

Daniela Santos Rodrigues

ANÁLISE DA POROSIDADE, RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESGASTE DE
CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO E RESINA COMPOSTA

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2014

Daniela Santos Rodrigues

ANÁLISE DA POROSIDADE, RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESGASTE DE
CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO E RESINA COMPOSTA

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2014

Daniela Santos Rodrigues

ANÁLISE DA POROSIDADE, RESISTÊNCIA MECÂNICA E DESGASTE DE
CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO E RESINA COMPOSTA

Atesto a originalidade do trabalho

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária.

RESUMO

Os cimentos de ionómero de vidro e as resinas compostas são os materiais restauradores diretos mais usados em medicina dentária. Os ionómeros de vidro apresentam libertação e absorção de iões de flúor com potencial efeito preventivo e remineralizante no processo de cárie dentária. No entanto, apresentam pobres propriedades físico-mecânicas quando comparados com as mais recentes resinas compostas. Este trabalho de mestrado teve como principal objectivo avaliar a influência da porosidade, composição química e microestrutura nos mecanismos de desgaste e resistência mecânica de resinas compostas e cimentos de ionómero de vidro aplicados em medicina dentária.

Foi realizado um estudo experimental *in vitro* com amostras cilíndricas (6 x 4 mm) de três materiais restauradores diretos: 1) ionómero de vidro convencional (Ionofil®Molar, VOCO, Alemanha); 2) ionómero de vidro modificado por resina (Vitremer™, 3M, ESPE, EUA); 3) resina composta nanohíbrida (Grandio®SO, VOCO, Alemanha). Foi feita a análise da porosidade por microscopia óptica e microscopia electrónica de varrimento (FEG-SEM). A rugosidade foi avaliada por parâmetros *Ra* e *Rt* por um rugosímetro com um comprimento de amostragem (*cut-off*) de 0,8 mm e uma velocidade de medição de 0,1 mm/s. Já, a resistência mecânica foi mensurada por testes de compressão axial com velocidade de 1 mm/min. Por fim, grupos de amostras de materiais foram utilizados para análise do desgaste sob força axial de 20 N, deslocamento horizontal de 2,5 mm, a uma frequência de 1 Hz, durante 90 min em solução de saliva artificial a 37° C.

A resina composta apresentou menor taxa de porosidade ($1,21 \pm 0,20\%$) comparado aos dois ionómeros de vidro (5,69 – 7,54 %). Menores valores de rugosidade e menor área de desgaste foram verificados para a resina composta. Também maiores valores de resistência mecânica foram reportados para a resina composta ($334 \pm 15,9$ MPa) quando comparado ao ionómero de vidro convencional ($78,78 \pm 13,30$ MPa) e modificado por resina ($169,50 \pm 20,98$ MPa). O presente trabalho evidenciou que a resina composta possui melhor comportamento mecânico sob compressão e desgaste com menor taxa de porosidade e valores de rugosidade quando comparado ao ionómero de vidro convencional e modificado por resina. Os cimentos de ionómero de vidro

necessitam ainda de grande avanço tecnológico até poderem igualar as propriedades físicas, mecânicas e ópticas das resinas compostas.

Palavras-chave: ionómeros de vidro; resina composta; resistência à compressão; porosidade; microestrutura.

ABSTRACT

Glass ionomer cements and dental resin composite are commonly used in restorative dentistry. Glass ionomers can release and absorb fluor ions assuming a potential to prevent caries and induce remineralization of tooth tissues. However, glass ionomers have poor physical and mechanical properties when compared with recent dental composite resins. The main aim of this work was to evaluate the influence of porosity, chemical composition and microstructure on the wear and compressive strength of dental resin composite and glass ionomers.

Cylindrical samples (6 x 4 mm) were composed of three different materials: 1) conventional glass-ionomer cement (Ionofil®Molar, VOCO, Germany); 2) a resin-modified glass-ionomer cement (Vitremer™, 3M, ESPE, USA), and;3) a nano-hybrid resin composite (Grandio®SO, VOCO,,Germany). Porosity and topography of the materials were evaluated by optical and scanning electron microscopy (FEG-SEM). Roughness was measured by *Ra* and *Rt* parameters at 0.1 mm/s under cut off of 0.8 mm. Mechanical compressive tests were performed at 1 mm/min. Wear tests were carried out at 20 N, 2.5 mm of displacement, and at 1 Hz for 90 min in artificial saliva solution. Resin composite revealed a lower porosity ($1.21 \pm 0.20\%$) than glass ionomer cements ($5.69 - 7.54\%$) as well as lower values of *Ra* and *Rt* roughness. Also, resin composite showed higher values of mechanical strength (334 ± 15.9 MPa) compared to (78.78 ± 13.30 MPa) conventional or (169.50 ± 20.98 MPa) modified glass ionomers. Glass ionomer cements showed a poor mechanical behavior associated to a high porosity rate when compared to resin composite. That stimulates the development on novel glass ionomer cements in order to improve their performance in oral cavity.

Key words: glass-ionomers; resin composite; compressive strength; porosity; microstructure.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais por todo o apoio e oportunidades.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Doutor Júlio Souza orientador deste trabalho pelo apoio, disponibilidade e todos os ensinamentos que me proporcionou durante a realização deste trabalho.

À Doutora Mihaela Buciumeanu pela enorme ajuda e disponibilidade que me proporcionou na preparação e realização dos testes laboratoriais.

Ao professor Doutor Filipe Silva, diretor do Departamento de Engenharia Mecânica (DEM) da Universidade do Minho, pela sua disponibilidade, meios e materiais proporcionados para a realização dos testes laboratoriais.

Aos laboratórios do *Center for Mechanical and Materials Technologies (CT2M)*, Departamento de Engenharia Mecânica (DEM) da Universidade do Minho pelo uso dos equipamentos, testes mecânicos e análises microscópicas.

À 3M (EUA) pelo cimento de ionómero de vidro modificado por resina (Vitremer™) fornecido.

À Voco (Alemanha) pela resina composta (Grandio®SO) e ionómero de vidro convencional (Ionofil®Molar) fornecidos.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE TABELAS	XII
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XVI
I– INTRODUÇÃO.....	1
II– REVISÃO DA LITERATURA	3
1– CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO	3
1.1– COMPOSIÇÃO QUÍMICA	4
1.1.1– Pó.....	4
1.1.2– Líquido	4
1.1.3– Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina.....	5
1.2– REAÇÃO DE PRESA	5
1.2.1– Reação de presa dos CIV modificados por resina	9
1.2.2– Fatores que influenciam a reação de presa	10
1.3– PROPRIEDADES DOS IONÓMEROS DE VIDRO.....	11
1.3.1– Físicas e mecânicas.....	11
1.3.2– Sensibilidade à humidade	12
1.3.3– Adesão	13
1.3.4– Liberação de flúor	14
1.3.5– Biocompatibilidade.....	15
1.4– DEFEITOS MICROESTRUTURAIS	16
1.5– APLICAÇÕES CLÍNICAS	17
2– RESINA COMPOSTA.....	19
2.1– CLASSIFICAÇÃO E EVOLUÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS.....	20
2.2– COMPOSIÇÃO QUÍMICA E FUNÇÃO DOS COMPONENTES	23
2.3– POLIMERIZAÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS.....	26
2.4– PROPRIEDADES DA RESINA COMPOSTA	29
2.5– APLICAÇÕES CLÍNICAS	31
III– MATERIAIS E MÉTODOS	32
1– SÍNTESE DAS AMOSTRAS	32
2– ANÁLISE DA POROSIDADE.....	34

3- ANÁLISE DA RUGOSIDADE	36
4- ENSAIOS DE COMPRESSÃO AXIAL.....	36
5- ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (FEG-SEM).....	37
6- TESTES DE DESGASTE	37
7- ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	39
IV- RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
1- ANÁLISE DA POROSIDADE	40
2- ANÁLISE DA RUGOSIDADE	46
3- RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO AXIAL.....	51
4- ANÁLISE MICROESTRUTURAL POR MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (FEG-SEM)	55
5- ANÁLISE DO DESGASTE POR MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (FEG-SEM).....	58
V- CONCLUSÕES.....	62
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Composição dos materiais estudados.....	32
Tabela 2 – Composição da saliva artificial de <i>Fusayama</i>	38
Tabela 3 – Análise de variância (ANOVA) dos resultados da porosidade dos materiais analisados	42
Tabela 4 – Análise de variância (ANOVA) dos resultados da resistência à compressão axial dos materiais analisados	52
Tabela 5 – Valores obtidos nos ensaios de compressão axial para a carga máxima de ruptura (N) para a resina composta (RC), ionómero de vidro convencional (CO) e ionómero de vidro modificado por resina (VI). Valores da resistência à compressão obtidos por cálculo através da fórmula $F/\pi r^2$.....	52

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1 – Deslocamento de íões e ionização do ácido poliacrílico (Adaptado de Loguercio *et al.*, 2007)6**
- Figura 2 – Esquemática da estrutura do cimento de ionómero de vidro. As partículas pretas sólidas representam as partículas de vidro que não reagiram, envoltas pelo gel (estrutura sombreada) que é formado quando os íões Al^{+3} e Ca^{+2} são libertados do vidro devido a interação com o ácido poliacrílico. Os íões Al^{+3} e Ca^{+2} formam polissais com os grupos carboxílicos do ácido poliacrílico para formar uma estrutura com ligações cruzadas. Os grupos carboxílicos (COO^-) reagem com o cálcio do esmalte e da dentina (Adaptado de Anusavice, 2005)9**
- Figura 3 – Diagrama ilustrando a técnica *sandwich* usando resina composta como material restaurador e cimento de ionómero de vidro como forro na restauração de uma cavidade classe II. Esta técnica combina as propriedades adesivas dos ionómeros de vidro com a melhor durabilidade dos compósitos (Adaptado de McCabe e Walls, 2008)17**
- Figura 4 – Restauração de lesões cervicais com ionómero de vidro. Lesão cervical (A); Restaurações utilizando ionómero de vidro (B) (Sidhu, 2011)18**
- Figura 5 – Selante de fissuras de CIV nos dentes 36 e 37 ao longo do tempo. Selante no dente 36 no início (A); Selante no dente 36 após 2 anos (B); Selante no dente 36 após 6 anos e no dente 37 após 2 anos (C); Não é visível selante no dente 36 após 12 anos e selante presente no dente 37 após 8 anos (D) (Frencken e Wolke, 2010)19**
- Figura 6 – Evolução das resinas compostas (Adaptado de Ferracane, 2010)23**
- Figura 7 – Contração da resina composta durante a polimerização pode potencialmente causar a formação de uma fenda marginal, com comprometimento da viabilidade da restauração. Material restaurador na**

cavidade antes da polimerização (A); Ilustração da formação da fenda marginal após polimerização (B) (McCabe e Walls, 2008).....	28
Figura 8 – Restauração anterior avaliada após 20 anos (A); Restauração posterior avaliada após 17 anos (B) (Baldissera et al., 2013).....	31
Figura 9 – Matriz de Teflon (A). Amostras cilíndricas após fotoativação (B). Amostras embutidas em resina e seccionadas longitudinalmente para preparação de superfície e caracterização (C).....	33
Figura 10 – Politriz onde as amostras foram lixadas e polidas (A). Banho de ultrassom (B).....	34
Figura 11 – Microscópio ótico acoplado a um computador para processamento das micrografias	35
Figura 12 – Seleção de contraste da imagem (poros estão em preto) para análise da porosidade pelo programa Adobe Photoshop (A). Medição da porosidade por meio do programa <i>Image J</i> (B).....	36
Figura 13 – Representação esquemática do equipamento utilizado para a realização dos “<i>Reciprocating wear tests</i>” (Souza et al., 2012).....	38
Figura 14 – Micrografias obtidas por microscopia ótica mostrando uma área representativa das amostras de resina composta, RC, (A, B), ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D) e ionómero de vidro convencional, CO, (E, F). Poros são visíveis como pontos circulares escuros na micrografia	41
Figura 15 – Percentagem de porosidade obtida pela análise das micrografias obtidas por microscopia ótica da resina composta (RC), ionómero de vidro modificado por resina (VI) e ionómero de vidro convencional (CO)	42
Figura 16 – Resultados obtidos para os parâmetros de rugosidade analisados, <i>Ra</i> (A) e <i>Rt</i> (B), das amostras de resina composta, RC, ionómero de vidro modificado por resina, VI, e ionómero de vidro convencional, CO.....	47

Figura 17 – Resultados obtidos para a carga máxima de ruptura (N) das amostras de resina composta, RC, ionómero de vidro modificado por resina, VI, e ionómero de vidro convencional, CO	51
Figura 18 – Micrografias obtidas por FEG–SEM da superfície do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A, B); ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D); resina composta, RC, (E, F), antes do teste de desgaste. Imagens da fila da esquerda obtidas através do modo elétrons secundários (SE). Imagens da fila da direita obtidas pelo modo elétrons retro–espalhados (BSE) (Voltagem de 10 kV e aumento de 2000 x).....	56
Figura 19 – Micrografia obtida por FEG–SEM da área de desgaste do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A), cimento de ionómero de vidro modificado por resina, VI, (B) e resina composta, RC, (C). Modo elétrons secundários (SE) em 10 kV e aumento de 125 x	58
Figura 20 – Micrografias obtidas por FEG–SEM da área de desgaste do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A, B); ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D); resina composta, RC, (E, F). Imagens da fila da esquerda obtidas através do modo elétrons secundários (SE). Imagens da fila da direita obtidas pelo modo elétrons retro–espalhados (BSE) (Voltagem de 10 kV e aumento de 2000 x)	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al^{+3} – Ião de alumínio

Al_2O_3 – Alumina

ANOVA – Análise de variância

Bis-EMA – Dimetacrilato de Bisfenol-A etoxilado

Bis-GMA – Dimetacrilato Glicerolato de Bisfenol-A

BSE – Modo de elétrons retro-espalhados

C=C – Ligação dupla de carbono

Ca^{+2} – Ião de cálcio

CaF_2 – Fluoreto de cálcio

CaO – Óxido de cálcio

CIV – Cimento de ionómero de vidro

CIVMR – Cimento de ionómero de vidro modificados por resina

CO – Amostras de cimento de ionómero de vidro modificado

COF – Coeficiente de atrito

COO^- – Grupo carboxílico ionizado

COOH – Grupo carboxílico

CT2M – “*Center for Mechanical and Materials Technologies*”

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DMAEMA – Dimetilamino-etil metacrilato

F^- – Ião de Flúor

FEG–SEM – “*Field emission guns scanning electron microscopy*”

F_n – Força normal

F_t – Força de fricção/tangencial

g – Grama

GPa – Gigapascal

h – Hora

H^+ – Ião de hidrogénio

HEMA – Hidroxi–etil metacrilato

HTB – Hidroxitolueno butilado

Hz – Hertz

kN – Kilonewton

kV – Kilovolt

L – Litro

mg – Miligrama

min – Minuto

mm – Milímetro

MPa – Megapascal

N – Newton

Na^+ – Ião de sódio

nm– nanómetro

Pa – Pascal

Ra – Média aritmética dos valores de rugosidade obtidos entre a distância dos picos e vales

RC – Amostras de resina composta

Rt – Distância entre a altura do maior pico e profundidade do maior vale

s – Segundo

SE – Modo de elétrons secundários

SiO₂ – Sílica

TEGDMA – Trietileno glicol dimetacrilato

UDMA – Uretano dimetacrilato

UM – Universidade do Minho

VI – Amostras de cimento de ionómero de vidro modificado por resina

μm – micrómetro

I – INTRODUÇÃO

Um dos procedimentos mais comuns na prática clínica da medicina dentária são as restaurações diretas para substituição de tecidos duros dentários perdidos ou danificados (McCabe e Walls, 2008). Atualmente, as resinas compostas são os materiais de eleição para restaurações anteriores e posteriores devido às suas excelentes propriedades óticas associadas a propriedades mecânicas e biológicas adequadas para este tipo de aplicação.

Os ionómeros de vidro apresentam propriedades adesivas às estruturas dentárias resultando em selamento marginal efectivo. Assim como, estes materiais possuem a capacidade de libertação de flúor para os tecidos dentários e cavidade oral que ajuda na prevenção e no controlo da cárie. Contudo, apresentam pobres propriedades físico-mecânicas quando comparados com as mais recentes resinas compostas (Bonifácio *et al.*, 2009; Zimehl *et al.*, 2000). De acordo com Xie *et al.* (2000), para além da modificação da composição pela adição de resina, outra forma de melhorar as propriedades mecânicas dos ionómeros de vidro, em especial a resistência à compressão, é a utilização de partículas inorgânicas de menores dimensões.

A problemática a investigar e que motivou a elaboração deste trabalho foi a avaliação da influência de características fundamentais como porosidade, composição química e microestrutura sobre os mecanismos de desgaste e resistência mecânica de resinas compostas e cimentos de ionómero de vidro aplicados em medicina dentária. Esta relação levou-nos a formular algumas questões de investigação:

- De que forma a composição química e microestrutura dos materiais analisados influencia a porosidade e as suas propriedades mecânicas?
- Que efeitos produz a porosidade dos materiais e a sua microestrutura na rugosidade de superfície do material?
- De que forma a composição química e microestrutura dos materiais analisados influencia nos mecanismos de desgaste?

Dada a larga utilização destes materiais na prática clínica de medicina dentária procuramos com este estudo *in vitro* levar a um melhor conhecimento dos mesmos no que respeita às suas propriedades físico mecânicas e degradação a que estão sujeitos na

cavidade oral. Sendo assim, o leitor poderá fazer uma opção mais adequada para o material a ser usado em cada situação clínica.

O trabalho que aqui se apresenta está organizado em quatro secções que se complementam. Na **primeira secção** faz-se um enquadramento teórico com base na **Revisão da Literatura** efectuada em bases de dados incluindo artigos publicados entre 1988 a 2014 aplicando as seguintes palavras-chave: “*glass ionomer and mechanical properties*”; “*resin composite and mechanical properties*”; “*microstructure and glass ionomer*”; “*resin composite and microstructure*”; “*porosity and resin composite*”; “*porosity and glass ionomer*”. Foram identificados por pesquisa na MEDLINE artigos completos, não sendo consideradas as publicações que apenas disponibilizavam os resumos. A pesquisa manual foi efectuada em livros relevantes e publicações periódicas. A revisão de literatura aborda dados sobre as aplicações clínicas e dados sobre a composição química actual e propriedades dos ionómeros de vidro e resina composta; reacção de presa dos ionómeros de vidro; polimerização das resinas compostas. A **segunda secção** apresenta os **Materiais e Métodos** utilizados para a parte laboratorial do estudo, onde se definem o método de confecção de amostras e de análise da porosidade, rugosidade, compressão axial, desgaste e microscopia electrónica. As amostras de cimento de ionómero de vidro e resina composta foram preparadas na Universidade Fernando Pessoa e toda a caracterização foram efectuados no “*Center for Mechanical and Materials Technologies*”, CT2M, da Universidade do Minho (UM). A **terceira secção** apresenta os **Resultados e a Discussão** dos dados obtidos em comparação com os dados encontrados na literatura. Por fim, a última secção revela as principais conclusões deste trabalho.

II – REVISÃO DA LITERATURA

1- CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO

Os cimentos de ionómero de vidro (CIV) convencionais são materiais caracterizados por sua reação ácido–base (geleificação) entre um vidro de fluorossilicato e uma solução de ácido polialquenoico (Anusavice, 2005). Estes materiais começaram a ser comercializados em 1975 em resultado dos estudos pioneiros de Wilson e Kent no final dos anos 60 (Nicholson, 1998). Os cimentos de ionómero de vidro são derivados dos cimentos de silicato e policarboxilato (McCabe e Walls, 2008) e são usados hoje em dia numa variedade de situações clínicas como: material restaurador; forramento; cimentação e selamento (Sidhu, 2011).

Uma das grandes vantagens dos CIV consiste no seu potencial para a libertação e absorção de iões de flúor (Upadhyay *et al.*, 2013; Gandolfi *et al.*, 2005; Moreau *et al.*, 2010). Enquanto se supõe que estes materiais possam ter efeitos preventivos e remineralizantes em cáries dentárias, ainda não está clinicamente esclarecido qual a magnitude deste fenómeno (Friedl *et al.*, 2011). Entretanto, estes materiais apresentam sensibilidade à humidade, baixa resistência mecânica e ao desgaste e carácter opaco que dificultam a obtenção de estética. Os CIV são úteis em situações em que não sejam desvantajosos pelas suas propriedades físicas, como onde há estrutura dentária remanescente adequada para suportar o material e onde eles não estão sujeitos a grandes esforços mecânicos oclusais (Sidhu, 2011).

Com o intuito de melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas, os cimentos de ionómero de vidro foram modificados na década de 80 pela inclusão de partículas de metal, conhecidos por “*cermets*”. Mais tarde na década de 90, surgiram pela mão de Antonucci os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) pela adição de resinas fotopolimerizáveis, com a intenção de ultrapassar os problemas associados à sensibilidade precoce à humidade e também a baixa resistência mecânica dos ionómeros convencionais (Smith, 1998; Sidhu, 2011).

Os cimentos de ionómero de vidro podem ser classificados de acordo com a sua aplicação clínica em: (1) Tipo I: Cimentação; (2) Tipo II–a: Cimentos restauradores

estéticos; (3) Tipo II–b: Cimentos restauradores reforçados; (4) Tipo III: Forros ou bases (Khoroushi e Keshani, 2013).

1.1- COMPOSIÇÃO QUÍMICA

Os cimentos de ionómero de vidro são originalmente constituídos por um pó que consiste num vidro de aluminossilicato de cálcio, semelhante ao dos cimentos de silicato, e por um componente líquido de uma solução aquosa de ácido poliacrílico, derivada do cimento de policarbolixato de zinco (McCabe e Walls, 2008).

1.1.1- Pó

A composição do pó dos ionómeros de vidro tem na sua base os vidros do tipo aluminossilicato, contendo adicionalmente iões de cálcio e flúor. Esta composição é baseada nos sistemas de $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--CaO}$ ou $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--CaF}_2$ estudados por Wilson e colaboradores (Nicholson, 1998). A adição de lantânio, estrôncio, bário ou óxido de zinco promove a radiopacidade do cimento (Anusavice, 2005).

O pó dos CIV resulta da fusão dos seus elementos constituintes a temperaturas que variam entre os 1100 e os 1500°C formando um vidro uniforme. Após a fusão, o vidro fundido é arrefecido em alta velocidade, vertendo-o sobre uma placa de metal fria e em seguida em água, ou vertendo-o diretamente na água. O vidro obtido é então moído até formar um pó com partículas tamanho médio de 15 μm para agentes de cimentação, e até 50 μm para ionómeros restauradores (Anusavice, 2005).

1.1.2- Líquido

Como já referido, o componente líquido original dos ionómeros de vidro era uma solução aquosa de ácido poliacrílico na concentração de 40 a 50 %. Para ultrapassar os problemas primordiais de geleificação precoce e viscosidade durante a manipulação, a maioria dos cimentos atuais contém o ácido poliacrílico formando copolimerização com os ácidos itacônico, maléico ou tricarboxílico. Estes tendem a aumentar a

reatividade do líquido, diminuir a viscosidade e reduzir a tendência a geleificação. O ácido tartárico melhora as características de manipulação e aumenta o tempo de trabalho, retardando o tempo de presa (Khoroushi e Keshani, 2013).

1.1.3- Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina

Os cimentos modificados por resina apresentam partículas de vidro de fluoraluminossilicato e iniciadores de fotoativação e/ou ativação química. Os componentes do líquido em geral contêm água e ácido poliacrílico ou ácido poliacrílico modificado e os monómeros de metacrilato e hidroxietil metacrilato (HEMA) (4,5–6%) (Roberts *et al.*, 2009). Os CIVMR existem basicamente em duas formas: uma em que parte da água é substituída pelos monómeros fotopolimerizáveis, outra em que os grupos de metacrilato estão presentes nas moléculas de ácido poliacrílico (Roberts *et al.*, 2009). O CIV modificado por resina possui um processo de fotopolimerização que complementa a reacção ácido–base descrita para o CIV convencional (Tyas e Burrow, 2004).

1.2- REACÇÃO DE PRESA

O mecanismo de presa ou geleificação de todos os ionómeros de vidro tem na sua base uma reacção química ácido–base característica dos cimentos dentários (Zimehl e Hannig, 2000). Após a mistura do componente pó com o líquido, uma reacção ácido–base exotérmica tem início entre o ácido poliacrílico, doador de protões, e o vidro de aluminossilicato, recetor dos protões, resultando na formação de um sal (Khoroushi e Keshani, 2013). Esta reacção é dividida em 3 fases: 1) deslocamento de iões e ionização do ácido poliacrílico; 2) formação de uma matriz de polissais; 3) formação do gel de sílica e reacção de presa final (Wilson e Mclean, 1988).

1) 1ª Fase – Deslocamento de íons e ionização do ácido poliacrílico:

Quando o pó e o líquido são misturados, o ácido poliacrílico é ionizado na presença de água resultando na libertação de íons de hidrogénio (H^+) que se separam dos grupos COOH das cadeias de ácido e reagem com as partículas de vidro dissolvendo a superfície das partículas do pó (Figura 1) (Loguercio *et al.*, 2007).

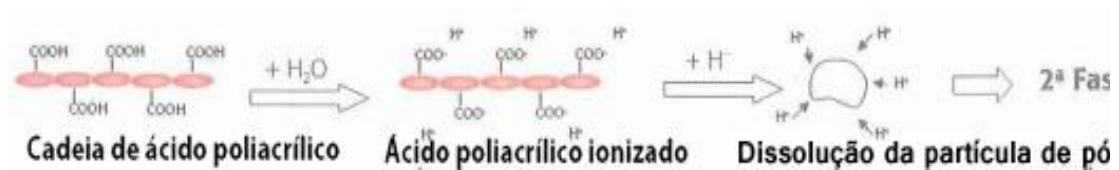


Figura 1 – Deslocamento de íons e ionização do ácido poliacrílico (Adaptado de Loguercio *et al.*, 2007).

Esta dissolução parcial promove a libertação de vários íons (Na^+ , Ca^{+2} , Al^{+3} e F^-) na mistura. Quanto maior quantidade de ácido poliacrílico ionizado, mais íons de hidrogénio serão libertados, que por sua vez provocarão um maior deslocamento de íons das partículas de vidro. Apenas 20–30 % das partículas serão dissolvidas o que resulta na presença de partículas de vidro na microestrutura do material responsáveis pela sua resistência mecânica (Wilson e Mclean 1988; Loguercio *et al.*, 2007). A colocação do cimento de ionómero de vidro na cavidade deve ser feita após mistura e obtenção da pasta, devido não só à fluidez mas também à presença de grupos carboxílicos ionizados que assim poderão aderir quimicamente às estruturas dentárias. A união química entre o cimento e estruturas dentárias é alcançada inicialmente pela ligação dos grupos carboxílicos do CIV com o cálcio do esmalte (Algera *et al.*, 2006). Clinicamente, esta fase é identificável pela presença de brilho húmido na superfície do CIV indicador de grupos carboxílicos disponíveis para união química (Loguercio *et al.*, 2007).

2) 2ª Fase – Formação da matriz de polissais:

Após o início da reação química entre as partículas de pó e íons de hidrogénio, os grupos carboxílicos ligam-se ao Ca^{+2} formando a matriz de policarboxilato de cálcio num tempo de aproximadamente 4–5 minutos. Após esta reacção, os grupos carboxílicos ligam-se ao Al^{+3} formando a matriz de policarboxilato de alumínio em até 24 a 48 h. A libertação de íons F^- ocorre no decorrer da reacção.

O desfasamento temporal entre a formação da matriz de policarboxilato de cálcio e a formação da matriz de policarboxilato de alumínio ocorre porque existe uma maior afinidade química entre os íons de sódio e cálcio com as moléculas de ácido poliacrílico e também por estes íons possuírem um menor número de electrões livres na última camada electrónica o que lhes permite serem os primeiros a serem libertados das partículas do pó de vidro. Apesar do sódio ser um elemento químico presente na composição das partículas de vidro, este não participa na reacção de presa, assim como os íons de flúor. Alguns íons de sódio substituem íons de hidrogénio dos grupos carboxílicos, enquanto outros se irão combinar com íons de flúor, formando fluoreto de sódio que se dispersa uniformemente na matriz (Anusavice, 2005; Loguercio *et al.*, 2007).

O fim da primeira fase da formação da matriz de polissais é clinicamente visível pela perda de brilho que ocorre no cimento. Durante a formação da matriz de policarboxilato de cálcio (4–5 minutos), o ionómero de vidro é sensível ao ganho de água que é ainda necessária para ionizar as cadeias poliacrílicas que são responsáveis pela dissolução das partículas de pó do vidro. Se durante esta fase o material entrar em contacto com a água, esta difundir-se-á para a massa do cimento e irá provocar um prejuízo nas suas propriedades mecânicas.

A partir de 4 min após o início da mistura, inicia-se a precipitação da matriz de policarboxilato de alumínio e só 7–8 min após a aglutinação do pó com o líquido é que o material irá adquirir propriedades mecânicas suficientes para suportar esforços mecânicos oclusais (Loguercio *et al.*, 2007). A reacção de presa dos CIV é lenta e leva tempo a completar a maturação do material. Durante este período o material é vulnerável a ataques externos como saliva ou água que leva à perda de água para o meio oral e dissolve o material (Algera *et al.*, 2006). Pincelamento com vernizes ou

sistemas adesivos são exemplos de formas para evitar a evaporação de água e contracção da matriz, evitando fissuras e fraturas (Loguercio *et al.*, 2007). A protecção do CIV após aplicação permite uma reacção química adequada resultando em um cimento com menor presença de fissuras.

3) 3º Fase – Formação do gel de sílica e presa final

Após os 8 minutos iniciais, a matriz de poliacrilato de alumínio e cálcio continua a formar-se, mas é a precipitação da matriz de gel de sílica em redor das partículas de vidro que é responsável pela presa final do material. É este processo que classifica a reacção de presa deste material em geleificação. O processo de geleificação dá-se maioritariamente durante as primeiras 48h, após as quais o material adquire propriedades mecânicas adequadas (Loguercio *et al.*, 2007). Pelo facto da reacção de presa deste material ser contínua, haverá uma melhoria gradual das propriedades mecânicas ao longo do tempo (Loguercio *et al.*, 2007).

A estrutura final do cimento de ionómero de vidro é composta por partículas que não reagiram completamente e partículas de menores dimensões totalmente dissolvidas na matriz como apresentado na Figura 2. As partículas parcialmente dissolvidas são então circundadas por gel de sílica e integradas por união química numa matriz amorfa de cálcio hidratado e polissais de alumínio (Anusavice, 2005; Loguercio *et al.*, 2007).

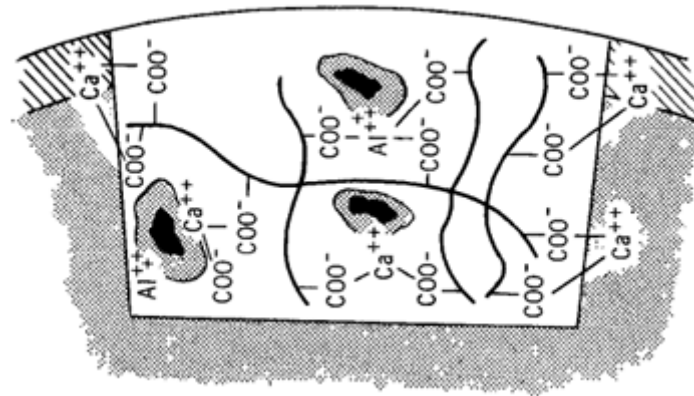


Figura 2– Esquemática da estrutura do cimento de ionómero de vidro. As partículas pretas sólidas representam as partículas de vidro que não reagiram, envoltas pelo gel (estrutura sombreada) que é formado quando os íons Al^{+3} e Ca^{+2} são libertados do vidro devido a interação com o ácido poliacrílico. Os íons Al^{+3} e Ca^{+2} formam polissais com os grupos carboxílicos do ácido poliacrílico para formar uma estrutura com ligações cruzadas. Os grupos carboxílicos (COO^-) reagem com o cálcio do esmalte e da dentina (Adaptado de Anusavice, 2005).

1.2.1- Reação de presa dos CIV modificados por resina

Os cimentos de ionómero de vidro modificados apresentam um mecanismo de polimerização *dual*, que envolve uma reação ácido–base do ácido poliacrílico com o vidro de fluorossilicato e também a reação de polimerização induzida pelos radicais da matriz orgânica (Zimehl e Hannig, 2000). Há também materiais que apresentam uma reação oxidação–redução adicional (materiais de tripla polimerização) (Fano *et al.*, 2001).

A reação de presa dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina começa imediatamente depois da mistura do líquido e pó constituintes do material com a reação ácido–base. A polimerização dos radicais livres dos monómeros é então iniciada pela irradiação com luz visível (Yelamanchili e Darvell, 2008). Estas duas reações ocorrem frequentemente em simultâneo. A reação ácido–base ocorre mais

lentamente que a polimerização dos radicais livres, que é a reação predominante principalmente para os produtos fotoativados (McCabe e Walls, 2008).

O cimento polimerizado tem a mesma estrutura final do cimento de ionómero de vidro mas com uma matriz de hidrogel de poli HEMA entrelaçada com a matriz de gel de sílica (Smith, 1998). A reação fotoquímica dos CIVMR reduz a sensibilidade precoce à humidade e a desidratação associada com a fase inicial da reação de presa ácido-base do CIV convencional (Yelamanchili e Darvell, 2008).

1.2.2- Fatores que influenciam a reação de presa

Segundo Algera *et al.* (2006), a reação de presa do cimento pode ser influenciado por fatores externos como pressão, temperatura, humidade e tempo de mistura. O peso molecular dos polímeros e copolímeros, a concentração de água e a proporção pó/líquido influenciam a velocidade da reação de presa e a resistência final dos cimentos de ionómero de vidro de acordo com Culbertson (2001). As propriedades mecânicas destes materiais aumentam com o peso molecular dos polímeros ácidos. Segundo Loguercio *et al.* (2007), quanto maior a quantidade de pó e menor quantidade de líquido dentro da proporção requerida, mais rapidamente o material atingirá a geleificação.

Também a presença de ácido tartárico (agente quelante/sequestrador de catiões) como já referido melhoram as características de manipulação dos CIV aumentando o tempo de trabalho, retardando o tempo de presa (Khoroushi e Keshani, 2013), e aumentando a resistência à compressão. (Culbertson, 2001). Em relação ao flúor, o aumento da concentração de fluoretos na formulação diminui o tempo de trabalho do cimento de ionómero de vidro (Dowling e Fleming, 2011).

Nos CIVMR em que existe mais do que uma reação de presa do material, pode ser particularmente difícil de quantificar quais as reações que estão a causar alterações nas propriedades do material. Para que o material dentário possa ser utilizado, as taxas de ambas as reações têm de ser cuidadosamente controladas. Todas as reações têm de ser suficientemente lentas para proporcionar tempos de mistura e de trabalho adequados e permitir a aplicação do cimento (Young *et al.* 2000). A temperatura, o

tempo e o meio de armazenamento devem também ser considerados quando o material vai ser utilizado (Algera *et al.* 2006).

1.3- PROPRIEDADES DOS IONÓMEROS DE VIDRO

Os cimentos de ionómero de vidro apresentam um conjunto de propriedades que os tornam altamente adequados para a aplicação em medicina dentária tais como: baixa contracção de reacção de presa; baixo teor de monómeros livres para os CIV modificados por resina; elevada estabilidade dimensional; adesão química a estrutura dentária e selamento marginal efetivo; e por fim, capacidade de libertar flúor (Culbertson, 2001).

1.3.1- Físicas e mecânicas

Os CIV estão dependentes da sua composição química, tamanho de partículas e proporção pó/líquido usada na sua confeção. Os CIV de espatulação manual, quando espatulados na sua proporção ideal, podem resultar numa viscosidade não atraente para alguns profissionais que tentam aumentar a fluidez por adição de mais líquido. Entretanto, este procedimento aumenta a taxa de porosidade do material, modifica a microestrutura e prejudica as propriedades físicas e mecânicas do material (McCabe e Walls, 2008).

As principais limitações dos ionómeros prendem-se com a sua baixa resistência mecânica e alta taxa de desgaste quando sujeitos a esforços mecânicos oclusais (Zimehl e Hannig, 2000; Bonifácio *et al.*, 2009). A sua baixa resistência ao desgaste resulta em alterações da anatomia e uma rugosidade superficial considerável (McCabe e Walls, 2008).

Os CIV convencionais são relativamente frágeis com uma resistência à flexão de apenas 15–20 MPa (inferior aos valores de aproximadamente 80–180 MPa para as resinas compostas), e não podem ser considerados adequados como materiais de restauração definitiva de uso geral para os dentes permanentes (McCabe e Walls, 2008). Assim, a modificação dos cimentos de ionómero de vidro por resina melhorou

as suas propriedades mecânicas (Smith, 1998). Segundo Xie *et al.* (2000), o CIV modificado por resina possui valores mais altos de resistência a flexão (25–60 MPa) e tração quando comparado com o CIV convencional. A introdução dos CIVMR resolve também alguns problemas relacionados com a estética do material permitindo aplicá-los em restaurações estéticas sem elevadas cargas mastigatórias (Zimehl e Hannig, 2000). Contudo estes materiais podem exibir contração devido à polimerização do componente polimérico, no entanto, é possível que a propensão do monómero HEMA para a absorção de água compense a contração de polimerização inicial. Para além disso, estes materiais parecem exibir substancialmente melhor adaptação à dentina do que os convencionais (Sidhu, 2011). Quanto às propriedades térmicas, o CIV convencional possui um coeficiente de expansão térmico linear muito próximo ao esmalte e dentina associada a uma baixa condutividade térmica (Cenci *et al.*, 2008). A sua modificação por resina veio sacrificar parcialmente esta propriedade mas ainda assim, comparativamente com as resinas compostas, um CIV modificado por resina apresenta um coeficiente de expansão térmica linear mais próximo ao do esmalte (Loguercio *et al.*, 2007).

Outro inconveniente dos ionómeros de vidro convencionais é a sua baixa radiopacidade e não são facilmente detetados nas técnicas radiográficas dentárias convencionais, o que pode dificultar ao diagnóstico de cáries secundárias ao redor das restaurações em ionómero, contudo estão disponíveis marcas no mercado que exibem alguma radiopacidade (McCabe e Walls, 2008). Os CIVMR têm sido modificados para incorporarem um metal pesado (estrôncio por exemplo) que concede radiopacidade ao material (McCabe e Walls, 2008).

1.3.2- Sensibilidade à humidade

Os CIV geralmente não são estáveis em água durante a reacção de geleificação (Khoroushi e Keshani, 2013). A necessidade de manter o equilíbrio de água nos ionómeros de vidro, especialmente nas fases iniciais da sua maturação, levou à recomendação de que a superfície de um CIV deve ser protegida após a sua aplicação. A proteção precoce com resinas fotopolimerizáveis ou vernizes comerciais reduz a sua

vulnerabilidade à dissolução e deterioração das propriedades físicas e mecânicas do material (Sidhu, 2011).

Os CIVMR são menos propensos à humidade devido a redução da difusão de água para o cimento pela rede polimérica no que resulta em protecção do cimento da dissolução pelo contacto inicial com água. No entanto, os CIVMR parecem também ser suscetíveis à desidratação e sorção de água o que pode vir a afetar as suas propriedades como a resistência mecânica, a estabilidade de cor comprometendo a interface de adesão (Sidhu, 2011).

1.3.3- Adesão

Os ionómeros de vidro têm a capacidade de se ligar quimicamente ao esmalte e à dentina. Este tipo de adesão é dividido em duas fases:

(a) Os grupos carboxílicos (COO^-) disponíveis durante os primeiros minutos de reação de presa são responsáveis por estabelecer uma ligação com os iões de cálcio (Ca^{+2}) na dentina e esmalte;

(b) Com a progressão da reação, as ligações de hidrogénio flexíveis são convertidas em pontes iónicas mais fortes (Khoroushi e Keshani, 2013).

Quando o CIV é aplicado sobre a superfície dentinária, ocorre uma dissolução da *smear layer* promovida pela acidez do ácido polialquénico. No entanto, esta dissolução é mínima ocorrendo também uma neutralização provocada pelo carácter básico da hidroxiapatite presente na estrutura dos tecidos duros. Os iões fosfato (negativos) e potássio (positivos) são removidos da hidroxiapatite e absorvidos no cimento no processo de presa o que resulta numa camada intermédia entre o ionómero de vidro puro e a hidroxiapatite pura denominada de camada de trocas de iões (Mount *et al.*, 2002; Tyas e Burrow, 2004).

Os ionómeros modificados por resina possuem uma adesão à dentina em resultado da adsorção química do componente ácido poliacrílico e formação de uma camada híbrida pela penetração do componente HEMA ou outros monómeros hidrofílicos nos túbulos dentinários (Smith, 1998).

1.3.4- Liberação de flúor

A liberação de flúor por parte dos ionómeros de vidro é provavelmente um dos seus maiores trunfos. Supõe-se que os CIV conseguem ter um efeito inibidor da cárie devido à liberação sustentada e de longa duração de flúor. O flúor encontra-se presente originalmente no vidro e é libertado quando as partículas do pó de vidro reagem com o ácido polialquenoico; este flúor está disponível para se libertar do CIV e ter influência sobre o tecido dentário adjacente (Sidhu, 2011).

O flúor pode ser incorporado numa estrutura de cristal de hidroxiapatite e formar a fluoroapatite, que tem baixa solubilidade em meio ácido (Nakajo *et al.*, 2009). O fluoreto inerente à composição do cimento pode ser consumido rapidamente dentro dos primeiros meses. No entanto, o cimento tem a capacidade para captar mais flúor do meio ambiente, em função do gradiente de concentração. Esta recarga é particularmente vantajosa quando existe um alto risco de cárie (Sidhu, 2011). É possível que esta captação possa continuar durante a presença da restauração em cavidade oral e, portanto, o CIV poderá actuar como um reservatório de flúor. O mecanismo de liberação e recarga de flúor é uma característica que leva os ionómeros de vidro a serem considerados como bioativos pela sua interacção constante com o ambiente (Sidhu, 2011).

Segundo Nakajo *et al.* (2009), para além das propriedades remineralizadoras dos ionómeros, também tem sido reportado o seu efeito antibacteriano, com resultados não só como na redução da população de *Streptococcus mutans* na superfície das restaurações como também na inibição da produção de ácido por parte destas bactérias.

A liberação de flúor dos CIVMR é equivalente, e com dinâmica idêntica, à dos ionómeros convencionais, embora a quantidade e a taxa de liberação por diferentes produtos restauradores possa variar (Yap *et al.*, 1999). Factores intrínsecos tais como a formulação, solubilidade e conteúdo em flúor do material influenciam o processo de liberação de flúor. Ainda, o pH da solução tem um efeito importante na liberação inicial de flúor considerando que quanto mais baixo for o pH, uma maior concentração de flúor é libertada para o meio (Carvalho e Cury, 1999). No entanto segundo Moreau e Xu (2010), a taxa de liberação de flúor torna-se similar ao longo do tempo para valores de pH diferentes. Segundo Yan *et al.* (2007), quanto mais alta for a temperatura

do meio maior quantidade de flúor será libertada. Entretanto, cobrir a superfície destes materiais com adesivos ou vernizes, como modo de evitar a contaminação com a humidade e a desidratação durante os estágios iniciais, resulta numa diminuição da libertação de flúor (Khoroushi e Keshani, 2013). O nível crítico de iões flúor libertados por um material para a inibição eficaz da cárie ainda não foi estabelecido, trabalhando-se muitas vezes na premissa de que quanto mais flúor é libertado durante um período longo, melhor (Sidhu, 2011).

1.3.5- Biocompatibilidade

A biocompatibilidade é uma característica importante de qualquer material projetado para ser usado dentro do corpo humano. O termo é definido segundo Nicholson e Czarnecka (2008) como "a capacidade de um material de executar uma determinada aplicação com uma resposta biológica apropriada do hospedeiro".

Os ionómeros de vidro convencionais aplicados em medicina dentária mostram boa biocompatibilidade devido às seguintes propriedades: (1) baixa exotermia; (2) rápida neutralização de pH; (3) libertação de iões geralmente não prejudiciais a nível citotóxico (Nicholson e Czarnecka, 2008).

Contudo as propriedades biológicas dos cimentos de ionómero de vidro são específicas de cada produto (Sidhu e Schmalz, 2001). Os efeitos da aplicação directa dos cimentos de ionómero de vidro ainda não são totalmente determinados; sabe-se contudo que os efeitos iniciais na polpa de alguns produtos parecem resolver-se com o tempo (Sidhu, 2011).

Para além do flúor, iões metálicos da composição do CIV são também libertados, sendo o alumínio a principal preocupação uma vez que tem o potencial para ser tóxico para o sistema nervoso central, para o esqueleto e para o sistema hematopoiético. No entanto, as quantidades totais de alumínio libertadas de cimentos de ionómero de vidro são baixas e isso, juntamente com a baixa biodisponibilidade de alumínio feita no trato gastro-intestinal, sugere que isto não é um problema importante (Nicholson e Czarnecka, 2008). Este facto é alvo de grande debate pois ainda não foram reportados casos de reacções adversas (Sidhu, 2011). Estudos demonstram também que a

concentração de iões inorgânicos é demasiado baixa para produzir efeitos citotóxicos (Nicholson e Czarnecka, 2008).

Os CIV modificados por resina não apresentam o mesmo nível de biocompatibilidade dos CIV convencionais. A inclusão do monómero HEMA é responsável pelo decréscimo de biocompatibilidade que se verifica no CIV modificado por resina (Nicholson e Czarnecka, 2008). O monómero é libertado difundindo-se pela dentina e pode induzir reacções alérgicas e respostas tóxicas (Tyas e Burrow, 2004). Contudo, segundo Tyas e Burrow (2004), não existiam evidências até 2004 de que este material tivesse sido responsável por reacções adversas, tanto sistémicas como locais. Nicholson e Czarnecka (2008) confirmam também a existência de poucos casos de reacções adversas relacionadas com o CIV modificado por resina. A biocompatibilidade dos CIVMR é também influenciada por uma reacção exotérmica aquando da polimerização e aumentos de temperatura superior ao CIV convencional. Contudo este facto não se tem demonstrado como preocupante clinicamente (Sidhu, 2011).

1.4- DEFEITOS MICROESTRUTURAIS

Segundo Fleming *et al.*, (2003), os poros observados frequentemente na microestrutura dos ionómeros de vidro devem-se a dois principais factores: incorporação de bolhas de ar na espatulação; e aprisionamento de bolhas de ar aquando da aplicação do material numa cavidade. A proporção pó/líquido também influencia a porosidade do material na medida em que esta diminui com o aumento do volume do líquido para uma quantidade constante de pó (Fleming *et al.*, 2003).

Os poros no interior do material são responsáveis por falhas que reduzem a resistência mecânica máxima das restaurações e podem atuar como pontos de propagação de fissuras (Geirsson *et al.*, 2004), observadas frequentemente nas restaurações com cimentos de ionómero de vidro. As fissuras são um defeito microestrutural também causado pela dessecação do material (Zoergiebel e Ilie, 2012). No caso do CIVMR, algumas fissuras também poderão ser resultado da contracção de polimerização, pois a resina tem tendência a separar-se das partículas de carga influenciada pela tensão resultante da contracção de polimerização (Feng *et al.*, 2010).

Segundo Bala *et al.* (2012), as fissuras dos ionômeros podem também ser resultado da desidratação provocada pela preparação laboratorial das amostras para a análise microscópica.

1.5- APLICAÇÕES CLÍNICAS

Hoje em dia os ionômeros de vidro são amplamente usados na medicina dentária devido essencialmente à sua adesão química aos tecidos duros dentários, à capacidade de libertar flúor e à sua biocompatibilidade. Os CIV são atualmente usados como materiais restauradores temporários ou provisórios, como agentes de cimentação de coroas, pontes e *brackets* ortodônticos, como cimentos de forramento (técnica da *sandwich*), e selantes de fissuras (McCabe e Walls, 2008).

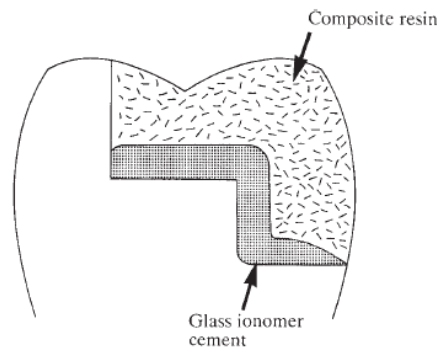


Figura 3– Diagrama ilustrando a técnica *sandwich* usando resina composta como material restaurador e cimento de ionômero de vidro como forro na restauração de uma cavidade classe II. Esta técnica combina as propriedades adesivas dos ionômeros de vidro com a melhor durabilidade dos compósitos (Adaptado de McCabe e Walls, 2008).

Enquanto material restaurador os ionômeros de vidro têm sido tradicionalmente usados em situações onde as forças exercidas são mínimas ou inexistentes. O seu uso em dentes posteriores tem sido limitado pelas suas propriedades físicas. Uma das suas principais indicações envolve a restauração de lesões cervicais não cariosas onde a

necessidade de preparação da cavidade e a retenção mecânica é reduzida. Estes materiais têm também particularmente bom potencial na restauração de cáries radiculares (Sidhu, 2011).

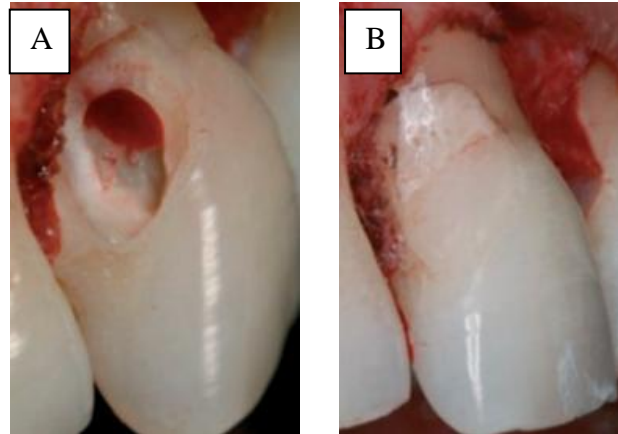


Figura 4 – Restauração de lesões cervicais com ionómero de vidro. Lesão cervical (A); Restaurações utilizando ionómero de vidro (B) (Sidhu, 2011).

Os selantes de fissuras de ionómero de vidro têm demonstrado ter menor retenção mecânica que os selantes de resina composta. No entanto, os CIV demonstram ser mais efetivos na prevenção de cáries em fossas e fissuras que os selantes de resina composta (Khoroushi e Keshani, 2013).



Figura 5 – Selante de fissuras de CIV nos dentes 36 e 37 ao longo do tempo. Selante no dente 36 no início (A); Selante no dente 36 após 2 anos (B); Selante no dente 36 após 6 anos e no dente 37 após 2 anos (C); Não é visível selante no dente 36 após 12 anos e selante presente no dente 37 após 8 anos (D) (Frencken e Wolke, 2010).

Segundo Khoroushi e Keshani (2013) os ionómeros de vidro são também o material de eleição para a técnica de tratamento restaurador atraumático, pelo efeito remineralizante demonstrado e seguindo o conceito de mínima intervenção e remoção da lesão cariosa sem intervenção de instrumentos rotatórios (Da Silva e Zuanon, 2006).

2- RESINA COMPOSTA

A composição das resinas compostas para restaurações dentárias evoluiu significativamente desde que os materiais foram introduzidos pela primeira vez há mais de 50 anos atrás (Ferracane, 2010). As resinas compostas são constituídas por diferentes materiais, basicamente: monómeros fotolimerizáveis convertidos de líquido viscoso a um polímero altamente reticulado; partículas inorgânicas vítreas ou cerâmicas (Cramer *et al.* 2011). A porção resinosa constituída por monómeros, também chamada de matriz orgânica, permite que o material seja moldado e compactado em áreas preparadas para restauração à temperatura ambiente. Após compactação, o material poderá ser polimerizado. A carga inorgânica estabelecida pelo teor de partículas inorgânicas contribui com aumento de resistência mecânica, incluindo

resistência ao desgaste, e diminuição do coeficiente de expansão térmico linear. Ainda, o aumento de volume em carga inorgânica de uma resina composta reduz acentuadamente a contração de polimerização (McCabe e Walls, 2008). Para que haja união entre matriz polimérica e partículas inorgânicas, é necessária a presença de um agente silano (Cramer *et al.* 2011).

Até recentemente, as modificações mais importantes envolviam o desenvolvimento de partículas inorgânicas, que foram reduzidas em tamanho para produzir materiais com maior resistência ao desgaste e melhor acabamento de superfície. Atualmente, os estudos têm-se focado no desenvolvimento de novos monômeros para reduzir a contração de polimerização, ajustar coeficiente de expansão térmico linear e aumentar a resistência mecânica em paralelo ao desenvolvimento de partículas inorgânicas por nanotecnologia. (Ferracane, 2010).

2.1- CLASSIFICAÇÃO E EVOLUÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS

Segundo McCabe e Walls (2008), as normas ISO 4049 apresenta a classificação para os compósitos restauradores à base de resina como sendo de dois tipos dependendo da aplicação a que se destinam. Os compósitos Tipo 1 são indicados para restauração de cavidades envolvendo superfícies oclusais. Os compósitos do Tipo 2 incluem todos os outros materiais de restauração e obturação à base de polímeros.

As resinas compostas para restaurações dentárias são divididas em 3 classes (McCabe e Walls, 2008):

- 1) Classe 1 compreende os materiais autopolimerizáveis, ou seja, a polimerização ocorre durante a mistura entre uma pasta contendo um iniciador e outra pasta contendo um ativador;
- 2) Classe 2 compreende os materiais cuja polimerização é efetuada pela aplicação de energia a partir de uma fonte externa. Estes materiais estão subdivididos em:
 - a. Classe 2 grupo 1 – materiais cuja utilização requer a aplicação de energia intra-oralmente (luz azul por exemplo);

- b. Classe 2 grupo 2 – materiais cujo método de uso requer a aplicação de energia extra-oralmente (usados para a confecção de *inlays* e *onlays* em resina composta);
- 3) Classe 3 compreende os materiais de polimerização *dual*, que possuem mecanismo químico e físico de polimerização.

Recentemente, outra forma de classificar as resinas compostas usada também pelos fabricantes é baseada na medida de consistência do material. Os compósitos universais aplicados por seringa ou com instrumento podem ter uma variedade de medida de consistência ou viscosidade dependendo da sua formulação. Os compósitos fluidos (*flow*) são indicados para serem dispensados por seringas de calibre muito fino em espaços estreitos para melhorar a adaptação. Os compósitos compactáveis foram concebidos para proporcionar uma resistência ao escoamento significativa sob condensação com instrumento apropriado para melhorar a formação de contactos interproximais (Ferracane, 2010). Os compósitos fluidos possuem esta consistência devido à redução do conteúdo de carga inorgânica na sua formulação ou pela adição de monómeros com baixa viscosidade, que aumentam a fluidez evitando uma grande redução no conteúdo de carga inorgânica que poderia reduzir significativamente as propriedades mecânicas do material (Bayne *et al. cit. in* Ferracane 2010). Os compósitos compactáveis alcançam a sua consistência mais espessa pela distribuição de tamanho de partículas ou adição de outros tipos de partículas, tais como fibras, mas, geralmente, não pelo aumento do nível global de carga inorgânica (Choi *et al. cit. in* Ferracane 2010).

Dentro de cada tipo de consistência, as resinas compostas são ainda distinguidas pelas características das suas partículas de carga e em particular pelo seu tamanho, tendo evoluído desde os convencionais macroparticulados, com um tamanho médio de partículas com cerca de 50 μm , até aos mais recentes nanohíbridos e nanoparticulados (Ferracane, 2010).

Os materiais macroparticulados desempenhavam alta resistência mecânica, no entanto, apresentavam difícil acabamento e polimento. Para ultrapassar as limitações estéticas destes materiais, surgiram os compósitos microparticulados que apesar desta designação eram na verdade compósitos com tamanho médio de partículas de

aproximadamente 40 nm (partículas nanométricas), sendo assim designados devido à falta de reconhecimento do conceito “nano” quando surgiram. Estes compósitos tinham melhor polimento mas apresentavam baixa resistência mecânica devido ao seu baixo conteúdo em carga inorgânica. A partir deste momento, o objetivo da indústria foi de produzir um compósito com resistência mecânica proporcionando bom acabamento e polimento, ou seja baixa rugosidade (Figura 6). Esta baixa rugosidade na superfície, promovida pelo acabamento e polimento, resulta em maior brilho na superfície e, conseqüentemente, estética. Para isso reduziu-se o tamanho das partículas dos compósitos convencionais para produzir os compósitos híbridos com tamanho médio das partículas acima de 1 µm mas contendo também uma porção de nanopartículas de sílica coloidal de 40 nm (Ferracane, 2010). O termo híbrido é empregado por muitos autores para compósitos com diferentes tamanhos de partículas. Entretanto, o conceito de híbrido pode envolver ainda materiais com partículas de diferentes composições químicas (ex. sílica coloidal, zircônia, vidro de bário).

A evolução nas técnicas de moagem resultou em compósitos com partículas de tamanhos médios de 0,4–10 µm conhecidos como microhíbridos (Bayne *et al. cit. in* Ferracane 2010). Estes últimos são considerados compósitos universais pois podem ser usados tanto em restaurações posteriores como anteriores devido à sua combinação de resistência mecânica e boa capacidade acabamento e polimento. A inovação mais recente foi o desenvolvimento das resinas compostas nanoparticuladas contendo apenas nanopartículas (Ferracane, 2010). A maioria dos compósitos nanoparticulados e universais exibem a mesma ordem de percentagens de carga orgânica (Beun *et al.*, 2007). Muitos fabricantes modificaram as formulações dos compósitos microhíbridos para incluírem mais nanopartículas e nomearam este grupo de compósitos de nanohíbridos. Em geral estes são difíceis de distinguir dos microhíbridos devido a falta de padronização de tamanho de partículas considerando as escalas micrométricas e nanométricas (Ferracane, 2010). Os fabricantes afirmam que a inclusão de nanopartículas nas resinas compostas permite produzir materiais com uma elevada carga inorgânica, e por isso melhores propriedades físicas e mecânicas, sem aumentar a viscosidade do material (Beun *et al.*, 2007).

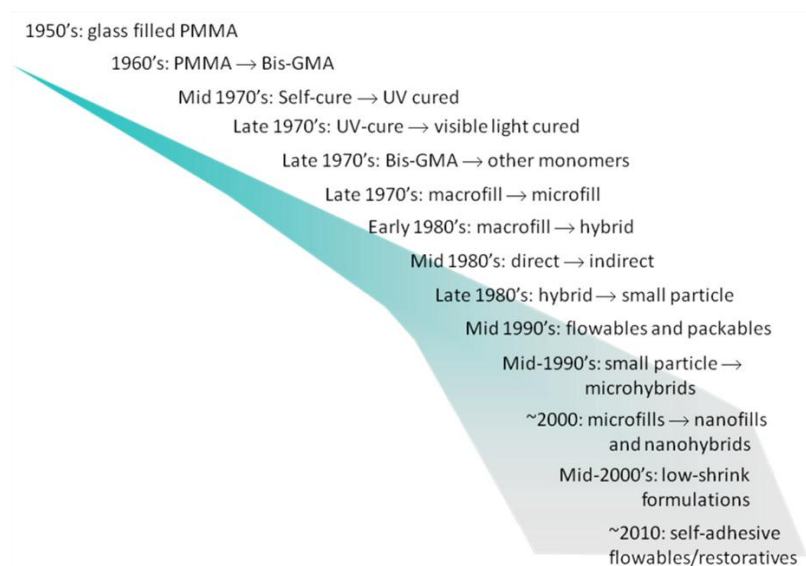


Figura 6 – Evolução das resinas compostas (Adaptado de Ferracane, 2010).

2.2- COMPOSIÇÃO QUÍMICA E FUNÇÃO DOS COMPONENTES

Como já referido anteriormente as resinas compostas são constituídas por uma mistura complexa de uma fase orgânica, carga inorgânica e agente de união (Cramer *et al.* 2011). Para além destes componentes, contém ainda um sistema ativador–iniciador necessário para converter a fase plástica e modelável (viscosa) da resina em uma restauração compósita sólida. Outros componentes são acrescentados para melhorar a cor e translucidez ou opacidade do material e mimetizar tecidos dentários. Substâncias inibidoras de polimerização aumentam a vida útil do material, além de aumentar o tempo de trabalho nas resinas quimicamente ativadas (Anusavice, 2005).

A maioria das resinas compostas usam uma mistura de monómeros dimetacrilatos aromáticos e/ou alifáticos, como o Dimetacrilato Glicerolato de Bisfenol–A (Bis–GMA), que é um dos componentes mais amplamente utilizados (Anusavice, 2005). Este monómero de alto peso molecular (512 g/mol) tem algumas vantagens importantes incluindo reduzida contração de polimerização e a capacidade de formar ligações cruzadas durante a polimerização (Lungu *et al.*, 2008).

Contudo devido ao seu alto peso molecular, o Bis-GMA apresenta alta viscosidade (1200 Pa.s) e atinge rapidamente o ponto de gel de fotopolimerização, resultando num grau de conversão relativamente baixo (Tarle *et al.*, 2012). O grau de conversão é determinado pela percentagem de duplas ligações de carbono (C=C) que foram transformadas em simples ligações após o processo químico ocorrido (Shin e Rawls, 2009). A elevada viscosidade do Bis-GMA dificulta também a sua manipulação e a incorporação de partículas de carga (Lungu *et al.*, 2008). Para ultrapassar estes problemas torna-se necessária a utilização de monómeros com menor peso molecular e altamente fluidos para diluir o Bis-GMA e resinas similares e conseguir incorporar alta quantidade de carga no material para além de melhorar as suas características de manipulação (Anusavice, 2005). Estes monómeros diluentes são geralmente dimetacrilatos como o trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) (Anusavice, 2005). Compósitos com alto conteúdo em TEGDMA normalmente exibem elevado grau de conversão e permitem concentrações elevadas de carga inorgânica, mas exibem elevada contração de polimerização (Tarle *et al.*, 2012), maior sorção de água, o que diminui a resistência mecânica em geral e prejudica a estabilidade da cor (Gajewski *et al.*, 2012).

Outros monómeros de alto peso molecular têm sido desenvolvidos e introduzidos nos materiais comerciais para ultrapassar as limitações dos sistemas baseados em Bis-GMA. Tornam-se mais comuns formulações baseadas em uretano dimetacrilato (UDMA) devido à sua baixa viscosidade (23 Pa.s), alto peso molecular (470 g/mol), maior flexibilidade e grau de conversão em relação ao Bis-GMA. Os copolímeros UDMA apresentam em geral maior resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza (Gajewski *et al.*, 2012).

Outra alternativa é a versão etoxilada do Bis-GMA conhecida como Bis-EMA (Dimetacrilato de Bisfenol-A etoxilado) com elevado peso molecular (540 g/mol), uma estrutura relativamente flexível e menor viscosidade (0,9 Pa.s) que os sistemas baseados em Bis-GMA. Os polímeros baseados em Bis-EMA normalmente exibem maior grau de conversão e menor contração de polimerização que as típicas resinas Bis-GMA/TEGDMA (Tarle *et al.*, 2012).

Novos monómeros com reduzida contração de polimerização e tensão residual têm vindo a ser desenvolvidos. O sistema à base de silorano fornece menor contração de polimerização (< 1%) que as típicas resinas à base de dimetacrilato (2-4%),

provavelmente devido à reação de polimerização de epóxido que envolve a abertura de um anel de oxirano (Yamasaki *et al.*, 2013). Este material tem demonstrado boas propriedades mecânicas, contudo têm mostrado falhas na integridade marginal das restaurações provavelmente por não reduzir a tensão residual (Ferracane, 2010).

As propriedades das resinas compostas são consideravelmente influenciadas pelo tipo, concentração, tamanho e distribuição do tamanho das partículas de carga inorgânica (McCabe e Walls, 2008). As partículas mais utilizadas nos compósitos modernos são o quartzo, sílica coloidal e vidro de sílica contendo bário, estrôncio e zircônia (Tarle *et al.*, 2012). O aumento do conteúdo inorgânico dos compósitos resulta em diversas vantagens como: aumento da dureza e da resistência à compressão; diminuição do desgaste; redução da contração de polimerização; redução da expansão e contração térmica; melhor manipulação do material pelo aumento da viscosidade; redução da sorção de água e descoloração; e no aumento da radiopacidade por meio da incorporação de estrôncio, vidro de bário e outros metais que absorvem raios X (Anusavice, 2005).

A incorporação de partículas de carga em uma matriz resinosa melhora imensamente as propriedades do material, desde que as partículas de carga estejam bem unidas à matriz. Isso permite que a matriz polimérica mais flexível transfira as tensões para as partículas de carga de maior módulo de elasticidade (mais rígidas). Caso contrário as partículas de carga não promoverão reforço e podem até mesmo enfraquecer o material. O uso de um agente de união eficaz é extremamente importante para união entre matriz orgânica e partículas inorgânicas das resinas compostas. (Anusavice, 2005). O agente de união mais utilizado nas formulações de resinas compostas é o 3- metacriloxipropil-trimetoxi-silano (Tarle *et al.*, 2012). Esta é uma molécula que apresenta uma extremidade com as características de um monômero metacrilato enquanto a outra extremidade tem um grupo silano capaz de interagir e de se ligar a superfícies vitrocerâmicas (McCabe e Walls, 2008).

Atualmente, a maior parte das resinas compostas utilizadas em restaurações diretas são fotoativadas. O foto-iniciador mais comum é a canforoquinona, acelerado por uma amina terciária (Tarle *et al.*, 2012). Alguns iniciadores de amina são propícios para interação com a canforoquinona, como o dimetilamino-etil metacrilato (DMAEMA), que também está presente no material em pequenas quantidades, aproximadamente

0,15% em peso (Anusavice, 2005). Para ativação química, o método mais popular é o sistema de duas pastas. Cada pasta contém uma mistura de resina e carga, com uma pasta a conter cerca de 1% de um iniciador de peróxido (por exemplo peróxido de benzoíla) enquanto a outra contém cerca de 0,5% de um ativador de amina terciária (McCabe e Walls, 2008).

Para minimizar ou prevenir a polimerização espontânea dos monómeros, são adicionados inibidores ao sistema de resina. Um inibidor típico é o hidroxitolueno butilado (HTB), que é utilizado na concentração de 0,01% em peso. Os inibidores apresentam duas funções: aumentam o tempo de vida útil durante o armazenamento das resinas e asseguram tempo de trabalho suficiente (Anusavice, 2005).

Para reproduzirem uma aparência natural, as restaurações de resina composta precisam apresentar visivelmente a mesma coloração e translucidez que a estrutura dentária simulada. Para aumentar a opacidade, os fabricantes adicionam dióxido de titânio e óxido de alumínio em mínimas quantidades (0,001 a 0,007% em peso) na resina composta (Anusavice, 2005).

2.3- POLIMERIZAÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS

A polimerização das resinas compostas quimicamente ativadas é iniciada pela mistura de duas pastas, momentos antes do uso. Durante a manipulação a incorporação de ar na mistura é inevitável, formando-se poros que apreendem oxigênio e inibem a polimerização durante o processo. Outro problema com a ativação química é que o operador não tem controle sobre o tempo de trabalho depois que os dois componentes são misturados (Anusavice, 2005).

Para ultrapassar os problemas da ativação química os fabricantes desenvolveram resinas que não precisam ser misturadas, através do recurso a um sistema iniciador fotossensível e uma fonte de luz ativadora (Anusavice, 2005).

As vantagens de se utilizarem resinas compostas fotoativadas incluem: menor porosidade, uma vez que não é necessária a mistura de pastas, o que favorece a resistência mecânica do material; maior estabilidade de cor pois pode ser utilizada uma amina alifática em vez das aromáticas necessárias na polimerização química; maior

controle do tempo de trabalho. No entanto a profundidade de polimerização das resinas é limitada e para assegurar propriedades ótimas em toda a profundidade da restauração é recomendado a aplicação do material com técnicas incrementais. Esta técnica tem a vantagem adicional de reduzir a deflexão cuspídea causada pelo stress residual (Leprince *et al.*, 2013). É importante ter em conta que todos os modificadores óticos afetam a capacidade de transmissão de luz de uma resina composta (Anusavice, 2005), sendo que a profundidade de polimerização depende do material e das condições de irradiação (Leprince *et al.*, 2013).

O processo de fotopolimerização das resinas de dimetacrilato é uma reação desencadeada por radicais livres que são gerados por meio da irradiação de um iniciador sensível à luz e abrem a ligação dupla de carbono dos grupos de metacrilato (C=C), gerando uma reação em cadeia (Leprince *et al.*, 2013). Para iniciar a fotopolimerização da resina composta é necessário que haja uma fonte de energia capaz de ativar o iniciador fotossensível. O iniciador mais comumente utilizado nas resinas compostas é a canforoquinona, que absorve energia num espectro de luz visível azul, entre 400 a 550nm, com o pico do comprimento de onda ideal em 470nm, e que necessita de pequenas quantidades (até 0,2% em peso) (Watts, 2005). A associação do foto-iniciador com um doador de prótons/eletrões, normalmente uma amina terciária, aumenta a sua reatividade (Schneider *et al.*, 2008).

As principais etapas envolvidas na reação em cadeia após a fotoativação dos radicais livres são: iniciação; propagação; conclusão; e inibição (Watts, 2005). Durante a iniciação os radicais livres são gerados a partir da ativação da molécula fotossensível. Os radicais livres recém formados reagem rapidamente com um monómero próximo abrindo a sua ligação dupla C=C. Segue-se então a reação em cadeia, propagação, através do qual o polímero cresce pela repetição desta abertura das ligações C=C pelos radicais livres e adição de um grande número de unidades de monómero, um após o outro. O polímero pode crescer tanto linearmente pela reação com os monómeros, deixando ligações duplas que não reagiram, ou crescer tridimensionalmente pela reação com outras cadeias polimérica criando ligações cruzadas. A adição de unidades suplementares continua até que os radicais livres reajam uns com os outros para formar uma ligação covalente estável através da conclusão da reação (Leprince *et al.*, 2013).

A conversão do monômero em polímero depende de vários fatores, como a composição da resina, a transmissão de luz através do material e a concentração do fotoiniciador, iniciador e inibidor (Anusavice, 2005). O grau de conversão do monômero correlaciona-se significativamente com importantes características do material como as propriedades mecânicas, resistência ao desgaste e contração volumétrica (LePrince *et al.*, 2013). Elevados graus de conversão estão geralmente associados com propriedades mecânicas melhoradas (Watts, 2005). No entanto tem sido demonstrado que o grau de conversão é proporcional à contração volumétrica (Braga *et al.*, 2005). Para além disso a contração de polimerização é determinada pelo volume da carga inorgânica e composição da matriz (Feitosa *et al.*, 2012). A contração volumétrica ocorre quando os monômeros em proximidade reagem para estabelecer uma ligação covalente e a distância entre os dois grupos de átomos é reduzida resultando na redução no volume livre (Figura 7), o que pode dar origem a microinfiltrações entre material restaurador e estruturas dentárias e consequentemente cárie secundária (Feitosa *et al.*, 2012).

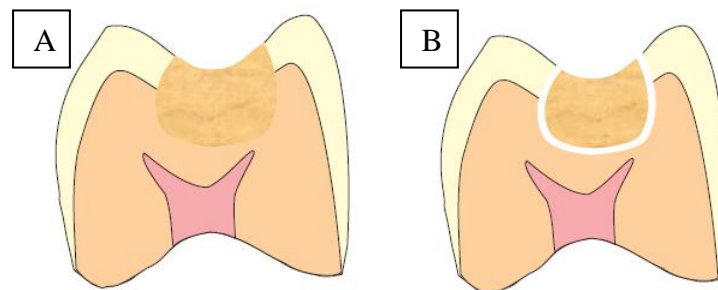


Figura 7 – Contração da resina composta durante a polimerização pode potencialmente causar a formação de uma fenda marginal, com comprometimento da viabilidade da restauração. Material restaurador na cavidade antes da polimerização (A); Ilustração da formação da fenda marginal após polimerização (B) (McCabe e Walls, 2008).

Para superar o problema da concentração de tensões e falhas marginais observadas nas resinas compostas fotoativadas, duas abordagens genéricas têm sido utilizadas: redução na contração volumétrica, ao alterar a química e/ou a composição do sistema

de resina; e técnicas clínicas desenvolvidas para contornar os efeitos da contração de polimerização. A primeira é a solução mais desejada, e pesquisas intensas com grandes esforços estão sendo atualmente realizados para desenvolver resinas com baixa contração e pequena expansão térmica. Para além disso técnicas associadas à inserção incremental do material e ao controlo da velocidade de polimerização também se têm revelado eficazes (Anusavice, 2005). Em sentido oposto a fotopolimerização executada em elevados níveis de irradiação num período de tempo relativamente curto (20–40 s) tem sido recomendada para otimizar o grau de conversão e alcançar propriedades mecânicas aceitáveis (Feitosa *et al.*, 2012).

2.4- PROPRIEDADES DA RESINA COMPOSTA

As resinas compostas atuais têm propriedades mecânicas adequadas para o uso em todas as áreas da cavidade oral, mas a preocupação ainda existe quando os materiais são colocados em situações de elevado esforço mecânico, especialmente em pacientes com bruxismo ou hábitos parafuncionais. A preocupação aqui é de fratura da restauração, bem como o desgaste. O desgaste é considerado ser um problema menor para os atuais compósitos em grande parte devido ao refinamento do tamanho das partículas inorgânicas de reforço que reduziu significativamente a magnitude de desgaste abrasivo. No entanto, quando colocados em áreas extensas, como em vários dentes em um quadrante ou substituição de cúspides dentárias, o desgaste destes materiais ainda merece atenção (Ferracane, 2010).

As propriedades mecânicas dos compósitos dependem do conteúdo em carga inorgânica, do tipo de carga, da eficiência da união resina–carga e do grau de porosidade do material polimerizado (McCabe e Walls, 2008). Os compósitos fotopolimerizáveis, apresentados como uma pasta única, são menos porosos que os quimicamente ativados que requerem a mistura de duas pastas. Um compósito convencional corretamente fotopolimerizado têm valores de resistência à compressão de cerca 260 MPa, enquanto um material equivalente quimicamente ativado, contendo 3% de porosidade, é provável ter uma resistência à compressão de 210 MPa (McCabe e Walls, 2008). Para além disso a porosidade tem um efeito significativo no limite de

fadiga, tendo os materiais não porosos um limite de fadiga maior e um desempenho mais longo do que os porosos (McCabe e Walls, 2008).

Em geral os compósitos têm resistência à flexão, tenacidade à fratura e resistência à tração próximas à amálgama de prata, sendo superiores às dos ionómeros de vidro (Ferracane, 2010). Entretanto, as resinas compostas possuem menor módulo de elasticidade (6–14 GPa), com os compósitos microparticulados a apresentarem menores valores, em comparação com a amálgama (30 GPa) (McCabe e Walls, 2008). Este módulo mais baixo poderá permitir o aumento da deformação e alteração dimensional em superfícies oclusais sob alto esforço mecânico que levam a um aumento do desgaste devido ao aumento da superfície de contacto (Ferracane, 2010).

A dureza da superfície é maioritariamente controlada pelo conteúdo de carga e tamanho de partículas. A matriz orgânica e a carga inorgânica têm valores de dureza característicos que são independentes do conteúdo de carga, contudo o valor de dureza da massa de compósito aumenta com o aumento do conteúdo de carga (McCabe e Walls, 2008). As resinas compostas devem ser tratadas como potencialmente perigosas e manipuladas com cuidado, apesar de serem consideradas aceitáveis em termos de biocompatibilidade. Os compósitos são potencialmente mais nocivos antes de serem polimerizados quando moléculas menores não estão fortemente ligadas dentro da massa de material. Durante a polimerização, a estrutura reticulada estabelece a ligação dos componentes potencialmente prejudiciais (McCabe e Walls, 2008).

As resinas compostas para restauração não possuem a capacidade de adesão química às estruturas dentárias. Antes da aplicação da resina composta é necessário a aplicação de um sistema adesivo sobre esmalte e/ou dentina, que permite uma retenção micromecânica do material. A adesão entre camadas de compósito é alcançada devido à presença de uma camada de resina não polimerizada inibida pelo oxigénio (Özcan *et al.*, 2014).

As propriedades térmicas dos compósitos dependem primariamente do conteúdo de carga inorgânica. Com o aumento do conteúdo de carga o coeficiente de expansão térmica diminui, sendo que os compósitos macroparticulados alcançam valores 6 a 7 vezes maiores que o dente. A difusividade térmica também depende do conteúdo de carga embora os valores para todos os materiais estejam perto de os medidos para

dentina podendo todos eles ser considerados isoladores térmicos adequados (McCabe e Walls, 2008).

2.5- APLICAÇÕES CLÍNICAS

As resinas compostas são atualmente consideradas o material de eleição para restaurações de dentes posteriores e anteriores. Nas restaurações anteriores, a aparência estética incluído a combinação de cor e polimento são os fatores mais importantes a ter em conta na escolha do material. Enquanto nas restaurações posteriores, a resistência ao desgaste e elevada resistência à fratura são fundamentais para o desempenho da restauração (Baldissera *et al.*, 2013).

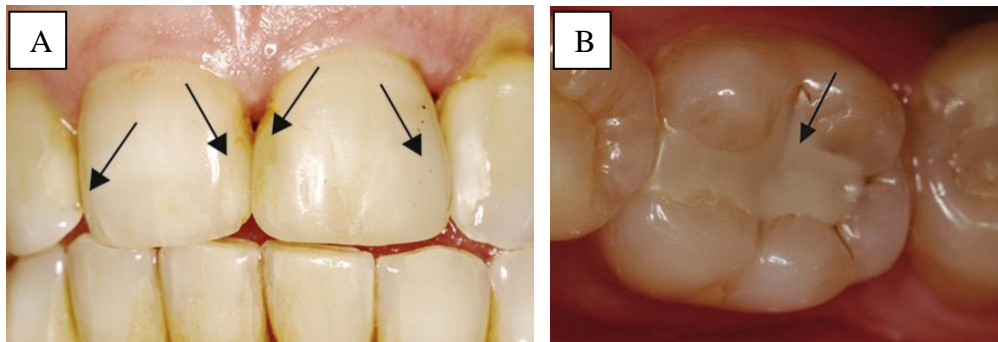


Figura 8 – Restauração anterior avaliada após 20 anos (A); Restauração posterior avaliada após 17 anos (B) (Baldissera *et al.*, 2013).

Para além disso, os compósitos são usados como forros de cavidade, selantes de fissuras, *inlays*, *onlays*, facetas, coroas, restaurações provisórias, cimento de prótese fixa e de *brackets* ortodônticos, cimentos endodônticos e de espigões radiculares. É provável que o uso desses materiais continue a crescer tanto em frequência como em aplicação devido à sua versatilidade (Ferracane, 2010).

III – MATERIAIS E MÉTODOS

1- SÍNTESE DAS AMOSTRAS

Para este estudo foram preparadas amostras cilíndricas (6 x 4 mm) dos seguintes materiais: (CO) ionómero de vidro convencional (Ionofil®Molar, VOCO, Alemanha); (VI) ionómero de vidro modificado por resina (Vitremer™, 3M, ESPE, EUA); (RC) resina composta nanohíbrida (Grandio®SO, VOCO, Alemanha). Dados sobre a composição dos materiais estudados encontrados na literatura e instruções do fabricante são descritos na Tabela 1.

Tabela 1– Composição dos materiais estudados.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO	TAMANHO DAS PARTÍCULAS	REFERÊNCIAS
Resina composta Nanohíbrida (Grandio®SO, VOCO, Alemanha)	Matriz orgânica: Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA Partículas: Sílica coloidal e vidro de bário (89%)	Nanopartículas de sílica coloidal: 20–40nm, micropartículas de vidro de bário 1 µm	Alrahlah <i>et al.</i> , 2014
CIV Convencional (Ionofil®Molar, VOCO, Alemanha)	Pó: vidro de fluoraluminosilicato e pigmentos Líquido: solução aquosa de ácido poliacrílico, ácido tartárico, iniciadores	Partículas do pó: 5 µm	Bala <i>et al.</i> 2012
CIV Modificado por resina (Vitremer™, 3M, ESPE, EUA)	Pó: vidro de fluoraluminosilicato, persulfato de potássio e ácido ascórbico Líquido: solução aquosa de ácido poliacrílico, HEMA, fotoiniciador, dimetacrilato	Partículas do pó: 6,25µm	Pacifici <i>et al.</i> 2013, Mitsuhashi <i>et al.</i> 2003

Os materiais usados foram manipulados e espatulados por um único operador de acordo com as instruções do fabricante. Todos os materiais foram colocados numa matriz de Teflon (Figura 9–A) com capacidade de produzir 6 amostras cilíndricas simultaneamente.

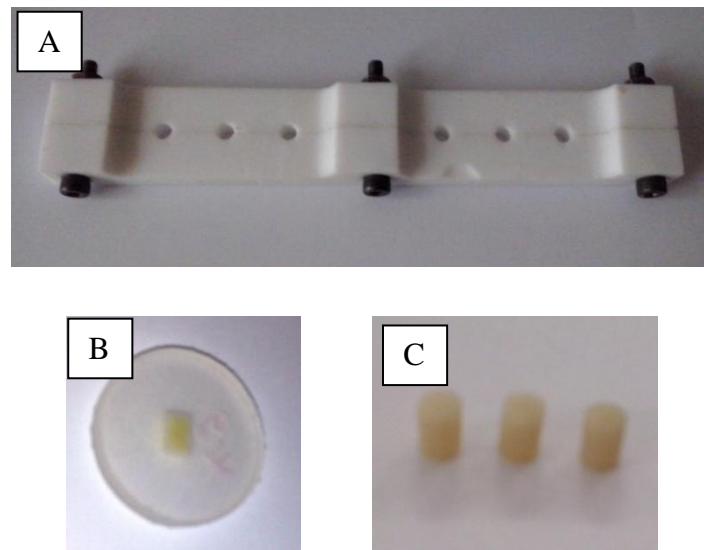


Figura 9 – Matriz de Teflon (A). Amostras cilíndricas após fotoativação (B). Amostras embutidas em resina e seccionadas longitudinalmente para preparação de superfície e caracterização (C).

As amostras de ionómero de vidro modificado por resina (VI) e resina composta (RC) foram cobertas com uma lâmina de vidro durante a polimerização a partir do uso de um fotoativador calibrado com luz de halogénio (Coltolux 75, comprimento de onda 430–505 nm) durante 20 segundos em cada extremidade. Após polimerização inicial, as amostras foram retiradas da matriz e submetidas a fotoativação por mais 40 segundos em todas as superfícies. As amostras de CIV convencional foram polimerizadas quimicamente por reacção ácido–base inerente deste material.

Após polimerização, as amostras dos ionómeros de vidro foram armazenadas em uma câmara humidificadora que mantém a humidade relativa de 100%. Foram produzidas 20 amostras para cada material, sendo que 10 amostras foram embutidas em resina acrílica para serem seccionadas (Figura 9–C) para as seguintes análises:

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionómero de vidro e resina composta

microscopia ótica; microscopia eletrônica de varrimento; testes de desgaste; e rugosimetria.

A secção das amostras foi realizada ao longo eixo dos cilindros por lixamento em politriz (Mecapol P 251, PRESI, França) sob lubrificação com lixas de carvão de silício entre 180 e 4000 Mesh (Figura 10–A). Após lixamento, as amostras foram polidas com uma suspensão de partículas de diamante (1 μm). Após polimento, as amostras foram limpas em banho de ultrassom (Axtor CD-4820, Lovango, Espanha) em água destilada durante 15 minutos (Figura 10–B).

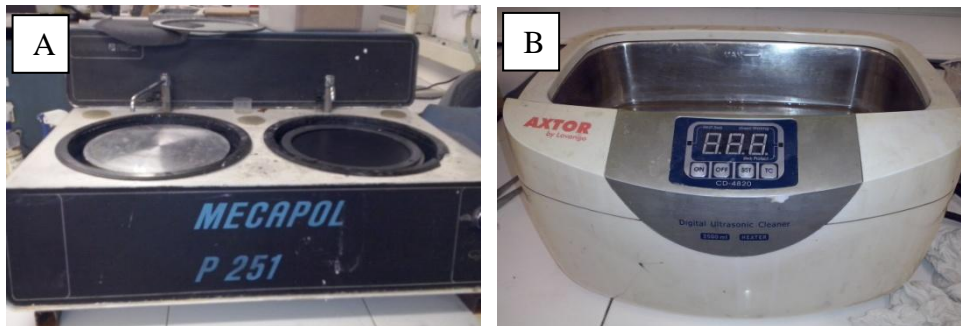


Figura 10 – Politriz onde as amostras foram lixadas e polidas (A). Banho de ultrassom (B).

Um grupo de 10 amostras de cada material foi utilizado para a análise da porosidade por microscopia ótica sendo que 5 destas amostras foram selecionadas para testes de desgaste já que o método de microscopia não é destrutivo. A análise da rugosidade foi realizada nas demais amostras seccionadas e polidas.

As outras 10 amostras foram submetidas aos ensaios mecânicos de compressão axial.

2- ANÁLISE DA POROSIDADE

Um grupo de 10 amostras de cada material foi utilizado para a análise da porosidade por microscopia ótica. A análise da porosidade foi efetuada com recurso

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionômero de vidro e resina composta

de um microscópio ótica (Leica DM 2500M, Leica Microsystems, Alemanha) acoplado a um computador para processamento de imagem (Figura 11), utilizando o programa Leica Application Suite (Leica Microsystems, Alemanha). Foi obtido um número de 6 micrografias, com aumento de 50 x, para cada uma das dez amostras ($n = 60$), o que envolveu a análise de toda a área da amostra.

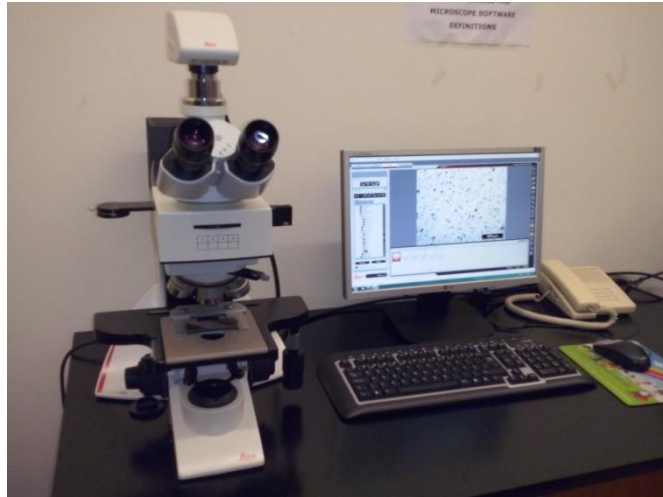


Figura 11 – Microscópio ótico acoplado a um computador para processamento das micrografias.

Para esta análise, foi usado o programa *Adobe Photoshop* (Adobe Systems Software, Irlanda) para produzir imagens em preto e branco. As imagens resultantes mostram a matriz a branco e os poros a preto (Figura 12–A). O programa *Image J* (National Institutes of Health, EUA) foi usado para quantificar o total de porosidade em percentagem de poros (Figura 12–B).

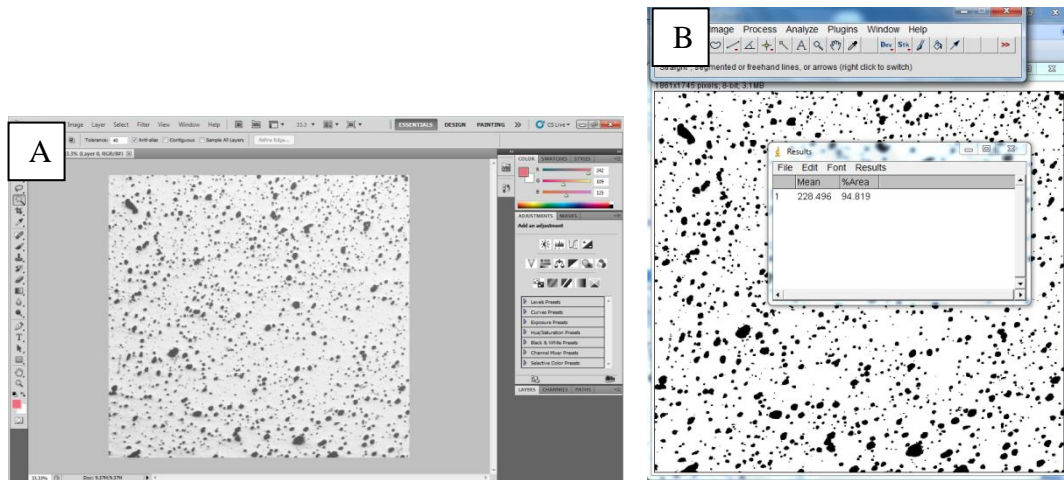


Figura 12 – Seleção de contraste da imagem (poros estão em preto) para análise da porosidade pelo programa *Adobe Photoshop* (A). Medição da porosidade por meio do programa *Image J* (B).

3- ANÁLISE DA RUGOSIDADE

Foram utilizadas 5 amostras de cada material, as quais foram sujeitas a 3 medições em diferentes zonas da superfície da amostra ($n = 15$), utilizando um rugosímetro (Surftest SJ 201, Mitutoyo, Tokyo, Japão) com um comprimento de amostragem (*cut-off*) de 0,8 mm e uma velocidade de medição de 0,1 mm/s. Para uma melhor análise do perfil de rugosidade, foram considerados os parâmetros Ra e Rt de rugosidade. O Ra refere-se a média aritmética dos valores obtidos entre a distância dos picos e vales. Já, o parâmetro Rt refere-se entre a distância entre a altura do maior pico e profundidade do maior vale.

4- ENSAIOS DE COMPRESSÃO AXIAL

Os testes de compressão axial foram executados a uma temperatura ambiente de 23°C recorrendo a uma máquina de testes mecânicos universal (Instron 8874, MA, EUA). As amostras foram previamente imersas em água destilada durante 24 h. A célula de carga usada nos ensaios foi de 25 kN sob carga aplicada a uma velocidade de 1 mm/min. As amostras foram colocadas com as suas extremidades fixas entre bases de suporte da máquina de teste, de modo que o aumento progressivo da carga compressiva

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionômero de vidro e resina composta

fosse aplicada e mensurada ao longo do longo eixo das amostras. Foram testadas 5 amostras de cada material por forma a obter valores médios da força de compressão. Os testes foram monitorizados recorrendo ao programa informático *Trapezium* (Shimadzu Corporation, Japão). Os valores da resistência à compressão foram obtidos a partir da fórmula $F/\pi r^2$, onde F representa a carga máxima de ruptura do material e r o raio da amostra cilíndrica (Xie *et al.*, 2000).

5- ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE VARRIMENTO (FEG–SEM)

Após a preparação, a superfície das amostras seccionadas foi recoberta com carbono (*sputter–coating*) para análise da microestrutura e topografia dos materiais antes e após teste de desgaste utilizando o “*Field emission guns scanning electron microscope*” (FEG–SEM) de marca FEI NOVA 200 FEG–SEM. Foram utilizadas ampliações entre 125 e 2000 x em modo de eletrões secundários (SE) e retro–espalhados (BSE) sob voltagem de 10 kV. A análise química foi realizada em áreas pontuais da matriz orgânica e micro/nanopartículas inorgânicas utilizando a espectroscopia dispersiva de raios–X (EDAX Pegasus X4M).

6- TESTES DE DESGASTE

Os testes de desgaste realizados neste estudo são descritos na literatura como “*reciprocating wear tests*”. As amostras foram fixadas em uma célula eletrolítica contendo uma solução de saliva artificial de *Fusayama* (Tabela 2) a 37 °C, temperatura da cavidade oral (Souza *et al.*, 2010; Souza *et al.*, 2012; Souza *et al.*, 2013).

Tabela 2 – Composição da saliva artificial de Fusayama.

Compostos	g/L
NaCl	0,4
KCl	0,4
CaCl ₂ · 2H ₂ O	0,795
Na ₂ S · 9H ₂ O	0,005
NaH ₂ PO ₄ · 2H ₂ O	0,69
Ureia	1

A célula eletrolítica contendo a amostra foi acoplada em uma máquina de teste para desgaste denominada tribómetro (CETR-UMT-2) (Figura 13) sendo aplicada uma força axial (normal) de 20 N e amplitude de deslocamento (*sliding movement*) de 2,5 mm a uma frequência de 1 Hz. O tempo total de teste foi de 90 minutos. As amostras foram previamente imersas em água destilada durante 24 horas.

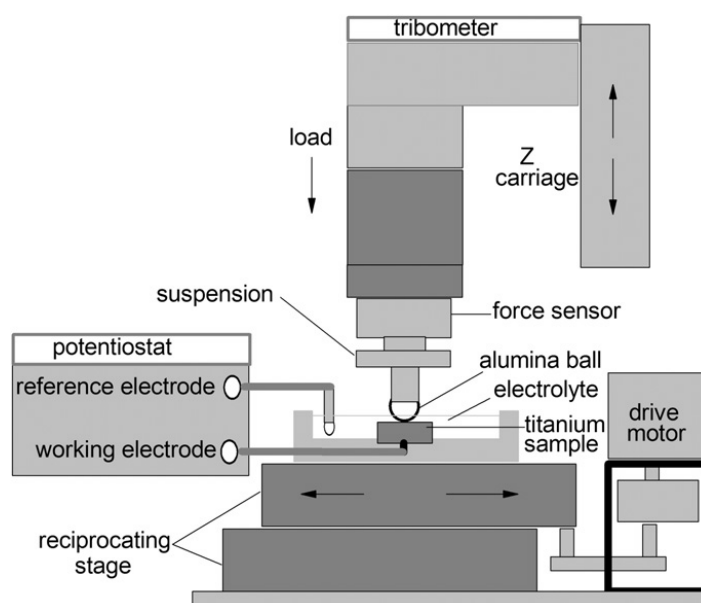


Figura 13 – Representação esquemática do equipamento utilizado para a realização dos “Reciprocating wear tests” (Souza et al., 2012).

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionômero de vidro e resina composta

Durante todo o percurso do teste de desgaste, foram monitorizados a força normal (F_n) e tangencial (força de fricção, F_t) assim como o coeficiente de atrito (COF) utilizando o software UMT2. A área de desgaste foi analisada por microscopia eletrônica de varrimento.

7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados da porosidade e resistência à compressão foram analisados estatisticamente por meio da análise de Variância (ANOVA) *one-way*, usando o programa *Origin* (OriginPro 8.5.1, OriginLab Corporation, MA, EUA). A diferença entre a médias dos resultados obtidos para cada condição foi considerada estatisticamente diferente quando $p < 0,05$. O teste de comparações múltiplas de Tukey foi utilizado para comparar diferenças significativas entre duas médias.

IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados da análise da porosidade por microscopia ótica, rugosidade, resistência à compressão, análise microestrutural e desgaste são apresentados e discutidos nesta secção.

1- ANÁLISE DA POROSIDADE

As micrografias obtidas por microscopia ótica para análise da porosidade são apresentadas na Figura 14. Poros foram detetados em resina composta (RC) e ionómero de vidro (VI e CO) como são indicados por setas nas micrografias apresentadas (Figura 14).

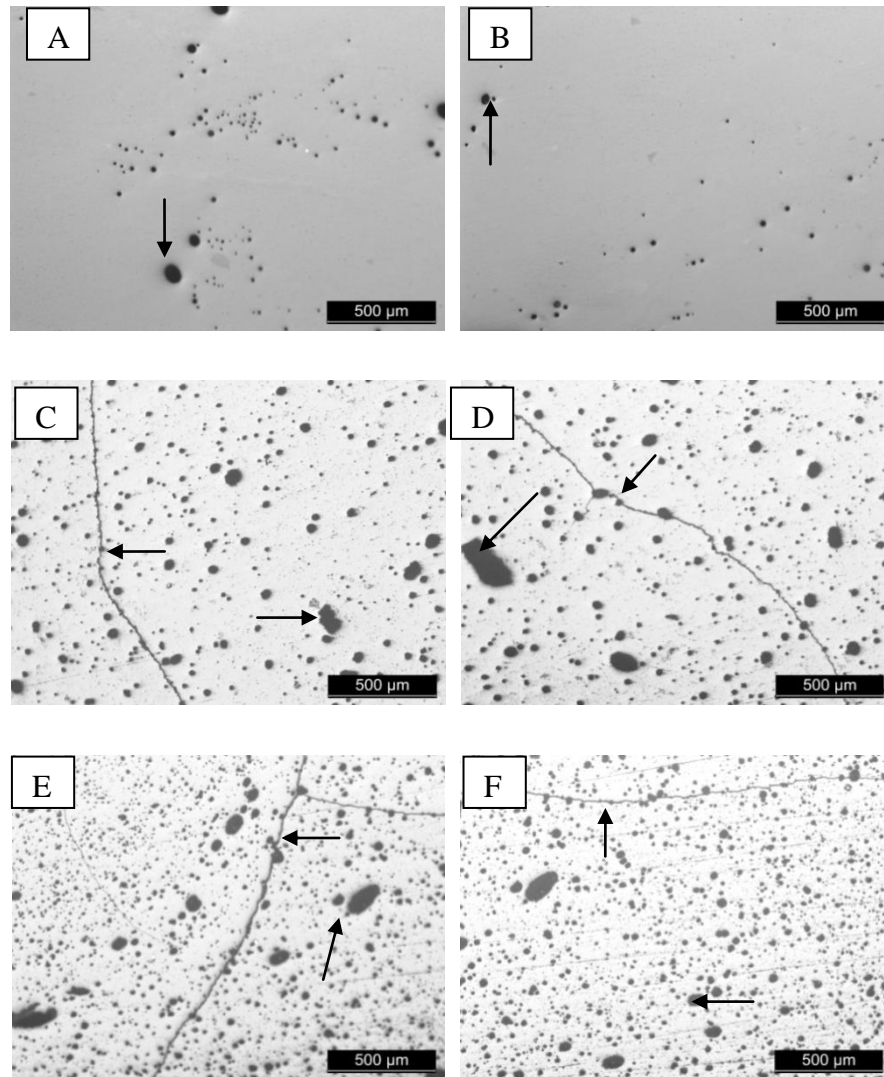


Figura 14 – Micrografias obtidas por microscopia ótica mostrando uma área representativa das amostras de resina composta, RC, (A, B), ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D) e ionómero de vidro convencional, CO, (E, F). Poros são visíveis como pontos circulares escuros na micrografia.

Nas micrografias apresentadas na Figura 14 é visível que a resina composta (RC) é o material que apresenta menor número de poros ao contrário do cimento de ionómero de vidro convencional (CO) que evidencia uma elevada área de porosidade. Além disso, os materiais à base de ionómero de vidro apresentaram fissuras (setas), o que não ocorreu na resina composta.

Os resultados da análise da taxa de porosidade das micrografias são apresentados na Figura 15.

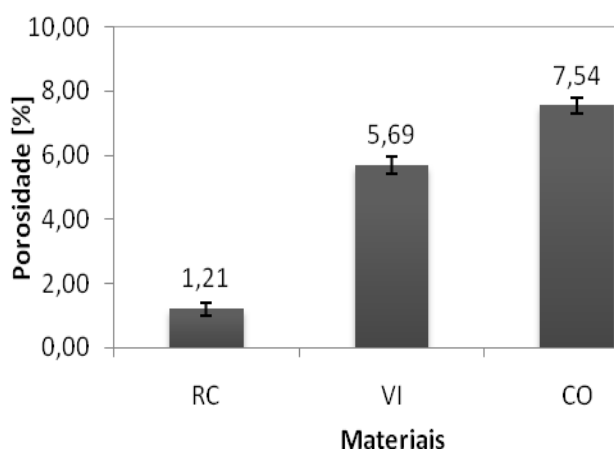


Figura 15 – Percentagem de porosidade obtida pela análise das micrografias obtidas por microscopia ótica da resina composta (RC), ionômero de vidro modificado por resina (VI) e ionômero de vidro convencional (CO).

A análise estatística dos resultados revelou existir uma diferença significativa entre os valores de porosidade entre os grupos de materiais analisados ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3 – Análise de variância (ANOVA) dos resultados da porosidade dos materiais analisados.

	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrados médios	F	P valor
Modelo	2	189,6237	94,81185	6864,43628	0
Erro	24	0,33149	0,01381		
Total	26	189,95519			

Os resultados encontrados neste estudo revelam que a porosidade foi maior no ionómero de vidro convencional ($7,54 \pm 0,27\%$), seguido do ionómero de vidro modificado por resina ($5,69 \pm 0,27\%$). Os menores valores de porosidade foram obtidos para a resina composta ($1,21 \pm 0,20\%$). A análise de Tukey revelou existir uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de porosidade entre todos os grupos de materiais analisados.

Outros estudos revelam menores valores de porosidade nos ionómeros de vidro comparado aos resultados do presente estudo. No entanto, a taxa de porosidade do ionómero de vidro apresenta-se sempre maior do que a da resina composta em todos os estudos (Fano *et al.*, 2001; Coldebella *et al.*, 2011). Fano *et al.* (2001), utilizou amostras de 1,5 mm de espessura produzidas pressionando uma quantidade de material não polimerizado entre dois copos polimerizando-o depois, e reportou taxas de porosidade entre 1,3 e 1,9 % para os CIV modificados por resina e de 2,0% para o CIV convencional. Já, Coldebella *et al.* (2011) utilizou molares de bovinos com cavidades de 4 mm de altura e de diâmetro e injetou o material com uma seringa Centrix (Centrix, Shelton, CT), encontrando taxas de porosidade de 2,4 a 3,9 % para o CIV convencional.

O estudo de Geirsson *et al.* (2004) revela resultados de taxa de porosidade em torno de $8,0 \pm 1,1\%$ para o ionómero convencional. Neste estudo os materiais testados foram colocados em cavidades Classe II padronizadas de molares humanos preparadas. Estas cavidades são geralmente escolhidas para investigar a porosidade em áreas de difícil acesso (ex. caixas proximais) para revelar qualquer efeito na porosidade que possa ser atribuída à dificuldade da colocação do material. Os dentes restaurados com CIV neste estudo prévio foram seccionados e avaliados para níveis de porosidade e distribuição de tamanho dos poros por meio de microscopia eletrônica de varrimento (MEV), não tendo sido registadas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) da porosidade entre as diferentes regiões da restauração.

Menores valores de porosidade entre 0,05 a 1,2% foram encontrados também na literatura para amostras de resina composta com 15 mg e 300 μm de espessura (Fano *et al.*, 1995). Já, no estudo de Elbishari *et al.* (2012), foi encontrado uma taxa de porosidade de $0,27 \pm 0,07\%$, para amostras de resina composta em dimensões de $3 \times 6 \times 25$ mm.

Noutros estudos *in vitro*, foram encontrados maiores taxas de porosidade em restaurações Classe II de molares em resina composta variando de 2,7 a 3,8 % (Mentink *et al.*, 1995; Geirsson *et al.*, 2004).

Segundo Fano *et al.* (1995), os materiais constituídos por uma única pasta e ativados pela luz têm reduzida porosidade. Este pressuposto está de acordo com os resultados obtidos neste estudo, pois a resina composta estudada é a que apresenta o menor valor de porosidade, seguida do ionómero de vidro modificado por resina que foi ativado pela luz ao contrário do CIV convencional que é autopolimerizável.

Os maiores valores de porosidade encontrados nos ionómeros de vidro quando comparado as resinas compostas pode ocorrer devido aos seguintes factores, segundo alguns estudos (Fano *et al.*, 2001; Fleming *et al.*, 2003): 1) incorporação de ar durante a manipulação do pó e líquido dos cimentos (de mistura manual) que diminui o grau de conversão do polímero por inibição da reação de geleificação pelo oxigénio presente nas bolhas; 2) poros maiores são introduzidos secundariamente ao colocar o cimento na cavidade, onde as bolhas de ar se incorporam ou são aprisionadas na massa do cimento.

Segundo Fleming *et al.* (2003) quando o teor de pó está aumentado além de sua proporção ideal para um volume constante de líquido, é de se esperar que a viscosidade resultante interfira na espatulação para misturar adequadamente os componentes e na sua aplicação. Este fenómeno resulta no aumento da porosidade. No entanto quando os valores de pó são inferiores aos indicados pelo fabricante o material não tem a resistência adequada para resistir às forças mastigatórias.

Segundo Nomoto *et al.* (2004), a espatulação mais lenta dos materiais de mistura manual ajuda a evitar inclusões de ar e pode também causar o colapso de algumas bolhas. No estudo de Nomoto *et al.* (2004), os resultados revelam que tanto a mistura manual dos CIV como a mistura mecânica leva à incorporação de ar nos cimentos. No entanto, os resultados não são claros em relação a qual o tipo de mistura apresenta menor porosidade. Neste estudo prévio, o autor conclui que os poros com menor diâmetro existem em todas as amostras e que estes são distribuídos ao longo de toda a massa do material e que as falhas sob baixas tensões estão associadas com a presença de poros de maior diâmetro. A consistência do material é uma característica a ter em conta visto que pode influenciar a quantidade e o tamanho dos poros do material.

Quanto mais compacto é o material mais baixa a sua porosidade (Coldebella *et al.*, 2011; Nomoto *et al.*, 2004).

Em respeito às resinas compostas, os poros podem surgir também devido a processos de fabrico ou técnicas de manipulação. Considerando a fabricação das resinas compostas, tem havido várias tentativas para resolver os problemas associados com as restaurações diretas, incluindo o aumento da percentagem da carga inorgânica na matriz do compósito e a redução do tamanho das partículas de carga (Elbishari *et al.*, 2012). A menor quantidade de poros nas resinas compostas pode ser devido a apresentação do material disponível em seringa contendo o material viscoso, ou seja, não requer espatulação de pó e líquido como nos ionómeros de vidro utilizados (Elbishari *et al.*, 2012).

Elbishari *et al.* (2012) revela num estudo prévio que o tamanho das partículas de carga tem efeito sobre a presença de poros, concluído que quando o tamanho das partículas aumenta também aumenta a percentagem de poros.

Os poros no interior do material podem atuar como pontos de propagação de fissuras e são responsáveis por falhas que reduzem a resistência mecânica máxima das restaurações (Geirsson *et al.*, 2004). No estudo de Geirsson *et al.*, (2004) foram observadas fissuras em todas as amostras de CIV convencional, causadas por desidratação durante a preparação para a análise microscópica, com a direção de propagação das fissuras a unir os poros. Segundo Mount e Hume (*cit. in* Zoergiebel e Ilie 2012), as fissuras ocorrem devido a uma falha mecânica resultante da dessecação do CIV. No caso do CIV modificado por resina, as fissuras também podem ser explicadas pela contracção de polimerização da matriz resinosa durante a polimerização gerando tensões residuais entre matriz orgânica e partículas inorgânicas (Feng *et al.*, 2010). No entanto, este fenómeno não foi observado nas amostras de resina composta analisadas corroborando com os resultados encontrados no presente estudo. A utilização de partículas tratadas por silanização promove a união química entre partícula e matriz e previne a formação de fissuras (Feng *et al.*, 2010).

Quando presentes, os poros podem causar inconvenientes dentro de uma restauração, tais como: infiltração marginal e descoloração, maior desgaste devido à concentração de tensões em torno de espaços vazios, diminuição da resistência à flexão

e da resistência à fadiga, aumento da rugosidade superficial o que causa inflamação gengival devido ao acúmulo de biofilme, e podem também levar uma adesão incompleta entre dente–material restaurador (Miguel *et al.*, 2001; Elbishri *et al.*, 2012; Mentik *et al.*, 1995; Da Mata *et al.*, 2012).

A quantidade de estudos acerca da porosidade dos materiais restauradores é reduzida sendo que muitos dos resultados não são concordantes, uma vez que a taxa de porosidade é variável pois depende da preparação de amostras pelo operador e do método de análise. Por isso é natural que os resultados variem quando se comparam estudos diferentes, no entanto é já claro que os cimentos de ionómero de vidro são mais susceptíveis de conterem poros e fissuras. É necessário realizar mais estudos e unificar os métodos de análise para melhor clarificar o tema.

2- ANÁLISE DA RUGOSIDADE

Neste estudo o perfil de rugosidade dos materiais foi analisado considerando os parâmetros Ra e Rt de rugosidade. O Ra refere-se a média aritmética dos valores obtidos entre a altura dos picos (maior do altura do perfil de rugosidade) e profundidade de vales (maior profundidade) relacionada a linha média do perfil efectivo. Já, o parâmetro Rt refere-se entre a soma entre a altura do maior pico e a profundidade do maior vale apresentados no perfil efectivo de rugosidade. Os resultados obtidos são apresentados nos gráficos da Figura 16.

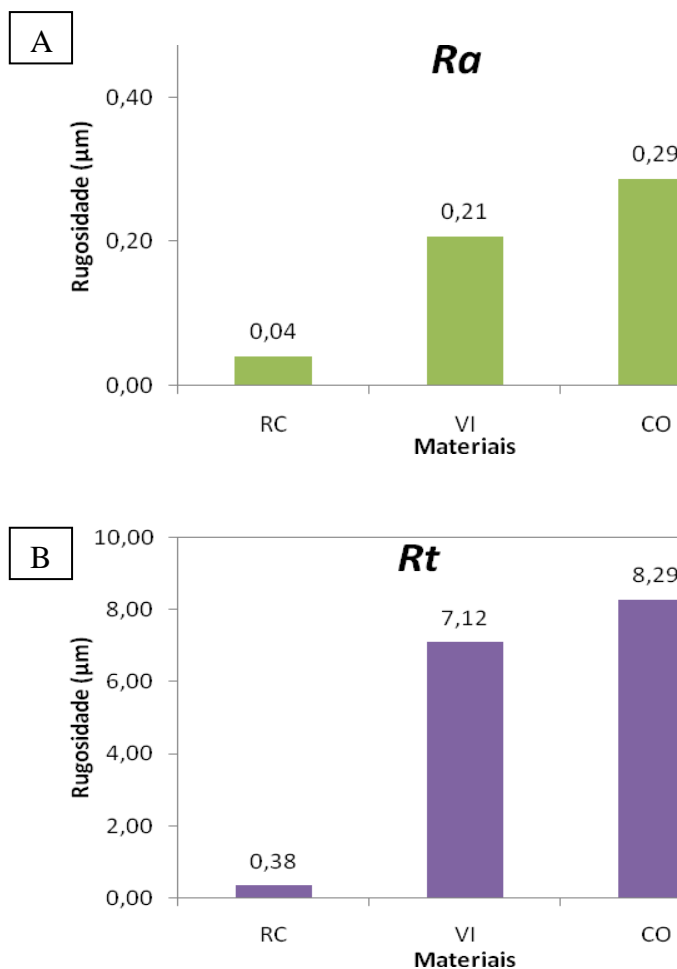


Figura 16 – Resultados obtidos para os parâmetros de rugosidade analisados, Ra (A) e Rt (B), das amostras de resina composta, RC, ionómero de vidro modificado por resina, VI, e ionómero de vidro convencional, CO.

Nos gráficos apresentados, é visível que a resina composta (RC) é o material que apresenta menores valores de rugosidade para ambos os parâmetros analisados em oposição ao cimento de ionómero de vidro convencional (CO) que evidencia os valores mais elevados. Já, o cimento ionómero de vidro modificado por resina (VI) apresenta valores intermédios.

Os valores médios de rugosidade Ra foram maiores para o ionómero de vidro convencional (0,29 μm), seguido do ionómero de vidro modificado por resina (0,21 μm). Os menores valores de rugosidade média foram obtidos para a resina composta (0,04 μm). Em relação ao parâmetro de rugosidade Rt , verifica-se que também o

ionómero de vidro regista o maior valor (8,29 μm), seguido do ionómero de vidro convencional (7,12 μm), e com a resina composta a registar valores muito reduzidos em relação aos outros dois materiais (0,38 μm).

Outros estudos revelam maiores valores de rugosidade para os ionómeros de vidro. Bala *et al.* (2012), utilizando um rugosímetro (Surftest SJ 201, Mitutoyo, Tokio, Japão) com um comprimento de amostragem (*cut-off*) de 0,8 mm e uma velocidade de medição de 0,5 m/s em amostras polidas em politriz (CA111, Bien Air Dental, Bienne, Suíça) com discos abrasivos de óxido alumínio (Sof-Lex, 3M, St Paul, MN, EUA), encontrou valores de rugosidade média (*Ra*) de $0,71 \pm 0,18 \mu\text{m}$ para o ionómero modificado por resina e de $0,88 \pm 0,80 \mu\text{m}$ para o ionómero convencional.

Gladys *et al.* (1997) avaliou a rugosidade de ionómeros de vidro e resinas compostas utilizando um rugosímetro (Form Talysurf 10, Rank Taylor Hobson, Leicester, RU), em amostras lixadas e polidas em politriz (Pedemax-2, Struers, Copenhaga, Dinamarca) com lixas de carboneto de silício (600, 1200, e 4000 Mesh) e com uma suspensão de partículas de diamante para polimento (Liquimant, Vos & Van Eyck Metallurgie, Vianen, Países Baixos). Também neste estudo os menores resultados de rugosidade média (*Ra*) foram encontrados para as resinas compostas com valores de aproximadamente 0,02 μm para as duas marcas comerciais testadas. Os valores de *Ra* das oito marcas de ionómero de vidro modificado por resina testadas neste estudo prévio variaram entre 0,09 e 0,84 μm . O Vitremer™ (3M, ESPE, EUA), material utilizado também no presente estudo, apresentou valores rugosidade *Ra* de aproximadamente 0,25 μm . Para as marcas comerciais de ionómero convencional testadas, os autores obtiveram valores de rugosidade *Ra* de aproximadamente 0,29 e 0,52 μm . Concluiu-se que os valores inferiores de rugosidade média registados em alguns dos ionómeros de vidro modificados por resina testados devem-se provavelmente ao menor tamanho das partículas e menor número de poros na microestrutura. Entretanto, todos os materiais à base de ionómero de vidro demonstraram maiores valores de rugosidade comparados às resinas compostas, sendo que o ionómero modificado por resina que apresenta menores valores de rugosidade (0,09 μm) é o que apresenta partículas de menores dimensões para além de não requerer mistura, diminuindo a inclusão de porosidades na sua matriz.

Da Costa *et al.* (2010) avaliou a rugosidade de resinas compostas utilizando um rugosímetro (TR 200 Surface Roughness Tester, TIME Group, Pittsburgh, PA, EUA) com um comprimento de amostragem (*cut-off*) de 0,25 mm numa distância de 2 mm em amostras polidas com o recurso ao sistema de polimento Enhance/PoGo (Dentsply/Caulk, Milford, DE). Neste estudo os autores obtiveram valores de rugosidade média (*Ra*) entre 0,03–0,05 µm para as resinas compostas comerciais analisadas.

Valores de *Ra* mais elevados foram encontrados no estudo de Dos Santos *et al.* (2011) que avaliou a rugosidade média de resinas compostas utilizando um perfilómetro (Surfcorder SE 1700, KosakaLab, Japão) com um comprimento de amostragem (*cut-off*) de 0,25 mm numa distância de 2,85 mm em amostras polidas com o recurso ao sistema de polimento Sof-Lex (3M Espe, St. Paul, MN, USA). Para a resina composta estudada, o valor de rugosidade média obtido foi de $0,14 \pm 0,02$ µm.

A porosidade dos materiais em conjunto com o tamanho das partículas expostas à abrasão contribui para os elevados valores de rugosidade dos ionómeros. Contudo para os ionómeros, os materiais com as partículas de menores dimensões não têm necessariamente as superfícies mais regulares. Nos ionómeros de vidro modificados por resina o entrelaçado das duas matrizes, isto é, da matriz de hidrogel de poli HEMA e da matriz de gel de sílica pode não ser suficientemente coerente (Gladys *et al.* 1997).

Os CIVMR comercialmente disponíveis contêm uma grande diversidade na distribuição de tamanho de partículas, indicando que os diferentes fabricantes podem preencher a matriz de diferentes formas (Gladys *et al.*, 1997). Considerando os valores de rugosidade informados, pode-se concluir que nos ionómeros de vidro não é possível conseguir um polimento ao nível das resinas compostas. Consequentemente, este fator irá influenciar na estética promovida por estes materiais (Gladys *et al.*, 1997)

Tradicionalmente, acredita-se que a capacidade de polimento dos compósitos varia dependendo do tamanho das suas partículas. Porém, no estudo de Da Costa *et al.* (2010) quatro resinas compostas comerciais analisadas tinham diferentes tamanhos de partículas e os valores de rugosidade obtidos após o polimento das amostras foram semelhantes, reforçando o facto que o tamanho das partículas não é o único fator que influencia a rugosidade dos materiais. Segundo Bala *et al.* (2012), o tamanho das

partículas tem mostrado desempenhar um papel importante na forma como um material é polido, tendo sido registados maiores valores de rugosidade da superfície nos materiais com tamanhos de partículas maiores. Estudos *in vitro* também têm demonstrado que a adição de nano partículas proporciona melhor polimento aos materiais (Bala *et al.*, 2012).

No entanto a rugosidade está também dependente de outras características do sistema de partículas de carga, isto é, a percentagem de área da superfície ocupada pelas partículas de carga, a dureza, o grau de conversão de polímero de matriz de resina, a interação partículas de carga/matriz, a estabilidade do agente de acoplamento de silano, composição química das partículas (Habeeb, 2013), bem como a incorporação de poros durante a manipulação do material (Da Silva e Zuanon, 2006). No presente estudo o material que apresenta maiores taxas de porosidade, ionómero de vidro convencional, é também o material que apresenta maior valor de rugosidade *Ra*. Contudo é preciso não esquecer que os ionómeros de vidro possuem propriedades anticariogénicas devido à libertação de iões de flúor apresentando as suas indicações e aplicações clínicas (Da Silva e Zuanon, 2006).

Segundo Da Silva *et al.* (2013), a relevância clínica da rugosidade pode ser vista em dois aspetos: primeiro, esta propriedade está fortemente relacionada com o acúmulo de biofilmes e resíduos nas superfícies restauradas e para além disso, uma rugosidade aumentada reduz a possibilidade de deslocamento do biofilme oral; segundo, um aumento na rugosidade pode interferir com translucência e brilho das restaurações. Para além disso o aumento da rugosidade da superfície pode significar a deterioração do material restaurador (Da Silva & Zuanon, 2006). Adicionalmente, pode-se incluir mais um fator que está relacionado a concentração de tensões em picos nas superfícies com maior rugosidade. Estes pontos de concentração de tensões podem promover a iniciação de fissuras e conseqüente fratura do material (Da Silva & Zuanon, 2006).

Bollen *et al.* (*cit. in* Dos Santos et al. 2011) relatou que alguns estudos sugerem um limiar de rugosidade média de 0,2 μm a partir do qual acontece a retenção de biofilme. Um aumento na rugosidade de superfície acima de 0,2 μm com um aumento simultâneo no acúmulo de biofilme aumenta o risco de cárie e inflamação periodontal (Dos Santos *et al.*, 2011).

A manutenção de uma superfície com baixa rugosidade é fundamental para melhorar o desempenho clínico dos materiais restauradores estéticos longo prazo (Dos Santos *et al.*, 2011). É portanto extremamente importante realizar um adequado acabamento e polimento das superfícies das restaurações, pois a sua ausência pode resultar em irregularidades (picos e vales) que favorecem o acúmulo de biofilmes orais alterando também as características mecânicas e estéticas dos materiais (Alandia–Roman *et al.*, 2013).

3- RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO AXIAL

Os resultados obtidos nos testes de compressão axial das amostras dos materiais analisados no presente estudo são apresentados nos gráficos da Figura 17.

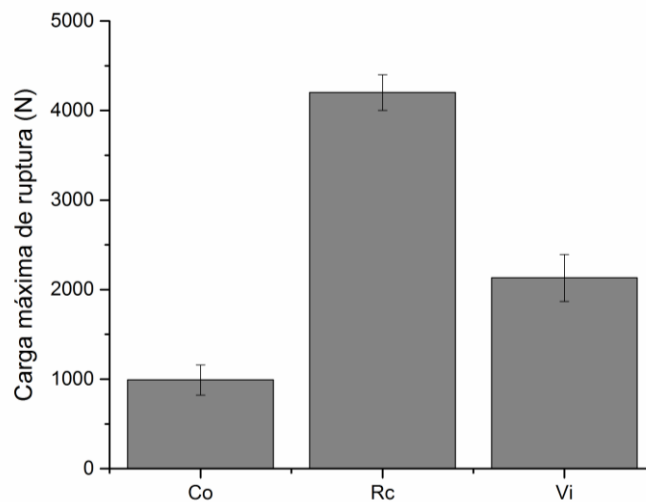


Figura 17 – Resultados obtidos para a carga (força) máxima de ruptura (N) das amostras de resina composta, RC, ionómero de vidro modificado por resina, VI, e ionómero de vidro convencional, CO.

A análise estatística dos resultados revelou existir uma diferença significativa entre os valores de resistência à compressão axial entre os grupos de materiais analisados ($p < 0,05$) (Tabela 4).

Tabela 4 – Análise de variância (ANOVA) dos resultados da resistência à compressão axial dos materiais analisados.

	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrados médios	F	P valor
Modelo	2	170823,1267	85411,56335	335,04504	2,96508E-11
Erro	12	3059,10737	254,92561		
Total	14	173882,23407			

Os valores carga (força) máxima de ruptura registados foram maiores para a resina composta ($4200 \pm 200,1$ N), seguido do ionômero de vidro modificado por resina ($2130 \pm 263,6$ N). Os menores valores médios de carga máxima de ruptura foram obtidos para o ionômero de vidro convencional ($990 \pm 167,2$ N). Os valores médios da resistência à compressão são apresentados na Tabela 5. A análise de Tukey, revelou existir uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de resistência à compressão axial entre todos os grupos de materiais analisados.

Tabela 5 – Valores obtidos nos ensaios de compressão axial para a carga máxima de ruptura (N) para a resina composta (RC), ionômero de vidro convencional (CO) e ionômero de vidro modificado por resina (VI). Valores da resistência à compressão obtidos por cálculo da tensão máxima de ruptura ($F/\pi r^2$).

	RC	CO	VI
Carga máxima de ruptura (N)	$4200 \pm 200,1$	$2130 \pm 263,6$	$990 \pm 167,2$
Resistência à compressão axial (MPa)	$334,23 \pm 15,92$	$78,78 \pm 13,30$	$169,50 \pm 20,98$

Outros estudos revelam valores menores para a resistência à compressão axial das resinas compostas. Davari *et al.* (2012) avaliou a resistência à compressão em amostras com dimensões de 3 mm de diâmetro e 6 mm de altura de resinas compostas híbridas e nanoparticuladas, posicionadas verticalmente na máquina de testes e sujeitas a uma força compressiva com velocidade de 1 mm/min até fraturarem. Neste estudo os autores não encontraram diferenças significativas entre as diferentes resinas analisadas, tendo obtido valores entre $236,28 \pm 58,95$ MPa e $266,87 \pm 51,86$ MPa que são bastante inferiores aos obtidos no presente estudo para o mesmo tipo de material.

No entanto, vários estudos relataram valores de resistência à compressão axial para a resina compostas semelhantes aos obtidos no presente estudo. Zakir *et al.*, (2013), aplicando carga compressiva a uma velocidade de 1 mm/min até à fratura das amostras de dimensões de $25 \times 2 \times 2$ mm, obteve valores de resistência à compressão de $370,5 \pm 3,10$ MPa para as amostras de resina composta microhíbrida analisadas e de $375,2 \pm 3,30$ MPa para a resina nanohíbrida; e Jun *et al.*, (2013) testou resinas compostas nanoparticuladas, semelhantes às analisadas no presente estudo, em amostras com dimensões iguais às do presente estudo (6 mm de altura e 4 mm de diâmetro), com uma velocidade de 0,75 mm/min. Para as duas marcas comerciais analisadas os autores obtiveram valores de $324,0 \pm 30,8$ MPa e de $377,6 \pm 14,0$ MPa, valores aproximados aos obtidos neste estudo.

Xu e Burgess (2003) também testaram com uma velocidade de 1 mm/ min os ionómeros e resinas compostas, em amostras cilíndricas com 4 mm de diâmetro e 9 mm de altura, e registaram valores de resistência à compressão para o ionômero convencional a variarem entre 117 ± 22 MPa e 184 ± 14 MPa, para o ionômero modificado por resina entre 150 ± 12 MPa e 166 ± 11 MPa, e entre 265 ± 22 MPa e 290 ± 45 MPa para as resinas compostas analisadas.

Outros estudos revelam valores para os ionómeros superiores aos obtidos neste estudo. Xie *et al.*, (2000) analisaram a resistência à compressão em amostras de cimentos de ionômero de vidro convencional e ionômero de vidro modificado por resina, com dimensões de 4 mm de diâmetro e 8 mm de altura, a uma velocidade de 1 mm/min. Os autores obtiveram valores muito variáveis para as diferentes marcas comerciais dos dois tipos de materiais tendo registado valores entre $176,0 \pm 6,5$ MPa e $301,3 \pm 10,1$ MPa para os ionómeros de vidro convencionais e entre $243,5 \pm 7,9$ MPa e

306,2 ± 6,8 MPa para os ionómeros modificados por resina. Em ambos os materiais, os valores obtidos neste estudo prévio foram bastante elevados quando comparados aos obtidos neste estudo. Contudo Chammas *et al.* (2009) obteve valores próximos aos obtidos neste estudo para o mesmo tipo de material. Os autores analisaram a resistência à compressão axial de ionómeros modificados por resina em amostras de dimensões de 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro com velocidade de deslocamento de 1 mm/ min, e obtiveram valores médios de 182,64 ± 7,89 MPa.

Nos estudos analisados a resina composta é o material que normalmente apresenta os melhores resultados e o ionómero convencional é por norma o material que regista os menores valores, obtendo em alguns estudos valores superiores aos ionómeros modificados por resina. As propriedades mecânicas dos materiais usados em medicina dentária são influenciadas pela sua microestrutura (porosidade, conteúdo da carga, etc.). A porosidade mostra ter uma influência prejudicial na resistência destes materiais e conseqüentemente no seu desempenho clínico (Fano *et al.*, 2001; Fano *et al.*, 1995; Coldebella *et al.*, 2011), e neste estudo foi evidente que o material mais poroso, CIV convencional foi o material a registar menor resistência à compressão, em sentido oposto à resina composta. Segundo Nomoto *et al.* (2004) a baixa resistência mecânica correlaciona-se com a presença de poros com elevado diâmetro. A cavidade a ser restaurada deve ser preenchida de forma homogênea, o que proporciona a redução do número de poros e mantém a resistência mecânica inerente do material (Da Mata *et al.*, 2012).

O aumento da proporção pó/líquido, bem como da concentração e peso molecular dos poliácidos, conduz ao aumento das propriedades mecânicas dos CIV. Adicionalmente, a redução do tamanho médio das partículas e sua melhor distribuição dentro da matriz permitem também melhorar as suas propriedades, bem como obter uma textura superficial mais densa, com menor número e quantidade de porosidades (Chammas *et al.*, 2009)

A presença de fissuras devidas à manipulação do material também diminuem a sua resistência pois segundo Wein *et al.* (*cit. in* Zakir 2013) os materiais falham na compressão quando muitas pequenas fissuras se juntam e formam uma fissura mais larga que precisa de uma grande força para desintegrar o material, ou quando é aplicada

uma força ligeira num material com uma grande fissura ou várias pequenas fissuras juntas (Zakir *et al.*, 2013).

Uma das razões, inerente ao material, pela qual a resina apresenta maior resistência à compressão axial seguida pelo ionómero modificado por resina deve-se à presença de conteúdo de resina no material, que aumenta do CIV modificado por resina para a resina composta. Isto deve-se ao facto de as matrizes poliméricas reticuladas serem normalmente mais resistentes que a rede de gel formada pela reacção ácido-base formada nos ionómeros (Xu e Burgess, 2003). Outro fator que pode ter influência nas propriedades mecânicas dos materiais é a percentagem e a composição da carga inorgânica. Segundo Xu e Burgess (2003) para o mesmo tipo de material as propriedades mecânicas normalmente melhoram com o aumento do conteúdo de carga inorgânica. Segundo Xie *et al.* (2000) partículas de vidro e de carga inorgânica de menor tamanho conduzem a uma melhoria nas propriedades mecânicas dos materiais.

Os valores obtidos no presente estudo para o CIV convencional são menores aos daqueles obtidos nos estudos prévios analisados e inferiores ao valor mínimo preconizado pela ISO 9917 para os cimentos de ionómero de vidro (130 MPa) (Chammas *et al.*, 2009)

As diferenças nos valores de resistência à compressão axial registados na literatura são evidentes. Esta diferença entre valores pode ser devida à utilização de diferentes métodos de cálculo, com diferentes áreas de secção das amostras (Fleming *et al.*, 2003). Para além disso o facto de os ionómeros utilizados serem de espátulação manual induz variabilidade na confeção das amostras (Bonifácio *et al.*, 2009).

4- ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE VARRIMENTO (FEG-SEM)

A microestrutura dos materiais obtida por “*Field emission guns scanning electron microscopy*” (FEG-SEM) é revelada nas micrografias apresentadas na Figura 18.

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionómero de vidro e resina composta

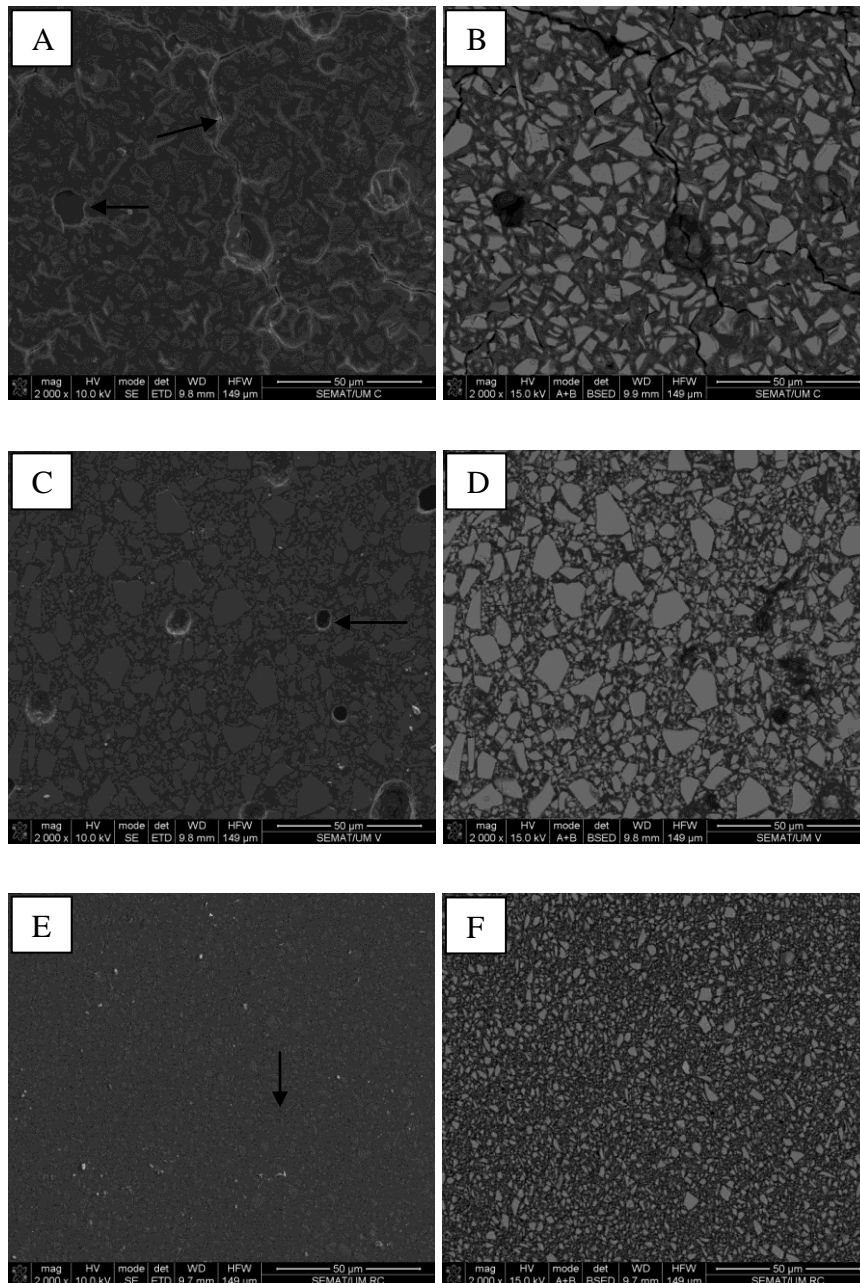


Figura 18 – Micrografias obtidas por FEG–SEM da superfície do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A, B); ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D); resina composta, RC, (E, F), antes do teste de desgaste. Imagens da fila da esquerda obtidas através do modo elétrons secundários (SE). Imagens da fila da direita obtidas pelo modo elétrons retro–espalhados (BSE) (Voltagem de 10 kV e aumento de 2000 x).

No modo de operação em elétrons secundários (SE), detalhes como fissuras e poros (setas) foram observados no CIV convencional (Figura 18–A) e modificado por resina (Figura 18–C). Já, no modo elétrons retro–espalhados (BSE), é possível analisar a distribuição e dimensões das partículas inorgânicas dos CIV (Figura 18–B, D) e resina composta (Figura 18–F). A análise de microscopia eletrônica torna–se um método eficiente e aceitável de examinar características como a topografia da superfície, tamanho e distribuição das partículas de carga, porosidade, e investigar mecanismos de desgaste (Xie *et al.*, 2000).

Observa–se que as partículas de resina composta (Figura 18–F) são as que apresentam menores tamanhos. Segundo o fabricante do compósito analisado as partículas de maior tamanho são as de vidro de bário com 1 μm . Em relação aos ionómeros de vidro observamos que o convencional (Figura 18–B) apresenta partículas com tamanho máximo ligeiramente menor que o ionómero modificado por resina (Figura 18–D). Segundo Mitsuhashi *et al.* (2003) o tamanho das partículas do ionómero modificado por resina analisado apresentou tamanho máximo de 10 μm , sendo em média de 6,25 μm (Pacifici *et al.* 2013). Este material é que apresenta maiores variações no tamanho das partículas. No caso do ionómero convencional analisado o tamanho médio das partículas analisadas por Bala *et al.* (2012) foi de 5 μm .

As micrografias obtidas neste estudo previamente ao teste de desgaste revelaram que todos os materiais analisados apresentaram poros na sua microestrutura (setas), sendo evidentes poros em maior quantidade e em maior diâmetro nos ionómeros de vidro. Nas micrografias do CIV convencional (Figura 18–A, B) é visível que as fissuras circundam as partículas de vidro podendo atravessá–las e que a direção de propagação das fissuras conecta os poros. Tal fato já havia sido observado por Geirsson *et al.* (2004), que defende a hipótese de que os poros no interior do material podem atuar como pontos de propagação de fissuras. Não foram observadas fissuras nas micrografias obtidas para análise microscópica da resina composta (Figura 18–E, F).

5- ANÁLISE DO DESGASTE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARRIMENTO (FEG-SEM) DE VARRIMENTO (FEG-SEM)

As micrografias das superfícies analisadas após teste de desgaste são apresentadas nas Figura 19 e 20.

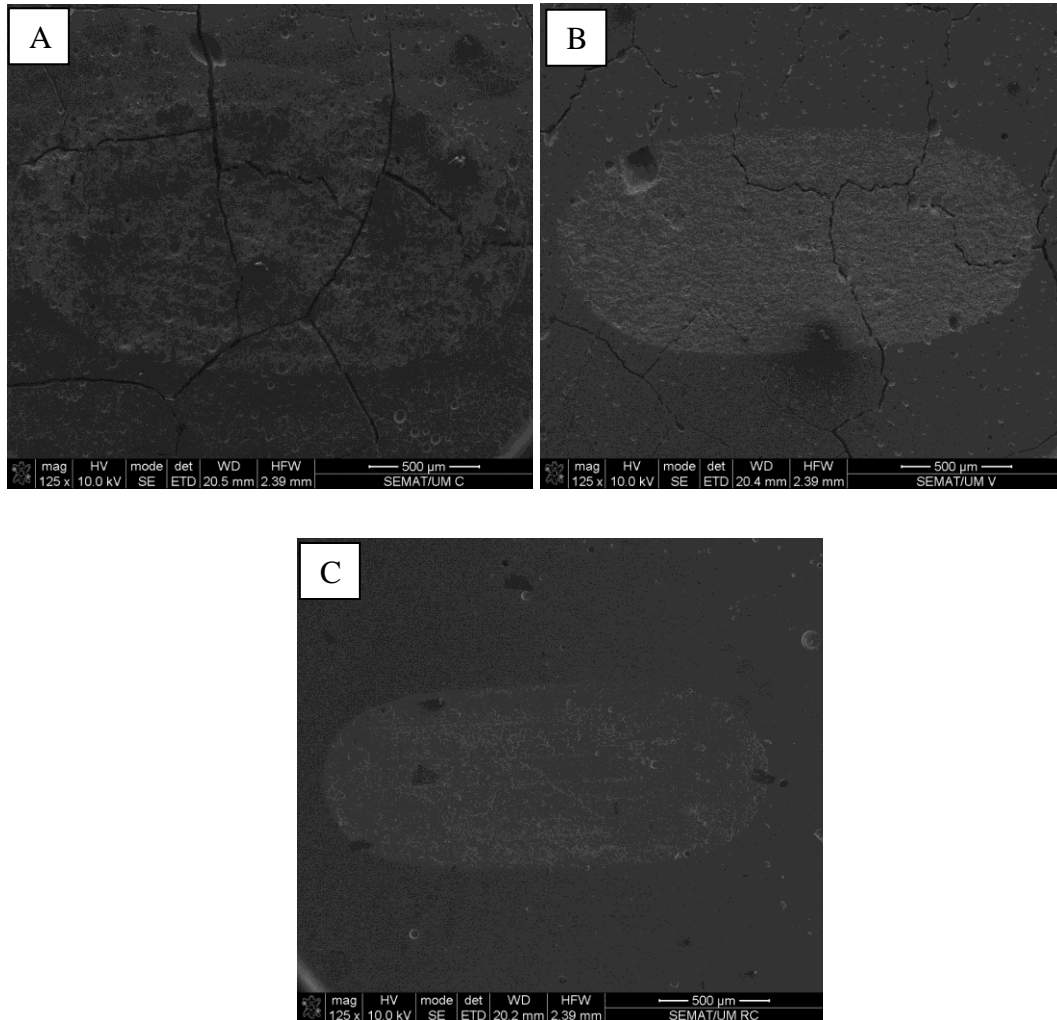


Figura 19 – Micrografia obtida por FEG-SEM da área de desgaste do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A), cimento de ionómero de vidro modificado por resina, VI, (B) e resina composta, RC, (C). Modo elétrons secundários (SE) em 10 kV e aumento de 125 x.

É visível na Figura 19-A que o ionómero convencional (CO) é o que apresenta a maior área de desgaste comparado aos outros materiais analisados. A área de desgaste

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionómero de vidro e resina composta

atingiu o maior valor no ionómero convencional (2,403 mm²), comparado ao CIV modificado por resina (1,793 mm²) e resina composta (1,452 mm²).

A maior a área de desgaste obtida no CIV convencional significa que houve maior penetração da bola de alumina usada para o teste de desgaste o que causa maior perda de volume do material e conseqüentemente maior degradação (Koottathape *et al.*, 2012).

Análise da porosidade, resistência mecânica e desgaste de cimentos de ionómero de vidro e resina composta

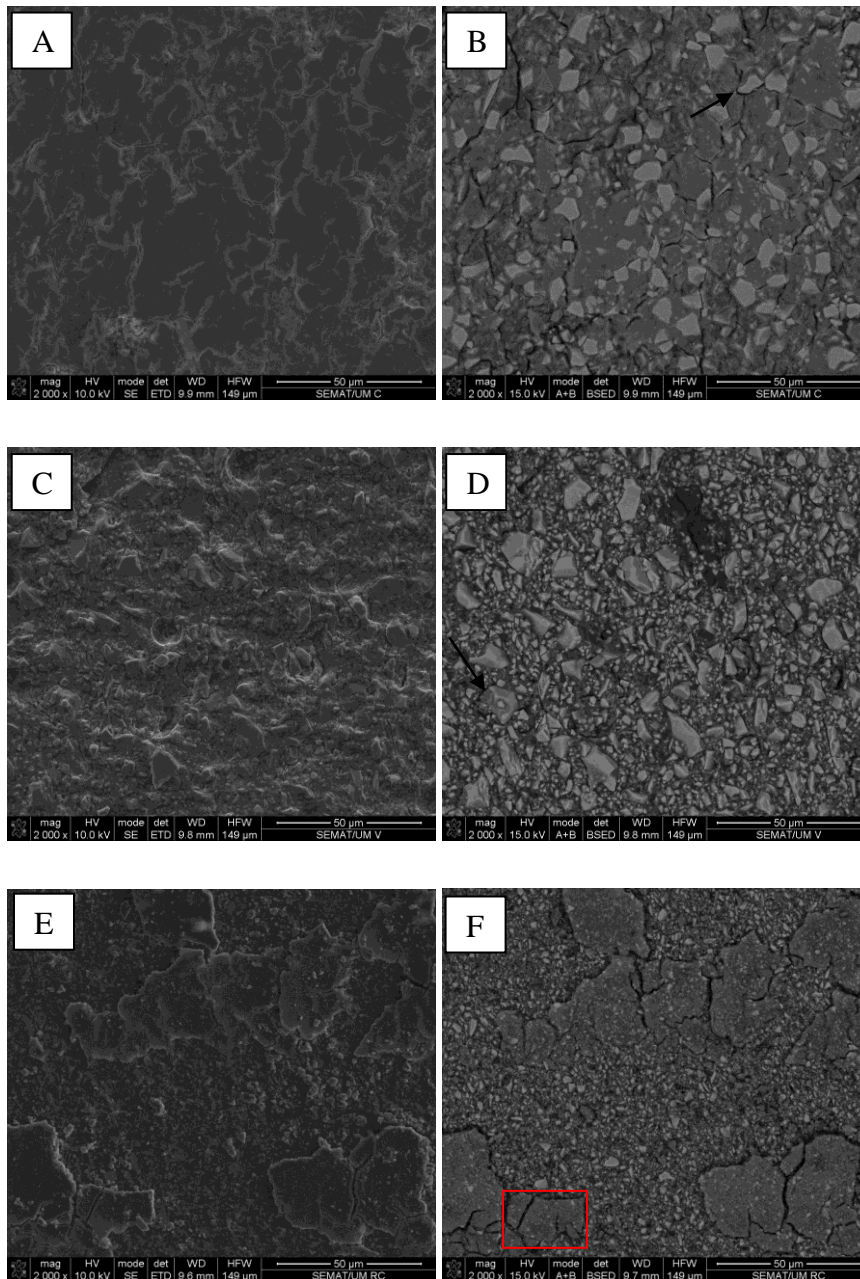


Figura 20 – Micrografias obtidas por FEG–SEM da área de desgaste do cimento de ionómero de vidro convencional, CO, (A, B); ionómero de vidro modificado por resina, VI, (C, D); resina composta, RC, (E, F). Imagens da fila da esquerda obtidas através do modo elétrons secundários (SE). Imagens da fila da direita obtidas pelo modo elétrons retro–espalhados (BSE) (Voltagem de 10 kV e aumento de 2000 x).

As micrografias das áreas de desgaste dos materiais analisados após o teste de desgaste revelam diferenças nos padrões de desgaste entre ionômeros e resina composta. Em todos os materiais, é visível que as superfícies de desgaste aparecem mais rugosas. Os ionômeros de vidro (Figura 20–A, B, C, D) têm um padrão de desgaste uniforme com as fissuras (setas) a circundarem as partículas de vidro mas na resina composta é visível que não há um padrão de desgaste uniforme da superfície (Figura 20–E, F). Para além disso as fissuras não circundam partículas, mas sim uma maior área (retângulo) de material (mistura de matriz e partículas) pois na resina composta as partículas estão silanizadas e firmemente aderidas. Segundo Drummond (2008), os agentes silanos presentes na composição química da resina composta formam uma ligação covalente entre as partículas de carga e a matriz resinosa durante a polimerização, o que dificulta falhas na interface partícula inorgânica/matriz orgânica.

Segundo O'Brien e Yee (*cit. in Xie et al. 2000*) o desgaste das resina compostas é composto por cinco possíveis mecanismos: (1) desgaste da matriz resinosa; (2) perda das partículas inorgânicas por falha na união à matriz resinosa; (3) perda de material pelo corte de partículas expostas; (4) perda de material por propagação de fissuras e falha da matriz; (5) exposição de bolhas de ar aprisionadas. Por sua vez, o desgaste dos CIVs é influenciado pela resistência ao desgaste inerente dos seus constituintes, quantidade e tamanho dos poros, tamanho e forma das partículas de vidro e integridade da interface entre partículas de vidro e matriz polimérica (Xie *et al.*, 2000).

Segundo Cao *et al.* (2013) partículas de maior diâmetro causam maior desgaste do material durante solicitações mecânicas na superfície. Este fenómeno pode ser explicado pelo facto de que quando as restaurações são submetidas a esforços mastigatórios, as tensões são distribuídas através das partículas de carga na matriz do material. Este processo resulta em fácil remoção dessas partículas da superfície expondo por isso a matriz do material e acelerando o processo de desgaste. Na generalidade o processo de desgaste é influenciado por: a forma e dureza das partículas; a qualidade da união entre partículas e matriz; dinâmica de polimerização; módulo de elasticidade; resistência à fratura; dureza do antagonista; e outras condições químicas ambientais que podem potencializar o desgaste (Heintze *et al.*, 2007).

V – CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos e atentos às limitações deste trabalho, poderemos considerar as seguintes conclusões:

- Um menor grau de porosidade foi observado na microestrutura da resina composta em consequência da sua composição química, fabricação e apresentação comercial em pasta viscosa;
- A partir da análise microscópica foi possível observar um grau mais elevado de porosidade e fissuras na microestrutura do CIV convencional, seguido do CIV modificado por resina. Estes defeitos podem prejudicar as propriedades mecânicas do material por serem áreas de concentração de tensões;
- Maiores valores de rugosidade média (*Ra*) foram reportados para os CIV convencionais, seguidos dos CIV modificados por resina. Valores de rugosidade aumentados estão fortemente relacionados com o acúmulo de biofilmes e podem interferir com translucência e brilho das restaurações.
- O grupo de amostras de resina composta nanohíbrida testado neste estudo apresentou os maiores valores de resistência à compressão, seguida do grupo dos ionómeros modificados por resina. O grupo dos ionómeros convencionais apresentaram os menores valores de resistência à compressão axial;
- A partir da análise por microscopia eletrônica foi possível observar as dimensões das partículas inorgânicas dos materiais testados. A resina composta apresentou tamanho de partículas inorgânicas em escala micro e nanométrica. Os ionómeros de vidro convencional e modificado por resina apresentaram partículas com dimensões micrométricas;
- As micrografias dos materiais após o teste de desgaste revelaram maior destruição na superfície do ionómero convencional seguido pelo ionómero modificado por resina. A resina composta revelou menor área de desgaste. Diferenças nos padrões de desgaste entre ionómeros e resina composta foram também evidentes, com os ionómeros de vidro a apresentarem um padrão de desgaste uniforme ao contrário da resina composta.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alandia–Roman, C.C., Cruvinel, D.R., Sousa, A.B., Pires–de–Souza, F.C., Panzeri, H. (2013). Effect of cigarette smoke on color stability and surface roughness of dental composites, *Journal of Dentistry*, 41(3), pp. 73–79.

Algera, T.J., Kleverlaan, C.J., Prahl–Andersen, B., Feilzer, A.J. (2006). The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass–ionomer cements, *Dental Materials*, 22(9), pp. 852–856.

Alrahlah, A., Silikas, N., Watts D.C. (2014). Hygroscopic expansion kinetics of dental resin–composites, *Dental Materials*, 30(2), pp. 143–148.

Anusavice, K. J.(2005). *Phillips: materiais dentários*. 11ª ed. Rio de Janeiro, Editora Elsevier.

Bala, O., Arisu, H.D., Yikilgan, I., Arslan, S., Gullu, A. (2012). Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements, *European Journal of Dentistry*, 6(1), pp. 79–86.

Baldissera, R.A., Corrêa, M.B., Schuch, H.S., Collares, K., Nascimento, G.G., Jardim P.S., Moraes, R.R., Opdam, N.J., Demarco, F.F. (2013). Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth?, *Journal of Dentistry*, 41(11), pp. 1027–1035.

Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites, *Dental Materials*, 23(1), pp. 51–59.

Bonifácio, C.C., Kleverlaan, C.J., Raggio, D.P., Werner, A., de Carvalho, R.C., van Amerongen, W.E. (2009). Physical–mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment, *Australian Dental Journal*, 54(3), pp. 233–237.

Braga, R.R., Ballester, R.Y., Ferracane, J.L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin–composites: a systematic review, *Dental Materials*, 21(10), pp. 962–970.

Cao, L., Zhao, X., Gong, X., Zao, S. (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins, *International Journal of Clinical and Experimental Medicines*, 6(6), pp. 423–430.

Carvalho, A. S., Cury, J. A. (1999). Fluoride release from some dental materials in different solutions, *Operative Dentistry*, 24(1), pp. 14–19.

Cenci, M.S., Pereira–Cenci, T., Donassollo, T.A., Sommer, L., Strapasson, A., Demarco, F.F. (2008). Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials, *Journal of Applied Oral Science*, 16(2), pp. 106–110.

Chammas, M.B., Valarini, N., Maciel, S.M., Regina Célia Poli–Frederico, R.C., Oltramari–Navarro, P.V.P., Conti, A.C.C.F. (2009). Resistência à compressão de cimentos de ionômero de vidro restauradores encapsulados, *UNOPAR Científica: Ciências Biológicas e da Saúde*, 11(4), pp. 35–38.

Coldebella, C.R., Santos–Pinto, L., Zuanon, A.C. (2011). Effect of ultrasonic excitation on the porosity of glass ionomer cement: a scanning electron microscope evaluation, *Microscopy Research and Technique*, 74(1), pp. 54–57.

Cramer, N.B., Stansbury, J.W., Bowman, C.N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials, *Journal of Dental Research*, 90(4), pp. 402–416.

Culbertson, B.M. (2001). Glass–ionomer dental restoratives, *Progress in Polymer Science*, 26(4), pp. 577–604.

Da Costa J., Adams–Belusko, A., Riley, K., Ferracane, J.L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites, *Journal of Dentistry*, 38(2), pp. 123–128.

Da Mata, M., Santos–Pinto, L., Cilense Zuanon, A.C. (2012). Influences of the insertion method in glass ionomer cement porosity, *Microscopy Research and Technique*, 75(5), pp. 667–670.

Da Silva, E.M., Dória, J., da Silva, J.J.R., Santos, G.V., Guimarães, J.G., Poskus, L.T. (2013). Longitudinal evaluation of simulated toothbrushing on the roughness and optical stability of microfilled, microhybrid and nanofilled resin–based composites, *Journal of Dentistry*, 41(11), pp. 1081–1090.

Da Silva R.C., Zuanon, A.C. (2006). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART), *Brazilian Journal of Dentistry*, 17(2), pp. 106–109.

Davari, A., Kazemi, A.D., Mousavinasab, M., Yassaei, S., Alavi, A. (2012). Evaluation the compressive and diametric tensile strength of nano and hybrid composites, *Journal of Dental Research (Isfahan)*, 9(6), pp. 827–828.

Dos Santos, P.H., Pavan, S., Suzuki, T.Y., Briso, A.L., Assunção, W.G., Sinhoreti, M.A., Correr–Sobrinho, L., Consani, S. (2011). Effect of fluid resins on the surface roughness and topography of resin composite restorations analyzed by atomic force microscope, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical*, 4(3), pp. 433–439.

Dowling, A.H., Fleming, G.J. (2001). Can poly(acrylic) acid molecular weight mixtures improve the compressive fracture strength and elastic modulus of a glass–ionomer restorative?, *Dental Materials*, 27(11), 1170–1179.

Drummond, J.L. (2008). Degradation, fatigue and failure of resin dental composite materials, *Journal of Dental Research*, 87(8), pp. 710–719.

Elbishari, H., Silikas, N., Satterthwaite, J. (2012). Filler size of resin–composites, percentage of voids and fracture toughness: is there a correlation?, *Dental Materials Journal*, 31(4), pp. 523–527.

Fano, L., Fano, V., Ma, W.Y., Yang, G.W., Zhu F. (2001). Structure of dental glass–ionomer cements by confocal fluorescence microscopy and stereomicroscopy, *Biomaterials*, 22(17), pp. 2353–2358.

Fano, V., Ortalli, I., Pozela, K. (1995). Porosity in composite resins, *Biomaterials*, 16(17), pp. 1291–1295.

Feitosa, V.P., Fugolin, A.P., Correr, A.B., Correr–Sobrinho, L., Consani, S., Watson, T.F., Sinhoreti, M.A., Sauro, S. (2012). Effects of different photo–polymerization protocols on resin–dentine μ TBS, mechanical properties and cross–link density of a nano–filled resin composite, *Journal of Dentistry*, 40(10), pp. 802–809.

Feng, L., Suh, B. I., Shortall, A. C. (2010). Formation of gaps at the filler–resin interface induced by polymerization contraction stress gaps at the interface, *Dental Materials*, 26, pp. 719–729.

Ferracane, J.L. (2011). Resin composite–state of the art, *Dental Materials*, 27(1), pp. 29–38.

Fleming, G.J., Farooq, A.A., Barralet, J.E. (2003). Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass–ionomer dental cement, *Biomaterials*, 24(23), pp. 4173–4179.

Frencken, J.E., Wolke, J. (2010). Clinical and SEM assessment of ART high–viscosity glass–ionomer sealants after 8–13 years in 4 teeth, *European Journal of Dentistry*, 38(1), pp. 59–64.

Friedl, K., Hiller, K.A., Fried, K.H. (2011). Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study, *Dental Materials*, 27(10), pp. 1031–1037.

Gajewski, V.E., Pfeifer, C.S., Fróes–Salgado, N.R., Boaro, L.C., Braga, R.R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility, *Brazilian Dental Journal*, 23(5), pp. 508–514.

Gandolfi, M.G., Chersoni, S., Acquaviva, G.L., Piana, G., Prati, C., Mongiorgi, R. (2006). Fluoride release and absorption at different pH from glass–ionomer cements, *Dental Materials*, 22(5), pp. 441–449.

Geirsson, J., Thompson, J.Y., Bayne, S.C. (2004). Porosity evaluation and pore size distribution of a novel directly placed ceramic restorative material, *Dental Materials*, 20(10), pp. 987–995.

Gladys, S., Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1997). Comparative physico–mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass–ionomer and resin composite restorative materials, *Journal of Dental Research*, 76(4), 883–894.

Habeeb, M.A. (2013). The surface roughness of new fluoride releasing material after using three polishing protocols and storage in artificial saliva, *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 25(1), pp. 21–26.

Heintze, S.D., Zellweger, G., Zappini, G. (2007) The relationship between physical parameters and wear of dental composites, *Wear*, 263(7–12), pp. 1138–1146.

Jun, S.K., Kim, D.A., Goo, H.J., Lee, H.H. (2013). Investigation of the correlation between the different mechanical properties of resin composites, *Dental Materials*, 32(1), pp. 48–57.

Khoroushi, M., Keshani, F. (2013). A review of glass–ionomers: From conventional glass–ionomer to bioactive glass–ionomer, *Dental Research Journal (Isfahan)*, 10(4), pp. 411–420.

Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., Finger, W.J. (2012). Two– and three–body wear of composite resins, *Dental Materials*, 28(12), pp. 1261–1270.

Leprince, J.G., Palin, W.M., Hadis, M.A., Devaux, J., Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate–based dental composite technology and curing efficiency, *Dental Materials*, 29(2), pp. 139–156.

Loguercio, A., Reis, A., Navarro, M. F. L. (2007). Cimento de Ionômero de vidro convencional. In: Reis, A.; Loguercio, A. (Ed. Lits.) – *Materiais dentários: restauradores diretos: dos fundamentos à aplicação clínica*. São Paulo, Editora Santos, pp. 217–247.

Lungu, A., Ghițulică, C., Gârea, S., Voicu, G., Iovu, H., Neagu, C. (2008). Structural analysis on photopolymerized commercial dental composites, *UPB Scientific Bulletin, Series B*, 70(1), pp. 3–14.

McCabe, J.F., Walls, A.W.G. (2008). *Applied dental materials*. Oxford, Blackwell Publishing.

Mentink, A.G., Meeuwissen, R., Hoppenbrouwers, P.P., Käyser, A.F., Mulder, J. (1995). Porosity in resin composite core restorations: the effect of manipulative techniques, *Quintessence International*, 26(11), pp. 811–815.

Miguel, A., de la Macorra, J.C., Nevado, S., Gómez, J. (2001). Porosity of resin cements and resin–modified glass–ionomers, *American Journal of Dentistry*, 14(1), pp. 17–21.

Mitsuhashi, A., Hanaoka, K., Teranaka, T. (2003). Fracture toughness of resin–modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness, *Dental Materials*, 19(8), pp. 747–757.

Moreau, J.L., Xu, H.H. (2010). Fluoride releasing restorative materials: Effects of pH on mechanical properties and ion release, *Dental Materials*, 26(11), pp. 227–235.

Mount, G.J., Patel, C., Makinson, O.F. (2002). Resin modified glass–ionomers: strength, cure depth and translucency, *Australian Dental Journal*, 47(4), pp. 339–343.

Nakajo, K., Imazato, S., Takahashi, Y., Kiba, W., Ebisu, S., Takahashi, N. (2009). Fluoride released from glass–ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries–related oral streptococci, *Dental Materials*, 25(6), pp. 703–708.

Nicholson, J.W. (1998) Chemistry of glass–ionomer cements: a review, *Biomaterials*, 19(6), pp. 485–94.

Nicholson, J.W., Czarnecka, B. (2008). The biocompatibility of resin–modified glass–ionomer cements for dentistry, *Dental Materials*, 24(12), pp. 1702–1708.

Nomoto, R., Komoriyama, M., McCabe, J.F., Hirano, S. (2004). Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement, *Dental Materials*, 20(10), pp. 972–978.

Özcan, M., Kojima, A.N., Pekkan, G., Mesquita, A.M.M., Bottino, M.A. (2014). Adhesion of substrate–adherent combinations for early composite repairs: Effect of intermediate adhesive resin application, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 49, pp. 97–102.

Pacifici, E., Bossù, M., Giovannetti, A., La Torre, G., Guerra, F., Polimeni, A. (2014). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment, *Annali di stomatologia (Roma)*, 4(3–4), pp. 250–258.

Roberts, H.W., Berzins, D.W., Charlton, D.G. (2009). Hardness of three resin–modified glass–ionomer restorative materials as a function of depth and time, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(4), pp. 262–272.

Schneider L.F., Pfeifer, C.S., Consani, S., Prahl, S.A., Ferracane, J.L. (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites, *Dental Materials*, 24(9), pp. 1169–1177.

Shin, D.H., Rawls, H.R. (2009). Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems, *Dental Materials*, 25(8), pp. 1030–1038.

Sidhu, S.K. (2011). Glass–ionomer cement restorative materials: a sticky subject?, *Australian Dental Journal*, 56(1), pp. 23–30.

Sidhu, S.K., Schmalz, G. (2001). The biocompatibility of glass–ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry, *American Journal of Dentistry*, 14(6), pp. 387–396.

Smith, D.C. (1998). Development of glass–ionomer cement systems, *Biomaterials*, 19(6), pp. 467–478.

Souza, J.C., Henriques, M., Oliveira, R., Teughels, W., Celis, J.P., Rocha, L.A. (2010). Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium?, *Biofouling*, 26(4), pp. 471–478.

Souza, J.C., Ponthiaux, P., Henriques, M., Oliveira, R., Teughels, W., Celis, J.P., Rocha, L.A. (2013). Corrosion behaviour of titanium in the presence of *Streptococcus mutans*, *Journal of Dentistry*, 41(6), pp. 528–534.

Souza, J.C.M., Barbosa, S.L., Ariza, E., Celis, J.P., Rocha, L.A. (2012). Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides, *Wear*, 292–293, pp. 82–88.

Tarle, Z., Marović, D., Pandurić, V. (2012). Contemporary concepts on composite materials, *Rad 514 Medical Sciences*, 511(38), pp. 23–38.

Tyas, M. J., Burrow, M. F. (2004). Adhesive restorative materials: a review, *Australian Dental Journal*, 49(3), pp. 112–121.

Upadhyay, S., Rao, A., Shenoy, R. (2013). Comparison of the amount of fluoride release from nanofilled resin modified glass ionomer, conventional and resin modified glass ionomer cements, *Journal of Dentistry (Tehran)*, 10(2), pp. 134–140.

Upadhyay, S., Rao, A., Shenoy, R. (2013). Comparison of the amount of fluoride release from nanofilled resin modified glass ionomer, conventional and resin modified glass ionomer cements, *Journal of Dentistry (Tehran)*, 10(2), pp. 134–140.

Watts, D.C. (2005). Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks, *Dental Materials*, 21(1), pp. 27–35.

Wilson, A. D., Mclean, J. W. (1988). *Glass-ionomer cement*. Chicago, Quintessence.

Xie, D., Brantley, W.A., Culbertson, B.M., Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements, *Dental Materials*, 16(2), pp. 129–138.

Xu, X., Burgess, J.O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials, *Biomaterials*, 24(14), pp. 2451–2461.

Yan, Z., Sidhu, S.K., Mahmoud, G.A., Carrick, T.E., McCabe, J.F. (2007). Effects of temperature on the fluoride release and recharging ability of glass ionomers, *Operative Dentistry*, 32(2), pp. 138–143.

Yap, A. U., Khor, E., Foo, S. H. (1999). Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives, *Operative Dentistry*, 24, pp. 297–305.

Yelamanchili, A., Darvell B.W. (2008). Network competition in a resin-modified glass-ionomer cement, *Dental Materials*, 24(8), pp. 1065–1069.

Young, A.M., Sherpa, A., Pearson, G., Schottlander, B., Waters, D.N. (2000). Use of Raman spectroscopy in the characterisation of the acid-base reaction in glass-ionomer cements, *Biomaterials*, 21(19), pp. 1971–1979.

Zakir, M., Al Kheraif, A.A., Asif, M., Wong, F.S., Rehman, I.U. (2013). A comparison of the mechanical properties of a modified silorane based dental composite with those of commercially available composite material, *Dental Materials*, 29(4), pp. 53–59.

Zimehl, R., Hannig, M. (2000). Non metallic restorative materials based on glass ionomer cements—recent trends and developments, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 163(1), pp. 55–62.

Zoergiebel, J., Ilie, N. (2013). Evaluation of conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents, *Clinical Oral Investigations*, 17(2), pp. 619–626.