

*Influência do Ultra-som na Resistência à Abrasão e na
Rugosidade de Superfície dos Cimentos de Ionômero de
Vidro Submetidos à Escovação*

Renata Loureiro Louro

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru, da Universidade
de São Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Odontologia - Área de Concentração
Dentística.*

*BAURU
2007*

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

*Influência do Ultra-som na Resistência à Abrasão e na
Rugosidade de Superfície dos Cimentos de Ionômero de
Vidro Submetidos à Escovação*

Renata Loureiro Louro

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru, da Universidade
de São Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Odontologia - Área de Concentração
Dentística.*

Orientadora: Prof^a. Dr^a Maria Fidela de Lima Navarro

*BAURU
2007*

L934i LOURO, Renata Loureiro
Influência do Ultra-som na Resistência à abrasão e na Rugosidade de superfície dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos à escovação. / Renata Loureiro Louro – Bauru, 2006.
115 p.: il.; 30 cm.

Tese (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.


Assinatura do autor:

Data: 30 de marco de 2007

Dados Curriculares

Renata Loureiro Louro

Filiação	Silvio Renato Ribeiro Louro Creusa Maria Loureiro Louro
Naturalidade	Vitória – ES – Brasil
Nascimento	04 de Novembro de 1978
1998 - 2002	Odontologia – Faculdade de Odontologia de Campos.
2003 - 2004	Curso de Especialização em Dentística, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
2003 – 2004	Estagiária da Disciplina de Materiais Dentários da Universidade Federal do Espírito Santo.
2005 – 2007	Curso de Pós-Graduação em Dentística, em nível de Mestrado.
Associações	ABO ES – Associação Brasileira de Odontologia CRO ES – Conselho Regional de Odontologia SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica



“Descobri como é bom chegar quando se tem paciência. E para se chegar, onde quer que seja, aprendi que não é preciso dominar a força, mas a razão. É preciso, antes de mais nada, querer. Não sobrecarregues os teus dias com preocupações desnecessárias, a fim de que não percas a oportunidade de viver com alegria.”

(André Luiz)

Dedicatória

A meus pais, Creusa e Silvio, e aos meus irmãos, Roberta, Lucas e Nete pelo apoio, incentivo, amor e sacrifícios para que eu conseguisse conquistar mais uma etapa da vida. Amo vocês!

Aos meus avós, tios, primos e sobrinhos pelo carinho e estímulo à vitória. Vocês são muito importantes na minha vida!

“O mais valioso não é o que se tem na vida, mas quem se tem!”

*“Devemos ter feito algo de muito grave, para sentirmos tanta saudade...
Trancar o dedo numa porta dói. Bater com o queixo no chão dói. Torcer o tornozelo dói.
Um tapa, um soco, pontapé, doem. Dói bater a cabeça na quina da mesa, dói morder a
língua, dói cólica, cárie e pedra no rim.
Mas, o que mais dói é a saudade. Saudade de um irmão que mora longe. Saudade do pai
que morreu, do amigo imaginário que nunca existiu. Saudade de uma cidade. Saudade
da gente mesmo, que o tempo não perdoa. Doem essas saudades todas. Mas a saudade
mais dolorida é a saudade de quem se ama. Saudade da presença, e até da ausência
consentida. Não saber o que fazer com os dias que ficaram mais compridos, não saber
como encontrar tarefas que lhe cessem o pensamento, não saber como frear as lágrimas
diante de uma música, não saber como vencer a dor de um silêncio que nada preenche.”*

Agradecimento Especial

A **Deus** por ter me dado forças e saúde para atingir meus objetivos. O senhor esteve presente nos momentos mais difíceis, sempre me acompanhando e me indicando o melhor caminho;

*“Quando tiver em dificuldades
E pensar em desistir,
Lembre-se dos obstáculos
Que já superou: Olhe para trás
Se tropeçar e cair
Levante-se
Não fique prostrado
Esqueça o passado: Olhe para frente
Ao sentir-se orgulhoso, por alguma realização pessoal,
Sonde suas motivações: Olhe para dentro
Antes que o egoísmo o domine,
Enquanto seu coração é sensível,
Socorra aos que os cercam: Olhe para os lados
Na escalada rumo às altas posições. No afã de concretizar seus sonhos,
Observe se não está pisando
Em alguém: Olhe para baixo
Em todos os momentos da vida, seja qual for sua atividade
Busque a aprovação de Deus: Olhe para cima
Nunca se afaste de seus sonhos
Pois se eles se forem,
Você continuará vivendo, mas terá deixado de existir.”*

“Tudo na vida é propriedade do Todo-Poderoso. De nós mesmos, apenas dispomos da própria alma, que nos compete aprimorar para a vida eterna”.

(Emmanuel)

Aos meus pais, Silvio e Creusa, e aos meus irmãos, Roberta, Lucas e Nete

*“Nascestes no lar que precisavas,
Vestiste o corpo físico que merecias,
Moras onde melhor Deus te proporcionou,
De acordo com teu adiantamento.
Possuis os recursos financeiros coerentes
Com as tuas necessidades, nem mais,
nem menos, mas o justo para as tuas lutas terrenas.
Teu ambiente de trabalho é o que elegeste
espontaneamente para a tua realização.
Teus parentes, amigos são as almas que atraíste,
com tua própria afinidade.
Portanto, teu destino está constantemente sob teu controle.
Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís,
buscas, expulsas, modificas tudo aquilo
que te rodeia a existência.*

Teus pensamentos e vontade são a chave de teus atos e atitudes...

São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência

Não reclames nem te faças de vítima.

Antes de tudo, analisa e observa.

A mudança está em tuas mãos.

Reprograma tua meta,

Busca o bem e viverás melhor.

Embora ninguém possa voltar atrás e

fazer um novo começo,

Qualquer Um pode Começar agora e fazer um Novo Fim.”

(Chico Xavier)

À minha orientadora, **Prof^a. Dr^a. Maria Fidela de Lima Navarro**, pelo exemplo de firmeza, pela paciência, atenção dispensada e grande contribuição na elaboração deste trabalho;

“Não diminua seu próprio valor,

Comparando-se com outras pessoas

Somos todos diferentes. Cada um de nos é um ser especial

Não fixem seus objetivos com base no que os outros acham importante

Só vocês estão em condições de escolher o que é melhor para vocês próprios

Dêem mais valor e respeito às coisas mais queridas aos seus corações. Apeguem-

se a elas como a própria vida. Sem elas a vida carece de sentido

Não deixem que a vida escorra entre os dedos por viverem no passado ou no futuro

Se viverem 1 dia de cada vez viverão todos os dias de suas vidas

Não desistam quando ainda são capazes de um esforço a mais. Nada termina até o momento em que se deixa de tentar.”

(Brian Dyson)

Agradecimentos

Aos professores do Departamento de Dentística e Materiais Dentários **Dr. José Mondelli, Rafael Francisco Lia Mondelli, Eduardo Batista Franco, Aquira Ishikiriana, Carlos Eduardo Francischone, Paulo Afonso Francischoni, César Freitas e Paulo Amarante** pelos valiosos ensinamentos transmitidos, pelo exemplo de competência, disciplina, dedicação e amor à profissão;

"A grandeza não consiste em receber honras, mas em merecê-las."

Ao Prof. Dr. **José Carlos Pereira**, pela amizade, pelo exemplo de professor e ser humano.

À Prof^a. Dra. **Maria Tereza Atta** pelo apoio nos momentos difíceis;

*"Aprendi que se aprende errando
Que crescer não significa fazer aniversário
Que silêncio é a melhor resposta, quando se houve uma bobagem
Que amigos a gente conquista mostrando o que somos
Que os verdadeiros amigos sempre ficam com você até o fim
Que a maldade se esconde atrás de uma bela face
Que não se espera a felicidade chegar, mas se procura por ela
Que quando penso saber de tudo ainda não aprendi nada
Que amar significa se dar por inteiro
Que ouvir uma palavra de carinho faz bem à saúde
Que sonhar é preciso
Que julgamento alheio não é importante
O que realmente importa é a paz interior
E finalmente, aprendi que não se pode morrer, para se aprender a viver
Aprendi que diplomas na parede não me fazem mais respeitável ou mais sábio."
(Charles Chaplin)*

Ao Prof. Dr. **José Roberto Lauris** pela colaboração na análise estatística desse trabalho e por estar sempre solícito ao esclarecimento das dúvidas.

A **Ticiane, Terezinha, Carlos Augusto e Eduardo Bresciani**, agradeço a grande ajuda no desenvolvimento desse trabalho.

Aos amigos que aqui fiz, **Janine Araki, Marcela Claudino, Fabiana Munhoz, Dafna Geller, Angélica Hannas, Nádia, Juliana Felippi, Valéria Simões, Luciana Rezende, Popó, Gabi, Ana Paula, Valéria Vignolo, Pamela, Renata Cordeiro, Clarice Eloy, Danielle Albuquerque, Aline Dantas e Delano**. Com ajuda de vocês o tempo passou mais rápido e a solidão foi amenizada! Em especial à **Florinha**, que me abrigou em sua casa com muito carinho e me agüentou 24 horas por dia nos últimos momentos em Bauru.

“Felizes os que possuem amigos...

Aqueles que os têm sem pedir!

Amigo não se pede, não se compra, nem se vende!

Amigo a gente sente!”

Em especial à minha amiga **Marcela Calábria** que esteve presente em todos os momentos, bons e ruins, você foi muito importante nessa caminhada.

Aos meus amigos de curso **Breno, Ian, Juan, Márcia, Wagner, Cristiane, Fabiane e Leandro** pela troca de conhecimento, experiência e convívio.

“Se seguirmos o exemplo do vôo dos gansos

Se nos mantivermos um ao lado do outro apoiando-nos e acompanhando-nos

Se tornarmos realidade o espírito de equipe

Se apesar das diferenças pudermos formar um grupo humano para enfrentar todo tipo de situação

Se entendermos o verdadeiro valor da amizade

Se formos conscientes do sentimento de compartilhar

A vida será mais simples e o vôo dos anos mais prazerosa.”

À **tia Eloísa, Prof. Pereira, tia Célia, tio Franco e Luiz** (tios, pais e irmão da Marcela), que me acolheram de braços abertos e foram minha família em Bauru durante estes 2 anos, vocês me ajudaram a suportar a saudade de casa e da família, o que fizeram por mim não tem preço! Muito obrigada!

*"O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na
intensidade com que elas acontecem..."*

*Por isso existem momentos
inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis..."*

(Fernando Pessoa)

Agradecimentos Institucionais

À **FAPESP**, pela imprescindível ajuda para a realização dos experimentos desta pesquisa, impressão da dissertação e minha estada em Bauru

Aos Funcionários do departamento de Dentística e Materiais Dentários da FOB, **Zuleika, Mauro, Maria, Rita, Ângela, Nelson, Karen, Beth, Dito, Júnior, Sandrinha e Alcides**

Aos Funcionários da pós-graduação, **Cleusa, Giane, Letícia e Meg**

Aos Funcionários da Biblioteca, **Valéria, Rita, Vera, Cybelle, César e Ademir**

Ao **Renato Pereira Murback**, funcionário da FOB, pela confecção das matrizes

À dona **Neuza** do CIP, pela paciência e apoio durante a realização da parte experimental

“Aprendi que um homem só tem direito de olhar um outro de cima para baixo para ajudá-lo a levanta-se...”

Aprendi que todo mundo que vive no cume da montanha, não sabe que a verdadeira felicidade está na forma de subir a escarpa”.

(Gabriel Garcia Marques)

Sumário

<i>Lista de Figuras</i>	15
<i>Lista de Tabelas</i>	16
<i>Lista de Abreviaturas e Símbolos</i>	17
<i>Resumo</i>	18
<i>1 Introdução</i>	19
<i>2 Revisão de Literatura</i>	23
<i>3 Proposição</i>	41
<i>4 Material e Métodos</i>	45
<i>5 Resultados</i>	57
<i>6 Discussão</i>	67
<i>7 Conclusão</i>	83
<i>Anexos</i>	87
<i>Referências Bibliográficas</i>	101
<i>Abstract</i>	113

Lista de Figuras

Figura 1- Matriz de dente bovino	48
Figura 2 - Balança de precisão (cap. 210g, sens. 0.0001g mod. Mark 210A LICiT-Bel/Proc. Italian)	48
Figura 3 - Aparelho de ultra-som utilizado foi o EMS FT-081 DN Mini PIEZON (EMS, Nyon, Geneva, Switzerland)	49
Figura 4 - Ponta do ultra-som: Instrument B (EMS, Nyon, Geneva, Switzerland)	50
Figura 5 - Aparelho medidor de rugosidade: Hommel Tester T1000 (Hommelwerke, GmbH, Alte Tuttinger Strebe 20. D-7730 VS-Schwenningen - Germany)	51
Figura 6 - Imagem exibida na determinação dos parâmetros no rugosímetro	52
Figura 7 - Parâmetros para avaliação de rugosidade	53
Figura 8 - Valor Ra na superfície medido pela altura do perfil acima e abaixo da linha central.	53
Figura 9 - Máquina automática para simulação de escovação (M.N. São Carlos – Brasil)	54
Figura 10 - Gráfico de comparação da perda de massa entre os CIV submetidos ou não ao ultra-som	61
Figura 11 - Gráfico de comparação da perda de massa entre os tipos de CIV submetidos ou não ao ultra-som	61
Figura 12 - Gráfico de comparação da alteração de rugosidade de superfície entre os CIV submetidos ou não ao ultra-som	65
Figura 13 - Gráfico de comparação da alteração de rugosidade de superfície entre os tipos de CIV submetidos ou não ao ultra-som	65
Figura 14 - Apresentação gráfica da leitura da rugosidade do corpo-de-prova realizada pelo rugosímetro	75

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Características dos Cimentos de Ionômero de Vidro testados	47
Tabela 2 - Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de massa (g) dos Cimentos Ionoméricos submetidos ao ultra-som	59
Tabela 3- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de massa (g) dos Cimentos Ionoméricos não submetidos ao ultra-som.....	60
Tabela 4- Comparações individuais das diferenças de perda de massa entre os materiais testados, antes e após teste de abrasão.....	60
Tabela 5- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de rugosidade (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos ao ultra-som.....	62
Tabela 6- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de rugosidade (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro não submetidos ao ultra-som ...	63
Tabela 7- Valores das diferenças médias da alteração de rugosidade (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos ou não ao ultra-som	64
Tabela 8- Média de alteração da rugosidade (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro testados com e sem aplicação de US.	66

Lista de Abreviaturas e Símbolos

ADA	American Dental Association
Al	elemento alumínio
Ca	elemento cálcio
CIV	cimento de ionômero de vidro
CIV MR	cimento de ionômero de vidro modificado por resina
DP	desvio padrão
et al.	e outros (abreviatura de et alli)
g	grama
In vitro	em laboratório
In vivo	em seres humanos
ISO	International Standard Organization
mm	milímetro
µm	micrômetro
°C	grau Celsius (unidade de temperatura)
p	nível de significância
Ra	rugosidade média
s	segundos

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar o desgaste à abrasão decorrente da escovação simulada de cimentos de ionômero de vidro sonificados, por análise da alteração de massa e da textura superficial. Os materiais avaliados foram: Fuji II LC (GC América), Resiglass (Biodinâmica), Vitro Fil LC (DFL), Fuji IX (GC América), Ketac Molar (3M ESPE), Vitro Molar (DFL), Bioglass (Biodinâmica), Vitro Fil (DFL), que foram manipulados conforme instruções do fabricante, constituindo-se no grupo controle, e um grupo submetido ao ultra-som EMS FT-081 DN Mini PIEZON (EMS, Nyon, Geneva, Switzerland), constituindo-se no grupo experimental. Os corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz de dente bovino, com um orifício central com dimensões de 5mm de diâmetro e 3mm de espessura. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada material e cada grupo (experimental e controle). O teste de simulação da escovação foi realizado numa máquina automática para simulação de escovação (M.N. São Carlos – Brasil). A alteração de massa foi verificada pela diferença entre a massa inicial (antes da escovação) e final (após a escovação), em balança de precisão (cap. 210g, sens. 0,0001g mod. Mark 210A LICiT-Bel/Proc. Italian), com precisão de quatro casas decimais. A análise da rugosidade superficial em Ra foi determinada pela diferença entre as médias de cinco leituras, iniciais e finais, com um rugosímetro Hommel Tester T1000 (Hommelwerke, GmbH, Alte Tuttinger Strebe 20. D-7730 VS-Schwenningen). Os resultados obtidos foram submetidos à análise de ANOVA a dois critérios e Tukey ($p < 0,05$). Quanto à perda de massa não houve diferença estatisticamente significativa em relação à aplicação do ultra-som ($p = 0,403$). No entanto, houve diferença estatisticamente significativa para os diferentes Ionômeros estudados, onde $p < 0,001$, mais precisamente do Resiglass e do Vitro Molar com os demais materiais. No que se refere à alteração de rugosidade houve diferença estatisticamente significativa para a condição utilização ou não do ultra-som ($p = 0,043$), mas não para os diferentes materiais estudados, onde $p = 0,264$. A excitação ultra-sônica durante a presa inicial piora a rugosidade de superfície e não apresenta nenhuma influência na perda de peso.

Palavras-chave: Cimentos de ionômeros de vidro. Desgaste. Ultra-som.



1 Introdução

1 Introdução

Os cimentos de ionômero de vidro possuem características altamente favoráveis como coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dentária, adesão ao esmalte e à dentina; biocompatibilidade e liberação de flúor capaz de exercer um efeito cariostático local⁷¹. No entanto, estes materiais apresentam algumas limitações tais como baixa tenacidade, baixa resistência à tração diametral, baixa resistência à abrasão⁶², susceptibilidade a sinérese e a embebição e acúmulo de bolhas em seu interior, tornando-o um material relativamente poroso. Essas bolhas intrínsecas ao material tanto podem se alojar no seu interior como nas paredes cavitárias ou na superfície da restauração, causando sensibilidade pós-operatória ou rugosidade superficial.

O ideal seria que o material restaurador apresentasse textura de superfície lisa e boa resistência à abrasão⁸⁶ semelhante ao do esmalte dental⁴².

Alguns trabalhos são relatados na literatura avaliando a resistência à abrasão dos CIV^{21, 24, 25, 32, 38, 67, 80} e têm mostrado que os CIV são menos resistentes a abrasão do que o amálgama e a resina composta e que não há um consenso quando se comparam diferentes tipos de CIV (MR e convencionais). Alguns estudos observaram uma maior resistência à abrasão para os CIV convencionais em relação aos CIV MR⁸³. Já outros observaram que os convencionais são menos resistentes à abrasão do que os CIV MR⁶.

A abrasão pode resultar em aumento na rugosidade superficial^{60, 86, 89}, o que pode levar a maior aderência bacteriana, lesão de cárie recorrente, inflamação gengival, manchamento da restauração e diminuição da longevidade da mesma^{80, 102, 109}.

Há concordância na literatura de que os ionômeros apresentam rugosidade superficial pior do que as resinas compostas e os amálgamas^{67, 94}.

Estudos recentes têm demonstrado que alguns ionômeros utilizados na técnica de ART apresentam rugosidade superficial inicial aceitável⁸⁵.

Outros trabalhos realizados evidenciaram que sob ação do ultra-som os cimentos ionoméricos podem ter as propriedades mecânicas melhoradas e a reação de presa acelerada^{27, 77, 91}.

O ultra-som é utilizado no processo de assentamento do concreto e de cimentos na indústria de construção civil já há algum tempo, com resultados bem

satisfatórios. Baseado neste fato, a excitação ultra-sônica foi introduzida na Odontologia na manipulação de cimentos⁹⁶.

O mecanismo de ação do ultra-som não é totalmente conhecido. Acredita-se que a excitação ultra-sônica promova uma diminuição das porosidades internas nos CIV⁴. Tem sido observado também que a utilização do ultra-som proporciona a quebra dos aglomerados de partículas, aumentando a superfície de vidro a ser reagida e promovendo maior compactação do material, maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido⁹².

A aplicação do ultra-som é muito interessante, pois não requer a incorporação de nenhuma química adicional e, dessa forma, não apresenta limitações para nenhum dos CIV⁹¹.

Estudos realizados na FOB^{8, 15, 27, 77} têm demonstrado que a utilização do ultra-som em associação com os CIV tem proporcionado aumento significativo na dureza superficial e na resistência a compressão, mas não influenciaram na tração diametral dos materiais testados.

Embora os trabalhos tenham mostrado melhora de algumas propriedades utilizando a excitação ultra-sônica, há carência de dados sobre sua utilização em relação à resistência à abrasão e à rugosidade de superfície nos cimentos ionoméricos.



2 Revisão de Literatura

2 Revisão de Literatura

Para melhor compreensão dos testes a revisão de literatura foi dividida em três tópicos: resistência à abrasão, rugosidade de superfície e ultra-som.

Resistência à abrasão

Como materiais restauradores, os Cimentos de Ionômero de Vidro (CIV) possuem certas propriedades desejáveis, que incluem adesão química a estrutura dentária, compatibilidade biológica, liberação de flúor às estruturas dentárias adjacentes e baixo coeficiente de expansão térmica, similar às estruturas dentárias. Contudo, são susceptíveis à fratura, possuem baixa resistência mecânica e ao desgaste. Estas deficiências limitam seu uso apenas em áreas sujeitas a baixo estresse mastigatório^{62, 63}.

O CIV constitui-se basicamente de um pó de vidro básico (sílica, alumina e fluoreto de cálcio) e o líquido (solução aquosa de ácido poliacrílico com ácido tartárico e ácido itacônico), que reagem entre si, dando origem a um sal (poliacrilato)⁷².

A partir desta primeira formulação outras foram surgindo ao longo dos anos, havendo atualmente: CIV convencional, CIV modificado por partículas metálicas, CIV modificado por resina (CIV MR), e mais recentemente o CIV de alta viscosidade. A obtenção das propriedades máximas desses materiais requer um adequado conhecimento de sua natureza e indicações¹⁵.

A reação de presa ácido-base dos CIV convencionais ocorre inicialmente pelo ataque do íon hidrogênio às partículas de vidro, liberando os íons metálicos Al^{+++} e Ca^{++} que migram para a fase aquosa do cimento. O cálcio reage com as cadeias aniônicas do poliácido, formando poliacrilato de cálcio, dando origem a uma matriz de gel. A porção mais externa das partículas de vidro reage com o ácido e se transforma em gel, e as porções não reagidas atuam como carga da matriz de gel de polissais. Com a formação dessa matriz, o cimento endurece. Mais lentamente o alumínio liberado vai reagindo, formando poliacrilato de alumínio, proporcionando a maturação da matriz⁷².

Os CIV MR contêm componentes iniciadores de polimerização e monômeros resinosos, HEMA ou Bis-GMA, que permitem uma ativação da polimerização através da luz⁷³, além da reação ácido-base, em que ocorre a presa convencional, inerente a todos CIV, ou seja, o material endurece mesmo na ausência de luz, no entanto, suas propriedades ficam prejudicadas. As propriedades físicas desses cimentos são superiores às dos convencionais, dentre elas a resistência ao desgaste^{17, 18},

¹⁹ e ainda exibem as vantagens de um tempo de trabalho controlado, facilidade de manipulação e um rápido endurecimento, minimizando os problemas de sensibilidade ao acabamento imediato e de desidratação, comuns aos cimentos convencionais. Entretanto, conservam suas vantagens em relação à redução da microinfiltração, adesão química ao esmalte e à dentina, compatibilidade pulpar e liberação de íons flúor⁷².

Os CIV de alta viscosidade apresentam reação de presa semelhante a dos CIV convencionais. Eles possuem partículas menores e em maior número, o que lhes confere resistência à abrasão aumentada, embora a resistência à fadiga ou flexural não tenha melhorado³¹. Devido à sua alta viscosidade, suas características manipulativas são similares ao do amálgama.

A capacidade de resistência ao desgaste mecânico é um requerimento importante para um material designado para restaurar dentes anteriores e posteriores²⁹.

O desgaste é definido como a perda progressiva de substância, causado por uma ação mecânica⁴⁹, caracterizado na cavidade bucal como alteração da forma anatômica original do material, aumento na rugosidade de superfície, manchamento e retenção de placa. O desgaste pode ser ainda descrito como a última consequência da interação entre superfícies que é manifestada na remoção gradual de material, resultado de processos fundamentais como abrasão, fadiga, efeito corrosivo, que agem em diferentes combinações. O padrão de desgaste de qualquer material restaurador *in vivo* é influenciado pelo contato com substância dentária, restaurações, alimentos e dentifrícios. O processo de desgaste pode envolver contato direto entre superfícies ou resultar da ação de soluções⁵⁸.

Desgaste é um processo natural que ocorre quando superfícies se movem em contato. A distribuição das partículas de carga é a maior variável que influencia no desgaste dos compósitos. Um outro importante fator que determina a quantidade de desgaste é o tempo de duração do contato. O desgaste abrasivo é provavelmente o mais comum tipo de desgaste abrasivo, o qual acontece quando superfícies ásperas duras penetram nas mais moles, esta aspereza pode ser parte integrada de uma das superfícies (abrasão a 2 corpos) ou partículas à parte (abrasão a 3 corpos)⁵⁸.

O desgaste é um fenômeno comum na Odontologia, que ocorre quando 2 superfícies sofrem movimentos deslizantes com uma carga aplicada. O Instituto de Engenharia Mecânica do Reino Unido o definiu como perda progressiva de parte da superfície de um corpo causada por ações mecânicas, tais como atrito, impacto, erosão,

abrasão, que resultam na remoção progressiva de substância da superfície do material que sofre o desgaste. A abrasão na cavidade bucal ocorre de diferentes maneiras, dependendo do local da restauração. As restaurações anteriores são desgastadas principalmente por escovação com dentifício, enquanto as oclusais são geralmente por compressão de alimentos entre a restauração e o antagonista durante a mordida e a mastigação. A abrasão causada por escovação depende de alguns fatores como tipo de cerda da escova, natureza das partículas abrasivas do dentifício, o vigor e frequência da escovação. Devido à resistência ao desgaste dos CIV ser considerada inadequada, eles não são materiais indicados para o emprego em regiões sujeitas a grandes esforços mastigatórios e cavidades com envolvimento considerável de estrutura dentária, como classe II, em função da perda gradual de contorno que tem sido mostrada em estudos⁸⁹.

O desgaste é resultante de vários parâmetros específicos do material em combinação com outros fatores tais como força de contato, força de fricção do contato por deslize, parâmetros químicos e físicos do meio ambiente bucal⁷⁵, tipo de dentifício empregado, proporção água/dentifício, tipo de escova, velocidade e pressão aplicada durante a escovação⁸⁰. As máquinas de teste de desgaste *in vitro* têm sido desenvolvidas com o intuito de simular as condições específicas de estresse bucais e prever o comportamento de desgaste clínico de um novo material⁷⁵, embora alguns autores não concordem que haja esta correlação⁵⁸.

O desempenho clínico a longo prazo dos materiais restauradores pode ser prejudicado por vários fatores que levam a degradação no meio bucal. O processo de desgaste inclui diversos fenômenos, tais como abrasão, degradação química, fadiga. O resultado destes fenômenos pode ser degradação marginal³⁵, alterações na rugosidade de superfície^{84, 89} e conseqüentemente aumento de retenção de placa e irritação gengival, além de aumentar a susceptibilidade de manchamento das restaurações. Dentre os processos de desgaste, a abrasão por escovação constitui uma consideração importante em áreas de não estresse mastigatório. Várias características dos materiais, tais como espaço entre as partículas de carga, tamanho das partículas e grau de polimerização da porção resinosa, têm sido relatadas influenciar na resistência à abrasão^{58, 94}.

Embora alguns pesquisadores relatem em seus estudos não haver relação direta entre força compressiva, dureza e desgaste abrasivo^{6, 39, 55}, outros acreditam que quanto maior a dureza de superfície do material, maior sua resistência à abrasão e, conseqüentemente, menor a rugosidade superficial^{67, 76}.

A dureza tem sido freqüentemente utilizada para definir a habilidade de um material em resistir à abrasão. Entretanto, considerar apenas a dureza para prever a resistência à abrasão é um ato limitado, pois ela isoladamente não é apropriada para avaliar resistência ao desgaste e abrasividade de materiais de categorias diferentes. A abrasão excede a este tipo de definição, visto que seu mecanismo é complexo e envolve a interação de numerosos fatores. Uma maneira de testar a resistência à abrasão consiste em simular o mais próximo possível, em laboratório, a condição que o material estará submetido em situação clínica. A dureza do material é apenas um dos fatores que afetam o desgaste de superfície, outros fatores são: força de mordida, freqüência de mastigação, abrasividade da dieta, composição dos líquidos intra-orais, variações de temperatura, rugosidade da superfície, propriedades físicas dos materiais, presença de partículas de impureza duras e ação da escovação/dentifrícios^{2, 42}. O desempenho clínico satisfatório⁴² e a longevidade^{39, 55} dos materiais restauradores é dependente da resistência à degradação no meio bucal.

O teste de abrasão por escovação proporciona contato entre cerdas da escova e dentifrício^{22, 42}, mas não inclui todos os mecanismos de desgaste que os materiais restauradores estão sujeitos na cavidade bucal. Outros tipos de desgaste estão relacionados com a abrasão como tipos de alimentos, carga na área oclusal dos dentes e erosão. Além disso, em condição de desafio cariogênico, pH ácido é estabelecido, conduzindo a diminuição na resistência ao desgaste abrasivo⁶⁸.

O precursor de testes de resistência abrasiva, utilizando dentifrícios, foi MILLER⁶⁴, em 1907, através da escovação manual com pedra-pomes a 10% por 90 minutos, de dentes recém extraídos, portadores ou não de restaurações, nos quais percebeu a ocorrência de desgaste.

Duas diferentes abordagens são geralmente relacionadas aos testes laboratoriais de desgaste^{40, 52}, desgaste abrasivo a 2 ou 3 corpos. No desgaste a 2 corpos, normalmente as partículas abrasivas encontram-se agregadas a uma das superfícies, em que geralmente utiliza-se um sistema de desgaste com um sistema de pino rotatório ou disco para acabamento com diferentes granulações ou ainda teste com impacto de deslizamento (simulador dos movimentos mastigatórios), simulando processo de atrição⁵⁴ e bruxismo^{23, 29, 61, 76, 86, 99, 107, 108}. O desgaste a 3 corpos ocorre quando um abrasivo é inserido entre duas superfícies que apresentam movimentos independentes, como ocorre nos estudos de abrasão por escovação com dentifrício interposto. Em

relação ao CIV alguns estudos já foram realizados com este tipo de desgaste^{24, 25, 32, 38, 67, 75, 80, 100}.

De acordo com o Comitê de Abrasão Laboratorial do Programa de Dentifrícios da Associação Dentária Americana (ADA), 1976, o método específico de medir a abrasividade, *in vitro*, dos dentifrícios deve levar em consideração: as escovas, o material abrasivo, o preparo do diluente, o preparo da solução abrasiva, a secagem das amostras, o cálculo da abrasividade. Com relação ao cálculo da abrasividade, ficou claro que o método baseado na perda de peso não é recomendado para os tecido dentários, uma vez que leva a resultados falhos, já que a variação do conteúdo de água deles afeta seriamente a medida da perda de peso pela abrasão, no entanto é um método satisfatório quando utilizado para materiais restauradores. Também ficou estabelecido que o teste de laboratório é um passo necessário para entender a situação clínica, considerando a enormidade de variáveis que ocorrem *in vivo*⁴³.

No que se refere à avaliação de resistência à abrasão dos CIV submetidos a escovação a maioria dos trabalhos utilizam a perda de massa, por meio de uma balança, como forma de verificação^{24, 25, 32, 38, 80}. Já outros lançam mão de um perfilômetro, o qual fornece informações sobre a formação de sulcos e a quantidade média de material removido^{21, 67}.

Uma diversidade na metodologia do teste de resistência à abrasão é encontrada na literatura. Não existe uma padronização completa da velocidade da escovação, amplitude do movimento, valor da carga aplicada, tipo e dureza das cerdas das escovas, controle de temperatura, abrasivo empregado. No entanto, tenta-se empregar condições que possam simular os hábitos normais de escovação³⁸.

Um trabalho realizado por De BOER et al.²¹, em 1985, avaliou a influência do tamanho da partícula do abrasivo presente no dentifrício e a dureza da escova dental, na abrasão dentinária, *in vitro*. Os dentifrícios usados foram com dois tamanhos de partículas, 7 e 15 μ m de diâmetro, para o CaCO₃ e 8 e 13 μ m, para o Al (OH)₃. Os resultados mostraram que a abrasão foi diretamente proporcional ao número de escovações. Além disso, as escovas sem dentifrício não provocaram abrasão e, com dentifrício a escova dura foi 1,4 vezes mais abrasiva do que a macia. Houve diferença significativa entre a taxa de abrasão dos 4 sistemas abrasivos utilizados, sendo a maior abrasão provocada pelos dentifrícios com as maiores partículas abrasivas.

Normalmente os CIV são comparados em testes de resistência à abrasão com a resina composta e o amálgama^{38, 67, 75}. Estudos laboratoriais têm mostrado que

geralmente estes materiais sofrem maior desgaste do que as resinas compostas^{24, 69, 86, 100} e do que o amálgama^{42, 67}, mas similar ao cimento de silicato. A abrasão resulta em um aumento significativo na rugosidade superficial^{60, 86, 89}.

No estudo de DHUMMARUNGRONG; MOORE; AVERY²⁴, em 1994, o VariGlass VLC mostrou a mais alta resistência a abrasão, avaliada pela perda de massa. Uma possível explicação para tal resultado é que as partículas de carga são menores e mais duras do que a dos outros materiais, seguido respectivamente por Z-100, Fuji II LC e Ketac-Silver. Os autores consideram, baseados nos resultados, o VariGlass VLC e o Fuji II LC como materiais de preenchimento alternativos em situações de Classe III e V, mas não os recomendaram para restaurações em áreas de estresse de mastigação.

PELKA et al⁷⁵., em 1996, testaram resistência à abrasão a 2 e a 3 corpos, com o intuito de avaliar se diferentes métodos de simulação de desgaste produziam a mesma quantidade de desgaste ou se parâmetros específicos dos materiais influenciavam nos resultados de desgaste. Todas medidas foram comparadas ao desgaste do amálgama. Os 2 diferentes métodos de desgaste testados conduziram a resultados similares com diferenças desprezíveis na classificação. No teste a 3 corpos, mais parâmetros influenciaram nos resultados, tais como força de contato, diferentes velocidades na superfície e o abrasivo usado. Os parâmetros específicos dos materiais como dureza, quantidade e tipo de partículas, união à matriz e a carga aplicada influenciaram na resistência ao desgaste do material. O amálgama mostrou o mais baixo valor de desgaste com ambos os métodos. Photac Fil mostrou resistência ao desgaste drasticamente mais baixa do que a resina composta e o CIV convencional (Ketac Silver) com ambos os métodos, o que pode ser explicado pela mistura de diferentes tipos de matrizes para obter a presa pela luz. Em contraste aos CIV convencionais, que contêm partículas maiores que 25µm, o Photac Fil contém partículas menores do que 5µm, devido a esta composição uma união reduzida das partículas de carga à matriz é provável e, conseqüentemente a resistência ao desgaste é mais baixa. Uma segunda razão para a resistência mais baixa seria a fraca união entre a matriz fotopolimerizada e as partículas de carga. Assim, o tamanho das partículas de vidro e o modo de ligação à matriz determinam o comportamento de desgaste do material.

A resistência à abrasão e a flexural dos CIV convencionais está longe de se assemelhar à do que amálgama e à da resina composta⁷⁵, pois o tamanho e a forma das partículas e a inclusão de ar no processo de lisura conduzem a rugosidade de superfície e deficiente polimento³¹. A resistência ao desgaste a 2 e 3 corpos dos CIV MR tem sido

relatada ser limitada, em função do tamanho das partículas e união entre os corpos^{75, 83}. Além disso, um problema das restaurações confeccionadas com estes materiais é a rugosidade de superfície, provavelmente em função do tamanho de suas partículas³¹. Os CIV de alta viscosidade apresentam resistência à abrasão superior aos CIV tradicionais²⁸, isto é atribuído, entre outros fatores, ao menor tamanho e melhor distribuição das partículas dentro a matriz³¹.

Na verdade, a diferença entre os materiais, no que diz respeito ao desgaste, tem sido reportada como resultado de uma série de fatores⁸⁴. Um deles é a característica da matriz, que é formada por uma reação de ligação cruzada ácido-básica (CIV convencional); por uma penetração da cadeia polimérica combinando a reação de ligação cruzada ácido-básica com a ligação cruzada de polimerização do sistema resinoso ou por uma ação adicional de polímeros (CIV RM). Outros fatores são o proporcionamento pó/líquido, tamanho das partículas inorgânicas e a formação de bolhas de ar durante a manipulação do material⁸⁰.

Existem algumas controvérsias considerando a relativa resistência à abrasão dos CIV convencionais e dos CIV MR¹⁶. IWAMI et al.⁴⁸, 1994, relatam não haver diferença significativa em resistência à abrasão entre CIV MR e convencionais. Já no trabalho de SCHREYGER; KUNZELMANN; HICKEL⁸³, em 1994, a resistência à abrasão dos CIV MR foi encontrada ser inferior aos CIV convencionais. De acordo com ATTIN; VATASCHKI; HELLWIG⁶, 1996, os CIV convencionais possuem baixa resistência à abrasão por escovação, já esta propriedade nos CIV MR é pouco conhecida. Em seu estudo comparando a resistência à abrasão de CIV os resultados mostraram que os CIV MR são mais resistentes do que os convencionais, mas não estatisticamente significativa. Observaram ainda que o desgaste não esta relacionado com a dureza do material, já que também avaliaram esta propriedade. Esperava-se que o coeficiente de desgaste cairia como aumento da dureza, no entanto aconteceu o contrário.

De acordo com o trabalho realizado por MOMOI et al.⁶⁷, em 1997, o desgaste e a lisura de superfície da resina foram estatisticamente melhores do que todos os outros materiais, CIV MR (Fuji Ionomer II LC; Photac-Fil Aplicap) e convencionais (Fuji Ionomer II; Ketac Fil Aplicap), com exceção do amálgama. Dos CIV, os modificados por resina tiveram menores valores de resistência à abrasão *in vitro* por escovação e de dureza do que os convencionais, o que parece estar relacionado com sua

baixa dureza de superfície. É provável que a diferença entre CIV MR e convencional seja resultado da diferença na composição e na condição da matriz.

O resultado do estudo realizado por DOMENE²⁵, em 1998, mostrou que houve desgaste nos Cimentos Ionoméricos em extensões diferentes. O maior grau de resistência à abrasão foi, em ordem decrescente, para o Variglass, seguido pelo Vitremer e Vidrion R. A maior quantidade de partículas inorgânicas incorporadas no Variglass lhe confere uma maior resistência ao desgaste.

Por outro lado, FRAZIER; RUEGGERBERG; METTENBURG³², 1998, mostraram que os CIV MR exibiram uma resistência ao desgaste por escovação similar, ou superior à das resinas compostas, embora possuam matrizes, método de maturação da matriz e relação química entre matriz e partículas inorgânicas diferentes. As partículas inorgânicas das resinas são silanizadas e as do CIV, não.

MOLDES⁶⁶, 1998, avaliou a resistência à abrasão por escovação de resina composta, CIV e compômero, encontrando diferenças significantes somente entre a resina composta e o CIV. O CIV apresentou o menor desgaste superficial e a resina composta o maior.

Os resultados do estudo de RIOS et al.⁸⁰, em 2002, avaliando materiais com intuito de serem utilizados como selantes de fossas e fissuras mostraram que os CIV MR em consistência fluida apresentam maior grau de desgaste e de rugosidade do que os CIV sem alteração da consistência e selante resinoso. Em adição, o CIV MR restaurador e o CIV de alta viscosidade revelaram similar resistência ao desgaste e aumento da rugosidade superficial quando comparado ao selante resinoso.

Rugosidade de superfície

A textura ou rugosidade superficial caracteriza-se pelas micro-irregularidades geométricas deixadas na superfície do material decorrentes da interação com processos de desgaste¹³. Uma superfície é considerada rugosa quando caracterizada por protusões e recessões de grande e pequeno comprimento de onda em relação à linha média. Os rugosímetros modernos proporcionam a facilidade de fazer a filtragem das oscilações de ondas longas. A técnica de filtragem é uma maneira de distinguir entre rugosidade e curvaturas⁵⁶.

A rugosidade de uma superfície é basicamente quantificada através de parâmetros relacionados à altura (amplitude) e largura (espaçamento) das irregularidades ou uma combinação desses atributos. A rugosidade influi no

comportamento das superfícies em vários aspectos como atrito, ajuste oclusal, desgaste, corrosão, aparência, resistência à fadiga, propriedades óticas, escoamento de fluidos e adesão¹³.

A rugosidade é o conjunto de pequenas irregularidades, menos espaçadas do que as ondulações, podendo ser considerada superposta a uma superfície ondulada, e esta, ocasionalmente superposta a uma superfície com erro de forma. Pode ser quantificada através da associação de valores, possibilitando a comparação entre superfícies³⁰.

A rugosidade da superfície é avaliada pela média aritmética de segmentos consecutivos (comprimento de amostragem), que definem o comprimento de medição, ou seja, com base no comprimento das ondulações correspondentes à rugosidade de superfície. O parâmetro Ra (μm) é o valor de eleição para o critério de especificação de rugosidade pela ABNT, sendo o mais utilizado de acordo com NBR 6405/1988⁵, que sugere que o comprimento de medição seja equivalente ao mínimo de cinco comprimentos amostrais¹³.

O valor Ra é um perfil das irregularidades de uma superfície que se define como o valor médio de uma distância vertical a partir de sua linha central e através de um comprimento de amostra fixada, significa a média de tamanho dos picos e vales encontrados pelo palpador ao percorrer a superfície do corpo-de-prova.

Todos os materiais possuem um determinado valor de rugosidade e diversos fatores podem atuar sobre as superfícies, acarretando em mudança de suas características¹³.

A porosidade causada pela presença de bolhas de ar, bem como as partículas de carga expostas devido à abrasão resultam em uma rugosidade superficial maior⁸⁰.

É provável que a formação de placa ocorra mais facilmente em restaurações rugosas. Qualquer material restaurador deve ser capaz de manter a lisura de superfície para minimizar este efeito, e deve resistir a efeitos da escovação e mastigação. Acredita-se que maiores abrasões provoquem perda de integridade de superfície e a formação de sítios anatômicos que poderiam facilitar o acúmulo e estagnação de substrato e microrganismos³. Outro problema relacionado com a rugosidade de superfície é o manchamento⁴⁹.

Segundo SMALES et al.⁸⁶, 1978, os fatores que afetam a textura superficial envolvem os métodos de manipulação e polimento, bem como as alterações ocorridas

pelo desgaste. A natureza, número, tamanho, forma de retenção das partículas contidas no material podem afetar a textura superficial.

BOLLEN et al.⁹, 1997, consideraram o valor de rugosidade de superfície (*Ra*) crítico para colonização bacteriana de vários materiais dentários ser 0,2µm. Em seu estudo todos os CIV apresentaram valores de rugosidade de superfície mais baixos do que este, exceto o Vitro Molar. A rugosidade de superfície maior do que 0,2µm é provável o aumento de significativa aderência bacteriana, maturação de biofilme e acidificação do meio, aumentando o risco e cárie recorrente^{80, 102, 109}.

A ação abrasiva dos dentifrícios, o desgaste por esforços mastigatórios, a sorção de água e conseqüente erosão superficial podem contribuir para o aumento da rugosidade nos materiais restauradores no meio bucal⁸².

Normalmente os CIV são comparados em testes de rugosidade de superfície com a resina composta e o amálgama. O CIV é considerado menos resistente à abrasão, e conseqüentemente com maior rugosidade superficial, do que a resina composta e o amálgama⁸⁹.

A Rugosidade pode ser relacionada com a combinação de fatores que incluem as características da matriz, proporção e tamanho das partículas inorgânicas, exposição dessas partículas e formação de bolhas de ar durante a manipulação do material^{34, 80}.

De acordo com o estudo de MOMOI et al.⁶⁷, em 1997, a lisura de superfície da resina apresentou-se estatisticamente maior do que todos os outros materiais, CIV modificados por resina (Fuji Ionomer II LC; Photac-Fil Aplicap) e convencionais (Fuji Ionomer II; Ketac Fil Aplicap), com exceção do amálgama. Observações na microscopia eletrônica mostraram uma significativa e maior rugosidade de superfície para todos os CIV comparados com o amálgama e a resina.

Um CIV MR (Fuji II LC), um compômero (Dyract) e uma resina híbrida (Pekafill) foram clinicamente comparados e avaliados por 3 anos, em termos de integridade marginal, alteração de cor e rugosidade de superfície por VAN DIKJEN⁹⁵, 1996. Neste período, observou-se que a resina apresentou a melhor adaptação marginal e menor alteração de rugosidade. O Dyract apresentou menor alteração de cor e intermediária alteração de rugosidade, dentre os materiais testados. O Fuji II LC apresentou a mais alta mudança de cor e rugosidade, em função da exposição de partículas de carga maiores após o desgaste *in vivo*.

Um trabalho realizado por GLADYS et al.³⁵, em 1997, comparou a rugosidade de superfície após polimento e a resistência à abrasão, bem como analisou o tamanho das partículas, dos CIV MR (Vitremer, Photac Fil, Fuji II LC, Fuji II LC hand mix) e compômeros (Dyract, Variglass, Geristone, Ionosit Fil) com as resinas compostas (Z100, Silux plus) e CIV convencionais (Ketac Fil e Hi Fi Master Palette), por meio de um rugosímetro computadorizado. Os resultados mostraram que após a abrasão por escovação a rugosidade de superfície aumentou para todos os materiais, porém em extensões diferentes, sendo a menor para o Dyract, provavelmente devido ao pequeno tamanho de suas partículas e a ausência de bolhas de ar. A análise morfológica em microscopia eletrônica mostrou a superfície dos CIV convencionais com muitas fendas e porosidades. Para a resina composta a rugosidade de superfície é determinada, principalmente, pela presença de partículas de carga protruídas acima da matriz resinosa, já a dos CIV convencionais e CIV MR resulta de ambos porosidades intruídas e partículas de carga protruídas, que se tornam expostas com a abrasão, contribuindo para mais alta rugosidade.

TURSSI et al.⁹⁴, em 2001, avaliaram a rugosidade de superfície de 2 resinas compostas (Renamel Microfill e Charisma), 2 compômeros (Compoglass-F and Dyract AP) e 1 CIV RM (Fuji II LC), submetidos a 100.000 ciclos de escovação. Os resultados mostraram que houve um aumento considerável em Ra para todos os materiais, exceto para a Renamel. Charisma, Renamel, Compoglass-F e Dyract AP mostraram texturas uniformes, considerando que Fuji II LC exibiu um aumento progressivo na rugosidade de superfície. Entre os materiais testados, a Renamel apresentou a superfície mais lisa, seguida da Charisma e Compoglass-F, que não diferem um do outro. O Fuji II LC apresentou a textura de superfície mais rugosa.

SILVA; ZUANON⁸⁵, 2006, avaliaram a rugosidade de superfície de 4 CIV convencionais quimicamente ativados: Fuji IX, Ketac Molar, Vidrion R e Vitro Molar, comumente usados para tratamento restaurador atraumático. Os espécimes foram pesados em balança eletrônica analítica (AS 310; Scientech Inc.) a cada 24hs até a estabilização do peso em 5 medidas seqüenciais. Após estabilização foi realizada a leitura da rugosidade superficial no Surfcoorder SE 1700; Kosaka Laboratory Ltd, Kosaka, Japan. Os espécimes foram examinados em microscopia eletrônica de varredura com comparações 2 a 2 e mostraram diferenças estatisticamente significantes entre todos materiais, exceto para Ketac Molar e Vidrion R, que tiveram resultados similares. Considerandos estes resultados de rugosidade de superfície os materiais

podem ser apresentados na seguinte ordem crescente: Ketac Molar < Vidrion R < Fuji IX < Vitro Molar. Fuji IX, Ketac Molar e Vidrion R apresentaram rugosidade de superfície aceitável após reação de presa enquanto Vitro Molar mostraram mais alta rugosidade de superfície. Em observação a microscopia eletrônica todos os CIV convencionais apresentaram bolhas, incluídas na manipulação do material, e fendas na superfície, produzidas durante o processo de análise de SEM.

Ultra-som

O ultra-som é utilizado no processo de assentamento do concreto e de cimentos na indústria de construção civil, já há algum tempo, com resultados bem satisfatórios. Baseado neste fato a excitação ultra-sônica foi introduzida na Odontologia na manipulação de cimentos^{91, 100}.

Um transdutor presente dentro do aparelho de ultra-som converte oscilações elétricas em vibrações mecânicas que resultam em ondas⁷. Ondas ultra-sônicas são essencialmente uma propagação mecânica de energia através de um meio, que ocorrem quando as partículas de um meio são energizadas, causando uma vibração, em seguida esta energia é transferida para a partícula adjacente por meio de ondas⁵³.

O ultra-som tem sido utilizado na Odontologia desde a década de 50. Um dos primeiros relatos é na forma de broca ultra-sônica, baseada no trabalho pioneiro de BALAMUTH⁷, em 1963, quando a indústria lançou de forma experimental um aparelho, desenvolvido para preparo cavitário em dentes humanos. Nesta época o ultra-som era utilizado para condensação de amálgama, raspagem, cirurgia gengival, endodontia, preparos, mas já se afirmava que novas idéias surgiriam e que no futuro próximo o uso do ultra-som na odontologia seria muito mais abrangente. Sendo assim, apenas mais recentemente está sendo realizada a aplicação ultra-sônica com intuito de promover melhora nas propriedades físicas dos materiais⁵³.

A aplicação do ultra-som tem sido indicada para reduzir porosidade nos CIV. O tempo de sonificação é dependente da viscosidade e deve ser ajustado para diferentes materiais⁴.

Equipamentos mais modernos e originalmente desenvolvidos para a remoção de cálculo dental que empregam energia ultra-sônica também estão sendo utilizados na técnica de restauração com CIV^{1, 4, 8, 15, 27, 51, 77, 91, 92, 93}. Embora este mecanismo ainda não esteja claro, os resultados preliminares indicam que o aquecimento exerce uma importante função na reação de presa mediada pelo ultra-som Além da geração de calor,

o ultra-som também pode contribuir para aceleração da reação de presa como resultado da colisão de partículas de vidro entre si e pela difusão dos componentes da reação. O material resultante pode se apresentar mais denso devido à redução de porosidades internas¹. Desse modo, a aplicação do ultra-som melhoraria as propriedades mecânicas do CIV sem a necessidade de alteração da composição do material⁹¹.

A aplicação ultra-sônica pode melhorar as propriedades dos materiais de várias maneiras, por meio da energia cinética do aparelho, que pode acelerar a reação de presa, devido ao aumento de temperatura; do movimento mecânico, que melhora a mistura das partículas e das cadeias de ácidos polialcenóicos, resultando numa reação cinética homogênea, o aumento da reatividade pode acelerar a reação de presa; do movimento mecânico promove melhora na mistura das partículas, resultando na diminuição das porosidades do material; com o aumento da temperatura a proporção pó/líquido pode ser aumentada devido à evaporação do líquido, resultando em maior resistência do material⁹¹. Quando as ondas do ultra-som passam por um tecido, sua energia é reduzida e dissipada em forma de calor, provocando uma elevação da temperatura no local. Os efeitos dessa elevação nos tecidos são dependentes do tempo em que o ultra-som é aplicado, e da sensibilidade do tecido à alteração térmica⁵³. O ultra-som promove, ainda, maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido, auxilia na quebra dos aglomerados das partículas, oferecendo maior área de superfície de vidro para ser reagida e permitindo maior compactação destes materiais⁹².

Com a aplicação do ultra-som as bolhas estouram formando micro-bolhas⁷. Algumas micro-bolhas vão para a superfície e desaparecem, outras permanecem internamente no material, no entanto com dimensões diminuídas, tornando o material mais resistente.

A elevação de temperatura dos CIV, sem a utilização de ultra-som, foi estudada por KANCHANAVASITA; PERSON; ANSTICE⁵⁰, em 1995, que encontraram para o cimento convencional Fuji II uma elevação de temperatura de 1⁰C, em função da reação exotérmica de presa, e para o CIV RM Fuji II LC de 17,5⁰C, decorrente da ação da fonte de luz.

Com a utilização do ultra-som por 45s, há um aumento de 13⁰C⁵¹. Esse aumento de temperatura deve acelerar o processo de presa dos CIV, contribuindo para maior resistência do material nos períodos precoces de presa.

Quanto à possibilidade de danos à polpa dentária algumas considerações devem ser feitas, visto que uma energia acústica é introduzida no dente quando

submetido ao ultra-som. Para avaliar os efeitos na polpa durante o preparo cavitário utilizando este tipo de aparelho foram realizados estudos histopatológicos em humanos e animais, após diferentes intervalos de tempo^{12, 65}, e concluíram que o uso de ultra-som não provocava danos irreversíveis à polpa.

VAN DUINEN; De GEE; DAVIDSON⁹⁶, em 2001, avaliaram o efeito do ultra-som como um método que permite o controle da presa dos CIV sem efeitos negativos colaterais. Alguns métodos têm sido desenvolvidos com o intuito de controlar e reduzir o tempo de presa, como os CIV RM, que são foto-polimerizáveis, no entanto alguns efeitos indesejados têm sido observados, tais como diminuição da resistência ao desgaste e do módulo de elasticidade. Os resultados deste trabalho demonstraram que o ultra-som reduziu o tempo de presa e aumentou a dureza e a resistência à erosão dos CIV testados (Fuji IX e Ketac Molar), o que possivelmente seja em decorrência do aumento de temperatura, melhora da movimentação dos reagentes, redução da porosidade, compactação das partículas de carga e aumento da proporção pó/líquido.

TOWLER; CROWLEY; HILL⁹², em 2003, investigaram os efeitos da excitação ultra-sônica na geleificação do CIV de alta viscosidade (Fuji IX) em relação à presença de porosidade e o comportamento da fase vítrea. Os espécimes foram analisados por microscopia de varredura, com um aumento de 500x para investigação da presença de bolhas e 1000 e 5000x para análise das partículas vítreas. Observou-se que a utilização do ultra-som nos CIV promove maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido; ocorre quebra dos aglomerados de partículas, oferecendo maior área de superfície de vidro para ser reagida, conseqüentemente acelera a reação de presa, e permite maior compactação destes materiais. Além disso, a vibração promovida pelo ultra-som diminuiu o número de bolhas de ar incluídas no corpo do material, reduzindo a porosidade do material e assim promovendo propriedades mecânicas melhoradas.

Em 2004, TWOMEY et al.⁹³ avaliaram a influência da excitação ultra-sônica no tempo de geleificação e em relação à resistência compressiva, após períodos de 1 e 7 dias, dos CIV Ketac Molar Quick, Fuji IX Fast, manipulados manual e mecanicamente. Para ambos os cimentos após 45s de aplicação a geleificação já havia se concluído. Os resultados mostraram aumento na resistência à compressão pela aplicação da excitação de 12 e 18% após 1 dia e 15 e 12% após 7 dias, respectivamente para os 2 cimentos testados. Dessa forma, percebe-se que a aplicação ultra-sônica reduziu o tempo de geleificação, a qual concluiu-se após 45s de irradiação e aumentou a resistência à compressão dos CIV testados. O ultra-som apresentou um efeito benéfico no tempo de

presa e nas propriedades mecânicas dos CIV. Os autores mostraram em trabalhos prévios que a quebra dos aglomerados das partículas de vidro e densificação do cimento pelo ultra-som são fatores que influenciam no processo de presa.

KLEVERLAAN; VAN DUINEN; FEILZER⁵¹, em 2004, analisaram influência da aplicação de comandos externos (excitação ultra-sônica ou fonte de calor externa, por meio de duas placas metálicas), durante o período inicial de presa, nas propriedades mecânicas de CIV convencionais (Fuji IX fast, Fuji IX, Ketac Molar quick, Ketac Molar). Os resultados mostraram que, quando a reação de presa foi convencional, após 1 hora não houve diferença significativa entre os CIV. Os maiores valores de resistência à compressão foram encontrados quando a fonte de calor externa foi utilizada, seguindo-se pela aplicação do ultra-som, sendo que os menores valores foram observados quando os CIV tomaram presa de maneira convencional. Houve um aumento nos valores de resistência com o passar do tempo. Foram observadas diferenças significativas para o Fuji IX e o Ketac Molar quando se utilizou o ultra-som e a fonte externa de calor; e também para o Fuji IX Fast e Fuji IX quando se utilizou excitação ultra-sônica. Quanto ao aumento de temperatura, durante a presa convencional ocorreu um aumento de 1^oC, no entanto, quando se aplicou o ultra-som a temperatura foi elevada em aproximadamente 13^oC. A temperatura máxima foi atingida após 60s, entre 34,6 e 39,4^oC. A temperatura máxima alcançada quando a fonte externa de calor foi utilizada foi entre 44,5 e 46^oC. Após 28 dias não houve diferença estatística entre as formas de tratamento dos CIV. Os experimentos sofreram aumento na resistência à compressão quando submetidos a aplicações dos comandos externos, principalmente o Fuji IX fast e Ketac Molar em relação à presa convencional. Portanto nos períodos iniciais houve um aumento significativo na resistência à compressão após excitação ultra-sônica e aplicação de fonte externa de calor, em comparação aos métodos convencionais. Além disso, o ultra-som pode ser usado como auxiliar na reação de presa dos CIV, em função da melhora que promove nas propriedades desses materiais.

O efeito do ultra-som na microdureza de dois CIV de alta viscosidade em diferentes períodos mostrou resultados estatisticamente maiores do que sem a aplicação do ultra-som. O tempo também contribuiu para o aumento de microdureza para os 2 materiais, com exceção do período de 24 horas para um deles⁷⁷.

BARATA et al.⁸, em 2005, compararam a influência da excitação ultra-sônica na resistência compressiva e tração diametral, nos períodos de 1 hora, 24 horas e 7 dias, de um tradicional CIV convencional de alta viscosidade: Fuji IX, com 2 novos

CIV brasileiros: Bioglass R e Vitro-Molar, todos indicados para Técnica Restauradora Atraumática. (ART). A utilização do ultra-som resultou em um aumento significativo na resistência à compressão para todos os cimentos testados, entretanto não influenciou na resistência à tração diametral, exceto para o Fuji IX no período de 24 horas.

ALGERA et al.¹, em 2005, avaliaram, *in vitro*, a influência da aplicação do ultra-som e do aquecimento na reação de presa e determinou a resistência à tensão dos braquetes ao esmalte. Os materiais testados foram 2 CIV RM, Fuji Ortho LC e Fuji Plus e 1 CIV convencional de presa rápida, Fuji IX Fast. Três diferentes métodos de manipulação foram empregados: de acordo com as instruções dos fabricantes; com 60s de aplicação de aquecimento; ou com 60s de aplicação de ultra-som. A utilização do aquecimento e do ultra-som diminuiu a reação de presa significativamente ($p < 0.05$) e aumentou a resistência de união ao esmalte comparado com o método de presa-padrão, mais notavelmente após a aplicação do aquecimento.

Utilizando um ionômero de alta viscosidade, foi verificada a influência de diferentes matrizes e volumes de material na dureza superficial e concluiu-se que as matrizes de aço inoxidável proporcionam resultados significativamente superiores a matrizes de politetrafluoretileno e de dente bovino e que as matrizes com 6mm de diâmetro e 2mm de altura também produziam os menores valores aos 15 minutos e 1 h de armazenamento¹⁵.



3 Proposição

3 Proposição

Avaliar *in vitro* a resistência à abrasão e a rugosidade de superfície, decorrente da escovação simulada de cimentos de ionômero de vidro sonificados ou não, por análise da alteração de massa e da textura superficial.

As seguintes hipóteses nulas foram estabelecidas:

- 1- Não existe diferença na resistência à abrasão dos materiais com e sem aplicação de ultra-som.
- 2- Não existe diferença na resistência à abrasão entre cimento de ionômero de vidro convencional, modificado por resina e de alta viscosidade.
- 3- Não existe diferença na rugosidade de superfície dos materiais com e sem aplicação de ultra-som.
- 4- Não existe diferença na rugosidade de superfície entre cimento de ionômero de vidro convencional, modificado por resina e de alta viscosidade.



4 Material e Métodos

4 Material e Métodos

1- Confeção dos corpos-de-prova

Os cimentos de ionômero de vidro avaliados encontram-se na tabela 1.

Tabela 1 – Características dos Cimentos de Ionômero de Vidro testados

Materiais	Nome comercial	Fabricante	Proporção pó/líquido	Lote Pó	Lote Líquido
Convencionais	Bioglass	Biodinâmica (Ibiporã, PR, Brasil)	0,376/0,140g	881/05	882/05
	Vitro Fil	DFL (RJ, Brasil)	0,375/0,125g	04101116	04101115
Modificados por resina	Resiglass	Biodinâmica (Ibiporã, PR, Brasil)	0,356/0,080g	816/05	815/05
	Vitro Fil LC	DFL (RJ, Brasil)	0,324/0,108g	05101280	05091134
	Fuji II LC	GC Corporation (Tóquio, Japão)	0,375/0,125g	0503031	0502261
Alta viscosidade	Ketac Molar	3M/ESPE (Seefeld, Alemanha)	0,492/0,118g	198821	199786
	Vitro Molar	DFL (RJ, Brasil)	0,375/0,125g	06010124	06010029
	Fuji IX	GC Corporation (Tóquio, Japão)	0,375/0,125g	0508111	0508091

Dez espécimes formaram o grupo controle, sem excitação ultra-sônica, e dez espécimes formaram o grupo teste, com excitação ultra-sônica, para cada material.

Os espécimes foram confeccionados numa matriz de dente bovino, constituída de dois semicírculos que unidos, formavam um orifício central com dimensões de 5mm de diâmetro e 3mm de espessura (Figura 1). Pincelou-se vaselina sólida nas paredes internas do orifício. A matriz foi confeccionada com dente bovino tendo em vista que o ultra-som se propaga por meio de ondas de forma diferente conforme o meio em que é aplicado⁵³. Dessa forma, uma matriz constituída de dente

bovino, simularia mais aproximadamente a propagação das ondas como ocorre no tecido dentário humano.



Figura 1 – Matriz de dente bovino com orifício central com dimensões de 3mm de espessura e 5mm de diâmetro

As proporções pó/líquido de cada material, estabelecidas pelo fabricante, foram determinadas por pesagem em uma balança de precisão (cap. 210g, sens. 0.0001g mod. Mark 210A LICiT-Bel/Proc. Italian) (Figura 2). Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. A manipulação dos cimentos foi realizada em blocos de papel encerado que acompanhavam os produtos, com espátula de plástico, mantendo a temperatura à $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa do ar $50\% \pm 10\%$, conforme a especificação da ISO 14569-1, 1999⁴⁷.



Figura 2 – Balança de precisão de quatro casas decimais

Para a confecção dos espécimes utilizando os cimentos RM (Fuji II LC, Resiglass, Vitro Fil LC), que exigem fotopolimerização, inseriu-se incrementos de aproximadamente 1,5mm de espessura. A polimerização foi realizada por uma unidade

de luz halógena (Astralis 3, Ivoclar - Vivadent –Schann, Liechtenstein), pelo tempo recomendado pelo fabricante e completou-se com um outro incremento, sendo polimerizado por igual tempo. Para os cimentos convencionais e de alta viscosidade (Vitro Molar, Ketac Molar, Fuji IX, Vitro Fil, Bioglass), que não exigem fotopolimerização, a inserção foi realizada em incremento único. Para todos os cimentos de ionômero de vidro utilizou-se seringa Centrix (Centrix Inc. Shelton, CT) para inserção do material; em seguida, o CIV foi coberto com tira de poliéster (K-Dent, Quimidrol, Santa Catarina). Os grupos não submetidos ao ultra-som foram imediatamente pressionados contra uma lâminula de vidro, por 1 minuto, para extrusão do excesso. Esperou-se o tempo de presa e/ou fotopolimerização e foram protegidos com vaselina.

Nos grupos testes, após a inserção do material, aplicou-se o ultra-som por 15 segundos, sem pressão manual. O ultra-som utilizado foi o EMS FT-081 DN Mini PIEZON (EMS, Nyon, Geneva, Switzerland) (Figura 3), com a ponta Instrument B (EMS, Nyon, Geneva, Switzerland) (Figura 4), a qual foi apoiada lateralmente ao cimento, sobre a matriz. A ponta foi aplicada por 4 segundos à direita, 4 à esquerda, 4 acima e 3 abaixo do orifício, perfazendo 15 segundos. Esse equipamento apresenta frequência pré-estabelecida de 25-30 kHz. Foi utilizada metade da potência do aparelho (escala 5), que varia numa escala de 1 a 10. Nos cimentos ionoméricos modificados por resina, após a inserção e a excitação por 15 segundos, foi realizada a polimerização com o mesmo aparelho já citado. Nos CIV que não exigiam fotoativação, após a excitação ultra-sônica pressionou-se uma lâminula de vidro, por 1 minuto, para extrusão do excesso e aplicou-se vaselina sólida, para proteção superficial.



Figura 3 – Aparelho de ultra-som EMS FT-081 DN Mini PIEZON

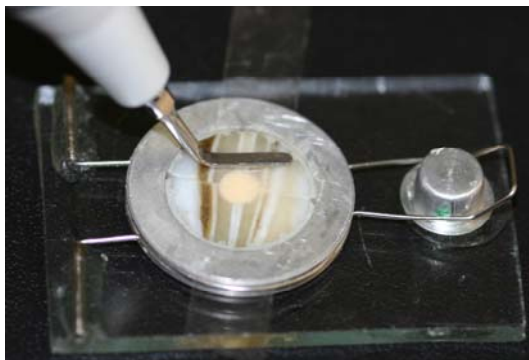


Figura 4 – Excitação ultra sônica com a ponta Instrument B sobre a matriz de dente bovino, lateralmente ao CIV inserido no orifício central

Decorridos 20 minutos do início da manipulação, todos os espécimes foram imersos em água deionizada, onde ficaram armazenados em estufa com temperatura controlada de 37⁰C, por 7 dias antes da realização do teste de abrasão, sendo que a cada 24 horas eram retirados para a pesagem. Os mesmos corpos-de-prova foram utilizados para os testes de perda de massa e rugosidade de superfície.

2- Determinação da massa inicial

Para determinação da massa inicial, os corpos-de-prova foram secos com papel absorvente por 30 segundos e, em seguida, pesados em uma balança de precisão (cap. 210g, sens. 0,0001g mod. Mark 210A LICiT-Bel/Proc. Italian), com quatro casas decimais e os valores foram registrados.

A cada intervalo de 24 horas, uma nova pesagem foi realizada, até que fosse verificada uma estabilidade da massa do corpo-de-prova, variação no máximo de 0,0002g., o que ocorreu após seis pesagens consecutivas; foi então registrado o valor inicial da massa e os corpos foram submetidos ao teste de escovação.

3- Determinação da rugosidade de superfície inicial

A rugosidade de superfície inicial foi lida (após 7 dias da confecção dos corpos-de-prova) com o aparelho Hommel Tester T1000 (Hommelwerke, GmbH, Alte Tuttinger Strebe 20. D-7730 VS-Schwenningen - Germany) (Figura 5), que é uma unidade portátil acionada por corrente elétrica. É um aparelho de avaliação de alta sensibilidade, com uma ponta apalpadora esférica que percorre a superfície e é acoplada

a uma unidade que processa e que interage as informações quantitativamente. O resultado é registrado de imediato, digitalmente em um visor de cristal líquido.



Figura 5 – Rugosímetro Hommel Tester T1000

Para cada corpo-de-prova foram realizadas 5 leituras de forma aleatória, em diversos locais abrangendo toda a extensão, seguida da obtenção de uma média aritmética destes valores.

Os comprimentos de onda limite padronizados pela norma NBR 6405/1988⁵, para filtros de medição de rugosidade (cut-off) são de 0,08; 0,25; 0,8 e 2,5mm. A partir do momento que L_t é selecionado, de acordo com o tamanho do espécime a ser lido, os demais parâmetros automaticamente são determinados pelo rugosímetro, como mostra a figura 6.

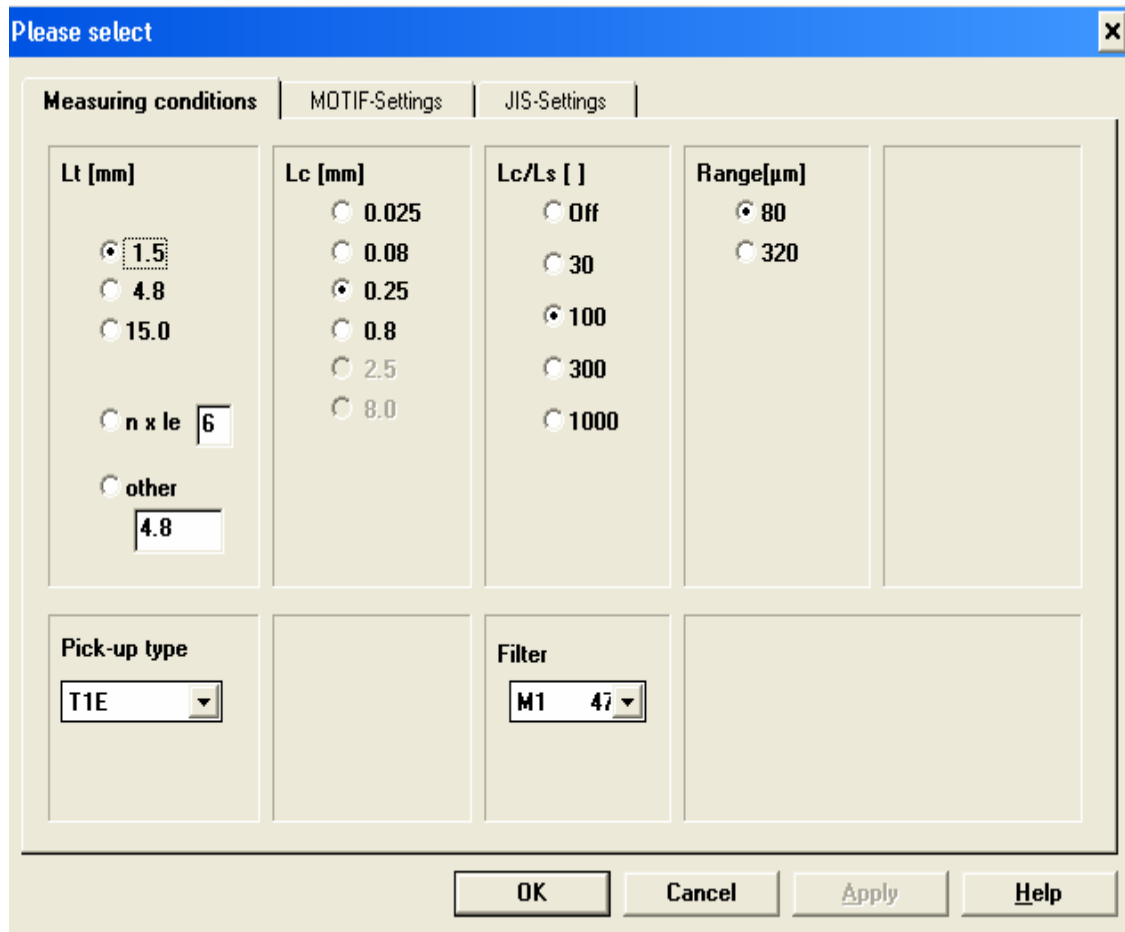


Figura 6- Imagem exibida na determinação dos parâmetros no rugosímetro

Os parâmetros eleitos foram:

T (tolerância) mínima = $0,01\mu\text{m}$

T (tolerância) máxima = $8,00\mu\text{m}$

Lt (limite de tracejamento ou percurso de apalpamento): percurso total apalpado pelo sistema de medição = $1,5\text{mm}$

Lc (cut-off ou comprimento de amostragem): um quinto do percurso de medição, conforme ilustrado na figura 7. O comprimento de amostragem deve ser o suficiente para avaliar a rugosidade, isto é, deve conter todos os elementos representativos de rugosidade. Trata-se dos limites dos comprimentos de onda nos quais os componentes do perfil são considerados nominalmente não variáveis, por exemplo: comprimentos de onda menor que o de cut-off selecionados são incluídos e os maiores que o cut-off são excluídos = $0,25\text{mm}$

Lm (percurso ou limite de medição): extensão do trecho útil do perfil de rugosidade usado diretamente na avaliação, projetado sobre a linha média. = $1,25\text{mm}$.

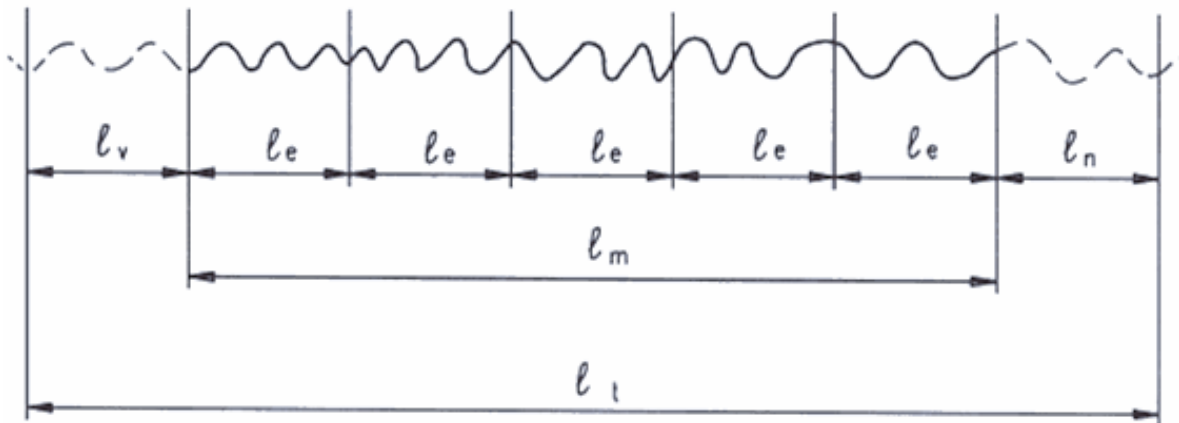


Figura 7- Parâmetros para avaliação de rugosidade

O comprimento de amostragem (L_c) nos aparelhos eletrônicos não deve ser confundido com a distância total (L_t) percorrida pelo apalpador sobre a superfície. Para a medição da rugosidade, esta deve ser separada da ondulação e dos desvios macrogeométricos. Esta separação é realizada através da filtragem.

O perfil apresenta rugosidade e ondulação, o comprimento de amostragem filtra a ondulação. Com o rugosímetro, a ponta passa delicadamente fazendo uma reta sobre a superfície e o movimento vertical da ponta é registrado como uma função de posição ao longo da reta. Deste modo, registra-se um perfil da superfície.

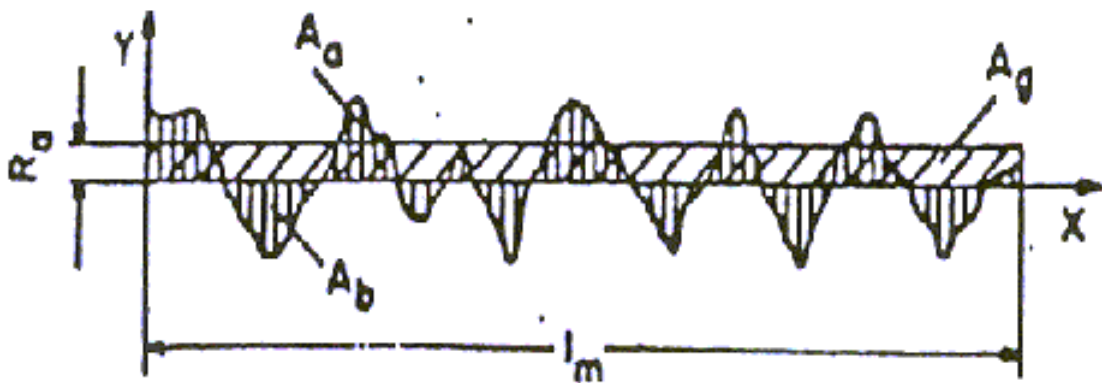


Figura 8- Valor R_a na superfície medido pela altura do perfil acima e abaixo da linha central

4- *Procedimentos de abrasão*

Para a realização dos testes de abrasão foi utilizada a máquina automática para simulação de escovação (M.N. São Carlos – Brasil) (Figura 9).



Figura 9 – Vista frontal da máquina de escovação, a qual possui em sua parte superior um painel de controle de dados e na inferior os dispositivos para colocação das escovas dentais e corpos-de-prova

O equipamento consiste de um motor que produz movimentos de vai-vem em dez braços, nos quais são fixadas as cabeças das escovas dentais Colgate Classic (Colgate-Palmolive, Co., Osasco-SP, Brasil), viabilizando simulação simultânea da escovação em dez corpos-de-prova. A base do equipamento é de aço inoxidável e possui dez dispositivos independentes para o posicionamento dos espécimes. As cabeças das escovas dentais foram fixadas de forma a garantir seu alinhamento paralelo à base.

A máquina é dotada de um sensor de temperatura que viabiliza a escovação a temperatura de $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ através de um monitoramento preciso e livre de interferências externas através de uma cúpula de vidro. A amplitude da excursão dos movimentos de escovação foi ajustada em 20mm, compatível com a dimensão dos espécimes. Cada ciclo, movimento completo de vai-vem, foi ajustado em um sensor específico do equipamento e adaptado a velocidade de 4,5 ciclos por segundo com carga de 300g. Durante a escovação, a máquina foi ajustada para injetar frequentemente, em cada corpo-de-prova, 0,4ml da solução a cada dois minutos.

O teste teve como objetivo submeter o corpo-de-prova ao montante de 100.000 ciclos de escovação para cada corpo-de-prova. O tempo de ensaio foi de aproximadamente seis horas diárias para cada grupo.

A suspensão consistiu de dentifrício dental Colgate MFP (Colgate-Palmolive, Co.Osasco-SP, Brasil) que foi diluído com água destilada, na proporção de 1:2 em peso, de acordo com a especificação da ISO 14569-1, 1999⁴⁷. Para cada 180g de dentifrício foram usados 360ml de água destilada, com o intuito de simular a diluição que ocorre na boca pela saliva e, conseqüentemente, reduzir a ação de atrito pela sedimentação do abrasivo.

O dentifrício Colgate MFP foi escolhido por ser consumido em larga escala no comércio nacional, apresentando na composição o carbonato de cálcio como agente abrasivo. Esse dentifrício é classificado como de média abrasividade. As escovas de dente utilizadas foram Colgate Classic (Colgate-Palmolive, Co.,Osasco-SP) pois, apresentam cerdas de nylon macias, de pontas arredondadas.

5- Limpeza dos corpos-de-prova

Após o teste, os corpos-de-prova foram lavados em água corrente e, em seguida, colocados num aparelho de vibração ultra-sônica (Tempo ultrasonic Ind. Com-LTDA, Taboão da Serra- SP, modelo T-14) por 1 minuto, conforme normatização da ISO 14569-1, 1999⁴⁷, cujo compartimento central contém água destilada para que as partículas abrasivas do dentifrício fossem removidas.

6- Determinação da massa final

Os corpos-de-prova foram secos com papel absorvente, e pesados utilizando a mesma balança, usada anteriormente para obtenção da massa inicial, e os valores foram registrados. Em seguida foram armazenados em água destilada no interior de recipientes individualizados e identificados à temperatura de 37⁰C e umidade absoluta de 100%. A cada 24 horas subseqüentes, uma nova pesagem foi efetuada até que não houvesse variação dos valores da massa das amostras, de no máximo 0,0002g. Quando foram obtidos valores estáveis após seis pesagens consecutivas, foi registrado o valor final da massa. As diferenças dos valores iniciais e finais foram reportadas como a alteração final de massa.

7- Determinação da rugosidade de superfície final

A análise da superfície dos espécimes foi feita quantitativamente, através da utilização do rugosímetro, antes e depois do teste de escovação. Para cada superfície, foram realizadas 5 leituras, aleatoriamente, para abranger toda a extensão.

8- Análise Estatística

Os resultados obtidos neste estudo foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a dois critérios e posteriormente, ao Teste de Tukey, para comparações individuais entre os grupos. O nível de significância empregado foi de 5%, com $p < 0,05$. Empregou-se também o teste de coeficiente de Person para análise da correlação entre a perda de massa e alteração de rugosidade de superfície.



5 Resultados

5 Resultados

Alteração de massa

A média dos valores de perda de massa dos CIV, com e sem aplicação de ultra-som, foi obtida pela diferença entre a média inicial e final (tabelas 2 e 3).

Tabela 2 - Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de massa (g) dos CIV submetidos ao ultra-som

Material submetido ao US	Média Inicial (DP)	Média Final (DP)	Média das diferenças das médias MF-MI (DP)
Vitro Fil	0,1404 (0,0016)	0,1399 (0,0014)	0,0004 (0,0003)
Fuji II LC	0,1487 (0,0045)	0,1479 (0,0045)	0,0007 (0,0004)
Ketac Molar	0,1589 (0,0030)	0,1572 (0,0029)	0,0007 (0,0004)
Bioglass	0,1312 (0,0023)	0,1300 (0,0027)	0,0012 (0,0023)
Vitro Fil LC	0,1339 (0,0030)	0,1331 (0,0028)	0,0008 (0,0003)
Fuji IX	0,1495 (0,0035)	0,1478 (0,0033)	0,0016 (0,0027)
Vitro Molar	0,1356 (0,0020)	0,1325 (0,0025)	0,0027 (0,0015)
Resiglass	0,1545 (0,0035)	0,1486 (0,0039)	0,0058 (0,0017)

Tabela 3- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de massa (g) dos CIV não submetidos ao ultra-som

Material não submetido ao US	Média Inicial (DP)	Média Final (DP)	Média das diferenças das médias MF-MI (DP)
Vitro Fil	0,1391 (0,0011)	0,1389 (0,0010)	0,0002 (0,0001)
Vitro Fil LC	0,1430 (0,0044)	0,1426 (0,0044)	0,0004 (0,0002)
Fuji IX	0,1496 (0,0020)	0,1490 (0,0020)	0,0005 (0,0004)
Bioglass	0,1315 (0,0043)	0,1309 (0,0041)	0,0005 (0,0004)
Ketac Molar	0,1630 (0,0035)	0,1624 (0,0036)	0,0005 (0,0003)
Fuji II LC	0,1512 (0,0064)	0,1499 (0,0070)	0,0013 (0,0717)
Vitro Molar	0,1346 (0,0037)	0,1325 (0,0038)	0,0021 (0,0008)
Resiglass	0,1602 (0,0026)	0,1531 (0,0033)	0,0070 (0,0026)

A Análise de Variância a dois critérios (Cimentos de Ionômero de Vidro e ultra-som), a um nível de significância de 5% não demonstrou diferença estatisticamente significativa em relação à aplicação do ultra-som ($p=0,403$) e revelou diferença estatisticamente significativa para os diferentes CIV estudados ($p<0,001$).

O teste de Tukey foi aplicado para analisar múltiplas comparações entre os materiais (tabela 4).

Tabela 4- Comparações individuais das diferenças de perda de massa entre os materiais testados, antes e após teste de abrasão

Material	Média das diferenças das médias MF-MI (g)
Vitro Fil	0,000345 a
Vitro Fil LC	0,000620 a
Ketac Molar	0,000635 a
Bioglass	0,000890 a
Fuji II LC	0,001060 a
Fuji IX	0,001105 a
Vitro Molar	0,002470 b
Resiglass	0,006485 c

O teste de Tukey demonstrou diferença significativa do Resiglass e do Vitro Molar comparado com os demais materiais.

A Figura 10 representa a perda de massa entre os CIV submetidos ou não ao ultra-som.

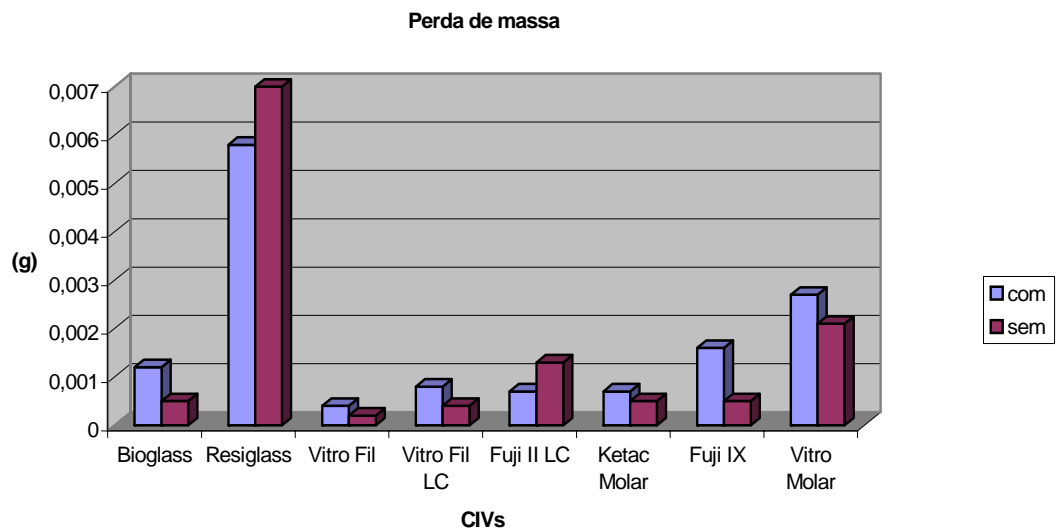


Figura 10- Comparação da perda de massa entre os CIV submetidos ou não ao ultra-som

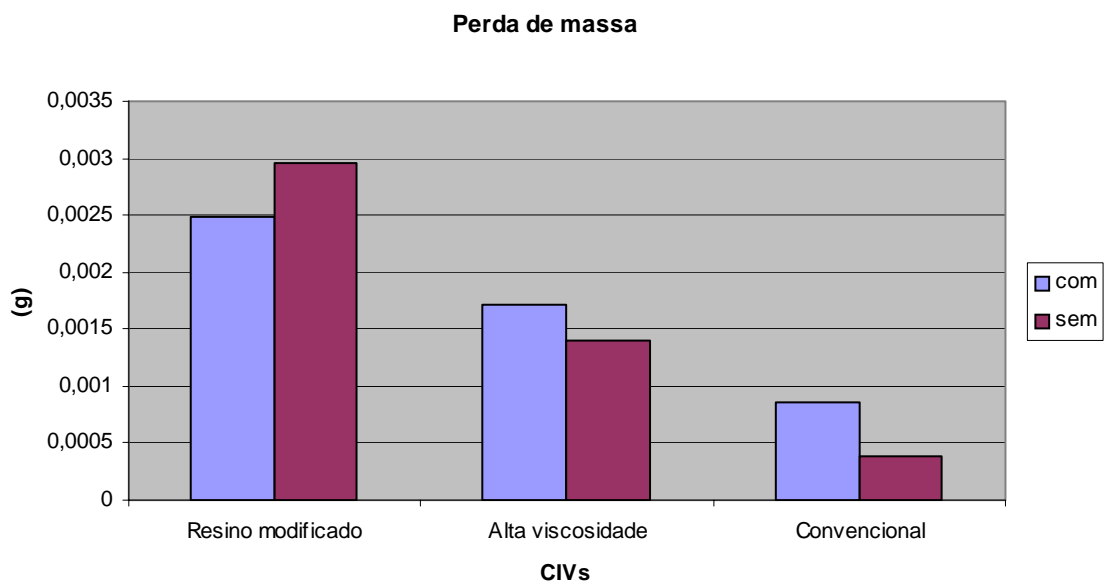


Figura 11- Comparação da perda de massa entre os tipos de CIV submetidos ou não ao ultra-som

Alteração da rugosidade superficial

A média dos valores de variação de rugosidade dos CIV testados, com e sem aplicação de ultra-som, está apresentada nas tabelas 5 e 6, respectivamente.

Tabela 5- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de rugosidade (μm) dos CIV submetidos ao ultra-som

CIV submetidos ao US	Média Inicial (DP)	Média Final (DP)	Média das diferenças das médias MF-MI (DP)
Bioglass	1,3778 (0,9918)	1,5646 (0,5769)	0,1868 (0,8834)
Resiglass	1,6852 (0,6830)	2,0882 (0,5734)	0,4330 (0,7187)
Vitro Fil	1,1094 (0,3449)	1,474 (0,5315)	0,3646 (0,4497)
Vitro Fil LC	0,6372 (0,7681)	0,8930 (0,4649)	0,2558 (0,4345)
Fuji II LC	1,7076 (0,6443)	1,7846 (0,4361)	0,0770 (0,6317)
Ketac Molar	1,1034 (0,3393)	1,5246 (0,3969)	0,3677 (0,3965)
Fuji IX	1,064 (0,5682)	1,4162 (0,4467)	0,3522 (0,6226)
Vitro Molar	1,3388 (0,5985)	1,4706 (0,3506)	0,1318 (0,6396)

Tabela 6- Valores das médias inicial, final, desvio padrão e a diferença da alteração de rugosidade (μm) dos CIV não submetidos ao ultra-som.

CIV não submetidos ao US	Média Inicial (DP)	Média Final (DP)	Média das diferença das médias MF-MI (DP)
Bioglass	1,2612 (0,3515)	1,3226 (0,3388)	0,0717 (0,3538)
Resiglass	1,5634 (0,5113)	1,8516 (0,4650)	0,2882 (0,8029)
Vitro Fil	1,4826 (0,4654)	1,4254 (0,6395)	-0,0272 (0,6967)*
Vitro Fil LC	1,200 (0,8236)	1,3310 (0,4544)	0,1310 (0,0900)
Fuji II LC	1,3840 (0,3641)	1,3166 (0,6967)	0,1746 (1,3749)
Ketac Molar	1,4582 (0,4520)	1,5199 (0,2693)	0,0617 (0,4257)
Fuji IX	1,2344 (0,5158)	1,3986 (0,4746)	0,2456 (0,4904)
Vitro Molar	1,8970 (0,6769)	1,2496 (0,5729)	-0,6474 (0,7151)

A tabela 7 demonstra que os corpos-de-prova submetidos ao ultra-som apresentaram maior alteração de rugosidade superficial em média do que os não excitados.

* Os valores positivos (+) significam que os corpos-de-prova apresentaram aumento na rugosidade superficial. Valores negativos (-) indicam que houve diminuição na rugosidade superficial dos corpos-de-prova, ou seja, tornaram-se mais lisos. Letras idênticas indicam ausência de diferença estatisticamente significativa entre si.

Tabela 7- Valores das diferenças médias da alteração de rugosidade (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos ou não ao ultra-som

Material testado	Média das Diferenças das médias F-I com US	Média das Diferença das médias MF-MI sem US
Vitro Fil	0,3646 (0,4497)	-0,0272 (0,6967)*
Ketac Molar	0,3677 (0,3965)	0,0617 (0,4257)
Bioglass	0,1868 (0,8834)	0,0717 (0,3538)
Vitro Fil LC	0,2558 (0,4345)	0,1310 (0,0900)
Fuji II LC	0,0770 (0,6317)	0,1746 (1,3749)
Fuji IX	0,3522 (0,6226)	0,2456 (0,4904)
Resiglass	0,4330 (0,7187)	0,2882 (0,8029)
Vitro Molar	0,1318 (0,6396)	-0,6474 (0,7151)

A Análise de Variância a dois critérios (CIV e ultra-som) em relação à rugosidade superficial mostrou haver diferença estatisticamente significativa para a utilização ou não do ultra-som ($p = 0,043$), mas não para CIV estudados ($p = 0,264$).

A Figura 12 representa a alteração de rugosidade dos CIV submetidos ou não ao ultra-som.

* Os valores positivos (+) significam que os corpos-de-prova apresentaram aumento na rugosidade superficial. Valores negativos (-) indicam que houve diminuição na rugosidade superficial dos corpos-de-prova, ou seja, tornaram-se mais lisos. Letras idênticas indicam ausência de diferença estatisticamente significativa entre si.

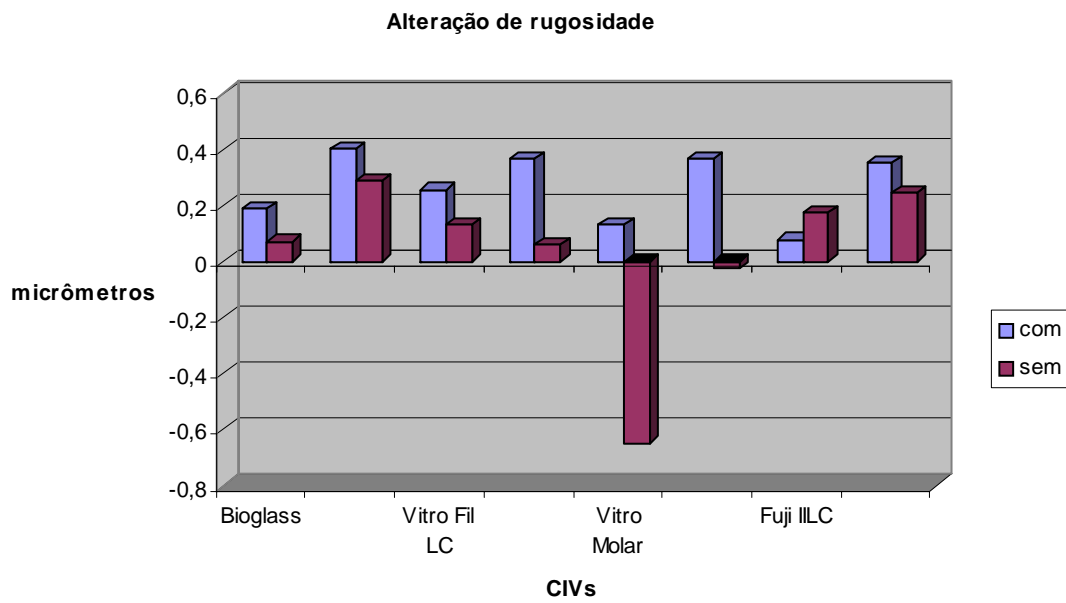


Figura 12- Comparação da alteração de rugosidade de superfície entre os CIV submetidos ou não ao ultra-som

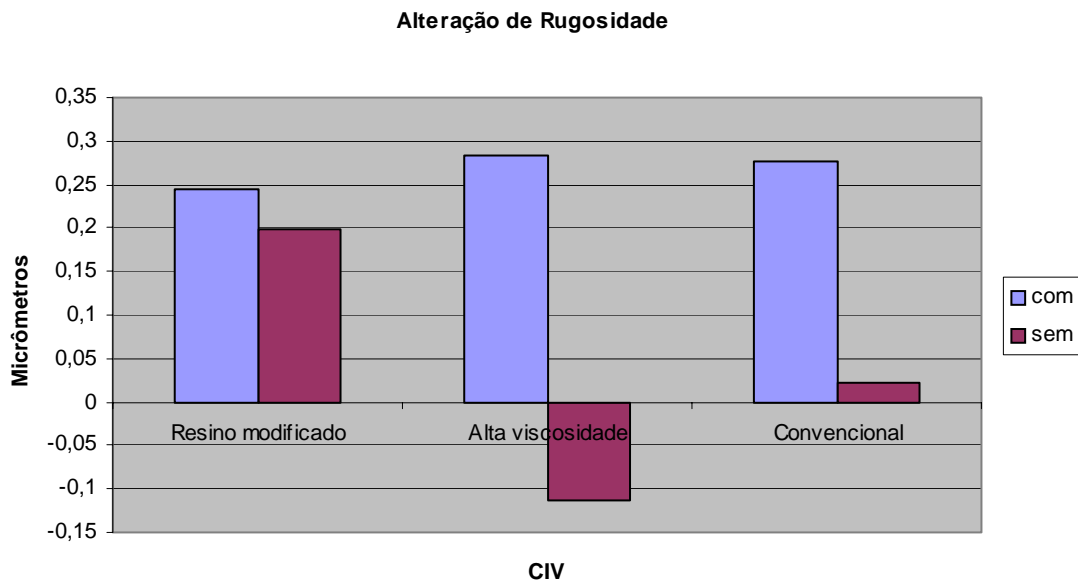


Figura 13- Comparação da alteração de rugosidade de superfície entre os tipos de CIV submetidos ou não ao ultra-som

Tabela 8- Média de alteração da rugosidade dos CIV testados com e sem aplicação de US

US	Média (μm)
Com	0,2673
Sem	0,0354

Correlação perda de massa e alteração de rugosidade

O coeficiente de Pearson verificou uma correlação fraca ($r= 0,1677$) entre a perda de massa e alteração de rugosidade para os CIV testados.



6 Discussão

6 Discussão

A) Da Metodologia

Confeção dos corpos-de-prova

Para realização deste estudo, optou-se pela utilização de dente bovino para confecção da matriz, uma vez que o ultra-som se propaga em ondas de forma diferente conforme o meio em que é aplicado⁵³. Dessa maneira, uma matriz constituída de dente bovino, reproduziria de forma mais aproximada o que ocorreria numa situação clínica e está de acordo com observações de CARVALHO et al.¹⁵, 2006. Além disso, as dimensões dos dentes humanos são pequenas, o que dificulta a confecção de matriz bipartida.

Sabe-se que os dentes bovinos não possuem exatamente as mesmas características do dente humano, pois apresentam maior número de canalículos dentinários por unidade de área e túbulos mais amplos⁸¹. O ideal seria utilizar dentes humanos extraídos para confecção das matrizes, mas isso não é possível por causa de suas dimensões. No entanto, a própria matriz de dente humano extraído não reproduziria exatamente as condições clínicas, pois ela estaria sem o conteúdo da câmara pulpar e dos canalículos dentinários. Assim, essa matriz utilizada, de dentes bovinos, constitui-se numa inovação importante para ser utilizada em futuros trabalhos laboratoriais. Além disso, é fácil de ser confeccionada e os dentes bovinos podem ser conseguidos em quantidade, o que não ocorre com os dentes humanos.

O tamanho dos corpos-de-prova de 5 x 3mm foi com o intuito de aproximar com o tamanho das restaurações da cavidade bucal e tendo em vista que a efetividade do ultra-som é inversamente proporcional ao volume de CIV inserido na cavidade¹⁵. O presente trabalho está em concordância com o de RIOS et al.⁸⁰, 2002, que utilizaram a mesma dimensão e TOWLER et al.⁹¹, 2001, que utilizaram menores dimensões, 2 x 2 mm. Já outros autores⁸⁵ têm usados dimensões maiores (4 x 7mm), o que não é conveniente, já que não podem ser comparados a situações clínicas.

No que diz respeito ao modo de aplicação do US levou-se em consideração observações realizadas por estudos anteriores, os quais demonstram que a velocidade de propagação das ondas ultra-sônicas em diferentes meios é diferenciada⁵³, no esmalte – 3100, na dentina – 1900, na polpa 1900, no ouro – 3240 e no amálgama – 2260m/s. Em função disso, uma matriz de dente bovino foi confeccionada, com o intuito de simular as

condições orais. A ponta aplicadora do ultra-som era posicionada sobre a superfície da matriz dentária, lateralmente ao orifício onde era inserido o material, bem como foram observados os melhores resultados no recente estudo de FAGUNDES et al.²⁷, 2006, de forma que pudesse ser reproduzido igualmente em todos os espécimes da mesma forma.

Outro fator de relevância a ser levado em consideração é a aplicação do mínimo de pressão manual possível e a padronização desse procedimento, por isso apenas um operador treinado e calibrado aplicou o US em todos os corpos-de-prova.

Um detalhe importante na confecção dos corpos-de-prova foi a utilização de matriz de poliéster visando a padronização da superfície a ser testada, já que os procedimentos de acabamento e polimento não são capazes de conferir a lisura obtida com a tira matriz de poliéster^{57, 82, 106}.

No presente estudo o tempo de excitação ultra-sônica aplicado foi de 15s, baseado em teste piloto desenvolvido a partir dos resultados de estudos prévios^{15, 77}. Pôde-se constatar uma influência direta do tempo de aplicação do ultra-som sobre as características do CIV. Esta observação é corroborada pelo estudo de TWOMEY et al.⁹³, 2004, que observou uma severa desidratação do CIV após 45s de aplicação do ultra-som, ocasionando trincas superficiais, provavelmente devido ao aumento de temperatura proporcionada pela excitação ultra-sônica⁵³. Tem sido também observado uma correlação entre a diminuição do número de trincas superficiais e menor tempo de aplicação do US⁷⁷.

Outra importante característica concernente aos estudos de US refere-se à potência do aparelho, pois esta interfere diretamente com a amplitude da onda ultra-sônica produzida²⁷. Neste estudo foi utilizada ½ da potência do aparelho, de acordo com trabalhos prévios realizados por^{8, 15, 27}.

Resistência à abrasão

Na literatura, são encontrados diversos métodos para avaliação da resistência à abrasão por escovação de materiais restauradores, tanto quantitativos como qualitativos, tais como rugosidade de superfície^{22, 35, 67, 83, 94}, traçado perfilométrico^{6, 22, 42, 67}, perda de massa^{25, 32, 49, 66}, micrografias²⁶, microscopia eletrônica de varredura⁴³.

Para a avaliação do desgaste optou-se pela análise de perda de massa, método preciso e simples, ao invés de sistema de mensuração de profundidade

(Perfilômetro), pois esta medida sendo realizada em diferentes posições ao início e ao final da escovação pode trazer resultados com variações²⁵, enquanto a pesagem mostra claramente a quantidade de massa perdida^{24, 25, 32, 33, 38, 78, 80}.

A escovação dentária traz inúmeros benefícios à higiene bucal, tais como a redução na incidência de cáries, o auxílio no polimento e remoção de manchas. No entanto, esta ação benéfica é acompanhada por inconvenientes como o desgaste no substrato escovado³⁶, existindo a necessidade de se buscar um equilíbrio entre a máxima limpeza e o mínimo desgaste¹⁰.

A escovação é uma das principais causas de perda de material utilizado para restauração de lesões cervicais, cariosas ou não³², dentre eles o CIV. A perda de material em uma restauração pode acarretar exposição das margens da cavidade favorecendo o desenvolvimento de cárie secundária e também a alteração da forma anatômica¹⁰.

As alterações de peso e de rugosidade são parâmetros utilizados em muitos estudos para avaliar a ação da abrasão sobre os materiais restauradores, havendo inclusive uma tendência em correlacionar estas duas propriedades^{33, 38}.

No presente estudo vários recursos foram empregados com a finalidade de aproximar a condição experimental de escovação com a condição encontrada na cavidade bucal. O equipamento simulador de escovação estava dotado de um sensor de temperatura que viabiliza a escovação a uma temperatura de 37°C. A importância do monitoramento da temperatura que diferentes materiais restauradores apresentam comportamentos distintos quando submetidos ao desgaste em temperatura ambiente ou a 37°C⁴². HARTE; MANLY⁴¹, 1976, reportam que a utilização da temperatura deve ser de 37°C, pois a rigidez das cerdas das escovas dentais diminui em temperaturas mais elevadas quando em comparação à ambiente e reduz em até 28% sua capacidade abrasiva.

A amplitude da excursão dos movimentos de escovação varia na literatura de 15mm a 85mm⁴². A influência entre o comprimento do movimento da escova dental com o desgaste foi explicada por HEATH; WILSON⁴², em 1976, que afirmaram que com o comprimento de 45mm associado a um dentifrício o desgaste foi significativamente maior em relação ao comprimento de 15mm. Por outro lado, na ausência de dentifrício, o desgaste foi significativamente menor para o comprimento de 45mm em relação ao de 15mm. Ainda, em percursos de 15mm, o desgaste foi igual quando o teste foi ou não associado ao dentifrício. Isto porque excursões maiores fazem

diminuir o contato entre as cerdas e o espécime e, em excursões menores, desgastam o espécime por ruptura de partículas. Para o presente estudo, a excursão dos movimentos de escovação foi ajustada em 20mm por se tratar de uma amplitude próxima da condição bucal⁹⁴.

A carga aplicada sobre os espécimes durante a escovação também pode exercer forte influência sobre o desgaste. Esta correlação é constatada no trabalho realizado por STOOKEY; MUHLER⁸⁸, 1969, em que os autores submeteram esmalte e dentina ao teste de escovação simulada ao aumento progressivo da carga exercida pela escova, variando de 75 a 300g, e obtiveram aumento progressivo do desgaste para os dois substratos. Esses dados concordam com os obtidos por HEATH; WILSON⁴², 1976, em que sugerem que o aumento na carga de escovação leva a uma maior perda de material e que existe um limite de carga até o qual a escova irá exercer a sua função adequadamente, 7N. Acima deste valor ocorre uma diminuição dos valores de desgaste, provavelmente devido ao envergamento das cerdas. Valores intermediários foram utilizados por outros pesquisadores^{22, 33, 78}. No trabalho de RIOS et al.⁸⁰, em 2002, a carga aplicada foi de 200g. No estudo de MOMOI et al.⁶⁷, 1997, a carga empregada foi de 3,4N. De acordo com a especificação da ISO 14569-1⁴⁷, 1999, no teste de desgaste por escovação a carga deve estar entre 0,5 e 2,5N. Quanto maior a carga aplicada maior a rugosidade⁴⁴. No presente estudo, foi adotado o valor de 300g, simulando uma força de escovação média, bem como foi usado por TURSSI et al.⁹⁴, 2001; PRAKKI⁷⁸, 2003, cuja máquina de escovação empregada foi semelhante.

Em relação ao teste de resistência à abrasão *in vitro* utilizando ciclos de escovação é de suma importância correlacionar com a equivalência cronológica. No entanto, em decorrência da diversidade de metodologia encontrada na literatura a comparação cronológica com trabalhos semelhantes realizados previamente fica dificultada, visto que não existe uma padronização completa da velocidade da escovação, amplitude do movimento, valor da carga aplicada, tipo e dureza das cerdas das escovas, controle de temperatura, abrasivo empregado. Dessa forma, enquanto alguns^{42, 67, 80} acreditam que 20.000 ciclos de escovação simulada correspondam a 10 meses *in vivo* (4,5 ciclos/s), outros⁶⁶ correlacionam seu ensaio de escovação de 10.000 ciclos a equivalência de um ano de escovação. Segundo BUCHALLA; ATTIN; HELLWIG¹¹, 2000, um paciente costuma realizar 4,5 ciclos/s, supondo que cada sextante é escovado por cerca de 20s, 90 ciclos seriam realizados até o término do procedimento, de maneira que 6.000 ciclos equivaleriam a 1 a 2 meses de escovação na

cavidade bucal. Baseado neste estudo, no presente estudo, os CIV foram submetidos a 100.000 ciclos de escovação simulada, com frequência de 4,5 ciclos/s, o que se acredita que equivale a aproximadamente 3 anos de escovação *in vivo*, embora não exista um consenso a este respeito, seguindo o seguinte raciocínio: se em 1 segundo são 4,5 ciclos, em 20 segundos (por sextante) serão 90 ciclos por dia, em 30 dias serão 2.700 ciclos, em 1 ano 32.400, então 100.000 correspondem a aproximadamente 3 anos.

O processo de desgaste é complexo, aparentemente envolve ambas interação química e mecânica com o meio ambiente oral. Embora não seja o único mecanismo de desgaste *in vivo* a abrasão constitui uma importante consideração no processo total de desgaste²⁶. Tem sido mostrado que não há relação entre resistência, dureza e desgaste abrasivo³⁹.

O desgaste causado pela interação escova dental/dentífrício e a severidade desse mecanismo estão em relação direta com a constituição das partículas dos dentífrícios, aos tipos de cerdas das escovas, à força empregada durante a escovação e sua frequência, além das propriedades de resistência à abrasão presentes em cada material, dependentes da quantidade de partículas de carga⁴¹.

O principal fator responsável pela maior ou menor abrasão provocada pela escovação com um dentífrício é a presença do abrasivo em sua composição, dependendo também do tamanho de suas partículas⁷⁴, concentração, diluente, temperatura de teste, marca e dureza da escova, força e frequência de escovação⁴¹. Escovas duras causam 3,6 vezes maior desgaste por abrasão do que as macias. Por outro lado, tem sido indicado que a abrasividade não é influenciada pela dureza da escova e sim pelo número de cerdas, pressão e tempo de escovação¹⁰³.

As escovas dentais utilizadas neste estudo foram Colgate Classic (Colgate-Palmolive, Co., Osasco-SP), que possuem cerdas macias com pontas arredondadas. Tal eleição foi determinada em função da representatividade de sua utilização pela população brasileira, bem como foi reportado por RIOS et al.⁸⁰, 2002.

De igual modo, a eleição do dentífrício foi em razão deste possuir o carbonato de cálcio como agente abrasivo, que é largamente utilizado nas diversas marcas comerciais de pastas dentais.

Dessa maneira, a suspensão empregada para os testes no presente trabalho consistiu do dentífrício dental (Colgate MFP) e água destilada deionizada na proporção 1:2, conforme especificações da ISO 14569-1⁴⁷, 1999. Os dentífrícios utilizados foram diluídos em água deionizada como preconizam HEATH; WILSON⁴², 1976, para

simular a diluição que ocorre na boca pela saliva, e para reduzir a sedimentação do abrasivo, não acarretando em uma ação de atrito. Contudo, propriedades especiais da saliva, que contém proteínas específicas e íons, os quais diminuem o efeito da rugosidade da escovação não pode ser simulada⁴⁴.

Com o conhecimento existente é possível classificar os dentífrícios nacionais em 3 grupos principais⁷⁴, levando em consideração a sua abrasividade, menor, média, maior, sendo o Colgate classificado como de média abrasividade.

Rugosidade de superfície

Na cavidade bucal, a superfície dos materiais restauradores está sujeita a uma variedade de fatores que podem alterar a qualidade da mesma. Dentre outros os procedimentos de higiene bucal apresentam papel significativo⁴⁴. A verificação da rugosidade superficial tem a principal função de analisar a textura de superfície dos materiais em estudo, após a simulação da escovação.

A análise de superfície do material restaurador pode ser realizada por meio de métodos qualitativos e quantitativos. O primeiro, geralmente subjetivo, pode utilizar-se de métodos como: clínico visual⁵⁹, fotográfico, microscopia eletrônica de varredura⁹⁰, enquanto o segundo, geralmente mais objetivo, emprega aparelhos que, ao analisar direta ou indiretamente a superfície do material, fornece um valor, uma medida do estudo em questão. Para essa análise existem aparelhos como o rugosímetro a laser, o rugosímetro com sonda de diamante^{56, 90} e o espectrofotômetro^{57, 82}. As técnicas quantitativas, como a rugosimetria, são mais precisas e dão uma noção numérica do quanto as superfícies são diferentes.

Diferentes métodos e instrumentos são usados para a quantificação da rugosidade de superfícies. Convencionalmente, a medição de rugosidade é feita utilizando-se rugosímetros de contato mecânico, em que as irregularidades são detectadas através do deslizamento de uma agulha de ponta diminuta sobre um determinado segmento da superfície, assumindo como representativo do resto da superfície sendo analisada¹³. A utilização de rugosímetro para detectar alteração de superfície é, em função de sua alta resolução, um sistema de alta fidelidade, e por isso foi eleito para utilização no presente estudo.

As medições de rugosidade superficial foram realizadas neste trabalho com rugosímetro Hommel Tester T1000 - Hommelwerke, GmbH, equipamento de alta sensibilidade que através de uma pequena ponta apalpadora percorre toda superfície a

ser testada⁴⁵. O padrão de leitura utilizado foi rugosidade aritmética (Ra), que traduz o valor da média aritmética de todas as distâncias absolutas do perfil de rugosidade (R), desde a linha central, dentro da extensão de medida Lm (limite de medição = extensão considerada na leitura). O Lm usado foi 1,25mm, o cut-off foi 0,25mm, bem como foram empregados no estudo de RIOS et al.⁸⁰, 2002. As tolerâncias (T = valores extremos a serem considerados nas leituras) foram 0,01 µm (T mínima) e 8,00 µm (T máxima). O cut-off determina o comprimento de onda limite de um filtro utilizado durante a medição, ou seja, comprimentos de onda menores que este valor são utilizados para perfil de rugosidade e comprimentos de onda maiores são utilizados para perfil ondulado. Para cada superfície do corpo-de-prova foram realizadas 5 leituras aleatórias, o valor da rugosidade superficial foi obtido através da sua média aritmética, de acordo com o determinado pela NBR 6405/1988⁵.

A eleição de Ra neste estudo teve por objetivo possibilitar a comparação dos resultados obtidos com outros relatados na literatura, uma vez que o Ra é amplamente utilizado^{78, 80, 85, 94}. Na figura 14 pode-se observar a maneira que é apresentada pelo programa de computador, associado ao rugosímetro, a diagramação e o valor de Ra obtidos após a leitura do corpo-de-prova.

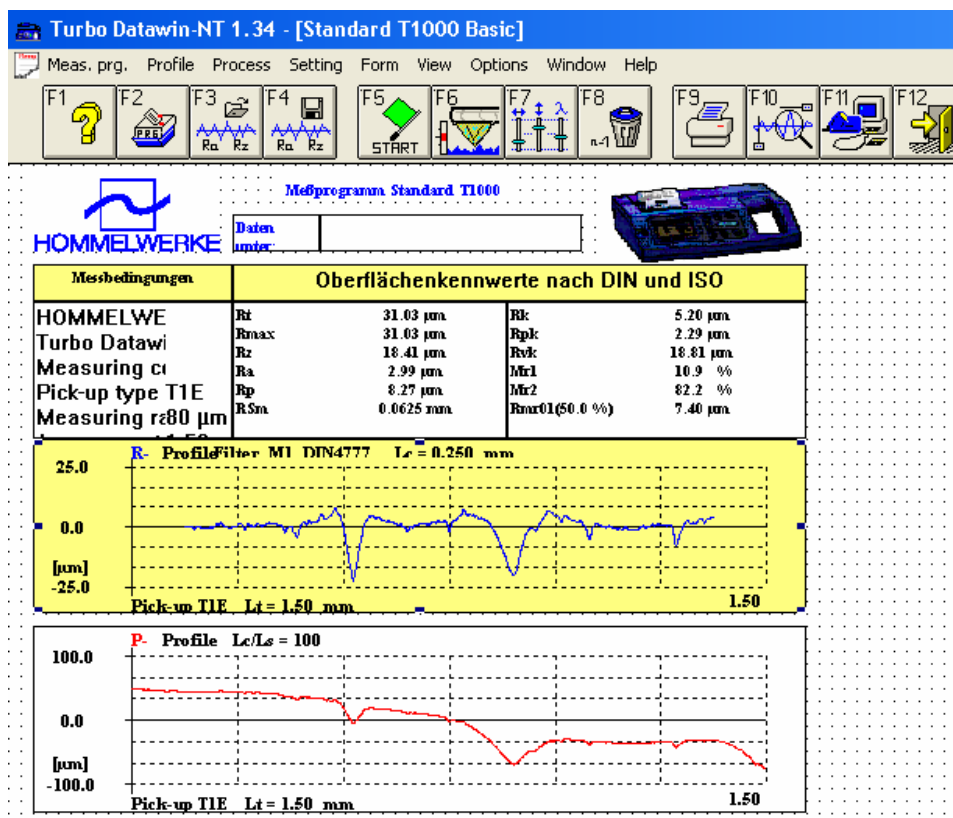


Figura 14- Apresentação gráfica da leitura da rugosidade do corpo-de-prova realizada pelo rugosímetro

A manutenção da cor da restauração e a presença de uma superfície lisa e brilhante, livre de sulcos e de ranhuras, é importante não apenas para a estética dental, mas também para facilitar a higienização e prevenir gengivites^{44, 56, 57, 90}, pois as irregularidades podem contribuir para o acúmulo de biofilme e de substâncias corantes⁷⁰ provenientes da alimentação, de bebidas (chá, vinho, café), de soluções para bochecho, de evidenciadores de placa bacteriana.

A lisura superficial não significa necessariamente uma superfície ideal⁹⁸. Vários estudos têm mostrado um aumento de rugosidade nos materiais restauradores quando os mesmos são avaliados a longo prazo em função da ação do meio bucal. A ação abrasiva dos dentifrícios⁴⁶, o desgaste por esforços mastigatórios, a sorção de água e conseqüente erosão superficial podem contribuir para esse aumento.

A escovação dentária desempenha um papel importante na alteração de rugosidade de superfície, esta por sua vez acelera o desgaste dos materiais dentários. No entanto, pouca informação está disponível na literatura a respeito da influência da escovação na textura de superfície dos materiais restauradores⁴⁴.

B) Dos Resultados

Resistência à abrasão

A primeira característica a ressaltar é a diferença na composição dos CIV testados neste estudo. Uma maior quantidade de partículas inorgânicas e a presença de pequenas partículas conferem maior resistência à abrasão²⁵, sugerindo que resulte numa maior compactação das partículas^{58, 87}.

As propriedades do CIV dependem da composição química, do tamanho e distribuição das partículas do pó e natureza, peso molecular e concentração do líquido poliácido¹⁰⁴.

Segundo o fabricante do Bioglass e Resiglass, a distribuição e o tamanho das partículas é de aproximadamente 20 a 25 μ m. O tamanho médio das partículas de vidro contidas no pó do Ketac Molar é de 2,7 μ m. O Fuji II LC apresenta partículas com 4,5 μ m. Já o Fuji IX possui partículas com 7 μ m e a distribuição do tamanho delas indica que 90% de todas as partículas são menores que 9 μ m e 10% são menores que 1 μ m. Além do tamanho das partículas outros fatores são importantes para a resistência à abrasão, como a proporção pó/líquido, a matriz, composição química⁹⁷.

Sabe-se que os CIV possuem tamanhos de partículas maiores do que outros materiais restauradores^{35, 37}, bem como o fato de serem materiais de natureza heterogênea e frágil pode justificar sua baixa resistência ao desgaste⁸⁴.

As partículas de carga dos CIV podem permanecer intactas e transmitir uma força para a matriz circunvizinha, resultando em micro-trincas. Assim a matriz não é capaz de reter as partículas que são deslocadas⁵⁸.

Neste trabalho a perda de massa mostrou diferença estatisticamente significativa entre o Resiglass e o Vitro Molar e os demais materiais testados. O que se pode observar foi que sem a aplicação da excitação ultra-sônica a ordem crescente de desgaste foi: Vitro Fil < Vitro Fil LC < Fuji IX < Bioglass < Ketac Molar < Fuji II LC < Vitro Molar < Resiglass. E com aplicação do ultra-som: Vitro Fil < Fuji II LC < Ketac Molar < Bioglass < Vitro Fil LC < Fuji IX < Vitro Molar < Resiglass.

Alguns trabalhos que compararam a resistência à abrasão dos CIV convencionais com CIV MR consideram a resistência à abrasão do CIV convencional maior do que dos CIV MR^{29, 67}. Já outros^{6, 19} encontraram o desgaste maior para os convencionais. Baseado nos achados deste estudo pode-se inferir que devido à heterogeneidade dos CIV estudados não é possível generalizar qual tipo de CIV sofreu maior desgaste.

De acordo com De GEE et al.²³, 1996, os CIV MR apresentam maior desgaste do que dos convencionais, devido às diferenças na formação das matrizes. A matriz do CIV convencional consiste de uma rede de ligação cruzada iônica de polialcenoatos resultante de uma reação ácido-base. O Fuji II LC possui uma rede de ligação cruzada de polialcenoatos entrelaçados com cadeias de polímeros de monômero HEMA. Os mais altos valores de desgaste dos CIV MR em comparação com os convencionais mostram que a coerência das partículas embebidas na interpenetração nas matrizes de polialcenoatos e polímeros é inferior as partículas no tipo convencional. Isto pode ser causado pela substituição parcial de rede de poliacenoato rígido por cadeia polimérica flexível.

Fuji II LC contém HEMA, sabe-se que o poly-HEMA e o sal poliacrilato ultimamente formam uma matriz homogênea, embora não haja certeza que as duas partes da matriz são ligadas por este produto⁶⁷.

Na composição dos CIV RM há monômeros resinosos e partículas inorgânicas ou somente resina hidrófila (Fuji II LC). Além disso, há a polimerização

pela fotoativação em adição à química. Tais fatores podem influenciar no desgaste do material.

PEUTZEFELDT; GARCIA-GODOY; ASMUSSEN⁷⁶, 1997, enfatizam que uma possível explicação para CIV MR ser menos resistente à abrasão do que os convencionais é que nos CIV MR as cadeias de poliácido são formadas por ligações cruzadas que têm comprimento suficiente para impedir que duas cadeias unidas de poliácidos fiquem próximas na região das ligações cruzadas, e nessa região os grupos metacrilatos não ficarão próximos o suficiente para que ocorra ligação via cálcio que geralmente ocorre quando não há ligação cruzada. O resultado desse efeito destabilizante da ligação cruzada do metacrilato é a diminuição da resistência ao desgaste de superfície.

Esta variedade na formulação e na metodologia^{23, 42, 60, 61, 89} dificulta a comparação dos resultados, não sendo possível generalizá-los²⁵.

Quando a análise do desgaste é realizada com um perfilômetro^{42, 67, 83}, a medida em μm , expressa a perda do conteúdo da matriz, como poli-HEMA não é tão duro como o sal-hidrogel, os valores tendem a serem maiores para os CIV RM⁶⁷. No entanto, quando os parâmetros de medida são as diferenças do peso inicial e final, expressas em gramas, a porcentagem de partículas inclusas no CIV RM são elementos de extrema importância e este fator parece melhorar a resistência do cimento^{25, 61}. Por isso, optamos por esta metodologia.

As diversas metodologias e mensuração do desgaste *in vitro* e parâmetros estabelecidos nas máquinas de desgaste, tornam polêmica a avaliação do grau de desgaste dos materiais restauradores. O ideal seria que houvesse uma padronização de parâmetros, tais como pastas abrasivas, carga aplicada, permitindo a comparação de resultados²⁰.

Neste trabalho os resultados sobre a perda de massa não demonstraram diferença estatisticamente significativa em relação à aplicação do ultra-som.

A eliminação da porosidade pode melhorar a resistência ao desgaste⁹¹. Em função dessa afirmação, acreditava-se que os materiais testados apresentariam melhores resultados quando submetidos à excitação ultra-sônica, pois tem sido sugerido que com a aplicação do ultra-som ocorra quebra dos aglomerados de partículas, um maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido, compactação do material, diminuição no número de bolhas (porosidade), aceleração da reação de presa e, conseqüentemente,

maior resistência à abrasão e menor rugosidade de superfície. Neste trabalho talvez a metodologia empregada, inserindo o material com seringa Centrix e comprimindo o material para extrusão do excesso, tenha neutralizado a ação do ultra-som.

Sabe-se que as ondas ultra-sônicas agem conforme o meio no qual são aplicadas, assim, de acordo com o tipo e tamanho das partículas dos CIV, estes sofrem ação de maneira distinta⁵³. Dessa forma, é relevante o conhecimento das características das partículas dos diferentes tipos e marcas comerciais de CIV, uma vez que a colisão entre as partículas submetidas à excitação ultra-sônica pode ocorrer com intensidade diferente. Num CIV que possui partículas de tamanhos distintos, as pequenas se deslocam mais rapidamente do que as maiores, que são mais pesadas. Com isso, a energia cinética produzida dentro do material é alta, visto que o choque entre as partículas é intenso. Já quando o CIV possui partículas de mesmo formato e tamanho, estas se movem com a mesma velocidade, provocando colisões de menor intensidade. O aumento da energia cinética, quando o ultra-som é aplicado, acelera a reação de presa dos CIV²⁷.

De acordo com o trabalho de VAN DUINEN et al.⁹⁷, 2005 a reação de presa mais rápida não é um fator que melhora o desgaste a 3-corpos precoce. Se a aplicação do US acelera a reação de presa talvez por isso não tenha aumentado a resistência à abrasão dos materiais testados. E sim o aumento da resistência à abrasão do CIV está relacionado com a reação de presa contínua que ocorre no material, que no artigo mostrou ser significante após 1 ano. E os fatores responsáveis pelo comportamento que o material teve nos testes são: proporção pó/liquido, matriz, composição química, tamanho e distribuição das partículas. Observa-se uma melhora na resistência com o passar do tempo, em função da contínua reação ácido-básica, onde prótons atacam e degradam a estrutura de vidro de silicato, liberando cálcio, estrôncio e alumínio, que subsequenteiramente quelarão com os grupos carboxílicos. Esta reação tardia, ligação cruzada de cadeias de ácidos polialcenóicos, é um processo contínuo⁹⁷.

Rugosidade de superfície

Embora a dissimilaridade na rugosidade de superfície e resistência à abrasão dos materiais possa ser principalmente atribuída a diferenças no tamanho e volume de partículas de carga, existem outros fatores em questão, como tipo de carga e grau de conversão da matriz polimérica⁹⁴. A propriedade de rugosidade também é influenciada pelas características dos dentifrícios em interação com as características dos materiais,

bem como a rugosidade pode ocorrer em decorrência da protusão de partículas e exposição de porosidades (bolhas internas de ar)³³.

A rugosidade de superfície é principalmente determinada pela presença de partículas protuídas acima da matriz resinosa e porosidades intruídas nos CIV, tanto convencionais quanto CIV MR³⁵.

Os CIV são materiais heterogêneos e bifásicos por natureza. A presa consiste em partículas de vidro não reagidas, embebidas em matriz resinosa/polisal. Durante os procedimentos abrasivos cada partícula de abrasivo age como uma ferramenta fina, cortando um sulco na superfície do material restaurador. A fase da matriz mais macia do cimento é preferencialmente removida, deixando a mais dura, partículas de vidro não reagidas, protruírem para a superfície. Dessa forma, ocorre o aumento da rugosidade de superfície após o procedimento abrasivo¹⁰⁵. No entanto, os resultados desta pesquisa tenham mostrado que nem todos os materiais se tornaram mais rugosos após a escovação, bem como ocorreu no trabalho de BRAGA¹⁰, 2005. Já no trabalho de GLADYS et al.³⁵, 1997, a rugosidade de superfície, após a abrasão por escovação, aumentou para todos materiais testados, resinas, ionômeros e compômeros.

Em função de vários fatores influenciarem na rugosidade dos CIV fica difícil uma explicação exata para resultados tão heterogêneos. No que diz respeito à comparação entre os diferentes tipos de CIV (RM, convencional e de alta viscosidade) houve uma grande variabilidade, não sendo possível generalizar qual tipo apresenta maior rugosidade, pois cada material se apresentou de uma forma específica, independente da aplicação ou não do ultra-som. Tal fato provavelmente seja em função da própria característica sensível do cimento ionomérico. Além disso, existe uma divergência grande na metodologia empregada nos diversos trabalhos, dificultando a comparação entre os resultados. Embora o comportamento de desgaste de um material possa ser mensurado, os resultados são freqüentemente difíceis de ser interpretados e comparados com outros materiais devido à falta de detalhes na informação e processamento destes materiais¹⁰¹.

O trabalho de SILVA; ZUANON⁸⁵, 2006, testou a rugosidade de CIV, mas apenas inicial, e não após escovação, como foi realizado no presente trabalho. Além disso, não seguiu a mesma metodologia descrita na atual investigação, por exemplo, o número de leitura de rugosidade recomendado é 5 em cada espécime, e os autores só fizeram 3 leituras. MOMOI et al.⁶⁷, 1997, também avaliou rugosidade dos materiais, dentre eles um CIV, mas com metodologia diferente, tal como a freqüência, o número

de ciclos e carga da máquina de escovação. Já TURSSI et al.⁹⁴, 2001 e RIOS et al.⁸⁰, 2002, utilizaram metodologias semelhantes ao presente trabalho, no entanto, com materiais distintos.

No presente estudo os resultados em relação à alteração de rugosidade mostraram haver diferença estatisticamente significativa para a condição utilização ou não do ultra-som, mas não para os diferentes materiais estudados. Os corpos-de-prova submetidos ao ultra-som apresentaram maior alteração de rugosidade superficial em média do que os não excitados. Uma justificativa plausível pode estar relacionada com ao fato das bolhas terem emergido para a superfície dos corpos-de-prova, tornando-se expostas após a escovação e conseqüentemente aumentando a rugosidade. Um dos maiores desafios deste trabalho foi compará-lo com os trabalhos existentes. A metodologia não é padronizada.

Ao contrário do presente estudo, o trabalho de GLADYS et al.³⁵, 1997, a rugosidade de superfície, após a abrasão por escovação, aumentou para todos os materiais testados, resinas, ionômeros e compômeros.

SILVA; ZUANON⁸⁵, 2006, avaliaram a rugosidade de superfície de ionômeros utilizados na técnica de ART e os resultados podem ser apresentados na seguinte em ordem crescente: Ketac Molar < Vidrion R < Fuji IX < Vitro Molar. O Vitro Molar mostrou a mais alta rugosidade de superfície dentre os materiais testados, o que não ocorreu no presente estudo.

Na análise estatística o coeficiente de Pearson mostrou que existe uma correlação fraca entre a perda de massa e alteração de rugosidade nos materiais testados. A correlação nem sempre é válida, pois de acordo com a dureza das partículas inorgânicas pode ocorrer diminuição da rugosidade após a escovação pelo desgaste concomitante das partículas com a fase orgânica⁷⁸. Este fato foi observado por GARCIA et al.³³, em 2004, que não encontraram correlação entre desgaste e rugosidade em estudo de resinas fluidas submetidas à escovação simulada.

Com a rugosidade de superfície maior do que 0,2µm é provável o aumento de significativa aderência bacteriana, maturação de biofilme e acidificação do meio, aumentando o risco de lesão de cárie recorrente⁹. Dos CIV testados com ou sem a aplicação do US todos apresentaram valores de rugosidade inicial e final maiores do que 0,2µm, que é considerado crítico.



7 Conclusão

7 Conclusão

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- 1- Não existe diferença na resistência à abrasão dos materiais com e sem aplicação de ultra-som.
- 2- Existe diferença na resistência à abrasão entre Cimento de Ionômero de Vidro convencional, modificado por resina e de alta viscosidade.
- 3- Existe diferença na rugosidade de superfície dos materiais com e sem aplicação de ultra-som.
- 4- Não existe diferença na rugosidade de superfície entre Cimento de Ionômero de Vidro convencional, modificado por resina e de alta viscosidade.



Anexos

Anexos

Tabela 1 - Valores de massa inicial e final (g) dos Cimentos Ionoméricos submetidos ou não ao ultra-som

Material	Ultra-som	Massa inicial (Mi)	Massa final (Mf)	Diferença (Mf-Mi)
Bioglass	Com	0,1296	0,1289	0,0007
Bioglass	Com	0,1274	0,1269	0,0005
Bioglass	Com	0,1329	0,1324	0,0005
Bioglass	Com	0,1333	0,1255	0,0078
Bioglass	Com	0,1328	0,1320	0,0008
Bioglass	Com	0,1305	0,1299	0,0006
Bioglass	Com	0,1317	0,1315	0,0002
Bioglass	Com	0,1280	0,1277	0,0003
Bioglass	Com	0,1341	0,1337	0,0004
Bioglass	Com	0,1324	0,1319	0,0005
Bioglass	Sem	0,1292	0,1279	0,0013
Bioglass	Sem	0,1233	0,1231	0,0002
Bioglass	Sem	0,1369	0,1362	0,0007
Bioglass	Sem	0,1287	0,1285	0,0002
Bioglass	Sem	0,1356	0,1349	0,0007
Bioglass	Sem	0,1307	0,1306	0,0001
Bioglass	Sem	0,1376	0,1365	0,0011
Bioglass	Sem	0,1317	0,1315	0,0002
Bioglass	Sem	0,1320	0,1318	0,0002
Bioglass	Sem	0,1297	0,1289	0,0008
Resiglass	Com	0,1516	0,1437	0,0079
Resiglass	Com	0,1589	0,1499	0,0090
Resiglass	Com	0,1561	0,1523	0,0038
Resiglass	Com	0,1552	0,1509	0,0043
Resiglass	Com	0,1569	0,1506	0,0063
Resiglass	Com	0,1537	0,1477	0,0060
Resiglass	Com	0,1583	0,1543	0,0040
Resiglass	Com	0,1505	0,1458	0,0047
Resiglass	Com	0,1480	0,1416	0,0064
Resiglass	Com	0,1565	0,1500	0,0065
Resiglass	Sem	0,1584	0,1514	0,0070
Resiglass	Sem	0,1641	0,1581	0,0060

Resiglass	Sem	0,1610	0,1537	0,0073
Resiglass	Sem	0,1605	0,1506	0,0099
Resiglass	Sem	0,1589	0,1542	0,0047
Resiglass	Sem	0,1566	0,1483	0,0083
Resiglass	Sem	0,1611	0,1573	0,0038
Resiglass	Sem	0,1610	0,1487	0,0123
Resiglass	Sem	0,1575	0,1537	0,0038
Resiglass	Sem	0,1635	0,1558	0,0077
Vitro Fil LC	Com	0,1295	0,1290	0,0005
Vitro Fil LC	Com	0,1319	0,1317	0,0002
Vitro Fil LC	Com	0,1338	0,1331	0,0007
Vitro Fil LC	Com	0,1340	0,1330	0,001
Vitro Fil LC	Com	0,1345	0,1338	0,0007
Vitro Fil LC	Com	0,1400	0,1391	0,0009
Vitro Fil LC	Com	0,1368	0,1354	0,0014
Vitro Fil LC	Com	0,1320	0,1314	0,0006
Vitro Fil LC	Com	0,1361	0,1348	0,0013
Vitro Fil LC	Com	0,1312	0,1305	0,0007
Vitro Fil LC	Sem	0,1391	0,1389	0,0002
Vitro Fil LC	Sem	0,1380	0,1375	0,0005
Vitro Fil LC	Sem	0,1356	0,1354	0,0002
Vitro Fil LC	Sem	0,1443	0,1437	0,0006
Vitro Fil LC	Sem	0,1403	0,1398	0,0005
Vitro Fil LC	Sem	0,1465	0,1463	0,0002
Vitro Fil LC	Sem	0,1451	0,1444	0,0007
Vitro Fil LC	Sem	0,1448	0,1444	0,0004
Vitro Fil LC	Sem	0,1484	0,1474	0,0010
Vitro Fil LC	Sem	0,1483	0,1482	0,0001
Ketac Molar	Com	0,1556	0,1548	0,0008
Ketac Molar	Com	0,1551	0,1546	0,0005
Ketac Molar	Com	0,1590	0,1586	0,0004
Ketac Molar	Com	0,1549	0,1546	0,0003
Ketac Molar	Com	0,1635	0,1524	0,0011
Ketac Molar	Com	0,1594	0,1590	0,0004
Ketac Molar	Com	0,1610	0,1603	0,0007
Ketac Molar	Com	0,1584	0,1581	0,0003
Ketac Molar	Com	0,1626	0,1610	0,0016
Ketac Molar	Com	0,1603	0,1592	0,0011
Ketac Molar	Sem	0,1632	0,1621	0,0011
Ketac Molar	Sem	0,1648	0,1644	0,0004
Ketac Molar	Sem	0,1601	0,1596	0,0005
Ketac Molar	Sem	0,1655	0,1646	0,0009
Ketac Molar	Sem	0,1679	0,1678	0,0001

Ketac Molar	Sem	0,1643	0,1642	0,0001
Ketac Molar	Sem	0,1628	0,1621	0,0007
Ketac Molar	Sem	0,1635	0,1627	0,0008
Ketac Molar	Sem	0,1547	0,1541	0,0006
Ketac Molar	Sem	0,1632	0,1629	0,0003
Vitro Molar	Com	0,1391	0,1372	0,0019
Vitro Molar	Com	0,1334	0,1327	0,0007
Vitro Molar	Com	0,1370	0,1332	0,0038
Vitro Molar	Com	0,1342	0,1319	0,0023
Vitro Molar	Com	0,1365	0,1333	0,0032
Vitro Molar	Com	0,1325	0,1303	0,0022
Vitro Molar	Com	0,1373	0,1349	0,0024
Vitro Molar	Com	0,1349	0,1330	0,0016
Vitro Molar	Com	0,1346	0,1310	0,0036
Vitro Molar	Com	0,1341	0,1279	0,0062
Vitro Molar	Sem	0,1281	0,1252	0,0029
Vitro Molar	Sem	0,1322	0,1291	0,0031
Vitro Molar	Sem	0,1379	0,1344	0,0035
Vitro Molar	Sem	0,1328	0,1313	0,0015
Vitro Molar	Sem	0,1318	0,1303	0,0015
Vitro Molar	Sem	0,1377	0,1369	0,0008
Vitro Molar	Sem	0,1404	0,1378	0,0026
Vitro Molar	Sem	0,1367	0,1347	0,0020
Vitro Molar	Sem	0,1365	0,1349	0,0016
Vitro Molar	Sem	0,1326	0,1306	0,0020
Vitro Fil	Com	0,1419	0,1406	0,0013
Vitro Fil	Com	0,1413	0,1405	0,0008
Vitro Fil	Com	0,1379	0,1374	0,0005
Vitro Fil	Com	0,142	0,1412	0,0008
Vitro Fil	Com	0,138	0,1379	0,0001
Vitro Fil	Com	0,1399	0,1397	0,0002
Vitro Fil	Com	0,1418	0,1417	0,0001
Vitro Fil	Com	0,1403	0,1400	0,0003
Vitro Fil	Com	0,1391	0,1390	0,0001
Vitro Fil	Com	0,1421	0,1415	0,0006
Vitro Fil	Sem	0,1388	0,1384	0,0004
Vitro Fil	Sem	0,1407	0,1401	0,0006
Vitro Fil	Sem	0,1407	0,1406	0,0001
Vitro Fil	Sem	0,1402	0,1399	0,0003
Vitro Fil	Sem	0,1385	0,1383	0,0002
Vitro Fil	Sem	0,1389	0,1388	0,0001
Vitro Fil	Sem	0,1389	0,1388	0,0001
Vitro Fil	Sem	0,1395	0,1394	0,0001
Vitro Fil	Sem	0,1381	0,1380	0,0001
Vitro Fil	Sem	0,1371	0,1370	0,0001
Fuji II LC	Com	0,1481	0,1468	0,0013
Fuji II LC	Com	0,1538	0,1524	0,0014

Fuji II LC	Com	0,1429	0,1415	0,0014
Fuji II LC	Com	0,1581	0,1575	0,0006
Fuji II LC	Com	0,1472	0,1468	0,0004
Fuji II LC	Com	0,1508	0,1501	0,0007
Fuji II LC	Com	0,1467	0,1463	0,0004
Fuji II LC	Com	0,1492	0,1487	0,0005
Fuji II LC	Com	0,1442	0,1437	0,0005
Fuji II LC	Com	0,1462	0,1455	0,0007
Fuji II LC	Sem	0,1383	0,1346	0,0037
Fuji II LC	Sem	0,1554	0,1547	0,0007
Fuji II LC	Sem	0,1500	0,1492	0,0008
Fuji II LC	Sem	0,1574	0,1569	0,0005
Fuji II LC	Sem	0,1460	0,145	0,0010
Fuji II LC	Sem	0,1516	0,1503	0,0013
Fuji II LC	Sem	0,1570	0,1555	0,0015
Fuji II LC	Sem	0,1482	0,1467	0,0015
Fuji II LC	Sem	0,1599	0,1585	0,0014
Fuji II LC	Sem	0,1486	0,1477	0,0009
Fuji IX	Com	0,1484	0,1480	0,0004
Fuji IX	Com	0,1534	0,1530	0,0004
Fuji IX	Com	0,1492	0,1486	0,0006
Fuji IX	Com	0,1496	0,1457	0,0039
Fuji IX	Com	0,1523	0,1516	0,0007
Fuji IX	Com	0,1481	0,1479	0,0002
Fuji IX	Com	0,1425	0,1424	0,0001
Fuji IX	Com	0,1520	0,1511	0,0009
Fuji IX	Com	0,1458	0,1457	0,0001
Fuji IX	Com	0,1538	0,1449	0,0089
Fuji IX	Sem	0,1504	0,1498	0,0006
Fuji IX	Sem	0,1465	0,1464	0,0001
Fuji IX	Sem	0,1495	0,1484	0,0011
Fuji IX	Sem	0,1480	0,1476	0,0004
Fuji IX	Sem	0,1506	0,1502	0,0004
Fuji IX	Sem	0,1490	0,1476	0,0014
Fuji IX	Sem	0,1518	0,1514	0,0004
Fuji IX	Sem	0,1472	0,1471	0,0001
Fuji IX	Sem	0,1532	0,1528	0,0004
Fuji IX	Sem	0,1500	0,1490	0,0010

Tabela 2- Valores da alteração de rugosidade inicial (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos ou não ao ultra-som

Material	Ultra-som	Ra inicial 1	Ra inicial 2	Ra inicial 3	Ra inicial 4	Ra inicial 5
Corpo 1 Bioglass	Com	0,46	0,55	0,27	0,09	0,23
Corpo 2 Bioglass	Com	1,31	2,67	3,37	4,31	1,03
Corpo 3 Bioglass	Com	3,01	2,26	2,64	2,45	1,94
Corpo 4 Bioglass	Com	0,41	0,71	1,00	0,75	0,82
Corpo 5 Bioglass	Com	0,66	1,83	1,65	2,85	0,69
Corpo 6 Bioglass	Com	3,14	2,97	1,63	2,05	5,81
Corpo 7 Bioglass	Com	1,19	0,69	1,03	0,38	0,29
Corpo 8 Bioglass	Com	0,73	1,29	0,20	0,19	0,96
Corpo 9 Bioglass	Com	0,98	0,18	0,22	0,8	0,31
Corpo 10 Bioglass	Com	0,96	0,73	1,96	0,78	1,46
Corpo 1 Bioglass	Sem	1,09	0,66	0,15	2,04	0,97
Corpo 2 Bioglass	Sem	1,92	1,82	1,27	3,01	1,42
Corpo 3 Bioglass	Sem	1,31	1,27	0,74	1,10	1,24
Corpo 4 Bioglass	Sem	1,73	1,28	1,25	1,37	1,48
Corpo 5 Bioglass	Sem	0,79	1,19	0,84	1,22	1,03
Corpo 6 Bioglass	Sem	2,13	0,36	2,03	0,36	2,84
Corpo 7 Bioglass	Sem	0,86	0,58	1,42	0,65	0,46
Corpo 8 Bioglass	Sem	0,57	2,01	1,74	2,06	1,06
Corpo 9 Bioglass	Sem	1,38	2,10	1,24	1,18	1,44
Corpo 10 Bioglass	Sem	1,30	1,01	0,51	1,05	0,53
Corpo 1 Resiglass	Com	0,63	0,77	1,05	0,80	1,82
Corpo 2 Resiglass	Com	1,74	2,31	2,73	1,55	1,68
Corpo 3 Resiglass	Com	0,86	1,32	1,3	0,46	1,21
Corpo 4 Resiglass	Com	2,71	1,09	1,58	2,78	1,29
Corpo 5 Resiglass	Com	2,08	2,72	3,28	2,21	1,82
Corpo 6 Resiglass	Com	0,42	0,96	2,85	0,88	0,43
Corpo 7 Resiglass	Com	1,60	0,54	1,25	0,28	0,50
Corpo 8 Resiglass	Com	3,11	2,30	4,64	2,28	1,91
Corpo 9 Resiglass	Com	2,40	1,33	1,25	1,74	3,99
Corpo 10 Resiglass	Com	2,50	1,23	2,24	0,96	0,88
Corpo 1 Resiglass	Sem	1,87	0,6	2,27	1,74	4,37
Corpo 2 Resiglass	Sem	1,04	1,06	0,47	1,71	2,41
Corpo 3 Resiglass	Sem	0,91	0,81	1,45	1,19	0,60
Corpo 4 Resiglass	Sem	0,87	1,31	0,93	0,33	1,63

Corpo 5	Resiglass	Sem	1,83	1,82	2,63	1,32	2,18
Corpo 6	Resiglass	Sem	1,49	0,77	2,78	2,24	1,82
Corpo 7	Resiglass	Sem	0,38	1,82	0,55	1,32	0,89
Corpo 8	Resiglass	Sem	1,45	1,18	0,54	1,25	1,73
Corpo 9	Resiglass	Sem	1,93	0,72	1,92	1,61	2,74
Corpo 10	Resiglass	Sem	1,44	2,45	2,42	3,68	1,70
Corpo 1	Vitro Fil LC	Com	0,18	0,16	0,05	0,06	0,05
Corpo 2	Vitro Fil LC	Com	0,06	0,05	0,06	0,14	0,05
Corpo 3	Vitro Fil LC	Com	0,68	0,22	0,09	0,41	0,16
Corpo 4	Vitro Fil LC	Com	0,43	0,42	0,18	0,29	0,27
Corpo 5	Vitro Fil LC	Com	0,19	4,25	0,41	1,29	0,79
Corpo 6	Vitro Fil LC	Com	0,08	0,1	0,07	0,08	0,22
Corpo 7	Vitro Fil LC	Com	0,14	0,27	1,17	0,09	0,85
Corpo 8	Vitro Fil LC	Com	0,52	0,07	0,47	0,33	0,22
Corpo 9	Vitro Fil LC	Com	2,27	1,16	4,02	1,33	3,80
Corpo 10	Vitro Fil LC	Com	0,13	0,85	1,28	0,16	1,24
Corpo 1	Vitro Fil LC	Sem	2,75	0,95	1,63	3,07	1,02
Corpo 2	Vitro Fil LC	Sem	0,76	0,68	0,51	0,73	1,04
Corpo 3	Vitro Fil LC	Sem	0,5	0,92	0,78	0,77	0,76
Corpo 4	Vitro Fil LC	Sem	0,65	0,15	0,54	0,16	0,78
Corpo 5	Vitro Fil LC	Sem	0,32	0,48	1,04	0,86	1,32
Corpo 6	Vitro Fil LC	Sem	0,49	0,86	1,88	2,07	1,90
Corpo 7	Vitro Fil LC	Sem	2,24	0,58	0,95	0,32	1,94
Corpo 8	Vitro Fil LC	Sem	0,68	0,19	1,09	1,16	0,16
Corpo 9	Vitro Fil LC	Sem	1,89	3,79	3,28	3,58	3,51
Corpo 10	Vitro Fil LC	Sem	1,00	0,20	1,27	0,34	1,46
Corpo 1	Ketac Molar	Com	0,31	0,90	2,04	1,61	1,48
Corpo 2	Ketac Molar	Com	1,56	2,03	2,33	1,45	1,51
Corpo 3	Ketac Molar	Com	1,33	0,96	0,77	1,30	0,73
Corpo 4	Ketac Molar	Com	0,56	1,12	1,04	0,80	1,08
Corpo 5	Ketac Molar	Com	1,62	1,98	2,11	1,11	0,60
Corpo 6	Ketac Molar	Com	0,37	1,78	0,55	0,79	1,32
Corpo 7	Ketac Molar	Com	0,95	0,91	0,86	0,15	0,17
Corpo 8	Ketac Molar	Com	1,93	0,89	0,84	0,94	0,34
Corpo 9	Ketac Molar	Com	1,07	1,08	1,19	0,43	0,30
Corpo 10	Ketac Molar	Com	2,41	0,79	1,6	0,13	1,05
Corpo 1	Ketac Molar	Sem	1,30	1,27	1,06	0,85	0,67
Corpo 2	Ketac Molar	Sem	1,17	2,39	0,96	1,07	1,29
Corpo 3	Ketac Molar	Sem	4,43	0,62	1,9	1,67	2,17
Corpo 4	Ketac Molar	Sem	1,82	2,04	1,16	1,40	1,75
Corpo 5	Ketac Molar	Sem	2,38	0,93	1,16	1,28	3,12
Corpo 6	Ketac Molar	Sem	0,24	0,45	0,36	1,11	0,44
Corpo 7	Ketac Molar	Sem	1,76	1,85	0,96	1,36	0,82
Corpo 8	Ketac Molar	Sem	2,71	1,47	2,36	1,29	0,76

Corpo 9	Ketac Molar	Sem	1,41	1,60	1,57	1,60	2,27
Corpo 10	Ketac Molar	Sem	1,65	0,93	0,91	1,21	1,96
Corpo 1	Vitro Molar	Com	0,54	1,05	1,97	1,82	0,53
Corpo 2	Vitro Molar	Com	0,73	1,14	0,93	3,32	1,26
Corpo 3	Vitro Molar	Com	0,87	2,57	0,39	0,37	0,76
Corpo 4	Vitro Molar	Com	0,33	2,15	0,99	0,38	0,86
Corpo 5	Vitro Molar	Com	1,06	2,71	0,48	1,06	1,24
Corpo 6	Vitro Molar	Com	0,31	0,99	0,65	0,40	0,28
Corpo 7	Vitro Molar	Com	1,38	1,16	0,41	1,71	2,23
Corpo 8	Vitro Molar	Com	6,29	3,02	0,41	1,23	2,05
Corpo 9	Vitro Molar	Com	1,96	1,44	1,41	1,29	4,10
Corpo 10	Vitro Molar	Com	0,91	0,81	0,72	1,59	0,68
Corpo 1	Vitro Molar	Sem	4,57	2,04	2,63	2,94	3,57
Corpo 2	Vitro Molar	Sem	1,40	2,06	4,05	2,20	1,14
Corpo 3	Vitro Molar	Sem	1,36	2,74	3,27	2,31	2,05
Corpo 4	Vitro Molar	Sem	1,22	1,26	1,37	1,17	0,77
Corpo 5	Vitro Molar	Sem	1,24	1,92	2,17	1,57	1,57
Corpo 6	Vitro Molar	Sem	1,23	0,76	0,58	0,72	0,57
Corpo 7	Vitro Molar	Sem	1,89	2,68	2,05	1,99	0,79
Corpo 8	Vitro Molar	Sem	0,93	1,27	2,09	1,80	1,36
Corpo 9	Vitro Molar	Sem	1,94	1,87	1,48	2,3	1,93
Corpo 10	Vitro Molar	Sem	4,43	2,52	2,02	1,23	1,83
Corpo 1	Vitro Fil	Com	0,75	0,32	1,13	1,04	1,16
Corpo 2	Vitro Fil	Com	1,11	1,63	0,36	1,83	1,23
Corpo 3	Vitro Fil	Com	0,99	1,08	1,90	0,70	1,45
Corpo 4	Vitro Fil	Com	2,31	0,27	2,06	1,60	1,29
Corpo 5	Vitro Fil	Com	1,45	0,51	0,33	1,16	0,50
Corpo 6	Vitro Fil	Com	0,44	1,72	0,31	0,45	1,35
Corpo 7	Vitro Fil	Com	0,44	1,04	1,99	2,01	2,20
Corpo 8	Vitro Fil	Com	2,83	1,40	1,04	2,28	0,30
Corpo 9	Vitro Fil	Com	0,19	1,56	0,59	0,46	0,53
Corpo 10	Vitro Fil	Com	0,73	2,10	0,17	0,63	0,55
Corpo 1	Vitro Fil	Sem	2,34	1,20	2,03	1,25	1,63
Corpo 2	Vitro Fil	Sem	2,73	1,50	1,43	0,75	2,65
Corpo 3	Vitro Fil	Sem	2,13	1,64	4,13	0,32	0,90
Corpo 4	Vitro Fil	Sem	0,85	1,32	0,93	1,06	2,09
Corpo 5	Vitro Fil	Sem	1,99	1,32	3,17	1,27	3,69
Corpo 6	Vitro Fil	Sem	1,76	2,00	1,68	1,72	1,79
Corpo 7	Vitro Fil	Sem	0,42	1,39	1,18	0,64	1,27
Corpo 8	Vitro Fil	Sem	2,20	1,65	0,92	0,64	1,24
Corpo 9	Vitro Fil	Sem	1,27	0,76	1,05	0,67	0,84
Corpo 10	Vitro Fil	Sem	0,35	0,36	1,55	0,78	1,68
Corpo 1	Fuji II LC	Com	0,56	0,80	0,69	1,76	1,15
Corpo 2	Fuji II LC	Com	0,99	2,40	2,84	0,69	2,28
Corpo 3	Fuji II LC	Com	2,35	3,26	1,41	1,90	1,42
Corpo 4	Fuji II LC	Com	1,84	3,62	5,50	0,79	2,91
Corpo 5	Fuji II LC	Com	0,09	1,52	1,04	2,60	0,92
Corpo 6	Fuji II LC	Com	1,96	2,20	1,27	1,00	0,73

Corpo 7	Fuji II LC	Com	3,11	1,32	1,39	3,16	2,45
Corpo 8	Fuji II LC	Com	1,31	1,75	1,60	1,91	1,35
Corpo 9	Fuji II LC	Com	3,57	0,07	0,06	0,10	0,06
Corpo 10	Fuji II LC	Com	2,62	0,94	1,56	2,37	2,19
Corpo 1	Fuji II LC	Sem	2,07	0,38	1,06	1,33	2,03
Corpo 2	Fuji II LC	Sem	1,56	2,27	1,68	1,88	2,73
Corpo 3	Fuji II LC	Sem	1,43	0,49	0,67	0,73	1,03
Corpo 4	Fuji II LC	Sem	0,81	1,80	1,01	0,99	2,75
Corpo 5	Fuji II LC	Sem	1,29	1,60	1,85	1,89	1,46
Corpo 6	Fuji II LC	Sem	1,77	0,86	1,66	1,53	1,87
Corpo 7	Fuji II LC	Sem	1,15	1,48	1,52	1,64	1,21
Corpo 8	Fuji II LC	Sem	1,32	1,59	1,62	0,97	2,30
Corpo 9	Fuji II LC	Sem	2,35	0,67	1,30	1,19	0,54
Corpo 10	Fuji II LC	Sem	0,53	1,07	0,28	1,65	0,34
Corpo 1	Fuji IX	Com	0,63	2,07	2,75	4,21	0,16
Corpo 2	Fuji IX	Com	1,31	1,64	0,85	0,96	0,77
Corpo 3	Fuji IX	Com	0,36	0,37	0,11	0,96	0,65
Corpo 4	Fuji IX	Com	3,14	1,88	1,06	0,86	1,89
Corpo 5	Fuji IX	Com	2,13	0,52	1,26	1,13	2,05
Corpo 6	Fuji IX	Com	1,24	0,99	2,47	1,46	1,32
Corpo 7	Fuji IX	Com	1,16	0,75	1,40	0,25	0,43
Corpo 8	Fuji IX	Com	0,54	0,46	0,13	0,29	0,60
Corpo 9	Fuji IX	Com	0,19	0,31	1,71	0,33	0,97
Corpo 10	Fuji IX	Com	0,49	0,62	0,43	0,37	0,57
Corpo 1	Fuji IX	Sem	2,96	1,38	1,44	1,31	1,99
Corpo 2	Fuji IX	Sem	0,53	0,55	0,44	1,91	0,85
Corpo 3	Fuji IX	Sem	1,44	1,50	1,75	2,97	1,47
Corpo 4	Fuji IX	Sem	0,95	2,81	0,89	0,50	0,94
Corpo 5	Fuji IX	Sem	1,03	0,84	0,70	0,50	1,87
Corpo 6	Fuji IX	Sem	0,69	0,77	0,57	0,73	0,85
Corpo 7	Fuji IX	Sem	0,59	1,85	1,36	2,00	2,05
Corpo 8	Fuji IX	Sem	1,47	1,51	1,15	0,82	1,41
Corpo 9	Fuji IX	Sem	1,36	1,75	2,30	1,55	1,43
Corpo 10	Fuji IX	Sem	0,34	0,27	0,41	0,23	0,74

Tabela 3- Valores da alteração de rugosidade final (μm) dos Cimentos de Ionômero de Vidro submetidos ou não ao ultra-som

Material	Ultra-som	Ra final 1	Ra final 2	Ra final 3	Ra final 4	Ra final 5
Corpo 1 Bioglass	Com	0,30	0,23	0,86	0,45	0,32
Corpo 2 Bioglass	Com	5,49	1,45	2,04	1,45	1,19
Corpo 3 Bioglass	Com	1,72	0,28	1,89	2,00	1,70
Corpo 4 Bioglass	Com	1,4	1,22	0,54	1,35	1,12
Corpo 5 Bioglass	Com	1,44	2,49	1,82	2,57	2,86
Corpo 6 Bioglass	Com	1,15	1,23	1,95	1,48	1,74
Corpo 7 Bioglass	Com	2,02	0,91	3,42	0,62	2,51
Corpo 8 Bioglass	Com	1,36	0,84	1,30	1,47	0,84
Corpo 9 Bioglass	Com	1,45	1,11	1,37	0,36	2,87
Corpo 10 Bioglass	Com	2,25	2,55	2,56	0,89	1,80
Corpo 1 Bioglass	Sem	0,90	1,93	1,21	0,88	0,81
Corpo 2 Bioglass	Sem	2,27	1,87	2,60	1,55	1,92
Corpo 3 Bioglass	Sem	0,8	0,41	1,68	1,08	1,43
Corpo 4 Bioglass	Sem	1,47	1,32	0,79	2,91	0,67
Corpo 5 Bioglass	Sem	1,37	1,02	1,25	0,69	1,42
Corpo 6 Bioglass	Sem	1,15	0,81	0,76	0,66	0,86
Corpo 7 Bioglass	Sem	1,08	1,36	2,88	1,03	1,36
Corpo 8 Bioglass	Sem	1,13	1,29	1,58	1,92	1,86
Corpo 9 Bioglass	Sem	0,82	0,86	0,86	0,92	3,26
Corpo 10 Bioglass	Sem	1,00	1,25	1,02	0,89	1,27
Corpo 1 Resiglass	Com	0,81	1,67	1,28	0,73	2,66
Corpo 2 Resiglass	Com	1,45	1,91	2,52	2,03	2,45
Corpo 3 Resiglass	Com	0,82	1,16	1,9	2,57	1,15
Corpo 4 Resiglass	Com	0,82	3,87	3,27	1,95	1,31
Corpo 5 Resiglass	Com	3,24	1,34	1,77	2,10	3,75
Corpo 6 Resiglass	Com	1,31	2,99	2,4	3,02	1,62
Corpo 7 Resiglass	Com	1,76	2,41	2,36	2,96	4,82
Corpo 8 Resiglass	Com	1,27	2,41	5,33	3,61	2,25
Corpo 9 Resiglass	Com	1,29	2,23	1,47	1,72	1,58
Corpo 10 Resiglass	Com	0,91	1,18	1,06	2,80	1,12
Corpo 1 Resiglass	Sem	1,17	1,89	1,90	1,80	3,78
Corpo 2 Resiglass	Sem	2,30	2,77	1,92	1,19	1,80
Corpo 3 Resiglass	Sem	0,68	0,57	2,08	1,42	2,54
Corpo 4 Resiglass	Sem	2,64				
Corpo 5 Resiglass	Sem	1,09	2,39	1,11	1,42	2,34
Corpo 6 Resiglass	Sem	2,27	2,26	2,12	2,3	2,26

Corpo 7 Resiglass	Sem	0,78	1,45	3,27	3,79	1,37
Corpo 8 Resiglass	Sem	1,56	1,35	1,37	1,26	1,88
Corpo 9 Resiglass	Sem	1,6	1,82	1,78	1,97	1,61
Corpo 10 Resiglass	Sem	1,17	0,89			
Corpo 1 Vitro Fil LC	Com	0,53	0,62	0,24	1,23	0,25
Corpo 2 Vitro Fil LC	Com	0,19	0,2	0,38	0,36	0,36
Corpo 3 Vitro Fil LC	Com	0,93	1,25	0,60	0,73	2,07
Corpo 4 Vitro Fil LC	Com	0,48	0,58	0,87	1,08	0,53
Corpo 5 Vitro Fil LC	Com	0,92	0,88	0,37	1,55	0,74
Corpo 6 Vitro Fil LC	Com	0,92	0,35	0,61	0,56	0,50
Corpo 7 Vitro Fil LC	Com	1,22	2,17	0,37	1,36	0,36
Corpo 8 Vitro Fil LC	Com	1,13	0,65	0,72	0,46	0,62
Corpo 9 Vitro Fil LC	Com	2,67	1,06	0,61	4,25	1,44
Corpo 10 Vitro Fil LC	Com	0,59	0,44	1,99	0,10	1,56
Corpo 1 Vitro Fil LC	Sem	1,49	1,29	0,83	1,34	1,73
Corpo 2 Vitro Fil LC	Sem	1,22	1,43	0,141	1,57	1,20
Corpo 3 Vitro Fil LC	Sem	1,62	2,22	0,32	0,61	0,58
Corpo 4 Vitro Fil LC	Sem	2,41	1,48	1,38	1,30	2,68
Corpo 5 Vitro Fil LC	Sem	2,30	2,15	2,73	2,47	2,13
Corpo 6 Vitro Fil LC	Sem	0,57	0,71	0,77	1,47	1,65
Corpo 7 Vitro Fil LC	Sem	1,27	1,16	1,04	1,11	1,19
Corpo 8 Vitro Fil LC	Sem	1,37	1,48	1,67	1,24	1,66
Corpo 9 Vitro Fil LC	Sem	0,63	0,95	1,19	0,8	1,18
Corpo 10 Vitro Fil LC	Sem	1,05	0,71	1,16	1,06	0,84
Corpo 1 Ketac Molar	Com	1,10	2,44	1,39	2,30	2,08
Corpo 2 Ketac Molar	Com	2,57	1,61	2,45	1,72	1,47
Corpo 3 Ketac Molar	Com	3,71	1,85	1,05	2,57	0,91
Corpo 4 Ketac Molar	Com	0,66	1,43	0,70	0,74	1,10
Corpo 5 Ketac Molar	Com	1,69	1,52	1,46	2,29	1,41
Corpo 6 Ketac Molar	Com	1,24	0,67	2,52	3,40	1,28
Corpo 7 Ketac Molar	Com	1,88	1,21	0,54	1,80	1,14
Corpo 8 Ketac Molar	Com	0,70	2,09	0,88	1,78	0,77
Corpo 9 Ketac Molar	Com	1,26	1,56	0,86	1,42	1,95
Corpo 10 Ketac Molar	Com	0,50	0,72	2,17	0,44	1,23
Corpo 1 Ketac Molar	Sem	1,67	1,92	0,63	1,41	0,91
Corpo 2 Ketac Molar	Sem	2,14	1,28	1,39	1,86	0,92
Corpo 3 Ketac Molar	Sem	1,55	1,24	2,15	1,02	0,14
Corpo 4 Ketac Molar	Sem	1,31	1,75	0,93	1,47	1,29
Corpo 5 Ketac Molar	Sem	1,56	1,24	1,35	2,90	1,75
Corpo 6 Ketac Molar	Sem	0,75	1,94	0,91	1,15	0,93
Corpo 7 Ketac Molar	Sem	2,41	1,44	0,9	1,33	1,13
Corpo 8 Ketac Molar	Sem	1,78	2,16	2,75	1,32	1,29
Corpo 9 Ketac Molar	Sem	1,30	1,85	2,64	1,35	2,09
Corpo 10 Ketac Molar	Sem	2,51	1,16	2,45	1,33	1,34

Corpo 1 Vitro Molar	Com	0,89	1,93	0,85	3,95	1,50
Corpo 2 Vitro Molar	Com	0,60	5,26	2,18	1,23	0,82
Corpo 3 Vitro Molar	Com	0,73	1,48	3,77	0,62	1,69
Corpo 4 Vitro Molar	Com	0,52	1,03	0,56	1,74	0,44
Corpo 5 Vitro Molar	Com	1,02	3,00	1,03	1,59	1,21
Corpo 6 Vitro Molar	Com	0,52	1,74	1,75	1,18	0,99
Corpo 7 Vitro Molar	Com	1,13	3,47	0,90	1,50	1,09
Corpo 8 Vitro Molar	Com	1,00	0,85	0,68	1,27	2,47
Corpo 9 Vitro Molar	Com	2,27	0,37	2,25	1,38	1,53
Corpo 10 Vitro Molar	Com	1,11				
Corpo 1 Vitro Molar	Sem	0,57	3,72	1,74	0,77	0,83
Corpo 2 Vitro Molar	Sem	0,46	1,03	0,50	0,72	0,59
Corpo 3 Vitro Molar	Sem	0,58	0,83	0,52	1,40	0,68
Corpo 4 Vitro Molar	Sem	1,14	0,53	1,59	0,69	2,63
Corpo 5 Vitro Molar	Sem	3,28	2,08	1,56	1,52	1,32
Corpo 6 Vitro Molar	Sem	0,30	1,50	0,32	0,48	0,65
Corpo 7 Vitro Molar	Sem	1,10	1,72	1,83	1,07	1,54
Corpo 8 Vitro Molar	Sem	0,65	0,48	0,44	0,66	0,46
Corpo 9 Vitro Molar	Sem	1,58	0,90	1,91	1,27	1,34
Corpo 10 Vitro Molar	Sem	0				
Corpo 1 Vitro Fil	Com	0,14	0,82	1,55	1,01	1,65
Corpo 2 Vitro Fil	Com	1,86	2,05	2,1	0,82	2,29
Corpo 3 Vitro Fil	Com	1,69	1,61	0,98	0,9	2,55
Corpo 4 Vitro Fil	Com	0,51	1,74	2,79	2,96	0,6
Corpo 5 Vitro Fil	Com	1,77	1,23	0,65	1,62	3,08
Corpo 6 Vitro Fil	Com	0,42	0,40	0,21	0,65	0,14
Corpo 7 Vitro Fil	Com	0,73	1,26	1,22	2,34	2,3
Corpo 8 Vitro Fil	Com	1,31	2,1	2,43	2,55	2,97
Corpo 9 Vitro Fil	Com	0,85	1,07	1,00	4,80	0,8
Corpo 10 Vitro Fil	Com	0,63	1,45	0,45	2,21	0,44
Corpo 1 Vitro Fil	Sem	0,87	2,00	0,75	1,11	0,84
Corpo 2 Vitro Fil	Sem	1,57	2,95	2,93	1,35	1,48
Corpo 3 Vitro Fil	Sem	3,00	2,22	7,32	0,68	1,62
Corpo 4 Vitro Fil	Sem	1,44	0,69	0,51	1,92	1,89
Corpo 5 Vitro Fil	Sem	0,54	0,21	0,60	0,33	4,27
Corpo 6 Vitro Fil	Sem	0,83	1,77	1,82	1,70	0,99
Corpo 7 Vitro Fil	Sem	0,81	1,59	1,26	0,82	0,76
Corpo 8 Vitro Fil	Sem	0,86	0,75	0,81	0,91	0,26
Corpo 9 Vitro Fil	Sem	1,32	0,82	2,25	0,87	0,52
Corpo 10 Vitro Fil	Sem	1,45	1,08	1,20	1,66	1,07
Corpo 1 Fuji II LC	Com	1,39	1,85	1,91	0,72	1,81
Corpo 2 Fuji II LC	Com	0,27	1,25	1,64	1,67	2,40
Corpo 3 Fuji II LC	Com	2,16	2,02	2,27	2,08	2,06
Corpo 4 Fuji II LC	Com	0,85	0,54	1,87	2,11	2,78
Corpo 5 Fuji II LC	Com	1,42	0,96	1,56	2,32	1,51
Corpo 6 Fuji II LC	Com	2,64	1,57	1,53	1,06	2,15
Corpo 7 Fuji II LC	Com	1,85	1,71	2,88	2,32	2,11
Corpo 8 Fuji II LC	Com	1,25	1,34	1,41	1,74	0,97

Corpo 9 Fuji II LC	Com	0,66	3,04	1,28	0,87	1,70
Corpo 10 Fuji II LC	Com	2,96	2,32	3,29	3,24	1,92
Corpo 1 Fuji II LC	Sem	1,30	3,60	0,82	1,64	2,53
Corpo 2 Fuji II LC	Sem	0,79	0,77	1,00	1,61	1,22
Corpo 3 Fuji II LC	Sem	1,04	0,88	0,84	0,78	0,59
Corpo 4 Fuji II LC	Sem	0,72	0,70	0,43	0,17	0,50
Corpo 5 Fuji II LC	Sem	2,15	1,37	0,9	1,97	1,01
Corpo 6 Fuji II LC	Sem	3,63	0,74	3,83	1,23	1,21
Corpo 7 Fuji II LC	Sem	0,78	1,51	1,20	2,37	1,17
Corpo 8 Fuji II LC	Sem	0,61	0,27	0,60	0,28	0,23
Corpo 9 Fuji II LC	Sem	2,12	2,57	2,23	2,45	2,87
Corpo 10 Fuji II LC	Sem	0,97	0,51	0,88	1,67	0,57
Corpo 1 Fuji IX	Com	2,41	2,74	0,75	0,54	3,25
Corpo 2 Fuji IX	Com	0,99	1,27	1,13	1,24	1,32
Corpo 3 Fuji IX	Com	0,67	0,55	1,87	0,42	0,36
Corpo 4 Fuji IX	Com	0,64	1,77	0,94	2,46	0,51
Corpo 5 Fuji IX	Com	2,22	0,97	0,98	1,83	1,01
Corpo 6 Fuji IX	Com	2,42	0,69	1,83	0,47	1,09
Corpo 7 Fuji IX	Com	2,92	1,92	1,12	0,52	2,13
Corpo 8 Fuji IX	Com	1,09	1,22	1,23	0,83	1,43
Corpo 9 Fuji IX	Com	1,55	1,93	2,06	3,79	2,15
Corpo 10 Fuji IX	Com	1,02	1,18	0,82	1,14	1,42
Corpo 1 Fuji IX	Sem	1,23	1,64	1,20	0,93	1,74
Corpo 2 Fuji IX	Sem	1,62	1,38	1,91	1,41	1,46
Corpo 3 Fuji IX	Sem	1,68	1,17	1,62	1,83	1,26
Corpo 4 Fuji IX	Sem	2,12	4,05	1,02	3,32	1,12
Corpo 5 Fuji IX	Sem	2,49	0,54	0,87	1,49	0,68
Corpo 6 Fuji IX	Sem	0,52	0,42	0,30	0,19	1,25
Corpo 7 Fuji IX	Sem	1,55	1,65	2,73	1,78	1,36
Corpo 8 Fuji IX	Sem	1,06	1,24	1,64	0,79	1,50
Corpo 9 Fuji IX	Sem	1,11	1,24	0,99	2,54	1,25
Corpo 10 Fuji IX	Sem	1,26	1,78	0,50	0,66	0,84



Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas

- 1 ALGERA, T.J. et al. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. **Eur J. Orthod.**, v.27, n.5, p.472-476, Oct. 2005.
- 2 ANUSAVISE, J.K. Propriedades Mecânicas dos Materiais Dentários. In: _____. *Materiais dentários*. 11^a ed. São Paulo: Ed. Elsevier, 2005. cap.4, 764p.
- 3 ARANDA, M.; GARCIA-GODOY, F. Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer selant. **J. Clin. Pediatr. Dent.** v.19, n.4, p.273-277, 1995.
- 4 ARCORIA, C.J. et al. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonification. **J. Oral Rehabil.**, v.19, n.6, p.607-613, Nov. 1992.
- 5 Associação Brasileira de Normas Técnicas. Rugosidade das superfícies: procedimentos. NBR 6405, 1988.
- 6 ATTIN, T.; VATASCHKI, M.; HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass ionomer restorative materials and 2 polyacid modified resin composite materials. **Quintessence Int.** v.27, n.3, p.203-209, Mar. 1996.
- 7 BALAMUTH, L. Ultrasonics and dentistry. **Cavitron Ultrasonics**. p.15–19, Mar./Apr. 1963. Disponível na Internet. <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>. Acesso em: 10 jan. 2004).
- 8 BARATA, T.J.E. et al. Effect of ultrasonic setting on the mechanical properties GIC. **J. Dent. Res.** 2005. Trabalho apresentado na General Session & Exhibition of the IADR/AADR/CADR, Baltimore, MD, 2005. Disponível na internet: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/tecprogram/abstract_64722.htm.
- 9 BOLLEN, C.M.; LAMBRECHTS, P.; QUIRYNEN, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: review of the literature. **Dent. Mater.** v.13, n.4, p.258-269, 1997.
- 10 BRAGA, S.R.M. **Efeitos de bebidas com baixo pH e da escovação dental simulada sobre os materiais restauradores utilizados em lesões cervicais não cariosas**. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo –USP, 2005. 124p.
- 11 BUCHALLA, W.; ATTIN, T.; HELLWIG, E. Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions. **Oper. Dent.** v.25, p.482-487, 2000.

- 12 BUTT, B.G. et al. Ultrasonic removal of tooth structure. 1. A histopathologic evaluation of pulpal response in monkeys after ultrasonic cavity preparation. **JADA**, v.55, p.32-36, July 1957.
- 13 CARPINETTI, L.C.R. et al. Rugosidade superficial: conceitos e principio de medição. São Carlos, seção de publicação da EESC-USP, 1996.
- 14 CARVALHO, R.M. Ionômero de vidro. **Maxi-Odonto: Dentística**, Bauru, v.1, n.5, p.1-42, set./out. 1995.
- 15 CARVALHO, C.A.R. et al. Factors influencing the surface hardness of GIC excited by ultrasound. **J. Dent. Res.** 2005. Trabalho apresentado na General Session & Exhibition of the IADR/AADR/CADR, Brisbane, 2006. Disponível na internet: http://iadr.confex.com/iadr/2006Brisb/tecprogram/abstract_83376.htm.
- 16 CREO, A.L.; VIAVATTINE, J.J. Comparison of in vitro wear of glass ionomers. **J. Dent. Res.** v. 73, abstract 947, p.220, 1994.
- 17 CROLL, T.P. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. **JADA**, v.120, n.1, p.65-68, Jan.1990.
- 18 CROLL, T.P.; KILLIAN, C.M; HELPIN, M.L. A restorative dentistry renaissance for children: light-hardened glass ionomer/resin cement. **ASDC J. Dent. Child.**, v.60, n.2, p.89-94, Mar-Apr. 1993.
- 19 CROLL, T.P Light-hardened Class I glass-ionomer-resin cement restoration of a permanent molar. **Quintessence**, v.24, n.2, p.109-113, Feb. 1993.
- 20 CUNHA, M.R.B. **Avaliação *in vitro* do desgaste por abrasão de materiais restauradores e do esmalte em dentes decíduos**. Tese (Doutorado em Materiais Dentários). Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas, 2003. 134p.
- 21 DE BOER, P.; DUINKERKE, A.S.H.; ARENDS, J. Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. **Caries Res.**, v.19, n.3, p.232-239, May/June 1985.
- 22 DE GEE, A.J. de; HARKEL-HAGENAAR, H.C.; DAVIDSON, C.L. Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. **J. Dent.**, v.13, n.1, p.60-70, 1985.
- 23 De GEE, A.J. et al. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. **J. Dent. Res.** v.75, p.1613, 1996.

- 24 DHUMMARUNGRONG, S.; MOORE, B.K.; AVERY, D.R. Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II LC, Ketac-Silver e Z100 composite resin. **ASDC J. Dent. Children**, v.61, p.17-20, Jan./Feb. 1994.
- 25 DOMENE, S. **Determinação da perda de massa, pelo método da escovação, nos cimentos de Ionômero de Vidro**. 1998. 87p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, Bauru.
- 26 DRAUGHN, R.A.; HARRISON, A. Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, v.40, n.2, p.220-224, 1978.
- 27 FAGUNDES, T.C. et al. Influence of ultrasonic setting on tensile bond strength of GIC to dentin. **J. Adhesive Dent.** v.8, n.6, p.401-407, 2006.
- 28 FLESSA, H.P. et al. Wear resistance and gap formation in Class I cavities using silico-phosphat-cements and glass ionomer-cements. **J. Dent. Res.**, v.74, p.538, abstract 1099, 1995.
- 29 FORSS, H.; SEPPÄ, L.; LAPPALAINEN, R. In vitro abrasion resistance and hardness of glass ionomer cement. **Dent. Mater.**, v.7, p.36-39, Jan. 1991.
- 30 FOSSEN, A.M. **Estudo *in vitro* da rugosidade superficial de resinas compostas do tipo híbrida e de micropartículas submetidas a diversas técnicas de polimento**. São Paulo, 1994. 47p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de São Paulo - USP.
- 31 FRANKENBERGER, R.; SINDEL, J.; KRAMER, N. Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? **Quintessence**, v.28, n.10, p.667-676, Oct. 1997.
- 32 FRAZIER, K.B; RUEGGERBERG, F.A; METTENBURG, D.J. Comparison of wear-resistance of Class V restorative materials. **J. Esthet. Dent.**, v.10, n.6, p.309-314, 1998.
- 33 GARCIA, F.C.P. Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated tooth brushing abrasion. **Braz. Oral Res.**, v.18, n.2, p.156-161, 2004.
- 34 GEIGER, S.; RAVCHANUKAYEV, M.; LIBERMAN, R. Surface roughness evaluation of resin modified glass ionomers polished utilizing poly (acrylic acid) gel. **J. Oral Rehabil.**, v.26, p.704-709, 1999.
- 35 GLADYS, S. et al. Comparative physico-mechanical. Characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass ionomer and resin composite restorative materials. **J. Dent. Res.**, v.76, n.4, p.883-894, 1997.

- 36 GOLDSTEIN, G.R.; LERNER, T. The effect of tooth brushing on a hybrid composite resin. **J. Prosth. Dent.**, v.66, n.4, p.498-500, 1991.
- 37 GUGGENBERG, R.; MAY, R.; STEFAN, K.P. New trends in glass ionomer chemistry. **Biomater.**, v.19, n.6, p.479-483, 1998.
- 38 HARRINGTON, E. et al. Toothbrush – Dentifrice Abrasion. **Brit. Dent. J.**, v.153, n.4, p.135-138, Aug. 1982.
- 39 HARRISON, B.D.S.; DRAUGHN, R.A. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resin- Is there a relationship? **J. Prosthet. Dent.**, v.36, n.4, p.395-398, Oct. 1976.
- 40 HARISSON, A. Wear of dental materials. Part I. Modes of wear. **Dent. Advertiser**, v.39, p.8-11, 1984.
- 41 HARTE, D.B.; MANLY, R.S. Four variables affecting magnitude of dentifrice abrasiveness. **J. Dent. Res.** v.55, n.3, p.322-327, 1976.
- 42 HEATH, J.R.; WILSON, H.J. Abrasion of restorative materials by toothpaste. **J. Oral Rehabil.**, v.3, n.2, p.121-138, Apr. 1976.
- 43 HEFFERREN, J.J. A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. **J. Dent. Res.**, v.55, n.4, p.563-573, 1976.
- 44 HEINTZE, S.D.; FORJANIC, M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated tooth brushing in vitro. **Oper. Dent.** v.30, n.5, p.617-626, 2005.
- 45 HONORIO, H.M. et al. Effect of different prophylaxis methods on Sound and desmineralized enamel. **J. Appl. Oral Sci.**, v. 14, n. 2, p. 117-123, Mar./Apr. 2006.
- 46 HOTTA, M.; HIRUKAWA, H.; AONO, M. The effect of glaze on restorative glass ionomer cements. **J. Oral Rehabil.**, v.22, n.3, p.197-201, Mar. 1995.
- 47 International Organization for Standardization. Technical specification 14569-1. Dental Materials - guidance on testing of wear resistance - Part I: wear by tooth brushing. Switzerland, ISO; 1999.
- 48 IWAMI, Y. et al. The study on toothbrush abrasion of various filling restorative material. Part1. Effects of storage conditions on toothbrush abrasion test of restoratives. **Japan J. Conserv. Dent.**, v.37, p.788-801, 1994.
- 49 JONES, D.W.; JONES, P.A.; WILSON, H.J. A simple abrasion test for composites. **J. Dent.**, v.1, p.28-34, 1972.

- 50 KANCHANAVASITA, W.; PERSON, G.J.; ANSTICE, H.M. Temperature rise ion-leachable cements during setting reaction. **Biomater.**, v.16, n.16, p.1261-1265, Nov. 1995.
- 51 KLEVERLAAN, C.J.; VAN DUINEN, R.N.B.; FEILZER, A.J. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. **Dent. Mater.**, v.20, p.45-50, 2004.
- 52 KNOBLOCH, L.A. et al. Two bodies wear resistance and degree of conversion of laboratory processed composite materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.5, p.432-438, 1999.
- 53 LAIRD, W.R.E.; WALMSLEY, A.D. Ultrasound on dentistry. **J. Dent.**, v.19, p.14-17, 1991.
- 54 LAMBRECHTS et al., How simulate wear? Overview of existing methods. **Dent. Mater.** v.22, p.693-701, 2006.
- 55 LAPPALAINEN, R.; YLI-URPO, A.; SEPPÄ, L. Wear of dental restorative and prosthetic materials in vitro. **Dent. Mater.**, v.5, p.35-37, Jan. 1989.
- 56 LEITAO, J.; HEGDHAL, T. On the measuring of roughness. **Acta Odontol. Scand.** v.39, p.379-384, 1981.
- 57 LOVADINO, J. R. **Estudo da rugosidade, pigmentação e relação entre ambas nas superfícies de compósitos tratados com diversos sistemas de acabamento e polimento.** Tese (Livre-Docente em Dentística) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997. 101 p.
- 58 MAIR, L.H. et al. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. **J. Dent.** v.24, p.141-148, 1996.
- 59 MATIS, B. A.; COCHRAN, M.; CARLSON, T. *et al.* Clinical evaluation and early finishing of glass ionomer restorative materials. **Oper. Dent.**, v.13, n.2, p.74-80, Spring 1988.
- 60 MC CABE, J.F. Some properties of a glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, v.146, p.279-281, 1979.
- 61 MC KINNEY, J.E.; ANTONUCCI, J.M.; RUPP, N.W. Wear and micro hardness of glass-ionomer cements. **J. Dent. Res.**, v.66, n.6, p.1134-1139, June 1987.
- 62 MC LEAN, J.W.; GASSER, O. Glass cermet cements. **Quintessence Int.**, v.16, p.334-343, 1985.
- 63 MC LEAN, J.W. Glass-Ionomer Cements. **Brit. Dent. J.**, v.164, p.293-300, 1988.

- 64 MILLER, W.D. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designated as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation. **Dent. Cosmos.**, v.49, n.1, p.1-23, 1907.
- 65 MITCHELL, D.F.; JENSEN, J.R. Preliminary report on the reaction of the dental pulp to cavity preparation using an ultrasonic device. **JADA**, v.55, p.57-62, 1957.
- 66 MOLDES, VERA LUCIA. **Estudo *in vitro* da resistência à abrasão por escovação dos materiais restauradores utilizados em lesões cervicais**. São Paulo; s.n; 1998. 81p. ilus, tab. Apresentada a Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia para obtenção do grau de Mestre.
- 67 MOMOI, Y. et al. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. **Dent. Mater.**, v.13, n.2, p.82-88, Mar. 1997.
- 68 MONDELLI, R.F.L. et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated tooth brushing abrasion test. **J. Appl. Oral Sci.**, v.13, n.2, p.131-135, 2005.
- 69 MOORE, B.K.; PLATT, J.; PHILLIPS, R.W. Abrasion resistance of glass ionomer restorative materials. **J. Dent. Res.**, v.63, p.276 (abstract n° 946), 1984.
- 70 MOUNT, G. J.; MAKINSON, O. F. Glass ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. **Oper. Dent.**, v.7, p.134-141, 1982.
- 71 NAVARRO, M.F.L., PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro: aplicações clínicas em odontologia**. São Paulo, Artes Médicas, 1998. 179 p.
- 72 NAVARRO, M.F.L. et al. Tratamento restaurador atraumático e o programa de saúde da família. **Biodonto**, v.2, n.4, p.9-111, 2004.
- 73 NICHOLSON, J.W. Chemistry of glass ionomer cements: a review. **Biomater.**, v.19, p.485-494, 1998.
- 74 PANZERI, H. et al. Avaliação de dentifrícios I – consistência, densidade, pH, “vida útil” e perda de água. **Odont. Mod.**, v.4, n.3, p.4-10, maio/jun. 1978.
- 75 PELKA, M.; EBERT, J.; SHNEIDER, H. Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites. **Eur. J. Oral Sci.**, v.104, n.2, p.132-137, Apr. 1996.
- 76 PEUTZFELDT, A.; GARCIA-GODOY, F.; ASMUSSEN, E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. **Am. J. Dent.**, v.10, n.1, p.15-17, Feb. 1997.
- 77 PINHEIRO MACHADO, R.Q. et al. effect of ultra-sound on the surface hardness of glass-ionomer cements. **J. Dent. Res.** 2005. Trabalho apresentado na General Session & Ehibition of the IADR/AADR/CADR, Baltimore, MD, 2005. Disponível na internet: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/tecprogram/abstract_63524.htm.

- 78 PRAKKI, A. **Resistência ao desgaste de cimentos resinosos submetidos à ciclagem de pH e escovação simulada.** Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, 2003. 120 p.
- 79 PRENTICE, L.H.; TYAS, M.J.; BURROW, M.F. The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement. **Dent. Materials.** v.21, p.505-510, 2005.
- 80 RIOS, D. et al. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated tooth brushing. **Pesq. Odontol. Bras.,** v.16, n.4, p.343-348, 2002.
- 81 RUEGGEBERG, F.A. Substrate for adhesion testing to tooth structure: review of the literature. **Dent. Mater.,** v.7, n.1, p.2-10, jan.1991.
- 82 SAITO, S.K.; LOVADINO, J.R.; KROLL, L.B. Rugosidade e pigmentação superficial de materiais ionoméricos. **Pesqui. Odontol. Bras.,** v.14, n.4, p.351-356, out/dez. 2000.
- 83 SCHREYGER, D.; KUNZELMANN, K.H.; HIICKEL, R. Three-body wear of glass ionomer cements (VLC, GIC) and hybrid composites. **J. Dent. Res.** v.73, abstract 2470, p.411, 1994.
- 84 SIDHU, S.K.; SHERRIFF, M.; MATSON, T.F. In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. **Dent. Mater.,** v.13, n.3, p.208-213, 1997.
- 85 SILVA, R.C.; ZUANON, A.C.C. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). **Braz. Dent. J.** v.17, n.2, p.106-109, 2006.
- 86 SMALES, R. et al. Finished surface texture, abrasion resistance, and porosity of Aspa glass ionomer cement. **J. Prosthet. Dent.,** v.40, p.549-555, Nov. 1978.
- 87 SODERHOLM, J.K.; RICHARDS, N.D. Wear resistance of composites: A solve problem? **General Dent.,** v.46, n.3, p.256-263, 1998.
- 88 STOOKEY, G.K.; MUHLER, J.C. Laboratory studies concerning the enamel and dentine abrasion properties of common dentifrice polishing agents. **J. Dent. Res.** v.47, n.4, p.524-532, 1968.
- 89 SULONG, M.Z.A.M.; AZIZ, R.A. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.,** v.63, p.342-349, Mar. 1990.
- 90 TATE, W. H.; POWERS, J. M. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. **Oper. Dent.,** v.21, n.2, p.53-58, Mar./Apr. 1996.

- 91 TOWLER, M.R. et al. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionômero cements, using nano-indentation techniques. **Biomater.**, v.22, p.1401-1406, 2001.
- 92 TOWLER, M. R.; CROWLEY, C. M.; HILL, R.G. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements: Part I Postulated modalities. **J. Mat. Sci. Letters**, v.22, n.7, p.539-541, 2003.
- 93 TWOMEY, E. et al., Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. **J. Mater. Sci. Lett.**, v.39, p. 4631-4632, 2004.
- 94 TURSSI, C.P. et al. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. **Oper. Dent.**, v.26, n.6, p.576-584, Nov-Dec. 2001.
- 95 VAN DIKJEN, J.W.V. 3-year clinical evaluation of a compomer, a resin-modified glass ionomer and resin composite in class III restorations. **Amer. J. Dent.** v.9, p.195-8, 1996.
- 96 VAN DUINEN, R.N.B; DE GEE, A.J; DAVIDSON, C.L. Advantageous effects of ultrasound on the setting and mechanical properties of glass ionomers. **J. Dent. Res.** v.80, abstract 1203, 2001.
- 97 VAN DUINEN, R.N.B. et al. Early and long-term wear of fast-set conventional glass-ionomer cements. **Dent. Mater.** v.21, n.8, p.716-720, 2005.
- 98 VIEIRA, A. R. Polimento de compósitos e de ionômeros de vidro. **Rev. APCD**, v.50, n.4, p.346-349, jul./ago. 1996.
- 99 XIE, D. et al. Mechanical properties and Microstructures of glass-ionomer cements. **Dent. Mater.**, v.16, p.129-138, 2000.
- 100 WALLS, A.W.G. et al. The properties of a glass polyalkenoate (ionomer) cement incorporating sintered metallic particles. **Dent. Mater.**, v.3, p.113-116, 1987.
- 101 WANG, W.P.; DIBENEDETTO, A.T.; GOLDBERG, A.J. Abrasive wear testing of dental restorative materials. **Wear**, v.219, n.2, p.213-219, 1998.
- 102 WEIDLICH, P. et al. Fluoride release and uptake from glass ionomer cements and composite resins. **Braz. Dent. J.**, v.11, p.89-96, 2000.
- 103 WICTORIN, L. Effect of tooth brushing on acrylic resin veneering material. **Acta Odontol. Scand.**, v.30, p.383-395, 1972.
- 104 WILSON, A.D.; KENT, B.E. The glass ionomer cement. A new translucent dental fillings materials, **J. Appl. Chem. Biotech.**, v.21, p.313, 1971.

105 WU, S.S. et al. Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of GIC. **Oper. Dent.** v.30, n.2, p.180-184, 2005.

106 YAP, A.U.; LYE, K.W.; SAU, C.W. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. **Oper. Dent.** v.22, n.6, p.260-265, 1997.

107 YAP, A.U.J.; TEO, J.C.M.; TEOH, S.H. Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. **J. Oral Rehab.**, v.26, p.343-348, 2001.

108 YAP, A.U.J; PEK, Y.S.; CHEANG, P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. **J. Oral Rehab.**, v.30, p.1-8, 2003.

109 YIP, H.K; PENG, D.; SMALES, R.J. Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. **Oper. Dent.**, v.26, p.231-238, 2001.



Abstract

Abstract

Influence of the Ultrasound in the Abrasion Resistance and in Superficial Roughness of the Glass Ionomer Cements submitted to toothbrush.

The purpose of this work was to evaluate abrasion resistance, by means of weight loss, and surface roughness (SR) of GIC, using ultrasonic excitation as a command set. The materials tested were Fuji II LC and Fuji IX (GC Corporation), Ketac Molar (3M ESPE), Resiglass and Bioglass (Biodinâmica), Vitro Fil LC, Vitro Molar and Vitro Fil (DFL). Twenty specimens of each GIC brand were evaluated, being half submitted to ultrasound (US) (Piezon - EMS, Switzerland). The materials were placed in bovine tooth matrix (5mm inner diameter and 3mm of thickness). Initial weight was carried out by means of a digital balance (210A LICiT/Italian). The initial SR was quantitatively assessed by measuring the surface roughness using Hommel Tester T1000 (Hommelwerke, Germany) determined by the average of 5 random measurements in each sample. The specimens were submitted to brushing abrasion test. Weight loss and surface roughness, for each specimen were calculated based on the difference between the initial and final weight and surface roughness means, respectively. Weight loss (g) varied between 0,0001 and 0,0090 with US and 0,0001 and 0,0123 without US. Surface roughness (μm) varied between 0,0770 and 0,4330 with US and -0,0270 and 0,3520 without US. The results, analyzed by two way ANOVA and Tukey's test ($p < 0,05$), presented statistically significant difference in the surface roughness when the GIC was submitted or not to US ($p = 0,043$) while no statistical difference was observed among the GIC brands ($p = 0,264$). The weight loss presented statistically significant difference between the tested GIC brands ($p < 0,010$), while no influence on the weight loss by the use of US was observed ($p = 0,403$). Ultrasonic excitation during initial cure does not improve surface roughness of GIC, and does not present any influence on weight loss.

Keywords: Glass ionomer cements. Dental Restoration Wear. Ultrasonics.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)