UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARIA CRISTINA CARVALHO DE ALMENDRA FREITAS

**Avaliação de cimentos de ionômero de vidro modificados por
resina frente à incorporação de nanopartículas de vitrocerâmica
bioativa**

BAURU

2011

MARIA CRISTINA CARVALHO DE ALMENDRA FREITAS

**Avaliação de cimentos de ionômero de vidro modificados por
resina frente à incorporação de nanopartículas de vitrocerâmica
bioativa**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística.

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

Versão Corrigida

BAURU

2011

Freitas, Maria Cristina Carvalho de Almendra

F884a Avaliação de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina frente à incorporação de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa / Maria Cristina Carvalho de Almendra Freitas – Bauru, 2011.

78 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB/USP.

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

Assinatura:

DEDICATÓRIAS

*Aos meus pais, **Antônio Neto** e **Carlota**, pelo exemplo de vida que sempre foram para mim. Por me ensinarem que a educação é um dos maiores valores da nossa vida. Por serem meus maiores incentivadores e terem sempre acreditado e investido em mim. Por se fazerem presentes em todos os meus dias, mesmo com a distância. Por vibrarem a cada conquista minha. Se eu cumpri mais esta etapa, eles são os maiores responsáveis. Meu esforço e dedicação são para tentar ser motivo de orgulho para eles, assim como sempre foram pra mim.*

*À minha irmã, **Carol**, pelo amor incondicional e companheirismo. Porque sei que é a pessoa que vai estar ao meu lado sempre que eu precisar. Muito mais que irmãs de sangue, somos irmãs de coração. Amo você!*

*À **minha família**, que também formam a base da minha educação, e são meus maiores fãs e torcedores, vibrando a cada conquista.*

*Aos meus **amigos do Piauí**, que mesmo de longe, acompanham todos os meus passos e torcem sempre para a minha vitória.*

“Entenda que amigos vão e vêm, mas nunca abra mão de uns poucos e bons.”

AGRADECIMENTO ESPECIAL

*À minha orientadora, **Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro**, uma mulher admirável em todos os sentidos. Não tenho palavras para agradecer tudo o que foi feito por mim esses anos, por todas as oportunidades que me foram dadas, pela confiança depositada e por todo o conhecimento que me foi transmitido. Sua orientação vai além da Odontologia, e eu me sinto lisonjeada de poder fazer parte do seu “time”. Um grande exemplo a ser seguido!*

Muito obrigada por tudo, de coração!

AGRADECIMENTOS

*Agradeço a **Deus**, pela vida que tenho e por me cercar de pessoas do bem, que contribuíram para a realização deste trabalho e finalização de mais esta etapa tão importante na minha vida.*

*Às minhas queridas “**Lívias**”, minha família bauruense, por serem muito mais que companheiras de moradia, e sim as irmãs que a vida me presenteou. Por estarem ao meu lado e me ajudarem em tudo o que preciso. Agradeço todos os dias a oportunidade de compartilhar esses momentos com vocês. Amo vocês, minhas irmãs por opção!*

*Ao amigo **Guilherme Cardia**, companheiro de toda a minha “vida bauruense” desde o primeiro dia. Pelo apoio despretensioso, dentro e fora da faculdade, e pela cumplicidade incondicional. Uma pessoa linda, com princípios e valores admiráveis. Sua companhia diária não tem preço! Muito obrigada por tudo.*

*Aos meus companheiros de Mestrado: **Ana Carolina, Ana Miriam, Enio, Gabriela, Guilherme, Larissa, Luciana, Marcela, Thiago, Victor e Yvette**, pela convivência harmoniosa e experiência compartilhada. Em especial, às “**meninas da Dentística**”, pela parceria que construímos, por todo o apoio que vocês me deram nos momentos mais difíceis e pelo incentivo e torcida constantes.*

*À minha parceira de clínica, **Luciana Mascarenhas**, por ter feito essa parceria ir além do ambiente da Faculdade. A ela e à **Larissa Marinho**, pela amizade construída, companheirismo e apoio em todos os momentos.*

Aos Professores do Departamento de Dentística, por todos os ensinamentos transmitidos:

Prof. Dr. Aquira Ishikiriama

Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Prof. Dr. José Carlos Pereira

Prof. Dr. José Mondelli

Prof^a. Dr^a. Linda Wang

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

Prof^a. Dr^a. Maria Teresa Atta

Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli

Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama

*Agradeço especialmente às Professoras **Linda** e **Teresa**, pelo carinho e apoio demonstrados sempre, e por serem tão disponíveis e acessíveis.*

*Aos Professores do Departamento de Materiais Dentários, **Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi** e **Prof^a. Dr^a. Ana Flávia Sanches Borges**, por compartilhar conhecimentos e experiências.*

*Ao **Prof. Dr. José Roberto Lauris**, pela contribuição com a estatística deste trabalho.*

*À **Ticiane Cestari Fagundes**, por toda a ajuda que me deu para o desenvolvimento deste e de outros trabalhos. Por todas as dicas e conselhos, sempre muito importantes e coerentes, por ter sido tão atenciosa, por me ajudar e me apoiar sempre que precisei e por ter se tornado muito mais que uma colega de trabalho. Sem você, com certeza as coisas teriam sido bem mais difíceis. O meu sincero MUITO OBRIGADA!*

*Aos contemporâneos de Pós-Graduação em Dentística/Materiais Dentários: **Álvaro, Carlos Augusto, Flávia, Juan, Karin, Leslie, Leonardo, Lourdes, Luciana Francisconi, Luciana Mendonça, Marcela, Renato Cilli** – por compartilharem suas experiências e conhecimento, e estarem sempre disponíveis para ajudar.*

*Em especial, às **doutorandas** mais queridas do mundo: Flávia, Karin, Leslie, Lu Francisconi, Lulu e Marcela. Cada uma de vocês teve grande importância nesse trabalho. **Flávia e Lulu**, o que seria daqueles meus fins de semana sem vocês e o Solar Cristiane? Sou muito feliz pela amizade linda que construímos. **Karin**, minha companheira, por todos os trabalhos que já fizemos juntas, por estar sempre do meu lado e ajudar em tudo o que precisei: muito obrigada. **Leslie**, pela amizade construída além da faculdade, pela parceria e todo o apoio que me deu em todos os momentos. **Lu Francisconi**, pelo exemplo que você é, de conhecimento, dedicação e humildade, saiba que você é uma inspiração pra muita gente. Eu sou sua fã! **Marcela**, “ser” que eu adoro, pelas experiências compartilhadas, por suas palavras que sempre vieram no momento certo e me fizeram acreditar que tudo iria se resolver.*

*À equipe de pesquisas: **Carlos Augusto, Guilherme, Karin, Régia e Ticiane** por todos os trabalhos que desenvolvemos juntos.*

*A todos os meus **amigos bauruenses**, por fazerem parte do meu dia-a-dia longe da minha família e fazerem com que a “solidão” passasse despercebida. Não imagino como teria sido sem vocês.*

*A todos os funcionários do Departamento de Dentística e Materiais Dentários, em especial: **Alcides, Ângela, Lúcia, Maria, Mauro, Nelson e Rita**, sempre atenciosos e dispostos a ajudar.*

*Às funcionárias da Pós Graduação, em especial a **Cleusa e Hebe**, pela colaboração nos trabalhos realizados e, acima de tudo, pelo carinho demonstrado sempre.*

*Aos demais funcionários da Faculdade, que sempre desempenharam suas funções com muita competência, em especial à **Denise** e aos **motoristas** pela ajuda no desenvolvimento de pesquisas.*

*Ao funcionário do Centro Integrado de Pesquisas (CIP), **Renato Murback**, pela competência e inteira disposição, e pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho.*

*Ao **Programa de Aperfeiçoamento de Ensino (PAE)** e em especial às **turmas de graduação da FOB-USP: XLV, XLVI, XLVII, XLVIII e XLIX**: por terem me dado a oportunidade de começar a praticar a docência, terem sido sempre tão receptivos e confiarem em mim. São muito queridos e com certeza são/serão grandes profissionais!*

Aos professores **Manuel Toledano, Raquel Osorio, Estrella Osorio e Fatima Aguilera** pela co-orientação deste trabalho durante o período de Estágio na Universidade de Granada, Espanha.

A todos os “**amigos granaínos**”, pelo companheirismo e amizade demonstrados no período em que eu estava tão longe do meu país, em especial: **Sofia, Ana Celeste, Manuel, Majd e Oscar**. E um agradecimento especial aos companheiros de trabalho na Universidade de Granada: **Monica, Inma, Rogério, Carlos e Josué**, pela experiência compartilhada e amizade que construímos. À Monica, especialmente, por tudo o que fez por mim desde o dia em que cheguei. “Os echo de menos!”

À técnica do laboratório da UGr, **Yudi**, pela ajuda e, acima de tudo, pelo carinho durante a minha estadia.

À Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo, por meio de seu diretor Prof. Dr. José Carlos Pereira e à comissão de Pós-graduação da FOB-USP, na pessoa de seu presidente Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti.

À Capes pela concessão da bolsa de Mestrado.

Aos meus **professores da graduação**, que tanto me apoiaram, ajudaram nos momentos que precisei, deram conselhos, vibraram a cada conquista minha e tiveram papel fundamental na minha formação: essa vitória também é de vocês! Quero muito orgulhá-los, assim como tenho orgulho de ter sido “discípula” de vocês. Em especial às professoras **Dra. Marilene Menezes de Mendonça e Valéria de Deus Leopoldino**. Vocês são belos exemplos a serem seguidos de competência, dedicação e amor à nossa profissão.

*“Não existe nome, sobrenome, estrada, passaporte,
avião, automóvel, dinheiro, posição social,
dólares, droga, roupa, asa-delta, moto, marido, mulher
ou irmão que garanta a sua liberdade.*

Só o conhecimento.”

(Autor desconhecido)

RESUMO

Os materiais bioativos são materiais sintéticos que possuem superfícies ativas em que os minerais presentes em tecidos duros podem se ligar quimicamente. Há alguns estudos em Odontologia, onde partículas desses materiais foram incorporadas aos Cimentos de Ionômero de Vidro (CIVs) e Cimentos de Ionômero de Vidro modificados por resina (CIVMRs) com o objetivo de se obter bioatividade, e conseqüente remineralização dentária. O presente estudo teve como objetivo avaliar os efeitos da incorporação de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa nas propriedades de resistência à compressão e rugosidade de CIVMRs. Fuji II LC e Vitremer foram considerados os grupos controles. Materiais experimentais foram feitos através da incorporação de 2, 5 e 10% em peso de Biosilicato[®] nestes CIVMRs. Seis corpos-de-prova de cada material foram confeccionados para o teste de resistência à compressão, que foi realizado em máquina de ensaios universal (Emic), a uma velocidade de 1,0 mm/min, depois de mantidos por 24 horas em água destilada a 37°C. Para análise da rugosidade, foram confeccionados dois corpos-de-prova de cada material, armazenados em água destilada por sete dias, para terem suas superfícies analisadas por meio de Microscopia de Força Atômica. Os dados da resistência à compressão e rugosidade foram submetidos à análise estatística por meio da Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios e para comparações múltiplas foi aplicado o teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Apenas os cimentos com 2% de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa obtiveram resistência à compressão semelhante ao grupo controle, as demais concentrações contribuíram para a diminuição dessa resistência. A incorporação de 5% de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa aumentou a rugosidade superficial dos CIVMRs estudados.

Palavras-chave: Cimentos de ionômero de vidro. Vitrocerâmica bioativa. Resistência à compressão. Rugosidade.

ABSTRACT

Resin modified glass ionomer cements evaluation with additional bioactive glass-ceramics nanoparticles

Bioactive materials are synthetic materials that have active surfaces that are capable to chemically bond to dental structures. There are some studies where particles of these materials were incorporated in Glass-ionomer cements (GIC) and Resin-modified glass-ionomer cements (RMGIC) trying to achieve bioactivity and dental remineralization. The aim of this study was to evaluate the effects of the incorporation of bioactive glass-ceramics nanoparticles on the compressive strength and roughness of RMGIC. Fuji II LC and Vitremer were considered the control groups. Experimental materials were made adding 2, 5 and 10% (weight) of Biosilicate™ into these RMGIC. Six specimens of each material were made to be tested on compressive strength performed with a universal testing machine (Emic) at a crosshead speed of 1.0 mm / min, after they were stored in distilled water for 24 hour at 37°C. To roughness analysis, two specimens of each material were made and stored in distilled water for 7 days and their surfaces were analyzed with a Atomic Force Microscope. Data of compressive strength and roughness were statistically analyzed by ANOVA and Tukey test for multiple comparisons. Only the RMGICs with 2% of bioactive glass-ceramic nanoparticles obtained compressive strength similar to the control RMGICs, the other concentrations decreased their compressive strength values. The incorporation of 5% of bioactive glass-ceramic nanoparticles increased the roughness of the RMGICs.

Keywords: Glass-ionomer cements. Bioactive glass-ceramic. Compressive strength. Roughness.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01	Fuji II LC	43
Figura 02	Vitremer	43
Figura 03	Matriz desmontável utilizada para fazer os corpos de prova.	45
Figuras 04, 05 e 06:	Remoção do corpo de prova da matriz; remoção dos excessos com lâmina de bisturi; proteção do corpo de prova com vaselina sólida.	46
Figura 07	Corpo de prova sendo testado na Máquina de Ensaios.....	46
Figura 08	Polimento dos corpos de prova.	48
Figura 09	Microscópio de força atômica.....	49
Figura 10	Imagem representativa em MFA do grupo Fuji II LC.....	55
Figura 11	Imagem representativa em MFA do grupo Fuji II LC com Biosilicato®	55
Figura 12	Imagem representativa em MFA do grupo Vitremer.....	55
Figura 13	Imagem representativa em MFA do grupo Vitremer com Biosilicato®	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Materiais utilizados para a execução da pesquisa e suas composições.....	43
Tabela 02 - Proporções pó/liquido utilizadas para cada material.	44
Tabela 03 - Médias e desvios padrões dos valores de resistência à compressão (MPa).....	53
Tabela 04 - Médias e desvios-padrões dos valores de rugosidade (Ra nm).	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

°C	Graus Celsius
CIV	Cimento de ionômero de vidro
CIVMR	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
MFA	Microscopia de Força Atômica
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
HCA	Hidroxicarbonatoapatita
Kgf	Quilograma força
MPa	Mega pascal
s	Segundos
h	Horas
d	Dias
STM	Microscópio de tunelamento

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1 CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO	23
2.2 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO DOS CIVS	24
2.3 RUGOSIDADE DOS CIVS	26
2.3.1 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA	29
2.4 MATERIAIS BIOATIVOS.....	30
2.5 INCORPORAÇÃO DE MATERIAIS BIOATIVOS NOS CIVS	33
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1 MATERIAIS	43
4.1.1 Incorporação de vitrocerâmica bioativa nos CIVs	44
4.2 MÉTODOS	45
4.2.1 Resistência à compressão	45
4.2.1.1 Confeção dos corpos de prova.....	45
4.2.1.2 Teste de resistência à compressão.....	46
4.2.1.3 Análise estatística.....	47
4.2.2 Análise da rugosidade em MFA	47
4.2.2.1 Confeção dos corpos-de-prova.....	47
4.2.2.2 Análise dos corpos-de-prova.....	48
4.2.2.3 Análise estatística.....	49
5 RESULTADOS.....	51
5.1 Resistência à compressão	53
5.2 Análise da rugosidade em MFA	54
6 DISCUSSÃO	57
6.1 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO.....	59
6.2 ANÁLISE DA RUGOSIDADE	61
6.3 SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS.....	63
7 CONCLUSÕES	65
REFERÊNCIAS.....	69

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Os Cimentos de Ionômero de Vidro (CIVs) são materiais largamente utilizados na área da Dentística Restauradora por apresentar muitas vantagens, como a liberação e recarga de flúor, expansão térmica semelhante à estrutura dentária e adesão química às estruturas dentárias (COUTINHO et al., 2007; NAVARRO; PASCOTTO, 1998). Entretanto, esses cimentos têm algumas limitações, como: baixa resistência mecânica e baixa adesão à dentina (ALMUAMMAR; SCHULMAN; SALAMA, 2001; NAVARRO; PASCOTTO, 1998).

Com o objetivo de superar essas limitações, surgiram no mercado os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMRs), que são materiais que apresentam, além da reação ácido-base, a polimerização química e por fotoativação de monômeros introduzidos em substituição à parte do líquido (NAVARRO et al., 2007; SIDHU; WATSON, 1995).

Mais recentemente, uma nova tentativa de aprimorar os CIVs surgiu na literatura com o desenvolvimento de cimentos de ionômero de vidro experimentais bioativos visando proporcionar uma alternativa na remineralização dos tecidos duros. Esses cimentos experimentais apresentaram resistência à compressão muito inferior aos cimentos existentes no mercado e não foram viáveis comercialmente (MATSUYA; MATSUYA; OHTA, 1999).

No entanto, estudos subsequentes incorporaram material bioativo em diferentes percentuais ao cimento de ionômero de vidro e verificaram suas propriedades antimicrobianas e também que a adição de vidro bioativo diminuía suas propriedades de compressão e microdureza (YLI-URPO, 2005).

Os materiais bioativos são materiais sintéticos feitos de cálcio, fósforo, silício, e óxidos de sódio, que possuem superfícies ativas nas quais minerais presentes nos tecidos duros podem se ligar quimicamente (HENCH, 1998). As reações ocorrem em 5 estágios e resultam em precipitação de hidroxiapatita e consequentemente formação óssea ou remineralização de estrutura dentária (KASUGA, 2005; MOURA et al., 2007; VOLLENWEIDER et al., 2007).

Vários estudos com materiais bioativos tem sido realizados em engenharia óssea (KOKUBO, 1991; AITASALO, 2001; CHIM; GOSAIN, 2009), porém, há alguns estudos em Odontologia, onde partículas desses materiais foram incorporadas aos CIVs e CIVMRs com o objetivo de se obter bioatividade. Nesses estudos, observou-se que apesar da resistência mecânica ser diminuída, encontrou-se reação de presa similar, alta liberação de flúor e bioatividade (ANA et al., 2003; YLI-URPO et al., 2004; YLI-URPO et al., 2005).

Um tipo de vitrocerâmica bioativa (Biosilicato[®]) totalmente cristalizada foi desenvolvido com o objetivo de melhorar a resistência mecânica dos vidros bioativos (ZANOTTO, 2004). Essa vitrocerâmica foi avaliada em um estudo *in vitro*, que evidenciou a formação de tecido ósseo em cultura de células osteogênicas (MOURA et al, 2007).

Partículas em escala micrométrica desse material foram incorporadas em cimentos de ionômeros de vidro modificados por resina e testados quanto à resistência à compressão e rugosidade superficial. Observou-se uma diminuição na resistência à compressão quando percentuais superiores a 2% foram usados (FAGUNDES, 2009).

A utilização desses vidros em escala nanométrica ainda não foi testada. O tamanho das partículas bioativas é um fator relevante para a aplicação clínica desses materiais (VOLLENWEIDER et al., 2007). Sendo assim, a obtenção destas partículas nanométricas pode ocasionar resultados mais satisfatórios na incorporação de materiais bioativos nos CIVMRs.

Os estudos que testaram a resistência mecânica dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina realizaram testes de compressão pois a maioria das forças mastigatórias são de natureza compressiva (WANG et al., 2003).

Outra propriedade testada com esses materiais tem sido a rugosidade superficial, pois uma alta rugosidade contribui para a retenção de corantes, acúmulo de placa bacteriana e consequentemente inflamação dos tecidos periodontais e recidiva de cárie (TATE; POWERS, 1996).

Assim, o objetivo deste estudo foi testar a influência de diferentes percentuais de incorporação de Biosilicato® nanoparticulado em CIVMRs nas propriedades de resistência à compressão e rugosidade superficial.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO

Desde a sua divulgação, em 1971, por Wilson e Kent e sua introdução no mercado odontológico, os cimentos de ionômero de vidro (CIVs) têm sido empregados em diferentes procedimentos e áreas da Odontologia, como material restaurador, forrador, cimentante e como selante. Esta alta versatilidade se dá devido às suas importantes propriedades como: liberação e recarga de flúor, biocompatibilidade, coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dentária, bem como sua adesão à mesma (WANG, 2003; DAVIDSON, 2006; NAVARRO et al., 2007; MOSHAVERINIA et al., 2011).

Os CIVs são compostos de pó e líquido. No pó do ionômero de vidro há três constituintes essenciais: a Sílica, a Alumina e o Fluoreto de cálcio. O líquido é uma solução aquosa de ácidos polialcenóicos (NAVARRO; PASCOTTO, 1998; DAVIDSON, 2006).

A reação de presa dos cimentos de ionômeros de vidro convencionais é uma reação ácido-base e existem três estágios que se superpõem: a fase de deslocamento de íons, a fase de formação de matriz de hidrogel e a fase de gel de polissais (NICHOLSON, 1998; WANG, 2003; TYAS; BURROW, 2004).

Apesar de apresentarem tantas vantagens, estes materiais também apresentam características indesejáveis que podem comprometer seu comportamento clínico. Algumas desvantagens destes materiais são: dificuldade de manipulação, sinérese e embebição, solubilidade e baixa resistência adesiva. Devido a estas limitações, novas formulações foram propostas, visando melhorar o material, mantendo as propriedades satisfatórias e buscando diminuir suas deficiências (MCLEAN; NICHOLSON; WILSON, 1994; WANG, 2003; NAVARRO et al. 2007).

Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina surgiram a partir destas necessidades. Monômeros resinosos foram adicionados aos CIVs em substituição a parte do líquido. As propriedades físicas desses materiais são superiores às dos CIVs convencionais. Além disso, estes possuem as vantagens de um tempo de trabalho maior, facilidade de manipulação e um rápido endurecimento, minimizando os problemas de sensibilidade à técnica (HEGARTY; PEARSON, 1993; MCLEAN; NICHOLSON; WILSON, 1994; MCCABE, 1998; RIOS, 2000).

Essas novas formulações do CIV também deveriam apresentar a reação ácido-base incondicionalmente para serem classificadas como material ionomérico. Em decorrência da presença de monômeros resinosos, acrescentou-se à reação ácido-base a reação de polimerização (MCLEAN; NICHOLSON; WILSON, 1994; NAVARRO et al., 2007).

Sidhu e Watson (1995) afirmaram que os CIVMRs pareciam ter propriedades intermediárias entre os CIVs convencionais e as resinas compostas, sendo assim considerados como um híbrido dos dois materiais porque geralmente apresentavam vantagens de ambos, tais como: adesão às estruturas dentárias, resistência, estética, liberação de flúor e rápido endurecimento por luz visível. Entretanto, os autores afirmavam que parecia incerto se a contração de polimerização, longevidade das ligações adesivas e biocompatibilidade iriam causar problemas a longo prazo. Assim, sugeriu-se que outros aspectos desses materiais deveriam ser pesquisados ao longo do tempo.

2.2 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO DOS CIVS

Na cavidade oral, as restaurações são frequentemente submetidas aos esforços mastigatórios. Como a maioria das forças mastigatórias são de natureza compressiva, o teste de resistência à compressão (RC) tem sido utilizado para investigar a resistência mecânica dos materiais restauradores odontológicos. Neste teste, duas forças axiais opostas são aplicadas no corpo-de-prova, com o objetivo de aproximar as estruturas moleculares dos materiais (WANG et al., 2003).

Os testes das propriedades mecânicas não representam necessariamente o real desempenho clínico dos materiais, mas podem orientar a respeito do comportamento do mesmo. Sendo assim, os dados de resistência não podem ser diretamente extrapolados para se predizer um comportamento clínico dos materiais (KELLY, 1995).

Os CIVs convencionais não apresentam altos valores de resistência mecânica, fato que limita suas aplicações clínicas (NAVARRO et al, 2007).

Bresciani et al. (2004) compararam a resistência à compressão de um CIV convencional de alta viscosidade (Fuji IX) e mais dois CIVs novos do mercado nacional (Vitro Molar e Bioglass R). Cinco corpos-de-prova de cada material foram submetidos ao teste de resistência à compressão em três períodos de tempo: 1 hora, 24 horas e 7 dias. Os valores médios de RC variaram de 42,03 a 155,47 MPa para os períodos analisados. O Fuji IX e o Vitro Molar apresentaram diferença significativa para o período de 1 h. O Bioglass R apresentou os menores valores de RC dos cimentos testados.

Com a introdução dos CIVMRs no mercado, também houve o interesse de avaliar sua resistência mecânica. Sabe-se que estes materiais possuem valores de resistência superiores aos CIVs convencionais, chegando a apresentar valores duas a três vezes maiores (NAVARRO et al., 2007). Porém, em alguns estudos observaram-se resultados similares entre os dois tipos de cimentos (ATTIN; VATASCHKI; HELLWIG, 1996; XIE et al., 2000; XIE et al., 2007).

Mitra e Kedrowski (1994) estudaram propriedades mecânicas, dentre elas a resistência à compressão de oito materiais: três CIVs convencionais, dois CIVs reforçados por metais e três CIVMRs. O teste foi realizado em diferentes períodos: 24 h, 1, 4, 12, 24 e 52 semanas. No período de 24 h, a maioria dos CIVs convencionais (com exceção do Fuji II) apresentaram valores de resistência inferiores aos CIVMRs. O Fuji II LC apresentou-se estável ao longo do tempo, entretanto o Vitremer apresentou um aumento de resistência à compressão na 1ª semana tornando-se estável até a 52ª semana.

Outro estudo que fez a comparação entre os dois cimentos após 1 h, 24 h e 7 dias, mostrou que o Vitremer apresentou valores de resistência significativamente

maiores que o Fuji II LC somente após 7 dias (KERBY, KNOBLOCH, THAKUR, 1997). Em outro trabalho, os autores também não encontraram diferença estatisticamente significativa entre Fuji II LC e Vitremer após 24h de armazenamento (XU; BURGESS, 2003). Entretanto, Xie et al, em 2007, observaram valores de resistência à compressão superiores do cimento Fuji II LC em relação ao Vitremer após os tempos de 1 hora, 1 dia, 1 e 2 semanas, o que mostra uma controvérsia na literatura em relação à avaliação da resistência à compressão desses dois materiais.

Xie et al., em 2000, tiveram como objetivo determinar a resistência flexural, à compressão e à tração diametral, além da dureza Knoop e o desgaste superficial de dez marcas comerciais de CIVs. As superfícies fraturadas desses cimentos foram avaliadas por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para avaliar se existia relação entre as propriedades mecânicas e a microestrutura dos cimentos. Todos os testes foram realizados após 7 dias de armazenamento em água destilada a 37° C. O cimento Fuji II LC teve valores maiores de resistência à compressão se comparado ao Vitremer. Valores altos de resistência à compressão foram relacionados com partículas de vidro pequenas. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos cimentos estão relacionadas com suas microestruturas. Fatores como a integridade da interface entre as partículas de vidro e a matriz polimérica, o tamanho das partículas, e o número e tamanho de bolhas são importantes para determinar as propriedades mecânicas dos cimentos.

Em uma avaliação da resistência à compressão e liberação de flúor de 15 marcas comerciais de materiais que liberam flúor observou-se uma correlação linear negativa entre esses dois fatores, ou seja, quanto maior a liberação de flúor, menores os valores de resistência à compressão (XU, BURGESS, 2003).

2.3 RUGOSIDADE DOS CIVS

A rugosidade dos materiais restauradores é uma propriedade importante a ser avaliada, pois a ocorrência de um aumento da rugosidade acarreta em uma maior área de superfície, podendo contribuir para a retenção de corantes, acúmulo de

placa bacteriana e consequente inflamação dos tecidos periodontais e recidiva de cárie (TATE, POWERS, 1996; MOUROUZIS et al., 2009). Além da composição dos materiais, o acabamento e o polimento também podem influenciar na rugosidade de superfície dos materiais, relacionando-se com o manchamento precoce da restauração (JUNG; SEHR; KLIMEK, 2007).

A textura ou rugosidade superficial caracteriza-se pelas micro- irregularidades geométricas deixadas na superfície do material decorrentes do processo de fabricação ou decorrentes da interação com processos de desgaste. A rugosidade de uma superfície é basicamente quantificada através de parâmetros relacionados à altura (amplitude) e largura (ou espaçamento) das irregularidades e é importante saber que todos os materiais possuem um determinado valor de rugosidade (RIOS, 2000).

O valor de rugosidade, chamado Ra, é calculado dividindo-se, de acordo com uma fórmula matemática, a área de picos e vales pela distância, em linha reta, percorrida por um apalpador. Ra é o valor de escolha para critério de especificação de rugosidade pela ABNT, e o mais utilizado de acordo com a NBR 64056 (RIOS, 2000).

Clinicamente, quando a superfície de uma restauração apresenta $Ra \geq 0,2\mu m$ existe uma maior retenção de biofilme e consequente acúmulo de bactérias, fato que aumenta os riscos de recidivas cáries e inflamação periodontal. Quando as alterações de textura são superiores a $0,3\mu m$, estas podem ser detectadas pelos lábios ou pela língua e geram uma sensação de desconforto ao paciente (BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997; JUNG; SEHR; KLIMEK, 2007).

Skjorland et al., em 1982, realizaram um trabalho para verificar se a topografia superficial das restaurações, especialmente as porosidades, poderiam justificar as diferenças em relação ao acúmulo inicial de bactérias sobre 15 marcas comerciais de compósitos e silicatos. Os resultados mostraram grande variação entre os materiais quanto ao número de poros, entretanto o teste de adesão bacteriana *in vitro* demonstrou que a topografia da superfície dos materiais, inclusive os poros, não exerce influência na aderência inicial de bactérias. No entanto, deve-se considerar a influência do material restaurador na adesão bacteriana e na

quantidade de micorganismos presentes na placa.

Assim sendo, apesar da rugosidade estar associada ao acúmulo de placa, nos CIVs este fator é minimizado pela liberação de flúor. Nestes materiais, a quantidade da placa pode ser grande, porém possuindo um menor potencial cariogênico (SVANBERG et al., 1990; RIOS, 2000; TRAIRATVORAKUL; ITSARAVIRIYAKUL; WIBOONCHAN, 2011).

Para avaliação da rugosidade costuma-se utilizar o rugosímetro, com ponta apalpadora de superfície. Um outro aparelho, que apesar de atuar de forma distinta, fornece os mesmos dados quanto às características da superfície é o perfilômetro. A observação por meio de MEV é um meio qualitativo para avaliação de uma superfície, no entanto as técnicas quantitativas, como a rugosimetria, permitem uma avaliação mais precisa das superfícies (AGRA; VIEIRA, 2002; FOSSEN, 1994; RIOS, 2000).

Por outro lado, os microscópios permitem a visualização da superfície do objeto com aumento de até 900.000 vezes, mas normalmente o aumento é da ordem de 10.000, pois quanto mais próximo da superfície da amostra, mais limitado está o campo de observação. Assim, pode-se estar analisando uma pequena área onde não existe rugosidade, enquanto outras áreas poderiam apresentar valores elevados de rugosidade. E ainda que a MEV permita que sejam feitas comparações entre materiais, a quantificação entre as diferenças em sua rugosidade é limitada (MALASPINA, 2009).

Um método mais atual que tem sido utilizado para a avaliação da rugosidade superficial dos materiais odontológicos é a Microscopia de Força Atômica (MFA). As técnicas de medição de rugosidade por rugosímetro e por MFA apresentaram resultados similares, mesmo sendo a medição da rugosidade por MFA realizada em um campo bem menor. Porém, as imagens captadas e os recursos do MFA possibilitam visualização espacial em 3D, sendo uma ferramenta útil para trabalhos de caracterização de superfícies (FAGUNDES, 2009).

Devido à similaridade dos resultados de ambas as metodologias para análise da rugosidade, alguns estudos que avaliaram a rugosidade dos cimentos Fuji II LC e Vitremer pelos dois métodos serão mencionados.

Os efeitos dos tipos de polimento dos CIVMRs foi um dos objetivos estudados em alguns trabalhos. Fuji II LC e Vitremer apresentaram comportamentos distintos conforme o tipo de polimento utilizado. Valores de rugosidade semelhantes entre ambos os cimentos foram observados através da rugosimetria quando se utilizou tira de poliéster, discos Sof-Lex após carbide, além de pontas diamantadas. O cimento Fuji II LC apresentou-se mais rugoso que o Vitremer com o uso de Enhance após carbide, e o oposto ocorreu quando se utilizou borrachas tipo Politip após carbide ou somente carbide (ST GERMAIN, MEIERS, 1996). Em outro estudo, o sistema de polimento de discos Sof-Lex promoveu superfícies mais lisas para ambos os materiais comparando-se a outros tipos de polimento (TATE, POWERS, 1996).

Gladys et al., em 1997, avaliaram várias propriedades dos CIVMRs dentre elas a rugosidade após abrasão por escovação. Os autores observaram que a rugosidade aumentou após a escovação devido a projeção das partículas e a intrusão das porosidades. O cimento Fuji II LC apresentou partículas e rugosidade maior que o Vitremer.

A rugosidade dos cimentos Fuji II, Fuji II LC e Vitremer foram avaliadas com o uso de MFA com o objetivo de se testar os efeitos do polimento seco/úmido. Fuji II LC e Vitremer apresentaram comportamento semelhante para todas as condições. O polimento a seco foi recomendado por produzir uma superfície mais lisa que o polimento úmido (WILDER et al., 2000).

2.3.1 MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA

Este tópico foi incorporado a essa revisão de literatura devido a esse método utilizado para a avaliação da rugosidade superficial dos materiais odontológicos ser um método mais atual.

Após a invenção do Microscópio de Tunelamento (STM), passou a ser possível medir e manipular átomos e moléculas. A invenção do STM desencadeou o desenvolvimento de uma grande variedade de microscópicos de varredura por sonda, como: o MFA, o Microscópio de Força Magnética, o Microscópio de Força

Eletrostática, o Microscópio Óptico de Campo Próximo, e outros derivados (DUARTE, 2009).

O MFA foi inventado por Binning, Quate e Gerber após observação de que a ponta do STM exercia forças sobre a superfície da amostra na mesma ordem das forças inter-atômicas, assim, o MFA usa interação entre as forças sonda-amostra para traçar o mapa da superfície (FUKUI, 1992).

O MFA pode ser operado de diversos modos mas seu princípio fundamental é a medida das deflexões de um suporte em cuja extremidade livre está montada uma sonda. Estas deflexões são causadas pelas forças que agem entre a sonda e a amostra. Os modos de fazer as imagens referem-se fundamentalmente à distância mantida entre a sonda (ponteira) e a amostra, no momento da varredura, e às formas de movimentar a ponteira sobre a superfície a ser estudada. A ponta de prova é varrida sobre a superfície de uma amostra, onde forças entre a ponteira e a amostra causam deflexões no cantilever, que são detectados e apresentados como imagens (DUARTE, 2009).

2.4 MATERIAIS BIOATIVOS

Os vidros, vitrocerâmicas e cerâmicas bioativas são materiais sintéticos feitos de cálcio, fósforo, silício, e óxidos de sódio, que possuem superfícies ativas em que os minerais presentes em tecidos duros podem se ligar quimicamente (HENCH, 1998).

Os materiais bioativos vêm sendo utilizados na medicina para substituição de osso perdido e para a reconstrução de defeitos dos ossos da face (AITASALO et al., 2001). Estes materiais surgiram com o objetivo de induzirem uma atividade biológica específica, que resultaria em forte adesão ao osso. Esse conceito de material foi sugerido inicialmente por Larry Hench no início da década de setenta e, desde então, são desenvolvidas várias formulações, mecanismos de adesão e aplicações clínicas para esses materiais (HENCH; POLAK, 2002; PEREIRA; HENCH, 2004).

Os materiais bioativos desenvolvem uma camada de hidroxicarbonatoapatita na superfície quando em contato com o tecido vivo, formando uma forte ligação química entre esse material e o tecido receptor (KENNY; BUGGY, 2003; GARCIA, 2007).

Resultados de testes *in vitro* e *in vivo* de implantes bioativos, revelaram que a única característica comum conhecida destes materiais é a formação de uma camada de hidroxicarbonatoapatita (HCA) na superfície do implante, que se desenvolve em 5 estágios de reação. Essa camada é importante por ser o elemento de ligação entre o tecido e o implante (CAO; HENCH, 1995; GUANABARA, 2003).

A formação da camada de HCA na superfície dos materiais bioativos é resultado de reações químicas que podem ser divididas em 5 estágios:

Estágio I : lixiviação (processo de extração de uma substância de sólido através da sua dissolução num líquido) dos cátions Na^+ e K^+ e sua substituição na estrutura do vidro por cátions H^+ ou H_3O^+ do fluido.

Estágio II : aumento do pH local provocando a ruptura das ligações Si-O-Si e o silício é liberado na solução na forma de Si(OH)_4 .

Estágio III: se o pH local for menor que 9,5 ocorre condensação do Si(OH)_4 , a sílica se repolimeriza na superfície do vidro, formando uma camada de sílica-gel.

Estágio IV: a estrutura da sílica-gel permite que a troca de íons entre o vidro e a solução continue ocorrendo. Os íons cálcio e fósforo se difundem a partir do vidro pela camada de sílica-gel e somando-se aos íons cálcio e fosfato da solução, formam sobre a superfície do vidro uma camada de fosfato de cálcio amorfa.

Estágio V: após o aumento de espessura das camadas de sílica-gel e fosfato de cálcio amorfas, esta última passa a incorporar íons hidroxila, carbonato e flúor iniciando sua cristalização em apatita (PEITL, 2001).

Dependendo da bioatividade, todas estas reações ocorrem em poucos minutos após o material bioativo entrar em contato com o fluido. A velocidade de ligação do material com o tecido através da formação de uma camada de HCA será função da composição e estrutura do biomaterial utilizado: vidro, vitrocerâmica ou

HCA sintética; distribuição e número de fases cristalinas; saúde e idade do tecido; pH da solução; razão área superficial do material / volume da solução e ajuste mecânico com o tecido (GARCIA, 2007; FAGUNGES, 2009).

Dentre os materiais biologicamente ativos, os biovidros, desenvolvidos na década de 70 por Larry Hench, são os que apresentam o melhor e maior nível de bioatividade e módulo de elasticidade compatível com os ossos (GUANABARA, 2003).

A bioatividade de vidros foi inicialmente observada pelos sistemas baseados na formulação $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$. Bioglass[®] é a marca registrada de uma série de vidros baseados nessa composição. Outras composições também têm sido desenvolvidas, tal como vitrocerâmicas e cerâmicas baseadas em fosfato de cálcio (RAWLINGS, 1993; HENCH, 2006).

A grande vantagem dos vidros bioativos em relação aos outros biomateriais é a sua rápida taxa de reação e ligação química extremamente forte estabelecida com os tecidos, se comparados com outros biomateriais (GARCIA, 2007).

Entretanto, os vidros bioativos possuem como desvantagens, uma baixa resistência mecânica e tenacidade à fratura, o que pode limitar suas aplicações clínicas. Uma maneira de minimizar essas desvantagens é a cristalização do vidro, pois as vitrocerâmicas possuem maior resistência mecânica. Em contrapartida, embora a cristalização melhore as propriedades mecânicas é necessário o estudo da bioatividade, pois ela pode ser prejudicada com o aumento da porcentagem da fase cristalina (GUANABARA, 2003; GARCIA, 2007).

Com o objetivo de melhorar a resistência mecânica dos vidros bioativos, um dos materiais desenvolvidos foi um tipo de vitrocerâmica totalmente cristalizada, chamada de Biosilicato[®] (ZANOTTO et al., 2004).

A utilização dos materiais bioativos na Odontologia é fato recente. Estes materiais são utilizados em tratamentos de reabilitação do complexo dentoalveolar, para a regeneração de defeitos ósseos consequentes de doença periodontal, tratamentos de hipersensibilidade, além de tratamentos de capeamento pulpar e pulpotomia (GOLDBERG et al., 2001; PIRES-DE-SOUZA et al., 2007; TIRAPELLI,

2011). Estudos *in vitro* têm demonstrado a possível remineralização dentinária com a aplicação de partículas de vidro bioativo sobre a dentina desmineralizada e formação de hidroxiapatita na interface dentina/biovidro (SCHMIDLIN et al., 2007).

Esse uso dos biomateriais na clínica odontológica vem assumindo uma importância cada vez maior em decorrência dos resultados obtidos, das facilidades de aplicação e de obtenção que os mesmos oferecem (GARCIA, 2007).

2.5 INCORPORAÇÃO DE MATERIAIS BIOATIVOS NOS CIVS

Devido às vantagens que os CIVs apresentam, alguns pesquisadores tiveram a ideia de criar um CIV bioativo experimental. Matsuya, Matsuya e Ohta, em 1999, avaliaram o mecanismo de reação de presa do CIV após a incorporação desse material e observaram que foi essencialmente o mesmo dos CIVs. Pelo teste de compressão, puderam obter o máximo de resistência mecânica com o valor médio de 33,3 MPa para os cimentos experimentais.

Ana et al., em 2003, também avaliaram a reação de presa e a resistência à compressão após incorporação de 33% e 50% de quatro tipos de partículas bioativas no cimento Fuji II LC. O tempo de presa diminuiu ou aumentou de acordo com a formulação do material bioativo testado, mas nenhum tornou-se inviável clinicamente. A resistência à compressão foi diminuída após a incorporação de partículas bioativas.

Uma sequência de experimentos foram realizados por um grupo de pesquisadores com o objetivo de avaliar as propriedades e bioatividade de CIVs e CIVMRs após a inclusão de um tipo comercial de biovidro (S53P4). Para todos os estudos, os autores acrescentaram 10% e 30% em peso de vidro bioativo nos cimentos Fuji II (CIV) e Fuji II LC (CIVMR) (YLI-URPO; NÄRHI; SODERLING, 2003; YLI-URPO et al., 2004; YLI-URPO; NÄRHI; NÄRHI, 2005; YLI-URPO et al., 2005).

O objetivo do primeiro estudo foi avaliar os efeitos antimicrobianos dos cimentos experimentais e controles *in vitro*. Para os testes realizados em ágar,

apenas os cimentos contendo 30% de vidro bioativo inibiram o crescimento de *Streptococcus mutans*. Quando os materiais foram testados em meio de cultura, não houve efeito inibitório para os *S. mutans*. Apenas os materiais sem adição de vidro bioativo inibiram a produção de ácido proveniente dos *S. mutans*. O único material que teve efeito na atividade antibacteriana da *Candida albicans* foi o pó do vidro bioativo quando em suspensão com esses microorganismos (YLI-URPO; NÄRHI; SODERLING, 2003).

No segundo estudo, os autores avaliaram a liberação de silício, cálcio, fósforo e flúor em plasma humano artificial por meio de espectrofotometria. Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise dos elementos químicos foram realizadas nos espécimes de dentina e material para se avaliar a presença ou não de precipitação. O CIVMR contendo 30% de vidro bioativo apresentou a maior bioatividade com precipitação de uma camada de fosfato de cálcio sobre a superfície de dentina (YLI-URPO; VALLITTU; NÄRHI, 2004).

Em seguida, realizou-se um estudo com o objetivo de avaliar as propriedades mecânicas dos mesmos cimentos experimentais, exceto o CIV com 30% de biovidro. Os testes de resistência à compressão, módulo de elasticidade e microdureza foram realizados após armazenamento dos espécimes por 1, 3, 7, 14, 30 e 180 dias em água. MEV e análise dos elementos químicos foram realizadas para se observar a topografia superficial e a composição dos espécimes. A inclusão de vidro bioativo afetou de maneira negativa as propriedades mecânicas dos cimentos. Na análise dos elementos químicos, os cimentos com inclusão de vidro bioativo apresentaram uma maior quantidade de cálcio se comparados com os dos grupos controle. O CIVMR contendo 30% de vidro bioativo apresentou uma maior quantidade de flúor após 180 dias de armazenamento (YLI-URPO et al., 2005).

Devido aos resultados promissores obtidos *in vitro*, houve a necessidade de testar esses cimentos experimentais em um estudo em animais. Os mesmos cimentos do estudo anterior foram utilizados em restaurações de Classe III realizadas em cachorros. Após 1, 3 e 6 semanas os dentes foram extraídos e analisados por meio de MEV e dos elementos químicos, para verificar a topografia, composição e adaptação marginal das restaurações. Observou-se deposição mineral próximo à interface dente/restauração e em áreas de dentina mais profundas

quando foi utilizado o CIVMR com adição de vidro bioativo (YLI-URPO; NÄRHI; NÄRHI, 2005).

Xie et al., em 2008, realizaram um estudo no qual incorporaram o mesmo tipo comercial de biovidro (S53P4) utilizado nos estudos citados anteriormente ao pó do Fuji II LC, em proporções de 10, 15 e 20% em peso. Foram realizados testes de compressão, módulo de elasticidade, tração diametral e microdureza. Discos de dentina também foram obtidos para serem avaliados em MEV e análise dos elementos químicos. Para todos os experimentos foram utilizados diferentes proporções de pó/líquido e os espécimes foram armazenados em plasma humano artificial por 1h, 1d, 1 semana e 1 mês. De acordo com os resultados obtidos, observou-se que as propriedades mecânicas dos cimentos modificados com o biovidro foram inferiores às dos cimentos controles. O armazenamento em plasma humano artificial permitiu a mineralização dos discos de dentina quando em presença dos CIVMRs após inclusão de vidro bioativo.

Choi, Lee e Kim, em 2008, utilizaram outra formulação de vidro bioativo adicionada ao CIV Fuji I em proporção de 10 e 30% em peso. O tempo de presa, a resistência à tração diametral e a bioatividade dos cimentos experimentais e controles foram testados. O tempo de presa aumentou em alguns minutos com a adição do vidro bioativo, entretanto a resistência à tração diametral não foi alterada. Somente os cimentos experimentais induziram a precipitação de apatita na superfície após imersão em plasma humano artificial. Os autores concluíram que os CIVs modificados pela inclusão de vidro bioativo podem ser úteis para a regeneração da estrutura dentária.

Moshaverinia et al. (2008) incorporaram 5% de nanopartículas de hidroxiapatita e fluorapatita ao CIV convencional Fuji II e avaliaram o efeito da incorporação destes materiais na resistência à compressão, tração diametral, resistência flexural e resistência adesiva do CIVMR. Os resultados foram muito promissores e foi observado que, após 1 e 7 dias, os cimentos experimentais (com adição dos materiais bioativos) apresentaram valores mais altos de resistência à compressão, resistência à tração diametral e resistência flexural quando comparados com o grupo controle. Os cimentos experimentais também apresentaram maior resistência adesiva à dentina depois de 7 e 30 dias de

armazenamento em água destilada.

Fagundes (2009) testou os CIVMRs Fuji II LC e Vitremer com a incorporação de 2%, 5% e 10% de Biosilicato® com partículas micrométricas. Foram feitos os testes de resistência à compressão e rugosidade superficial. Apenas a incorporação de 2% de partículas de vitrocerâmica bioativa não alterou a resistência à compressão dos CIVMRs estudados. A incorporação de 2% da vitrocerâmica bioativa alterou a rugosidade superficial do material.

É importante lembrar que o tamanho das partículas bioativas é um fator relevante para a aplicação clínica desses materiais. Muitos estudos em que vidros bioativos foram incorporados aos CIVMRs, mostraram que o tamanho das partículas estava entre 3 a 50µm (ANA et al., 2003; XIE et al., 2008; YLI-URPO et al., 2005; YLI- URPO, VALLITTU, NÄRHI, 2005). A vitrocerâmica utilizada no estudo de Fagundes (2009) possuía partículas menores que 10µm, com tamanho médio de 2µm. Um alto grau de remineralização foi induzido por partículas nanométricas se comparado a partículas de tamanhos micrométricos (VOLLENWEIDER et al., 2007).

Sendo assim, a obtenção de partículas nanométricas poderiam ocasionar resultados mais satisfatórios da incorporação de materiais bioativos nos CIVMRs.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar os efeitos da incorporação de vitrocerâmica bioativa nas propriedades de resistência à compressão e rugosidade de Cimentos de Ionômero de Vidro modificados por resina.

4 Materiais e Métodos

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Dois CIVMRs foram utilizados neste estudo: Fuji II LC (GC Corporation, Tokyo, Japan) e Vitremer (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Figuras 01 e 02).

Figura 01: Fuji II LC

Figura 02: Vitremer

Além dos CIVMRs, foram utilizadas as nanopartículas de vitrocerâmica bioativa (Biosilicato® - Vitrovita, São Carlos, Brasil), de acordo com a Tabela 01.

Tabela 01 – Materiais utilizados para a execução da pesquisa e suas composições.

Materiais Fabricante (# Lote)	Composição
Fuji II LC GC Corporation (0912031)	Pó: vidro fluoroaluminossilicato, pigmentos Líquido: copolímero de ácido maleico, água, HEMA, fotoiniciadores
Vitremer 3M ESPE (N136184)	Pó: cristais de fluoroaluminossilicato, persulfato de potássio, ácido ascórbico, pigmentos Líquido: ácido polialcenóico, grupos metacrilatos, água, HEMA, canforoquinona
Biosilicato Vitrovita	P_2O_5 - Na_2O - CaO - SiO_2

4.1.1 Incorporação de vitrocerâmica bioativa nos CIVs

As partículas de vitrocerâmica bioativa que foram utilizadas neste trabalho possuem dimensões nanométricas, estando em sua maior parte (>85%) em tamanho inferior a 1µm.

As nanopartículas de vitrocerâmica bioativa foram incorporadas somente ao pó dos CIVMRs, nas proporções de dois, cinco e dez por cento em peso. Estes valores foram alcançados com a ajuda de uma balança de Precisão Analítica (Mettler Toledo, AB204, Suíça). A mistura foi inserida em um Ependorf plástico e agitada com ajuda de um amalgamador (Ghimas 92, Imperial, Casaluchio, Italy) por 30 segundos para se obter uma mistura homogênea das partículas.

Imediatamente após a incorporação do Biosilicato[®] aos pós dos CIVMRs, se procedeu ao proporcionamento pó/líquido e manipulação dos materiais. Devido à inclusão da vitrocerâmica bioativa, a quantidade de líquido necessária para se obter uma mistura inicial homogênea e brilhante precisou ser alterada e, conseqüentemente, a proporção pó/líquido também foi modificada, de acordo com a proporção utilizada por Fagundes (2009), apontada na Tabela 02.

Tabela 02: Proporções pó/líquido utilizadas para cada material.

Materiais	Proporção Pó/Líquido (peso)			
	0%	2%	5%	10%
Fuji II LC	3,0/1,0	2,5/1,0	2,3/1,0	2,0/1,0
Vitremer	2,5/1,0	2,2/1,0	1,9/1,0	1,6/1,0

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Resistência à compressão

O teste de resistência à compressão teve o objetivo de avaliar a quantidade de vitrocerâmica bioativa que poderia ser incorporada aos CIVMRs sem alterar suas propriedades mecânicas.

4.2.1.1 Confecção dos corpos de prova

O proporcionamento dos CIVMRs foi realizado com o auxílio de uma balança de Precisão Analítica com o objetivo de manter uma padronização precisa da proporção pó/líquido dos materiais.

Após o proporcionamento dos materiais, a manipulação foi feita conforme as instruções dos fabricantes, e os materiais foram inseridos em matrizes de aço inoxidável desmontáveis com o auxílio de uma seringa Centrix. As matrizes possuíam 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura, e foram isoladas com vaselina sólida previamente à inserção do material (Figura 03).

Figura 03: Matriz desmontável utilizada para fazer os corpos de prova.

Logo após a inserção do material na matriz, uma tira de poliéster foi posicionada sobre o material e os CIVMRs foram fotopolimerizados por 40s (fotopolimerizador Astralis 10, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nos dois lados da matriz.

Após a fotopolimerização, os corpos de prova foram removidos das matrizes, e seus excessos eliminados com bisturi. Em seguida, estes foram protegidos com vaselina sólida e colocados em recipientes plásticos com 20 ml de água destilada. Estes recipientes permaneceram na estufa a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 horas (Figuras 04, 05 e 06).

Figuras 04, 05 e 06: Remoção do corpo de prova da matriz; remoção dos excessos com lâmina de bisturi; proteção do corpo de prova com vaselina sólida.

Foram confeccionados 6 corpos de prova para cada uma das condições testadas com os dois CIVMRs: um grupo controle, e os demais grupos com 2, 5 e 10% em peso de vitrocerâmica bioativa incorporada, perfazendo um total de 48 corpos de provas.

4.2.1.2 Teste de resistência à compressão

O teste de resistência à compressão foi realizado de acordo com a Norma ISO 3824 em uma Máquina de Ensaio (Emic, São Paulo, Brasil) a uma velocidade de deslocamento de 1,0mm/min (Figura 07).

Figura 07: Corpo de prova sendo testado na Máquina de Ensaio.

A resistência à compressão (RC) foi calculada a partir da carga obtida nos testes realizados na máquina de ensaios, conforme a seguinte equação:

$$RC = \frac{F}{\pi R^2}$$

onde:

$\pi = 3,14$ (constante)

F = carga aplicada (em Kgf)

R = raio do corpo de prova (em cm)

O resultado foi dado em Kgf/cm². Para se transformar em MPa, multiplicou-se o resultado obtido por 0,09807.

4.2.1.3 Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios e para comparações múltiplas foi aplicado o teste de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$).

4.2.2 Análise da rugosidade em MFA

Mediante os resultados de resistência à compressão, foi escolhida a porcentagem de vitrocerâmica bioativa a ser incorporada nos CIVMRs para a análise da rugosidade (5%).

4.2.2.1 Confeção dos corpos-de-prova

Dois discos de cada material (Fuji II LC e Vitremer, com e sem vitrocerâmica bioativa), medindo 8 mm (diâmetro) x 3 mm (espessura) foram confeccionados em uma matriz de plástico, da mesma forma que foram confeccionados os espécimes do teste de resistência à compressão.

Após serem removidos das matrizes, os discos foram incluídos em resina epóxica (Inplex™, Tecmicro, Parma, Italy) para facilitar o polimento. Os espécimes foram polidos metalograficamente com uma seqüência de lixas de carbetto de silício da granulação #800 a #4000 (Figura 08). A cada troca de lixa, os espécimes eram lavados em água corrente e colocados em cuba ultrasônica com água destilada por 5 minutos. Após todo o polimento, os espécimes foram novamente lavados em água e colocados na cuba ultrasônica com água destilada durante 2 horas e, em seguida, foram armazenados em estufa a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, imersos em água destilada por 7 dias.

Figura 08: Polimento dos corpos de prova.

4.2.2.2 Análise dos corpos-de-prova

A morfologia da superfície dos cimentos foi determinada mediante o uso de um Microscópio de Força Atômica através do modo *tapping* (contato intermitente), que mantém o cantilever vibrante em constante amplitude e constante deflexão (Figura 09).

Três campos de $20 \times 20 \mu\text{m}$ foram selecionados em cada espécime para a tomada da imagem da superfície e quatro medidas de rugosidade foram registradas de cada imagem.

Figura 09: Microscópio de força atômica.

4.2.2.3 Análise estatística

As medidas de rugosidade obtidas foram submetidas à Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios e para comparações múltiplas foi aplicado o teste de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$).

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Resistência à compressão

A adição de nanopartículas vitrocerâmica bioativa diminuiu significativamente os resultados de resistência à compressão dos CIVMRs. A resistência mecânica não foi afetada pelos dois tipos de CIVMRs testados. As médias e desvios-padrões dos valores de resistência à compressão obtidas para os diferentes grupos estão presentes na Tabela 03.

Tabela 03 - Médias e desvios padrões dos valores de resistência à compressão (MPa).

	Fuji II LC	Vitremer
Controle	175,12 (21,62)A	158,68 (22,29)A
2%	154,03 (9,43)A	151,02 (17,12)A
5%	130,75 (12,35)B	125,08 (11,07)B
10%	46,43 (6,73)C	56,33 (8,99)C

Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes entre linhas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre colunas.

Apenas os CIVMRs nos quais foram adicionados 2% de nanopartículas vitrocerâmica bioativa não obtiveram resistência mecânica estatisticamente inferior ao grupo controle ($p > 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois CIVMRs para todos os grupos estudados ($p > 0,05$).

5.2 Análise da rugosidade em MFA

A análise em MFA permitiu uma observação complementar ilustrando aspectos tridimensionais das superfícies dos CIVMRs tanto dos grupos controle, como após a adição de 5% de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa.

A Tabela 04 apresenta os resultados obtidos para os diferentes grupos analisados.

Tabela 04 - Médias e desvios-padrões dos valores de rugosidade (Ra nm).

	Fuji II LC	Vitremer
Sem Biosilicato[®]	57,11 (9,95) A1	28,53 (8,10) B1
Com Biosilicato[®]	165,92 (14,16) a2	41,67 (6,36) b2

Letras iguais em linhas e números em colunas indicam grupos que são semelhantes estatisticamente ($p > 0.05$).

O CIVMR Fuji II LC apresentou-se mais rugoso que o Vitremer para o grupo controle. Quando foram incorporadas as nanopartículas de vitrocerâmica bioativa, ambos os cimentos tiveram seus valores de rugosidade aumentada.

As imagens em MFA representativas dos respectivos grupos estão apresentadas a seguir (Figuras 10 a 13).

Figura 10: Imagem representativa em MFA do grupo Fuji II LC

Figura 11: Imagem representativa em MFA do grupo Fuji II LC com Biosilicato®

Figura 12: Imagem representativa em MFA do grupo Vitremer

Figura 13: Imagem representativa em MFA do grupo Vitremer com Biosilicato®

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

O teste mecânico de resistência à compressão foi eleito para este estudo para avaliar o comportamento dos CIVMRs após a incorporação de nanopartículas de vitrocerâmicas bioativas tendo em vista sua semelhança com as forças mastigatórias (WANG et al., 2003).

Somente 2% de incorporação de nanopartículas de vitrocerâmicas bioativas nos CIVMRs não alteraram a resistência à compressão se comparados com os CIVMRs comerciais.

Comparando-se os cimentos comerciais Vitremer e Fuji II LC, não houve diferença estatística entre eles. O mesmo foi observado em outros estudos nos quais os valores das médias de resistência à compressão variaram de 140 a 229 MPa para o Vitremer e 166 a 208 MPa para o Fuji II LC após 24h de armazenamento em água (MITRA; KEDROWSKI, 1994; KERBY; KNOBLOCH; THAKUR, 1997; XIE et al., 2000; XU; BURGESS, 2003). Esses trabalhos corroboram com os resultados do presente estudo, no qual o cimento Vitremer apresentou média de 158,68 MPa e o Fuji II LC 175,12 MPa para os grupos controle.

Xie et al., em 2000, relacionaram valores altos de resistência à compressão com partículas de vidro menores. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos cimentos estão relacionadas com suas microestruturas. Esta afirmação não pode ser feita neste trabalho pois o CIVMR que apresentou valores de resistência maior (Fuji II LC) apresenta as partículas de vidro com tamanho maior (GLADYS, 1997; FAGUNDES, 2009).

Provavelmente alguns fatores possam ter causado a diminuição da resistência mecânica quando 5% e 10% de partículas de vitrocerâmicas bioativas foram adicionadas nos CIVMRs.

Um fator que pode ter diminuído os valores de resistência mecânica foi a alteração da proporção pó/líquido para que pudesse ser realizada a aglutinação do pó experimental ao líquido (FONSECA et al., 2010). Xie et al. (2007) observaram que quanto menor a proporção pó/líquido, menor a resistência à compressão e maior o tempo de trabalho.

Outro fator que pode contribuir para a diminuição da resistência à compressão é que as partículas de vitrocerâmica bioativa podem aderir de maneira fraca ou até mesmo não estarem aderidas à matriz dos CIVMRs (YLI-URPO et al., 2005).

Além disso, uma quantidade significativa de cátions alumínio é reduzida pela basicidade dos materiais bioativos. O cálcio liberado por esses materiais reage mais com os grupos carboxilatos do ácido poliacrílico. A reação preferencial com os íons cálcio resulta em uma diminuição da ligação entre o carboxilato e o alumínio, ou seja, ocorre um maior número de ligações duplas com diminuição de ligações triplas (ANA et al., 2003).

Nos estudos em que a resistência mecânica foi testada após a adição de partículas de vidros bioativos nos CIVMRs, a formulação do material bioativo mudou e a porcentagem em peso dessas partículas também variou entre 4 a 50% (ANA et al., 2003; GU et al., 2005; YLI-URPO et al., 2005; CHOI, LEE, KIM, 2008; XIE et al., 2008). Para algumas formulações de vidros bioativos, a resistência à compressão foi estatisticamente diminuída nos CIVMRs experimentais se comparados aos grupos controle (ANA et al., 2003; GU et al., 2005; YLI-URPO et al., 2005; XIE et al., 2008). Entretanto, para outras formulações, a resistência à compressão dos cimentos experimentais não foram afetadas após a adição do material bioativo (GU et al., 2005; CHOI; LEE; KIM, 2008) ou tiveram até seus valores aumentados em um caso realizado com um CIV convencional (MOSHAVERINIA et al., 2008). Estes estudos levam a pressupor que o tipo de formulação dos materiais bioativos pode influenciar nas propriedades mecânicas dos CIVMRs experimentais.

Fagundes (2009) estudou a mesma formulação de material bioativo que foi utilizada neste estudo (Biosilicato[®]), porém em escala micrométrica. Esse trabalho mostrou resultados semelhantes aos encontrados neste estudo, onde apenas a incorporação de 2% de partículas de vitrocerâmica bioativa não alterou a resistência

à compressão dos CIVMRs estudados. Os valores médios de resistência à compressão apresentados foram de 182,5 e 142,1 MPa para os cimentos Fuji II LC e Vitremer, respectivamente. Pôde-se observar no presente estudo que, apesar de ter ocorrido uma diminuição significativa nos valores de resistência com a incorporação de 5% das nanopartículas, estes valores foram superiores aos apresentados por Fagundes (2009), principalmente para o CIVMR Vitremer.

6.2 ANÁLISE DA RUGOSIDADE

A MFA foi utilizada neste estudo para avaliar se a adição de nanopartículas bioativas poderia influenciar na rugosidade superficial dos CIVMRs, pois sabe-se que materiais com alta rugosidade superficial apresentam aspectos negativos que contribuem para o acúmulo de placa e conseqüente recidiva de cárie, além de inflamação dos tecidos periodontais (TATE, POWERS, 1996; MOUROUZIS et al., 2009).

Houve diferença estatisticamente significativa na rugosidade dos CIVMRs após a incorporação de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa.

O CIVMR Fuji II LC apresentou-se mais rugoso que o Vitremer para os cimentos do grupo controle. Este cimento possui partículas maiores que o Vitremer (GLADYS et al., 1997; SIDHU et al., 1997; FAGUNDES, 2009). Como o polimento foi realizado da mesma maneira para todos os espécimes, o maior tamanho das partículas do CIVMR Fuji II LC pode ter ocasionado maior número de elevações, provenientes das partículas expostas, e de depressões, advindas da perda de partículas e exposição da matriz, provocando assim valores maiores de rugosidade se comparados aos do Vitremer.

Maior rugosidade do Fuji II LC se comparado ao Vitremer também tem sido observada em outros trabalhos (GLADYS et al., 1997; DE WITTE et al., 2003; FAGUNDES, 2009).

A incorporação das nanopartículas de Biosilicato® aumentaram a rugosidade de ambos os materiais.

Fagundes (2009) mostrou que o comportamento dos CIVMRs analisados foi diferente mediante a incorporação de 2% de micropartículas de vitrocerâmica bioativa, pois para o cimento Fuji II LC houve diminuição da rugosidade e para o Vitremer ocorreu um aumento após a adição desse material. Esse fato foi justificado pela diferença entre as composições dos CIVMRs avaliados, já que o cimento Fuji II LC possui 32% de HEMA e o Vitremer 18% com adição também de metacrilatos (IKEDA et al., 1999). Esta explicação não pode ser utilizada neste trabalho pois ambos os CIVMRs tiveram seus valores de rugosidade aumentados pela adição de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa, porém essa diferença também pode ter sido influenciada pelos distintos meios de armazenamento, pois no presente estudo os corpos-de-prova foram armazenados imersos em água destilada e no estudo de Fagundes (2009) o armazenamento foi em umidade relativa.

Uma razão para esse aumento da rugosidade seria atribuído novamente à ligação fraca entre as nanopartículas de vitrocerâmica bioativa e a matriz dos CIVMRs (ANA et al., 2003; YLI-URPO et al., 2005). Assim, essas nanopartículas de Biosilicato® mais superficiais poderiam se desprender durante o processo de polimento dos corpos de prova alterando assim significativamente a rugosidade dos CIVMRs.

Outros fatores fundamentais que podem ter ocasionado as diferenças relacionadas com o trabalho de Fangundes (2009) seriam o tamanho distinto das partículas do Biosilicato® e a porcentagem maior adicionada.

Embora a diferença na rugosidade de superfície 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 polimérica (TURSSI et al., 2001). Em função de vários fatores influenciarem na rugosidade dos CIV fica difícil uma explicação exata para resultados tão heterogêneos (LOURO, 2007).

Com a rugosidade superficial maior do que $0,2\mu\text{m}$ é provável o aumento significativo de aderência bacteriana, maturação de biofilme e acidificação do meio,

aumentando o risco de lesão de cárie recorrente, além de inflamação periodontal (BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997; JUNG; SEHR; KLIMEK, 2007). Um fato importante é que ambos os materiais testados neste estudo, inclusive os CIVMRs com a incorporação do Biosilicato[®], tiveram valores de rugosidade inferiores a 0,2µm.

6.3 SUGESTÕES PARA FUTUROS ESTUDOS

O potencial dos materiais bioativos ainda não está totalmente explorado (THOMAS; PULEO; AL-SABBAGH, 2005; HENCH; THOMPSON, 2010). Em relação à vitrocerâmica avaliada nesta pesquisa, este é o primeiro estudo realizado com este material com partículas em escala nanométrica. Sabe-se que o tamanho das partículas bioativas é um fator relevante para a aplicação clínica desses materiais (VOLLENWEIDER et al., 2007). Sendo assim, a obtenção de partículas nanométricas pode ocasionar resultados mais satisfatórios na incorporação de materiais bioativos nos CIVMRs. Assim, se vê a necessidade de estudos que avaliem a composição da dentina adjacente aos CIVMRs modificados por este material nanoparticulado (Biosilicato[®]). Sugere-se a execução de estudos futuros para se avaliar o potencial de remineralização dentinária com esta vitrocerâmica, principalmente nas porcentagens utilizadas neste trabalho (2% e 5%). São necessários testes *in vitro* com posterior validação clínica.

Outra sugestão seria a incorporação destas partículas em sistemas adesivos e resinas compostas. Esta poderia ser uma alternativa para o aumento da resistência mecânica, permitindo assim a incorporação de uma maior porcentagem de partículas bioativas (GENTLEMAN, POLAK, 2006; MOREAU et al., 2011).

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados encontrados no presente estudo, pôde-se concluir que:

1. Apenas a incorporação de 2% de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa não alterou a resistência à compressão dos CIVMRs estudados; as demais concentrações contribuíram para a diminuição dessa resistência.
2. A incorporação de 5% de nanopartículas de vitrocerâmica bioativa alterou a rugosidade superficial dos CIVMRs estudados.

A incorporação das vitrocerâmicas bioativas nos CIVMRs apresentam um aspecto promissor com base neste estudo, pois apesar do aumento significativo da rugosidade do material após a incorporação das nanopartículas, esta alteração não se apresentaria como uma limitação no uso clínico destes materiais.

Referências

REFERÊNCIAS

Agra CM, Vieira GF. Quantitative analysis of dental porcelain surfaces following different treatments: correlation between parameters obtained by a surface profiling instrument. *Dent Mater J*. 2002;21(1):44-52.

Aitasalo K, Kinnunen I, Palmgren J, Varpula M. Repair of orbital floor fractures with bioactive glass implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001;59(12):1390-5.

Almuammar MF, Schulman A, Salama FS. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent*. 2001;25(3):221-5.

Ana ID, Matsuya S, Ohta M, Ishikawa K. Effects of added bioactive glass on the setting and mechanical properties of resin-modified glass ionomer cement. *Biomaterials*. 2003;24(18):3061-7.

Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int*. 1996;27(3):203-9.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.

Bresciani E, Barata TJE, Fagundes TC, Adachi A, Terrin MM, Navarro MFL. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(4):344-8.

Cao W, Hench LL. Bioactive materials. *Ceram Int*. 1996;22:493-507.

Cehreli ZC, Yazici R, García-Godoy F. Effect of 1.23 percent APF gel on fluoride-releasing restorative materials. *ASDC J Dent Child*. 2000;67(5):330-7.

Cehreli ZC, Yazici R, García-Godoy F. Effect of home-use bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. *Oper Dent*. 2003;28(5):605-9.

Chim H, Gosain AK. Biomaterials in craniofacial surgery: experimental studies and clinical application. *J Craniofac Surg*. 2009;20(1):29-33.

Choi JY, Lee HH, Kim HW. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(10):3287-94.

Coutinho E, Yoshida Y, Inoue S, Fukuda R, Snauwaert J, Nakayama Y, et al. Gel phase formation at resin-modified glass-ionomer/tooth interfaces. *J Dent Res*. 2007;86(7):656-61.

Davidson CL. Advances in glass ionomer cements. *J Appl Or Sci*. 2006; 14(sp. issue):3-9.

Davis BA, Friedl KH, Powers JM. Color stability of hybrid ionomers after accelerated aging. *J Prosthodont*. 1995;4(2):111-5.

De Witte AM, De Maeyer EA, Verbeeck RM. Surface roughening of glass ionomer cements by neutral NaF solutions. *Biomaterials*. 2003;24(11):1995-2000.

Duarte, FC. Microscópio de Tunelamento com Varredura (STM) e Microscópio de Força Atômica (AFM). [acesso em 2010 nov 5]. Disponível em: http://www.dsif.fee.unicamp.br/~furio/IE607A/STM_AFM.pdf.

Fagundes, TC. Propriedades e adesão de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e vitrocerâmica bioativas [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.

Fonseca RB, Branco CA, Quagliatto PS, Gonçalves LS, Soares CJ, Carlo HL et al. Influence of powder/liquid ratio on the radiodensity and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Or Sci*. 2010;18(6):577-84.

Fossen AM. Estudo “in vitro” da rugosidade superficial de resinas compostas do tipo híbrida e de micropartículas submetidas a diversas técnicas de polimento [dissertação]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo; 1994.

Fukui M. Técnicas de Microscopia de Tunelamento de Elétrons (MTE) e Microscopia de Força Atômica (MFA) aplicadas ao estudo de superfícies de grafite e diamante [dissertação]. Campinas (SP): Faculdade de Engenharia de Campinas, UNICAMP; 1992.

Garcia RD. Estudo do processo evolutivo do reparo ósseo frente ao implante de osso bovino inorgânico e de hidroxiapatita BTCP. Análise microscópica em alvéolos dentários de ratos [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2007.

Gentleman E, Polak JM. Historic and current strategies in bone tissue engineering: Do we have a hope in Hench? *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17: 1029-1035.

Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 1997;76(4):883-94.

Goldberg M, Six N, Decup F, Buch D, Soheili Majd E, Lasfargues JJ, Salih E, Stanislawski L. Application of bioactive molecules in pulp-capping situations. *Adv Dent Res.* 2001;15:91-5.

Gu YW, Yap AUJ, Cheang P, Khor KA. Effects of incorporation of HA/ZrO₂ into glass ionomer cement (GIC). *Biomater.* 2005;26: 713-720.

Guanabara Jr P. Obtenção de biovitrocerâmicas por cristalização controlada do vidro 1Na₂O. 2CaO. 2SiO₂. [dissertação]. São Carlos (SP): Universidade Federal de São Carlos; 2003.

Hegarty AM, Pearson GJ. Erosion and compressive strength of hybrid glass ionomer cements when light activated or chemically set. *Biomater.* 1993;14(5): 349-52.

Hench LL. Biomaterials: a forecast for the future. *Biomater.* 1998;19:1419-23.

Hench LL. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17:967-78.

Hench LL, Polak JM. Third-generation biomedical materials. *Science.* 2002;295: 1014-17.

Hench LL, Thompson I. Twenty-first century challenges for biomaterials. *J R Soc Interface.* 2010;7:S379-91.

Ikeda K, Fujishima A, Suzuki M, Inoue M, Sasa R, Miyazaki T. Resin content in cement liquids of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater J.* 1999;18(3):248-58.

Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2007;32(1):45-52.

Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials*. 1997;18(4):343-9.

Kasuga T. Bioactive calcium pyrophosphate glasses and glass-ceramics. *Acta Biomater*. 2005;1(1):55-64.

Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*. 1995;11(2):103-10.

Kerby RE, Knobloch L, Thakur A. Strength properties of visible-light-cured resin-modified glass-ionomer cements. *Oper Dent*. 1997;22(2):79-83.

Kokubo T. Bioactive glass ceramics: properties and applications. *Biomater*. 1991;12:155-63.

Louro RL. Influência do ultra-som na resistência à abrasão e na rugosidade de superfície dos cimentos de ionômero de vidro submetidos à escovação [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2007.

Malaspina OA. Avaliação da estabilidade de cor e rugosidade superficial de resinas compostas micro-híbridas, submetidas ao processo de envelhecimento artificial acelerado, em função da fotoativação com lâmpada halógena e LED [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.

Matsuya S, Matsuya Y, Ohta M. Structure of bioactive glass and its application to glass ionomer cement. *Dent Mater J*. 1999;18(2):155-66.

McCabe JF. Resin-modified glass ionomers. *Biomater*. 1998;19(6):521-8.

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quint Int*. 1984;25(9):587-9.

Mitra SB, Conway WT. Coefficient of thermal expansion of some methacrylate-modified glass ionomers [abstract 944]. *J Dent Res*. 1994;73:219.

Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater.* 1994;10(2):78-82.

Moreau JL, Sun L, Chow LC, Xu HHK. Mechanical and acid neutralizing properties and bacteria inhibition of amorphous calcium phosphate dental nanocomposite. *J Biom Mat Res.* 2011;000B(00):1-9.

Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluorapatite nanobioceramics into a conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta biom.* 2008;4:432-40.

Moshaverinia A, Chee WW, Brantley WA, Schricker SR. Surface properties and bond strength measurements of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer cements. *J Prost Dent.* 2011;105(3):185-93.

Moura J, Teixeira LN, Ravagnani C, Peitl O, Zanotto ED, Beloti MM, et al. In vitro osteogenesis on a highly bioactive glass-ceramic (Biosilicate). *J Biomed Mater Res A.* 2007;82(3):545-57.

Mourouzis P, Koulaouzidou EA, Vassiliadis L, Helvatjoglu-Antoniades M. Effects of sonic scaling on the surface roughness of restorative materials. *J Or Sci.* 2009;51(4):607-14.

Navarro MFL, Bresciani E, Barata TJE, Fagundes TC, Quintans NH. Tratamiento Restaurador Atraumático: Manual Clínico. International Association for Dental Research – Sección Peru. 2007.

Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de ionômero de vidro – Aplicações clínicas em Odontologia. São Paulo:Artes Médicas;1998.

Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomater.* 1998; 19(6):485-94.

Peitl OP, Zanotto ED, Hench LL. Highly bioactive P_2O_5 - Na_2O - CaO - SiO_2 glass-ceramic. *J Non-Cryst Sol.* 2001;292:115-26.

Pereira MM, Hench LL. Bioactive Glass. In: Gary E. Wnek; Gary L. Bowlin. (Org.). *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering.* 1 ed. New York: Marcel Dekker Inc, 2004. p. 53-61.

Pires-de-Souza FCP, Marco FF, Casemiro LA, Panzeri H. Desensitizing bioactive agents improves bond strength of indirect resin-cemented restorations: preliminary results. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(2):120-6.

Rawlings RD. Bioactive glasses and glass-ceramics. *Clin Mater.* 1993;14(2):155-79.

Rios D. Avaliação do desgaste e rugosidade superficial de materiais utilizados para selante, submetidos à escovação com dois diferentes dentifrícios [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2000.

Schmidlin PR, Zehnder M, Imfeld T, Swain MV. Comparative assessment of hardening of demineralized dentin under lining materials using an ultramicroindentation system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;83(1):199-205.

Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 1995;8(1):59-67.

Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: properties. *Dent Update.* 1995;22(10):424-32.

Skjorland KK et al. Tooth colored dental restorative materials: porosities and surface topography in relation to bacterial adhesion. *Acta Odont Scand.* 1982;40(2):113-20.

Smales RJ. Plaque growth on dental restorative materials. *J Dent.* 1981;9(2):133-40.

St Germain HA Jr, Meiers JC. Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent.* 1996;21(3):103-9.

Svanberg M, Mjör LA, Orstavik. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *J Dent Res.* 1990; 69(3):861-64.

Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent.* 1996;21(2):53-8.

Thomas MV, Puleo DA, Al-Sabbagh M. Bioactive glass three decades on. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):585-97.

Tirapelli C, Panzeri H, Lara EHG, Soares RG, Peitl O, Zanutto ED. The effect of a novel crystallised bioactive glass-ceramic powder on dentine hypersensitivity: a long-term clinical study. *J Or Rehab*. 2011;38:253-62.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*. 2003;31(1):43-50.

Trairatvorakul C, Itsaraviriyakul S, Wiboonchan W. Effect of glass-ionomer cement on the progression of proximal caries. *J Dent Res*. 2011;90(1):99-103.

Turssi CP. et al. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent*. 2001;26(6):576-584.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*. 2004;49(3):112-121.

Vollenweider M, Brunner TJ, Knecht S, Grass RN, Zehnder M, Imfeld T, et al. Remineralization of human dentin using ultrafine bioactive glass particles. *Acta Biomater*. 2007 Nov;3(6):936-43.

Wang L. Efeito da associação de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina com sistemas adesivos convencionais de frasco único. Análise da liberação de flúor, inibição de desmineralização e avaliação clínica [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2003.

Wang L, D'alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*. 2003;11(3):162-7.

Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*. 2000;28(5):367-73.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000;16(2):129-38.

Xie D, Yang Y, Zhao J, Park J, Zhang J. A novel comonomer-free light-cured glass-ionomer cement for reduced cytotoxicity and enhanced mechanical strength. *Dent Mater*. 2007;23(8):994-1003.

Xie D, Zhao J, Weng Y, Park JG, Jiang H, Platt JA. Bioactive glass-ionomer cement with potential therapeutic function to dentin capping mineralization. *Eur J Oral Sci*. 2008;116(5):479-87.

Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*. 2003;24(14):2451-61.

Yip HK, Lam WT, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive wear of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J*. 1999a;187(5):265-70.

Yip HK, Lam WT, Smales RJ. Surface roughness and weight loss of esthetic restorative materials related to fluoride release and uptake. *J Clin Pediatr Dent*. 1999b;23(4):321-6.

Yli-Urpo H, Lassila LV, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater*. 2005;21(3):201-9.

Yli-Urpo H, Närhi T, Soderling E. Antimicrobial effects of glass ionomer cements containing bioactive glass (S53P4) on oral micro-organisms in vitro. *Acta Odontol Scand*. 2003;61(4):241-6.

Yli-Urpo H, Närhi M, Närhi T. Compound changes and tooth mineralization effects of glass ionomer cements containing bioactive glass (S53P4), an in vivo study. *Biomaterials*. 2005;26(30):5934-41.

Yli-Urpo H, Vallittu PK, Närhi TO, Forsback AP, Väkiparta M. Release of silica, calcium, phosphorus, and fluoride from glass ionomer cement containing bioactive glass. *J Biomater Appl*. 2004 Jul;19(1):5-20.

Zanotto ED, Ravagnani C, Peitl O, Panzeri H, Lara EH. Process and compositions for preparing particulate, bioactive or resorbable biosilicates for use in the treatment of oral ailments, WO2004/074199, Fundação Universidade Federal de São Carlos; 2004, Int. C. C03C10/00.