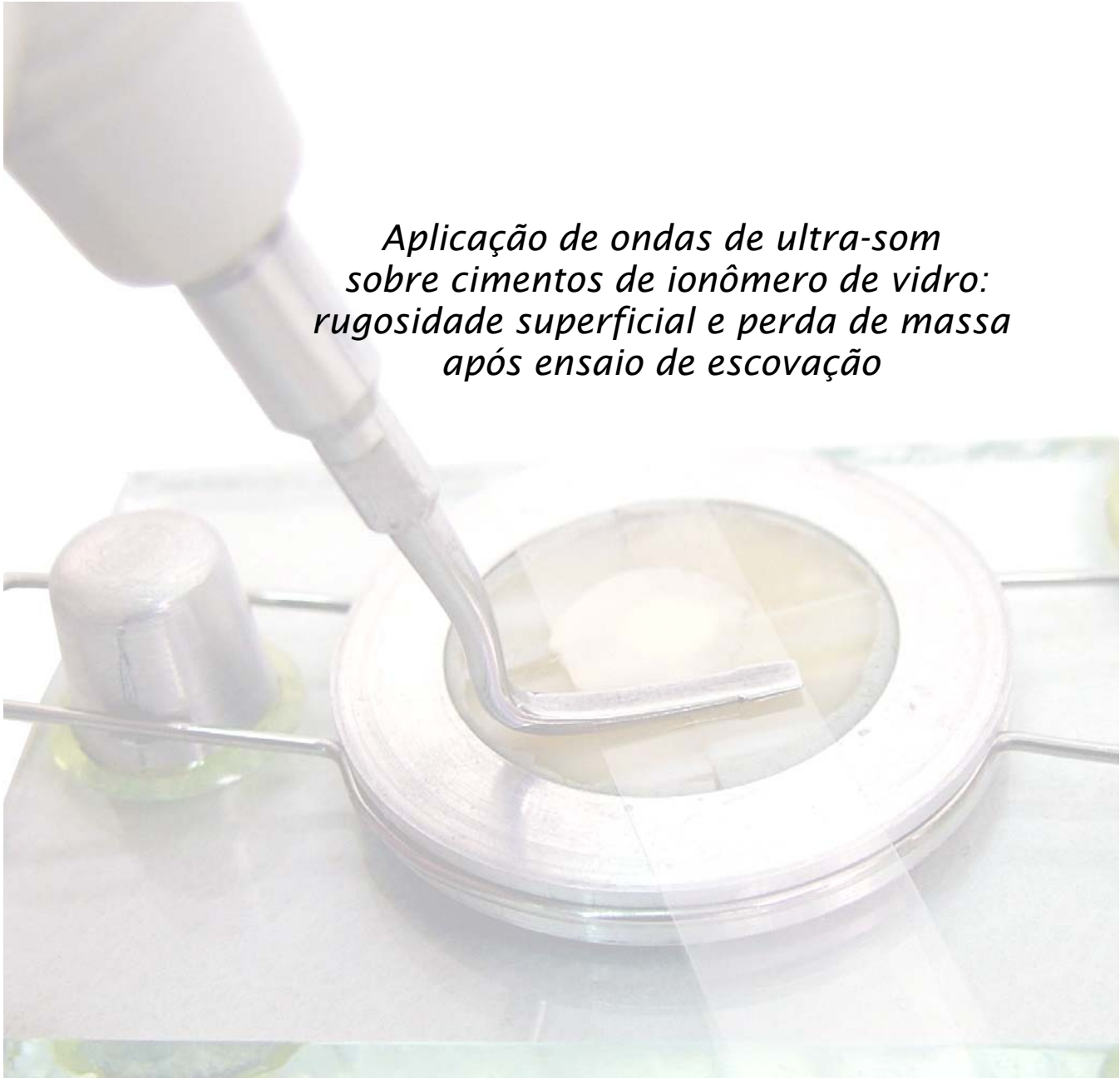


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Campus de Araraquara
Faculdade de Odontologia

CARMEN REGINA COLDEBELLA

*Aplicação de ondas de ultra-som
sobre cimentos de ionômero de vidro:
rugosidade superficial e perda de massa
após ensaio de escovação*



Araraquara
2007

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Campus de Araraquara
Faculdade de Odontologia

CARMEN REGINA COLDEBELLA

*Aplicação de ondas de ultra-som
sobre cimentos de ionômero de vidro:
rugosidade superficial e perda de massa
após ensaio de escovação*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Odontopediatria, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista "Júlio Mesquita Filho", para obtenção de título de Mestre em Odontopediatria.

Orientadora Prof^a. Dr^a. Ângela Cristina Cilense Zuanon

Araraquara
2007

Coldebella, Carmen Regina

Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: rugosidade superficial e perda de massa após ensaio de escovação / Carmen Regina Coldebella. – Araraquara: [s.n.], 2007.

86 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon

1. Cimentos de ionômeros de vidro 2. Ultra-som 3. Desgaste de restauração dentária 4. Escovação dentária I. Título.

CARMEN REGINA COLDEBELLA

*Aplicação de ondas de ultra-som
sobre cimentos de ionômero de vidro:
rugosidade superficial e perda de massa
após ensaio de escovação*

COMISSÃO EXAMINADORA: DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE

Presidente: *Prof^a. Dr^a.* Ângela Cristina Cilense Zuanon

1º Examinador: *Prof Dr* José Luiz Guimarães Figueiredo

2º Examinador: *Prof^a. Dr^a.* Lourdes Aparecida Martins dos Santos-Pinto

Araraquara, 30 de Março de 2007.

Dados Curriculares

Carmen Regina Coldebella

- Nascimento: 26 de Junho de 1977
 - Naturalidade: Campo Grande – MS
 - Filiação: Hilário Pedro Coldebella
Nadir Xavier Coldebella
 - 1997-2000 Curso de Graduação em Odontologia – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS.
 - 2003-2004 Curso de Especialização em Odontopediatria – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – FOA da Universidade Estadual Paulista – UNESP.
 - 2005-2007 Curso de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Odontopediatria – Nível Mestrado – Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr Universidade Estadual Paulista – UNESP.
-
- 



Dedicatória



“O amor é quando a gente mora um no outro”

Mário Quintana

Este trabalho que é fruto de muito suor e lágrimas (de saudades) dedico à minha família - e nela inclui você Alan - que amo imensamente e tanto me dá amor. Vocês moram em mim e são verdadeiros anjos enviados por Deus à Terra para iluminar minha vida e alegrar meus dias.

*Meu pai, **Hilário**, por seu exemplo de honestidade, honra, persistência, ensinando-me as artimanhas da vida. A sua dignidade me inspira, o seu caráter me entusiasma. Com seu exemplo me mostrou que não importa quantas vezes possamos cair, sempre encontraremos dentro de nós a força necessária para nos levantar e começar tudo de novo. Você sempre será meu herói.*

*Minha linda mãe, **Nadir**, que consegue sorrir mesmo quando o mundo parece desabar. Para mim você é a certeza de que, por mais difícil que o momento se apresente sempre há uma alternativa a se trilhar. Com sua calma suavidade consegue dissipar qualquer tempestade. Seus olhos são faróis que me guiam nas noites escuras.*

Os ensinamentos que vocês me passaram irão perdurar para o resto de meus dias... Exemplos de vida !

As minhas irmãs que mais do que amigas, são indispensáveis, confidentes e sempre estiveram ao meu lado nos momentos mais difíceis pelos quais passei.

***Cátia**, o maior de todos os “milk shakes”, com o coração maior que o mundo, que quase não cabe em seu peito. Muito obrigada por todo cuidado, preocupação e*

carinho que sempre teve comigo, sempre arranjando uma forma de se fazer presente.

Carine, eterno "nenê", os dias com você sempre parecem ter mais graça, pois seu sorriso consegue contagiar a todos. Sempre disposta a ajudar e compartilhar cada segundo de alegria ou sofrimento.

Ao *Alan* companheiro fiel, amigo leal, meu porto seguro, meu norte para onde sempre voltei. Conquistou-me de tal forma que hoje não consigo imaginar minha vida sem você. Nos momentos de desespero meu alento, mesmo estando tão longe sempre permaneceu tão perto. Ao seu lado meus dias tiveram mais vida. Obrigada por ter suportado minha ausência e sempre ter me incentivado.

Sem vocês minha vida não teria a menor graça. Devolhes tudo o que sou, e se cheguei onde estou foi por ter pessoas maravilhosas ao meu lado. A vocês meu eterno obrigado e infinito amor.

Agradecimentos Especiais



A Deus

"Para tudo há um tempo, para cada coisa há um momento debaixo dos céus: tempo para nascer, e tempo para morrer; tempo para plantar e tempo para arrancar o que foi plantado; tempo para matar e tempo para sarar; tempo para demolir e tempo para construir; tempo para chorar e tempo para rir; tempo para gemer e tempo para dançar; tempo para tirar pedras e tempo para ajuntá-las; tempo para dar abraços e tempo para apartar-se. Tempo para procurar e tempo para perder; tempo para guardar e tempo para jogar fora; tempo para rasgar e tempo para costurar; tempo para calar e tempo para falar; tempo para amar e tempo para odiar; tempo para a guerra e tempo para a paz" (Ecle 3,1-8). Agradeço a Deus por ter feito tudo a Seu tempo de forma que fosse o melhor tempo para mim.

A Cris Zuanon

*“Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho,
pois cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra.*

*Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho,
mas não vai sozinho, nem nos deixa só.*

Leva um pouco de nós e deixa um pouco de si mesmo.

Há os que levam muito, mas há os que não levam nada.

Há os que deixam muito, mas há os que não deixam nada.

*Esta é a mais bela responsabilidade em nossa vida, a prova
suprema de que as pessoas não se aproximam por acaso.”*

Antoine de Saint - Exupéry

*Agradeço a você por sua generosidade recebendo-me,
uma completa estranha, não só na faculdade, mas também
em sua casa. Ensinando-me passo a passo como proceder,
por estar sempre presente em todos os momentos da
realização deste trabalho. Obrigada por todos os
ensinamentos que de longe extrapolaram o mundo
acadêmico.*

À minha madrinha

Tia Nilsa, VOCÊ que sempre acreditou em mim, apoiando-me e incentivando - me tem minha profunda gratidão. Tenho plena consciência que você é parte decisiva desse processo e que o mesmo seria muito difícil sem a sua colaboração. Com seu apoio foi possível dar os primeiros passos na odontologia e durante toda minha formação estive ao meu lado. Um muito obrigada seria muito pouco para retribuir toda atenção e carinho que tem por mim. Serei sempre grata a você. Amo-a muito!



Agradecimientos



Durante esse tempo que passei em Araraquara, muito cresci, muito aprendi e a muitos conheci. Alguns passaram e já se foram, outros ainda estão por aí, pelos corredores, entretanto todos permanecerão em minhas memórias. A vocês que de forma direta ou indireta ajudaram durante esse período de dificuldades e aprendizado o meu muito obrigada.

À *Laine* obrigada por ser uma ótima companheira e cúmplice. Amizade verdadeira que nasceu sem pretensão e que perdurará por muito tempo. Compartilhamos muito mais que o mesmo teto. Dividimos as mesmas angústias, dúvidas e preocupações e ainda conseguimos multiplicar os risos e alegrias. Você estará guardada debaixo de 7 chaves dentro do meu coração.

Às colegas de mestrado *Juliana Gondim, Michele Diniz, Nancy Sacono, Simone Mastrantonio*, por todos os momentos que passamos juntas. Somos tão diferentes, por tão parecidas, com o mesmo objetivo a alcançar. Juntas aprendemos muito, rimos muito.

Aos colegas da Pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de Ortodontia, *Débora, Luiz Guilherme, Luana, Rafael e Renata* por terem partilhado o início dessa caminhada juntos com muito bom humor.

Aos colegas da Pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Odontopediatria, nível de Doutorado *Andreza, Célia Lanza, Cris Duque, Cris Motisuki, Emi, Érica, Fábio, Fernanda, Hermes, Jonas, Junia, Luciana Lima, Murilo, Paula Jackes, Renata Silva*.

Às meninas do “mestrado novo” em Odontopediatria
Ana Luíza, Camila, Elcilaíne, Érica, Indri, Lícia vocês são
ótimas e têm um futuro brilhante pela frente.

Às estagiárias da Emergência em Odontopediatria
Cíntia de Oliveira, Juliana Del Vecchio, Renata Gianotto
pelo ano de grandes experiências.

Aos amigos que fiz em Araraquara: *Paula Jackes* a
seu carinho e ternura inerente de toda boa m. -
demonstrou amizade incondicional, nossas conversas
foram de fundamental importância para mim. *Ana Maria*
com sua delicadeza e imenso coração, você é uma bênção,
uma preciosidade rara de se encontrar nos dias de hoje.
Emi sempre disposta a perder um minutinho com nossas
conversas e muitas conversas. Você é um encanto de pessoa!

Aos meus queridos orientados durante a graduação
de 2005 *Caio, Camila, Carolina, Cíntia, Cristiane, Cilene,*
Estefhanía, Gisele e agregado *Felipi* e de 2006 *Jacobe,*
Larice, Larissa, Letícia, Lígia, Lívia, Maria Fernanda,
Marilís, Michele, Pâmela, Rosana, Sara. Com vocês aprendi
um pouco mais de como ser mestre.

À *Faculdade de Odontologia de Araraquara* FOAr, da
Universidade Estadual Paulista Julio Mesquita Filho -
UNESP, na pessoa de sua diretora Prof^a. Dr^a. Rosemary
Adriana Chiérci Marcantônio e de seu vice-diretor, José
Cláudio Martins Segalla.

Ao *Departamento de Clínica Infantil* da Faculdade de
Odontologia de Araraquara representada pelo chefe de
Departamento Prof^a. Dr^a. Ângela Cristina Cilense Zuanon e
pelo vice-chefe Prof^a. Dr^a. Lídia Parsekian Martins, e pelo
Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas,

área de Odontopediatria, nas pessoas de Prof^a. Dr^a. Rita de Cássia Loíola Cordeiro e Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli.

Aos professores da Odontopediatria de Araraquara *Ângela Cristina Cilense Zuanon, Cyneu Aguiar Pansani, Fábio César Braga de Abreu e Lima, Elisa Maria Aparecida Giro, Josimeri Hebling, Lourdes dos Santos Pinto, Rita de Cássia Loíola Cordeiro*. Por terem me recebido de braços abertos, transmitido seus ensinamentos.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil. *Soninha*, sempre elegante e receptiva; *Celinha*, muito prestativa; *Dulce*, pela amizade, *Odete, Regina, Cris, Totó e Pedrinho*.

Ao *Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese* da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela receptividade e disponibilidade. Ao *Prof. Carlos Cruz*, sempre disposto a transmitir seus conhecimentos tão essenciais.

Aos queridos funcionários da biblioteca *Adria, Ceres, Eliane, Inés, Maria Helena, Marlei, Sílvia e Ode...*, pela alegria, conversas fiadas e bom humor característico. Vocês são uns amores!

Aos funcionários da seção de Pós-graduação *Alexandre, Mara, Rosângela, Sílvia e Vera*, por toda a atenção e paciência.

Ao *Prof. Dr. Lourenço C. Sobrinho*, da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela disponibilização do rugosímetro e máquina de escovação.

Ao técnico *Marcos B. Cangiani* da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela receptividade, disponibilidade e assistência.

À *Ticiane Cestari Fagundes* por compartilhar preciosos conhecimentos que foram de extrema utilidade para a confecção deste trabalho.

Ao corpo docente da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, meus eternos mestres que tão sabiamente ajudaram-me em meus primeiros passos na Odontologia. Sou muito grata a todos vocês!

Ao *CNPq*, pelo apoio financeiro que possibilitou minha capacitação.

Prefácio

Esta dissertação será apresentada na forma de 2 artigos intitulados:

Artigo 1: Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: rugosidade superficial após ensaio de escovação.

Será submetido a publicação na Journal of Material Science: Material in Medicine.

Artigo 2: Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: perda de massa após ensaio de escovação.

Será submetido a publicação na Journal of Material Science: Material in Medicine.



Sumário



RESUMO	20
ABSTRACT	23
INTRODUÇÃO	26
CAPÍTULO 1	
<i>“Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: Rugosidade superficial após ensaio de escovação ”</i>	32
CAPÍTULO 2	
<i>“Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: Perda de massa após ensaio de escovação”</i>	57
CONSIDERAÇÕES FINAIS	78
REFERÊNCIAS	81



Resumo



Coldebella CR. Aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: rugosidade superficial e perda de massa após ensaio de escovação [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

Resumo

Este trabalho teve como objetivo determinar a influência da excitação ultra-sônica aplicada em dois cimentos de ionômero de vidro nos momentos iniciais de sua reação de presa, avaliando a rugosidade superficial e a perda de massa após ensaio de escovação. Os materiais foram o Fuji IX GP (GC Corporation) e Ketac Molar Easymix (3M ESPE), manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e inseridos em matriz confeccionada com dente bovino. Foram confeccionados 16 espécimes de cada material, dos quais a metade recebeu excitação com ondas de ultra-som (PROFI III BIOS - Dabi Atlante) por um período de 30 segundos. Todos os corpos foram pesados diariamente, em balança analítica (Sartorius), até a estabilização de sua massa, a qual foi alcançada após 20 dias da manipulação. Logo após foi realizada a leitura da rugosidade inicial (rugosímetro Surfcoorder SE 1700 – Japão). Em seguida os mesmos foram submetidos ao ensaio de escovação, totalizando 30.000 ciclos. Nova leitura de rugosidade superficial e seqüência de pesagem foram realizadas. Para a análise estatística foram utilizados os testes de Análise de Variância (MANOVA) e t-Student onde a diferença estatística foi determinada por $p \leq 0,05$. Observou-se diferença estatística

significante na rugosidade superficial antes e após o ensaio de escovação ($p= 0,00$). Porém não houve diferença estatística na rugosidade quando considerada a aplicação de ondas de ultra-som ($p= 0,06$). A média de rugosidade após ensaio de escovação para o Fuji IX GP foi de $0,767\mu\text{m}$ e $0,643\mu\text{m}$ com e sem a aplicação de ondas de ultra-som respectivamente e para o Ketac Molar Easymix esses valores foram de $0,759\mu\text{m}$ e $0,757\mu\text{m}$ para as mesmas condições experimentais. Na interação material, excitação ultra-sônica e ensaio de escovação foi observada diferença estatística significativa ($p= 0,004$), porém atribuída apenas ao ensaio de escovação e não propriamente ao uso de ondas de ultra-som. A média da perda de massa para os materiais foi de $0,45\text{mg}$ para o Fuji IX GP com excitação ultra-sônica e $0,61\text{mg}$ sem a mesma e para o CIV Ketac Molar Easymix foi de $0,27\text{mg}$ com ultra-som e $0,16\text{mg}$ sem ultra-som, não havendo diferença estatisticamente significativa para ambos os materiais ($p=0,11$). Com esses dados pode-se concluir que a aplicação de ondas de ultra-som durante a presa inicial dos materiais não houve melhora estatística na rugosidade superficial nem influenciou na perda de massa dos mesmos.

Palavras-chave: Cimentos de ionômeros de vidro; ultra-som; desgaste de restauração dentária; escovação dentária.



Abstract



Coldebella CR. Ultrasonic waves application on glass ionomer cements: superficial roughness and mass loss after toothbrushing test [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

Abstract

The aim of this work was to determine the influence of ultrasonic excitation in two glass ionomer cements (GICs) evaluating the superficial roughness and mass loss after toothbrushing test. The GICs tested were Fuji IX GP (GC Corporation) and Ketac Molar Easymix (3M ESPE). The cements were manipulated according to the manufactures' instructions and inserted in a bovine tooth matrix. For each material 16 specimens were made. Eight specimens of them were excited with ultrasonic waves (PROFI III BIOS - Dabi Atlante) for 30s. All specimens were weighed daily in an analytical balance (Sartorius) until their mass stabilization which was reached after twenty days. Next, the initial superficial roughness reading was performed (Surfcorder SE 1700 - Japan). After that, toothbrushing test was performed, and 30.000 cycles were applied. Soon after, a new superficial roughness reading and a sequence of weighing were performed. The statistical analysis was made through MANOVA test and t-Student where $p \leq 0.05$ determined a significant statistical difference. A difference on the superficial roughness was observed before and after toothbrushing ($p=0.00$). However, there was no statistical difference when the ultrasonic waves were used ($p=0.06$). After toothbrushing test Fuji IX GP roughness average was $0.767\mu\text{m}$ and $0.643\mu\text{m}$ with and

without the use of ultrasound waves respectively while Ketac Molar Easymix showed 0.759 μ m and 0.757 μ m in the same experimental conditions. In the interaction: material, ultrasonic excitation, and toothbrushing test, a significant statistical difference was observed ($p=0.004$) which was due to the toothbrushing test and not to the use of ultrasonic waves. The mean of weigh loss was 0.45mg for Fuji IX GP with ultrasound excitation, and 0.61mg without this procedure; Ketac Molar Easymix showed 0.27mg and 0.16mg respectively. However, there was no statistical difference for mass loss in both GICs when ultrasound waves were used ($p=0.11$). These results concluded that the application of ultrasonic waves during the initial set neither provided better results in the superficial roughness nor influenced mass loss.

Keywords: Glass ionomer cements; ultrasound; restoration wear; toothbrushing test.



Introdução



Introdução

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) tiveram sua origem na década de setenta quando Wilson, Kent²⁸ combinaram o cimento de poliacrilato de zinco com o cimento de silicato procurando associar características desejáveis como a boa adesividade à estrutura dentária, biocompatibilidade, translucidez, liberação de flúor entre outros^{12,13,17}.

Esse material tem sido utilizado para o selamento de cicatrículas e fissuras, restaurações conservadoras, restaurações mistas, material de proteção, restaurações em dentes decíduos, núcleos de preenchimento, agente cimentante em endodontia, ortodontia e próteses¹⁴, entre outras indicações.

É constituído por um vidro de aluminossilicato e um ácido polialcenoico¹⁷. A mistura do líquido com o pó proporciona uma reação química do tipo ácido-base resultando na presa do cimento. Sua maturação ocorre com a liberação lenta de alumínio¹².

Essa reação é um processo contínuo que melhora as propriedades mecânicas do material com o passar do tempo^{19,21,22,29}. Sua presa inicial pode ser inibida⁶, pela absorção de água a qual provoca o deslocamento de íons, principalmente íons cálcio que são mais solúveis, provocando alteração de suas propriedades físicas^{16,17}.

Em busca da melhora das características físico-químicas do material, estudos resultaram em CIV com reação de presa acelerada oferecendo vantagens clínicas durante a utilização do mesmo. Para isto, mudanças em sua composição química foram necessárias como a incorporação de monômeros resinosos¹⁵ ou a alteração na proporção pó/líquido²⁹.

Os CIV modificados por resina, possuem pequenas quantidades de componentes resinosos, como o HEMA. Como vantagens apresentam imediata estabilização do balanço hídrico e melhor translucidez imediata. Possuem, também desvantagens como a possibilidade de ocorrência de infiltrações devido à contração de polimerização¹⁸, pobres propriedades mecânicas a longo prazo^{4,8,17} e problemas de citotoxicidade relacionada ao monômero.

Foram desenvolvidos também os CIV de alta viscosidade, os quais apresentam a proporção pó/líquido alterada, com viscosidade, resistência à tração diametral, resistência à compressão e ao desgaste aumentadas, e translucidez, tempo de trabalho e de presa diminuídos^{7,20,29-32}. O controle do tamanho e distribuição das partículas, além do aumento no conteúdo de pó promove melhora das propriedades físicas do material, que também podem ser alcançadas por aumento no peso molecular do ácido, o

que causa aumento de sua viscosidade e conseqüentemente dificuldade na manipulação¹⁷.

Outra medida recente utilizada para aumentar a velocidade de reação de presa do material é a aplicação de ondas de ultra-som²¹.

Em Odontologia os aparelhos de ultra-som têm sido utilizados desde a década de 50 para confecção de preparos cavitários^{3,10}, na remoção de cálculos, na condensação de amálgama, no tratamento endodôntico, profilaxia, limpeza de instrumentais³ entre outros.

O ultra-som converte oscilações elétricas em vibrações mecânicas resultando em ondas³. A propagação dessas ondas depende do meio em que se encontram. No corpo humano podem ocorrer de forma longitudinal e transversal nos tecidos duros, enquanto que nos tecidos moles são transmitidas apenas de forma longitudinal, uma vez que as transversais são dissipadas em forma de calor¹¹.

Calor também pode ser gerado a partir de calor friccional de contato, calor do fluxo de água que passa pela ponta oscilatória e absorção acústica. Como o esmalte e a dentina são pobres condutores térmicos, podem evitar muitas vezes, um grande aumento na temperatura pulpar²⁶.

Nos tecidos dentais, essas ondas encontram a interface entre tecido duro e tecido mole. Nesse ponto, parte delas é refletida para o meio de

origem e o restante propaga com velocidade que dependerá das propriedades do meio¹¹.

Aplicando a excitação ultra-sônica durante a presa inicial do CIV, pode-se diminuir a incorporação de bolhas de ar no material, reduzindo dessa forma a porosidade encontrada no interior da restauração².

A técnica tem mostrado não apenas superioridade no aumento da velocidade de reação de presa, mas também tem proporcionado melhores propriedades mecânicas, principalmente nas primeiras vinte e quatro horas. Além disso, não requer incorporação de produtos químicos adicionais^{9,21}, podendo levar a maior longevidade clínica das restaurações⁹.

Para melhor entender o comportamento destas propriedades pode-se avaliar a rugosidade superficial do material²⁷, pois segundo Yip et al.³² (2001) quanto maior se apresentar, maior o desgaste que a restauração sofreu em determinado período de tempo.

Quando as características superficiais de um material são avaliadas in vivo, pode-se observar que a rugosidade superficial é resultado da abrasão mecânica, atrição e erosão da superfície dentária. Quando avaliada in vitro, pesquisadores demonstram que esta propriedade pode ser avaliada após o polimento ou abrasão, considerando que a perda de massa do material está diretamente relacionada a este processo^{5,32}.

Sabe-se que um material restaurador deve apresentar boa resistência à abrasão diante de esforços mastigatórios, das atividades funcionais da cavidade bucal e até mesmo diante do ato de escovação, uma vez que o último representa o método mais utilizado e efetivo para limpeza da cavidade bucal⁵.

Diante da possibilidade da utilização de ondas de ultra-som para melhorar propriedades físicas como rugosidade superficial e perda de massa do material restaurador, torna-se importante conhecer a resposta do CIV após a aplicação deste sistema.



Capítulo 1

***APLICAÇÃO DE ONDAS DE ULTRA-SOM SOBRE
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO: RUGOSIDADE SUPERFICIAL
APÓS ENSAIO DE ESCOVAÇÃO***

Carmen Regina Coldebella*

Elcilaine Rizzato Azevedo*

Ângela Cristina Cilense Zuanon**

*Aluna da Pós-graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Odontopediatria, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

** Professora da Disciplina de Odontopediatria, do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Endereço para Correspondência:

Carmen Regina Coldebella

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Departamento de Clínica Infantil

Rua Humaitá, 1680 – Centro, CEP 14801-903 Araraquara – SP.

Telefone (16) 33016335

e-mail: crcoldebella@yahoo.com.br

**APLICAÇÃO DE ONDAS DE ULTRA-SOM SOBRE CIMENTOS DE
IONÔMERO DE VIDRO: RUGOSIDADE SUPERFICIAL
APÓS ENSAIO DE ESCOVAÇÃO**

Resumo

O uso de ondas de ultra-som tem demonstrado influência sobre algumas propriedades dos cimentos de ionômero de vidro quando aplicadas durante sua reação de presa inicial. O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito de ondas de ultra-som sobre a rugosidade superficial de dois cimentos de ionômero de vidro. Os materiais testados foram o Ketac Molar Easymix (3M ESPE) e Fuji IX GP (GC Corporation). Foram confeccionados 16 corpos de prova de cada material sendo que 8 receberam tratamento por 30 segundos com ondas de ultra-som durante o início de sua reação de presa. Após a leitura da rugosidade superficial inicial em todos os corpos de prova, foi realizado ensaio de escovação e nova leitura de rugosidade. Os resultados analisados pelo teste de Análise de Variância (MANOVA) ($p \leq 0,05$) revelaram diferença estatisticamente significativa para a rugosidade em ambos os materiais estudados antes e após a escovação ($p=0,00$). A excitação ultra-sônica, porém não apresentou efeito significativo sobre a rugosidade dos materiais ($p=0,06$). Pôde-se concluir que a aplicação de ondas de ultra-som não influenciou na rugosidade superficial dos materiais estudados.

Palavras-chave: Ultra-som, Cimentos de Ionômero de Vidro, Rugosidade superficial.

Introdução

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) foram introduzidos na Odontologia no início dos anos 70 por Wilson e Kent¹. São compostos por um vidro de aluminossilicato e um ácido polialcenóico, que tomam presa por meio de uma reação ácido/base entre seus componentes². Apresentam vantagens como boa adesão à estrutura dentária, liberação de flúor³⁻⁵, coeficiente de expansão térmica similar ao do dente⁴ entre outras. Porém, como todo material restaurador possuem algumas propriedades limitadas podendo-se destacar a baixa resistência à abrasão e à fratura⁴, além de ser propenso à incorporação de poros em seu interior, o que resulta em uma superfície final insatisfatória^{2,4}.

As limitações de suas propriedades mecânicas têm sido atribuídas à insuficiente dureza do material logo após sua inserção na cavidade, a qual melhora com o passar do tempo⁶⁻⁹, contribuindo significativamente para maior longevidade clínica das restaurações^{10,11}.

Uma das formas para se avaliar o desempenho clínico dos materiais restauradores é por meio do estudo da rugosidade superficial, a qual representa grande importância na formação e retenção do biofilme, aumentando o risco de desenvolvimento de lesão de cárie^{12,13}. Uma correta análise e interpretação da textura superficial podem facilitar o entendimento de como um material poderá se desgastar in vivo¹⁴. Estudo realizado in vitro

avaliou a rugosidade superficial após polimento ou abrasão¹⁵. A avaliação da resistência à abrasão por escovação/dentífrício é de fundamental importância, uma vez que esta é o método mais utilizado para a realização da higiene bucal.

Segundo Yip et al.¹⁶ a rugosidade superficial de CIV convencionais está relacionada à sua composição, ao tamanho de suas partículas e à porosidade contida em sua matriz. De acordo com os autores, quanto maior a rugosidade superficial, maior o desgaste que a restauração sofreu ao longo do tempo.

Visando melhorar a resistência ao desgaste foram desenvolvidos CIV reforçados por liga de prata⁴, modificados por resina composta⁵ e os de alta viscosidade. Recentemente o uso de ondas de ultra-som demonstrou bons resultados na melhoria das propriedades mecânicas, sem a necessidade de alterar a composição química do material^{17,18}.

A excitação ultra-sônica tem a capacidade de acelerar a reação de presa do CIV, aumentar sua dureza superficial¹⁷, diminuir o número de bolhas incluídas no material¹⁷⁻²⁰, promover maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido e quebrar o aglomeramento das partículas, oferecendo maior área de superfície para a reação¹⁸.

Desta maneira, o objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito da aplicação de ondas de ultra-som durante a reação de presa inicial de CIV de

alta viscosidade por meio da rugosidade superficial após ensaio de escovação.

Materiais e métodos

Os materiais, fabricantes, números dos lotes e validade dos CIV utilizados estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Produtos, fabricantes, números dos lotes e validade dos materiais

Materiais	Fabricantes	Números dos lotes	Validade
Ketac Molar Easymix	ESPE Dental AG, Seefeld, Germany	0508091	08/2008
Fuji IX GP	GC Corporation, Tokyo, Japan	241341	09/2007

Os CIV foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes, com controle da temperatura ambiente ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) e umidade relativa do ar de $50 \pm 5\%$ e inseridos, com auxílio de uma seringa Centrix, em uma matriz confeccionada com dente bovino (Figura 1).

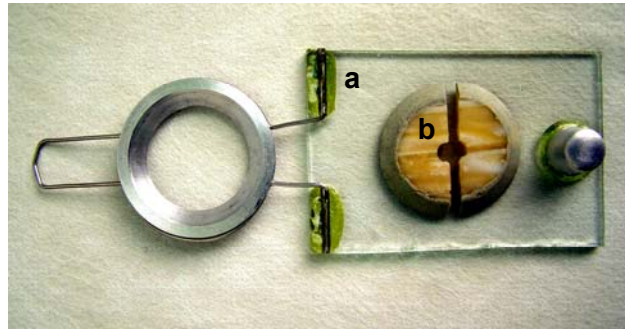


Figura 1 – Conjunto da matriz
a – suporte para a matriz “ratoeira”
b – matriz bipartida de dente bovino

Para cada material foram confeccionados 16 corpos de prova com 4mm de diâmetro por 4mm de altura e divididos nos seguintes grupos experimentais conforme a Tabela 2.

Tabela 2: Grupos, materiais e tratamento utilizados

Grupo	Material	Tratamento
1	Fuji IX GP	Com ultra-som
2	Ketac Molar Easynix	Com ultra-som
3	Fuji IX GP	Sem ultra-som
4	Ketac Molar Easynix	Sem ultra-som

Após a inserção do material na matriz, este foi coberto com uma tira de poliéster. Para os Grupos 1 e 2, ondas de ultra-som foram aplicadas durante 30 segundos sobre os espécimes durante o início de sua reação de presa, de forma que a ponta ativa do aparelho, em contato com a tira de poliéster, deslizasse sobre a superfície do CIV e da matriz, atingindo assim toda a superfície do conjunto. O equipamento de ultra-som utilizado foi o

PROFI III BIOS (Dabi Atlante), 24W de potência, frequência de 28KHz. Para o estudo foi utilizada 80% da potência total do aparelho.

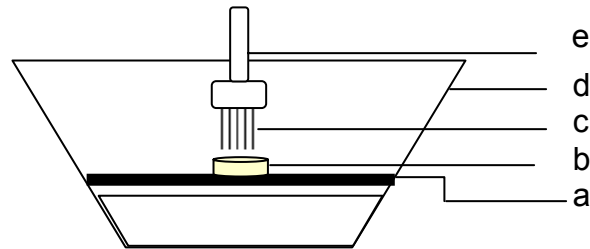
Em seguida um peso de 60 gramas foi aplicado por 1 minuto sobre o conjunto para correta acomodação do material.

Para os Grupos 3 e 4, após acomodação da tira de poliéster, foi depositado um peso de 60 gramas durante 1 minuto visando extravasamento de excesso e planificação do material.

Depois de identificados, os corpos de prova foram armazenados em recipiente apropriado com umidade relativa do ar de aproximadamente 100% e em temperatura ambiente por 24 horas²¹. Após esse período, foram acondicionados em água destilada a temperatura de 37° C^{6,9,22,23}.

Decorridos 20 dias de armazenamento, os corpos de prova foram fixados em placas de acrílico (47 x 20mm e 4mm de espessura), contendo em seu centro uma cavidade de 4mm de diâmetro e 3mm de altura, de modo que o corpo de prova ficasse com 1mm de sua superfície exposta. A leitura da rugosidade inicial (R_a , μm) foi obtida pela média aritmética entre os picos e vales registrados pelo rugosímetro Surfcomer SE 1700 (Japão). Em cada superfície, foram efetuadas três leituras, sempre com a agulha passando pelo centro da amostra e partindo de três posições diferentes²⁴. Foi utilizado um cut off de 0,25 para maximizar a filtragem de ondulação superficial^{21,24}.

Logo após, o conjunto foi inserido em uma cuba metálica para ser levado à máquina de escovação Equilabor – Equipamentos para Laboratório – Piracicaba – SP (Esquema 1).



Esquema 1 – conjunto para ensaio de escovação

- a – placa de acrílico
- b – corpo de prova
- c – cerdas da escova dental
- d – cuba metálica
- e – suporte para fixação da escova dental

Os corpos de prova foram submetidos a 30.000 ciclos, com velocidade de 250 ciclos (ida e volta) por minuto e carga de 200g²⁶. As escovas dentais possuíam cerdas macias e foi utilizada uma mistura, composta de dentífrício e água destilada na proporção de 1:1^{25,26}. A cada corpo de prova trocava-se a escova dental e a mistura de água e dentífrício.

Após a escovação, os corpos de prova foram removidos da máquina, lavados em água corrente, submetidos à lavagem em cuba ultra-sônica por 10 minutos e uma nova leitura de rugosidade foi realizada, obtendo-se assim a rugosidade final dos espécimes.

Para avaliação qualitativa das rugosidades inicial e final das superfícies, os corpos de prova foram revestidos com liga de ouro-paládio

sob alto vácuo e observado em MEV (SM – 300 Scanning Electron Microscope), operado em 10KV com um aumento de 1000 vezes.

Para a análise estatística dos dados foi realizada Análise de Variância (MANOVA), com três fatores (material, escovação e ultra-som) considerando interações duplas e triplas. A diferença estatística foi determinada por $p \leq 0,05$. A normalidade foi avaliada pelo teste Shapiro-Wilk.

Resultados

Os dados apresentaram distribuição normal segundo os resultados do teste Shapiro–Wilks. Os resultados segundo a Análise de Variância (ANOVA), com 3 critérios fixos, estão demonstrados na Tabela 3.

Tabela 3: Resultados do teste ANOVA

Critério	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Valor de p
Material	0,001382	1	0,001382	0,948	0,334
Ultra-som	0,005006	1	0,005006	3,433	0,069
Escovação	2,898	1	2,898	198,755	0,000
Material+escovação+ultra-som	0,135	1	0,135	9,278	0,004
Erro	0,817	56	0,001458		
Total	21,186	64			
Total corrigido	3.939	63			

A média e desvio padrão para os dois CIV, com e sem o uso de ondas de ultra-som, antes e após a escovação estão relacionados na Tabela 4.

Tabela 4: média e desvio padrão da rugosidade superficial, em μm , dos dois cimentos de ionômero de vidro com e sem ondas de ultra-som, antes e após ensaio de escovação

Material	Ultra-som	Escovação			
		antes		após	
		Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Fuji	sem US	.340088	9.78690E-02	.643963	9.51622E-02
	com US	.266063	8.79062E-02	.767613	.110464
Ketac	sem US	.223513	.119012	.757075	.106428
	com US	.395638	.164540	.759063	.159770

O estudo demonstrou haver diferença estatística significativa na rugosidade superficial dos dois cimentos de ionômeros de vidro antes e após o ensaio de escovação ($p= 0,00$).

Porém, não foi observada diferença estatística quando avaliada a rugosidade entre os CIV Ketac Molar Easymix e Fuji IX GP ($p= 0,33$). Não se observou diferença estatística quanto ao uso ou não de excitação com ondas ultra-sônicas ($p= 0,06$).

Quando analisada a interação material, excitação ultra-sônica e ensaio de escovação pode se observar diferença estatística ($p= 0,04$), atribuída ao ensaio de escovação e não ao uso de ondas de ultra-som.

A avaliação qualitativa das rugosidades inicial e final das superfícies estão representadas nas Figuras de 2 a 9.

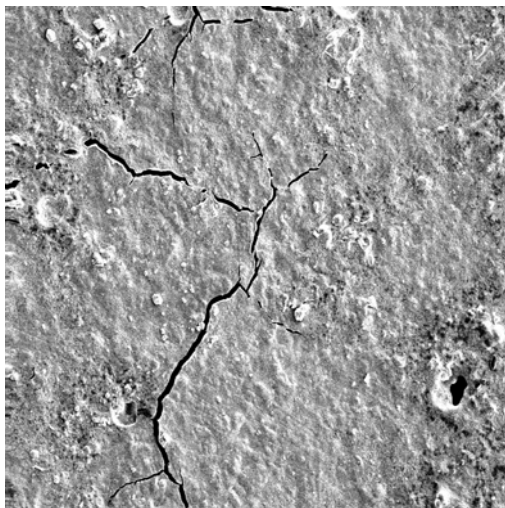


Figura 2- Fuji IX GP

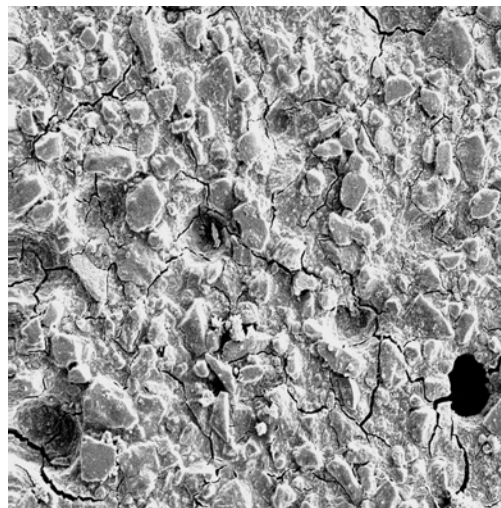


Figura 3- Fuji IX GP após ensaio de escovação

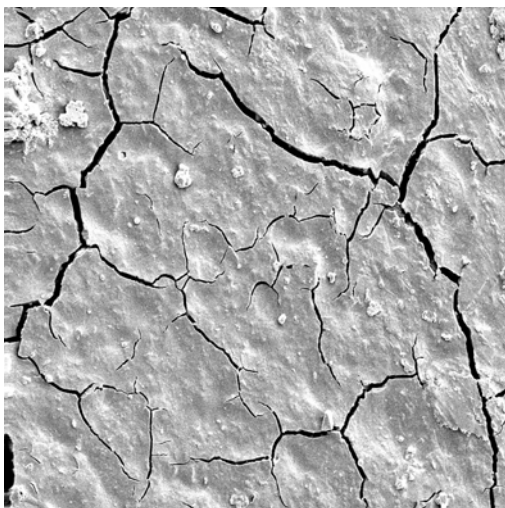


Figura 4- Ketac Molar Easymix

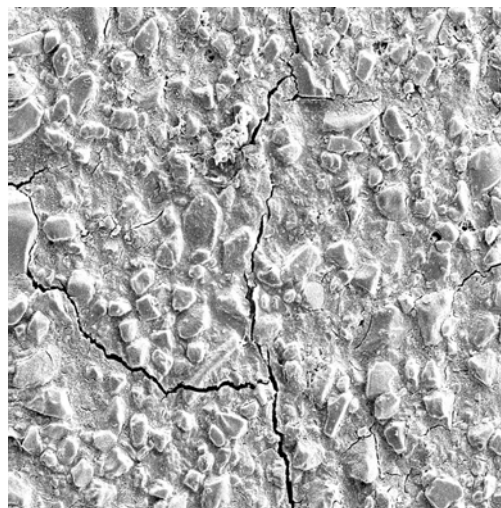


Figura 5- Ketac Molar Easymix após ensaio de escovação

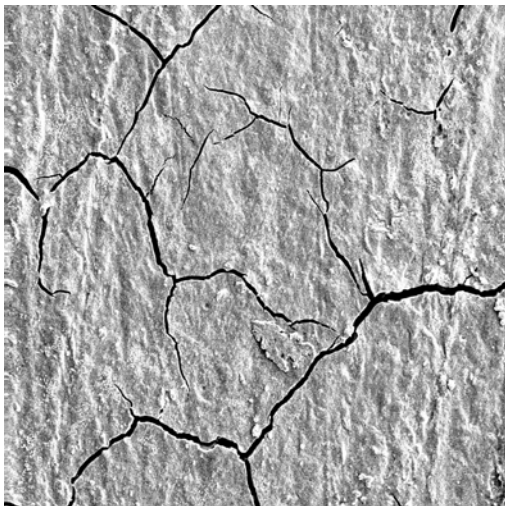


Figura 6- Fuji IX submetido a aplicação de ondas de ultra-som

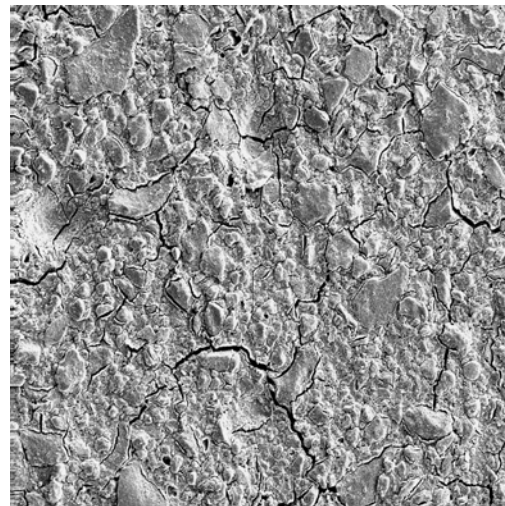


Figura 7- Fuji IX GP submetido a aplicação de ondas de ultra-som, após ensaio de escovação

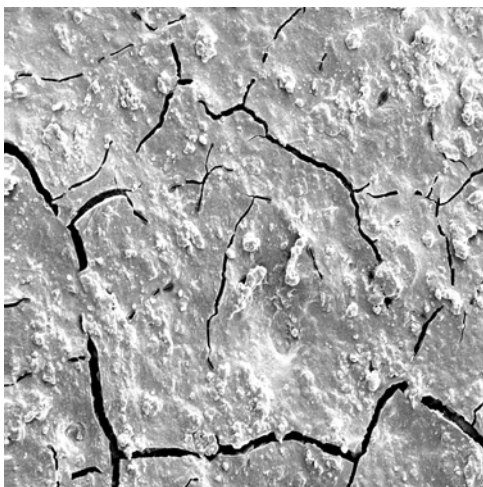


Figura 8- Ketac Molar Easymix submetido a aplicação de ondas de ultra-som

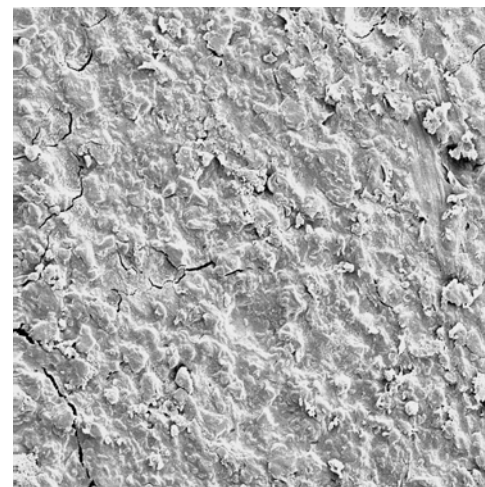


Figura 9- Ketac Molar Easymix submetido a aplicação de ondas de ultra-som, após ensaio de escovação

Discussão

Dentre as características que permitem a avaliação da longevidade de um material restaurador, pode-se destacar a rugosidade superficial, a qual é um importante fator caracterizado pela presença de protuberâncias e reentrâncias sobre uma superfície¹³. É importante, pois afeta não somente a reflexão de luz, descoloração e a estética, mas também propicia o acúmulo de biofilme com conseqüente aumento ao risco de desenvolvimento da lesão de cárie e de doença periodontal^{21,27}.

Assim, muitos estudos são realizados para avaliar a rugosidade superficial dos vários materiais odontológicos^{14,23,28-30} e entre eles do CIV^{6,15,31-33}. Possuir superfície rugosa representa aumento na possibilidade de deteriorização do material mais rapidamente ao longo do tempo³⁴.

A rugosidade superficial aumenta em função do desgaste da restauração, que pode ser resultado de baixa resistência à abrasão²². Procedimentos rotineiros para a realização da higiene da cavidade bucal como a escovação dentária podem levar ao desgaste dos CIV e da própria estrutura dental³⁵.

O aumento da rugosidade superficial após o ensaio de escovação pôde ser observado em vários trabalhos^{6,21,27,32,34-36}, os quais relataram que a ação das cerdas das escovas e dos agentes abrasivos dos dentifrícios são responsáveis por esse fenômeno.

Assim, ao se realizar estudo sobre desgaste por escovação, deve-se considerar o tipo de dentífrico (dureza, tamanho e formato das partículas abrasivas), da escova dental (forma, número, dureza e qualidade das cerdas), a pressão aplicada sobre o conjunto, assim como a proporção água/dentífrico empregados durante a escovação^{14,21,37,38}. Neste trabalho foi utilizada a proporção de 1:1 para a diluição do dentífrico em água por esta ser a mais próxima da normalmente usada in vivo²⁵.

Devido à natureza não uniforme dos CIV torna-se difícil conseguir uma superfície lisa para as restaurações³⁹. Para suprir esta dificuldade, aplicou-se o material com auxílio de uma seringa Centrix e uma tira de poliéster foi acomodada sobre o mesmo com o intuito de se obter uma superfície mais uniforme³³.

No presente estudo, não foi utilizada camada de proteção superficial sobre o material, uma vez que essa poderia interferir nos resultados^{6,32}. Para a leitura da rugosidade foi adotada Ra, expressa em μm , medindo os picos e vales da superfície a partir da linha média.

Segundo Yip et al¹⁶. (2001) e Frazier et al.²⁵ (1998), a rugosidade superficial do CIV está relacionada à quantidade de matriz, às características das partículas de vidro (composição, tamanho, quantidade, forma e distribuição) e a presença de bolhas de ar incorporadas no material. Embora Xie et al.⁹ (2000) tenham salientado que o Ketac Molar apresenta superfície

mais uniforme e resistente mecanicamente devido a melhor integração entre a matriz e as partículas de vidro, neste estudo observou-se diferença estatística significativa entre os materiais quanto a rugosidade superficial inicial e final (Tabela 3) (Figuras de 2 a 9).

A remoção da matriz do material é o primeiro passo durante o desgaste, e a distribuição e morfologia das partículas de vidro desempenham papel importante na determinação da rugosidade superficial³⁸. Considerando que não houve diferença na rugosidade superficial entre os CIV Fuji IX GP e Ketac Molar Easymix, sugere-se haver semelhança no tamanho e distribuição das partículas de vidro, e/ou quantidade de matriz (Figuras 3 e 5).

Para Rios et al.²¹ (2002) maiores valores de rugosidade superficial após ensaio de escovação foram encontrados quando o material apresentava-se menos viscoso durante a espatulação. Salientaram que este fato poderia estar relacionado à diminuição na quantidade de partículas de vidro, levando a um aumento na susceptibilidade ao desgaste, com posterior exposição das partículas e bolhas de ar incorporadas na mistura. Neste trabalho houve aumento na rugosidade superficial após a escovação para os dois CIV utilizados, os quais são materiais de alta viscosidade (Tabela 2) (Figuras de 2 a 9).

O CIV Ketac Molar apresenta partículas de vidro de tamanho reduzido distribuídas ao longo da matriz, resultando conseqüentemente em uma

superfície mais uniforme⁴⁰. Segundo Mair et al.³⁸ (1996) após a escovação, a exposição de partículas de vidro menores resulta em menor área de fricção, levando a menor rugosidade superficial.

Em relação ao tempo de aplicação de ondas de ultra-som, Towler et al.¹⁹ (2004) sugerem que 45 segundos são suficientes para finalizar a fase de geleificação do ionômero de vidro estudado. O mesmo tempo foi usado por Arcoria et al.⁴¹ (1992) em teste de resistência flexural, por Twomey et al.²⁰ (2004), Kleverlaan et al.⁴² (2004) e Barata et al.⁴³ (2005) para avaliar a resistência à compressão. Fagundes⁴⁴ (2005) encontraram melhores resultados em trabalhos de resistência à tração em dentina com a utilização de 15 segundos de aplicação. Considerando-se que ondas ultra-som aplicadas por mais de 30 segundos podem causar pulpite aguda⁴⁵, optou-se pela utilização desse período de tempo no presente estudo.

Quanto à potência, estudos realizados por Towler et al.¹⁷⁻¹⁹ utilizaram 75% da potência do aparelho e no trabalho de Kleverlaan et al.⁴² (2004) utilizou-se 87,5% (10,5 de potência em uma escala que variava de 1 a 12). No presente trabalho foi utilizado 80% da potência do aparelho, procurando acompanhar os parâmetros já estudados, embora uma padronização ainda não exista. A aplicação das ondas de ultra-som foi realizada sobre a superfície do material e sobre uma matriz de dente bovino para obter-se condições in vitro mais próximas possíveis daquelas encontradas in vivo.

Neste estudo, não se observou diferença estatística na rugosidade superficial com o uso de ondas de ultra-som após ensaio de escovação (Tabela 2) (Figuras 6 e 7, 8 e 9). Esse fato vem ao encontro dos achados de Louro et al.⁴⁶ (2006), os quais observaram os mesmos resultados. Para Twomey et al.²⁰ (2004) valores semelhantes foram encontrados para a resistência a compressão em CIV com presa convencional após 7 dias de sua manipulação e após 1 dia de manipulação para aqueles que receberam aplicação de ondas ultra-som. Acredita-se que a excitação ultra-sônica acelere a presa do material^{17-20,42} devido ao aumento de temperatura e a quebra do aglomeramento das partículas de vidro promovendo assim mais íntimo contato entre os componentes do material.

Também não foram encontradas diferenças quando Kleverlaan et al.⁴² (2004) avaliaram, após 28 dias, a resistência à compressão em CIV de presa convencional, com uso de ondas ultra-som ou fonte externa de calor. Nesse estudo, o ensaio de escovação foi realizado 20 dias após a manipulação do material para que sua massa inicial fosse estabilizada. A leitura da rugosidade superficial final foi realizada logo após este período. Segundo Mount² (1999) cimentos de alta viscosidade alcançam à maturidade por volta de algumas semanas após sua inserção. Considerando que houve período suficiente para a maturação avançada dos materiais, os mesmos resultados para rugosidade superficial com e sem excitação ultra-sônica poderiam ser encontrados.

Conclusão

- O ensaio de escovação provocou aumento da rugosidade superficial de ambos os CIV estudados.
- Baseado nas condições experimentais estudadas a aplicação de ondas de ultra-som demonstrou influência na rugosidade superficial.

Referências

1. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. J Appl Chem Biotechnol. 1971; 21: 313.
2. Mount GJ. Glass Ionomers: A review of their current status. Oper Dent. 1999; 24: 115-24.
3. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass ionomer cements. I. Formulations and properties. Aust Dent J. 1977; 22: 31-6.
4. McLean JW. Glass ionomer cement. Br Dent J. 1988; 164: 293.
5. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 1994; 25: 587-9.

6. Yap AUJ, Teo JCM, Teoh SH. Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 2001; 26: 343-8.
7. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater.* 1994; 10: 78- 82.
8. Willians JA, Billington RW. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time period of 24 h and 4 months. *J Oral Rehabil.* 2001; 18: 163-8.
9. Xie D. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000; 16: 129-38.
10. Peutzfeldt A, Asmussen E. Modulus of resilience as predictor for clinical wear of restorative resins. *Dent Mater.* 1992; 8: 146-8.
11. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater.* 1992; 8: 305-9.
12. Svanberg M, Mjor IA, Orstavik D. *Mutans* streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *J Dent Res.* 1990; 69: 861-4.
13. Leitão J, Hegdahl T. On the measuring of roughness. *Acta Odontol. Scand.* 1981; 39: 379-84.
14. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Surface texture changes of a composite brushed with “tooth whitening” dentifrices. *Dent Mater.* 1996; 12: 315-8.

15. Yip H-K, Lam WTC, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J.* 1999; 187: 265-70.
16. Yip H-K, Peng D, Smales RJ. Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. *Oper Dent.* 2001; 26: 231-8.
17. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials.* 2001; 22: 1401–6.
18. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part I. Postulated modalities. *J Mater Sci Lett.* 2003; 22: 539-41.
19. Towler MR, Twomey E, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. The effects of ultrasonically setting glass ionomer cement. [abstract 1388]. *J Dent Res.* 2004. Acesso em: 2006, Julho, 10. Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_38289.htm
20. Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. *J Mater Sci.* 2004; 39: 4631-2.

21. Rios D, Honorio HM, Araujo PA, Machado MAA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16: 343-8.
22. Yap AUJ, Teoh SH, Hastings GW, Lu, CS. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 574-80.
23. Suzuki S, Minami H. Evaluation of toothbrushing and generalized wear of luting materials. *Am J Dent.* 2005; 18: 311-7.
24. Silva RC. Efeito da escovação sobre a superfície de cimentos de ionômero de vidro utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático [Tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2005.
25. Frazier KB, Rueggberg FA, Mettenburg DJ. Comparison of wear resistance of class V restorative materials. *J Esthet Dent.* 1998; 10: 309-14.
26. Ferreira ACF. Influência da escovação mecânica na manutenção do acabamento com resinas fluidas sobre compósitos odontológicos [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 1999.
27. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil.* 1976; 3: 121-38.

28. Kanter J, Koski RE, Martin D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. *J Prosthet Dent.* 1982; 47: 505-13.
29. Van Dijken JWV, Ruyter IE. Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand.* 1987; 45: 337-45.
30. Wakamatsu Y, Kakuta K, Ogura H. Wear test combining simulated occlusal wear and toothbrushing wear. *Dent Mater J.* 2003; 22: 383-96.
31. Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent.* 1996; 21: 53-8.
32. Sidhu SK, Sheriff M, Watson TF. *In vivo* changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. *Dent Mater.* 1997; 13: 208-13.
33. Pedrini D, Candido MSM, Rodrigues Jr. AL. Analysis of surface of glass ionomer cements and compomer. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 714-9.
34. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative material with conventional glass ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 1997; 76: 883-93.
35. Slop D, Rooij JF, Arends J. Abrasion of enamel. *Caries Res.* 1983; 17: 242-8.

36. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater.* 1997; 13: 82-8.
37. De Bøer P, Duinkerke ASH, Arends J. Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. *Caries Res.* 1985; 19: 232-9.
38. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent.* 1996; 24: 141-8.
39. Geiger S, Ravchanukayev M, Liberman R. Surface roughness evaluation of resin modified glass ionomers polished utilizing poly (acrylic acid) gel. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 704-9.
40. 3M ESPE. Ketac™ Molar. Perfil Técnico do Produto. Acesso em: 2006, Junho, 15. Disponível em:
<http://www.3Mespe.com.br/new/catalogos/Ketac.pdf>
41. Arcoria CJ, Butler MJ, Wagner MJ. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomer after sonication. *J Oral Rehabil.* 1992; 19: 607-13.
42. Kleverlaan CJ, Van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004; 20: 45-50.
43. Barata THE, Bresciani E, Adachi A, Fagundes TC, Pereira JC, Navarro MFL. Effect of ultrasonic setting on the mechanical properties

of GICs. [abstract 0540]. J Dent Res. 2005. Acesso em: 2006, Julho, 10. Disponível em:

http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_6472.htm.

44. Fagundes TC. Influência do ultra-som na resistência adesiva à dentina de cimentos de ionômero de vidro [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.
45. Vérez-Fraguela JI, Vallés MAV, Calvo LJE. Effects of ultrasonic dental scaling on pulp vitality in dogs: an experimental study. J Vet Dent. 2000; 17: 75-9.
46. Louro RL, Lauris JR, Bresciani MFL, Navarro MFL. Roughness and abrasive wear of restoratives glass ionomers after sonication [Abstract 119]. In: Proceedings on Conference on Adhesion, Ceramics and Bleaching – a clinical evaluation; 2006 Oct 23-25; São Paulo. São Paulo: Academy of dental Materials; 2006. p. 186.



Capítulo 2

***APLICAÇÃO DE ONDAS DE ULTRA-SOM
SOBRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO:
PERDA DE MASSA APÓS ENSAIO DE ESCOVAÇÃO***

Cármem Regina Coldebella*

Elcilaine Rizzato Azevedo*

Ângela Cristina Cilense Zuanon**

*Aluna da Pós-graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Odontopediatria, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

** Professora da Disciplina de Odontopediatria, do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Endereço para Correspondência:

Carmen Regina Coldebella

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Departamento de Clínica Infantil

Rua Humaitá, 1680 – Centro, CEP 14801-903 Araraquara – SP.

Telefone (16) 33016335

e-mail: rcoldebella@yahoo.com.br

**APLICAÇÃO DE ONDAS DE ULTRA-SOM
SOBRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO:
PERDA DE MASSA APÓS ENSAIO DE ESCOVAÇÃO**

Resumo

A aplicação de ondas de ultra-som, durante a presa inicial dos cimentos de ionômero de vidro, tem apresentado bons resultados promovendo não só presa mais rápida como também melhores propriedades mecânicas. Este trabalho teve como objetivo determinar a influência da excitação ultra-sônica na perda de massa, de dois cimentos de ionômero de vidro após realização de ensaio de escovação. Foram confeccionados 16 corpos de prova de cada material (Fuji IX GP – GC Corporation e Ketac Molar Easymix – 3M ESPE), 8 dos quais receberam a aplicação de ondas de ultra-som em sua superfície por 30 segundos durante o início de sua reação de presa. Após armazenagem em água a 37°C todos os corpos de prova foram submetidos à seqüência de pesagem até a estabilização de sua massa (20 dias). Foram então levados ao ensaio de escovação e nova seqüência de pesagem foi realizada até nova estabilização da massa. O teste de Análise de Variância (MANOVA) revelou não haver diferença estatisticamente significativa para a perda de massa dos dois CIV após ensaio de escovação quando avaliado o uso de ondas de ultra-som ($p=0,80$). Pode-se concluir que a aplicação de ondas de ultra-som torna-se desnecessária uma vez que não tem influência na perda de massa do material quando submetido a ensaio de escovação.

Palavras-chave: Cimentos de ionômero de vidro; ultra-som; perda de massa.

Introdução

A longevidade clínica de qualquer restauração depende de vários fatores, dos quais se pode destacar a resistência ao desgaste¹, que se caracteriza por ser um processo resultante do contato entre superfícies, e leva à remoção gradual do material. O desgaste mais comum é o abrasivo que ocorre quando materiais com diferentes durezas entram em contato entre si².

Estudos realizados in vitro avaliaram a rugosidade superficial de materiais restauradores após polimento ou abrasão, apontando que a perda de massa está relacionada a este fenômeno³, e que a utilização de perfilômetro e medida de massa de espécimes antes e após ensaio de escovação podem ser úteis⁴.

Para evitar desgaste excessivo e melhorar as propriedades mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro (CIV), procura-se obter boa resistência às forças mastigatórias dentro de um menor período de tempo^{5,6}. Assim, torna-se importante recursos que levem ao aumento da velocidade de presa do material.

Na literatura encontram-se relatos do uso de ondas de ultra-som visando melhorar as propriedades mecânicas de materiais restauradores como os CIV⁷⁻¹². A excitação ultra-sônica promove maior dureza superficial⁹,

acelera a presa do material^{9,13}, aumenta a adesão ao esmalte¹⁴ e a resistência à compressão^{11,15}.

O aperfeiçoamento das propriedades mecânicas é de suma importância, especialmente considerando as primeiras 24 horas, período em que o material está sofrendo maturação.

Sabendo que a escovação dentária pode levar ao desgaste de materiais restauradores e da própria estrutura dental¹⁶ e que é o método mais utilizado para a higiene da cavidade bucal, este trabalho teve como objetivo determinar a influência de ondas de ultra-som aplicadas na superfície de CIV, durante o início de sua reação de presa, avaliando a perda de massa após ensaio de escovação.

Materiais e métodos

Para a realização deste estudo foram utilizados os CIV Fuji IX GP (GC Corporation, Tokyo, Japan; lote 241341 e validade 09/2007) e Ketac Molar Easymix (ESPE Dental AG, Seefeld, Germany; lote 0508091 e validade 08/2008), os quais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes, à temperatura ambiente ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) e umidade relativa do ar de $50 \pm 5\%$. A padronização da quantidade do pó foi obtida pela média de 10

sucessivas pesagens a partir do dosador fornecido pelo fabricante e para o líquido foi sempre vertida uma gota por um mesmo operador calibrado.

Por meio de uma matriz bipartida confeccionada com molar bovino, fixada em um dispositivo conhecido como “ratoeira” (Figura 1A), obteve-se uma cavidade com dimensões internas de 4mm de altura por 4mm de diâmetro onde, com auxílio de uma seringa do tipo Centrix (Centrix – Shelton, USA), os materiais foram inseridos para a confecção dos corpos de prova (Figura 1B).

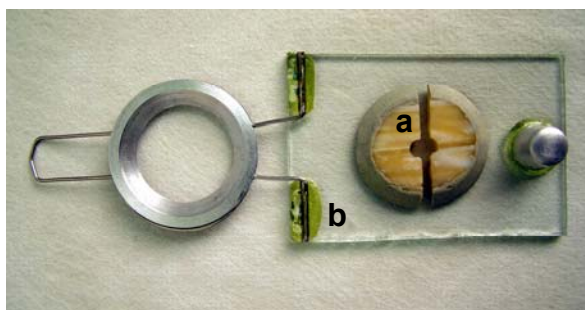


Figura 1A - conjunto da matriz
a – matriz bipartida
b – ratoeira

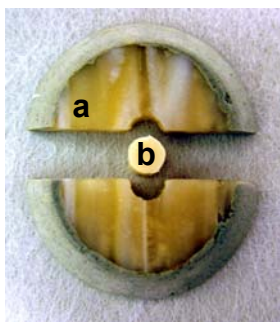


Figura 1B - conjunto da matriz e corpo de prova
a – matriz bipartida
b – corpo de prova

Os espécimes foram divididos a partir dos grupos experimentais descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Grupos experimentais

Tratamento	Material	Número	Escovação	Grupo
Com Ultra-som	Fuji IX	8	Antes	1
			Após	
	Ketac Molar	8	Antes	2
			Após	
Sem Ultra-som	Fuji IX	8	Antes	3
			Após	
	Ketac Molar	8	Antes	4
			Após	

Após inserção na matriz, os materiais foram cobertos por uma tira de poliéster^{6,17}, e nos grupos 3 e 4 foi depositado sobre o conjunto um peso de 60 gramas durante um minuto, para planificação e extravasamento do excesso de material¹⁸. Nos grupos 1 e 2, foram aplicadas ondas de ultra-som de maneira que a ponta ativa do aparelho deslizesse sobre a superfície do material e da matriz bovina por um período de 30 segundos. Em seguida, com um peso de 60 gramas foi realizada pressão por um minuto para completa acomodação do material. O equipamento de ultra-som utilizado foi

o PROFI III BIOS (Dabi Atlante), com 24W de potência, frequência de 28KHz. A ponta utilizada foi aquela usualmente empregada em periodontia para remoção de cálculo¹⁸. Para o estudo utilizou-se 80% da potência total do aparelho.

Todos os corpos de prova foram armazenados, por 24 horas, em temperatura ambiente e umidade relativa do ar de aproximadamente 100%¹⁹⁻²¹ e logo após foram transferidos para recipientes com água destilada e armazenados a 37°C^{5,6,22,23}.

Logo após iniciou-se uma seqüência de pesagens diárias em balança analítica de alta precisão (Sartorius), até a estabilização da massa dos corpos de prova, a qual ocorreu quando, durante 5 dias consecutivos, não observou-se variação de seu valor.

Para a realização do ensaio de escovação os espécimes foram inseridos em placas de acrílico, medindo 47 X 20mm e 4mm de espessura. Em seu centro havia uma cavidade de 4mm de diâmetro por 3mm de altura, para que o corpo de prova ficasse com 1mm de sua superfície exposta (Figura 2).

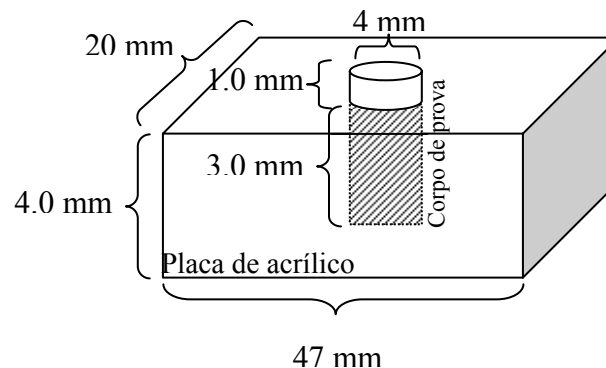


Figura 2 - Corpo de prova fixado na placa de acrílico para ensaio de escovação

Essas placas foram fixadas em cubas metálicas da máquina de escovação (Equilabor – Equipamentos para Laboratório – Piracicaba – SP), que operou com velocidade constante de 250 ciclos (ida e volta) por minuto, com pressão de 200g. Para a escovação dos corpos de prova foi utilizada uma mistura de água e dentífrício na proporção 1:1²⁴. As escovas dentais, de cerdas macias^{17,19,21}, foram fixadas nos suportes da máquina de escovação com auxílio de cola térmica, de modo que suas cerdas permanecessem perpendiculares e sobre a superfície dos corpos prova (Figura 3). No total foram realizados 30.000 ciclos por corpo de prova. A cada troca de espécime, nova escova dental era posicionada e nova mistura de dentífrício e água era vertida na cuba metálica.

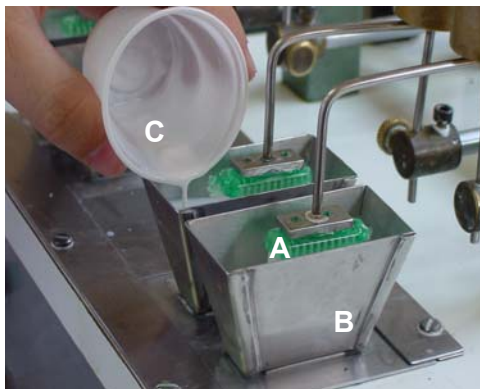


Figura 3 – Máquina de escovação Equilabor. Escovas posicionadas a 90° em relação aos corpos de prova (A), dentro de cubas metálicas (B), onde está sendo vertida a mistura 1:1 de água e dentífrício (C)

Após escovação, os espécimes foram removidos da máquina e lavados em água corrente, receberam banho de ultra-som durante 10 minutos, e foram novamente armazenados em água destilada a 37°C para

avaliação final da massa, que foi procedida da mesma maneira como descrito anteriormente. A perda de massa foi definida como sendo a diferença entre o valor da massa inicial e final.

A análise estatística foi realizada por meio dos testes t-Student e o teste de Análise de Variância com três critérios fixos para verificação de diferença estatística com $p \leq 0,05$. A normalidade foi verificada por meio do teste Shapiro-Wilk.

Resultados

As médias, os desvios padrão e os valores mínimo e máximo de massa obtidos em miligramas antes e após o ensaio de escovação, com e sem excitação ultra-sônica para os materiais CIV Fuji IX GP estão na Tabela 1, e para o CIV Ketac Molar Easymix na Tabela 2.

Tabela 1: Resultados de mínimo, máximo, média e desvio padrão do valor da massa, em miligramas, para o CIV Fuji IX GP antes e após ensaio de escovação, com e sem excitação ultra-sônica

Ultra-som	Escovação	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
Sem	Antes	123,86 mg	139,76 mg	130,32 mg	5,48 mg
	Após	123,82 mg	138,68 mg	129,71 mg	5,27 mg
Com	Antes	110,24 mg	121,52 mg	116,60 mg	4,56 mg
	Após	109,90 mg	121,12 mg	116,14 mg	4,51 mg

Tabela 2: Resultados de mínimo, máximo, média e desvio padrão do valor da massa, em miligramas, para o CIV Ketac Molar Easymix antes e após ensaio de escovação, com e sem excitação ultra-sônica

Ultra-som	Escovação	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
Sem	Antes	121,8 mg	147,78 mg	129,37 mg	9,57 mg
	Após	121,74 mg	147,72 mg	129,22 mg	9,25 mg
Com	Antes	109,70 mg	118,56 mg	114,37 mg	3,41 mg
	Após	109,40 mg	118,36 mg	114,10 mg	3,43 mg

A média para perda de massa dos dois materiais está representada

pelo Gráfico 1.

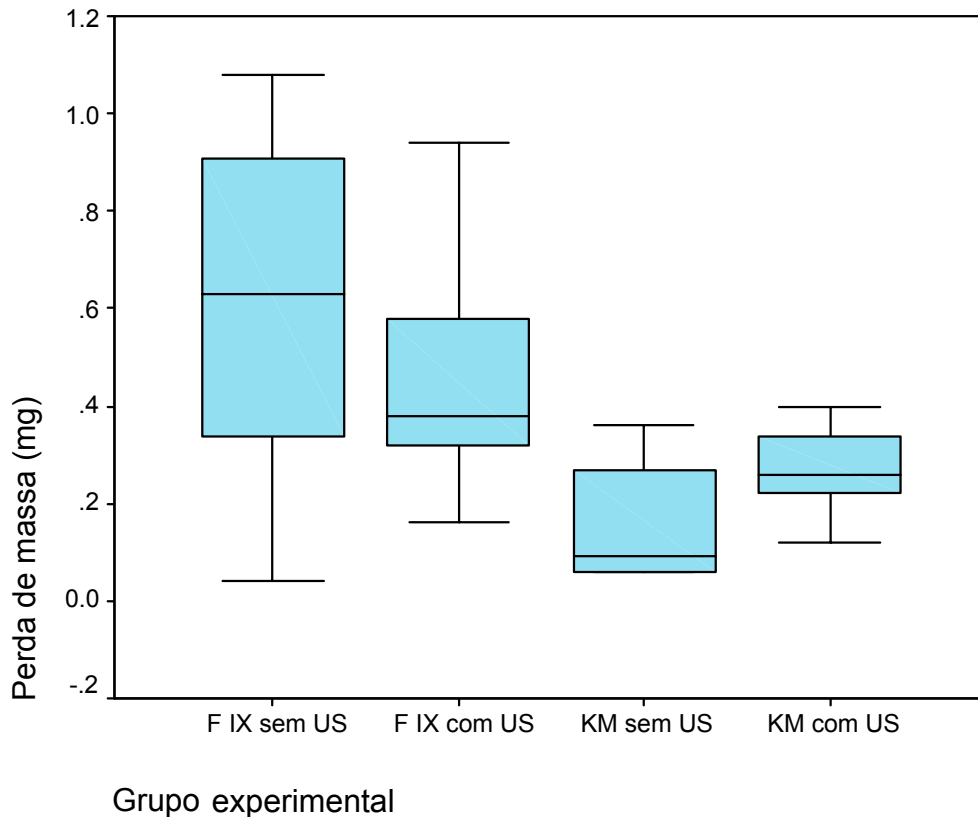


Gráfico 1 – média da perda de massa (em miligramas) para os CIV Fuji IX GP e Ketac Molar Easymix considerando a aplicação ou não de ondas de ultra-som

Os valores encontrados para a média de perda de massa foram de 0,61mg para o Fuji IX GP sem excitação ultra-sônica e 0,45mg com a mesma. Enquanto o CIV Ketac Molar Easymix apresentou 0,16mg sem ultra-som e 0,27mg com ultra-som.

A Análise de Variância com três critérios fixos revelou haver diferença estatisticamente significativa para a perda de massa apenas para o fator escovação ($p=0,000$). O teste t-Student pareado demonstrou que a massa foi estatisticamente inferior após a escovação tanto para o Fuji IX sem a aplicação ($p= 0,002$) e com a aplicação ($p=0,001$) de ultra-som e também para o Ketac Molar sem a aplicação ($p= 0,009$) e com a aplicação ($p=0,000$) de ultra-som.

Discussão

Por meio de diferentes ensaios laboratoriais, a resistência ao desgaste tem sido alvo de vários estudos^{1,19,23,25-28}. O desgaste superficial de um CIV pode ser observado diante da perda de sua matriz, exposição e deslocamento das partículas de vidro, bolhas de ar e conseqüentemente perda de massa^{2,5,16,19,29}.

Neste trabalho foram utilizados CIV de alta viscosidade, os quais possuem proporção pó/liquido alterada, o que confere aos materiais maior resistência à tração diametral, ao desgaste e à compressão, além de tempo

de trabalho e de presa diminuídos^{5,6,30,31}. A perda de massa foi avaliada a partir da realização do ensaio de escovação por este ser o método mais utilizado e mais importante para a realização da higiene bucal. Para tal realizou-se pesagem das amostras antes e após o ensaio de escovação.

Entre os métodos que podem ser empregados para estimar in vitro o desgaste cita-se a abrasão, sendo que a medida de massa de espécimes antes e após ensaio de escovação está relacionada a este fenômeno^{3,4}.

A escovação dentária, rotineira para a grande maioria da população, pode levar ao desgaste tanto dos materiais restauradores, como da própria estrutura dental, causado pela ação e características das cerdas das escovas, dos dentifrícios existentes no mercado¹⁶, assim como das propriedades do material restaurador.

O tempo e meio de armazenagem do material também influenciam nas propriedades dos CIV, pois estes são susceptíveis à desidratação e embebição. Nas primeiras 24 horas após a confecção dos corpos de prova, estes foram mantidos em umidade relativa de aproximadamente 100% sem receber uma camada protetora em sua superfície, pois, de acordo com Sidhu et al. ¹ (1997) e Yap et al. ⁵ (2001), esta proteção pode, em estudos laboratoriais, mascarar as propriedades do material. Após esse período, foram armazenados em água destilada a 37°C, evitando assim a desidratação.

Para ensaio de escovação quando da utilização do CIV, deve-se considerar o grau de adesão entre as partículas de vidro e a matriz do material, pois a presença de poros, a quantidade e características da matriz, tamanho, forma, distribuição e resistência das partículas de vidro também contribuem para o fenômeno³².

Para Arcoria et al.⁷ (1992) estes fatores podem ser minimizados por meio da excitação ultra-sônica, a qual reduz a porosidade encontrada no interior do material. Estudos laboratoriais têm demonstrado também aumento da dureza superficial^{9,13}, da resistência à compressão^{11,15}, da resistência a erosão¹³, da adesão ao esmalte¹⁴ e dentina¹⁸.

De acordo com Yap et al.^{5,6} (2001, 2003), o aumento na velocidade de reação de presa apresentado pelos CIV resulta em melhora das propriedades mecânicas iniciais, uma vez que atingem suficiente resistência às forças mastigatórias num período de tempo mais curto.

Prentice et al.²⁰ (2004) relataram que o tempo de presa diminuiu e a resistência à compressão aumentou com o uso de partículas de vidro menores em CIV. Presa mais rápida pode ser alcançada também pela adição de uma fonte de energia externa como a excitação ultra-sônica^{8,9,13}, que apresenta a vantagem de não modificar a composição química do material.

Nos trabalhos realizados por Towler et al.⁹⁻¹¹ (2001, 2003, 2004), Fagundes¹⁸ (2005), e Barata et al.¹⁵ (2005) o aparelho utilizado foi o Piezon Master 400 com 75% de sua potência, enquanto Kleverlaan et al.⁸ (2004) utilizaram com potências de 87,5% (10.5 numa escala de escala de 1 a 12), e Algera et al.¹⁴ (2005), potência de 100% no aparelho de ultra-som Suprasson P5. O aparelho utilizado neste estudo foi o Profi III (Dabi Atlante), com 80% de sua potência.

Pôde-se observar que o ensaio de escovação promoveu diferença para a perda de massa em ambos os CIV, corroborando com outros estudos da literatura^{1,4,19,29,33}.

Não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos que receberam ou não aplicação de ondas de ultra-som. Para Towler et al.¹⁰ (2003) a excitação ultra-sônica promove íntimo contato do poliácido com as partículas de pó, pois diminui o tamanho médio das partículas por meio da quebra do aglomerado, promovendo maior superfície de contato para reação com o ácido. Isso promove aceleração na reação de presa fazendo com que o material alcance completa maturação em menor período de tempo^{8,9,11-14}.

Os CIV atingem a completa maturação após alguns meses, porém esta se apresenta dentro de uma semana em estágio bem avançado³⁴. Considerando que neste estudo o ensaio de escovação foi realizado 20 dias

após a manipulação e a estabilização final da massa alcançada 33 dias após sua manipulação, ambos os grupos experimentais já possuíam os corpos de prova com sua maturação adiantada. Situação semelhante foi encontrada em trabalho de Louro et al.³⁵ (2006).

Esses dados demonstraram que a utilização de ondas de ultra-som não promoveu diferença na perda de massa, a qual foi significativa apenas quando considerado o ensaio de escovação.

Conclusão

A aplicação de ondas de ultra-som durante os estágios iniciais de presa dos CIV é desnecessária, uma vez que não promoveu influência em relação à perda de massa nas condições experimentais estudadas.

Referências

1. Sidhu SK, Sheriff M, Watson TF. *In vivo* changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. Dent Mater. 1997; 13: 208-13.
2. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent. 1996; 24: 141-8.

3. Yip H-K, Lam WTC, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J.* 1999; 187: 265-70.
4. De Bôer P, Duinkerke ASH, Arends J. Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. *Caries Res.* 1985; 19: 232-9.
5. Yap AUJ, Teo JCM, Teoh SH. Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 2001; 26: 343-8.
6. Yap AUJ, Pek YS, Cheang P. Physico mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 1-8.
7. Arcoria CJ, Butler MJ, Wagner MJ. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomer after sonication. *J Oral Rehabil.* 1992; 19: 607-13.
8. Kleverlaan CJ, Van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004; 20: 45-50.
9. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials.* 2001; 22: 1401-6.
10. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part I. Postulated modalities. *J Mater Sci Lett.* 2003; 22: 539-41.

11. Towler MR, Twomey E, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. The effects of ultrasonically setting glass ionomer cement [abstract 1388]. J Dent Res. 2004. Acesso em: 2006, Julho, 10. Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawai/techprogram/abstract_38289.htm.
12. Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: Setting times and compressive strengths. J Mater Sci. 2004; 39: 4631-2.
13. Van Duinen RNB, De Gee AJ, Davidson CL. Advantageous effects on the setting and mechanical properties of glass-ionomer cements by ultrasound treatment. [abstract 24]. J Dent Res. 2001; 80 (special issue): 1203.
14. Algeza TJ, Kleverlaan CJ, Gee AJ, PrahI-Andersen B, Feilzer AJ. 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. 2005; 27; 472-6.
15. Barata THE, Bresciani E, Adachi A, Fagundes TC, Pereira JC, Navarro MFL. Effect of ultrasonic setting on the mechanical properties of GICs [abstract]. J Dent Res. 2005. Acesso em: 2006, Julho, 10 Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_6472.htm.
16. Slop D, Rooij JF, Arends J. Abrasion of enamel. Caries Res. 1983; 17: 242-8.

17. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Surface texture changes of a composite brushed with “tooth whitening” dentifrices. *Dent Mater.* 1996; 12: 315-8.
18. Fagundes TC. Influência do ultra-som na resistência adesiva à dentina de cimentos de ionômero de vidro [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.
19. Rios D, Honorio HM, Araujo PA, Machado MAA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16: 343-8.
20. Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement. *Dent Mater.* 2005; 21: 505-10.
21. Silva RC. Efeito da escovação sobre a superfície de cimentos de ionômero de vidro utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2005.
22. Xie D. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000; 16: 129-38.
23. Suzuki S, Minami H. Evaluation of toothbrushing and generalized wear of luting materials. *Am J Dent.* 2005; 18: 311-7.
24. Ferreira ACF. Influência da escovação mecânica na manutenção do acabamento com resinas fluidas sobre compósitos odontológicos [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade da UNICAMP; 1999.

25. Kanter J, Koski RE, Martin D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. *J Prosthet Dent.* 1982; 47: 505-13.
26. De Gee AJ, Van Duinen RNB, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin modified glass ionomers. *J Dent Res.* 1996; 75: 1613-9.
27. Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 264-8.
28. Wakamatsu Y, Kakuta K, Ogura H. Wear test combining simulated occlusal wear and toothbrushing wear. *Dent Mater J.* 2003; 22: 383-96.
29. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater.* 1997; 13: 82-8.
30. Futatsuki M, Nozawa M, Ogata T, Nakata M. Wear of resin modified glass ionomers: an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent.* 2001; 25:297-301.
31. Pererira LCG, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet J, Navarro MFL. Mechanical properties and bond strength of glass ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 73-80.
32. Pelka M, Elbert J, Schneider H, Krämer N, Petschelt A. Comparison of two and three body wear of glass ionomers and composites. *Eur J Oral Sci.* 1996; 4: 132-7.

33. Frazier KB, Rueggberg FA, Mettenburg DJ. Comparison of wear resistance of class V restorative materials. *J Esthet Dent*. 1998; 10: 309-14.
34. Mount GJ. Glass Ionomers: A review of their current status. *Oper Dent*. 1999; 24: 115-24.
35. Louro RL, Lauris JR, Bresciani MFL, Navarro MFL. Roughness and abrasive wear of restoratives glass ionomers after sonication [abstract 119]. In: *Proceedings on Conference on Adhesion, Ceramics and Bleaching – a clinical evaluation*; 2006 Oct 23-25; São Paulo. São Paulo: Academy of Dental Materials; 2006. p. 186.



Considerações Finais

Considerações Finais

Desde sua introdução na Odontologia os CIV têm sofrido muitas alterações em sua composição que propiciaram maior aplicabilidade na clínica odontológica. Essas modificações visaram melhorar as propriedades físicas e aumentar sua longevidade. Recentemente a aplicação de ondas de ultra-som sobre a superfície do material, em estágios iniciais de sua reação de presa, também tem demonstrado melhorar algumas propriedades dos CIV^{1,2, 9, 22-25}.

Esse sistema, de acordo com alguns trabalhos, proporciona redução no tempo de presa dos CIV, assim como diminuição de suas porosidades internas e aumento na resistência^{8,21}.

Considerando esses relatos da literatura, este estudo teve como objetivo determinar a influência da aplicação de ondas de ultra-som sobre a superfície de CIV, nos estágios iniciais de sua presa, avaliando a rugosidade superficial e perda de massa, após ensaio de escovação.

Pôde-se observar que não houve influência desse sistema para ambos os critérios avaliados.

Devido às características dos CIV de alta viscosidade, é possível alcançar um estágio de maturação avançado em um período de tempo relativamente curto (cerca de 2 semanas) ao se comparar com os

convencionais¹⁷. Assim, a aplicação de ondas de ultra-som logo no início da reação de presa do material torna-se desnecessária uma vez que não representa melhoras nas propriedades estudadas quando se considera CIV em estágios avançados de maturação.



Referências

Referências *

1. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Gee AJ, PrahI-Andersen B, Feilzer AJ. 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.* 2005; 27: 472-6.
2. Arcoria CJ, Butler JR, Wagner MJ, Vitasek BA. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. *J Oral Rehabil.* 1992; 19: 607-13.
3. Balamuth L. Ultrasonics and dentistry. *Sound.* 1963; 2: 15-9.
4. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1999; 15: 71–8.
5. De Boer P, Duimkerke ASH, Arends J. Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion in vitro. *Caries Res.* 1985; 19: 232-9.
6. De Moor RJG, Verbeeck RMH. Changes in surface hardness of conventional restorative glass ionomer cements. *Biomaterials.* 1998; 19: 2269–75.
7. Futatsuki M, Nozawa M, Ogata T, Nakata M. Wear of resin modified glass ionomers: an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent.* 2001; 25: 297-301.

* De acordo com estilo Vancouver.

Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

8. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers. *J Dent.* 1998; 26: 707–12.
9. Kleverlaan CJ, Van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004; 20: 45-50.
10. Krejci I, Dietschi D, Lutz FU. Principles of proximal cavity and finishing with ultrasonic diamond tips. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1998; 10: 295-8.
11. Laird WR, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1 – biophysical interactions. *J Dent.* 1991; 19: 14-7.
12. McLean JW. Glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 1988; 164: 293-300.
13. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I Formulations and properties. *Aust Dent J.* 1977; 22: 31-6.
14. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25: 587-9.
15. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater.* 1994; 10: 78- 82.
16. Mojon P, Ruan K, Fedulk D, Hawbolt ED. Short term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater.* 1996; 12: 83–7.

17. Mount GJ. Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent.* 1999; 24: 115-24.
18. Nicholson JW, Anstice HM. Studies in the setting of polyelectrolyte material 2. The effect of organic compounds on a glass polyalkenoate cement. *J Mater Sci Mater Med.* 1992; 3: 447–51.
19. Pearson GJ, Atkinson AS. Long-term flexural strength of glass ionomer cements. *Biomaterials.* 1991; 12: 658–60.
20. Pereira LCG, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet J, Navarro MFL. Mechanical properties and bond strength of glass ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 73-80.
21. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cures and ultrasonically cures glass ionômero cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials.* 2001; 22: 1401-6.
22. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part I. Postulated modalities. *J Mater Sci Lett.* 2003; 22: 539-41.
23. Towler MR, Twomey E, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. The effects of ultrasonically setting glass ionomer cement [abstract 1388]. *J Dent Res.* 2004. Acesso em: 2006 Julho, 10. Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_38289.htm

24. Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. *J Mater Sci.* 2004; 39: 4631-2.
25. Van Duinen RNB, De Gee AJ, Davidson CL. Advantageous effects on the setting and mechanical properties of glass-ionomer cements by ultra-sound treatment [abstract 24]. *J Dent Res.* 2001; 80 (Special Issue): 1203.
26. Walmsley AD, Williams AR. Acoustic absorption within human teeth during ultrasonic descaling. *J Dent.* 1986; 14: 2-6.
27. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Surface texture changes of a composite brushed with "tooth whitening" dentifrices. *Dent Mater.* 1996; 12: 315-8.
28. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotech.* 1971; 21: 313
29. Yap AUJ, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 1-8.
30. Yap AUJ, Teo JCM, Teoh SH. Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 2001; 26: 343-8.
31. Yip H-K, Lam WTC, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J.* 1999; 187: 265-70.

32. Yip H-K, Smales RJ, Ngo HC, Tay FR, Chu FCS. Selection of restorative materials for the atraumatic restorative treatment (ART) approach: a review. *Spec Care Dent.* 2001; 21: 216-21.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 30 de Março de 2007.

CARMEN REGINA COLDEBELLA