenta modelos de trabalho. Esses modelos foram divididos em quatro grupos de dez corpos-de-prova: grupo 1 e 2 - coroa com "coping" de óxido de magnésio e grupos 3 e 4, coroa com "coping" de

óxido de alumínio. Posteriormente, sobre os "copings" foram confeccionadas as coroas com as cerâmicas (Ceramco Vacuum Porcelain para "copings" de óxido de magnésio e Vitadur para os "copings" de óxido de alumínio). As coroas do grupo 2 e 4 foram glazeadas internamente, enquanto as do grupo 1 e 3 permaneceram com a folha de platina internamente. Após a confecção, todas as coroas foram medidas em quatro diferentes pontos laterais e na oclusal, para verificar se elas apresentavam as mesmas medidas. Posteriormente, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina epoxi com cimento de fosfato de zinco (Modern Tenacin, Dentsply) utilizando pressão de 5 Kg , por 10 minutos. Decorrido esse tempo, a carga foi removida e o corpo-de-prova mantido por mais 10 minutos em temperatura ambiente, sendo em seguida colocado em água à temperatura ambiente, por 24 horas. Posteriormente, as coroas foram submetidas a carga de compressão na superfície oclusal a 2 mm da parede axial externa, em máquina de ensaio universal Instron (Model TT, BM) equipada com ponta triangular, a velocidade de 1 mm/min até a ruptura dos corpos-de-prova. O autor concluiu que as coroas com "coping" de óxido de alumínio e magnésio com folha de platina apresentaram resistência à compressão superior em relação as coroas dos grupos que foram submetidos ao glazeamento. Além disso, segundo o autor, a inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de porcelana, do que a própria resistência relativa dos materiais

HONDRUM & O'BRIEN[17], em 1988, verificaram se os dados MOR poderiam ser extrapolados para a resistência das coroas dentais e se o magnésio poderia ser utilizado como corpo das restaurações de cerâmica

dental. As amostras foram construídas sobre um troquel metálico. As coroas de alumina e magnésio foram construídas usando técnicas diferentes. Em dois grupos de coroas, a folha de platina foi removida da matriz; em dois grupos a folha permaneceu e em dois grupos a superfície interna do corpo foi glazeada após a remoção da folha. Após a confecção, as medidas das amostras foram verificadas utilizando um micrômetro e em seguida submetidas ao ensaio de fratura diametral utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (modelo TT - BM, Mass) com velocidade de 1 mm/minuto até a fratura das amostras. Os autores emitiram as seguintes conclusões: quando testadas diametralmente as coroas construídas com óxido de magnésio foram 50% mais resistentes à fratura que as de cerâmica convencional com corpo de alumína ou magnésio, e 45% mais resistentes à fratura que as com folha de platina. A maior resistência das coroas de magnésio glazeadas internamente se deve à teoria de que a porosidade da coroa de magnésio permite que ocorra penetração do glaze. O glaze então reage com o corpo do material para uma cristalização adicional. A diferença entre o corpo de magnésio e alumina parece ser a porosidade do material e a habilidade do magnésio absorver o glaze artificial.

McLEAN[30], em 1988, realizou um estudo sobre o emprego das cerâmicas na prática clínica. Apresentou a composição dos novos materiais, relatando um breve histórico do desenvolvimento, e método de confecção de coroas com porcelanas alumínicas e fundíveis. A seguir, aborda as propriedades destes materiais, onde justifica a durabilidade limitada das cerâmicas em função da fadiga estática, que é uma reação química onde o vapor da água reage com defeitos superficiais das coroas de cerâmica, enfraquecendo e permitindo o aparecimento de fendas espontâneas, o que explica a fratura de restaurações durante esforços fisiológicos. Ao avaliar os novos sistemas de cerâmica, cita que os principais fatores para coroas de

porcelana, são estética e resistência. No entanto, estas propriedades são conflitantes, pois para obter resistência a porcelana deve ser unida ao metal ou quando empregada pura é necessário adicionar altas proporções de material cristalino, o que a torna mais opaca. Já na região posterior, onde ocorrem as maiores tensões, as coroas de cerâmica pura necessitam de um preparo dental que é biologicamente inaceitável. Além disso, as coroas metalocerâmicas apresentam o dobro da resistência das porcelanas alumínicas, sendo portanto, o material restaurador de escolha para os molares.

ZUCCO et al.[53], em 1988, avaliaram a dureza superficial das resinas compostas protegidas com glaze. Para isto, confeccionaram dois corpos-de-prova para cada tipo de resina composta quimicamente ativada: Concise, Miradapt, Simulate e Tinesse, os quais foram divididos em 2 grupos, um experimental, cuja superfície recebeu aplicação do glaze, e um controle (sem glaze). Após a confecção, a superfície dos corpos-de-porva foram submetidas ao ensaio de dureza Knoop. Os autores observaram que o grupo controle (sem glaze) apresentou maiores valores de dureza Knoop (Concise 145,2 e Finesse 61,0). O mesmo comportamento, porém, com menores valores (Concise 139,1 e Finesse 41,4) foi observado quando utilizaram o glaze. Os autores enfatizam que o melhor polimento superficial é obtido quando a resina composta polimeriza em contato com a tira de poliéster e que a diferença na dureza das resinas compostas parece estar relacionada com o tipo e volume de carga.

Em 1989, **GREENER & DUKE**[13] estudaram as propriedades físicas de duas resinas utilizadas em "veneers" que polimerizam utilizando fontes de luz diferentes. A resina Dentacolor polimeriza utilizando luz azul (por 90 segundos). O sistema Visio-gem utiliza fonte de luz Alpha contendo luz

Xenon 1500 W com comprimento de onda de 406 nm (por 5 segundos); a polimerização final da resina é realizada com luz Beta (por 15 minutos). Um espectrofotômetro (FTIR) foi utilizado para determinar o grau de conversão das amostras (25 mm de diâmetro e 0,025mm a 0,075mm de espessura) dos dois sistemas. As porcentagens de carga foram verificadas aquecendo as resinas em platina a 1000 °C e depois pesando os resíduos. A profundidade de polimerização foi verificada em amostras com 4 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento, as quais foram polimerizadas na parte superior. Após a polimerização, a parte da resina não polimerizada foi removida com lâmina de bisturi. Foi verificada a dureza superficial Knoop das amostras após 7 dias a 37 °C e 100% de umidade relativa. A resistência à compressão e a tração diametral foram verificadas numa máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0,1 pol./min. As expansões térmica e úmida foram observadas utilizando o Dilatômetro Theta. Estes dois materiais apresentaram propriedades típicas de resina de micropartículas para restaurações diretas. Entretanto, a resistência à compressão, tração diametral e a profundidade de polimerização foi maior com o sistema Visio-gem B; e a expansão térmica, porcentagem de carga, grau de conversão, dureza Knoop, foram maiores no sistema Dentacolor.

Em 1989, **JONES et al.**[22] compararam algumas propriedades físicas de resinas utilizadas para coroas veneer . As resinas estudadas foram Visio- Gem e Dentacolor (polimerizadas por luz e microparticulada), Isosit-N (polimerizada por calor e pressão, e microparticulada) e Biolon (polimerizada por calor e pressão e resina poli metil-metacrilato). Os autores confeccionaram corpos-de-prova e os submeteram aos ensaios de: resistência a compressão, módulo de elasticidade, resistência à tração diametral, dureza Knoop (5 identações por corpo-de-prova, 24 h e 1 semana após sua confecção), desgaste por

escovação (20.800 ciclos de escovação com pasta abrasiva de dentifrício e água, 1:1; calculou-se o desgaste pela perda de volume e M.E.V.), desgaste oclusal (pinos de hidroxiapatitas sintéticas fizeram 25.000 ciclos sobre os corpos-de-prova, com carga de 3 Kg ; a abrasão foi calculada pela perda de volume e M.E.V.) , estabilidade de cor, radiopacidade e quantidade de carga. Os autores observaram que os valores de dureza das resinas Visio Gem e Dentacolor foram semelhantes e superiores à Isosit-N e Biolon; o desgaste por escovação mostrou que o Biolon é menos resistente, sendo os Dentacolor e Visio Gem mais resistentes que o Isosit-N . Nenhuma resina exibiu valores superiores em todas as propriedades , entretanto as resinas de micropartículas se apresentaram mais aceitáveis do que a poli-metil-metacrilato.

KAO[24], em 1989, estudou a rugosidade superficial das resinas compostas, quando imersas em soluções químicas com padrões de solubilidade variáveis. A observação de fotomicrografias de corpos-de-prova condicionados quimicamente permitiu detectar a presença de fendas no corpo do material restaurador que, por vezes, propagavam-se pela união matriz/carga. Um outro achado, também freqüente, foi a perda de partículas inorgânicas. A extensão do dano depende do poder de penetração do solvente. Uma vez absorvido pela matriz polimérica, pode determinar a ruptura da união resina/carga, conseqüência direta da expansão prévia que é capaz de produzir. A dureza do material, nos primeiros 3 dias do experimento, também foi afetada, tendendo ao equilíbrio dentro de 18-30 dias. Dos produtos em estudo, os que apresentavam em sua composição matriz à base de dimetacrilato uretano, exibiram menor resistência ao ataque químico. O acabamento dos corpos-de-prova parece ter um efeito marcante sobre o comportamento dos compósitos. Corpos-de-prova polimerizados sob pressão,

embora apresentem superfícies mais lisas, são mais vulneráveis ao ataque químico, uma vez que aí predominava a fase orgânica do material.

Em 1991, **BURKE et al.**[3] descreveram sobre os sistemas de compósitos disponíveis para restaurações indiretas do tipo "inlay" e "onlay". Os sistemas SR-Isosit, Coltene Brilliant, Kulzer Inlay, Visio-Gem, foram classificados de acordo com o método de construção, método de polimerização e tipos de compósitos. Estes sistemas foram indicados para dentes posteriores considerando a profundidade e a largura do preparo cavitário como determinantes da indicação de uso destas técnicas. Como vantagens, estes sistemas apresentavam maior controle sobre a contração de polimerização, minimizando problemas como sensibilidade pós-operatória e selamento marginal principalmente em regiões onde havia ausência de esmalte, o que sugeria que as restaurações fossem consideradas de escolha em situações onde a cavidade se estendia abaixo da junção cemento-esmalte. A melhora das propriedades físicas do compósito também foi obtida em função da polimerização ser auxiliada pelo calor e pressão em vários sistemas, o que proporcionava maior estabilidade de cor, resistência ao desgaste, resistência à compressão, resistência transversa e dureza. Havia também a possibilidade de melhorar o contorno das restaurações determinando um correto ponto de contato. Os autores citaram como principais desvantagens destes sistemas a necessidade de duas consultas, a remoção de tecido sadio para determinar um correto preparo cavitário e a necessidade de confecção de restaurações provisórias. Os autores concluíram afirmando que o prognóstico das restaurações indiretas de resina composta era favorável.

GOLDSTEIN & LERNER[12], em 1991, estudaram o efeito da escovação com diferentes dentifrícios na rugosidade superficial de

restaurações de resina composta híbrida. Os autores confeccionaram 48 restaurações circulares (10 mm de diâmetro) da resina composta Herculite-Kerr em blocos de resina acrílica. Estes conjuntos permaneceram em água a 37 ºC por uma semana após suas confecções. Depois deste período, os blocos foram levados à máquina de ensaio de desgaste por escovação e foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação simulando 2 anos de escovação, com escova dental Pycopay Softex e diferentes dentifrícios (Colgate, Crest, Vivadent, Supersmile, Shane, Sensodyne, Rembrandt e Topol), sendo utilizados seis corpos-de-provas para cada dentifrício. A avaliação da rugosidade superficial foi feita utilizando o aparelho perfilômetro Mitotoyo Surftest-4, em uma leitura transversa de 1,5 mm, 6 leituras foram feitas em cada corpo-de-prova. Os autores observaram que as resinas compostas apresentaram boa resistência ao desgaste e que o dentifrício menos abrasivo foi o Colgate e o mais abrasivo o Topol, mas a escovação com dentifrício causou deterioração superficial em todas as amostras.

McLEAN[31], em 1991, fez um relato sobre a ciência e a arte das cerâmicas dentais. As cerâmicas eram um grupo de materiais que apresentavam resistência à corrosão, abrasão e ácidos fortes, propriedades já observadas no século 18. Hoje, as novas cerâmicas estão sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, esses materiais ainda têm limitações, como baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter superfície livre de porosidade e fendas, podendo falhar em função das limitações de suas propriedades e dos esforços complexos a que são submetidas no meio oral. Além disso, as cerâmicas são mais duras que o esmalte dental e podem causar desgaste excessivo durante a mastigação, entretanto, são frágeis quando comparadas com as ligas de ouro. A alta resistência à fratura do metal não dependia da superfície como da cerâmica.

Diversas pesquisas foram realizadas sobre a integridade da superfície e mostraram que a resistência e longividade das restaurações eram dependentes da superfície da cerâmica. Uma cerâmica com alta resistência, porém com defeitos na superfície podia ter seu desempenho prejudicado em relação as cerâmicas livres de defeitos.

A rugosidade superficial de porcelanas glazeadas, desgastadas e polidas foi estudada por **PATTERSON et al.**[37] em 1991. Os autores confeccionaram 114 corpos-de-prova com a porcelana Vita VMK, os quais receberam os seguintes tratamentos . 1) controle (sem tratamento); 2) repolimento sobre o glaze com material do estojo Chamaleon ; 3) desgaste com brocas diamantadas KG com Banda vermelha ; 4) desgaste com brocas diamantadas KG com banda vermelha e repolimento utilizado estojo Chamaleon. A rugosidade superficial (Ra) de cada corpo-de-prova foi verificada com auxílio do perfilômetro Talysurf 5P 120 e microscopia eletrônica de varredura . A superfície menos rugosa foi a dos componentes do grupo 1; nos outros grupos, o glaze foi removido, expondo a microporosidade da porcelana. O grupo mais rugoso foi o 3. O estojo para repolimento promoveu maior lisura na superfície já desgastada, mas a superfície mais lisa foi a glazeada.

Em 1991, **SEGHI, ROSENSTIEL e BAUER**[44] estudaram *in vitro* a abrasão provocada no esmalte dental por diferentes porcelanas e a correlação desta abrasão com a dureza do material. Os autores prepararam corpos-de-prova em forma de disco das porcelanas Dicor, Dicor Shading Porcelain, Glass Slide, Vita VMK 68 e Opetc H.S.P. e submeteram ao polimento. Posteriormente, os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de desgaste, onde permaneciam durante 4 h, em contato com esmalte dental em

meio aquoso. A máquina fazia com que o esmalte deslizasse sobre a porcelana exercendo carga de 0,65 N em movimentos circulares. A dureza Knoop foi verificada na superfície não abrasionada de cada amostra. Os pedaços de dente eram medidos antes e depois dos testes. Os autores encontraram pouca correlação entre a taxa de desgaste do esmalte produzido pela cerâmica e os valores de dureza desta, sugerindo então a existência de relação mais complexa . O esmalte sofreu maior desgaste com a porcelana Optec HSP, seguido pela VITA UMK 68, Glass Slide, Dicor Shading Porcelain e Dicor, e as porcelanas mais duras em ordem decrescente foram Glass Slide, Dicor Shading Porcelain, Vita UMK 68 e Optec HSP e Dicor.

ANUSAVICE[1], em 1992, estudou a degradação da cerâmica odontológica, ocorrida devido a força mecânica e ataques químicos, o que resulta em maior tendência de abrasão do dente natural antagonista, aumento de retenção da placa dental e liberação de alguns elementos. A durabilidade de 1 peça protética de cerâmica é excelente, mas alguns fatores podem prejudicar isto, como excessiva exposição ao flúor acidulado, amônio bifluorídrico e ácido hidrofluorídrico . O autor sugere que a influência da ação química sobre a rugosidade superficial e consequentemente sobre o efeito desta no desgaste das restaurações cerâmicas e dentes antagonista devem ser pesquisadas de maneira padronizada.

HONDRUM[16], em 1992, fez uma extensa revisão das vantagens e desvantagens do emprego das restaurações de cerâmica, dando especial atenção às propriedades de resistência e aos fatores relacionados com esta propriedade. O autor relatou que a maior desvantagem das cerâmicas dentárias era a susceptibilidade à fratura durante a colocação, mastigação, ou por ocorrência de trauma. A susceptibilidade destes materiais estava

relacionada com vários fatores, como degradação da união sílica-oxigênio, indução de falhas durante a confecção, limitada capacidade de distribuir esforços localizados, baixa resistência à deformação e diferença no coeficiente de expansão térmica em relação as ligas metálicas. Relatou, ainda, que o mecanismo mais comum de falha das cerâmicas dentais está relacionado com a variação das cargas oclusais, ocasionando fadiga do material, e ainda, que a umidade do meio oral podia ocasionar redução na sua resistência entre 20 a 30%.

PROBSTER[41], em 1992, estudou a resistência à compressão das cerâmicas In Ceram, IPS- Empress Paint-on e Empress Layring Technique. Um troquel metálico de cobalto-cromo com ombro com 1 mm de largura, simulando um incisivo central superior foi utilizado como padrão. Foram obtidas impressões dos troquéis metálicos usando o Provil (Bayer) e posteriormente esses moldes foram preenchidos com gesso Vel-Mix tipo IV. Para as coroas In Ceram foi aplicada uma camada do espaçador (Vita) sobre o modelo de gesso e obteve-se um molde com silicona por adição (Addisil-Siladent-Technik, Germany), o qual foi preenchido com revestimento In Ceram. O processo de confecção dos corpos-de-prova In Ceram, IPS-Empress Paint-on e Empress Layring Technique foi realizado de acordo com as recomendações dos fabricantes. O sistema IPS-Empress paint-on foi confeccionado usando uma placa de silicone encerada previamente adaptada no modelo de gesso e preenchido com cera fundida. As dimensões dos casquetes de cera foram controladas com paquímetro digital. Em seguida, os padrões de cera foram incluídos com revestimento aglutinado por fosfato. A cera foi eliminada num forno a 850°C e a cerâmica foi injetada no molde de revestimento, dentro do forno sob pressão. Após o resfriamento, as coroas foram removidas do revestimento, ajustadas no modelo de gesso e aplicadas duas camadas de

opaco e uma camada do glaze. Para a técnica Empress Layring Technique, as coroas foram aquecidas e prensadas como no processo anterior. As coroas foram ajustadas com as dimensões de 0,6 mm na parte labial e 0,7 mm na palatina com auxílio de uma broca cilíndrica de diamante. Os "copings" foram preenchidos com uma camada de cerâmica Empress para criar uma forma final adequada, de maneira similar às coroas In Ceram. As coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88, Germany) e Vita VMK 68 (Vita) foram usadas como grupo controle. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zindo (Harvard Cement, Germany). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa máquina de ensaio de universal Instron (Modelo 1554, Germany) equipada com ponta esférica de aço com 5 mm de diâmetro posicionada no centro do corpo-de-prova, com velocidade de 0,5 mm/minuto. O autor concluiu que: a resistência média de fratura da cerâmica In Ceram foi de 964 N; a Empress com a técnica paint-on apresentou resistência média de 814 N e a IPS Empress 750 N; as metalocerâmicas tiveram fratura média de 1494 N; e as coroas totais de ambos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente. Segundo Kolber & Ludwig e Sonnenburg et al., a força máxima de mordida entre os dentes antagonistas pode variar entre 245 a 540 N.

WASSEL, McCABE e WALSS[51], em 1992, avaliaram a deformação sub-superficial de resinas compostas associada com o teste de dureza, pois para os autores a dureza de um material é a resistência que o mesmo oferece à deformação local. Os autores confeccionaram amostras das resinas Occlusin, Brilliant Dentin, Heliomolar, Isosit, Silux Plus e P-50, as quais foram seccionadas, e cada segmento tinha uma identação Vickers ou Barcol.

Estes segmentos foram submetidos a tratamento com prata antes da verificação da dureza e após esta foram levados ao microscópio para examinar a deformação sub-superficial das resinas. A resina Isosit apresentou uma zona de deformação plástica menor. Os autores notaram que a superfície deste material pôde ser facilmente riscada, e esta baixa dureza superficial foi provavelmente devido a inibição de polimerização, pois quando a amostra estava sendo preparada, a matriz de poliéster se soltou e houve a exposição da resina ao oxigênio dissolvido na água.

Em 1992, **MANDARINO et al.**[29] estudaram através de testes de microdureza Vickers, a capacidade de polimerização de resinas compostas fotopolimerizáveis nas tonalidades de cor claras e escuras. Para isto, os autores confeccionaram corpos-de-prova cilíndricos com (5 mm de diâmetro por 10 mm de altura) das resinas (Durafill e Heliosit) e (Herculite), nas tonalidades de cor clara e escura. Estes corpos-de-prova foram polimerizados nos tempos de 20, 40 e 60 segundos utilizando 3 aparelhos de diferentes marcas comerciais. Os corpos-de-prova foram, então, seccionados no sentido do longo eixo e as medidas de dureza foram feitas na porção interna. Os autores verificaram que os materiais com tonalidades de cor clara apresentaram maiores valores de dureza que os de cores escuras, exceto no primeiro milímetro perto da superfície polimerizada, onde não houve diferença significativa entre as duas tonalidades de cor, obtendo-se os melhores níveis de polimerização.

Em 1992, **FERRACANE & CONDON**[10] compararam a resistência à fratura, flexural, dureza e grau de conversão de 4 resinas compostas experimentais, Heliomolar e Herculite com diferentes tratamentos após polimerização. Após a confecção e polimerização por luz dos corpos-de-prova,

estes foram divididos em 4 grupos, e cada grupo recebeu um dos seguintes tratamentos: normal, permaneceu em água a 37 °C por 24 horas; aquecimento por 10 minutos para posterior polimerização, permanecendo em água a 37 °C por 24 horas; aquecimento por 3 horas para completar a polimerização, permanecendo em água a 37 °C por 24 horas; aquecimento posterior, permaneceu em água a 37 °C por 7 dias antes de ser submetido a aquecimento em água a 120 °C em forno escuro por 3 horas, permanecendo em água a 37 °C por mais 24 horas. Os autores observaram que os tratamentos de aquecimento a 120 °C de curta ou longa duração produziram aumento significante no grau de polimerização e propriedades mecânicas das resinas, que podem ser utilizadas para confecção de "inlays". O tratamento de aquecimento por 10 minutos ofereceu resultados semelhantes ao de 3 horas, assim como o tratamento de aquecimento posterior. Uma melhora nas propriedades, assim como, uma possível melhora na adesão matriz/carga das resinas de micropartículas também foram observadas. Isso provavelmente ocorreu devido ao aumento no grau de polimerização das resinas.

A rugosidade superficial da porcelana foi estudada em 1992 por **PATTERSON et al.**[38] , verificando a eficácia dos sistemas para repolimento da porcelana. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em grupos que receberam os seguintes tratamentos superficiais: a) glaze ;b) glaze mais polimento utilizando estojo para acabamento, c) acabamento com broca diamantada com tarja vermelha (30 μm); d) acabamento com broca diamantada com tarja amarela (15μm); e) acabamento igual ao "c" mais repolimento com estojo para acabamento; f) acabamento igual ao "d" mais repolimento com o kit. Após os tratamentos dos corpos-de-prova, os autores verificaram a rugosidade superficial utilizando um perfilômetro Talysurf 5 P-120 e microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram que os

corpos-de-prova menos rugosos foram aqueles que receberam os tratamentos "a" e "b" , seguido "f ", "d", "e ", e o mais rugoso foi o que recebeu o tratamento "c".

Em 1992, **SAAD et al.**[42] estudaram a rugosidade superficial de 5 marcas comerciais de resina composta (Adaptic, Herculite, Estic-Microfill, Silux e P-30), submetida a ação de jato de bicarbonato de sódio por 30 e 60 segundos, pois a rugosidade superficial é um fator inerente às resinas compostas, devido à natureza heterogênea de seus componentes. Após a confecção, os corpos-de-prova com forma circular foram submetidos a 4 leituras da rugosidade superficial. Os corpos-de-prova foram submetidos à ação do jato de bicarbonato de sódio por 30 ou 60 segundos, e a rugosidade superficial de cada corpo-de-prova foi novamente verificada. A rugosidade superficial das resinas é um fator inerente ao próprio material devido à natureza e capacidade de desgaste. Os autores observaram que a aplicação do jato de bicarbonato de sódio alterava as superfícies das resinas compostas, tornando-as mais rugosas e que os materiais estudados apresentavam diferentes níveis de rugosidade. O Herculite apresentou superfície menos rugosa e o Adaptic a mais rugosa, ficando os materiais P-30 , Silux e Estic-Microfill numa posição intermediária.

DELLA BONA[7], em 1993, relatou que as cerâmicas odontológicas geralmente falham devido a evolução dos defeitos microscópicos de superfície, que se formam durante todo o processo de confecção da restauração ou mesmo resultantes do impacto mastigatório. As fraturas dos vidros e das cerâmicas eram iniciadas, geralmente, por tensões de tração, que se propagam, preferencialmente, a partir dos defeitos da superfície.

Em 1993, **HULTERTRÖM & BERGMAN**[18] verificaram a rugosidade superficial da cerâmica odontológica Vita Mark I após polimento com diferentes sistemas, em 13 grupos de três corpos-de-prova cada um, pois muitas vezes é necessário fazer ajustes oclusais em restaurações de porcelana, onde é extremamente difícil obter um bom polimento superficial. Todos os corpos-de-prova foram desgastados com brocas diamantadas de 40μm , seguido de 15μm , simulando o ajuste oclusal, e cada grupo recebeu 1 dos seguintes polimentos : 1) pasta de pedra pomes mais pasta de "Flúor of Chalk" (2 x 180s); 2) kit Shofu para polimento de porcelana (3 x 120s) ; 3) Disco Sof-Lex (4x120s) ;Shofu Brownie, Greenie Supergreenie (3x120s); 5) Kit Shofu para polimento de porcelana (3x60s) ; 6) Disco Sof-lex (4 x 60s) ; 7) Shofu Brownie, Greenie, Supergreenie (3 x 60s) ; 8) kit Shofu para polimento de porcelana (3 x 30s) ; 9) discos Sof-lex (4 x 30s) ; 10) Shofu , Brownie, Greenie, Supergreenie (3x30s); 11) Identoflex Blueline , pasta de diamante contendo FELT WHEEL usado sem água (60, 60, 60 + 60s) ; 12) Identoflex Blueline pasta de diamante contendo FELT WHEEL usado com água (60,60,60+60s); 3) Cerapol Plus (60,60,60s). Os corpos-de-prova dos grupos 2 a 10 ainda foram submetidos ao polimento com pasta e diamante Shofu Ultra II e a rugosidade foi novamente verificada. Os autores observaram que os discos Sof-lex produziram o melhor polimento quando não foi usada pasta para polimento, seguido do estojo Shofu para polimento de porcelana e Sistema Brownie . Os sistemas Blueline e Cerapol foram os menos efetivos, podendo até aumentar a rugosidade da porcelana. Os autores ainda relatam que o polimento da superfícies de restaurações de porcelana após o ajuste oclusal é essencial para limitar o acúmulo de placa e pigmentos, e reduzir a irritação mecânica do tecido mole adjacente, além de minimizar a abrasão e o desgaste do dente antagonista.

A rugosidade superficial das resinas compostas após diferentes técnicas de polimento foi estudada por **PEDROSA et al.**[39], em 1993. Os autores relatam que o material restaurador deve ter a maior lisura superficial possível, pois assim minimiza a quantidade de placa retida sobre a restauração, agride menos o tecido gengival pelo contato com superfície polida e melhora as propriedades estéticas. Os autores confeccionaram corpos-de-prova em forma de disco (10 mm de diâmetro por 2,2 mm de espessura) da resina de micropartículas (Durafill). Após a polimerização, os corpos-de-prova foram divididos em três grupos: grupo 1, ponta de silicona da Vivadent cinza e verde; grupo 2, ponta de silicone Viking-KG Sorensen cinza e verde; grupo 3, disco Sof-lex 3M de granulações média, fina e super-fina. Depois destes tratamentos, a rugosidade superficial foi verificada com rugosímetro e calculou-se o Ra. Os autores observaram que os discos Sof-lex produziram melhores resultados em termos de rugosidade, seguidos das pontas de silicone Viking-KG Sorensen e pelas pontas de silicone Vivadent.

CHUNG[4], em 1994, avaliou a rugosidade superficial e estabilidade de cor de resinas compostas em função do acabamento e polimento. Quarenta corpos-de-prova em forma de disco com (10 mm de diâmetro por 2 mm de espessura) de cada resina composta Prisma APH, P-5-, Herculite XR, Heliomolar foram confeccionados. Dez corpos-de-prova de cada material não receberam acabamento e o polimento foi efetuado em contato com a tira de poliéster. Os outros corpos-de-prova de cada resina receberam acabamento e polimento dos sistemas Enhance (L.D.Caulk CO.) ou Premier (ESPE) ou Sof-Lex (3M). Com o auxílio de um rugosímetro foi verificada a rugosidade superficial de cada corpo-de-prova e um medidor de cor foi utilizado para determinar a diferença de cor antes e após o acabamento e polimento. Os autores notaram que a tira de celulose conferia maior lisura

superficial às resinas quando comparadas com resinas polidas. A resina microparticulada (Heliomolar) apresentou menor rugosidade em relação ao sistema híbrido (Prisma APH, P-50 e Herculite XR), os autores explicam que quando a resina com carga de dureza marcadamente superior à da matriz for submetida a abrasão, a fase da matriz sofre maior desgaste deixando as partículas expostas e em alto relevo, aumentando a rugosidade. Foi observado que as resinas apresentaram coloração mais clara após os procedimentos de polimento.

Em 1994, **SCURRIA & POWERS**[43] compararam quantitativamente a rugosidade produzida por cinco diferentes técnicas de acabamento e polimento das porcelanas feldspáticas Cerâmco II e Dicor MGC, usando um perfilômetro. Foram confeccionados vinte e cinco corpos-de-prova em forma de disco para cada porcelana, divididos em 13 grupos. Diferentes técnicas de polimento foram aplicadas nos corpos-de-prova utilizando pontas diamantadas de 60 μm, 45 μm, 25 μm e 10 μm, gel diamantado para polimento de 4 μm e 1 μm; brocas de carbide 30- Fluted, pontas carbide de silicona com granulações 48, 28 e 6; e, ponta com óxido de Al de 100 μm e 0,3 μm. Para verificar a rugosidade superficial , os autores utilizaram um perfilômetro Talysurf-10 e Microscopia eletrônica de varredura. Os autores notaram que a porcelana feldspática Ceramco II apresentou-se mais rugosa que a Dicor MGC. O tratamento que ofereceu maior lisura superficial foi a ponta diamantada, sendo que a maior rugosidade foi proporcionada utilizando pontas diamantadas, broca carbide e gel diamantado.

SHINKAI et al.[45], em 1994, estudaram como a ciclagem térmica e a complementação da polimerização através do calor afetavam a resistência ao desgaste de resinas compostas. Os autores selecionaram 4 tipos diferentes

de resina composta para dentes posteriores que poderiam ser utilizadas para confecção de inlays: P-50, Charisma, Heliomolar RO e Herculite. Para realização dos testes, os autores fixaram molares humanos em resina acrílica, nivelaram as faces oclusais destes, deixando-as planas e prepararam cavidades cilíndricas (4 mm de diâmetro por 3 mm de profundidade) nas mesmas faces. Estes dentes foram moldados com Reprosil e o molde foi vazado com gesso Vel-Mix. Sobre o modelo de gesso foram confeccionadas "inlays" com as resinas estudadas. Um grupo de corpos-de-prova foi polimerizado com luz e com calor (5 minutos a 125 ºC). As restaurações inlays foram fixadas nos dentes e metade das amostras de cada grupo foi submetida a ciclagem térmica. Todos os corpos-de-prova foram levados à máquina de desgaste, completando 100.000 ciclos para verificação do desgaste. Posteriormente, os corpos-de-prova foram moldados com Reprosil, o molde vazados com resina epóxica, e o modelo levado ao microscópido eletrônico de varredura e um perfilômetro foi utilizado para verificar a topografia da superfície. Os autores observaram que a resistência ao desgaste das resinas Charisma e Herculite foi maior quando houve complementação da polimerização com calor, o que não ocorreu com a Heliomolar e P-50. A combinação do calor após polimerização e ciclagem térmica beneficiou apenas as resinas Herculite e Charisma.

Segundo **VAN NOORT**[49], em 1994, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas eram muito similares aos da estrutura dentária, com isso, ocorria o favorecimento do prognóstico clínico das restaurações. A condutibilidade térmica em cal/cm/seg/ºK da sílica era de aproximadamente 0,003, enquanto que da dentina e do esmalte de 0,0015 e 0,0022. A prata apresentava 0,98 e a água 0,0014. Com relação ao coeficiente de expansão térmica (CET), a cerâmica apresentava um valor em ppm/ºC ou

10^{-6} /ºC e a cerâmica à base de Mg 14,5 , enquanto o esmalte apresenta um valor de 12 e a dentina 14. As restaurações de ionômero de vidro 8, resina composta 20-25, selante oclusal 80 e amálgama de prata aproximadamente 25. Apesar da alta resistência à compressão (350-550 MPa), as cerâmicas apresentavam baixa resistência às tensões de tração (21-40 MPa) e eram desprovidas de qualquer resistência à fratura.

WASSEL, McCABE e WALLS[52], em 1994, estudaram uma nova metodologia para teste de desgaste friccionando dois corpos e compararam a resistência ao desgaste de 4 resinas compostas: Brilliant Dentin, Oclusin (duas resinas híbridas), Heliomolar e Isosit (duas resinas microparticuladas) e um amálgama (Dispersalloy). Após a confecção, os corpos-de-prova (9 mm de diâmetro e 2 mm de altura), foram polidos, armazenados em água por uma semana e colocados em posição em uma máquina de ensaio universal Instron para realização do ensaio de desgaste. Uma esfera de Esteatite Abrasiva foi acoplada na máquina de modo a esfregar-se ao corpo-de-prova por 10.000 ciclos. Depois foi verificado o desgaste ocorrido no material. Os autores observaram que o material que sofreu maior desgaste foi o Brilliant Dentin, seguido pelo Oclusin, Heliomolar, Isosit e Dispersalloy. Apesar das resinas de micropartículas apresentarem menor dureza, elas são mais resistentes ao desgaste e este ocorre de maneira uniforme em sua superfície, pois a matriz e a carga apresentam taxas semelhantes de resistência ao desgaste. A taxa de desgaste contra o abrasivo Esteatite foi suavemente maior que contra o esmalte, mas os dois são razoavelmente correlacionados, portanto, os achados sugeriam que a esteatite pode substituir o esmalte neste tipo de teste.

A abrasão ocasionada por 21 dentifrícios durante a escovação foi avaliada em 1995 por **CONSANI et al.[5]** Para a realização do ensaio de

abrasão, foram utilizadas 21 marcas comerciais de dentifrícios fluoretados encontrados no comércio, escovas dentais Prevent 30 (Anakol), anti-placa, de cerdas extramacias de pontas arredondadas dispostas em 3 fileiras de 10 tufos, contendo 40 cerdas médias em cada tufo, correspondendo a uma área de 192 mm^2 ,e placas retangulares de plexiglas (47 x 20 x 2 mm). A ponta ativa da escova foi seccionada do cabo com disco de carburundo e fixada no dispositivo porta-escova da máquina de escovação com cola de secagem rápida (Super Bonder – Loctite), permitindo que o longo eixo ficasse perpendicular ao do corpo-de-prova. As placas de plexiglas foram colocadas na máquina de escovação e as cabeças das escovas dentais posicionadas de maneira que suas cerdas tocassem o acrílico. Um volume de 4, 6 ml (6 g) de dentifrício foi misturado com 6 ml (6 g) de água destilada e vertido sobre o acrílico, o qual foi submetido a movimentos lineares de escovação, em velocidade de 250 movimentos por minuto, totalizando 30.000 ciclos por corpo-de-prova, num período de 2 horas. O percurso de escovação sobre o corpo-de-prova foi de 43 mm, sob carga estática axial de 200 g colocada sobre o suporte do dispositivo porta-escova. Após completado o ciclo de escovação, os corpos-de-prova eram removidos, lavados em água corrente e armazenados em temperatura ambiente até o final dos ensaios. Os corpos-de-prova foram submetidos à leitura de rugosidade superficial produzida pela escovação, num aparelho Perth-O-meter, sendo 3 leituras para cada amostra (21 amostras controle e 126 amostras experimentais), totalizando 441 leituras. Os autores concluíram que os dentifrícios estudados apresentaram diferentes índices médios de abrasão quando associados a escovação linear de corpos-de-prova de acrílico (Plexiglas), o poder de abrasividade do agente parece estar mais ligado à forma do que ao tipo e tamanho das partículas, e o dentifrício menos abrasivo foi o Prevent (Anakol) e o mais abrasivo o Signal G (Gessy-Lever),

sendo que a escova Prevent 30 (Anakol) não produziu abrasão superficial nos corpos-de-prova, que pudesse ser considerada relevante.

O desgaste do esmalte dental produzido por alguns materiais restauradores (amálgama, resina composta convencional, resina composta microparticulada, ouro, porcelana com e sem glaze) foi estudado por **JAGGER e HARRISON**[19], em 1995. Os autores prepararam corpos-de-prova e seccionaram dentes humanos para utilizar no teste, fragmentos da região de esmalte do terço vestibular. Os corpos-de-prova e os pedaços de dente foram levados a uma máquina de desgaste que simula o ciclo mastigatório. O desgaste produzido no esmalte por cada material e o produzido em cada material pelo esmalte foi mensurado utilizando um micrômetro de bancada e um perfilômetro de superfície. Os autores observaram que o material que produziu maior desgaste no esmalte foi a porcelana (com ou sem glaze). O ouro e a resina composta convencional produziram pouco desgaste e o amálgama e a resina composta microparticulada não desgastaram o esmalte, pois a porcelana apresenta valores de dureza superiores, enquanto a carga das resinas compostas é inferior ou igual à dureza da hidroxiapatita. O material mais resistente ao desgaste quando em contato mastigatório com esmalte foi o ouro, seguido da resina composta microparticulada, resina composta convencional, porcelana (com e sem glaze) e amálgama. Os autores ainda alertaram que deve-se tomar cuidado com a escolha dos materiais restauradores que entrarão em contato com o esmalte.

Em 1995, **SOUSA et al.**[47] estudaram o efeito da aplicação tópica de flúor sobre a rugosidade superficial das resinas compostas. Corpos-de-prova em forma de disco (8,5 mm de diâmetro x 1,5 mm de espessura) foram confeccionadas com as resinas Concise (partículas inorgânicas de silício,

matriz orgânica quimicamente polimerizável sistema BIS-GMA + TEGDMA) e Herculite (carga de bário, silício e alumínio, matriz orgânica sistema BIS-GMA + TEGMA com polimerização ativada por luz). Alguns corpos-de-prova receberam polimento com discos Sof-lex e outros não, constituindo grupo controle. Os corpos-de-prova foram divididos em grupos e submetidos aos seguintes tratamentos: imersão por 4 minutos em flúor fosfato acidulado (1,23%), imersão por 4 minutos em flúor fosfato acidulado gel (1,23%) e imersão por 4 minutos em flúor fosfato neutro. A rugosidade superficial das amostras foi verificada antes e após o tratamento com flúor. Os autores relataram que os procedimentos de acabamento e polimento usados em resina composta aumentam sua rugosidade superficial pelo desgaste da matriz orgânica e exposição de partículas inorgânicas. Todas as soluções fluoretadas aumentaram a rugosidade superficial das duas resinas. No grupo sem polimento a maior rugosidade foi obtida com o Concise exposto ao flúor gel (1,23%), e no grupo com polimento, o flúor em gel (1,23%) produziu maior alteração na Herculite XR, e o flúor neutro (0,2%) no Concise.

A rugosidade superficial de três porcelanas Opalescent foi verificada antes e após polimento por **WARD et al.**[50] , em 1995. Os autores submeteram corpos-de-prova ao desgaste com brocas diamantadas e diversos tratamentos de polimento. A rugosidade superficial foi verificada após a confecção dos corpos-de-prova (auto-glazeamento), após tratamento de polimento e após reglazeamento, com auxílio de um perfilômetro. Algumas técnicas de polimento proporcionaram maior lisura superficial que o glaze. A superficie mais lisa foi conseguida com o uso de uma broca carbide 30- fluted, seguida da pasta diamantada.

DELLA BONA[8], em 1996, faz uma breve revisão da literatura à respeito de alguns aspectos que envolviam a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas, incluindo a evolução histórica, composição, propriedades mecânicas e físicas, novas tecnologias e as últimas técnicas restauradoras que usam cerâmicas. Para o autor, a estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e durável, biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa eram algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas, além disso, apresentavam condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próxima da estrutura do dente.

Em 1996, **ERDRICH**[9] descreveu um produto desenvolvido pela companhia Heraeus Kulzer, denominado Artglass, baseado na combinação de um novo material de carga originário de vidros cerâmicos em uma matriz obtida pela fusão de vidros orgânicos, sendo denominado um polímero de vidro. De acordo com o fabricante o material apresentava uma extensa variedade de aplicações, podendo ser indicado para confecção de "inlays", "onlays", coroas de jaqueta, laminados e como cobertura estética em restaurações metálicas convencionais. Tais aplicações eram possíveis pelas características de alto grau de polimento do material, dureza e resistência equivalente aos dentes naturais, o que tornava o material capaz de absorver as forças mastigatórias, resultando em um excelente prognóstico de desempenho fisiológico. O alto grau de polimento era possível, em função das partículas apresentarem um tamanho máximo de 2 μm tendendo a forma esférica. A dureza superficial do polímero estava em 380 ± 20 MPa de dureza Vickers, sendo inferior a dureza do esmalte e porcelana, porém superior à dureza do ouro e compósitos. Em relação ao desgaste o Artglass exibia uma abrasão entre 40 e 70 μm após um período equivalente a 5 anos de simulação

da mastigação. Este sistema apresentava escala de cores de acordo com o sistema Vita, necessitando de espessuras entre 0,5 e 1,5 mm de material para reprodução ideal das cores. Entretanto as propriedades ideais do Artglass só eram obtidas após uma completa e adequada polimerização com uma unidade fotopolimerizadora UniXS, composta por uma luz estroboscópica com a distribuição do espectro entre 450 e 500 nm, sendo este um fator de crucial importância para resultados satisfatórios de polimerização. Dessa forma, Artglass formava uma nova categoria de materiais que combina os benefícios da porcelana e dos compósitos superando as desvantagens inerentes destes materiais.

PHILLIPS[40], em 1996, relatou que as cerâmicas apresentavam propriedades estéticas satisfatórias, assim como baixa condutibilidade térmica (próxima da estrutura do dente), baixa difusibilidade térmica e baixa condutibilidade elétrica. As falhas que ocorriam normalmente nas cerâmicas eram em função das ranhuras presentes nas superfícies do material. Estas falhas comportavam-se como valas profundas, cujas extremidades eram tão estreitas quanto os espaços entre os átomos do material. Um fenômeno conhecido como concentração de tensões, e que ocorria nas extremidades dessas valas provocava o acúmulo localizado de tensões, fazendo com que aquela tensão teórica que o material deveria apresentar fosse atingida quando o material era carregado com valores muito baixos de tensões médias. Quando a resistência teórica do material era superada na extremidade da vala, as uniões entre os átomos naquele ponto eram quebradas. Assim, as fendas se propagavam através do material, a concentração de tensões era mantida na extremidade da fenda, até que ela se movia através da totalidade do material. Este fenômeno de concentração de tensões explicava como os materiais podiam falhar quando solicitados por tensões muito abaixo daquelas que

correspondiam a sua resistência esperada. O comportamento frágil da cerâmica e sua baixa resistência à tração, comparados com aqueles previstos era devido a união entre os átomos e podiam ser entendidos ao considerar-se a concentração de tensões ao redor da superfície daquelas falhas. Como as cerâmicas tendiam a não apresentar, como os metais, um mecanismo de escoar sem fraturar-se, as frinchas podiam propagar-se no corpo da cerâmicas mesmo que a média de indução de tensões fosse de baixa magnitude. Como resultado, as cerâmicas e os vidros tinham uma resistência à tração que era muito mais baixa que sua resistência à compressão quando submetidos à esforços no meio bucal. As cerâmicas vêm sofrendo uma evolução muito grande ultimamente, como as coroas metalocerâmicas, "coping" confeccionados com folha de platina, coroa de cerâmica de vidro, cerâmica reforçada com leucite, cerâmica de vidro injetada no molde (confeccionada utilizando a técnica da cera perdida), sistema CAD-CAM, cerâmica veneers, inlays, onlays, dentes de cerâmica e as cerâmicas altamente resistente não apresentando contração no casquete (a cerâmica alumínica é infiltrada com vidro após a primeira queima), as restaurações metalocerâmicas (Reinaissance - utilizando folhas finas de ouro para confecção da parte metálica). A In Ceram é um exemplo de cerâmica infiltrada com vidro. A cerâmica alumínica era infiltrada com vidro a 1120°C, por 4 horas, para eliminar porosidade e fortalecer a estrutura. O processo de sinterização inicial do corpo da alumina produzia uma diminuição mínima do volume, porque o tempo e a temperatura eram suficientes somente para promover união entre as partículas nas áreas pequenas. A adaptação final era muito boa, porque ocorria pouca contração. A resistência flexural do material era de aproximadamente 450 MPa comparado com a resistência da Dicor, Optec HSP e IPS Empress 100 a 150 MPa. Antes da In Ceram ser introduzida, a cerâmica alumínica não tinha sido usada com sucesso para produzir próteses parciais,

por causa da baixa resistência flexural e alta concentração de sinterização. As vantagens do material infiltrado com o vidro era a alta resistência flexural e o excelente ajuste. As desvantagens incluiam a opacidade do "coping", inadequada para o ataque ácido convencional e necessitava de equipamento especial. Os procedimentos para produzir uma cerâmica In Ceram eram: após o preparo do dente, moldagem, preencher com gesso, aplicar o espaçador, moldar o modelo de gesso e preencher com revestimento (apropriado), aplicar a pasta de óxido de alumínio (Al_2O_3) no troquel de revestimento. Levar ao forno adequado e manter, por 6 horas a 120° C para secar o Al_2O_3 e em seguida, elevar a temperatura até 1120° C e manter por mais 4 horas. Posteriormente, aplicava-se o vidro e novamente levava ao forno inicialmente a 200° C por 30 minutos e após a 1100° C por 4 horas, para permitir a infiltração do vidro. Após a queima removia-se o excesso do vidro com uma broca de diamante. Aplicava-se o óxido de alumínio 35-50 μm e levava ao forno, por 10 minutos a 900° C. Em seguida, construia-se o corpo com dentina e esmalte usando a cerâmica Vitadur Alpha utilizando a temperatura de 960°C, por 2 minutos a vácuo. Ajustava-se a anatômia e a oclusão, acabamento e polimento e aplicava-se o glaze natural levando ao forno por 1,5 minutos a 940° C. Recentemente, outro tipo de cerâmica (Ceram Spinell - $MgAl_2O_4$) foi introduzido com a finalidade de substituir a In Ceram, proporcionando melhor translucência e estética em situações clínicas, apesar de possuir uma menor resistência flexural.

TOUATI[48], em 1996, publicou uma revisão sobre os sistemas restauradores estéticos indiretos para dentes anteriores e posteriores, considerando a evolução histórica destes tratamentos, a indicação e o desempenho clínico dos materiais disponíveis. De acordo com o autor, os materiais cerâmicos apresentavam excelente resultado estético, sendo este o

material de escolha por vantagens como a estabilidade de cor, biocompatibilidade, e capacidade de ser condicionado através do uso do ácido fluorídrico. No entanto, estes materiais apesar da evolução de composição e melhora das propriedades mecânicas, apresentavam desvantagens como: fragilidade, preparo cavitário rigoroso e a necessidade de condições ideais de oclusão. Além disso, este material não era resiliente, sujeitando os dentes naturais a desgaste excessivo ou ao aparecimento de lesões de abfração e erosão. Em função disso, a técnica indireta de restauração com compósito surgiu na década de 80 na Suíça e França. Esta técnica apresentava vantagens como a facilidade de fabricação a baixo custo, contração do material reduzida, melhora dos contatos proximais e a baixa abrasividade dos compósitos microparticulados. A primeira geração destes sistemas foi as resinas compostas microparticuladas (Dentacolor, Kulzer; Isosit N, Ivoclair; Visiogem, Espe), sendo que, a resistência flexural destas resinas era limitada, variando de 60 a 80 MPa. Isto determinou uma inadequada resistência às forças oclusais, ocasionando fraturas de margens e cúspides, desgaste oclusal e ainda a ocorrência de alteração de cor. Esta primeira geração, apresentou alguma melhora nas propriedades através da introdução do calor e pressão como coadjuvantes na polimerização (Concept, Ivoclair; Inlay Lab, Kulzer) o que reduziu as taxas de falha e aumentou a aceitação. Na década de 90, surgiu a segunda geração de compósitos com significantes melhorias nas propriedades mecânicas. Uma modificação na composição do material, através do acréscimo de partículas minerais (vidros cerâmicos), promoveu um aumento significativo na proporção de carga inorgânica. Com isso, a resistência flexural aumentou para valores entre 120 e 160 MPa (Artglass, Kulzer; Conquest, Generic Pentron; Targis, Ivoclair; Z-100 MP, 3M; Belle Glass HP, Belle de St. Claire). Desta forma, estes sistemas chamados de "polímeros de vidro" ou "polyglass" apresentam alto conteúdo de carga inorgânica em peso e volume,

propriedades físicas semelhantes às cerâmicas reforçadas, resiliência e alta resistência de união ao metal. Outros sistemas como Vita-Zeta (Vident), Solidex (Shofu), Herculite Lab (Kerr) e Tetric Lab (Ivoclair), não foram incluídos nessa categoria de materiais, em função da composição e por apresentarem baixa resistência flexural. O autor concluiu que os "polímeros de vidro" são materiais com características promissoras, necessitando de avaliações, quanto ao seu comportamento, para que possam se constituir em uma alternativa efetiva para restaurações estéticas.

Em 1997, **LEINFELDER**[25] descreveu o desenvolvimento dos polímeros restauradores com o objetivo de superar as limitações dos compósitos de uso direto em dentes posteriores e das próprias porcelanas odontológicas. Este artigo, relatava que muitos estudos clínicos têm demonstrado uma melhora significativa no desempenho clínico de restaurações indiretas em dentes posteriores. Entretanto, o processo indireto de confecção da restauração por si só, não melhorava a resistência ao desgaste dos compósitos, tendo sido relatado que o aumento das propriedades físico-mecânicas podia ser obtido com o aumento do grau de polimerização, através da luz e calor. Novos polímeros restauradores têm sido desenvolvidos, apresentando características de alta resistência ao desgaste, estética, adaptação marginal e possibilidade de fabricação das restaurações sem a necessidade de procedimentos laboratoriais complexos. O Artglass (Heraeus, Kulzer) identificado pelo fabricante como um polímero de vidro, foi introduzido no mercado em 1995 e tem recebido uma grande aceitação por parte dos clínicos, sendo comumente usado em restauração de "inlay", "onlay" e coroas totais associadas ou não a estruturas metálicas . Através de testes com sistemas de análise computadorizada têm sido observado que o Charisma (Heraeus, Kulzer), apresentava taxas de desgaste anuais entre 5 e 6

micrômetros. Estes estudos laboratoriais têm sido confirmados por trabalhos clínicos em andamento. Esta substancial melhora nas propriedades físico mecânicas podem ser atribuídas, em parte, a incorporação de monômeros multifuncionais e a distribuição das partículas de carga (silicato de bário), enquanto que as resinas convencionais contêm somente moléculas bifuncionais. A formulação do Artglass é mais complexa, incorporando moléculas com quatro ou seis grupos funcionais, tal estrutura propicia a criação de um número maior de ligações cruzadas, com um melhor controle da posição dessas ligações na rede de polimerização. A carga inorgânica do Artglass é essencialmente um vidro de bário com tamanho médio de partícula de 0,7 micrômetros e uma quantidade moderada de sílica coloidal. O Artglass é polimerizado em uma unidade especial usando uma lâmpada de Xenon (Uni XS, Heraeus,Kulzer) que alterna períodos de emissão de luz com longos períodos sem irradiação. Este fato é proposital, em função do fabricante acreditar que dessa forma haverá uma polimerização com baixa indução de tensões, o que permitirá uma polimerização do material. O autor conclui afirmando que, apesar destes materiais terem pouco tempo de avaliação clínica eles representam um passo importante na busca de alternativas para restaurações de porcelana.

ONO[36], em 1997, avaliou a rugosidade superficial dos compósitos Herculite XRV, Z-100 e Tetric, acabados e polidos, sob a ação dentifrício-escova dental. Foram confeccionados 56 amostras de cada material (8 mm de diâmetro por 2 mm de espessura) com preenchimento incremental da matriz e exposição individual de 60 segundos, com fotopolimerizador Visilux 2 (3M). As amostras foram removidas da matriz e armazenadas em estufa a 37°C e unidade relativa de 100%, por 24 horas. Para cada tipo de compósito, 8 amostras não receberam acabamento e polimento e as 48 amostras restantes

foram divididas em grupos e submetidas aos procedimentos de acabamento e polimento realizados por 2 minutos, respectivamente com aparelho de alta velocidade de rotação, refrigerados com água/ar, com movimentos lineares em uma única direção, e contra ângulo em baixa velocidade de rotação à seco. Quatro amostras de cada material sem acabamento e polimento foram submetidos à ação abrasiva de escova dental (controle), utilizando água destilada. As outras 4 amostras restantes foram submetidas ao ensaio de abrasão com solução aquosa de dentifrício. As 48 amostras com acabamento e polimento também submetidas ao ensaio de abrasão, onde 24 amostras foram escovadas com água (controle) e 24 foram submetidas à escovação, com solução aquosa de dentifrício. Foi utilizada máquina de escovação Equilabor, com capacidade para 8 amostras. Foram utilizadas escovas dentais Oral-B 30, associadas ao dentifrício Kolynos Super Branco. As amostras foram submetidas à movimentos lineares de escovação, com velocidade de 250 movimentos por minuto, durante 2 horas, totalizando 30.000 ciclos por amostra, desenvolvidos sob ação de uma carga axial de 200 g. As superfícies das amostras foram avaliadas antes e após cada procedimento e a leitura considerada foi a média aritmética entre os picos e vales (Ra), percorrida pelo perfilômetro (Prazis-Rug-3-Argentina), num trecho de 4,8 mm. Foram realizadas 4 leituras em cada superfície. Cada leitura foi obtida com a agulha do perfilômetro passando pelo centro geométrico da amostra, totalizando 2496 leituras no experimento completo. A rugosidade resultante da tira de poliéster, tira + água e tira + dentifrício não mostrou diferença estatisticamente significativa para a resina Z 100. A maior média de rugosidade superficial foi obtida na técnica pontas diamantadas F, FF + abrasivos de silicone Viking (cinza e verde) e gel + dentifrício, em todos os compósitos estudados. Observou-se também que, a restauração sem polimento mecânico suporta a

ação da escovação com dentifrício, e na restauração polida mecanicamente, a escovação com dentifrício produziu resultados mais críticos.

LIMA et al.[28], em 1998, realizou estudo "in vitro" verificando a influência dos tipos de cerdas de seis marcas comerciais de escovas dentais com cerdas de consistência diferentes, associadas com dentifrício Kolynos Super Branco, sobre os níveis de abrasão produzidos em amostras de acrílico. As marcas comerciais utilizadas foram: Doctor, Johnson's, Kolynos, Oral-B, Prevent e Tek. foi utilizado neste experimento uma máquina de escovação de fabricação nacional, onde as escovas foram adaptadas no recipiente de escovação da máquina contendo solução de dentifrício (4,6 ml de pasta x 6 ml de água), com equipamento operando sob carga axial estática de 200 g juntamente com os corpo-de-prova de acrílico. Após o ciclo de escovação foram feitas leituras de rugosidade superficial com um aparelho rugosímetro (Prazis Rug-03). Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de 5% de significância. Verificou-se que o tipo de cerda usada nas escovas dentais não interferiu na abrasão, que ficou dependente somente do abrasivo contido no dentifrício.

5 – PROPOSIÇÃO

5 - PROPOSIÇÃO

Os trabalhos relacionados na Revisão Bibliográfica mostram que a abrasão produzida pela escovação pode comprometer a beleza e a qualidade mecânica dos materiais restauradores estéticos.

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da escovação mecânica sobre a dureza Knoop e rugosidade de superfície, dos materiais restauradores estéticos conhecidos comercialmente como: SR – Isosit, Artglass e Porcelana Duceram, submetidos ou não ao polimento antes e após a escovação com dentifrício Sorriso (Kolynos do Brasil).

6 – MATERIAIS E MÉTODO

6 – MATERIAIS E MÉTODO

6.1 - MATERIAIS

Utilizamos neste estudo os seguintes materiais, conforme Tabela 1.

Tabela 1 – Nome comercial, fabricante e código dos materiais odontológicos utilizados no estudo.

NOME COMERCIAL	FABRICANTE	CÓDIGO
SR-Isosit inlay/onlay	Ivoclar, VIVADENT, Shaan – Liechtenstein	SRI
Porcelana Duceram	Degussa, Dental Gesellschaft – Germany	DUC
Artglass	Heraeus Kulzer Wehrheim – Germany	ART

O SR Isosit (SRI) é uma resina composta microparticulada, polimerizada sob pressão e calor. Apresenta em sua composição 23% de dimetacrilato de uretano e dimetacrilato alifático[52], 20% de agente radiopaco, 55% de ácido silícico altamente disperso e aproximadamente 2% de catalizadores, estabilizadores e pigmentos (em peso). Já, o Artglass (ART) é identificado pelo fabricante como polímero de vidro não convencional, fotopolimerizável pela ação da luz estroboscópica (Xenon) da unidade fotopolimerizadora UniXS, e é composto por 30% de éster metacrílico multifuncional (em peso), 70% de dióxido de silício e silicato de vidro de Bário

Alumínio silanizado (em peso, tamanho médio das partículas 1 μm) e foto-iniciadores. Além deles, foi utilizada uma porcelana de baixa fusão Duceram, que apresenta composição convencional, sílica na forma de quartzo, modificadores do vidro e feldspato.

6.2 - MÉTODO

6.2.1 - Obtenção dos corpos-de-prova

Foram confeccionados 8 corpos-de-prova para cada tipo de material, à temperatura ambiente de 23 ± 1°C e umidade relativa de 50% ± 5. Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando uma matriz metálica rosqueável, com duas cavidades cônicas, de 2,5 mm de espessura por 7 mm de diâmetro na região de superfície e 6 mm de diâmetro na região oposta (Figura 1).

Figura 1– Matriz metálica rosqueável separada: A – base; B - parte superior; C – matriz rosqueável montada; e, D – Corpos-de-prova.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

6.2.1.1 – Preparo dos corpos-de-prova do SR – Isosit

Sobre a base da matriz metálica (Figura 1) foi colocada uma tira de poliéster. Após montada, as cavidades da matriz foram preenchidas com o material SRI, com auxílio de uma espátula metálica. Em seguida, com a finalidade de ativar a polimerização do material, a superfície do corpo-de-prova foi pincelada com o SR-Isosit Fluid. Posteriormente, a matriz preenchida foi levada ao aparelho polimerizador POLI-RESS 2400 (Guipoli), onde foi imersa em água, sob calor e pressão. A atmosfera interna do aparelho foi mantida constante por 10 minutos, quando atingiu a temperatura de 120°C e pressão de 6 bar. Decorrido esse período, o aparelho foi desligado e a matriz retirada após resfriamento. Os ensaios de dureza Knoop e rugosidade de superfície foram realizados sobre a superfície dos corpos-de-prova que ficaram em contato com a tira de poliéster, durante a polimerização.

6.2.1.2 – Preparo dos corpos-de-prova da porcelana DUCERAM

O pó da porcelana de baixa fusão foi aglutinado com o líquido fornecido pelo fabricante e condensado sob vibração no interior da matriz metálica (Figura 1), e o excesso de líquido foi removido com papel absorvente em incrementos. O corpo-de-prova foi removido da matriz e levado ao forno para porcelana EDG- modelo FV-I (São Carlos, SP – Brasil), onde foi realizado o procedimento de sinterização e resfriamento natural conforme as instruções do fabricante. Posteriormente, foi efetuado o auto-glaze. Os corpos-de-prova de porcelana foram submetidos a dois ciclos de sinterização (corpo e glaze). Para realização dos testes, foram utilizadas as faces dos corpos-de-prova que ficaram em posição superior, no interior do forno.

6.2.1.3 – Preparo dos corpos-de-prova do Artglass

O material foi inserido no interior da matriz metálica (Figura 1), com auxílio de uma espátula metálica, e sobre o material foi colocada uma tira de poliéster e uma lamínula. A seguir, o conjunto foi transportado para a plataforma do forno fotopolimerizador UniXS (Heraeus/Kulzer – Germany). Este aparelho possui duas lâmpadas Xenon estroboscópica, que emitem luz visível com potência de 4,5 Watts e comprimento de onda entre 320 e 520 nanometros. O sistema de luz Xenon estroboscópica permanece 20 milisegundos em atividade e 80 milisegundos apagada, condição que segundo o fabricante, aumenta a taxa de polimerização da resina. Os corpos-de-prova de Artglass (Figura 1) foram polimerizados por 180 segundos. Os testes foram realizados sobre a superfície dos corpos-de-prova que ficaram em contato com a tira de poliéster, durante a polimerização.

Após a confecção, todos os corpos-de-prova (SR – Isosit, Duceram e polímero de vidro - Artglass) foram armazenados à temperatura e umidade ambiente por 24 horas.

6.2.2 - ACABAMENTO E POLIMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA

Quatro corpos-de-prova de cada material receberam tratamento de acabamento e polimento, 24 horas após confecção e quatro não (controle).

O acabamento do corpo-de-prova SRI foi realizado com motor de baixa rotação (DABI ATLANTE) com pontas tronco-cônicas diamantadas finas 46 µm (KG Sorensen) e ultra-fina 30 µm (KG Sorensen) indicadas para resina composta, com mínimo de pressão manual e sob refrigeração. O polimento

destes corpos-de-prova foi realizado logo em seguida, com pontas de silicone Enhance (Dentsply), sob refrigeração.

Os corpos-de-prova DUC receberam acabamento com pontas montadas de carboneto de tungstênio, indicadas para desgaste de porcelana, utilizando motor de baixa rotação (DABI ATLANTE), com mínimo de pressão manual à seco. Em seguida, foi realizado o polimento com borrachas abrasivas Viking (KG Sorensen), de cores azul (para acabamento de porcelana) e cinza (para polimento final da porcelana).

Por outro lado, os corpos-de-prova ART receberam acabamento com pontas montadas de carboneto de tungstênio, em baixa rotação com auxílio do micromotor (DABI ATLANTE) à seco. O polimento foi efetuado com discos de silicone, utilizados para suavizar os sulcos superficiais, discos para o polimento com pasta para polimento e discos de feltro para polimento ultra-fino com pasta para polimento. Todas estas pontas pertencem ao conjunto de instrumentos de acabamento e polimento do Artglass (Haraeus/Kulzer).

Durante a realização dos procedimentos de acabamento e polimento, os corpos-de-prova foram fixados com cera pegajosa num dispositivo metálico apoiado sobre bancada[36] (Figura 2). Após cada procedimento de acabamento e polimento, os corpos-de-prova foram lavados em água corrente e secos com jatos de ar, com a finalidade de remover o material abrasionado.

Figura 2 – Dispositivo metálico utilizado para fixar o corpo-de-prova: A – corpo-de-prova; B – Dispositivo

6.2.3 - RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE INICIAL

Logo após a confecção, todos os corpos-de-prova (polidos e não polidos) foram levados individualmente ao rugosímetro (Prazis – Rug 3 – Argentina), para verificação da rugosidade de superfície. A leitura considerada foi a média aritmética entre picos e vales (Ra) percorrido pelo perfilômetro num trecho de medição calibrado para 4,8 mm.

Cada leitura foi obtida com a agulha do perfilômetro passando pelo centro geométrico da amostra em três posições referênciais diferentes, obtidas girando o corpo-de-prova[36]. Foram feitas três leituras em cada superfície, totalizando 72 leituras iniciais.

6.2.4 - DUREZA KNOOP

Após a verificação da rugosidade inicial, os corpos-de-prova foram levados individualmente ao aparelho HMV – 2000 (Shimadzu). O aparelho foi calibrado para uma carga de 50 gramas, atuando por 30 segundos. Foram realizadas três penetrações na região de superfície de cada corpo-de-prova, sem local pré-determinado. Com auxílio de um microscópio mensurador acoplado ao aparelho, as dimensões das penetrações foram medidas e a dureza Knoop determinada. O mesmo procedimento foi efetuado após a leitura da rugosidade final.

6.2.5 - ENSAIO DE ESCOVAÇÃO

Após a verificação da rugosidade superficial inicial e dureza dos corpos-de-prova, estes foram submetidos ao ensaio de escovação. Para a realização deste ensaio, foram utilizadas escovas dentais Oral-B 30, de cerdas macias com pontas arredondadas e polidas, dispostas em três fileiras de nove tufos, contendo quarenta cerdas em média em cada tufo correspondente a uma área de 192 mm^2 . A ponta ativa da escova foi seccionada do cabo com disco de carboneto de silício (Viking) e fixada no dispositivo porta-escova da máquina de escovação com cola de secagem rápida (Super-Bonder, Loctite), de modo a ficar com o longo eixo das cerdas perpendicular à superfície do corpo-de-prova.

A máquina de escovação utilizada foi de fabricação nacional (Equilabor), modificada do modelo indicado pela British Standard Institution – Especificação para cremes dentais, com capacidade para 8 corpos-de-prova (Figura 3). O sistema propulsor da máquina permite um curso linear de varredura de 43 mm, com velocidade constante de 250 ciclos por minuto,

registrada por dispositivo de 4 dígitos. Os corpos-de-prova foram posicionados em orifícios com 7 mm de diâmetro confeccionados na região central de placas de acrílico Plexiglas (Rohm & Haas Co.), medindo 47 mm de comprimento x 20 mm de largura x 2,5 mm de espessura. O conjunto foi fixado com cera pegajosa no dispositivo porta-amostras, localizado no fundo do recipiente metálico de escovação do aparelho.

Em seguida, um volume de 4,6 ml (6g) de dentifrício Sorriso (Kolynos do Brasil) foi misturado a 6 ml de água destilada (6g) e vertido nesse recipiente metálico[5,28].

Os corpos-de-prova foram submetidos a movimentos lineares de escovação, com taxa de velocidade de 250 movimentos por minuto, totalizando 30.000 ciclos por corpo-de-prova, num período de 2 horas[12]. O percurso de escovação sobre o corpo-de-prova foi de 43 mm, sob carga estática axial de 200 g colocada sobre o suporte do dispositivo porta-escova, para simular a força empregada durante os procedimentos de higiene bucal[6,35]. Completado os ciclos de escovação, os corpos-de-prova foram removidos, lavados em água corrente e avaliados quanto a dureza e rugosidade superficial final.

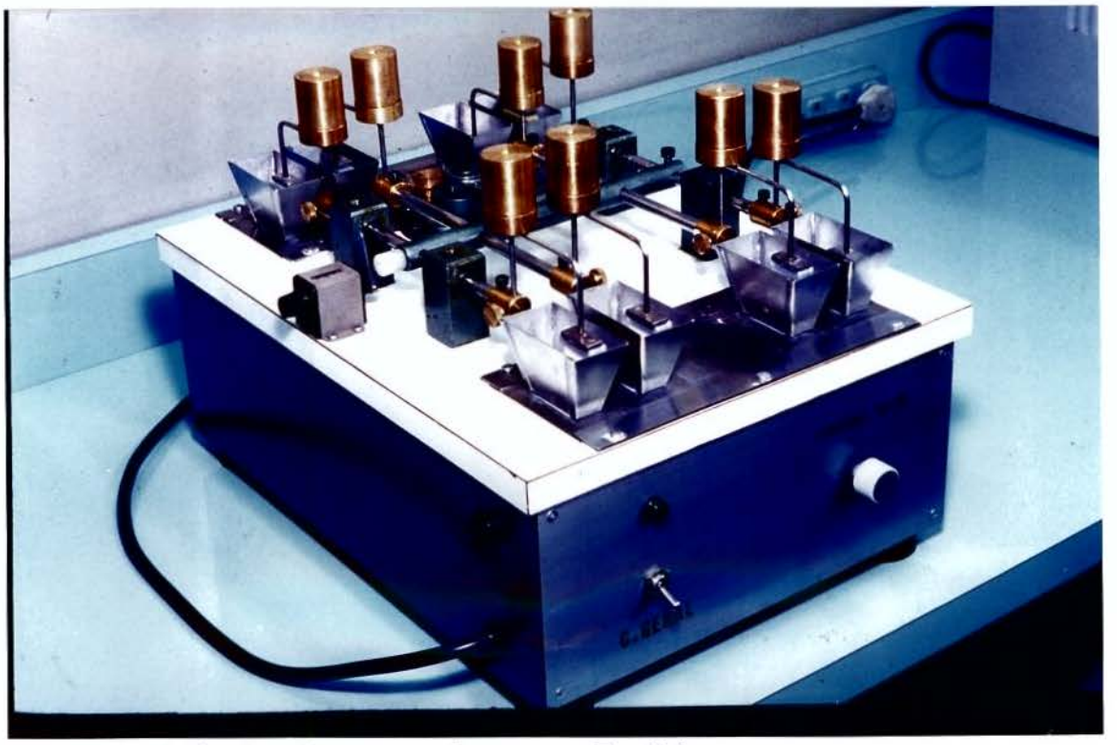


Figura 3 – Máquina de escovação, marca Equilabor.

6.2.6 - RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE FINAL

Em seguida ao ensaio de escovação, os corpos-de-prova foram submetidos à leitura final da rugosidade de superfície, de maneira semelhante ao teste de rugosidade inicial. Foram feitas três leituras em cada corpo-de-prova, totalizando 72 leituras finais.

6.2.7 - ANÁLISE DA SUPERFÍCIE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Após a realização dos ensaios, a superfície dos corpos-de-prova foram revestidos com liga de ouro-paládio sob alto vácuo (Balzers – SCD 050 sputter coater, Germany) para observação em microscopia eletrônica de varredura (Carl Zeiss DSM 940 A, Germany), com o objetivo de examinar a morfologia da região de superfície com aumento de 2500 vezes.

6.2.8 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para efeito de análise estatística, os seguintes fatores foram considerados: material (SRI, DUC, ART) e tratamento superficial (com ou sem polimento), para os testes de rugosidade e dureza (antes e após a escovação).

Os resultados de dureza e rugosidade superficial (inicial e final) foram submetidos à análise de variância e posteriormente ao teste de Tukey, ao nível de 5%.

7 – RESULTADOS

7 – RESULTADOS

7.1 - RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A média da rugosidade superficial dos materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após a escovação estão apresentados na Tabela 2 e na Figura 4. O aspecto morfológico das superfícies dos corpos-de-prova dos materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após escovação está ilustrado nas Figuras 6, 7, e 8. Quando os três materiais são comparados dentro do mesmo tratamento, os resultados médios mostram que o material SRI, sem polimento antes da escovação, apresentou o maior valor de rugosidade superficial ($p<0,05$) em relação aos ART e DUC. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre o ART e o DUC. Já o ART, sem polimento após a escovação, mostrou valores estatisticamente superiores em relação ao SRI e DUC ($p<0,05$). Não ocorreu diferença estatística entre os SRI e DUC. Já, quando as amostras sem polimento do mesmo material foram comparadas antes e após a escovação, nenhuma diferença estatística significante foi encontrada para o material SRI ($p>0,05$). Por outro lado, os materiais ART e DUC, submetidos à escovação apresentaram valores de rugosidade estatisticamente superiores ($p<0,05$) quando comparados com as mesmas amostras antes da escovação.

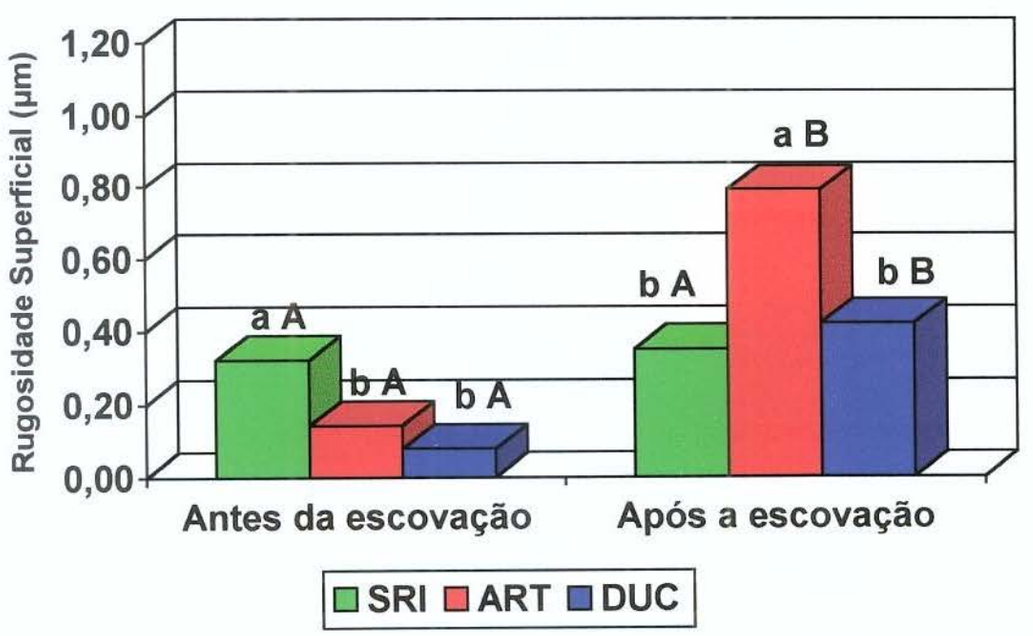
A Tabela 3 e a Figura 5 trazem os valores médios da rugosidade superficial dos materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. O aspecto morfológico das superfícies das amostras dos materiais SRI, ART e DUC com polimento, antes e após escovação, estão ilustrados nas Figuras 9, 10 e 11. De acordo com os resultados, o material DUC antes da escovação apresentou o maior valor de rugosidade superficial ($p<0,05$) em relação aos SRI e ART, ambos sem diferença estatística entre si. Após a escovação, o DUC foi estatisticamente superior ($p<0,05$) em relação ao ART.

Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os DUC e SRI, e SRI e ART. Mas, quando as amostras com polimento do mesmo material foram comparados antes e após a escovação, nenhuma diferença estatística foi encontrada para os materiais SRI e ART ($p<0,05$). Por outro lado, o material DUC apresentou maior rugosidade com diferença estatisticamente significante ($p<0,05$) antes da escovação quando comparado com as mesmas amostras após a escovação.

Tabela 2 – Resultados médios da rugosidade superficial (µm) dos materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

Materiais	Antes da escovação	Após escovação
SRI	0,323 (0,08) a, A	0,351 (0,08) b, A
ART	0,142 (0,03) b, A	0,791 (0,15) a, B
DUC	0,078 (0,04) b, A	0,421 (0,08) b, B

Médias seguidas por letras distintas, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



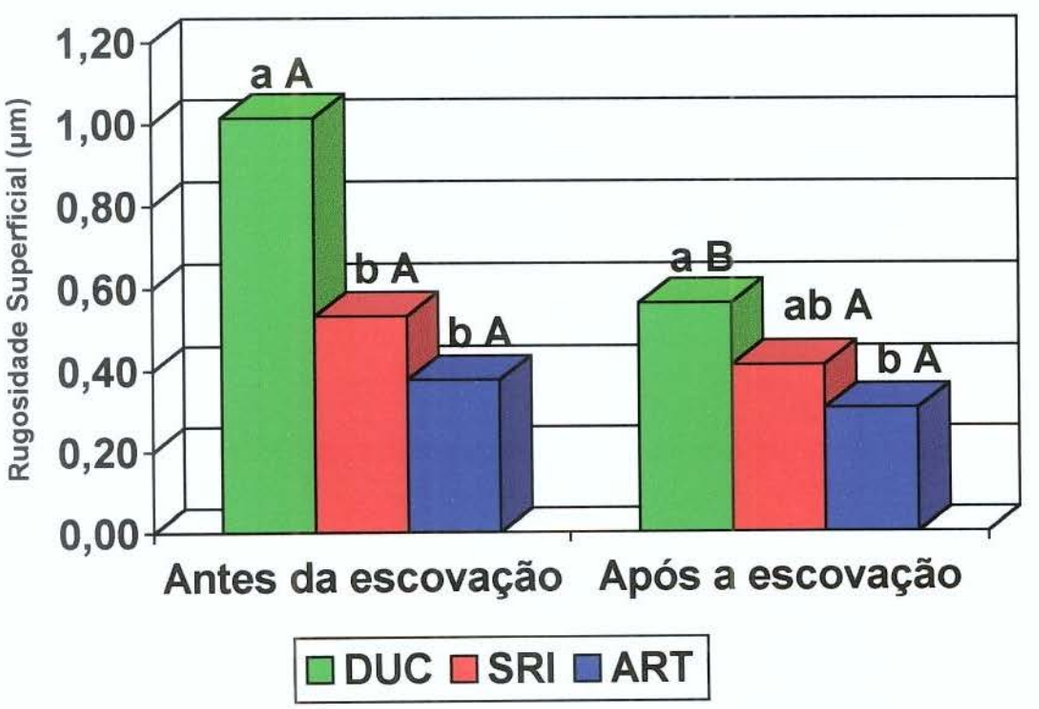
Médias seguidas por letras distintas, minúsculas dentro dos tratamentos e maiúsculas dentro de cada material diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 4 – Ilustração gráfica dos valores médios de rugosidade superficial (µm) para os materiais SRI, ART e DUC sem polimento, antes e após a escovação.

Tabela 3 – Valores médios da rugosidade superficial (µm) dos materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação. Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

Materiais	Antes da escovação	Após escovação
DUC	1,015 (0,18) a, A	0,563 (0,14) a, B
SRI	0,533 (0,12) b, A	0,412 (0,09) a b, A
ART	0,377 (0,06) b, A	0,306 (0,03) b, A

Médias seguidas por letras distintas, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



Médias seguidas por letras distintas, minúsculas dentro dos tratamentos e maiúsculas dentro de cada material diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 5 – Ilustração gráfica dos valores médios de rugosidade superficial (µm) para os materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação.

A B

Figura 6 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material SRI sem polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação (X 2500).

A B

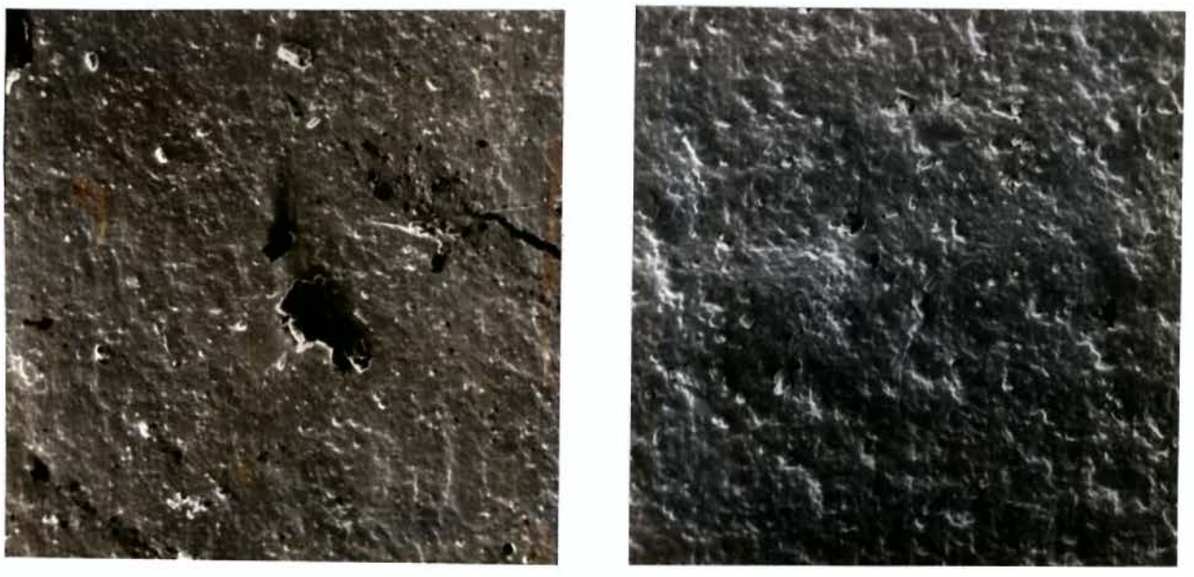
Figura 7 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material ART sem polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação (X 2500).

A B

Figura 8 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material DUC sem polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação (X 2500).

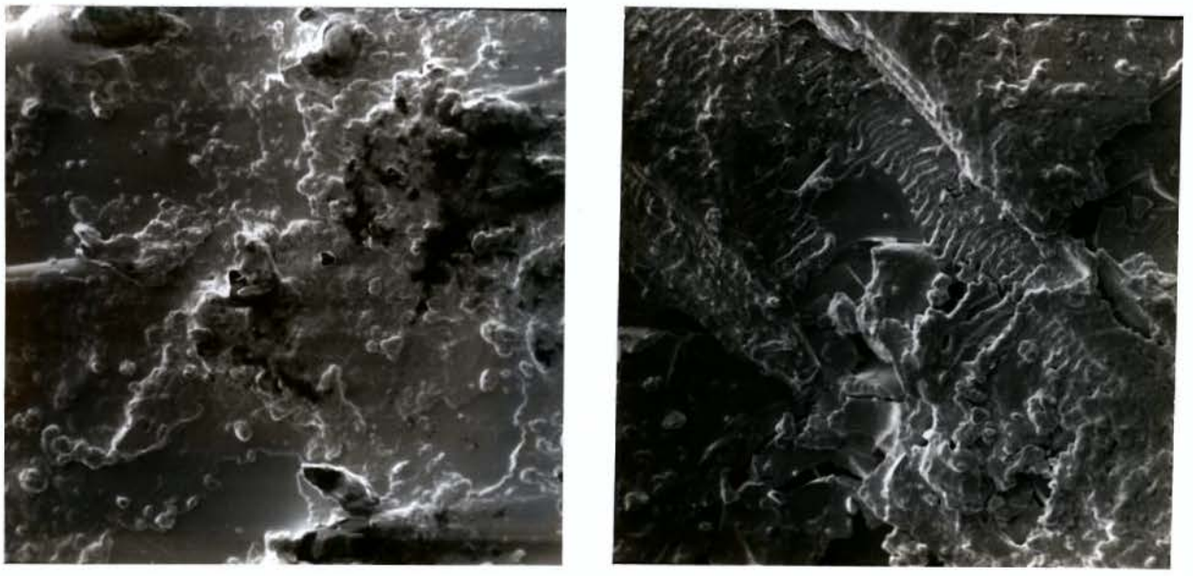
A B

Figura 9 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material SRI com polimento: A – antes da escovação, B - após a escovação(X 2500).



A B

Figura 10 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material ART com polimento: A - antes da escovação; B - após a escovação (X 2500).



A B

Figura 11 – Aspecto morfológico da superfície da amostra do material DUC com polimento: A - antes da escovação, B - após a escovação (X 2500).

7.2 – DUREZA KNOOP

Os resultados médios da dureza Knoop (KHN) apresentados na Tabela 4 e Figura 12 mostram que o material DUC com e sem polimento, antes da escovação foi estatisticamente superior ($p<0,05$) em relação aos SRI e ART. Nenhuma diferença estatística foi encontrada para os materiais SRI e ART com e sem polimento.

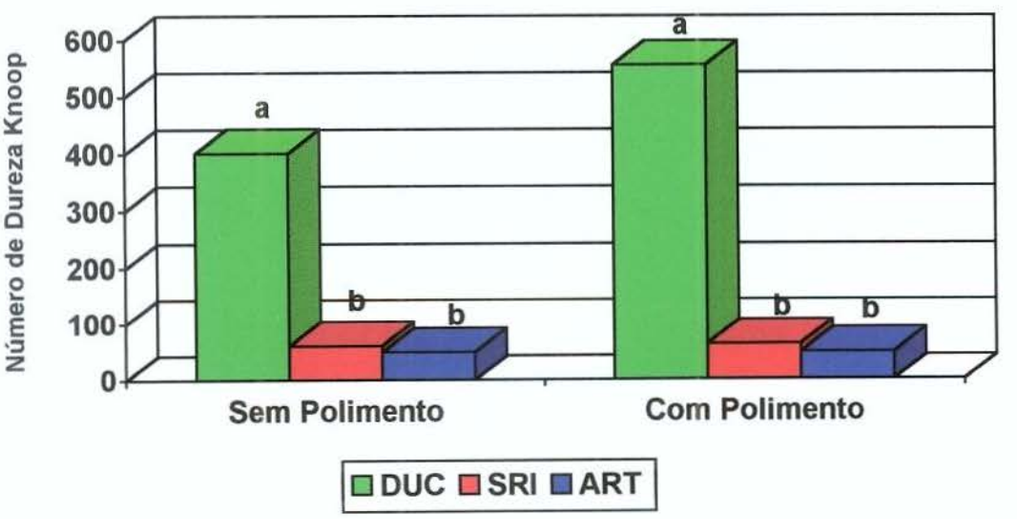
A Tabela 5 e a Figura 13 mostram os resultados médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART após a escovação. Observa-se que o material DUC sem polimento apresentou valores estatisticamente superiores em relação aos SRI e ART ($p<0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os materiais SRI e ART. Resultados semelhantes foram observados para as amostras submetidas ao polimento.

Os resultados médios de dureza Knoop (KHN) apresentados na Tabela 6 e na Figura 14 mostram que não houve diferença estatística quando os materiais DUC, SRI e ART sem polimento foram comparados, antes e após a escovação. Já a Tabela 7 e Figura 15 trazem os valores médios de dureza Knoop (KHN) para os materiais submetidos ao polimento antes e após a escovação. Observa-se que o material DUC antes da escovação apresentou valores estatisticamente superiores em relação aos obtidos após a escovação ($p<0,05$). Nenhuma diferença foi observada para os materiais SRI e ART antes e após a escovação.

Tabela 4 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com e sem polimento, antes da escovação . Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

Materiais	Sem Polimento	Com Polimento
DUC	401,17 (52,60) a	555,83 (29,7) a
SRI	61,25 (1,95) b	63,36 (10,03) b
ART	49,76 (1,88) b	48,96 (3,96) b

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



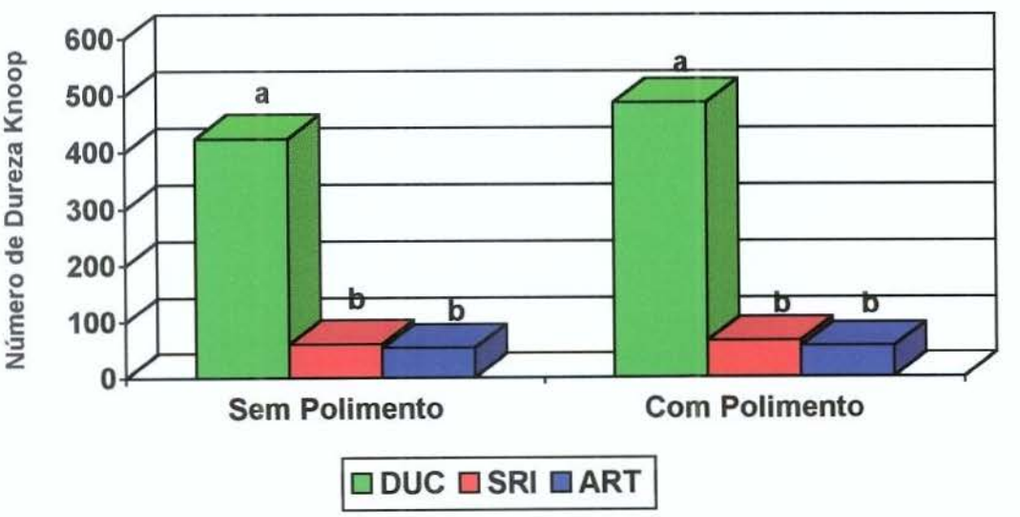
Médias seguidas por letras distintas dentro do tratamento diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 12 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com e sem polimento, antes da escovação.

Tabela 5 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com e sem polimento, após a escovação . Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

Materiais	Sem Polimento	Com Polimento
DUC	423,89 (15,89) a	486,68 (45,20) a
SRI	60,10 (4,10) b	64,69 (9,40) b
ART	52,67 (2,38) b	54,91 (0,63) b

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



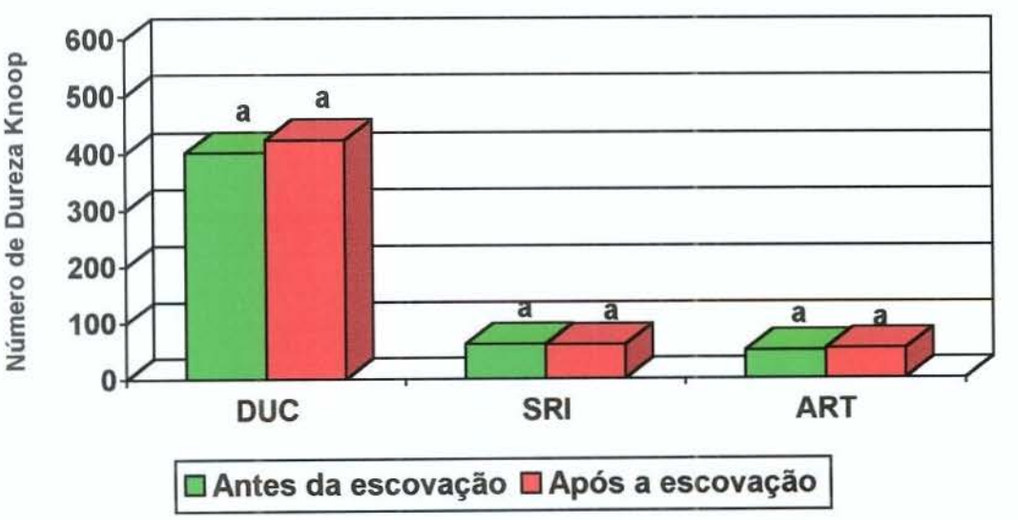
Médias seguidas por letras distintas dentro do tratamento diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 13 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com e sem polimento, após da escovação.

Tabela 6 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART sem polimento, antes e após a escovação . Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

TRATAMENTO	MATERIAIS		
	DUC	SRI	ART
ANTES DA ESCOVAÇÃO	401,17 (52) a	61,25 (2) a	49,76 (2) a
APÓS A ESCOVAÇÃO	423,89 (16) a	60,10 (4) a	52,67 (2) a

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



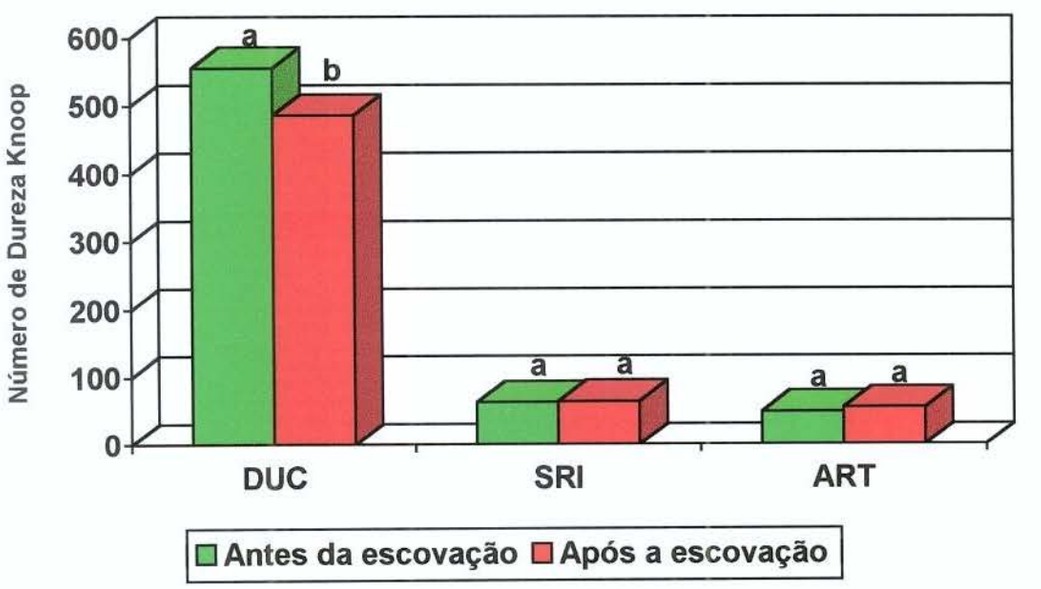
Médias seguidas por mesma letra entre tratamentos não diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 14 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART sem polimento, antes e após a escovação.

Tabela 7 – Resultados médios da dureza Knoop (KHN) para os materiais DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação . Os valores do desvio padrão são apresentados entre parênteses.

TRATAMENTO	MATERIAIS		
	DUC	SRI	ART
ANTES DA ESCOVAÇÃO	555,83 (30) a	63,36 (10) a	48,96 (4) a
APÓS A ESCOVAÇÃO	486,68 (45) b	64,69 (9) a	59,91 (0,6) a

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.



Médias seguidas por mesma letra entre tratamentos não diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Tukey.

Figura 15 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Knoop (KHN), para os materias DUC, SRI e ART com polimento, antes e após a escovação.

8 – DISCUSSÃO

8 - DISCUSSÃO

A escolha do material a ser utilizado em restaurações indiretas envolve um grande número de fatores relacionados ao material e ao dente antagonista. Algumas das grandes preocupações a respeito das propriedades destes materiais são dureza, rugosidade superficial e resistência ao desgaste. A dureza do material restaurador deve ser semelhante à do tecido dental, para que não ocorra abrasão de ambos. O material restaurador deve ter a maior lisura superficial possível, pois assim minimiza a quantidade de placa retida sobre a restauração, agride menos o tecido gengival pelo contato com superfície polida e melhora as propriedades de estética[39]. Por outro lado, o material escolhido deve também ser resistente ao desgaste ocasionado pela escovação, para que possa manter a lisura superficial.

8.1 – Rugosidade Superficial

A aplicação de abrasivos, seja através do polimento ou da escovação, numa estrutura de baixa resistência à abrasão produz superfícies com diferentes níveis de rugosidade, o que compromete o desempenho estético da restauração[11].

Os resultados da Tabela 2 e ilustração da Figura 4 mostram os valores da rugosidade superficial de cada material sem polimento, antes e após escovação. Antes da escovação, o material mais rugoso foi o SRI, com diferença estatística significativa quando comparado com os menos rugosos ART e DUC, ambos sem diferença estatística entre si. O maior índice de rugosidade apresentado pelo SRI parece confirmar a explicação de Saad et al.[42] (1992), que afirmaram que a rugosidade superficial é um fator inerente às

resinas compostas, devido à natureza heterogênea de seus componentes. Por outro lado, o menor índice numérico de rugosidade foi apresentado pelo DUC, provavelmente devido à camada de glaze, pois esta substância recobre o material para eliminar a porosidade superficial, inerente à cerâmica. Embora, com valores sem diferença estatística quando comparado ao DUC, o ART apresentou índices numéricos de rugosidade maiores que a porcelana. O ART é um material resinoso composto por polímero de vidro e a contração de polimerização pode ter produzido uma superfície de relevo mais irregular. Após escovação, o material que sofreu maior ação danosa e apresentou maior rugosidade superficial foi o ART, com diferença estatística significativa quando comparado aos DUC e SRI, ambos iguais estatisticamente. Os aspectos das superfícies dessas amostras podem ser vistos e comparados nas Figuras 6, 7 e 8. Wassel et al.[52] explicaram que o desgaste por abrasão de resinas formuladas com micropartícula é uniforme, pois matriz e carga apresentam taxas semelhantes de resistência ao desgaste. Jagger & Harrison[19] relataram que a resistência à abrasão da porcelana pelo esmalte é inferior quando comparado ao da resina composta. Jones et al.[22] verificaram que quando submetidas ao desgaste por escovação, a resina composta microparticulada polimerizada por calor e pressão (Isosit – N) apresentava-se mais resistente que a resina de poli-metilmetacrilato (Biolon) polimerizada nas mesmas condições, porém era menos resistente que as resinas compostas microparticuladas polimerizadas por luz (Visio-Gem e Dentacolor).

Os resultados da Tabela 3, ilustrados na Figura 5, mostram que entre os materiais submetidos ao polimento, o DUC foi estatisticamente mais rugoso que os ART e SRI, antes da escovação. Entretanto, após a escovação o material DUC mostrou diminuição da taxa de rugosidade, porém manteve-se ainda mais rugoso e estatisticamente diferente do ART, e semelhante ao SRI. Os aspectos das superfícies dessas amostras podem ser vistos e comparados

nas Figuras 9, 10 e 11. Segundo Heath & Wilson[14] e Kanter et al.[23], os materiais homogêneos, como amálgama, ouro e resina sem carga mostram-se mais lisos após escovação do que os heterogêneos. Por analogia, a porcelana pode ser considerada uma estrutura homogênea após a cocção, razão dos nossos resultados mostrarem diminuição da rugosidade superficial, depois da escovação (Tabela 3 e Figura 5), com resultados estatisticamente significantes, quando comparados aos obtidos antes da escovação.

Pode-se observar, no presente estudo, que a superfície mais lisa do SRI foi obtida logo após a confecção da restauração, ou seja, em contato com a tira de poliéster, sem polimento. Este resultado confirma os trabalhos anteriores, como os de Chung[4]; Ferrari et al.[11]; Sousa et al.[47]; Zucco et al.[53] e Ono[36], onde, segundo Kao[24] e Shintani et al.[46], a superfície é mais lisa porque a fase orgânica do material predomina na superfície da restauração. De acordo com Sousa et al.[47], os procedimentos de acabamento e polimento usados nas resinas compostas aumentam a rugosidade superficial pelo desgaste da matriz. O material SRI não submetido ao polimento exibiu lisura superficial semelhante quando avaliado antes e após escovação (Tabela 2 e Figura 4). Segundo Goldstein & Lerner[12] a resina composta apresenta boa resistência ao desgaste. Ferrari et al.[11] explicam que a superfície de resina com maior lisura é aquela polimerizada em contato com tira de poliéster, e que após o polimento essas superfícies apresentam solução de continuidade devido a porosidades e vazios produzidos por microbolhas de ar, condição inerente ao material que provoca aumento de irregularidades.

O material ART apresentou maior lisura quando não polido e sem escovação. Entretanto, sua rugosidade aumentou após a escovação apresentando valores com diferença estatisticamente significativa (Tabela 2 e Figura 4). A explicação para este fato pode estar contida nos dados de Chung[4], que confirma que quando a resina com carga de dureza

marcadamente superior à da matriz for submetida a abrasão, a fase da matriz sofre maior desgaste deixando as partículas expostas e em alto relevo, aumentando a rugosidade. O polimento altera a lisura superficial produzida pela tira de poliéster. Porém quando a superfície polida foi submetida à escovação, a rugosidade é diminuida devido ao desgaste e abrasão promovido pela escovação[36].

Porém, o material DUC, na condição sem polimento e não escovado, apresentou a menor rugosidade superficial, enquanto a condição com polimento e não escovado foi a que provocou maior rugosidade. Na primeira condição, o material estava recoberto com a camada de glaze, o que lhe conferiu a maior lisura, recobrindo as irregularidades inerentes às cerâmicas. Quando o polimento foi executado, houve a remoção da camada do glaze, expondo a porosidade superficial, condições que comprovam as afirmativas de Patterson et al.[37] e Hultertröm & Bergman[18]. Por outro lado, Petterson et al.[38] verificaram níveis de rugosidade superficial semelhantes quando compararam a porcelana com a superfície glazeada e polida. Os mesmos autores ainda encontraram maior rugosidade quando a porcelana foi desgastada e polida; portanto, resultados semelhantes ao do nosso estudo. Quando a porcelana sem polimento foi submetida à escovação, a rugosidade superficial aumentou, devido a remoção de parte da camada do glaze. Ainda, quando a porcelana com polimento foi submetida à escovação, sua rugosidade superficial diminuiu, provavelmente devido ao fato da ação abrasiva não ser suficientemente danosa à superfície da porcelana, mantendo-a mais polida pela eliminação ou alterações das pequenas irregularidades deixadas pelo polimento.

Hultertröm & Bergman[18] relataram que muitas vezes é necessário fazer ajustes oclusais em coroas ou "inlays" de porcelana, e quando isto ocorre, é extremamente difícil obter um bom polimento superficial. Por razões

clínicas, segundo Hultertröm & Bergman[18] e Anusavice[1], o polimento da superfície de restaurações de porcelana após ajuste oclusal é essencial para limitar o acúmulo de placa e pigmentos e reduzir a irritação mecânica do tecido mole adjacente, além de minimizar a abrasão e o desgaste do dente antagonista.

8.2 - Dureza Superficial

De acordo com Wassel et al.[51], a dureza de um material é a resistência que o mesmo oferece à deformação local. Os resultados da Tabela 4 ilustrados pela Figura 12 deixam evidente que a porcelana DUC apresentou valores de dureza superiores aos das resinas SRI e ART, quando estes materiais não foram submetidos à escovação, com ou sem polimento. A Tabela 5 e ilustração da Figura 13 mostram que a resistência dos três materiais foi a mesma, após a escovação, nas condições com e sem polimento. Jagger & Harrison[19] verificaram que o desgaste provocado pela porcelana sobre o esmalte dental era maior do que o efetuado pela resina composta, pois a porcelana apresenta valores de dureza superiores enquanto a carga das resinas compostas é inferior ou igual à dureza da hidroxiapatita. As partículas vítreas utilizadas em resina composta, como bário e zinco, apresentam valores de dureza semelhantes aos do esmalte, já as partículas mais duras, como o quartzo, causam maior desgaste ao esmalte. A porcelana com ou sem glaze apresentou a mesma abrasão e provocou semelhante taxa de desgaste do esmalte[19]. Zucco et al.[53] explicam que a dureza das resinas compostas parece estar relacionada com o tipo e volume da carga. No estudo de Wassel et al.[51], a resina Isosit, após os testes de dureza, apresentou uma superfície com

zonas de deformação plástica menor que das outras resinas polimerizadas por luz. Os autores ainda observaram que a superfície da resina Isosit podia ser facilmente riscada, e esta baixa dureza superficial foi provavelmente devido a inibição da polimerização, pela exposição da resina ao oxigênio. Esta situação não ocorreu no presente estudo, pois a tira de poliéster, presa à matriz do corpo-de-prova, não permitiu a contaminação pelo oxigênio da água.

Segundo Seghi et al.[44], existe baixa correlação entre taxa de desgaste do esmalte antagonista e os valores de dureza da porcelana e a interrelação entre ambos é mais complexa. Outra explicação para o desgaste do esmalte antagonista à porcelana é atribuída à diferença do polimento superficial deste material, onde quanto mais rugoso, maior será o desgaste do esmalte. Os materiais mais duros são mais resistentes à riscos na superfície, mantendo lisura superficial por mais tempo.

As Tabelas 6 e 7 ilustradas respectivamente nas Figuras 14 e 15, mostram que a dureza dos materiais permanece constante, ou seja, sem diferença estatística, antes e após o desgaste pela escovação, nas condições com e sem polimento, exceto para o material DUC com polimento, pois sua dureza superficial é maior antes da escovação. Isto provavelmente deve ter ocorrido pelo fato que no procedimento de escovação, partículas de feldspato da porcelana Duceram podem ter sido removidas, influindo no resultado final da dureza após a escovação dos corpos-de-prova submetidos ao polimento.

Finalizando, os materiais odontológicos recentemente lançados no mercado deveriam ser submetidos a diversos testes antes de serem utilizados no meio bucal. No presente estudo, a dureza e a rugosidade superficial produzida pela escovação do Artglass foi comparado com a porcelana Duceram e o SR-Isosit. Sugerimos que nos estudos futuros outras propriedades pudessem ser analisadas, como resistência à compressão, ao manchamento, cisalhamento, entre outras, para que pudessemos ter uma

melhor análise desses materiais antes dos mesmos serem utilizados no meio bucal.

9 – CONCLUSÃO

9 – CONCLUSÃO

A análise dos resultados permite-nos concluir que:

9.1 - RUGOSIDADE

1 – O SR-Isosit (SRI) apresentou valor médio de rugosidade estatisticamente superior em relação aos Artglass (ART) e Duceram (DUC), que não diferiram entre si, sem polimento antes da escovação; enquanto, o Artglass (ART) apresentou-se mais rugoso após a escovação, com valor médio estatisticamente superior aos SR – Isosit (SRI) e Duceram (DUC), que não diferiram entre si;

2 – O polimento proporcionou valores médios de rugosidade superficial estatisticamente superiores para o Duceram (DUC) com polimento antes e após a escovação, quando comparados aos valores do Artglass (ART), mas não houve diferença estatisticamente significante entre os valores do Duceram (DUC) e SR-Isosit (SRI), bem como deste último com o Artiglass (ART);

3 – De uma maneira geral, os valores de rugosidade foram maiores quando o polimento foi feito antes da escovação, e após a escovação nos corpos-de-prova não polidos;

9.2 - DUREZA KNOOP

1 – A porcelana Duceram (DUC) com e sem o polimento antes da escovação apresentou os maiores valores de dureza Knoop, com diferenças estatisticamente significantes em relação aos SR – Isosit (SRI) e Artglass (ART), os quais não diferiram entre si. Resultados semelhantes foram obtidos após a escovação;

2 – A porcelana Duceram (DUC) com polimento antes da escovação apresentou valores estatisticamente superiores em relação aos valores obtidos após a escovação. Nenhuma diferença estatística foi observada para os materiais SR – Isosit (SR-I) e Artglass (ART);

3 – Para as amostras que não foram submetidas ao polimento, nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os tratamentos antes e após a escovação;

10 – SUMMARY

10 - SUMMARY

The purpose of this study was to investigate the influence of mechanic brushing on Knoop hardness and surface roughness of SR-Isosit, Artglass and Duceram. Eight specimens with 7mm in diameter and 2.5mm thickness were prepared for each material and stored in a controled environment (23 ± 1 °C; 50±5 % RH). Four specimens of each material received finishing and polishing treatment and four without treatment (control). For each samples the roughness and Knoop hardness were verified, using Prazis-Rug 03 – Argentina and HMV – 2000 Shimadzu (50 g, during 30 s each tests) apparatus respectively. After the specimens were submited to 30,000 cycling in a Equilabor brushing machine, using a toothbrush (Oral-B 30) and toothpast (Kolynos). Afterwards, the Knoop hardness and roughness were verified. The results were statistically analysed using a Tukey's test. The results indicated that (1) – The roughness for SR-Isosit was significantly higher than Artglass and Duceram ($p<0.05$) before tooth brushing without polishing, while the Artglass was more roughness after toothbrushing; (2) – The roughness after polishing of each material before or after toothbrushing were significantly higher than without polishing (control) ($p<0.05$); (3) – The Knoop hardness for Duceram with and without polishing before or after toothbrushing was significantly stronger than SR-Isosit and Artglass ($p<0.05$). No difference was found between SR-Isosit and Artglass.

Keywords – Knoop hardness, surface roughness, composite, ceramic

11 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

12 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1) ANUSAVICE, K.J. Degradability of dental ceramics. **Adv. dent. Res.**, Washington, v.6, p.82-89, Sept.1992.

2) BROWN, M.H., SORENSEN, S.E. Aluminous porcelain and its role in fixed prosthodontics **J. prosth. Dent.,** St. Louis, v.42, n.5, p.507-514, Nov. 1979.

3) BURKE, F.J.T. *et al.* Current status and rationale composite inlays and onlays. **Br. Dent. J.**, London, v.170, n.6, p.269-273, Apr.1991.

4) CHUNG, K. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v.10, n.5, p.325-330, Sept. 1994.

5) CONSANI, S. *et al.* Avaliação *in vitro* da abrasão produzida por dentifrícios fluoretados comerciais. **Semina Ci. Biol. Saúde**, Londrina, v.16, n.2, p.308-312, jun.1995.

6) DE BOER, P., DUINKERKE, A.S., ARENOS, J. Influence of tooth paste pasticle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. **Caries Res.**, Basel, v.19, n.3, p.232-239, May-June 1985.

7) DELLA BONA, A. **Bond strength testing and the effectiveness of ceramic repair techniques.** Sheffield. 1993. 81p. Tese (Mestrado), Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade de Sheffield, Inglaterra.

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

8) DELLA BONA, A. Ceramicas: desenvolvimento e tecnologia **RFO UPF,** Passo Fundo, v.1, n.1, p.13-23, jan./jun. 1996.

9) ERDRICH, A.J. **A new generation of material for use in crowm and bridge applications technical product profile**. [s.l. : s. n.], 1996.

10) FERRACANE, J.L., CONDON, J.R. Post-cure heat treatments for composites properties and fractography. **Dent. Mater.**, Washington, v.8, n.5, p.290-295, Sept. 1992.

11) FERRARI, J.C.C., CONSANI, S., RUHNKE, L.A. Aspectos fotomicrográficos da rugosidade superficial de resinas compostas. **Archos. Cent. Estud. Curs. Odont.**, Belo Horizonte, v.21/22, n.1/2, p.67-73, jun./jul. 1984/1985.

12) GOLDSTEIN, G.R., LERNER, T. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. **J. Prost. Dent.**, St. Louis, v.66, n.4, p.498-500, Oct., 1991.

13) GREENER, E., DUKE, S. Physical properties of two new crown and bridge veneering resins. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.16, p.203-209, 1989.

14) HEATH, J.R., WILSON, H.J. Abrasion of restorative materials by toothpaste. **J. oral. Rehabil.**, Oxford, v.3, n.2, p.121-138, Apr. 1976.

15) HONDRUM, S.O. The strength of cemented alumina core an magnesia core crowns **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.1, n.2, p.190-195, Mar./Apr. 1988.

16) _____. A review of the strength properties of dental ceramics. **J. prosth. dent.**, St. Louis, v.67, n.6, p.859-865, June 1992.

17) HONDRUM, S.O., O'BRIEN, W.J. The strength of alumina and magnesia core crowns **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.1, n.1, p.67-72, Jan. 1988.

18) HULTERTRÖM, A.K., BERGMAN, M. Polishing system for dental ceramics. **Acta odont. Scand.**, Oslo, v.51, p.229-234., 1993.

19) JAGGER, D.C., HARRISON, A. An *in vitro* investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. **J. oral Reahabil.**, Oxford, v.22, p.275-281, 1995.

20) JONES, D.M. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics in dental ceramics. *In:* INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON CERAMICS, 1., 1983, Chicago. **Proceedings...** Chicago: Quintessence, 1983. Apud. McLEAN, J.W., HUGHES, T.H. Op. cit ref. 31.

21) JONES, D.W. Development of dental ceramics. **Dent. Clinics North Am.**, Philadelphia, v.29, n.4, p.621-645, Oct.1985.

22) JONES, R.M. *et al.* A comparison of the physical properties of four prosthetic veneering materials. **J. prost. Dent.**, St. Louis, v.61, n.1, p.38-44, Jan.1989.

23) KANTER, J., KOSKI, R.E., MARTIN, D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.47, n.5, p.505-513, May 1982.

24) KAO, E.C. Influence of food-simulation solvents on resin composites and glass-ionomer restorative cement. **Dent. Mater.**, Washington, v.5, p.201-208, May 1989.

25) LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative system. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.128, p.573-581, May 1997.

26) _____., TEIXEIRA, L.C., ISENBERG, B.P. Emprego das resinas compostas em dentes posteriores. **Revta. Ass. Paul. Cirur. Dent.**, São Paulo, v.40, n.2, mar./abr. 1986.

27) LEONE, E.F., FAIRHURST, C.W. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.18, n.2, p.155-159, Aug. 1967.

28) LIMA, F.A.P., GOES, M.F., CONSANI, S. Avaliação "in vitro" da ação abrasiva de escovas dentais. Odonto, São Paulo, v.3, n.2, p.23-27, 1998.

29) MANDARINO, F. *et al.* Efeito da tonalidade de cor sobre a profundidade de polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis. **Revta. bras. Odont.**, Rio de Janeiro, v.49, n.5, p.38-41, set./out. 1992.

30) McLEAN, J.W. Ceramics in clinical dentistry. **Br. dent. J.**, Ribeirão Preto, v.164, n.5, p.187-194, Mar.1988.

31) _____. The science and art of dental ceramics **Operative. Dent.**, Seattle, v.16, n.4, p.149-156, July/Aug. 1991.

32) _____., HUGHES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Br. Dent. J.**, London, v.119, n.6, p.251-267, Sept.1965.

33) _____., SCED, I.R. The bonded alumina crown 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. **Aust. dent. J.**, Sydney, v.21, n.2, p.119-127, Apr. 1976.

34) MORENA, R. *et al.* Fatigue of dental ceramics in a similated oral enviroment **J. dent. Res.**, Chicago, v.65, n.7, p.993-997, June 1986.

35) MURRAY, D., MC CABE, J.F., STORER, R. Abrasivity of dentine clearing pastes "in vitro" and in situ. **Br. dent. J.**, London, v.61, n.4, p.137-141, Aug. 1986.

36) ONO, R. **Estudo "in vitro" da rugosidade produzida pela escovação na superfície de resinas compostas.** Piracicaba, 1997. 153p. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas.

37) PATTERSON, C.J.W. *et al.* Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. **J. prost. Dent.**, St. Louis, v.65, n.3, p.383-388, Mar.1991.

38) _____. *et al.* Eficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after griding with fine and extra-fine diamond brirs. **J. prost. Dent.**, St. Louis, v.68, n.3, p.402-406, Sept.1992.

39) PEDROSA, S.F. *et al.* Avaliação da rugosidade da superfície da resina composta microparticulada após o polimento. **Revta. Bras. Odont.**, Rio de Janeiro, v.50, n.5, p.21-24, set./out. 1993.

40) PHILLIPS, R.W. **Skinner's science of dental materials**. 10. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996. Cap. 26.

41) PROBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crwons **Int. J. prosthod.**, Carol Stream, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct. 1992.

42) SAAD, J.R.C. *et al.* Estudo da rugosidade superficial da resina composta, submetida à ação de jato de bicarbonato de sódio. Efeito de material e tempo de aplicação. **Revta. Bras. Odont.**, Rio de Janeiro, v. 49, n.6, p.21-24, nov./dez. 1992.

43) SCURRIA, M.S., POWERS, J.M. Surface roughness of two polished ceramic materials. **J. prost. Dent.**, St. Louis, v.71, n.2, p.174-177, Feb.1994.

44) SEGUI, R.R., ROSENSTIEL, S.F., BAUER, P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics *in vitro*. **J. dent. Res.**, Washington, v.70, n.3, p.221-225, Mar.1991.

45) SHINKAI, K. *et al.* How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.125, p.1467-1472, Nov.1994.

46) SHINTANI, H. *et al.* Effects of various finishing methods on staining and accumulation of streptococcus mutans HS-6 on composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v.1, n.6, p.225-227, Dec. 1985.

47) SOUSA, E.H.A. *et al.* Effect of topical fluoride application on the surface roughness of composites. **Braz. dent. J.**, Ribeirão Preto, v.6, n.1, p.33-39, Jan. 1995.

48) TOUATI, B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: A review. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v.8, n.7, p.657-666, 1996.

49) VAN NOORT, R. **Introduction to dental materials**. London: Mosby Books, 1994. *Apud* DELLA BONNA, A. *Op. cit.* Ref. 16.

50) WARD, M.T., TATE, W.H., POWERS, J.M. Surface roughness of opalescent procelains after polishing. **Operative dent.**, Seattle, v.20, p.106-110, 1995.

51) WASSEL, R.W., MCCABE, J.F., WALLS, A.W.G. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. **Dent. Mater.**, Washington, v.8, n.4, p.218-223, July 1992.

52) _____., _____, _____. A two-body frictional wear test. **J. dent. Res.**, Washington, v.73, n.9, p.1546-1553, Sept., 1994.

53) ZUCCO, L.A., CONSANI, S., RUHNKE, L.A. Dureza superficial do glaze usado para recobrir resinas compostas. **Revta. paul. Odont.**, São Paulo, v. 2, p.12-12, 1988.

12 – APÊNDICE

12 - APÊNDICE

12.1 – RESULTADOS ORIGINAIS

Tabela 8 - Resultados Originais da rugosidade inicial antes da escovação.

MATERIAL	Valores individuais da rugosidade inicial (μm)			
	Amostras			
	1	2	3	4
	0,35	0,27	0,36	0,23
Isosit sem polimento	0,27	0,22	0,49	0,19
	0,38	0,50	0,41	0,20
	0,41	0,69	0,65	0,38
Isosit com polimento	0,46	0,74	0,55	0,49
	0,38	0,67	0,44	0,54
	0,07	0,09	0,12	0,10
Artglass sem polimento	0,08	0,23	0,24	0,09
	0,18	0,19	0,15	0,16
	0,41	0,40	0,46	0,30
Artglass com polimento	0,34	0,35	0,48	0,31
	0,38	0,34	0,44	0,31
	0,03	0,07	0,07	0,11
Porcelana sem polimento	0,03	0,12	0,04	0,12
	0,03	0,03	0,16	0,13
	1,01	0,88	1,16	1,19
Porcelana com polimento	0,90	0,76	1,15	1,11
	0,99	0,71	1,20	1,12

Tabela 9 - Resultados Originais da rugosidade final após a escovação.

MATERIAL	Valores individuais da rugosidade final (μm)			
	Amostras			
	1	2	3	4
	0,46	0,47	0,26	0,20
Isosit sem polimento	0,47	0,41	0,25	0,33
	0,39	0,36	0,31	0,16
	0,32	0,50	0,39	0,46
Isosit com polimento	0,31	0,47	0,38	0,47
	0,35	0,60	0,27	0,42
	0,82	0,71	0,66	0,94
Artglass sem polimento	0,83	0,62	0,76	1,10
	0,75	0,66	0,71	1,03
	0,29	0,34	0,26	0,28
Artglass com polimento	0,26	0,33	0,27	0,37
	0,32	0,32	0,28	0,33
	0,39	0,29	0,54	0,43
Porcelana sem polimento	0,42	0,31	0,52	0,47
	0,50	0,35	0,44	0,39
	0,43	0,55	0,55	0,76
Porcelana com polimento	0,47	0,44	0,59	0,72
	0,47	0,40	0,57	0,81

Tabela 10 - Resultados Originais de Dureza Knoop (KHN) inicial antes da escovação.

MATERIAL	Valores individuais de Dureza Knoop inicial (KHN)			
	Amostras			
	1	2	3	4
Isosit sem polimento	58,3	62,9	61,3	63,0
	63,6	59,9	60,1	60,8
	56,7	62,8	58,2	67,4
Isosit com polimento	68,5	59,1	67,8	52,2
	71,0	58,6	63,3	48,5
	85,3	67,1	67,2	51,7
Artglass sem polimento	51,7	51,0	49,9	46,0
	51,2	51,2	49,0	48,8
	52,0	50,3	48,6	47,4
Artglass com polimento	47,4	51,7	50,8	46,5
	52,1	56,1	47,7	39,7
	41,1	49,9	54,3	44,2
Porcelana sem polimento	319,0	356,0	354,0	464,0
	340,0	315,0	450,0	460,0
	371,0	453,0	470,0	462,0
Porcelana com polimento	545,0	539,0	514,0	611,0
	587,0	590,0	536,0	641,0
	539,0	490,0	539,0	539,0

Tabela 11 - Resultados Originais de Dureza Knoop (KHN) final após a escovação.

MATERIAL	Valores individuais de Dureza Knoop final (KHN)			
	Amostras			
	1	2	3	4
	59,20	59,50	59,60	61,20
Isosit sem polimento	46,40	70,40	58,60	64,20
	58,30	63,60	62,30	57,20
	47,40	76,30	67,85	67,50
Isosit com polimento	43,00	69,60	65,40	70,30
	62,70	71,00	66,85	68,35
	52,20	38,20	45,20	46,30
Artglass sem polimento	70,00	53,50	61,75	62,05
	44,20	57,30	50,75	50,50
	57,30	56,40	55,20	59,20
Artglass com polimento	53,50	54,20	57,10	53,10
	52,20	53,20	55,00	52,50
	399,0	435,0	390,0	372,0
Porcelana sem polimento	418,7	372,0	429,0	455,0
	452,0	413,0	516,0	433,0
	435,0	477,0	539,0	490,0
Porcelana com polimento	458,0	374,0	482,0	479,0
	514,0	444,0	574,0	574,0

12.1 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

RUGOSIDADE

Tabela 12 - Análise de Variância.

Causas da Variância	G.L.	S.Q.	Q.M.	Fator f	Prob.>F
Material	2	0,1410701	0,0705350	6.7858	0,00348
Tratamento	3	1,3744713	0,4581571	44,0767	0,00001
Mat x Tra	6	1,4548589	0,2424765	23,3273	0,00001
Resíduo	36	0,3742035	0,0103945		
TOTAL	47	3,3446038			

Média Geral = 0,442708
Coeficiente de Variação = 23,030 %

Tabela 13 - Teste de Tukey para médias de material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	16	0,519375	0,519375	a	A
2	1	Isosit	16	0,404688	0,404688	b	B
3	2	Artglass	16	0,404063	0,404063	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 0,08819 D.M.S. 1%= 0,11230

Tabela 14 - Teste de Tukey para médias de material dentro de sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	1	Isosit	4	0,322750	0,322750	a	A
2	2	Artglass	4	0,141750	0,141750	b	AB
3	2	Porcelana	4	0,078250	0,078250	b	B

Tabela 15 - Teste de Tukey para médias de material dentro de sem polimento após escovação do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	2	Artglass	4	0,791500	0,791500	a	A
2	3	Porcelana	4	0,421000	0,421000	b	B
3	1	Isosit	4	0,350750	0,350750	b	B

Tabela 16 - Teste de Tukey para médias de material dentro de com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	Porcelana	4	1,015000	1,015000	a	A
2	1	Isosit	4	0,533500	0,533500	b	B
3	2	Artglass	4	0,376750	0,376750	b	B

Tabela 17 - Teste de Tukey para médias de material dentro de com polimento após escovação do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	Porcelana	4	0,563250	0,563250	a	A
2	1	Isosit	4	0,411750	0,411750	ab	AB
3	2	Artglass	4	0,306250	0,306250	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 0,17638 D.M.S. 1%= 0,22460

Tabela 18 - Teste de Tukey para médias de tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	compolim	12	0,641750	0,641750	a	A
2	2	S/polesc	12	0,521083	0,521083	b	AB
3	4	C/polesc	12	0,427083	0,427083	b	B
4	1	sempolim	12	0,180917	0,180917	c	C

Tabela 19 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de isosit do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	compolim	4	0,533500	0,533500	a	A
2	4	c/polesc	4	0,411750	0,411750	ab	A
3	2	s/polesc	4	0,350750	0,350750	ab	A
4	1	sempolim	4	0,322750	0,322750	b	A

Tabela 20 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de porcelana do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	compolim	4	1,015000	1,015000	a	A
2	4	c/polesc	4	0,563250	0,563250	b	B
3	2	s/polesc	4	0,421000	0,421000	b	B
4	1	sempolim	4	0,078250	0,078250	c	C

Tabela 21 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de artglass do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5%	1%
1	3	s/polesc	4	0,791500	0,791500	a	A
2	4	compolim	4	0,376750	0,376750	b	B
3	2	c/polesc	4	0,306250	0,306250	bc	B
4	1	sempolim	4	0,141750	0,141750	c	B

DUREZA KNOOP

Tabela 22 - Análise de Variância.

Causas da variação	G. L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Material	2	1793438,2680696	896719,1340348	1742,0841	0,00001
Tratamento	1	16972,2918598	16972,2918598	32,9726	0,00002
Escova	1	467,9652662	467,9652662	0.9091	0,65121
Mat x Tra	2	30357,7514320	15178,8757160	29,4885	0,00001
Mat x Esc	2	1767,6346093	883,8173047	1,7170	0,19241
Tra x Esc	1	2482,9610794	2482,9610794	4,8237	0,03261
Mat x Tra x Esc	2	5976,5052797	2988,2526398	5,8054	0,00671
Resíduo	36	18530,6141373	514,7392816		
TOTAL	47	1869993,9917333			

Média Geral = 193,598953
Coeficiente de Variação = 11,719%

Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	16	466,890007	466,890007	a	A
2	1	Isosit	16	62,333750	62,333750	b	B
3	2	Artglass	16	51,573124	51,573124	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 19,62500 - D.M.S. 1% = 24,99068

Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de material dentro de sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	8	412,528763	412,528763	a	A
2	1	Isosit	8	60,644999	60,644999	b	B
3	2	Artglass	8	51,211248	51,211248	b	B

Tabela 25 - Teste de Tukey para médias de material dentro de com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	8	521,251251	521,251251	a	A
2	1	Isosit	8	64,022501	64,022501	b	B
3	2	Artglass	8	51,934999	51,934999	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 27,75395 - D.M.S. 1% = 35,34217

Tabela 26 - Teste de Tukey para médias de material dentro de antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	8	478,501236	478,501236	a	A
2	1	Isosit	8	62,303749	62,303749	b	B
3	2	Artglass	8	49,358749	49,358749	b	B

Tabela 27 - Teste de Tukey para médias de material dentro de após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	8	455,278778	455,278778	a	A
2	1	Isosit	8	62,363750	62,363750	b	B
3	2	Artglass	8	53,787498	53,787498	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 27,75395 - D.M.S. 1% = 35,34217

Tabela 28 - Teste de Tukey para médias de material dentro de sem polimento do fator tratamento e antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	4	401,167511	401,167511	a	A
2	1	Isosit	4	61,249996	61,249996	b	B
3	2	Artglass	4	49,757500	49,757500	b	B

Tabela 29 - Teste de Tukey para médias de material dentro de sem polimento do fator tratamento e após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	4	423,899915	423,899915	a	A
2	1	Isosit	4	60,040001	60,040001	b	B
3	2	Artglass	4	52,664997	52,664997	b	B

Tabela 30 - Teste de Tukey para médias de material dentro de com polimento do fator tratamento e antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	4	555,834961	555,834961	a	A
2	1	Isosit	4	63,357502	63,357502	b	B
3	2	Artglass	4	48,959999	48,959999	b	B

Tabela 31 - Teste de Tukey para médias de material dentro de com polimento do fator tratamento e após escovação do fator escovação

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	3	Porcelana	4	486,667542	486,667542	a	A
2	1	Isosit	4	64,687500	64,687500	b	B
3	2	Artglass	4	54,910000	54,910000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 39,25001 - D.M.S. 1% = 49,98137

Tabela 32 - Teste de Tukey para médias de tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	24	212,402917	212,402917	a	A
2	1	Sempolim	24	174,795003	174,795003	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 13,30064 - D.M.S. 1% = 17,82063

Tabela 33 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de isosit do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	8	64,022501	64,022501	a	A
2	1	Sempolim	8	60,644999	60,644999	a	A

Tabela 34 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de artglass do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	8	51,934999	51,934999	a	A
2	1	Sempolim	8	51,211248	51,211248	a	A

Tabela 35 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de porcelana do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	8	521,251251	521,251251	a	A
2	1	Sempolim	8	412,528763	412,528763	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 23,03738 - D.M.S. 1% = 30,86624

Tabela 36 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	12	222,717487	222,717487	a	A
2	1	Sempolim	12	170,725002	170,725002	b	B

Tabela 37 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	12	202,088347	202,088347	a	A
2	1	Sempolim	12	178,865004	178,865004	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 18,80994 - D.M.S. 1% = 25,20218

Tabela 38 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de isosit da fator material e antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	4	63,357502	63,357502	a	A
2	1	Sempolim	4	61,249996	61,249996	a	A

Tabela 39 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de isosit do fator material e após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	4	64,687500	64,687500	a	A
2	1	Sempolim	4	60,040001	60,040001	a	A

Tabela 40 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de artglass do fator material e antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Sempolim	4	49,757500	49,757500	a	A
2	2	Compolim	4	48,959999	48,959999	a	A

Tabela 41 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de artglass do fator material e após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	4	54,910000	54,910000	a	A
2	1	Sempolim	4	52,664997	52,664997	a	A

Tabela 42 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de porcelana do fator material e antes da escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	4	555,834961	555,834961	a	A
2	1	Sempolim	4	401,167511	401,167511	b	B

Tabela 43 - Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de porcelana do fator material e após escovação do fator escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Compolim	4	486,667542	486,667542	a	A
2	1	Sempolim	4	423,890015	423,890015	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 32,57978 - D.M.S. 1% = 43,65145

Tabela 44 - Teste de Tukey para médias de escovação.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Antesesc	24	196,721245	196,721245	a	A
2	2	Aposesco	24	190,476676	190,476676	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 13,30064 - D.M.S. 1% = 17,82063

Tabela 45 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de isosit do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	8	62,363750	62,363750	a	A
2	1	Antesesc	8	62,303749	62,303749	a	A

Tabela 46 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de artglass do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	8	53,787498	53,787498	a	A
2	1	Antesesc	8	49,358749	49,358749	a	A

Tabela 47 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de porcelana do fator material.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Antesesc	8	478,501236	478,501236	a	A
2	2	Aposesco	8	455,278778	455,278778	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 23,03738 - D.M.S. 1% = 30,86624

Tabela 48 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	12	178,865004	178,865004	a	A
2	1	Antesesco	12	170,725002	170,725002	a	A

Tabela 49 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Antesesc	12	222,717487	222,717487	a	A
2	2	Aposesco	12	202,088347	202,088347	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 18,80994 - D.M.S. 1% = 25,20218

Tabela 50 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de isosit do fator material e sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Antesesc	4	61,249996	61,249996	a	A
2	2	Aposesco	4	60,040001	60,040001	a	A

Tabela 51 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de artglass do fator material e com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	4	64,687500	64,687500	a	A
2	1	Antesesc	4	63,357502	63,357502	a	A

Tabela 52 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de artglass e sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	4	52,664997	52,664997	a	A
2	1	Antesesc	4	49,757500	49,757500	a	A

Tabela 53 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de artglass do fator material e com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	4	54,910000	54,910000	a	A
2	1	Antesesc	4	48,959999	48,959999	a	A

Tabela 54 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de porcelana do fator material e sem polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	2	Aposesco	4	423,890015	423,890015	a	A
2	1	Antesesc	4	401,167511	401,167511	a	A

Tabela 55 - Teste de Tukey para médias de escova dentro de porcelana do fator material e com polimento do fator tratamento.

num.ordem	num.trat.	nome	num.repet	médias	médias originais	5 %	1 %
1	1	Antesesc	4	555,834961	555,834961	a	A
2	2	Aposesco	4	486,667542	486,667542	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 32,57978 - D.M.S. 1% = 43,65145