

COMPARAÇÃO *IN VITRO* DO COMPORTAMENTO MECÂNICO
DE QUATRO COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS DE IONÔMERO DE VIDRO
CONVENCIONAL

Patrícia Gobbi Bez Batti

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

Prof. Fernando Luiz Bastian, Ph.D.

Prof^a. Marysilvia Ferreira, D.Sc.

Prof. Rodrigo Sant'Anna dos Reis, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

DEZEMBRO DE 2005

BATTI, PATRÍCIA GOBBI BEZ

Comparação *In Vitro* do comportamento mecânico de quatro compósitos odontológicos de ionômero de vidro convencional [Rio de Janeiro] 2005

XXV, 137 p. 29,7cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2005)

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Comportamento mecânico de compósitos reforçados por partículas de vidro
2. Compósitos odontológicos de ionômero de vidro
3. Propriedades mecânicas
4. Análise microestrutural

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

A Deus

Agradeço por este mestrado, por tudo que possa ter passado, quer pelas dificuldades, mas também pelas grandes alegrias; pelo conhecimento adquirido ao longo de toda esta trajetória, pelos amigos e pessoas que conheci e que aprendi cada vez mais a conviver e a amar. Que o Senhor continue nos abençoando e a todos que colaboraram para que este sonho se tornasse realidade.

Agradeço também a Nossa Senhora por sua constante intercessão a Deus por mim neste mestrado.

Aos meus pais, Jair e Regina

Manifesto todo o amor, educação e dedicação que sempre tiveram para comigo, constantemente e em tempo integral, sem medirem esforços. Por cada preocupação, consolo e força nos momentos certos, me impulsionando sempre a prosseguir tendo a certeza da vitória.

Ao meu irmão Giovanni

Que se mostrou sempre presente e à disposição, com palavras e atitudes de encorajamento e alegria em todo o sucesso por mim alcançado.

À minha avó Lúcia

Pessoa que eu amo demais, primeira a me incentivar durante muito tempo para que fizesse o mestrado. Um exemplo de avó, de professora, de educadora e de pessoa orante, que eu apresento esta tese com muito apreço e afeto.

A todos vocês, com infinito amor e carinho, dedico este trabalho.

**“Na provação podemos nos sentir sozinhos, mas a graça divina,
a graça de uma fé vitoriosa não nos abandona nunca”.**

João Paulo II

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador Prof. Fernando Luiz Bastian

A minha gratidão por todo ensinamento ao longo desta tese, me proporcionando um crescimento e amadurecimento enorme, tanto no campo pessoal como profissional. Por todo o apoio e confiança ao longo destes anos juntos e por ser esta pessoa que nos ampara de todos os lados e que nos faz obter o melhor desempenho em tudo que possamos fazer.

...os meus mais sinceros agradecimentos

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos tios Pe. José Simões, Cláudia, Gabriel e José Pedro

Que mesmo de longe nem imaginaram, nos poucos momentos em que nos encontrávamos, as palavras que traziam e que me faziam refletir, me fazendo crescer e amadurecer.

Aos queridos amigos Eduardo Martins (“Dudu”), Josineide, Walter, Camillo Penna, Anna Constança, Célio, Suely, Cilene, Ana Cristina, Paulinho, Ricardo e Virgínia Azevedo

Por todo o companheirismo, carinho e atenção, me compreendendo, amparando e escutando nos momentos mais difíceis e me transmitindo sempre fé e ânimo para prosseguir.

Às minhas grandes amigas Cristiane Evelise e Luciana Herdy

Por todas as palavras de sabedoria que me transmitiam a verdadeira paz nos momentos certos.

...por me mostrarem que, principalmente nos momentos mais difíceis, as mãos de Deus e dos amigos estão sempre a nos guiar e nos sustentar

AGRADECIMENTOS AOS QUERIDOS PROFESSORES

Aos professores *Rodrigo Reis, José Massao Miasato e Apoena*, por todas as suas sugestões, apoio e opiniões odontológicas e profissionais.

À professora *Marysílvia Ferreira*, por toda a sua paciência e conhecimento transmitido para que eu pudesse compreender mais e melhor alguns detalhes tão importantes da minha vida e desta tese em si, mostrando que as diferenças não são barreiras mas sim riquezas.

Aos Professores *Verônica e Sérgio Camargo Jr.*, que me ajudaram muito no decorrer dos experimentos feitos.

Aos professores *Glória, Luiz Henrique, Luiz Marcelo, Adamian, Maria Cecília*, por todas as disciplinas ministradas e onde pude obter não somente um crescente conhecimento da área mas um bom contato fraterno.

Aos *demais professores do PEMM (COPPE)*, por toda ajuda que me fora concedida e por todo acolhimento e presença no dia-a-dia.

AGRADECIMENTOS AOS COLEGAS E AMIGOS

Aos meus colegas de mestrado *Ledjane Sobrinho, Camila Dolavale, Dauton, Ana Maria, Wanderley, Vinícius Bemfica, Marcelo e Marília Beltrão* que como grandes amigos se prontificaram a me ajudar principalmente em momentos singulares de dificuldade. Não teria nem palavras para explicar o quanto me ajudaram. Obrigada por presenciarem e sentirem comigo tanto os momentos tranquilos quanto de dificuldades. Agradeço, também aos amigos *Enrique, Andrés, Ana Beatriz, Aline, Camila, Renata Albuquerque, Sílvia, Eliana e Fabíola* do laboratório de materiais compósitos, por estarem sempre prontos a trocarmos experiências e conversas juntas, fazendo com que o nosso estudo e empenho profissional se tornasse ao mesmo tempo tão prazeroso e divertido.

À *Claudia Fialho* por toda a acolhida que me foi dada desde o meu ingresso na COPPE.

Aos técnicos *Nelson Aguiar, Júlio Ferreira, Robson dos Santos, Laércio Guzela, Francisco, Pedrinho, Flávio, Jackson Belmiro* e demais pessoas que me ajudaram a realizar os devidos preparos nos corpos de prova para o estudo *in vitro* e os ensaios mecânicos nas máquinas especializadas para tal. Sem vocês, simplesmente não poderia e nem gostaria de prosseguir. Obrigada pela paciência, auxílio e trabalho tão dedicado prestado a mim.

Ao doutorando *Hudson*, do laboratório de microparticulados, por toda ajuda necessária no decorrer das análises.

Aos amigos de outros laboratórios mas também de caminhada no mestrado *Michele, Cosmelina, Vânia, Emanuel, Gilberto, Gabriela, Monique, Maurício, Euller, Juliana* que muitas vezes me incentivaram quer por gestos fraternos ou palavras nos encontros diários na Universidade.

A *Moema* e todos os outros alunos de iniciação científica que me auxiliaram quando foi preciso.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

Ao Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Aos funcionários, tanto da secretaria quanto do suporte, que se tornaram tanto colaboradores quanto amigos.

Às empresas da *VOCO* (na pessoa de Norma Siqueira), *SSWhite* (na pessoa de Outair Bastazini Filho), *G.C. Corporation*, (na pessoa de Eliana Dourado), *DFL* (na pessoa de Sônia Lichote), que gentilmente doaram todo o material para a continuidade desta tese.

À dental *Odonto Haus*, na pessoa da Carmem, que se mostrou totalmente prestativa e à disposição para ajudar no que fosse preciso para a tese.

A todos que de alguma forma contribuíram por palavras e/ou gestos concretos para que esta tese pudesse alcançar um grande êxito, o meu muito obrigada!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

COMPARAÇÃO *IN VITRO* DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE QUATRO
COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS DE IONÔMERO DE VIDRO CONVENCIONAL

Patrícia Gobbi Bez Batti

Dezembro/2005

Orientador: Fernando Luiz Bastian

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O objetivo deste estudo foi comparar *in vitro* o comportamento mecânico de quatro compósitos odontológicos de ionômero de vidro convencional – Fuji IX[®] (GC America), Ionofil Molar[®] (VOCO), Vitro Molar[®] (DFL) e Vidrion R[®] (SSWhite). Para o presente estudo foram confeccionados ao todo 96 amostras, sendo 24 amostras de cada material, seguindo as orientações do fabricante. Para a análise microestrutural, ensaios de dureza Vickers e ensaios de desgaste foram confeccionadas barras com dimensões de 4mm x 8mm x 30mm; nos ensaios de tenacidade à fratura foram usadas barras com entalhe e com dimensões de 4mm x 8mm x 35mm; e para os ensaios de resistência à compressão foram confeccionados cilindros com 6mm de altura por 4mm de diâmetro. Foi feita uma análise do tamanho de partículas dos 4 materiais e análise microestrutural utilizando microscopia óptica. A partir da análise estatística concluiu-se que nos ensaios de dureza Vickers o material Fuji IX[®] apresentou o melhor desempenho; na resistência à compressão Ionofil Molar[®] foi o mais resistente; na tenacidade à fratura Fuji IX[®] e Ionofil Molar[®] foram os que apresentaram os melhores resultados e Vitro Molar[®] com Vidrion R[®] mostraram resultados iguais, estatisticamente; quanto à resistência ao desgaste Fuji IX[®] foi o que apresentou a menor taxa de desgaste.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

IN VITRO COMPARATIVE STUDY OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF FOUR DENTAL COMPOSITES OF CONVENTIONAL GLASS IONOMER

Patrícia Gobbi Bez Batti

December/2005

Advisor: Fernando Luiz Bastian

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The aim of this study is to compare *in vitro* the mechanical properties of glass ionomer dental composites – Fuji IX[®] (GC Corporation), Ionofil Molar[®] (VOCO), Vitro Molar[®] (DFL) e Vidrion R[®] (SSWhite). 96 samples were prepared for this study, 24 samples of each material, following the recommendations of the manufacturers. For the analysis of the microstructures, Vickers microhardness and abrasion resistance bars were made with the dimensions of 4mm x 8mm x 30mm. To fracture toughness evaluation the bars had dimensions of 4mm x 8mm x 35mm. To compressive strength evaluation cylinders were made with 6mm height and 4mm diameter. Analysis of particles diameter were made and the structures were characterized by optical microscopy. After statistical analysis it was concluded that Fuji IX[®] presented higher values of Vickers microhardness and lower wear rate. Ionofil Molar[®] had higher value of compressive strength. Fuji IX[®] and Ionofil Molar[®] presented higher values of fracture strength and Vitro Molar[®] and Vidrion R[®] presented statistically equal values.

ÍNDICE DO TEXTO	Pág.
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1. Restauração Dentária	3
2.2. Tratamento Restaurador Atraumático	4
2.3. Materiais Compósitos	7
2.4. Materiais Compósitos Odontológicos	9
2.5. Ionômero de Vidro	10
2.6. Ionômero de Vidro Convencional	12
2.6.1. Classificação	13
2.6.2. Composição	14
2.6.3. Propriedades Importantes	18
2.6.4. Apresentação Comercial	22
2.6.5. Manipulação do Material	24
2.6.6. Reação de Cura	25
2.6.7. Aplicação Clínica	30
2.6.8. Marcas Comerciais Estudadas	34
2.6.8.1. <i>Fuji IX</i> [®]	34
2.6.8.2. <i>Ionofil Molar</i> [®]	35
2.6.8.3. <i>Vitro Molar</i> [®]	37
2.6.8.4. <i>Vidrion R</i> [®]	39
2.7. Propriedades Mecânicas dos Materiais	41
2.7.1. Dureza	43
2.7.2. Tenacidade à Fratura	44
2.7.3. Resistência à Compressão	45
2.7.4. Desgaste	47
3. MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1. MATERIAIS	49
3.1.1. Compósitos de Ionômero de Vidro	49
3.1.2. Moldes de Silicone Industrial	50

3.1.3	Moldes de Resina Acrílica	51
3.1.4	Isolante Cel-Lac	52
3.1.5	Pincel	52
3.1.6	Placa de Vidro	53
3.1.7	Espátula de Plástico para Manipulação	54
3.1.8	Espátula de Plástico para Inserção	54
3.1.9	Luvas de Procedimento	55
3.1.10	Filme de PVC	55
3.1.11	Papel Alumínio	56
3.1.12	Pinça Exploradora	56
3.1.13	Banho-Maria	57
3.1.14	Água Bi-Destilada ou Deionizada	58
3.1.15	Termômetro	58
3.1.16	Tape-Wear	59
3.1.17	Dispositivos Pequenos de Acrílico	60
3.1.18	Papel-Toalha	60
3.2	MÉTODOS	61
3.2.1	Confecção dos Corpos de Prova	61
3.2.2	Análise Microestrutural em Microscópio Ótico	67
3.2.3	Análise de Partículas	68
3.2.4	Procedimento para Ensaio de Microdureza	70
3.2.5	Procedimento para Ensaio de Compressão	72
3.2.6	Procedimento para Ensaio de Tenacidade à Fratura	76
3.2.7	Procedimento para Ensaio de Desgaste	80
3.2.8	Análise Estatística	84
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	85
4.1	Análise de Tamanho das Partículas	85
4.2	Análise Microestrutural por Microscopia Ótica	87
4.3	Ensaio de Microdureza Vickers	93
4.4	Ensaio de Compressão	97
4.5	Ensaio de Tenacidade à Fratura	103

4.6 Ensaio de Resistência ao Desgaste	108
5. CONCLUSÕES	116
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	118
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119
Apêndice A	127
Apêndice B	133

ÍNDICE DE FIGURAS	Pág.
Figura 1 - Duas ou mais combinações de materiais dos compósitos	8
Figura 2 - Estrutura de alguns dos tipos de ácidos alquenoícos formadores dos poliácidos dos cimentos de ionômero de vidro	17
Figura 3 - Efeito do ácido tartárico na viscosidade em função do tempo decorrido durante a cura do ionômero de vidro	21
Figura 4 - Pó do material ionomérico (<i>Fuji IX</i> [®]) saindo do vidro na quantidade recomendada	23
Figura 5 - Ilustração da estrutura do ionômero de vidro	27
Figura 6 - Fotomicrografia de um compósito de ionômero de vidro	29
Figura 7 - Materiais e instrumentais utilizados para a confecção da técnica do TRA	31
Figura 8 - (a) Limpeza da superfície do dente com algodão e (b) remoção de esmalte desapoiado	32
Figura 9 - (a) esquema ilustrativo do movimento de remoção da cárie, (b) a remoção de cárie propriamente dita, com uma cureta dentinária e (c) a cavidade limpa	32
Figura 10 - (a) o material ionomérico sendo manipulado, (b) após ser colocado na cavidade e (c) sendo feita a pressão digital sobre a superfície oclusal	33
Figura 11 - (a) após a pressão digital feita e posterior remoção de excessos do material restaurador, (b) verificação da oclusão, com papel-carbono e (c) o término da técnica do TRA, com a restauração concluída e o restabelecimento da anatomia dental	33
Figura 12 - <i>Fuji IX</i> [®] como cimento ionômero de vidro especialmente para restaurações usadas no TRA	34
Figura 13 - Apresentação comercial do ionômero <i>Ionofil Molar</i> [®] , da VOCO ...	36
Figura 14 - Gráfico com teste de flexão a 4 pontos – resistência flexural	36
Figura 15 - Gráfico do teste de abrasão feito com 10.000 ciclos.....	37
Figura 16 - Apresentação comercial do material <i>Vitro Molar</i> [®]	38

Figura 17 - Ionômero de vidro <i>Vidrion R</i> [®] na forma de pó e de líquido, com indicação para restauração	39
Figura 18 - Estudo comparativo, feito pelo próprio fabricante, de alguns tipos de ionômero de vidro convencional da marca <i>Vidrion</i>	41
Figura 19 - Dente sem e com restauração recebendo aplicação da carga de compressão	46
Figura 20 - Materiais compósitos odontológicos ionoméricos (<i>Vidrion R</i> [®] , <i>Fuji IX</i> [®] , <i>Ionofil Molar</i> [®] e <i>Vitro Molar</i> [®]) utilizados na pesquisa	49
Figura 21 - Moldes de silicone para confecção das barras (a) para ensaios de dureza, desgaste e análise microestrutural e (b) para ensaios de tenacidade à fratura	51
Figura 22 - Molde de resina acrílica para confecção de cilindros para ensaios de resistência à compressão	51
Figura 23 - Isolante <i>Cel-Lac</i> [®] para ser aplicado nas paredes internas dos moldes de acrílico	52
Figura 24 - Pincel utilizado para a aplicação do isolante nos moldes de acrílico	53
Figura 25 - Placa de vidro	53
Figura 26 - Espátula plástica para mistura do ionômero e sua inserção em alguns moldes	54
Figura 27 - Espátula plástica para inserção do ionômero em alguns moldes	54
Figura 28 - Luvas de procedimento	55
Figura 29 - Rolopack	55
Figura 30 - Papel Laminado	56
Figura 31 - Pinça para se manipular as amostras já curadas	57
Figura 32 - Banho-Maria	57
Figura 33 - Água utilizada na imersão do material em banho-maria	58
Figura 34 - (a) Termômetro utilizado tanto para medir a temperatura da água no banho-maria quanto da temperatura ambiente e utilizada para o resfriamento da placa de espatulação. (b) Temperatura de 37 °C que se manteve no banho-maria	59

Figura 35 - Tape-wear onde foram colocadas as amostras	59
Figura 36 - Dispositivo de acrílico para que as amostras ficassem apoiadas durante a sua imersão em água	60
Figura 37 - Papel-toalha	60
Figura 38 - Ilustração do corpo de prova para análise microestrutural, ensaios de dureza e ensaios de desgaste	63
Figura 39 - Material sendo inserido no molde	63
Figura 40 - (a) Rolopack sendo colocado sobre o material ionomérico no molde. (b) Papel alumínio sendo colocado por cima do Rolopack	64
Figura 41 - (a) Amostra de material ainda com rebarbas, logo após ter sido retirada do molde. (b) Corpo de prova após ter sido lixado e polido	64
Figura 42 - Ilustração do corpo de prova para o ensaio de tenacidade à fratura .	65
Figura 43 - (a) Material dentro do molde de silicone (4 x 8 x 35 mm). (b) Corpo de prova após ser lixado e polido	65
Figura 44 - Ilustração do corpo de prova para o ensaio de resistência à compressão	66
Figura 45 - Material ionomérico no molde de compressão	66
Figura 46 - Corpo de prova após ser confeccionado, sendo visualizado (a) na vertical e (b) na horizontal	67
Figura 47 - (a) Equipamento <i>Malvern Mastersizer Micro “Plus”, MAF 5001</i> . (b) Visão mais aproximada da água com o pó do material a ser analisado, no Becker	69
Figura 48 - Microdurômetro Vickers	70
Figura 49 - Peso de 100 g utilizado no microdurômetro Vickers	71
Figura 50 - Foto dos dispositivos metálicos para o acabamento e polimento das amostras para o ensaio à compressão	73
Figura 51 - Esquema ilustrativo de visualização dos moldes de polimento da amostra para ensaio de compressão	73
Figura 52 - Foto da altura diferenciada dos dois dispositivos de acabamento e polimento utilizados para a amostra de ensaio à compressão	74

Figura 53 - (a) EMIC utilizada para os ensaios de resistência à compressão. (b) Corpo de prova posicionado para o início do ensaio	74
Figura 54 - O corpo de prova posicionado na máquina EMIC (a) no início e no (b) final do ensaio à compressão	75
Figura 55 - Vistas (a) lateral e (b) frontal do dispositivo de acrílico usado para firmar a amostra para receber o entalhe	77
Figura 56 - (a) Fresa de aço utilizada para fazer o entalhe na amostra. (b) Dispositivo com a amostra entalhada e sua (c) vista lateral	77
Figura 57 - Máquina EMIC onde foram realizados os ensaios de tenacidade à fratura	78
Figura 58 - Ilustração do corpo de prova entalhado, para ensaio de tenacidade à fratura, com os respectivos símbolos	79
Figura 59 - (a) Equipamento <i>GENTEST</i> com (b) a bomba peristáltica e (c) a suspensão abrasiva com o agitador magnético	81
Figura 60 - Máquina de desgaste com a visualização do (a) peso utilizado, (b) a amostra presa no dispositivo próprio, e (c) o abrasivo sendo aplicado na esfera de aço	82
Figura 61 - Ilustração da impressão devido ao desgaste	82
Figura 62 - Gráfico comparativo da distribuição de partículas dos ionômeros <i>Fuji IX[®]</i> , <i>Ionofil Molar[®]</i> , <i>Vitro Molar[®]</i> e <i>Vidrion R[®]</i>	86
Figura 63 - Material <i>FIX</i> - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento	88
Figura 64 - Material <i>IM</i> - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento	89
Figura 65 - Material <i>VM</i> - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento	90

Figura 66 - Material VR - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento	91
Figura 67 - endentação observada no MO após ensaio de dureza Vickers realizado	93
Figura 68 - Gráfico ilustrativo dos valores médios e desvios-padrão da dureza Vickers dos quatro materiais estudados	94
Figura 69 - Gráfico do resultado das médias e desvios-padrão dos quatro materiais estudados segundo a sua resistência à compressão	98
Figura 70 - Gráfico ilustrativo das médias e desvios-padrão dos valores dos módulos de elasticidade, resultantes dos ensaios de compressão	99
Figura 71 - Fotografias do corpo-de-prova após o ensaio de compressão feito, numa visão (a) lateral, (b) superior e (c) mais aproximada	100
Figura 72 - Fotos da fratura em lascas apresentada pelo corpo de prova após o ensaio à compressão. (a) Visão superior. (b) Visão lateral. (c) Eixo do corpo de prova	101
Figura 73 - Corpo de prova pré-entalhado posicionado na máquina EMIC, antes e depois do ensaio de tenacidade à fratura	104
Figura 74 - Corpo de prova fraturado	104
Figura 75 - Gráfico de carga versus deslocamento dos materiais <i>FIX</i> , <i>IM</i> , <i>VM</i> e <i>VR</i>	105
Figura 76 - Gráfico Ilustrativo dos valores das médias e desvios-padrão dos ensaios de fratura	106
Figura 77 - (a) e (b) Exemplos de algumas impressões produzidas por desgaste em um mesmo material ionomérico	108
Figura 78 - Foto de um desgaste resultante de 1000 ciclos	109
Figura 79 - Foto de um desgaste resultante de 1500 ciclos	110
Figura 80 - Foto de um desgaste resultante de 2000 ciclos	111
Figura 81 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 2000 ciclos	112
Figura 82 - Taxa de desgaste dos 4 materiais estudados com seus ciclos de desgaste (1000, 1500 e 2000)	114

Figura A1 - Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Fuji IX [®]	127
Figura A2 - Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Ionofil Molar [®]	128
Figura A3 - Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Vitro Molar [®]	129
Figura A4 - Distribuição das Partículas do pó do material ionomérico Vidrion R [®]	130
Figura A5 - Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji IX [®] e Ionofil Molar [®]	131
Figura A6 - Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji IX [®] e Vitro Molar [®]	132
Figura A7 - Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji X [®] e Vidrion R [®]	132
Figura B1 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 1000 ciclos feitos	136
Figura B2 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 1500 ciclos feitos	137

ÍNDICE DE TABELAS

Fig.

Tabela 1 - Composição de vidros ionoméricos segundo Wilson & McLean, em 1988	14
Tabela 2 - Composição do material compósito de ionômero de vidro <i>Fuji IX</i> [®]	35
Tabela 3 - Composição do material compósito de ionômero de vidro <i>Vitro Molar</i> [®]	38
Tabela 4 - Composição do material compósito de ionômero de vidro <i>Vidrion R</i> [®] .	40
Tabela 5 - Algumas propriedades de materiais para restauração	42
Tabela 6 - Algumas características de dois tipos de materiais compósitos	42
Tabela 7 - Materiais utilizados na pesquisa, com seu fabricante, cor, lote e data de expiração, respectivamente	50
Tabela 8 - Distribuição das barras e cilindros fabricados	61
Tabela 9 - Diâmetro das partículas dos pós de ionômero de vidro referentes a 50 % e 90 %	85
Tabela 10 - Os valores de microdureza Vickers, com a média e desvio-padrão (DP), dos materiais estudados	94
Tabela 11 - Valores das tensões de fratura em compressão, com suas médias e desvios-padrão (MPa)	97
Tabela 12 - Valores dos módulos de elasticidade em compressão, com suas médias e desvios-padrão (MPa)	99
Tabela 13 - Valores de K crítico efetivo críticos apresentados pelos materiais do estudo, com as médias e desvios-padrão (MPa.m ^{1/2})	105
Tabela 14 - Valores das taxas de desgaste de 2000 ciclos, com suas médias e desvios-padrão [mm ³ /N.mm].....	112
Tabela B1 - Valores da análise estatística das médias e desvios-padrão de dureza Vickers dos materiais	133
Tabela B2 - Valores estatísticos dos ensaios de resistência à compressão	133
Tabela B3 - Valores estatísticos dos módulos de elasticidade em compressão	134
Tabela B4 - Valores estatísticos dos ensaios de tenacidade à fratura	134
Tabela B5 - Valores estatísticos do desgaste com 1000 ciclos	134

Tabela B6 - Valores estatísticos do desgaste com 1500 ciclos	135
Tabela B7 - Valores estatísticos do desgaste com 2000 ciclos	135

LISTA DE EQUAÇÕES	Fig.
Equação 1 - Dureza Vickers	71
Equação 2 - Resistência à Compressão	75
Equação 3 - Tenacidade à Fratura (K_{IC})	79
Equação 4 - Profundidade da Cratera de Desgaste	83
Equação 5 - Volume de Material Removido no Desgaste	83
Equação 6 - Distância Percorrida em Cada Ciclo.....	83
Equação 7 - Taxa de Desgaste	83

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

<i>a</i>	= comprimento do entalhe na amostra de tenacidade à fratura.
ADA	= Associação Dentária Americana.
ASTM	= Associação Americana para testes e materiais.
<i>B</i>	= Espessura da amostra no ensaio de tenacidade à fratura.
<i>C</i>	= Resistência à compressão.
Cel-Lac [®]	= Material Isolante usado para resina acrílica.
CIV	= Cimento de Ionômero de Vidro.
DPou dp	= Desvio-padrão.
<i>d</i>	= diâmetro da impressão feita com a esfera no ensaio de desgaste.
<i>d</i>	= Medida do diâmetro da amostra utilizada no ensaio de compressão.
<i>D</i>	= Diâmetro das partículas de ionômero de vidro.
DFL	= Fabricante do ionômero de vidro Vitro Molar [®] .
<i>Dt</i>	= distância percorrida em cada ciclo do ensaio de desgaste.
FIX	= Identificação para o ionômero de vidro Fuji IX [®] .
GC Corporation	= Fabricante do ionômero de vidro Fuji IX [®] .
GIC	= Cimento ionômero de vidro prático ou convencional.
<i>h</i>	= Altura da extremidade da impressão da esfera, do ensaio de desgaste, até a linha do diâmetro (do fundo).
IM	= Identificação para o ionômero de vidro Ionofil Molar [®] .
ISO	= International Organization of Standardization (Norma de Organização Internacional).
<i>Kc</i>	= Tenacidade à fratura efetiva.
KHN ou HK	= Dureza Knoop.
<i>L</i>	= Comprimento das diagonais da pirâmide de diamante das impressões feitas no ensaio de dureza Vickers.

MO	= Microscópio ótico.
N	= No. de voltas em cada ciclo do ensaio de desgaste.
OMS	= Organização Mundial de Saúde.
<i>P</i>	= Carga máxima aplicada no ponto de fratura do ensaio de tenacidade à fratura e carga aplicada no ensaio de dureza Vickers.
Q	= Carga utilizada no ensaio de desgaste.
R	= Raio da esfera de aço utilizada no ensaio de desgaste.
S	= Distância entre os suportes (span) do ensaio de tenacidade à fratura.
SSWhite	= Fabricante do ionômero de vidro Vidrion R [®] .
T	= Taxa de desgaste.
TRA ou ART	= Tratamento Restaurador Atraumático.
VM	= Identificação para o ionômero de vidro Vitro Molar [®] .
VNH ou	= Dureza Vickers.
VPH	
VOCO	= Fabricante do ionômero de vidro Ionofil Molar [®] .
VR	= Identificação para o ionômero de vidro Vidrion R [®] .
W	= Altura da amostra de tenacidade à fratura.
θ	= Ângulo entre as faces opostas do diamante utilizado nas impressões do ensaio de dureza Vickers.
ρ	= Força máxima aplicada no ensaio de resistência à compressão.

1 - INTRODUÇÃO

A melhor maneira de se criar uma alternativa de material restaurador para os dentes seria fazer uma cópia da substância dura do dente natural. Muitos materiais restauradores dentais disponíveis refletem a definição natural de construção de substância dura do dente até onde eles são considerados materiais compósitos, consistindo de uma matriz orgânica com partículas preenchedoras inorgânicas embutidas. Atualmente, vemos os fatores característicos convencionais do ionômero de vidro e desses mesmos materiais modificados por resina, delineando algumas estratégias para o desenvolvimento com sucesso de um melhor material restaurador. Os ionômeros de vidro para a odontologia restauradora vieram progredindo desde o final da década de 1960 e foram inicialmente descritos em 1971 por Wilson & Kent [1].

O ionômero de vidro é indicado em especial pela sua biocompatibilidade, adesão química às estruturas dentárias, liberação de flúor e ação cariostática. Além do mais, este material tem sido preconizado pela OMS (Organização Mundial de Saúde) para a sua utilização no chamado Tratamento Restaurador Atraumático (TRA ou ART) [2], isto é, uma técnica aplicada em áreas rurais, públicas ou onde não se têm recursos financeiros nem equipamentos odontológicos para os tratamentos dentários necessários e convencionais, tendo-se que fazer uso de instrumentos manuais para tal procedimento.

A motivação desta pesquisa surge pelo fato do material compósito de ionômero de vidro de escolha atualmente para a aplicação da técnica do TRA ser o chamado *Fuji IX*[®], que se apresenta no mercado com um valor muito elevado. Torna-se uma incoerência fazer uso de um compósito de ionômero de vidro de alto custo com uma técnica tão simples e em locais de baixíssima renda, em áreas sem uma infra-estrutura para um correto tratamento restaurador.

É de fundamental importância e necessidade que sejam feitas mais pesquisas laboratoriais *in vitro* a partir de materiais ionoméricos existentes no mercado para a identificação de outras opções de material restaurador para o TRA apresentando baixo custo ou preços bem mais acessíveis, tendo a mesma aplicação, com as mesmas

propriedades desejadas para o material e mantendo, mesmo que provisoriamente, o dente e a estrutura dental perdida.

A proposta deste trabalho é de se fazer, então, uma comparação *in vitro*, ainda não existente, de quatro tipos diferentes de ionômero de vidro como material restaurador, de diferentes marcas comerciais previamente selecionadas, e tendo o *Fuji IX*[®] como material de referência, dentre os materiais a serem pesquisados. Esta comparação compreende tanto uma ampla revisão bibliográfica quanto ensaios mecânicos para a análise das propriedades dos mesmos, bem como uma análise microestrutural das quatro marcas comerciais diferentes de ionômero de vidro do tipo convencional, a saber: o *Fuji IX*[®], o *Ionofil Molar*[®], o *Vitro Molar*[®] e o *Vidrion R*[®]. De acordo com os resultados obtidos na tese, possivelmente teremos outros materiais oferecendo boas propriedades mecânicas e com um menor custo para utilização na técnica do TRA.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 - Restauração Dentária

O dente natural sempre será o melhor material dentário indicado para se ter na cavidade bucal, visto que ele é composto de hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ e colágeno. Mas, este material naturalmente presente nos dentes pode ser destruído devido à presença de ácido láctico resultante do metabolismo de bactérias presentes na boca, como é o caso do *Streptococcus Mutans*, podendo levar à doença chamada cárie [3] que é considerada também como uma doença multifatorial.

A cárie dentária é um processo que ocorre a partir de um desequilíbrio entre os íons cálcio e fosfato do tecido dentário e da saliva, mediado por microrganismos da placa dental. O caminhar deste processo leva à perda da estrutura dental e conseqüente evolução a cavitações que começam a se tornar visíveis clinicamente [4].

Quando se começa a pensar então no tratamento restaurador, deseja-se não somente restabelecer a estrutura dentária que fora perdida mas também retomar a saúde bucal do paciente através desta terapia restauradora e conseqüente redução dos níveis de infecção bucal com a finalidade de se equilibrar os componentes minerais da superfície dental [4]. Assim, faz-se necessário o desenvolvimento de novos materiais que atendam a esta necessidade de substituir a perda dos componentes do dente, restaurando-o e levando-o novamente a um estado sadio [3]. A finalidade das restaurações é de preencher a cavidade dentária, após remoção de cárie e preparo, com um material substituto a fim de se recuperar a perda de estrutura dentária estabelecendo um equilíbrio das estruturas internas da boca, mastigação e oclusão. As dificuldades normais enfrentadas com a restauração no dente, dentro da cavidade bucal, tais como o contato com a saliva ou ácidos, o efeito da mastigação, etc... não devem ser esquecidas paralelamente ao estudo presente, mesmo em se tratando de um estudo *in vitro*. Também uma das considerações a serem feitas é que o ionômero de vidro quando analisado *in vitro*, tende a apresentar resistências maiores do que *in vivo* [5].

Pesquisas são feitas com o objetivo de se desenvolver materiais que possuam propriedades tanto mecânicas, similares a dos dentes naturais, quanto de resistência a reações químicas, para com o ácido láctico ou outras substâncias presentes na saliva e nos alimentos em geral [3].

Os materiais de utilização na odontologia restauradora devem ter características tais como: fácil manuseio e aplicação, alta resistência à degradação e corrosão no ambiente bucal e ainda serem biologicamente inertes. Estes materiais devem adquirir rapidamente as propriedades mecânicas desejadas como a alta resistência a pressões, expansão térmica similar ao dente natural, selamento hermético com o tecido dentário vizinho, cor e transparência de acordo com o dente natural e também possuírem baixo custo [3].

2.2 - Tratamento Restaurador Atraumático

O Tratamento Restaurador Atraumático (TRA ou ART) é uma técnica com pouca invasão dentária, cujo preparo cavitário e remoção de tecido cariado é feito somente a partir de instrumentos manuais, geralmente sem anestesia, em dentes sem comprometimento pulpar e restaurados essencialmente com um material restaurador misturado à mão e autopolimerizável [6], como é o caso do ionômero de vidro convencional.

A técnica simples e de fácil manuseio teve seu início de utilização na África, em meados dos anos 80, se difundindo depois para outras regiões do mundo, como o Caribe e a Tailândia. Nesta época, na Tanzânia, onde a severidade e a prevalência da doença cárie chegava à níveis preocupantes, um pesquisador chamado Frencken centraliza seus estudos para uma alternativa ao tratamento dentário curativo convencional, primeiramente utilizando um tipo de cimento de poliacrilato. Frencken *et al.* [6] desenvolvem então um projeto direcionado à saúde bucal em campos de refugiados situados na fronteira entre a Tailândia e Camboja. Baseavam-se em resultados de estudos que mostravam a efetividade de procedimentos restauradores manuais na remoção da cárie e restauração do dente sem a utilização de equipamentos elétricos. Após o pesquisador acompanhar por alguns meses os

pacientes que receberam tal iniciativa odontológica, pôde perceber que todas as restaurações feitas por ele, mesmo apresentando algum desgaste, estavam em bom estado.

Após um ano, a taxa de sucesso de TRA em dentição permanente, foi de 93%. E a técnica também foi muito bem aceita pelas crianças que compareciam ao tratamento [7,8].

Em 1994, em genebra, durante a comemoração do Ano Mundial da Saúde Oral, também é lançado pela Organização Mundial de Saúde um Manual do Tratamento Restaurador Atraumático.

Em 1995, estudos no Zimbábue mostraram o sucesso da técnica em 85% das superfícies após três anos que foram restauradas [6].

A nova técnica restauradora do TRA leva atendimento a populações de áreas carentes, com alto risco à cárie, na falta de uma infra-estrutura para a realização de um tratamento odontológico convencional. Com este método, a exposição pulpar é evitada e o número de extrações de dentes destruídos pela cárie dental diminuído.

Segundo Imparato, o TRA é uma evolução da chamada adequação do meio bucal, vinda desde a década de 60 [9].

Com a chegada dos materiais restauradores adesivos, novas técnicas surgem procurando preservar tecido dental sadio. Dentro destas técnicas é incluída a técnica do TRA, fazendo com que haja uma intervenção mínima no dente, aumentando seu tempo de vida útil [6]. O ionômero de vidro quimicamente ativado, então, passa a ser o material escolhido para a utilização no TRA, devido às suas vantagens, dentre elas a sua aderência química ao dente, a liberação de flúor e o fato de não causar inflamações, além de ter uma rápida aplicação e maior aproveitamento de tempo no atendimento [9]. Inclusive, o *Fuji II*[®] (com indicação para restauração dentária) foi um dos primeiros ionômeros a serem utilizados para a técnica, antes do *Fuji IX*[®] (que veio posteriormente, especificamente confeccionado para o TRA) [6]. Na técnica do TRA, o ionômero de vidro é inserido na cavidade dental e, na maioria das vezes, é feita uma pressão digital sobre a restauração. E, segundo Imparato, esta restauração com o ionômero de vidro não precisa ser provisória [9].

No Brasil, a técnica do TRA chega em meados de 1995, com o intuito de levar saúde bucal a regiões de baixa renda ou sem infra-estrutura adequada para a implantação de um tratamento odontológico convencional [7,8]. A partir do 2º. Congresso Mundial de Odontologia em Londrina, em 2001, a nova técnica é revelada com tendência a

revolucionar o atendimento no setor público. Sua divulgação pela primeira vez no Congresso foi denominada Tratamento de Restauração Atraumática (ART ou TRA) e foi desenvolvida por várias comissões da área de saúde bucal [10]. É um método que possibilita tratar as cáries em seu estágio inicial.

A técnica do TRA é considerada uma medida de Saúde Pública, um controle da doença cárie de caráter permanente, etapa curativa feita em uma única vez, mas de valor definitivo [11]. São utilizados, nesta técnica, como já foi dito, somente instrumentos manuais, isto é, não fazendo uso de nenhum tipo de equipamento sofisticado para tal procedimento. Esta técnica é indicada tanto para países e locais onde não se tem disponibilidade de aparelhos modernos e/ou energia elétrica, sendo aplicada em áreas rurais, escolas, SUS, etc... quanto em países desenvolvidos a fim de se tratar os primeiros dentes decíduos já cariados em crianças. O compósito de ionômero de vidro utilizado é o do tipo convencional, que tem sua explicação mais à frente. Uma das etapas da técnica é a de preencher a cavidade dentária com este compósito.

O amálgama, material até então muito utilizado para se fazer obturações, começa a ter seus dias contatos ao ser substituído pelo material restaurador chamado de ionômero de vidro, mesmo que o amálgama seja preferível em locais de stress oclusal, devido às suas melhores propriedades mecânicas apresentadas [10,12].

O material compósito ionomérico mais indicado atualmente para a técnica do Tratamento Restaurador Atraumático é o *Fuji IX*[®], embora outros materiais como o *Ionofil Molar*[®] e o *Vitro Molar*[®] tenham sido fabricados na intenção de atender também à indicação desta técnica. O material *Vidrion R*[®] que, a princípio, não tem indicação do fabricante para o Tratamento Restaurador Atraumático, tem sido muito usado para esta técnica no setor público. Inclusive, alguns autores [13] que fazem uso corriqueiro do material *Vidrion R*[®] na prática odontológica de rede pública, para a técnica do TRA, salientam que o *Fuji IX*[®] pode até possuir indicações de um material perfeito para o TRA e utilização na odontopediatria, mas têm um preço tão mais elevado que somente justificaria o seu uso caso seu preço se igualasse ao do *Vidrion R*[®].

2.3 - Materiais Compósitos

A maioria das tecnologias modernas exige materiais com combinações incomuns de propriedades que não podem ser atendidas somente pelas cerâmicas, ligas metálicas ou materiais poliméricos convencionais. Na indústria aeronáutica, por exemplo, os engenheiros estão buscando cada vez mais materiais estruturais que possuam baixas densidades, sejam fortes, rígidos, que apresentem resistência à abrasão e ao impacto, e que ao mesmo tempo não sejam facilmente corroídos [14].

Combinações e faixas de propriedades dos materiais foram e ainda estão sendo ampliadas através do desenvolvimento dos materiais chamados compósitos. Desde 1920, quando Griffith [15] volta seus estudos para materiais reforçados por fibras, uma nova classe de materiais com grande importância começa a surgir. Estes materiais são os compósitos, que aparecem com o intuito de combinar características de rigidez e elevada resistência mecânica com baixa densidade. Com isso, os setores aeroespacial, automobilístico, petrolífero, etc... saem ganhando, visto que se encontram ávidos por materiais com alto desempenho.

A palavra “compósito” (do latim “compositus”) refere-se ao material constituído de vários componentes distintos cuja associação confere ao conjunto propriedades que isoladamente não possuem [12]. São materiais multifásicos, produzidos artificialmente, que possuem melhores propriedades do que suas fases constituintes isoladamente [16].

Existe também uma variedade de compósitos que ocorre na natureza, como é o caso da madeira que consiste em fibras de celulose resistentes e flexíveis, que são envolvidas e mantidas unidas por meio de um material chamado lignina, assim como os ossos, que são um compósito constituído pela união do colágeno (uma proteína forte e mole) e da apatita (mineral duro e frágil) [14].

Todo compósito é formado por uma fase matriz que pode ser metálica, polimérica ou cerâmica, e por uma fase dispersa que pode ser em forma de fibras longas ou curtas, alinhadas ou não, ou em forma de partículas pequenas ou grandes [14, 17].

Na figura 1 [16] a seguir vemos as classes de compósitos e seus tipos genéricos.

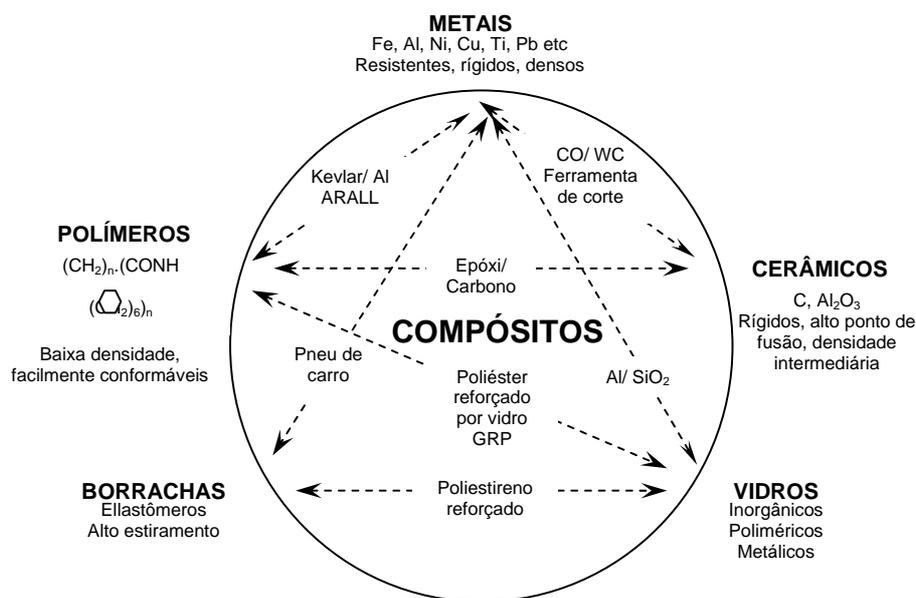


Figura 1 – Duas ou mais combinações de materiais dos compósitos.

A grande maioria dos materiais compósitos, então, são formados por apenas duas fases: a chamada matriz, que se apresenta contínua e que envolve a outra fase chamada fase dispersa ou reforço. A função da matriz é de manter o reforço unido e protegê-lo de danos superficiais e ataques químicos, além de conferir flexibilidade e facilitar a conformação do material. A matriz também é responsável pela transferência de carga para o reforço, com isso, apenas uma pequena parte de carga aplicada é sustentada pela matriz. Já a fase dispersa ou reforço tem por finalidade suportar a maior parte da carga aplicada, ou seja, esta fase é responsável pela resistência do material, impedindo assim o escoamento da matriz [16]. A fase particulada é mais rígida e mais dura do que a fase matriz [14].

As propriedades finais dos materiais compósitos são funções das propriedades das fases constituintes, suas respectivas quantidades e geometria da fase dispersa, que engloba o tipo de reforço (partículas, fibras, “whiskers”, etc.), tamanhos, distribuição e orientação [16].

Os materiais compósitos de uma forma geral são divididos em três grandes classes, de acordo com o tipo de reforço utilizado:

a) Compósitos reforçados por partículas:

— partículas grandes

- endurecidos por dispersão (com diâmetros entre 0,01 e 0,1 μm)
- b) Compósitos reforçados por fibras:
 - fibras longas (alinhadas)
 - fibras descontínuas (curtas alinhadas ou orientadas aleatoriamente)
- c) Compósitos estruturais:
 - laminados
 - painéis sanduíches [16].

Em uma visão tecnológica, os compósitos com reforço em forma de fibras são considerados mais importantes, por serem mais eficientes que os de forma particulada [14], porém neste trabalho, devido aos materiais que vamos trabalhar, será focalizado o compósito com matriz polimérica reforçado por partículas.

Várias características geométricas e espaciais das partículas da fase dispersa poderão influenciar as propriedades dos compósitos, tais como o seu tamanho, forma, concentração, distribuição e orientação [14]. Para que possa ocorrer um reforço eficaz, as partículas devem ser pequenas e devem estar distribuídas por igual por toda a matriz. Além disso, a fração volumétrica das duas fases influencia o comportamento do material, como as propriedades mecânicas que são melhoradas com o aumento do teor do material particulado [14].

O reforço ou melhoria do comportamento mecânico, por exemplo, vai depender também da ligação forte que existe na interface matriz-partícula [14].

2.4 - Materiais Compósitos Odontológicos

Os materiais compósitos surgem na odontologia como materiais restauradores no final da década de 50. Bowen (1962) desenvolve um sistema restaurador sendo constituído de dois componentes: uma matriz de resina e um preenchimento ou carga de um vidro de boro-silicato no formato de pequenas esferas e hastes [18,19]. As primeiras aplicações dos compósitos odontológicos se deram de forma direta e para dentes anteriores.

Devido ao avanço tecnológico e necessidade da clínica dentária, começam a surgir novos materiais, dos mais variados tipos e com diversas aplicações. Muitos materiais começam a ser utilizados direta ou indiretamente e, com a demanda por estética, por parte dos pacientes, os compósitos diretos passam a ser utilizados também em dentes posteriores [20].

Segundo Gibson (1994), os materiais mais utilizados como matriz dos compósitos modernos são os polímeros [21]. Em relação às partículas de reforço, durante os 10 primeiros anos de existência, a maioria dos compósitos continham partículas de quartzo em tamanhos de 20 a 35 μm [19].

Os materiais dentários são geralmente considerados de acordo com a sua composição. As formulações básicas são comumente alteradas pelo fabricante para moldar as características de manipulação, tais como o tempo de cura, ou suas propriedades, como a espessura da película, resistência, etc... de modo a enquadrá-la à aplicações específicas. Os materiais de uma forma geral são utilizados tanto para a estética dos dentes quanto para restaurações definitivas e temporárias como intermediárias. E como indicação também se faz uso do silicato e do ionômero de vidro [5].

No estudo em questão, o material a ser tratado será o ionômero de vidro convencional, composto de uma matriz polimérica com reforço de partículas de vidro.

2.5 - Ionômero de Vidro

O compósito de ionômero de vidro é um material desenvolvido nos anos 70 e desde então vem sofrendo várias alterações com o intuito de melhorar as suas propriedades. O material significa um marco na odontologia devido a seu comprovado potencial de adesão, por meios físico-químicos, tanto para o esmalte quanto para a dentina. Com isso, preserva-se tecido dental sadio, visto que se torna desnecessária a confecção de preparos da cavidade com retenções mecânicas adicionais, proporcionando ainda margens completamente seladas. O fornecimento de íons flúor às estruturas dentais adjacentes às restaurações feitas mostra também, juntamente com uma grande compatibilidade biológica, vantagens a serem

consideradas quanto ao material [3,22,23], principalmente no uso odontopediátrico, contribuindo para a inibição das cáries secundárias.

O ionômero de vidro, ainda em teste, foi inicialmente citado por Wilson e Kent em 1971 [1] e primeiramente comercializado em 1975 na Europa. O material tem sua metodologia testada também no Uruguai, Equador e Panamá [10,23] e exige basicamente um mínimo de equipamento para a sua utilização, acarretando custos menores do que os materiais de uso convencional.

O termo “ionômero de vidro” é um nome genérico uma vez que se trata do pó que é um vidro e da reação de cura, juntamente com a união adesiva à estrutura dentária, envolvendo ligações iônicas [24]. Segundo alguns autores esta nomenclatura não é a mais apropriada, visto que se trata de uma cadeia de polímeros com uma pequena porção de grupos ionizáveis e ionizados, normalmente da ordem de 5 a 10%. Assim, não se mostra compatível com o material compósito dentário de ionômero de vidro. Por isso, o termo mais aceitável para o material é ser conhecido como um polialcanoato de vidro. Estes materiais foram desenvolvidos a partir do pó dos cimentos de silicato e do líquido dos cimentos de policarboxilato de zinco, aproveitando os benefícios das propriedades dos dois materiais [25,26,27,24,12]. Inclusive, o ionômero de vidro deveria ser definido como sendo um material constituído de um vidro básico e um polímero ácido, que reagem entre si em uma reação ácido-base. O vidro sendo geralmente como um pó fino triturado que ao entrar em contato com o ácido aquoso liberado do cimento em formação, tende a liberar íons Ca^{2+} , Al^{3+} e, provavelmente, Sr^{2+} , La^{2+} ou Zn^{2+} , de acordo com a sua composição. O polímero ácido é normalmente ácido poliacrílico, que pode abranger polímeros e copolímeros dos ácidos acrílico, itacônico, maleico e vinil fosfônico [12].

Os ionômeros de vidro estão sendo utilizados desde 1985 e, como já foi dito anteriormente, estão sendo cada vez mais aperfeiçoados [25].

Quanto ao uso do ionômero de vidro na técnica do Tratamento Restaurador Atraumático, de interesse para o nosso presente estudo, pode-se dizer que, um dos primeiros materiais a serem utilizados foi o ionômero de vidro *Fuji II*[®] (próprio para restauração), sendo testado para a técnica na Tailândia entre 1991 e 1994, e o ionômero *Fuji IX*[®] posteriormente, entre 1994 até 1997 (sendo confeccionado com a indicação própria para o TRA), como já foi anteriormente mencionado. [6]. E viu-se que a única

diferença de um para o outro se dava no aumento da proporção pó-líquido, fazendo com que o mesmo se tornasse mais consistente e mais rígido do que o primeiro, mesmo que isto implicasse em uma maior dificuldade na manipulação do material [6].

2.6 - Ionômero de Vidro Convencional

A denominação do ionômero de vidro como sendo convencional surgiu com o avanço da ciência e desenvolvimento de outros ionômeros de vidro com adição de alguns componentes em sua estrutura. Os compósitos de ionômero de vidro, baseados em sua composição, são divididos nos seguintes grupos: convencional (o líquido sendo uma solução aquosa de ácido poliacrílico e o pó sendo partículas de vidro; anidro (o líquido sendo somente água destilada e o pó contendo o ácido poliacrílico); reforçado por metal (pó com acréscimo de liga de amálgama ou metal sinterizado); e modificado por resina (substituição de parte do ácido poliacrílico por hidroxietilmetacrilato) [24, 28].

O ionômero de vidro convencional, de uma forma geral, apareceu em 1972 por Wilson e Kent [29]. Na década de 80 surge o ionômero com adição de partículas de limalha de amálgama [30]. Com o passar do tempo, em 1988, surge um outro ionômero de vidro, modificado por resina, sendo desenvolvido com o intuito de melhorar algumas propriedades e resistência mecânica do ionômero de vidro propriamente dito [29]. Este novo ionômero modificado por resina, gerado no início da década de noventa, também é chamado de ionômero híbrido. Nesta nova fórmula são incorporados em torno de 20 % de resina na composição do material [31].

Com isso, é chamado ionômero de vidro convencional o primeiro ionômero mencionado, que pode ser distinguido dos demais por se apresentar “puro”, sem adição de nenhum outro componente na sua formulação que não seja a sua matriz polimérica com partículas de vidro. O mesmo se apresenta como pó e líquido e de cura química, após mistura manual feita pelo próprio operador, explicação que será dada mais adiante.

Quanto à sua utilização, pode-se dizer que é bastante usado, principalmente em clínicas especializadas em odontopediatria, devido às boas propriedades que apresenta e que serão

mencionadas posteriormente. E quanto ao acréscimo de outros agentes ou modificações em sua composição, vemos que, para ambos os tipos existirão sempre vantagens e desvantagens no seu uso. Em um estudo comparativo feito [29], notou-se que não houve muita melhora ou diferenças significativas na microdureza superficial quando da comparação do ionômero de vidro modificado por resina com o ionômero convencional, por exemplo.

No cimento de ionômero de vidro modificado por resina em comparação com o cimento convencional pôde-se constatar que a adição de resina aumentou consideravelmente a tenacidade à fratura mas alguns autores colocam que a tenacidade à fratura de cimentos de ionômero de vidro convencionais melhorou com o aumento da massa molecular do componente ácido poliacrílico [32].

E torna-se importante salientar que, no estudo presente, os itens a seguir e os ionômeros mencionados e utilizados na pesquisa vão se referir somente e sempre ao ionômero chamado convencional.

2.6.1 – Classificação

O material ionômero de vidro geralmente é classificado de acordo com a sua aplicabilidade clínica. Os tipos de apresentação e indicação do material são voltados para prevenção, restauração, cimentação e forramento [33,22]. Segundo a International Organization of Standardization (ISO) número 7489 (1986) o material é classificado como tipo I quando destinado para a cimentação, é dito do tipo II ao ser formulado para restaurações, e é rotulado como do tipo III quando para forramento e base para restaurações de outros materiais [34,24]. Mas, embora o material seja na prática muito utilizado como forrador e base protetora para as cavidades dentárias [22,27], além da sua aplicação como restauração e cimentação em geral, cabe aqui dizer que o presente estudo terá suas pesquisas e enfoque voltado para o material do tipo II, com indicação para restaurações.

Em termos de nomenclatura, o material é chamado corriqueiramente na odontologia de “cimento ionômero de vidro” (CIV), independente da classificação e do tipo de aplicação

específica. Inclusive, a palavra “cimento” é definida segundo o dicionário Aurélio da língua portuguesa, como uma substância em pó utilizada como aglomerante, ou com o intuito de ligar determinados materiais que, quando umedecida, é usada em estado plástico e depois endurece, devido à perda de água. O cimento também tem para os dentistas a definição de uma massa aglutinante a ser utilizada pelos mesmos.

2.6.2 - Composição

Os vidros originais do ionômero se baseiam na composição $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-AlPO}_4\text{-Na}_3\text{AlF}_6$. Segundo Wilson & McLean, tem-se uma razão $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$ igual a 1:2 ou mais. [35]. Os últimos vidros em materiais comerciais apresentavam mais sódio e menos fluoreto. A composição química característica dos vidros ionoméricos é descrita na tabela 1 [35].

Tabela 1 - Composição de vidros ionoméricos segundo Wilson & McLean, em 1988.

ESPÉCIES	COMPOSIÇÃO (%)
SiO_2	41,9
Al_2O_3	28,6
AlF_3	1,6
CaF_2	15,7
NaF	9,3
AlPO_4	3,8

Os primeiros materiais a receberem a incorporação de fluoretos em sua composição foram os cimentos de silicato. Com a incorporação de fluoretos havia uma redução da solubilidade do cimento quando em água, e durante a confecção do pó era oferecida uma rápida fusão de seus constituintes. Notava-se que a recidiva de cáries era menor em restaurações feitas com o material de cimento de silicato do que com outros materiais. Com

o passar do tempo e de novos estudos e pesquisas realizadas, foram sendo desenvolvidos novos materiais restauradores como o ionômero de vidro. Assim, pôde-se ter a união da liberação de flúor dos silicatos com a resistência e adesão à estrutura dentária dos cimentos de policarboxilato de zinco [4]. A parte ativa, quanto à liberação de flúor, é concedida por meio do fluoreto de sódio contido nos cimentos ionoméricos. Os fluoretos de cálcio e alumínio não são perdidos, fazendo com que se mantenham as propriedades de resistência do material. Um fator também a ser considerado é do ionômero de vidro ser um material deficiente em relação às propriedades de resistência à tração e ao cisalhamento, fazendo com que sejam incentivadas pesquisas e incorporações de componentes resinosos a este cimento.

Como o potencial de liberação de flúor é maior nos cimentos ionoméricos do que nos materiais resinosos, observa-se uma área de resistência a desmineralização de 3 mm de espessura em torno das restaurações feitas com o ionômero [4].

Ultimamente, vidros com a incorporação de estrôncio, bário, lantânio, prata ou misturas de óxido de zinco ou óxido de zircônio têm sido utilizados em materiais comerciais e têm proporcionado radiopacidade ao material [35,12]. E o resultado das variações existentes na composição do vidro foi motivo de discussão por Wilson & McLean, Barry *et al.*, Wilson *et al.* e por Wood & Hill [35].

No decorrer de 1990, a evolução dos materiais ionoméricos de vidro resultou em alterações tanto nos componentes do pó de vidro quanto no líquido do ácido poliacrílico. A reação de endurecimento ácido-base entre os dois componentes foi alterada devido à incorporação de polímeros solúveis em água e de monômeros polimerizáveis em sua composição. Assim, a composição do material começou a se apresentar diferente e, com isso, direcionada a diversas aplicações específicas. Pesquisas mostram que, com as novas mudanças, o pó do ionômero de vidro é constituído de vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio e o líquido uma solução aquosa de ácido poliacrílico ou de um copolímero dos ácidos acrílico e itacônico, juntamente com o ácido tartárico [33,35].

A utilização do ionômero na odontologia se deu devido à presença do ácido tartárico no líquido. Com isso, o material pôde ter aplicações odontológicas. O ácido itacônico tem por finalidade reduzir a viscosidade do líquido enquanto que com a incorporação do ácido tartárico é constatada a melhora nas características de manipulação do material, o tempo de

trabalho é aumentado e o tempo de endurecimento diminuído, além de aumentar a força coesiva e a resistência à compressão [24,33,23]. Surge, então, o primeiro material chamado de cimento ionômero de vidro prático (“GIC”) em 1972. A presença destes ácidos leva a um aumento da reatividade do líquido, a uma diminuição da viscosidade e a uma redução da tendência a geleificação, visto que a geleificação do líquido (do ácido poliacrílico concentrado em repouso) vem da união intramolecular do hidrogênio que por sua vez gera uma ligação cruzada entre as cadeias do polímero. A presença dos copolímeros ácido acrílico e ácido itacônico vieram prevenir esta geleificação [35,24]. Desta forma, se tornou possível a produção de ionômero de vidro para restauração [35].

Os ionômeros indicados para restauração são compostos, na sua maioria, do sistema pó e líquido [24,33]. Têm sua origem do pó do cimento de silicato e do líquido do policarboxilato de zinco, sendo formado basicamente de um pó de vidro (alumino silicato) com íons reativos e um poliácido que têm a função de reagir para formar uma massa dura do dente [33,23].

O líquido do ionômero tem o potencial de quelar certos íons da estrutura dental, em particular o cálcio. Esta quelação (reação química complexa envolvendo um íon metálico e dois ou mais grupos polares de uma molécula única) gera uma união química entre o material e a estrutura dental, levando a uma retenção do cimento ao dente [23]. Os íons ácidos acabam por atacar superficialmente a partícula de vidro do pó formando um gel em sua volta. O conjunto das partículas que são atacadas ou não, é aglutinado por uma matriz solúvel de polissais de alumínio, cálcio e fluoretos. Os grupamentos carboxílicos livres (COO^-) vão reagir com o Ca^{++} do dente [33].

Segue-se, na figura 2 [24], um esquema em relação à estrutura do poliácido presente no líquido do ionômero de vidro.

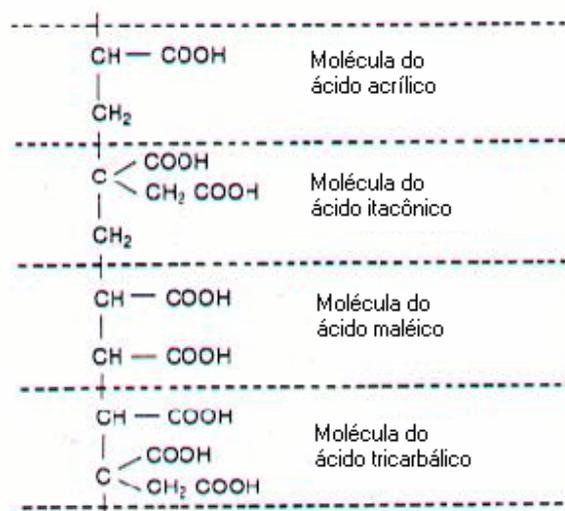


Figura 2 - Estrutura de alguns dos tipos de ácidos alquenóicos formadores dos poliácidos dos cimentos de ionômero de vidro.

Como foi dito anteriormente, o compósito de ionômero de vidro consiste em uma matriz de polímero orgânico solúvel em água, como o ácido poliacrílico, e vidro de aluminossilicato pulverizado com alto teor de fluoretos [3,23]. O pó contém sílica (SiO_2), alumina (Al_2O_3) e fluoretos (CaF_2). Pode-se dizer que se trata de um vidro de cálcio e flúor-silicato-alumínio, contendo uma alta relação alumina/sílica. A concentração de alumina no ionômero é maior do que em outros materiais, como no caso dos cimentos de silicato, com o intuito de fazer com que o pó seja mais básico. E com o pó ficando mais básico há um aumento na sua reatividade com o líquido [12,24]. Dentre os componentes básicos do pó, pode-se dizer que estão o cálcio, sódio, alumínio, fluoreto, fósforo, silício e oxigênio [12]. Os componentes do pó do ionômero de vidro se fundem ao serem aquecidos entre temperaturas de 1100 e 1500°C [24].

O componente básico do vidro do ionômero é um aluminossilicato de cálcio contendo algum fluoreto e um polieletrólito ácido, que é um homopolímero ou um copolímero de ácidos carboxílicos insaturados [1,36,37].

O vidro pulverizado do ionômero pode ser misturado com pó de metal, como a prata, a platina ou o paládio, dependendo do material a ser produzido e suas indicações específicas.

Quanto a outros tipos de vidro não se têm muitas pesquisas. Foram desenvolvidos, por Bertenshaw *et al.*, vidros aluminossilicatos alcalinos que se mostraram com capacidade de oferecer cimentos fortes com características apropriadas de endurecimento com ácido poliacrílico. Foi descrito recentemente, por Neve *et al.*, tais materiais com melhoras em suas propriedades, mas ainda tendo suas resistências mecânicas menores que as dos cimentos convencionais [35].

2.6.3 - Propriedades Importantes

O compósito de ionômero de vidro apresenta propriedades, tais como biológicas, adesivas e de resistência à compressão, dentre outras, que merecem ser levadas em consideração. Segundo Guedes-Pinto, a resistência à compressão dos ionômeros de vidro, de uma forma geral, se encontra por volta de 1.400 kgf/cm^2 ($137,2931 \text{ MPa}$) e a dureza Knoop igual a 60 HK (48 HV) [33]. Conforme as colocações do mesmo autor, ainda que o ionômero de vidro contenha ácidos em sua composição, o material tem boa aceitação biológica visto que o ácido orgânico ioniza-se menos e os polissais da matriz são macromoléculas que não penetram nos canalículos dentinários. Com isso, as cavidades com média profundidade não precisam de proteção pulpar [33].

Por causa dos fluoretos presentes em sua composição e da solubilidade da matriz aglutinante, é tido que o material tem efeito anticariogênico [33]. A tendência à liberação de flúor para o dente acontece de uma forma lenta mas importante no sentido de resistência maior à cárie [3], embora sua habilidade de prevenir as cáries dentais ainda não tenha sido demonstrada [38]. Esta liberação de fluoretos poderá levar a uma atividade antimicrobiana, aumento da resistência a ácidos na estrutura dental e possível alteração na natureza da placa ao redor da restauração [26].

A utilização do flúor na odontologia data de aproximadamente um século, época em que ainda se acreditava que o flúor tinha uma ação somente preventiva pela sua incorporação na apatita, diminuindo a solubilidade do esmalte [4]. Passando atualmente para medidas terapêuticas, sua ação começa a ir de encontro aos microrganismos da placa bacteriana, exercendo um efeito bacteriostático e, em altas concentrações, torna-se bactericida, por uma

ação antienzimática reduzindo a produção de polissacarídeos extra e intracelulares bacterianos. Os íons de flúor também fazem a sua interação com os íons cálcio da superfície do esmalte, diminuindo a sua energia superficial ao formar o fluoreto de cálcio e reduzindo a adesão bacteriana à superfície do dente. A camada de fluoreto de cálcio formada é solubilizada de uma forma lenta, pela saliva, e bem dinâmica pelo processo de desmineralização, levando a uma liberação de íons flúor que vão se difundindo devagar para o interior da estrutura dentária e agindo na remineralização e neutralização do corpo da lesão cariosa. Com esta incorporação de fluoretos aos materiais restauradores podem-se ter muitos benefícios e uma nova visão terapêutica [4].

Quanto à importância da textura superficial dos materiais está relacionada com a energia de superfície ou molhabilidade do material que poderá aumentar ou diminuir a aderência da placa bacteriana [27]. Inclusive, sugere-se que a concentração de *Streptococcus Mutans* na placa formada sobre restaurações antigas de ionômero de vidro é menor que aquelas que são formadas em restaurações com materiais que não liberam flúor [39].

Em relação às suas características adesivas, pode-se dizer que são consequência da união dos grupamentos carboxílicos ao Ca^{++} do dente, apresentando características de união também ao cimento (camada mais externa da raiz) do dente [33]. Também em se tratando de uma relação entre um pré-tratamento superficial da dentina e a adesão do material ionomérico, com base em estudos feitos na literatura, pode-se dizer que quando é feita uma profilaxia prévia com pedra-pomes (pedra vulcânica leve e extremamente porosa, usada em forma de pó na odontologia) e água consegue-se uma superfície mais apta a se realizar a adesão do material [36].

Em tentativas de melhora da adesão, foi utilizado o ácido poliacrílico, como tratamento de superfície no dente, visto que em estudos anteriores este ácido havia demonstrado um aumento na força de adesão. Já outros estudos defendem o pensamento de que não há um tratamento universal de superfície fazendo com que alguns tratamentos possam aumentar significativamente a força de união para o esmalte e a dentina [36]. A partir de tratamentos de superfície realizados com o ácido poliacrílico a 40 % por 10 segundos e a profilaxia com pedra-pomes e água destilada constatou-se que não houve qualquer diferença estatística significativa [36].

Os cimentos ionoméricos fazem uma adesão físico-química tanto ao esmalte e à dentina quanto ao cemento. Ainda que sua adesão química à dentina seja considerada fraca, tem uma boa indicação para cavidades dentárias sem muito preparo. O material permite que as margens das restaurações fiquem bem seladas e ainda sejam responsáveis pela liberação de íons flúor, além de possuírem compatibilidade biológica (não levar a inflamações), dureza de superfície, solidez, estética e um baixo coeficiente de expansão térmica [26, 10, 25, 38, 27, 40]. Dentro da boca, o ionômero de vidro se apresenta translúcido, com boa aderência ao tecido natural do dente e com alta resistência à compressão ou a ataques por ácido e pela água [3].

Uma grande evolução no cimento ionômero de vidro é a sua capacidade de adsorver-se à superfície hidrofílica da substância dura do dente. E a remoção de resíduos orgânicos das superfícies da dentina e do esmalte com o ácido poliacrílico poderá levar a uma melhora da força de ligação com os cimentos ionômeros de vidro [3, 36, 37].

Tem-se que nem todos os radicais carboxílicos (COOH) presentes em algumas substâncias, como por exemplo no caso do ácido polimaleico, se tornam grupos carboxilatos (COO-), fator este essencial para a união química entre o cimento de ionômero de vidro e a dentina. Um outro ponto a ser colocado é que, de acordo com Aboush & Jenkis, a adesão depende da natureza do poliácido usado, isto é, cimentos à base de ácido poliacrílico parecem unir-se mais fortemente que aqueles baseados em copolímeros do ácido acrílico, tais como, o ácido itacônico ou maleico [36].

Xie *et al.* [41] estudaram sobre as propriedades mecânicas e microestruturais do ionômero de vidro e constataram que fatores como a integridade da adesão na interface partícula-matriz, o tamanho das partículas do material e o número e tamanho de vazios são muito importantes na determinação das propriedades mecânicas do composto. Uma boa força de ligação entre as partículas de vidro e a matriz polimérica resultava em um alto valor de força flexural, força de tensão diametral e resistência ao desgaste. A resistência ao desgaste também foi aumentada com o aumento no tamanho das partículas [41].

Segundo os autores [41], partículas de vidro pequenas e baixa porosidade microestrutural estão correlacionadas com uma alta resistência à compressão e dureza (Knoop, no caso) [41].

Em se tratando de viscosidade, pode-se dizer que os ionômeros que não contêm o ácido tartárico apresentam um aumento gradual e contínuo considerável na viscosidade do material. A viscosidade do ionômero que contém ácido tartárico não apresenta alteração durante um dado período de tempo mas depois passa a ter um aumento rápido na viscosidade [24]. De acordo com a figura 3 [24], pode-se observar e comparar o efeito do ácido tartárico na viscosidade em função do tempo decorrido durante a cura do material [24].

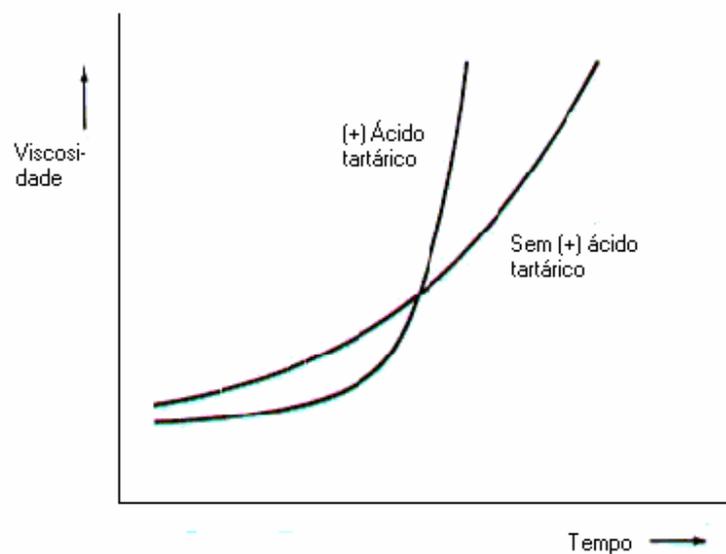


Figura 3 – Efeito do ácido tartárico na viscosidade em função do tempo decorrido durante a cura do ionômero de vidro.

Estudos citados na literatura afirmam que a massa molecular e a distribuição do poliácido têm influência nas características de viscosidade do líquido. Os copolímeros de alta massa molecular aprimoram ainda mais as propriedades físicas dos cimentos e a limitação de viscosidade aumenta no líquido dos mesmos [35].

A radiopacidade conferida ao material, como já foi dito, é obtida com o acréscimo de óxido de lantânio, estrôncio, bário ou zinco [24]. Uma das limitações apresentadas pelo

compósito de ionômero de vidro é de, ao ser utilizado em restaurações amplas com necessidade estética, serem deficientes na translucidez [33].

Em se tratando da solubilidade do ionômero de vidro, pode-se dizer que esta está relacionada com o gel da matriz e não com o núcleo das partículas dissolvidas. Também é importante salientar sobre a influência da relação pó-líquido sobre a solubilidade do ionômero de vidro [34].

O material ionômero de vidro, em geral, tem uma grande vantagem em relação ao tempo de trabalho (de fundamental importância, principalmente para a sua indicação e uso pediátrico), aumentando a rapidez da sua aplicação e fazendo com que seja aproveitado mais o tempo de atendimento do paciente no consultório. Além do mais, o produto se mostra de fácil acesso e com um menor custo [10].

2.6.4 - Apresentação Comercial

Os compósitos de ionômero de vidro são geralmente apresentados na forma de pó e líquido empregados em recipientes de vidro separados ou na forma encapsulada [33,6].

O fornecimento dos cimentos de ionômeros de vidro convencionais é dado pelos fabricantes na forma de pó e líquido a serem proporcionados (com uma colher-medida fornecida pelo próprio fabricante, e um gotejador contendo o líquido do material, para serem misturados manualmente) e de forma encapsulada (trazendo dentro de cápsulas o pó e o líquido previamente proporcionados, para serem misturados mecanicamente) [42].

Cada fabricante estabeleceu uma concha para o pó e um recipiente com conta-gotas para o líquido. A saída do líquido a partir do conta-gotas não apresenta um volume constante. A dosagem em volume de uma gota para outra encontra-se desigual, o proporcionamento se torna incorreto e, portanto, imprevisível de se controlar o volume do líquido. Com o intuito de eliminar essa variável condicionante de propriedades que acabam por se tornar negativas, foi estabelecido, em especial no ionômero de vidro *Vidrion R*[®], um dispositivo que oferece invariavelmente a gota do líquido do mesmo tamanho ou volume.

Segundo Mount, em 1990, a obtenção de gotas com características constantes estabelece algo equivalente ao peso do pó, de modo a permitir uma relação pó-líquido uniforme e sem comprometimento das propriedades do material.

Com estudos feitos com alguns tipos de materiais ionoméricos da marca *Vidrion* de mistura manual para aplicações em restaurações, dentre outras, constatou-se que a relação pó-líquido mostra influência direta na taxa de solubilidade. Mas com o desenvolvimento de conta-gotas que gerem gotas mais uniformes, o proporcionamento passa a ser mais fácil de se controlar e tem-se uma relação pó-líquido com maior constância e estatisticamente significativa. Quando o volume do líquido é aumentado, a massa se torna mais fluida e a taxa de solubilidade maior. Ao se diminuir o volume de líquido, a massa se torna mais espessa e, conseqüentemente, a taxa de solubilidade menor [34].

As indústrias, fabricantes ou simples embaladoras dos cimentos ionoméricos indicam em suas instruções o uso do sistema volumétrico como o estabelecimento da relação pó-líquido, fornecendo dispositivos próprios para servirem de medidas. Na figura 4, pode-se observar, por exemplo, como se apresenta uma das colheres medidoras de pó fornecida por um dos fabricantes de material ionomérico (no caso do *Fuji IX*[®]). Tem-se uma colher medida em forma de “concha”, que vem dentro da embalagem do material e que, segundo a figura nos mostra, vê-se o detalhe do pó do material saindo do vidro na quantidade recomendada e padronizada pelo fabricante.



Figura 4 – Pó do material ionomérico (*Fuji IX*[®]) saindo do vidro na quantidade recomendada.

2.6.5 - Manipulação do Material

Ao se manipular o pó com o líquido do material ionomérico, deve-se fazer uso de uma placa de vidro, conforme é usual na clínica odontológica, assim como também nos é orientado por alguns fabricantes, visto que o bloco de papel antes preconizado para a espatulação absorvia parte do líquido do material antes do término da mistura total do mesmo. O pó é colocado primeiramente sobre a placa e o líquido na hora da espatulação somente, para não evaporar. Uma espátula odontológica é utilizada para se fazer antes uma divisão do pó do material em três partes, sobre a placa de vidro, e para se misturar pó e líquido. Inclusive, é preferível o uso de uma espátula plástica ou de ágata, ao invés de uma espátula de metal, como preconizaremos no estudo comparativo em questão, a fim de se reduzir a possibilidade de contaminação da mistura pela abrasão do metal.

O pó é então aglutinado ao líquido por volta de 45 segundos. Com o término da mistura, a mesma se apresenta com um aspecto brilhante e com uma certa consistência pegajosa.

A relação do pó com o líquido a ser utilizada vai se dar de acordo com o tipo de aplicação e indicação do material, com as suas mais diversas marcas comerciais e segundo as instruções do próprio fabricante. Havendo alguma medição errada da quantidade de material a ser manipulado, haverá problemas de incorporação de bolhas na restauração e/ou alteração de suas propriedades [33]. Inclusive, constatou-se que o método de mistura do cimento ionomérico pode causar alterações na probabilidade de sobrevivência do material em testes do tipo arrancamento de pinos intracanaís, cimentados com o material convencional, e também uma maior número de defeitos com diâmetros grandes (0,05 a 0,6 mm, isto é, 50 a 600 μm) quando comparados com os cimentos encapsulados. Contudo, no presente estudo, não se soube dizer se a porosidade apresentada influencia ou causa qualquer alteração na tenacidade à fratura [32].

Fleming *et al.* [43] após estudarem a influência da mistura do pó e do líquido do ionômero de vidro feita de maneira manual, puderam avaliar o material quanto à força compressiva, características de trabalho e distribuição de poros. Com todo o estudo feito, puderam constatar [43] que a razão pó e líquido utilizada e a mistura feita manualmente influenciavam as propriedades mecânicas do material. Quando se reduzia a quantidade de

pó do ionômero de vidro e se mantinha o volume do líquido, havia uma redução do nível de porosidade do material mas, por outro lado, ao se diminuir o pó do ionômero, também estaria sendo diminuída a concentração de reforço das partículas de vidro e, conseqüentemente a sua resistência compressiva, no caso. Os autores salientam a importância que se deve dar desde a razão pó/líquido utilizada no material e a variação de operador ao manipulá-lo até o posicionamento do frasco do líquido e as gotas utilizadas, com inclusão ou não de bolhas de ar. Outros fatores externos também são ressaltados pelos pesquisadores, tais como a temperatura em que o material é manipulado e a técnica de manipulação, mostrando que poderá haver alterações desde a consistência do material [43].

2.6.6 - Reação de Cura

O endurecimento dos ionômeros convencionais acontece com a união do pó e do líquido (ácido/base) [25]. A obtenção dos ionômeros de vidro convencionais é feita com a mistura de pó de vidro com uma solução aquosa de ácido poliacrílico [24]. Primeiramente, forma-se uma pasta que depois endurece rapidamente até se transformar em uma massa sólida, unida por um gel de polissais. Os polissais agregam-se às partículas de vidro não reagidas numa matriz de cimento [33,23]. Inicialmente, o policarboxilato de cálcio é formado como um gel firme que confere ao material a propriedade de ser esculpido. O ionômero de vidro nesta fase é altamente susceptível à sorção de água. Caso haja absorção de água, a matriz se tornará porosa, podendo gerar erosões e também alteração de cor no material. Para que se tenha uma superfície muito dura, é preciso que o policarboxilato de alumínio esteja formado. E somente será alcançada esta etapa após 30 minutos da mistura, contudo, somente depois de 60 minutos que o material se apresentará suficientemente resistente à hidratação e desidratação, favorecendo a sua exposição ao meio ambiente bucal [23].

A polimerização dos ionômeros de vidro é uma seqüência de reações químicas extremamente complexas, no qual a água exerce um papel muito importante, visto que ela é

um meio fundamental de reação, do pó com o ácido poliacrílico, e de hidratação dos produtos da reação [24].

O ionômero de vidro convencional consiste de dois componentes: o pó de vidro (com fluoreto e outros íons) e um líquido ácido (ácido poliacrílico). Há, então, uma reação química dos dois componentes, eles se ajustam em uma massa dura e são submetidos lentamente a uma conversão de pasta a sólido duro. Este material possui a vantagem de liberar íons fluoreto com o tempo. O ionômero de vidro, como material restaurador, ao tocar no esmalte e na dentina gera uma troca de íons fazendo com que a estrutura do dente comece realmente a se fortalecer, visto que com a infusão do fluoreto há uma conversão da apatita em fluorapatita, sendo esta mais resistente à dissolução por ácido [24].

O vidro é moído, transformado em pó, e suas partículas variam entre 20 e 50 μm . Ao serem manipulados o pó e o líquido do material ionomérico a fim de se transformá-los em uma pasta, as superfícies das partículas de vidro são atacadas pelo líquido ácido. Os íons de cálcio, alumínio, sódio e flúor são transferidos para o meio aquoso, possivelmente em forma de complexos [24]. A mesma reação que ocorre entre o líquido e o pó, ocorre entre o líquido e as paredes cavitárias. O hidrogênio faz o deslocamento dos íons cálcio e fosfato, que por sua vez reagem com os grupos carboxílicos, promovendo a adesão química à estrutura dentária. A inserção do material deverá ser feita enquanto o material apresenta um brilho que indica a presença de grupos carboxílicos livres para que possa ocorrer a união química entre o ionômero e o dente [28].

Na figura 5 [24], as partículas sólidas pretas significam as partículas de vidro que não reagiram, cercadas pelo gel (estrutura pontilhada) que se forma quando os íons de Al^{+++} e de Ca^{++} são removidos do vidro como resposta do ataque feito pelo ácido poliacrílico. Os íons Ca^{++} e Al^{+++} formam os polissais com os grupamentos COO^- do ácido poliacrílico. Os grupos carboxílicos acabam por reagir com o cálcio do esmalte e da dentina [24].

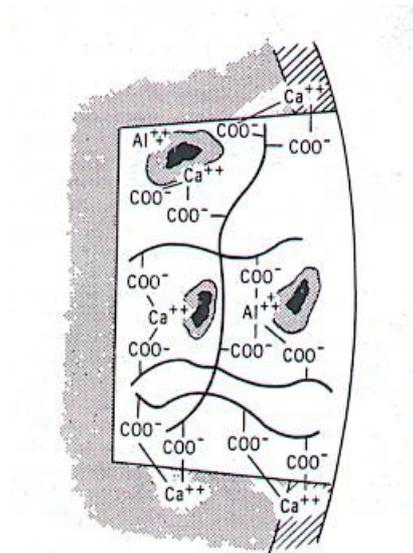


Figura 5 - Ilustração da estrutura do ionômero de vidro.

Esta fase acontece nas primeiras 24 horas e é acompanhada de uma pequena expansão em condições de alta umidade, quando o material atinge o seu endurecimento final [28].

Após a fase de deslocamento de íons, temos a fase de formação de matriz. O cálcio que está carregado positivamente vai reagir com as cadeias de poliacrilato carregadas negativamente formando, assim, ligações cruzadas iônicas de poliacrilato de cálcio, reduzindo a mobilidade das cadeias poliméricas aquosas e formando a matriz de gel. Esta fase ocorre cerca de 5 a 10 minutos após o início da manipulação. A aparência do ionômero fica, então, opaca devido à grande diferença no índice de refração entre o vidro e a matriz. Mas, esta opacidade deve desaparecer quando o cimento atinge a cura final [28].

No começo podem ser formados polissais de cálcio e casualmente polissais de alumínio que se unem por ligação cruzada, desenvolvendo cadeias polianiônicas [24].

Como foi dito anteriormente, um componente essencial dos ionômeros de vidro é a água. Quando o processo de cura está ocorrendo, a água serve como um agente de reação. Depois do endurecimento, ela estabiliza a estrutura do material ionomérico por hidratação da matriz [1].

A reação de cura do ionômero de vidro é mais prolongada do que em relação aos outros materiais em geral. Ela se dá por meio de várias etapas simultâneas onde os íons metálicos,

Ca^{++} e Al^{+++} , são extraídos das partículas de vidro e são gerados sais insolúveis que vão levar a geleificação.

Nas etapas iniciais, as ligações cruzadas, principalmente de íons cálcio, revertem-se num material de baixa resistência e rigidez. Neste instante o material pode ser contrariamente afetado pela umidade por causa da alta sensibilidade do policarboxilato de cálcio à água. Os íons de alumínio sugerem combinar-se com grupos carboxílicos específicos, de maneira que apresentam uma melhora na resistência à deformação plástica.

A reação de cura do pó com o líquido é basicamente ácido-básica entre o pó de silicato de alumínio liberador de flúor e soluções aquosas de ácido poliacrílico. Inclusive o pó de vidro tem utilidade no auto endurecimento dos cimentos de ionômero de vidro. Esta reação gera um sal hidratado, de maneira que, nos cinco primeiros minutos, é formado um gel de policarboxilato de cálcio a partir de uma reação com o cálcio dentinário, sendo responsável pela adesão inicial à estrutura dental.

Nas 24 horas que se seguem, a formação do gel de policarboxilato de alumínio confere resistência ao material [26,10,25,38,27,40,23], podendo neste instante ser considerado maduro o processo de adesão [23].

Mesmo que o ionômero de vidro possa parecer totalmente endurecido, na verdade a sua cura ainda continua. A formação de polissais de cálcio aparenta ser a responsável pela cura inicial, mas o desenvolvimento lento de polissais de alumínio, em último caso, será predominante na fase matriz. Caso o cimento seja exposto à água antes que a reação de cura tenha tido uma considerável progressão, os cátions responsáveis por formar a matriz e os ânions que podem ser dissolvidos acabam por ser perdidos no cimento em reação [24].

Em uma fotomicrografia mostrada na figura 6 [24] que se segue, de um compósito de ionômero de vidro após a cura, poderão ser observadas partículas de pó circundadas pela matriz [24].

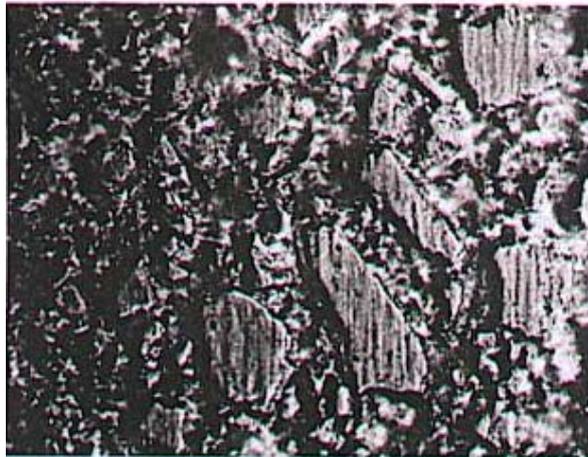


Figura 6 – Fotomicrografia de um compósito de ionômero de vidro.

Durante a reação de endurecimento, o compósito de ionômero de vidro é muito sensível, tanto ao processo de mistura quanto à desidratação. Caso a reação de cura aconteça em condições que levem a um estado de sinérese (perda de água), o ionômero mostrará alterações dimensionais que poderão afetar desde sua adesão com as estruturas dentais até as suas propriedades mecânicas. Se ocorrer a embebição (exposição prematura à umidade), poderá haver perda de íons cálcio e alumínio, com absorção de água e posterior perda de translucidez e ainda uma erosão superficial [12].

Enquanto o ionômero de vidro recém-manipulado endurece, ele se apresenta extremamente sujeito a trincas e fraturas, devido à perda de água quando da sua exposição ao meio bucal. Porém, com o passar do tempo, esta vulnerabilidade tende a diminuir com o aumento da água firmemente aderida (responsável pela hidratação da matriz), que não é removida por secagem. Não há uma definição a respeito do tempo sujeito à fratura do material, devido à sua exposição ao ar, mas sabe-se que o ionômero de vidro deve ser protegido das alterações da água em sua estrutura [24].

2.6.7 - Aplicação Clínica

Ao se introduzir o material na cavidade dentária é importante que se faça uma profilaxia (limpeza) prévia, com pedra-pomes e água, e que seja utilizado pelo menos o isolamento relativo, com roletes de algodão, durante os procedimentos de restauração. A cavidade deve estar previamente limpa de depósitos orgânicos [33].

O material é inserido em excesso na cavidade e, segundo a técnica do TRA, o profissional dentista deve fazer a “técnica da pressão digital” sobre a restauração, utilizando o seu dedo, para que o material restaurador se adapte da melhor maneira dentro da cavidade, preenchendo todos os espaços vazios [12,6]. E cabe aqui ressaltar que esta chamada “técnica da pressão digital”, que é utilizada no TRA, foi introduzida desde os estudos do Zimbábue em 1993 e notificada em 1996 [6].

A cura inicial se dá, geralmente, por volta de 5 minutos a partir de sua inserção na cavidade, mas como já foi dito anteriormente o material somente estará sujeito à exposição ao meio bucal após 60 minutos da mistura, e torna-se importante portanto, nesta hora de inserção inicial, fazer uso de uma proteção da restauração por causa do contato da mesma com ambiente, meio e fluidos bucais, através de vernizes próprios ou até vaselina aplicada em cima do material, isolando-o do ambiente externo [33]. Dentre os mais diversos agentes efetivos utilizados para a proteção da restauração de ionômero feita, sabe-se que o esmalte de unhas de baixa viscosidade é o que apresenta os melhores resultados [12].

Os acabamentos necessários são feitos logo em seguida com a utilização de instrumentos odontológicos manuais afiados e/ou lâmina de bisturi [33].

A aplicação do compósito odontológico de ionômero de vidro pode ser vista a partir da seqüência clínica apresentada nas figuras que se seguem, segundo nos apresenta o responsável pelo desenvolvimento da técnica do TRA [6]. A figura 7 mostra a simplicidade da técnica, desde o momento em que é separado sobre uma bandeja os materiais e instrumentais a serem utilizados. A partir da figura 8 vê-se a superfície do dente sendo limpa com algodão (a) e logo sendo dado início a remoção de qualquer parede de esmalte que possa estar desapoado (b). Na figura 9 tem-se um esquema ilustrativo, onde é mostrado o movimento de remoção de cárie feito em todas as áreas da cavidade (a), com a

utilização de uma cureta dentinária (b) e a cavidade totalmente limpa, preparada para receber a restauração (c). A figura 10 nos mostra o material ionomérico sendo manipulado (havendo a mistura do pó com o líquido) (a), a inserção do material preenchendo toda a cavidade (b) e a pressão digital sendo feita (segundo a técnica chamada “técnica da pressão digital”) (c). Ao se observar a figura 11, vê-se o material restaurador dentro da cavidade após a pressão digital e a remoção de todo e qualquer excesso de ionômero, com uso dos instrumentos afiados e/ou lâminas de bisturi (a). Posteriormente, verifica-se a oclusão dentária com um papel-carbono (Figura 11-b) e tem-se por fim a restauração concluída, com um correto preenchimento da cavidade, boa adaptação do material ao dente e o restabelecimento de sua anatomia (Figura 11-c). Cabe lembrar, que após o término da inserção do ionômero e ajustes necessários, foi aplicado, de acordo com a técnica (TRA), a aplicação de vaselina sólida, por exemplo, a fim de se isolar o ionômero do meio bucal, pelo menos durante os primeiros 60 minutos, como já foi dito anteriormente.

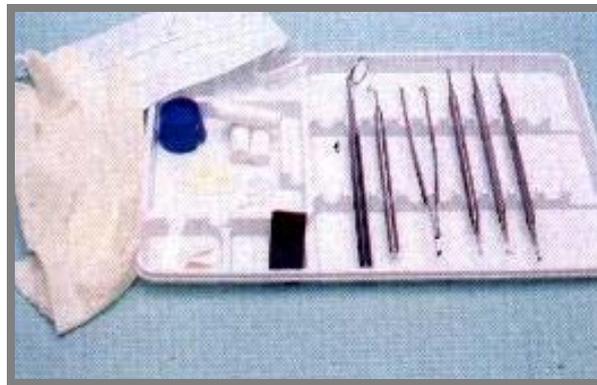


Figura 7 – Materiais e instrumentais utilizados para a confecção da técnica do TRA.

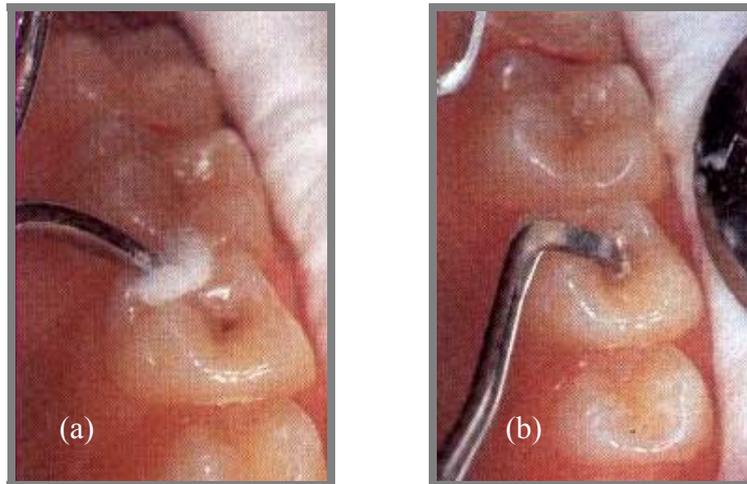


Figura 8 – (a) Limpeza da superfície do dente com algodão e (b) remoção de esmalte desapoiado.

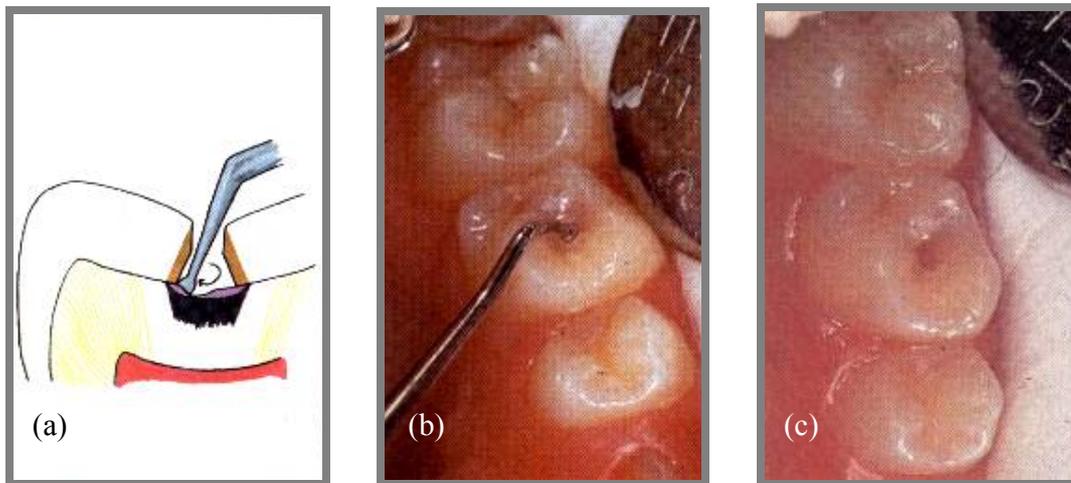


Figura 9 – (a) esquema ilustrativo do movimento de remoção da cárie, (b) a remoção de cárie propriamente dita, com uma cureta dentinária e (c) a cavidade limpa.

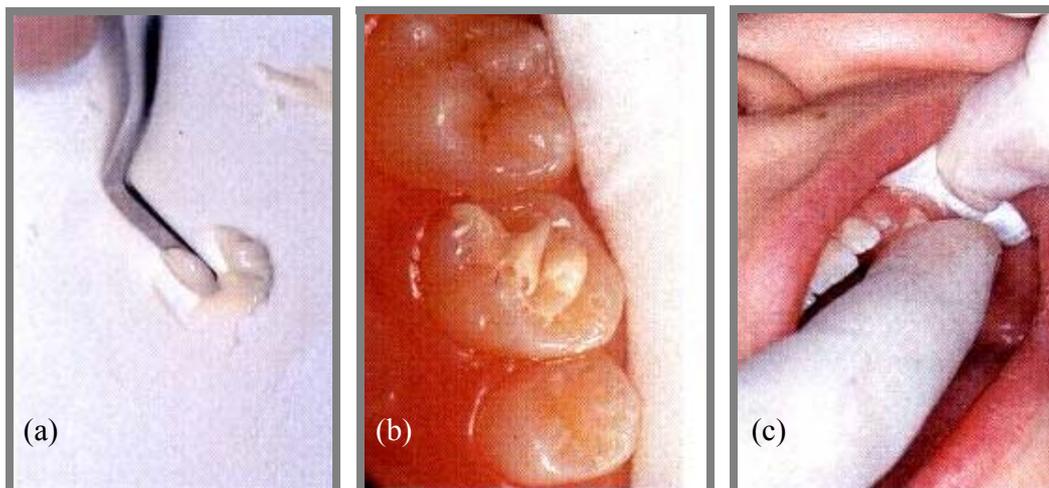


Figura 10 – (a) o material ionomérico sendo manipulado, (b) após ser colocado na cavidade e (c) sendo feita a pressão digital sobre a superfície oclusal.

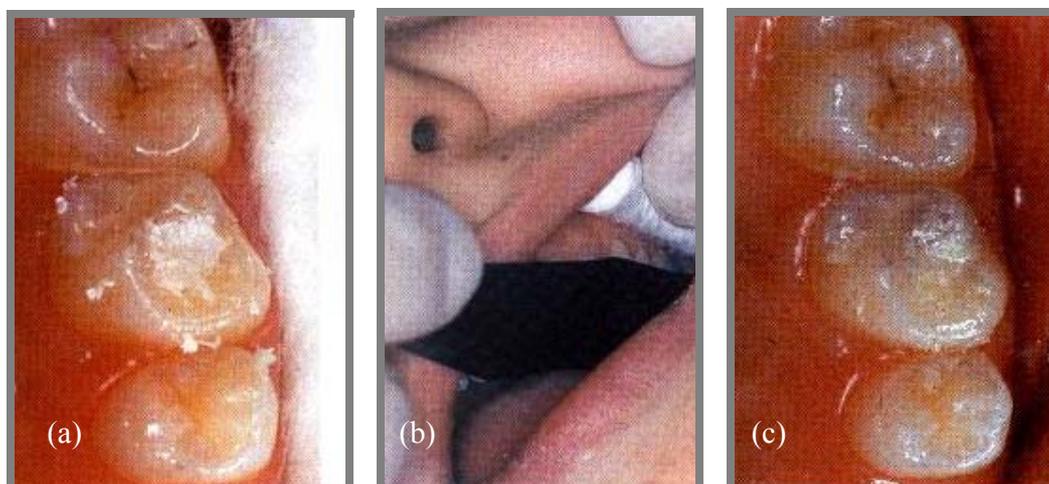


Figura 11 – (a) após a pressão digital feita e posterior remoção de excessos do material restaurador, (b) verificação da oclusão, com papel-carbono e (c) o término da técnica do TRA, com a restauração concluída e o restabelecimento da anatomia dental.

2.6.8 - Marcas Comerciais Estudadas

2.6.8.1 - *Fuji IX*[®]

Segundo o fabricante do compósito de ionômero de vidro *Fuji IX*[®] (G.C. Corporation), a proporção universal, oferecida pelo mesmo, é de 1:1, com 10g de pó (a unidade da embalagem), 6g (4,8ml) de líquido e 5g de verniz Fuji como acessório. A figura 12 mostra como se apresenta comercialmente o produto.



Figura 12 - *Fuji IX*[®] como cimento ionômero de vidro especialmente para restaurações usadas no TRA.

As aplicações recomendadas pelo fabricante deste produto inclui restaurações para dentes decíduos e dentes permanentes (que não suportam cargas) e utilização específica para o tratamento restaurador atraumático. E, além das instruções de uso, quanto à mistura do material e proporção pó/líquido, dentre outras, o fabricante relata o material como sendo convencional e obtendo a cura tanto química quanto fotoativada.

A composição deste *Fuji IX*[®] fornecida pelo fabricante está descrita na tabela 2.

Tabela 2 – Composição do material compósito de ionômero de vidro *Fuji IX*[®].

Pó	Composição
Vidro de silicato-alumínio	95%
Pó de ácido poliacrílico	5%
Líquido	Composição
Água destilada	50%
Ácido poliacrílico	40%
Ácido polibásico carboxílico	10%

2.6.8.2 - *Ionofil Molar*[®]

Segundo a empresa VOCO (Alemanha), fabricante do compósito de ionômero de vidro chamado *Ionofil Molar*[®], este é um material restaurador para dentes de leite, com aplicação principalmente no setor dos dentes molares (posteriores) e, dentre outras indicações, deve ser utilizado na técnica do ART.

O material é aplicado diretamente na boca do paciente, possui uma alta translucidez e, segundo o fabricante, baixa abrasão. Para um maior tempo de trabalho do profissional é recomendado também o resfriamento da placa de vidro (onde vai ser feita a espatulação do material).

Apresenta-se comercialmente com 15g de pó e 10ml de líquido, em frascos separados, e com uma colher-medida própria, como nos é mostrado na figura 13.



Figura 13 - Apresentação comercial do ionômero *Ionofil Molar*[®], da VOCO.

A composição do *Ionofil Molar*[®] não foi cedida pelo fabricante.

De acordo com o fabricante e fazendo uma comparação do *Ionofil Molar*[®] com o *Fuji IX*[®], que faz parte dos nossos estudos, dentre outros materiais estudados, temos nas figuras [42] que se seguem (Figuras 14 e 15), gráficos comparativos e de análises quanto à resistência flexural e teste de abrasão, respectivamente.

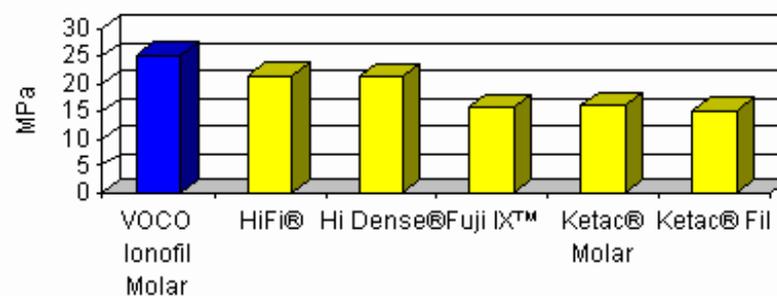


Figura 14 - Gráfico com teste de flexão a 4 pontos – resistência flexural.

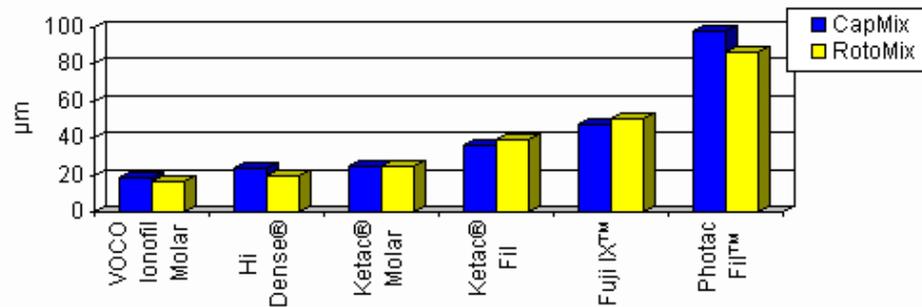


Figura 15 - Gráfico do teste de abrasão feito com 10.000 ciclos.

Apesar de não haver mais dados referentes aos estudos feitos e gráficos citados anteriormente, é possível observar, segundo as análises do próprio fabricante, a melhora de seu material em comparação aos outros compósitos, apresentando maior resistência flexural e também elevada resistência à abrasão.

2.6.8.3 - *Vitro Molar*®

A empresa DFL, responsável pela fabricação do material ionômero de vidro chamado *Vitro Molar*®, define o material como sendo de indicação para o Tratamento Restaurador Atraumático e para restaurações em dentes decíduos e adequação do meio bucal em pacientes com alto risco de cárie, dentre outras indicações. Segundo o fabricante, o material apresenta vantagens como: liberação de íons fluoretos, estética com variedade de cor, alta resistência à compressão e abrasão mínima.

O *Vitro Molar*® se apresenta no mercado na forma de pó e líquido em frascos separados, com uma colher medida para o pó (Figura 16). A quantidade em cada conjunto do kit é oferecida por 1 pote com 10 g de pó e um frasco com 8 ml do líquido. Apresenta a cor A3 universal, cor esta utilizada no presente estudo.



Figura 16 - Apresentação comercial do material *Vitro Molar*[®].

A composição do material *Vitro Molar*[®] dada pelo fabricante se encontra na tabela 3.

Tabela 3 – Composição do material compósito de ionômero de vidro *Vitro Molar*[®].

Pó	Composição
Sílica	40%
Alumina	25%
Óxido de cálcio	10%
Óxido de bário	15%
Flúor	10%
Líquido	Composição
Ácido poliacrílico	30%
Ácido tartárico	15%
Água destilada	55%

2.6.8.4 - Vidrion R[®]

Segundo a SSWhite, fabricante responsável pelo ionômero de vidro *Vidrion R[®]*, este seu produto é o resultado de várias pesquisas no campo da química e da física, resultando em sua utilização com uma aplicação bem ampla na clínica odontológica.

O fabricante coloca que o fato de poder liberar fluoretos e incentivar ligações moleculares são características próprias do material que o tornam anticariogênico e de grande adesão às estruturas dentárias. A união adesiva do ionômero ao esmalte e à dentina, dispensa na maioria das vezes a confecção de retenções adicionais nos preparos cavitários. Além do mais, é um material que oferece translucidez, composição e estabilidade de cor adequada, fazendo dele um material restaurador estético e de qualidade.

Um dos produtos de sua linha, que se faz de interesse para a nossa presente pesquisa e que contém estas características citadas anteriormente é o material para restauração *Vidrion R[®]*.

O ionômero de vidro *Vidrion R[®]*, para restauração, se apresenta no mercado segundo nos mostra a figura 17, contendo 1 frasco de pó (10 g), 1 frasco de líquido (10 ml), 1 medidor de pó e 1 conjunto dosador de líquido.



Figura 17 - Ionômero de vidro *Vidrion R[®]* na forma de pó e de líquido, com indicação para restauração.

Segundo o fabricante do material Vidrion R[®] (SSWhite), recomenda-se que o material seja espatulado sobre uma placa de vidro, ao invés do bloco de papel antigamente preconizado, devido a sua constatação juntamente com a utilização de seus clientes, que o papel fazia com que parte do líquido do material utilizado era absorvido pelo mesmo, fazendo com que houvesse alterações na mistura e, conseqüentemente, nas propriedades do mesmo.

A composição do material *Vidrion R[®]*, segundo o fabricante, está na tabela 4.

Tabela 4 – Composição do material compósito de ionômero de vidro *Vidrion R[®]*.

Vidrion R	Composição
Flúor silicato de sódio Ca e Al	67,5g %
Sulfato de bário	6,6g %
Ácido poliacrílico	25,1g %
Pigmento óxido ferroso	0,8g %

Devido à alta liberação de Flúor do material, segundo análises e resultados obtidos pelo próprio fabricante e de acordo com o gráfico apresentado a seguir (Figura 18), vemos a comparação dos vários tipos de ionômero da marca *Vidrion*, embora nos interesse somente o tipo R com indicação para restauração.

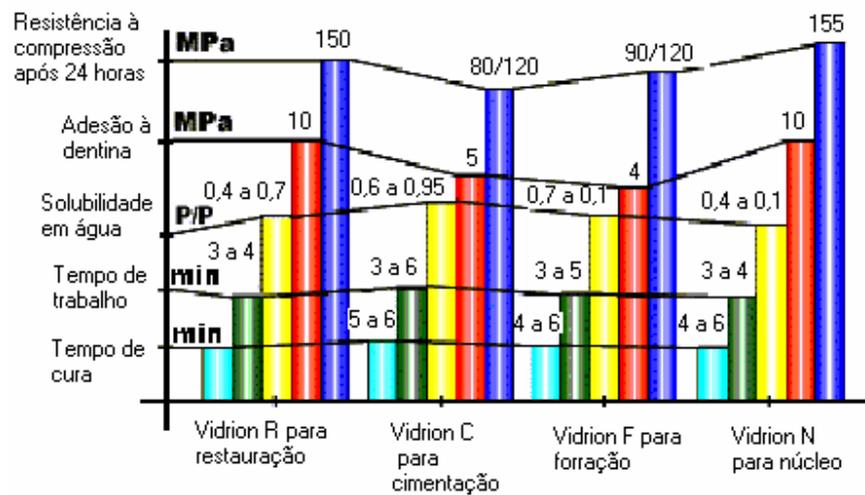


Figura 18 - Estudo comparativo, feito pelo próprio fabricante, de alguns tipos de ionômero de vidro convencional da marca *Vidrion*.

2.7 - Propriedades Mecânicas dos Materiais

Como foi falado no processo de cura dos ionômeros de vidro, podemos salientar que o mesmo não sofre nenhum tipo de contração. O coeficiente de expansão térmica do ionômero é similar ao dos dentes. Em se tratando das propriedades dos ionômeros de vidro segundo alguns dados mostrados na tabela 5 [24] nota-se que, por exemplo, quando estes são comparados ao cimento de silicato, eles se mostram com valores de resistência à compressão e à dureza mais baixos.

Tabela 5 - Algumas propriedades de materiais para restauração.

	Silicato	Ionômero de vidro (II)
Resistência à compressão (MPa)	180	150
Dureza Knoop [KHN]	70	48
Resposta pulpar	Severa	Discreta
Anticariogênico	Sim	Sim
Solubilidade (teste da ADA)	0,7	0,4

O cimento de silicato e o ionômero de vidro vão se assemelhar nos valores de solubilidade em água face 24 horas de exposição [24]. Com a diminuição da relação pó/líquido, os ionômeros de vidro sofrem uma diminuição nas suas propriedades físicas e mecânicas [24].

De acordo com a tabela 6 [1] seguinte, pode-se observar segundo alguns autores algumas variações de valores comparativos de dureza e resistência à compressão, dentre outras características, do ionômero de vidro convencional e dos compósitos de resina de uma maneira geral.

Tabela 6 - Algumas características de dois tipos de materiais compósitos.

	Resina com reforço particulado	Ionômero de vidro convencional
Resistência da ligação ao esmalte (MPa)	20-28	3-12
Dureza Vickers [VHN ou VPH]	70-130	60-90
Resistência à compressão (MPa)	280-480	140-220
Liberção de fluoreto ($\mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)	0-10	150-600

Tanto em relação ao cimento de silicato ou ao compósito de resina com reforço particulado vê-se claramente que o compósito de ionômero de vidro apresenta valores inferiores, nas mais diversas propriedades analisadas. Esta comparação em si do ionômero, com outros materiais que não vamos estudar, parece não ter valor significativo mas, visto que devemos no presente estudo fazer uma análise de quatro diferentes tipos de compósito ionomérico, torna-se importante a obtenção de valores resultantes de pesquisas que mostrem algumas propriedades mecânicas do nosso material de interesse.

Os materiais ionoméricos convencionais são considerados muito sensíveis às mudanças ambientais da umidade, podendo apresentar muitas rachaduras no caso de sofrer alguma desidratação [44]. Quando estes materiais também são expostos a qualquer ambiente aquoso, o efeito de degradação causado pela apreensão de água vai competir com a maturação do material. A água vai levar a uma hidrólise e plastificação da matriz poliacrilato/polímero do compósito, que poderá resultar em deterioração das propriedades mecânicas [45].

Segundo alguns autores [46], a diminuição da porosidade ou o aumento da razão pó/líquido poderá aumentar as propriedades mecânicas do material compósito de ionômero de vidro.

2.7.1 - Dureza

A dureza é uma das propriedades mecânicas dos materiais, uma medida de resistência do material a uma deformação plástica localizada, feita por meio de uma pequena impressão ou um risco [14].

Para a determinação de dureza de um material um penetrador é forçado contra a superfície do material a ser testado. A profundidade ou o tamanho da impressão resultante é medida e relacionada a um número índice de dureza. Quanto mais macio o material, maior e mais profunda será a impressão e, conseqüentemente, menor o número índice de dureza. As durezas medidas são relativas [14]. E quanto maior for a dureza do material maior será a sua resistência à abrasão [24].

Os ensaios de dureza realizados são feitos com uma maior frequência do que outros ensaios. A explicação se dá por serem simples e baratos, não serem destrutivos e também por poderem ser estimadas com estes testes outras propriedades mecânicas, tais como o limite de resistência à tração.

As técnicas de ensaio de dureza são: ensaios de dureza Rockwell, Brinell, Knoop e Vickers. A técnica a ser utilizada na presente pesquisa é a da dureza Vickers (também chamada de pirâmide de diamante). Para cada ensaio realizado um penetrador de diamante muito pequeno, com geometria piramidal, é forçado contra a superfície do corpo de prova. As cargas aplicadas para tal são muito menores do que para os ensaios Rockwell e Brinell, variando entre 1 e 1000g. A impressão é observada com um microscópio ótico e medida. Esta medição é convertida em um número índice de dureza.

2.7.2 - Tenacidade à Fratura

O termo tenacidade é empregado como uma tradução do inglês “Fracture Toughness” [47]. Tenacidade é um termo utilizado em diversos contextos. Significa uma medida da habilidade de um material em absorver energia até a sua fratura [14] sendo portanto uma medida de resistência à fratura. É definida como sendo a quantidade de energia de deformação elástica e plástica necessária para haver a fratura de um material [14]. A tenacidade à fratura é uma propriedade que mostra a resistência do material à fratura quando o mesmo apresenta uma trinca [14,48].

O fator de intensidade de tensões K é uma maneira correta de descrever a intensidade do carregamento nas proximidades da ponta de um entalhe.

A tenacidade à fratura, designada K_c , é um valor crítico do fator de intensidade de tensão para o qual acontece uma extensão da trinca [14].

Em relação ao fator de intensidade de tensões existem vários modos de descrever o modo de propagação da trinca. O modo de abertura de trinca, mais usual para o teste de tenacidade à fratura, é o de número I, que refere-se à tensão trativa aplicada na direção normal às faces da trinca. E este modo I usual é um valor crítico da intensidade de tensões

determinado por K_{IC} [48]. O valor crítico denominado K_{IC} é o valor de intensidade de tensão (em que ocorre a propagação da trinca) para a condição de deformação plana [14].

Na presente pesquisa pretende-se determinar os valores de K_{IC} dos ionômeros em estudo.

Estudos têm sido feitos sobre a relação do tamanho de partícula com as propriedades mecânicas de alguns materiais compósitos odontológicos. Certos autores [49] pesquisam principalmente alguns materiais compósitos com suas propriedades e sua relação com a tenacidade à fratura. Mitsuhashi *et al.* [49] ao estudarem materiais compósitos de ionômero de vidro convencional e ionômero de vidro modificado por resina, sua razão pó/líquido e diminuição das partículas destes materiais restauradores e sua influência na tenacidade à fratura, puderam observar, após análise em MEV, que quanto menor a partícula apresentada pelo compósito, menor se apresentava a tenacidade à fratura.

Bell *et al.* [50], acreditam que o mecanismo de fratura dos dentes está diretamente ligado à fadiga resultante do esforço mastigatório, mesmo que este esforço esteja dentro dos limites fisiológicos. De qualquer forma, a força utilizada nos ensaios de tenacidade à fratura estão acima do limite fisiológico da mastigação [50, 51].

2.7.3 – Resistência à Compressão

No ensaio de resistência à compressão, o corpo de prova é colocado sob a ação de uma carga que tende a comprimi-lo ou encurtá-lo. Com este ensaio, poderá ser determinado o módulo de elasticidade e a tensão de fratura em compressão. Pode-se dizer que a tensão de compressão é sempre acompanhada de uma deformação por compressão, que poderá também ter seu valor avaliado no ensaio. Um material que apresenta módulo de elasticidade baixo irá se deformar mais com a carga mastigatória e, principalmente, em relação às regiões posteriores podendo resultar em grandes falhas [24,52]. Um material com um módulo de elasticidade muito alto não irá absorver muito a carga oclusal, sendo desfavorável para os materiais restauradores. O fato de se ter o módulo de elasticidade como uma medida de rigidez do material significa que, quanto maior for este módulo, mais

o material se apresentará rígido e, assim, de valor para as restaurações. Uma flexibilidade exagerada poderá levar a tensões na interface de ligação dente/restauração [53].

Apesar das pesquisas a serem feitas se basearem em estudos *in vitro*, na figura 19 [51] temos uma ilustração de como funciona uma carga de compressão sobre os dentes.

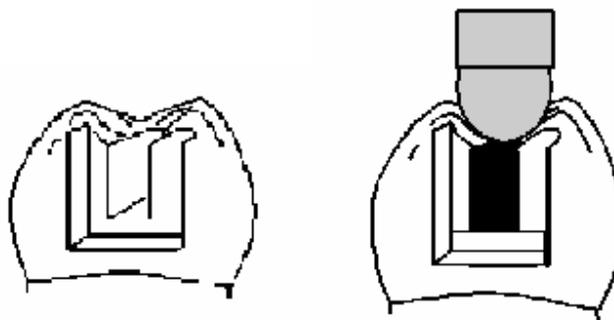


Figura 19 – Dente sem e com restauração recebendo aplicação da carga de compressão.

Segundo o estudo de Yap *et al.*, a força de compressão encontrada nos ensaios feitos com o ionômero de vidro *Fuji IX*[®], após 1 dia, 1 semana e 1 mês foram 220, 230 e 250 MPa, respectivamente [54].

Fleming *et al.* [43] observaram que a resistência à fratura compressiva surgia do reforço das partículas de vidro presente no material, que resistiam mais que a matriz do compósito, que se apresentava mais fraca. Concluíram que quanto menor a quantidade de pó de material utilizado, menor a quantidade de partículas de vidro para dar reforço ao compósito e, conseqüentemente menor resistência à compressão.

Alguns autores [41], ao estudarem o ionômero de vidro, relatam que um menor tamanho de partícula e uma baixa apresentação do porosidades na microestrutura do material estão relacionados com uma alta força compressiva e dureza Knoop. Outros autores [55], após estudo com partículas pequenas (consideradas com tamanho em torno de 3,4 μm) e partículas grandes (consideradas com tamanho em torno de 10 μm), também concluíram que as partículas de menor tamanho correspondiam a uma maior resistência à compressão [55].

2.7.4 – Desgaste

O desgaste do esmalte dentário é um processo que ocorre naturalmente ao longo do tempo, nos mais diversos graus, na dentição humana. Este desgaste tem sua velocidade alterada de acordo com fatores e hábitos pessoais ou pela colocação de materiais restauradores que apresentem diferença nas propriedades de desgaste dos dentes naturais [56,57].

A tribologia é uma área da ciência com seus estudos voltados para a fricção, o que ocorre neste mecanismo. E pode-se dizer que a atividade mecânica na superfície de um corpo sólido através do contato e movimento com um outro corpo se chama atividade tribológica [58]. O desgaste é justamente a perda de material na superfície dos dentes ou da restauração em questão.

O desgaste que vamos estudar é o chamado abrasivo, isto é, a perda de material que ocorre em decorrência do contato de uma superfície dura com outra de menor dureza. Embora as pesquisas a serem realizadas no estudo atual sejam *in vitro*, cabe aqui ressaltar que a abrasão observada *in vivo*, nos dentes em contato, ou mesmo no material restaurador, poderá ter várias causas: o tipo de dentífrício utilizado, juntamente com uma escovação massiva e/ou errônea; um material com maior dureza do que o outro, onde há fricção; e no decorrer dos atos mastigatórios, na qual têm-se elementos em conjunto como o dente com a restauração, o alimento sólido e o dente antagonista, levando ao desgaste.

Entre as várias propriedades mecânicas conhecidas, pode-se dizer que a resistência à abrasão é um aspecto muito importante para garantir a longevidade das restaurações. A resistência às influências do ambiente bucal assim como a durabilidade são muito importante para todos os materiais odontológicos.

Segundo Turssi *et al.* [59], em estudo feito com compósitos de resina dental e a relação do tamanho de suas partículas com o grau de desgaste obtido, foram feitas algumas observações importantes: os compósitos com menores partículas apresentaram um menor desgaste que os compósitos de maiores partículas; numa comparação de materiais com mesmo tamanho de partícula, isto é, com tamanho de 1 μm . Notou-se que as partículas irregulares foram significativamente mais resistentes ao desgaste que as partículas esféricas

do mesmo tamanho. Quanto à explicação das partículas menores se apresentarem com uma melhor resistência à abrasão, seria devido à pequena distância que elas apresentam em relação às suas partículas vizinhas, enquanto que em relação às partículas maiores a distância entre elas é maior.

Turssi *et al.* relatam a deficiência de publicações a respeito de tamanho e forma de partículas, mas puderam deixar claro a sua interferência na resistência ao desgaste e a sugestão e conclusão de que quanto menores as partículas, menor o espaçamento entre elas e uma conseqüente redução no desgaste [59]. Xie *et al.* [41] também confirmam o tamanho de partícula com influência no desgaste, pois após seus estudos realizados concluíram que a resistência ao desgaste aumentou com o aumento das partículas de vidro de maior tamanho.

3- MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 – MATERIAIS

3.1.1 – Compósitos de Ionômero de Vidro

Os materiais compósitos de ionômero de vidro estudados, com os respectivos fabricantes são (Figura 20): o *Fuji IX*[®] (G.C.Corporation), o *Vidrion R*[®] (SSWhite), o *Ionofil Molar*[®] (Voco) e o *Vitro Molar*[®] (DFL). Na tabela 7 vemos os materiais listados, sua manufatura, a cor, quantidade e lote de cada material, fornecidos por seus fabricantes, juntamente com a data de expiração dos mesmos e o preço atualizado de venda nas lojas de material dentário.

Os materiais foram escolhidos devido a sua grande utilização clínica, de acordo com o custo e grau de utilização, principalmente, voltada para o Tratamento Restaurador Atraumático. Todos os quatro materiais são classificados como materiais para restauração e de uso convencional, misturados pó e líquido de forma manual pelo operador.



Figura 20 – Materiais compósitos odontológicos ionoméricos (*Vidrion R*[®], *Fuji IX*[®], *Ionofil Molar*[®] e *Vitro Molar*[®]) utilizados na pesquisa.

Tabela 7 – Materiais utilizados na pesquisa, com seu fabricante, cor, lote e data de expiração, respectivamente.

Produto	Manufatura	Cor	Quantidade	Lote No.	Data de Expiração	Preço Nov.2005
<i>Fuji IX</i> [®]	GC Corporation, (Tokyo-Japão)	A2	10 g (pó) 6 ml (líq.)	0206171 (pó e líq.)	06/2005	R\$ 268,45
<i>Ionofil Molar</i> [®]	VOCO (Alemanha)	A3	15 g (pó) 10 ml (líq.)	470934 (pó) 460989 (líq.)	08/2007 (pó) 07/2007 (líq.)	R\$ 99,60
<i>Vitro Molar</i> [®]	DFL (Brasil)	A3	10 g (pó) 8 ml (líq.)	04121304 (pó e líq.)	09/2007	R\$ 80,30
<i>Vidrion R</i> [®]	SSWhite (Alemanha-embalado no Brasil)	U	10 g (pó) 8 ml (líq.)	001 (pó) 011 (líquido)	01/2007 (pó) 11/2006 (líq.)	R\$ 47,00

3.1.2 – Moldes de Silicone Industrial

O silicone industrial foi o material utilizado para a obtenção de moldes (Figura 21) que reproduzissem fielmente e com boa estabilidade dimensional as medidas previamente estabelecidas das barras de ionômero de vidro a serem confeccionadas.

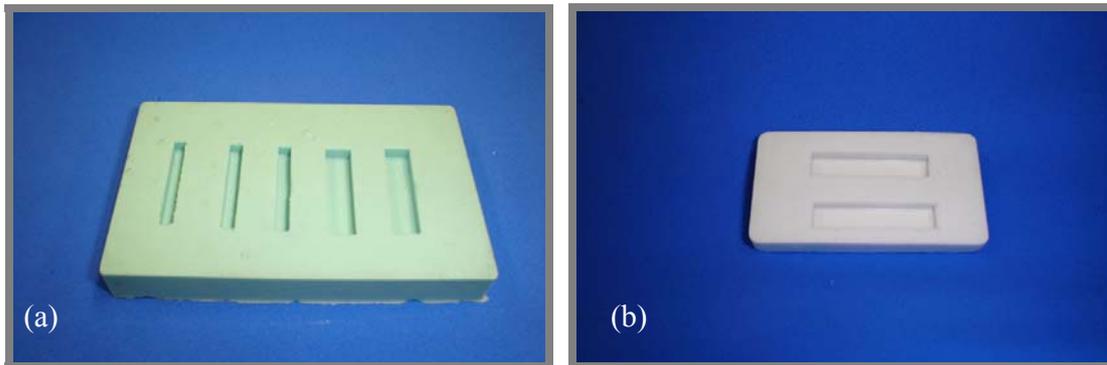


Figura 21 – Moldes de silicone para confecção das barras (a) para ensaios de dureza, desgaste e análise microestrutural e (b) para ensaios de tenacidade à fratura.

3.1.3 – Moldes de Resina Acrílica

Foi utilizada a resina acrílica para a confecção de um dispositivo (Figura 22) com moldes de medidas específicas para a confecção de corpos de prova de materiais ionoméricos a serem analisados para os ensaios de compressão, segundo a norma da ISO 9917 (1991) [60].

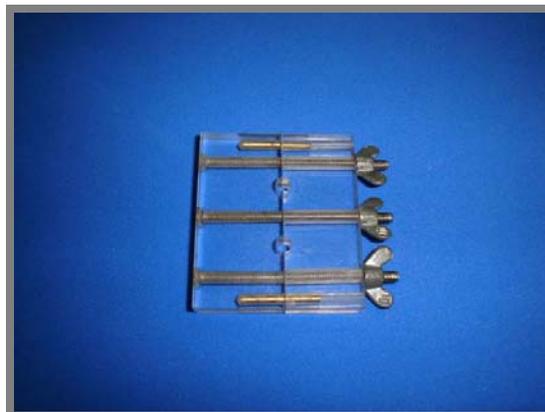


Figura 22 – Molde de resina acrílica para confecção de cilindros para ensaios de resistência à compressão.

3.1.4 – Isolante Cel-Lac[®]

O isolante (Figura 23) usado e pincelado dentro dos moldes de acrílico para a confecção dos corpos de prova para os ensaios de resistência à compressão foi o *Cel-Lac*[®] (SSWhite).

O intuito do uso deste isolante foi de não interferir no material a ser estudado e impedir, ao mesmo tempo, que os corpos de prova ao serem confeccionados e sofrerem o processo natural de cura, não se aderissem às paredes dos moldes de acrílico.



Figura 23 – Isolante *Cel-Lac*[®] para ser aplicado nas paredes internas dos moldes de acrílico.

3.1.5 – Pincel

Um pincel (Figura 24) foi utilizado para a aplicação do isolante nas paredes dos moldes de acrílico.



Figura 24 – Pincel utilizado para a aplicação do isolante nos moldes de acrílico.

3.1.6 – Placa de Vidro

Na mistura do pó e líquido dos materiais a serem estudados, utilizou-se uma placa de vidro (Figura 25), assim como ocorre naturalmente em uso clínico na odontologia. Poderia ter sido utilizado um bloco de papel indicado para a mistura do ionômero, mas devido à informação dada por fabricantes (em especial pela SSWhite), o bloco de papel absorve parte do líquido a ser utilizado na aglutinação do material. Então, foi padronizado no atual estudo a espatulação sobre a placa de vidro. A placa de vidro utilizada teve como medida 15 cm de largura x 25 cm de comprimento x 1 cm de altura, com o intuito de se ter espaço suficiente para a quantidade necessária de material, para a confecção das barras e para uma correta aglutinação do mesmo.

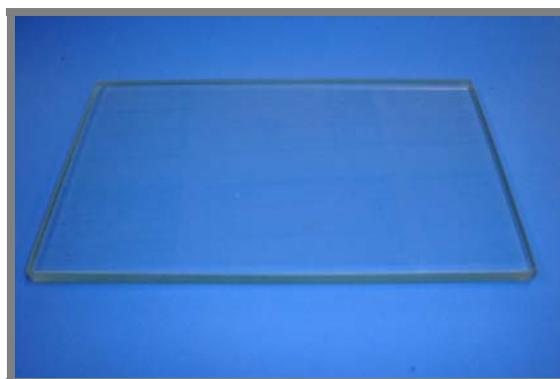


Figura 25 – Placa de vidro

3.1.7 – Espátula de Plástico para Manipulação

Uma espátula de plástico (Figura 26) feita pela empresa G.C. Corporation, especificamente para a manipulação de ionômero de vidro, foi utilizada. Esta espátula foi utilizada para a mistura do material sobre a placa de vidro e para a inserção do material ionomérico dentro dos moldes de silicone com dimensões de 4 x 8 x 30mm e 4 x 8 x 35 mm.



Figura 26 – Espátula plástica para mistura do ionômero e sua inserção em alguns moldes.

3.1.8 – Espátula de Plástico para Inserção

Uma espátula de plástico (Figura 27) feita pela empresa JON, foi utilizada especificamente para a inserção do material ionomérico dentro dos moldes cilíndricos, de acrílico, com medidas de 4 x 6mm.



Figura 27 – Espátula plástica para inserção do ionômero em alguns moldes.

3.1.9 – Luvas de Procedimento

Luvas de procedimento clínico (Figura 28), de borracha, foram colocadas nas mãos para que não houvesse qualquer tipo de contaminação nos materiais utilizados e para que o operador fosse protegido de qualquer partícula de vidro, evitando maiores incômodos.



Figura 28 – Luvas de procedimento.

3.1.10 – Filme de PVC

Pedaços do Rolo de Filme de PVC (Rolopack) (Figura 29) foram usados para se cobrir as barras de material ionomérico logo após a sua inserção nos moldes, a fim de se manter as suas propriedades e umidades apresentadas por 1 hora de espera de sua cura inicial.



Figura 29 – Rolopack.

3.1.11 – Papel Alumínio

Pequenos pedaços de papel alumínio (Figura 30) também foram empregados para se cobrir as barras confeccionadas de ionômero, em cima do filme de PVC colocado anteriormente. O papel de alumínio foi escolhido para que se pudesse preservar as amostras de qualquer tipo de entrada de luz e/ou interferência da temperatura ambiente, podendo vir a prejudicar as propriedades das mesmas, visto que no caso do *Fuji IX*[®] utilizado e sendo referência para nós, por se apresentar tanto auto como foto polimerizável, qualquer entrada de luz iria interferir sua cura. Com isso, para se manter um padrão em todos os materiais estudados, se preconizou a utilização do papel alumínio.



Figura 30 – Papel Laminado.

3.1.12 – Pinça Exploradora

Utilizou-se uma pinça exploradora (Figura 31), de uso comum na clínica odontológica, com o intuito de se manusear as amostras, principalmente até o recipiente onde as mesmas teriam que ficar imersas em água.



Figura 31 – Pinça para se manipular as amostras já curadas.

3.1.13 – Banho-Maria

Um aparelho de banho-maria (Figura 32) recebeu as amostras assim que tomaram a cura inicial. As amostras imersas em água no banho-maria ficavam mantidas a uma temperatura aproximada de 37°C, semelhante à da cavidade bucal, até serem observadas e estudadas.



Figura 32 – Banho-Maria.

3.1.14 – Água Bi-Destilada ou Deionizada

As águas bi-destilada ou deionizada (Figura 33) foram empregadas para que as amostras pudessem ficar imersas, para o correto uso do aparelho de banho-maria e também para se manter a temperatura e grau de 100 % de umidade desejados.

Para a análise microestrutural e os primeiros tipos de ensaios feitos, dureza e compressão, a água utilizada para que as amostras ficassem imersas foi a bi-destilada. Mas, por problemas de força maior, onde não se conseguiu mais a água bi-destilada, utilizou-se a água deionizada (Milli Q), para que as amostras preparadas para os outros ensaios a serem realizados pudessem ficar imersas.



Figura 33 – Água utilizada na imersão do material em banho-maria.

3.1.15 – Termômetro

O termômetro (Figura 34) serviu para se controlar a temperatura da água que estava dentro do aparelho de banho-maria. O objetivo era de se alcançar uma temperatura semelhante à da cavidade bucal (que se encontra em torno de 37 °C). Durante a imersão das amostras, a temperatura interna do banho-maria se manteve a 37 ± 2 °C.

Este termômetro também foi muito útil para se medir e controlar a temperatura ambiente do local onde eram confeccionadas as amostras e a temperatura do local onde a placa de vidro foi previamente colocada para ser resfriada e assim aumentar o tempo de trabalho do operador, durante a espatulação do ionômero.

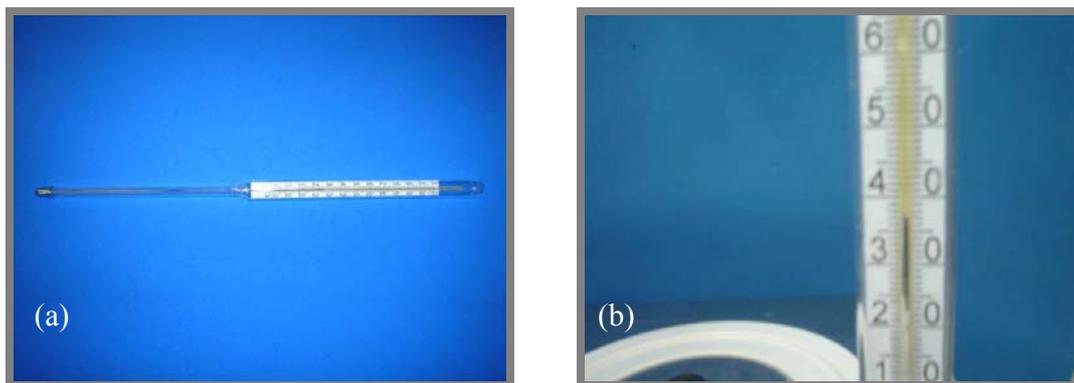


Figura 34- (a) Termômetro utilizado tanto para medir a temperatura da água no banho-maria quanto da temperatura ambiente e utilizada para o resfriamento da placa de espatulação. (b) Temperatura de 37 °C que se manteve no banho-maria.

3.1.16 – Tape-Wear

Tape-Wears (Figura 35) foram usados para armazenar os corpos de prova dentro da água bi-distilada ou deionizada dentro do banho-maria. Estes recipientes ficavam fechados e faziam com que os corpos de prova ficassem em 100% de umidade.



Figura 35 – Tape-wear onde foram colocadas as amostras.

3.1.17 – Dispositivos pequenos de acrílico

Alguns dispositivos de acrílico (Figura 36) foram utilizados para apoio dos corpos de prova, a fim de fazer com que os mesmos não ficassem encostados no fundo do tape-ware (ficassem imersos na água sendo banhados por todos os lados).

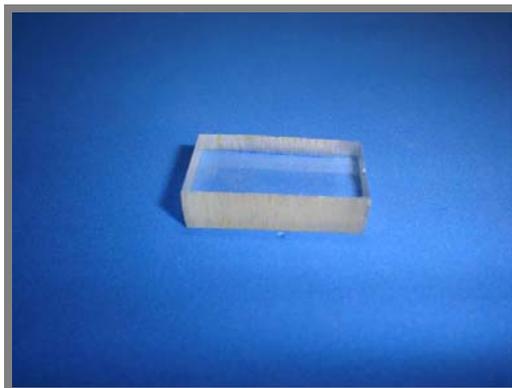


Figura 36 – Dispositivo de acrílico para que as amostras ficassem apoiadas durante a sua imersão em água.

3.1.18 – Papel-Toalha

O papel-toalha (Figura 37) absorvente foi utilizado para secar levemente as amostras ao saírem da imersão para que as mesmas fossem analisadas e estudadas mediante ao ensaios propostos.



Figura 37 – Papel-toalha.

3.2 – MÉTODOS

3.2.1 – Confeção dos Corpos de Prova

Foram confeccionados ao todo 96 corpos de prova, sendo 24 de cada uma das quatro marcas diferentes dos compósitos estudados (*Fuji IX*[®], *Vidrion R*[®], *Ionofil Molar*[®] e *Vitro Molar*[®]). Para cada material ionomérico foi feito 1 barra para a análise microestrutural, 1 barra para os ensaios de dureza, 2 barras para os ensaios de desgaste, 8 barras para os ensaios de fratura e 12 cilindros para os ensaios de compressão.

Na tabela 8 vemos os materiais estudados com seus respectivos ensaios, dimensões de seus corpos de prova e quantidade de corpos de prova confeccionados.

Tabela 8 – Distribuição das barras e cilindros fabricados.

Ensaio	Fuji IX [®]	Vidrion R [®]	Ionofil Molar [®]	Vitro Molar [®]
Análise	1	1	1	1
Microestrutural	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)
Dureza	1	1	1	1
	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)
Desgaste	2	2	2	2
	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)	(4 x 8 x 30 mm)
Tenacidade à fratura	8	8	8	8
	(4 x 8 x 35 mm)	(4 x 8 x 35 mm)	(4 x 8 x 35 mm)	(4 x 8 x 35 mm)
Compressão	12	12	12	12
	(4 x 6 mm)	(4 x 6 mm)	(4 x 6 mm)	(4 x 6 mm)

O molde para a fabricação das barras foi feito a partir de matrizes de resina acrílica incluídas em silicone (*Stern Tek – Sterngold* – Alemanha). Após a desinclusão e remoção das matrizes, os moldes eram preenchidos com os compósitos ionoméricos.

Os materiais foram misturados em um ambiente refrigerado e com uma temperatura controlada de 20 ± 1 °C, visto que a temperatura recomendada para a manipulação é de 19 a 23 °C, segundo seus fabricantes.

Uma placa de vidro com dimensão de 15 cm x 25 cm x 1 cm foi utilizada para aglutinar o material, a fim de acomodar bem a quantidade de pó e líquido necessários. Foi utilizada uma placa refrigerada, resfriada por 10 minutos antes da espatulação em temperatura de -8 °C, aproximadamente, aumentando assim o posterior tempo de trabalho do operador ao misturar o material.

Cada material foi manipulado pelo mesmo operador e segundo as instruções de cada fabricante e conhecimento clínico odontológico.

Os materiais ionoméricos foram manipulados e introduzidos nos moldes por meio de espátulas próprias para tal procedimento e tiveram seu preenchimento completo a fim de alcançar uma melhor acomodação.

A manipulação de cada material ionomérico se deu da seguinte forma: foram utilizadas colheres-medidas próprias para o pó de cada um dos quatro materiais, e também os recipientes com o líquido, vindos no kit de cada material, sendo dados pelos próprios fabricantes. Como seria difícil manter um controle na quantidade de líquido de cada recipiente utilizado torna-se importante salientar que para a nossa presente pesquisa foi padronizado a chamada “gota plena”, independente do gotejador apresentado por cada uma das quatro marcas comerciais de ionômero de vidro. O gotejador do frasco com o material líquido ficou na vertical, totalmente perpendicular à placa de vidro, onde foi depositado o material para posterior espatulação.

A quantidade de pó e líquido foi pré-determinada antes da mistura, de acordo com as dimensões necessárias para tipo de ensaio e amostras a serem fabricadas.

Para a análise microestrutural, ensaios de dureza e ensaios de desgaste foram confeccionadas barras de 4 mm de espessura x 8 mm de largura x 30 mm de comprimento, assim como nos mostra a figura 38 abaixo.

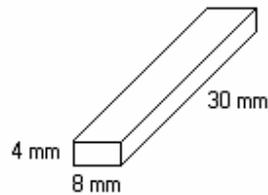


Figura 38 – Ilustração do corpo de prova para análise microestrutural, ensaios de dureza e ensaios de desgaste.

O material ionomérico foi, então, espatulado na superfície da placa de vidro, como geralmente é feito na prática de uma clínica odontológica.

O pó e o líquido do material ionomérico foram aglutinados sobre a placa de vidro transformando-se em um único material, o material compósito. Com a consistência de uma pasta e um aspecto brilhoso, o compósito foi então inserido dentro do molde (Figura 39).

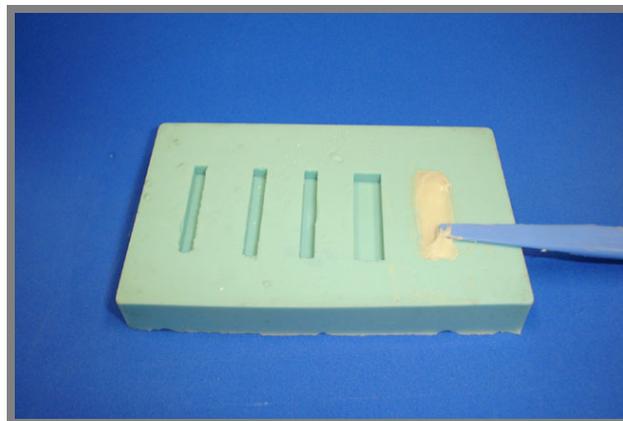


Figura 39 – Material sendo inserido no molde.

Após a inserção do material no molde, o mesmo foi coberto com um pedaço de Rolopack, recebeu uma leve pressão com o dedo polegar (como geralmente é feito na técnica do TRA) e logo em cima do Rolopack foi colocado um pedaço de papel alumínio, fazendo com que o compósito se mantivesse com suas propriedades naturais, sem perda ou

ganho de água, e livre de qualquer entrada de luz (Figura 40). A amostra ficou no molde, envolvida com o Rolopack e o papel alumínio, por 1 hora, para que se completasse toda a cura inicial do material. Posteriormente, foi retirada do molde e colocada imersa na água bidestilada (ou deionizada) dentro do banho-maria.

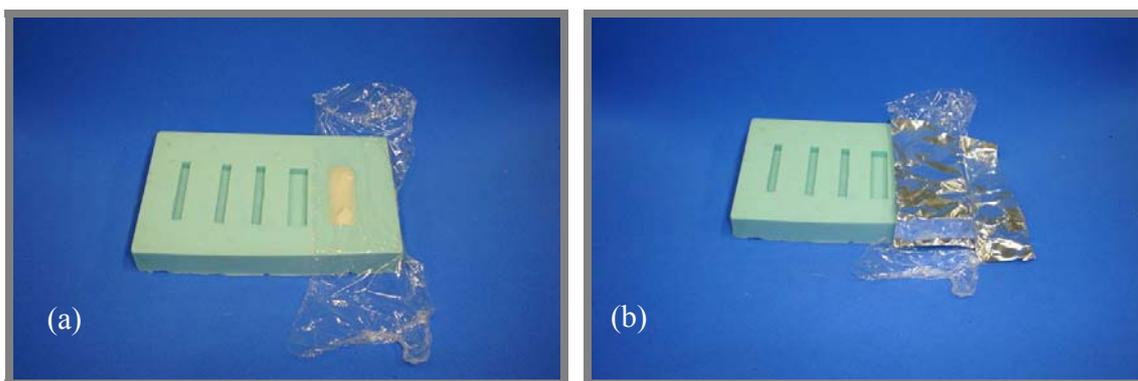


Figura 40- (a) Rolopack sendo colocado sobre o material ionomérico no molde. (b) Papel alumínio sendo colocado por cima do Rolopack.

Ao ser retirada do molde, a amostra apresentou excessos e rebarbas, que foram removidos com lixas d'água apropriadas e posteriores polimentos (Figura 41), para que pudesse atingir as dimensões já pré-definidas, de 4 mm x 8 mm x 30 mm.

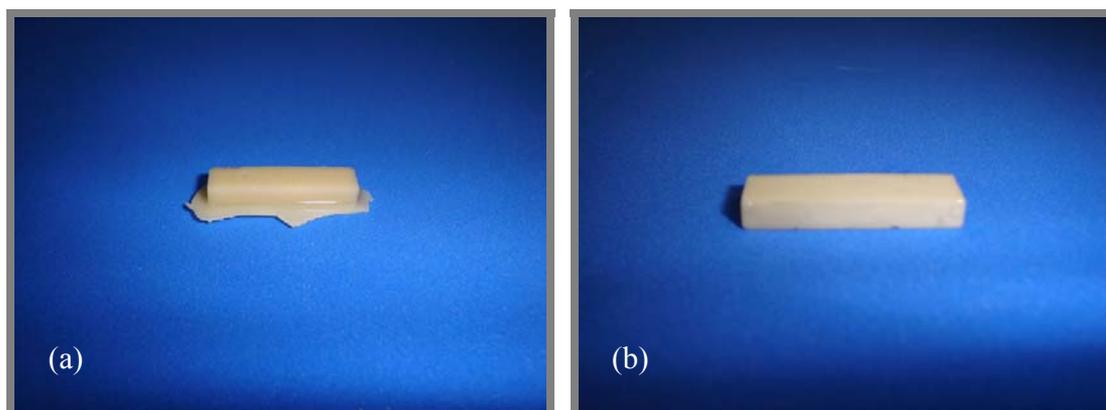


Figura 41- (a) Amostra de material ainda com rebarbas, logo após ter sido retirada do molde. (b) Corpo de prova após ter sido lixado e polido.

Quanto aos ensaios de tenacidade à fratura, as barras foram confeccionadas com as dimensões de 4 mm de espessura x 8 mm de altura x 35 mm de comprimento, de acordo com a norma da ASTM E-399 (1999) [61] para materiais metálicos (figura 42).

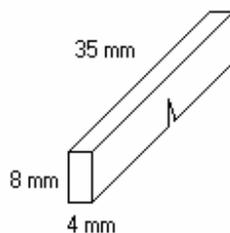


Figura 42 – Ilustração do corpo de prova para o ensaio de tenacidade à fratura.

O molde de silicone usado para a confecção de barras com dimensões de 4 mm x 8 mm x 35 mm foi similar ao molde feito para as barras dos outros ensaios anteriormente citados e o procedimento para manipulação do material e posterior lixamento e polimento foi o mesmo (Figura 43).

As barras foram confeccionadas e preparadas em acabamento e polimento, dando origem aos corpos de prova.

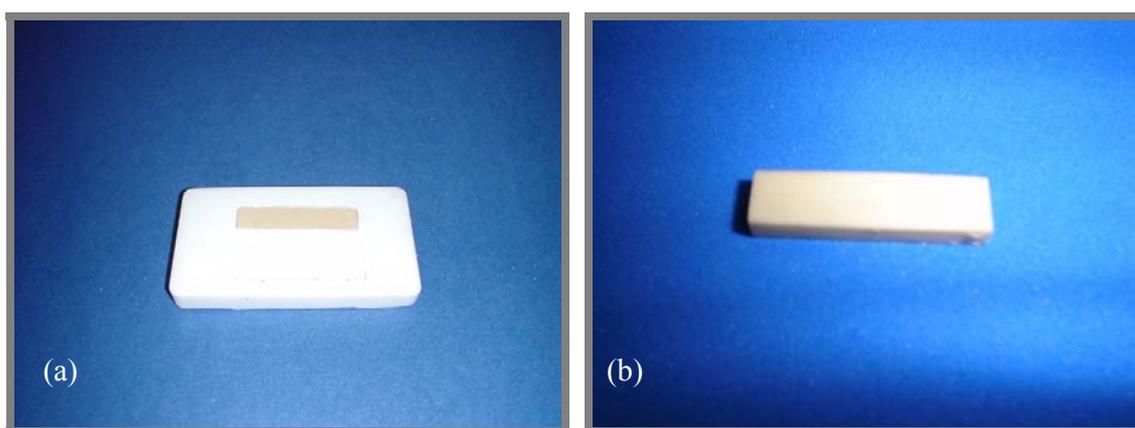


Figura 43- (a) Material dentro do molde de silicone (4 x 8 x 35 mm). (b) Corpo de prova após ser lixado e polido.

E em se tratando dos ensaios de compressão, os cilindros utilizados tinham 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura, como pode-se ver na figura 44, segundo a especificação da ISO 9917 (1991) [60].

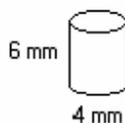


Figura 44 – Ilustração do corpo de prova para o ensaio de resistência à compressão.

Segundo as especificações da ISO 9917 [60], os cilindros foram produzidos com dispositivos em acrílico com formato quadrangular, de maneira que os orifícios cilíndricos ficavam no centro deste dispositivo, com o ionômero de vidro (Figura 45) e possuíam borboletas laterais de forma a facilitarem a retirada das amostras prontas (Figura 46).

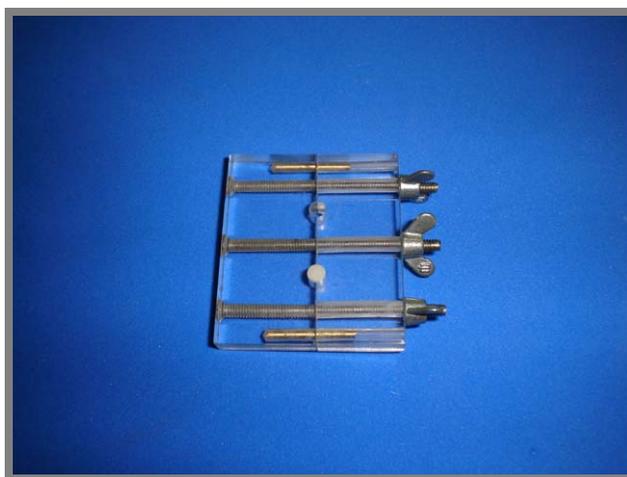


Figura 45 – Material ionomérico no molde de compressão.

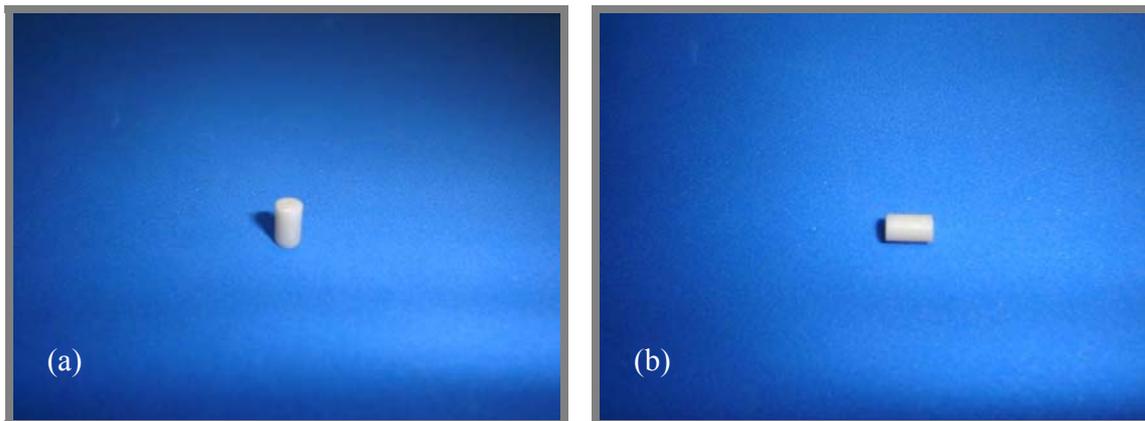


Figura 46 – Corpo de prova após ser confeccionado, sendo visualizado (a) na vertical e (b) na horizontal.

3.2.2 – Análise Microestrutural em Microscópio Ótico

Para a análise microestrutural foi confeccionada uma barra de cada material ionomérico.

A caracterização microestrutural deste trabalho foi feita de maneira qualitativa, através de uma análise em microscópio ótico (MO- *Olympus Bx60M*). Pôde-se, com isso, observar o tamanho médio das partículas, sua forma e distribuição. Apesar do Microscópio Ótico ser limitado quanto a sua visualização, as observações foram feitas em várias áreas da amostra e se tornaram auxiliares importantes e complementares para todo o contexto do estudo feito.

Em relação ao preparo de cada amostra, antes de observá-las, foi feito o lixamento e polimento das mesmas. À princípio, o polimento havia sido feito com a suspensão de alumina 2 (de uma granulação mais fina), visto que as partículas haviam se apresentado bem visíveis no microscópio ótico. Mas, devido à possibilidade de interferir na caracterização e diagnóstico das mesmas, já que na composição do pó do ionômero de vidro também se tem alumina, optou-se por outro material (pastas de diamante) para o polimento das amostras.

No preparo das amostras para análise microestrutural, então, foi feito um lixamento no laboratório de Microscopia Ótica e Análise de Imagens, com lixas d'água 600 (3M), nova e

usada, para se retirar os excessos e deixar a mostra mais plana e suas medidas mais definidas; lixas 1200 (3M), nova e usada, para deixar o material mais liso e refinado; e polimento com pastas de diamante variando do no. 3, 2 e 1 até ser utilizada a pasta com diamante policristalina SUPREME em suspensão, em base aquosa na granulação de 1/20 μ m da marca *Buehler*, no equipamento *Prazis APL-4*, com um pano específico para polimento metalográfico da empresa *Struers Metallographic Equipment*, com a especificação *DP-Nap*.

Toda essa seqüência e cuidado foram tomados para que houvesse um menor arrancamento possível de partículas e melhor observação no MO.

Após a confecção das amostras e o seu posterior lixamento e polimento, elas foram analisadas em Microscópio Ótico, com aumento de 50x, após uma semana imersas na água bi-destilada, em várias localidades da amostra. Para que pudéssemos obter também uma boa visualização do que estava sendo observado no trabalho presente, as imagens foram fotografadas com uma câmara digital acoplada ao microscópio Olympus Bx60M. Com isso, foi possível observar a forma e tamanho das partículas de vidro na matriz polimérica dos materiais *Fuji IX*[®], *Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®], estudados.

3.2.3 – Análise de Partículas

Esta análise foi feita no Laboratório de Sistemas Particulados do Programa de Engenharia Química – COPPE (UFRJ), com o intuito de se pesquisar quantitativamente a distribuição de tamanho das partículas do pó de cada um dos materiais previamente determinados.

Para a análise em questão foram utilizadas três amostras do pó de cada um dos quatro materiais, de marcas comerciais diferentes, e foram feitos cortes de 50% e 90% das partículas que os pós apresentavam. Com cada corte é possível determinar, na porcentagem desejada, os valores de diâmetro das partículas distribuídas, aleatoriamente, que o pó do material apresenta.

A distribuição do tamanho das partículas foi determinada através da análise no equipamento *Malvern Mastersizer Micro "Plus", MAF 5001* (Figura 47). Este equipamento utiliza como princípio o espalhamento de luz para determinação da distribuição das partículas na faixa de diâmetro entre 0,05 – 550 μm . Cada pó é analisado separadamente dos outros três tipos e é colocado previamente em um recipiente de vidro (Becker) com água destilada, como nos mostra a figura a seguir. Uma hélice no Becker faz com que o material se mantenha em suspensão enquanto que um aparelho de ultra-som também é utilizado para dissipar as partículas, evitando que as mesmas fiquem aglomeradas.



Figura 47 – (a) Equipamento *Malvern Mastersizer Micro "Plus", MAF 5001*. (b) Visão mais aproximada da água com o pó do material a ser analisado, no Becker.

3.2.4 – Procedimento para Ensaio de Microdureza

O ensaio de microdureza foi feito a partir dos corpos de prova de cada um dos materiais a serem estudados com medidas de 4 mm x 8 mm x 30 mm.

O tipo de microdureza escolhido foi da dureza Vickers e os ensaios foram realizados em um microdurômetro da marca *Ernest Leitz Wetzlar-Germany* (Figura 48).



Figura 48 – Microdurômetro Vickers.

As amostras, após uma semana de imersão na água bi-destilada, foram lixadas com lixas d'água (3M) de granulação no. 600, nova e usada, e granulação 1200, e depois foram polidas em alumina 2 com o intuito de se conseguir uma superfície plana, lisa e isenta de riscos. Foram, então, feitas mais de 10 endentações em cada um dos quatro materiais compósitos estudados. As endentações foram feitas com um peso de 100 g (Figura 49) durante 30 segundos para cada endentação, e a distância entre elas também foi calculada, isto é, de 0,5 mm entre cada uma.



Figura 49 – Peso de 100 g utilizado no microdurômetro Vickers.

Cada impressão feita foi observada no microscópio óptico *Olympus Bx60M*. As imagens das impressões de dureza foram arquivadas no computador, através do programa *Snaap*, já que não se conseguia visualizá-las diretamente no microdurômetro. E com o auxílio de um programa chamado *Globo Lab*, em escalas de cinza, o comprimento das diagonais das impressões de dureza feitas puderam ser medidas.

Para que se pudesse chegar, então, aos valores reais de dureza, ao índice de dureza DPH ou HV, fez-se uso da equação 1 [48], a partir das diagonais previamente medidas.

$$DPH = \frac{2P \operatorname{sen}\left(\frac{\theta}{2}\right)}{L^2} = \frac{1,854P}{L^2} \quad \text{equação 1}$$

Onde:

P é a carga aplicada, kg

L é o comprimento das diagonais, mm

θ é o ângulo entre as faces opostas do diamante = 136°

3.2.5 – Procedimento para Ensaio de Resistência à Compressão

Para os ensaios de resistência à compressão foram utilizados 12 corpos de prova de cada um dos quatro materiais (*Fuji IX*[®], *Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®]). Foram confeccionados cilindros com medidas de 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura, segundo a norma da ISO 9917 [60], para os cimentos (tipo de materiais odontológicos) à base de água.

Inclusive, é importante salientar que a ISO 9917 [60] é a única norma referente às especificações de materiais à base de água, como é o caso do ionômero de vidro. Esta norma também se refere especificamente aos ensaios de resistência à compressão. Em se tratando dos outros ensaios, não existe uma norma específica, onde pudéssemos “encaixar” os materiais compósitos de ionômero de vidro.

As amostras cilíndricas foram feitas a partir dos moldes de acrílico mostrados anteriormente. O material ionomérico foi inserido no molde em um único incremento, com o auxílio de uma espátula polimérica própria para utilização do material. As mesmas, após uma semana imersas em água bi-destilada, sofreram um processo de lixamento, com lixa d'água de granulação 400, 600 e 1200 da marca 3M, com o auxílio de 2 dispositivos metálicos (Figura 50). Após o lixamento, as amostras foram polidas com pasta de diamante e pano de polimento (*Struers Metallographic Equipment – DP-Nap*) e suspensão de diamante policristalina SUPREME em base aquosa na granulação de 1/20 µm da marca *Buehler* para polimento metalográfico em uma politriz Prazis APL-4. Toda esta seqüência de lixamento e polimento foi feita a fim de se obter a altura pré-determinada, remover todas as rebarbas existentes, fazer com que os dois lados extremos da amostra ficassem planos e sem riscos, diminuindo qualquer atrito do corpo de prova com o equipamento dos ensaios mecânicos, para que nada pudesse interferir nos resultados.

Durante o lixamento e o polimento, as amostras tinham as suas medidas conferidas através de um paquímetro digital, *Starret* No. 00/43136.

Num esquema ilustrativo pode ser observado como se apresenta o dispositivo metálico para os acabamentos e polimentos necessários no preparo das amostras para os ensaios de resistência à compressão (Figura 51). Para que se chegasse nas medidas e dimensões necessárias, de acordo com a norma para os ensaios de compressão, passou-se a amostra

por um acabamento e polimento em dois dispositivos que podem ter 6,0 ou 6,1 mm, dependendo da etapa do processo. O primeiro dispositivo metálico fez com que um lado da superfície ficasse lixado até a medida de 6,1 mm. O segundo dispositivo metálico, usado posteriormente, fez com que o outro lado da amostra ficasse lixado chegando aos 6 mm desejados como medida. A diferença da altura dos dispositivos é mostrada segundo a figura 52.



Figura 50 – Foto dos dispositivos metálicos para o acabamento e polimento das amostras para o ensaio à compressão.

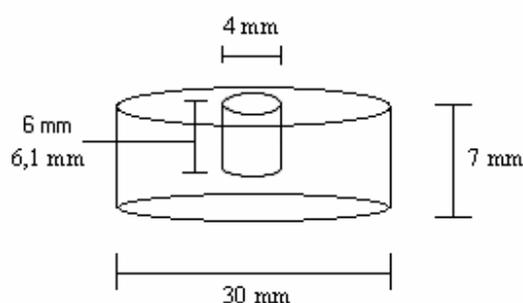


Figura 51 – Esquema ilustrativo de visualização dos moldes de polimento da amostra para ensaio de compressão.



Figura 52 – Foto da altura diferenciada dos dois dispositivos de acabamento e polimento utilizados para a amostra de ensaio à compressão.

Os ensaios foram realizados em uma máquina EMIC – modelo DL 1000, com carga máxima aplicada de 10 kN e velocidade de travessão de $0,75 \text{ mm/min} \pm 0,30 \text{ mm/min}$, segundo a norma da ISO 9917 [6] (Figura 53). Os corpos de prova receberam uma aplicação de carga uniaxial compressiva (Figura 54).

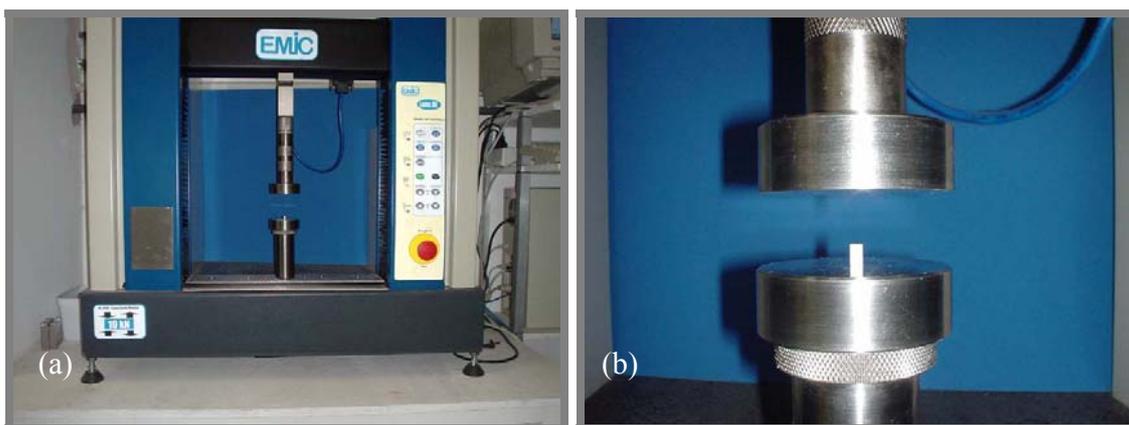


Figura 53 – (a) EMIC utilizada para os ensaios de resistência à compressão. (b) Corpo de prova posicionado para o início do ensaio.

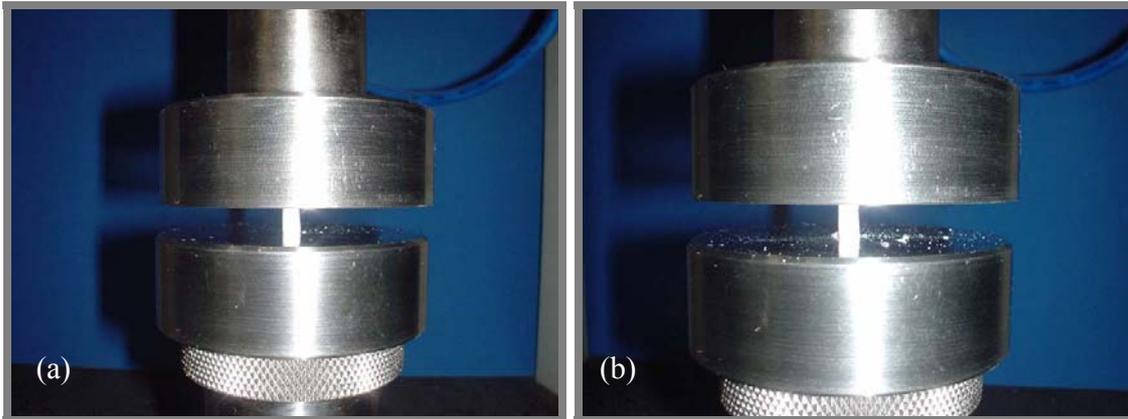


Figura 54 – O corpo de prova posicionado na máquina EMIC (a) no início e no (b) final do ensaio à compressão.

Os resultados obtidos dos módulos de elasticidade em compressão (E_c) e tensão compressiva (σ_c) foram dados pelo próprio computador, acoplado à EMIC. Os cálculos para que pudéssemos obter os valores da resistência à compressão, segundo a norma da ISO 9917, foram feitos a partir da equação 2 [60]:

$$C = \left(\frac{4\rho}{\pi \times d^2} \right) \quad \text{equação 2}$$

Onde:

C é a resistência à compressão

ρ é a força máxima aplicada (em Newtons)

d é a medida do diâmetro da amostra (em mm)

3.2.6 – Procedimento para Ensaio de Tenacidade à Fratura

Nos ensaios de tenacidade à fratura, foram utilizados 8 corpos de prova de cada um dos 4 materiais compósitos de ionômero de vidro. As dimensões das barras para a confecção dos corpos de prova foram de 4 mm de espessura x 8 mm largura x 35 mm de comprimento. Essas barras, após ficarem uma semana imersas em água deionizada (Milli Q), foram submetidas a um lixamento em lixadeira elétrica com as lixas d'água de granulação 400 e 600 da 3M, subseqüentemente, para serem removidas as rebarbas do material e aplainá-lo de maneira que pudessem manter uma uniformidade sem variar em toda a sua extensão, não ultrapassando 0,01 mm. O procedimento seguinte foi o do polimento, onde as amostras passaram pelas pastas de polimento de diamante para que pudessem estar de acordo com o tamanho pré-estipulado e molde feito para receberem em seguida um entalhe.

As barras foram lixadas e polidas até atingirem as dimensões estipuladas pela norma da ASTM E-399 (1999) [61]. As barras foram previamente entalhadas, antes do ensaio propriamente dito, já que a amostra era muito pequena e não teria como ter uma trinca de fadiga na ponta do entalhe, segundo pedia a norma feita propriamente para materiais metálicos.

Para a realização do entalhe, foi utilizado um disco de aço, de 25 mm de diâmetro com 0,2 mm de espessura, e foi criado um dispositivo de acrílico para que pudessem ser obtidos cortes uniformes, na marcação de espessura e altura pré-determinadas. Com isso, poderia ser realizada a fratura por meio de flexão em três pontos. No dispositivo de acrílico foi colocada uma amostra de cada vez, que se mantinha presa por parafusos acoplados em suas laterais (Figura 55) e assim recebiam um corte central, através do disco de aço (Figura 56). E, logo após a confecção do entalhe, as amostras retornavam à água deionizada, ficando imersas até o momento dos ensaios de fratura serem realizados.

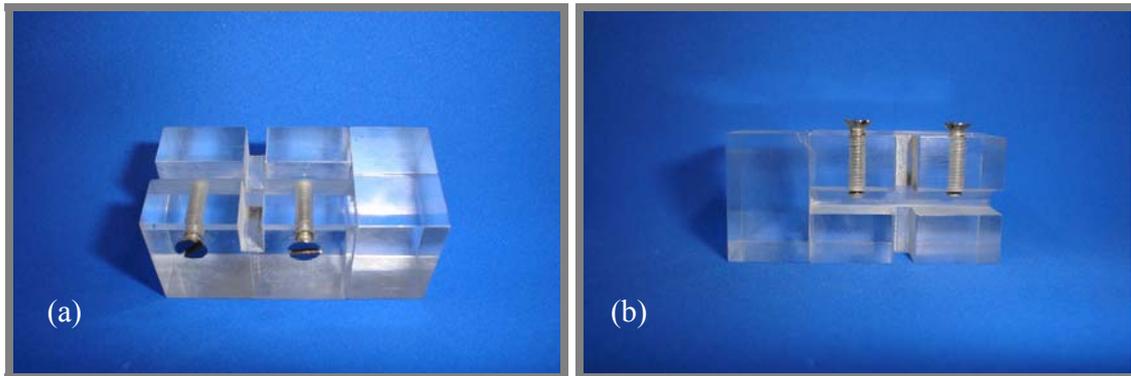


Figura 55 – Vistas (a) lateral e (b) frontal do dispositivo de acrílico usado para firmar a amostra para receber o entalhe.

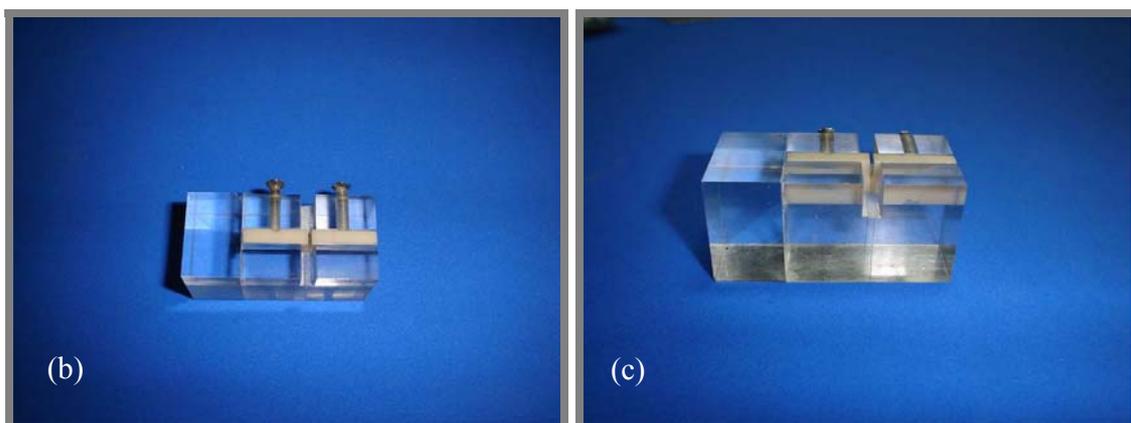


Figura 56- (a) Fresa de aço utilizada para fazer o entalhe na amostra. (b) Dispositivo com a amostra entalhada e sua (c) vista lateral.

A máquina EMIC DL 10000 (100 kN) (Figura 57) foi utilizada para a realização dos ensaios enquanto que para os cálculos de tenacidade à fratura foram utilizadas as equações da norma da ASTM E-399 (1999) [61] para corpos de prova com a geometria de flexão em três pontos, desenvolvida para o uso em materiais metálicos isotrópicos.



Figura 57 – Máquina EMIC onde foram realizados os ensaios de tenacidade à fratura.

Assim que os corpos de prova foram retirados da água deionizada foram levemente secos com papel absorvente e em seguida feitos os ensaios, para que fosse evitado qualquer tipo de desidratação e conseqüente aparecimento de trincas.

Os ensaios de tenacidade à fratura foram feitos com célula de carga de 50 kgf, velocidade de travessão de 1mm/min e distância entre os suportes (span) de 32 mm.

A partir dos ensaios de tenacidade à fratura são obtidos alguns valores, dentre eles o de carga máxima de fratura e o deslocamento do travessão. O valor desta carga máxima, o vão do suporte de cada amostra e as dimensões de cada corpo de prova, nos permite calcular o

valor do fator crítico efetivo de intensidade de tensões, K_c , que representa uma medida de tenacidade à fratura efetiva de cada material utilizado no corpo de prova. A fórmula utilizada foi da ASTM E-399 (1999) [61]:

$$K_c = \left(\frac{PS}{BW^{\frac{3}{2}}} \right) \cdot f\left(\frac{a}{W}\right), \quad \text{equação 3}$$

Onde:

K_c – Tenacidade à fratura efetiva

P – Carga

S – Distância entre os suportes (span)

B – Espessura da amostra

W – Altura da amostra

a – Comprimento do entalhe

segundo nos mostra a figura ilustrativa número 58.

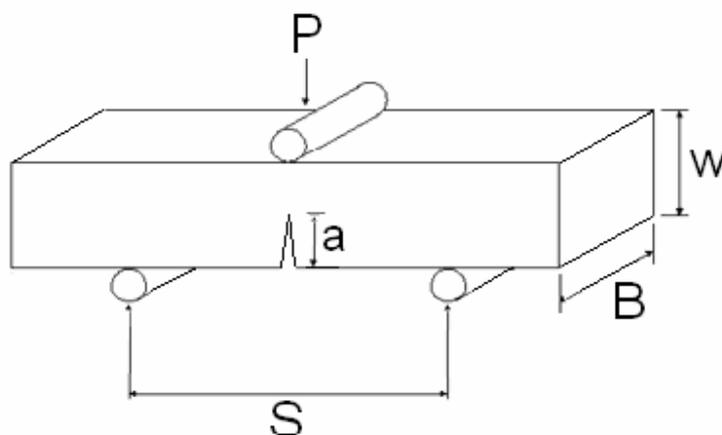


Figura 58 – Ilustração do corpo de prova entalhado, para ensaio de tenacidade à fratura, com os respectivos símbolos.

No estudo em questão, segundo a norma da ASTM [61], temos os seguintes valores:

$$W = 8 \text{ mm}$$

$$a = 4 \text{ mm}$$

$$(W-a) = 4 \text{ mm}$$

$$S = 32 \text{ mm}$$

$$B = 4 \text{ mm}$$

A expressão foi utilizada diferentemente da norma da ASTM E-399 (1999) [61] para se determinar o valor de K_{IC} , onde se faz uso de um extensômetro de fratura, chamado “clip-gage”. Com os ensaios sendo realizados, houve um registro da carga que o material do corpo de prova suportou e o deslocamento do travessão até a fratura. Esta carga máxima que foi aplicada na expressão de obtenção do K atuante. O valor de K obtido e efetivo não segue literalmente a norma devido ao fato da norma exigir o uso de um extensômetro para medição da abertura na “boca” do entalhe. Entretanto o valor de K_c efetivo obtido confere ao trabalho presente uma comparação satisfatória e desejada dos valores críticos dos quatros materiais compósitos de ionômero de vidro estudados.

3.2.7 – Procedimento para Ensaio de Desgaste

Em relação aos ensaios de desgaste, foram confeccionadas 2 barras com 30 mm x 8 mm x 4 mm (comprimento x altura x largura) de cada um dos materiais (*Fuji IX*[®], *Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®]), sendo que foram utilizados os dois lados de cada amostra para os ensaios de desgaste. Posteriormente à confecção das barras e espera de 1 hora para que se completasse a cura inicial do material, as amostras foram colocadas imersas em água deionizada no banho-maria, a uma temperatura de $37 \pm 2^\circ \text{C}$, ficando em 100% de umidade, como já fora dito anteriormente.

Após uma semana, as amostras foram retiradas do banho-maria, lixadas com lixa no. 600 (nova e usada) e lixa 1200 (nova e usada), e receberam polimento com a alumina 2.

O desgaste foi o do tipo abrasivo, feito com a alumina azul, e o equipamento utilizado para fazer os ensaios foi o GENTEST, juntamente com uma bomba peristáltica e utilização do abrasivo escolhido (em suspensão) com um agitador magnético. O sistema de abrasão foi o do tipo três corpos, na qual a amostra foi colocada de forma que ficasse segura em um dos dispositivos do equipamento e estivesse em contato com uma esfera de aço inox constantemente umedecida por uma suspensão aquosa de Alumina Azul, de concentração 120 g/l, com 1 μ m de granulometria, da marca QM, previamente determinada.

Na figura 59 abaixo, vemos a máquina de desgaste GENTEST com seu equipamento e esquema de funcionamento. O equipamento é composto de um braço no qual é apoiado o peso estipulado para o estudo; um dispositivo que segura a amostra para que ela não se solte na hora que o desgaste estiver ocorrendo; uma bomba com uma pequena mangueira (um scalp de uso médico) que leva o material abrasivo até o local do desgaste; um aparelho com o abrasivo que mantém, com a ajuda de um agitador, a solução em suspensão enquanto está sendo realizado o desgaste.

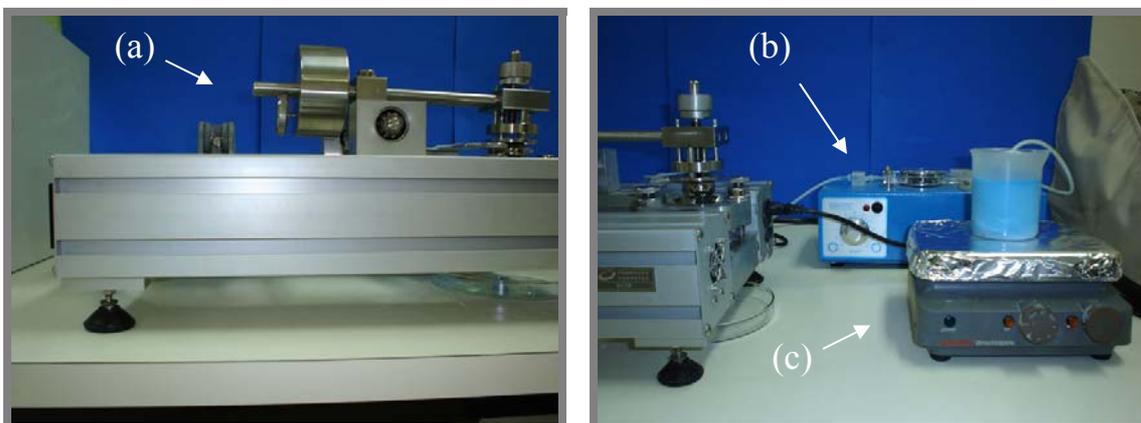


Figura 59 – (a) Equipamento *GENTEST* com (b) a bomba peristáltica e (c) a suspensão abrasiva com o agitador magnético.

Segundo a figura 60, em uma visão mais aproximada, pode-se observar o peso utilizado (a), a amostra presa no dispositivo de suporte (b) e a esfera de aço inox com o abrasivo de alumina azul sendo utilizado no desgaste abrasivo (c).

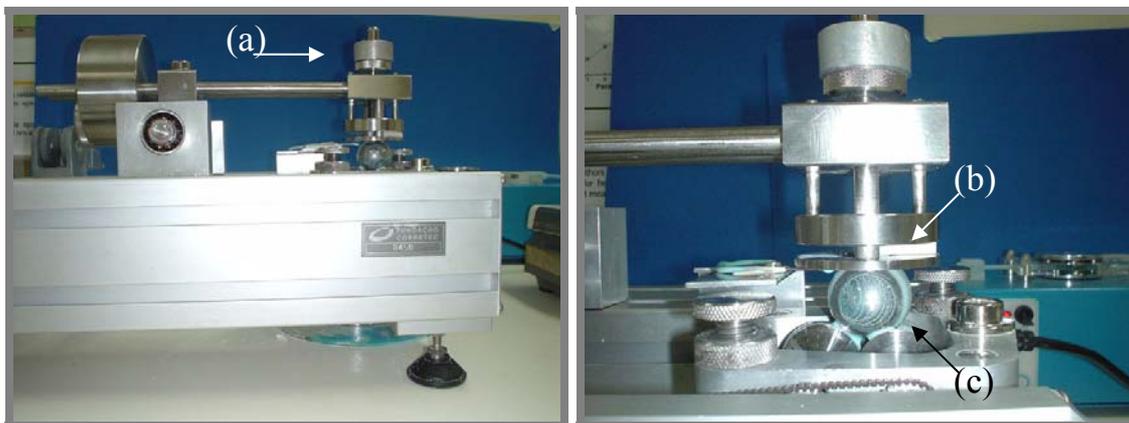


Figura 60 – Máquina de desgaste com a visualização do (a) peso utilizado, (b) a amostra presa no dispositivo próprio, e (c) o abrasivo sendo aplicado na esfera de aço.

Foram feitos ciclos de 1000, 1500 e 2000 voltas. A velocidade da bomba foi de 10 e a carga utilizada foi de 32 g.

Após os desgastes, as amostras foram observadas no Laboratório de Microscopia Ótica e Análise de Imagens, através do Microscópio Ótico *Leica DM RM*, com aumento de 25 x.

A seguir, temos uma figura ilustrativa de um desgaste (Figura 61). Os cálculos feitos para se determinar os resultados das taxas de desgaste dos materiais estudados seguiram as fórmulas de volume de uma calota esférica.

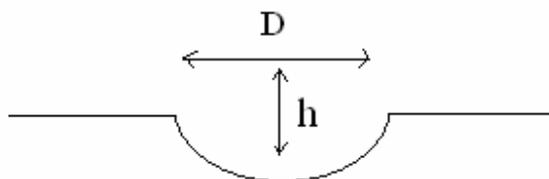


Figura 61 – Ilustração da impressão devido ao desgaste.

As fórmulas são as seguintes:

$$h = R - \left[R^2 - \frac{d^2}{4} \right]^{\frac{1}{2}} \quad \text{equação 4}$$

$$Vol = \frac{\pi}{6} h \left[\frac{3d^2}{4} + h^2 \right] \quad \text{equação 5}$$

$$Dt = 2\pi RN \quad \text{equação 6}$$

$$Taxa = \frac{Vol}{Q.Dt} \left[\frac{mm^3}{N.mm} \right] \quad \text{equação 7}$$

Onde:

R é o raio da esfera (15 mm);

d é o diâmetro da impressão feita com a esfera após o desgaste (mm);

h é a altura da extremidade da impressão da esfera até a linha do diâmetro (do fundo)

N é o no. de voltas em cada ciclo (ex. 1000, 1500 ou 2000)

Q é a carga (para o peso de 100 g é igual a 0,98 N)

T é a taxa de desgaste

Dt é a distância percorrida em cada ciclo

3.2.8 – Análise Estatística

Primeiramente, foi realizada uma análise estatística por meio do programa computacional Excel 2000 da Microsoft Office, obtendo-se a média e o desvio-padrão dos valores obtidos em cada grupo de corpo de prova de cada um dos quatro materiais estudados.

Todos os dados foram submetidos à análise estatística pelo programa Statistica 7.0. Foi utilizado a Análise de Variância (ANOVA) e o nível de significância adotado foi o de 5 %.

Utilizou-se o teste LSD (*Least Square Difference*) de Fischer para comparar os pares das médias das respectivas variáveis dependentes (ensaios de microdureza Vickers, resistência à compressão, tenacidade à fratura e desgaste) em função do tipo de material usado.

4- RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 – Análise de Tamanho das Partículas

Os resultados da análise de tamanho das partículas dos diferentes pós de compósitos de ionômero de vidro, feitas no laboratório de sistemas particulados, referentes a porcentagens de 50 % e 90 %, foram (Tabela 9): material *FIX* com 50 % das partículas possuindo diâmetro abaixo de 2,91 μm e 90 % das partículas com diâmetro abaixo de 7,26 μm ; material *IM* com 50 % das partículas apresentando diâmetro abaixo de 4,28 μm e 90 % das partículas com diâmetro abaixo de 8,92 μm ; material *VM* com 50 % das partículas mostrando um diâmetro abaixo de 3,45 μm e 90 % das partículas com diâmetro abaixo de 9,28 μm ; e material *VR* com 50 % das partículas de valor abaixo de 4,33 μm e 90 % das partículas com diâmetro abaixo de 11,95 μm .

Tabela 9 – Diâmetro das partículas dos pós de ionômero de vidro referentes a 50 % e 90 %.

Materiais Ionoméricos	D (v, 0.5)	D (v, 0.9)
<i>Fuji IX</i> [®]	2,91 μm	7,26 μm
<i>Ionofil Molar</i> [®]	4,28 μm	8,92 μm
<i>Vitro Molar</i> [®]	3,45 μm	9,28 μm
<i>Vidrion R</i> [®]	4,33 μm	11,95 μm

D - diâmetro das partículas

Com os valores da análise das partículas dos quatro compósitos em questão, podemos dizer que o material *Fuji IX*[®] (material de referência para nosso estudo) apresentou partículas de menor tamanho, tanto em 50% quanto em 90%, quando comparado com os outros três materiais. Observando os valores em 90%, em seguida ao *Fuji IX*[®], temos os materiais *Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®], numa escala crescente de tamanho de partículas, respectivamente.

Os valores em 50 % mostraram que os materiais *Vidrion R*[®] e *Ionofil Molar*[®] apresentaram tamanho de partícula semelhante e maiores que o *Vitro Molar*[®] e em seguida do que o *Fuji IX*[®].

Os gráficos individuais do resultado da análise das partículas do pó de cada um dos quatro materiais ionoméricos estão apresentados no Apêndice A (nas figuras A1, A2, A3 e A4) e os gráficos de comparação entre eles, tendo o *Fuji IX*[®] como referência para cada um dos outros três materiais, se encontram no Apêndice A (Figuras A5, A6 e A7).

No gráfico contendo o resultado dos quatro materiais juntos (Figura 62), pôde-se analisar como o tamanho de diâmetro das partículas e de sua distribuição se apresentaram em comparação uns com os outros.

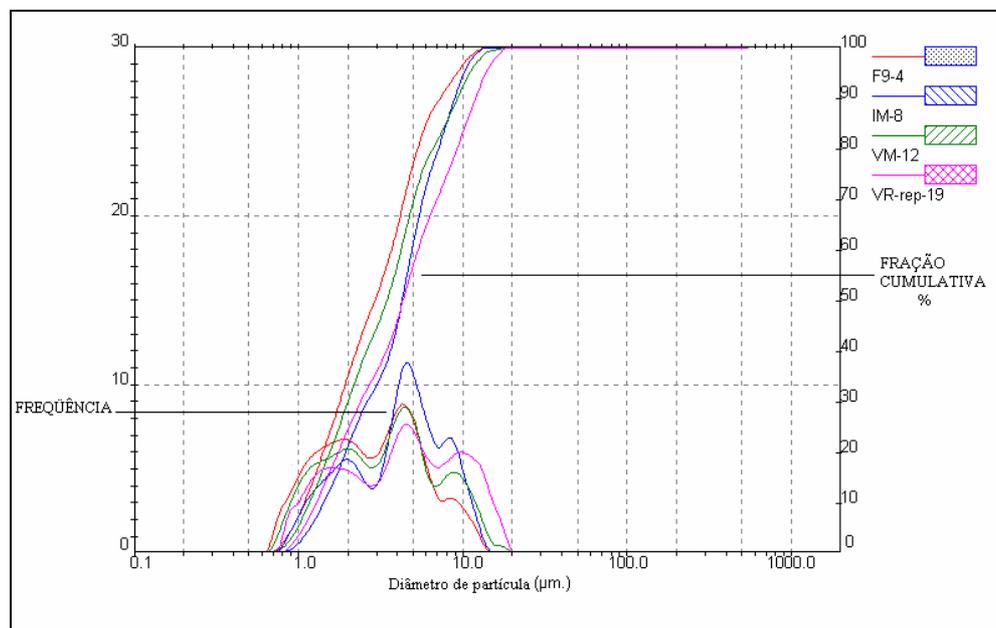


Figura 62 – Gráfico comparativo da distribuição de partículas dos ionômeros *Fuji IX*[®], *Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®].

A análise de tamanho das partículas feita no gráfico é mostrada a partir de duas curvas, a curva cumulativa e a curva de frequência (que mostra a frequência das partículas para um determinado tamanho). A partir dos valores do lado esquerdo do gráfico observamos a curva cumulativa, enquanto que com os valores do lado direito do gráfico poderemos ver a curva de frequência.

Uma curva se mostra em função da outra, isto é, a curva cumulativa é derivada da curva de frequência.

Neste estudo observa-se que o gráfico não está concentrado em dado valor. Há uma distribuição mais larga de partículas (desde os 50 % até os 90 %).

As análises dos resultados deste gráfico são feitas da seguinte forma: localiza-se o valor que se quer observar no lado direito do mesmo e remete-se na curva cumulativa encontrada até o valor da escala inferior do gráfico.

O tamanho do diâmetro das partículas apresentadas pelos quatro materiais é próximo mas o material *FIX* apresentou diâmetro de partícula menor que os outros materiais estudados. A princípio, poderia dizer-se que o *FIX*, por apresentar estas partículas em menor tamanho, teria uma tendência a apresentar melhores propriedades quando comparado com os demais materiais, mas vemos que são muitos os aspectos que influenciariam as características de ser ou não um bom material e ter ou não propriedades satisfatórias. Diversos fatores, das partículas (tais como a composição, o tamanho, a forma, fração volumétrica e a distância umas das outras) juntamente com a matriz (em termos de composição, sua relação com as partículas e a presença de poros em seu interior, com seus mais diversos tamanhos) devem ser considerados para que se possa chegar a uma conclusão mais acertada quanto às propriedades dos materiais.

4.2 – Análise Microestrutural por Microscopia Ótica

Por microscopia ótica (MO), apesar de suas limitações, foi possível observar a microestrutura do material ionomérico (as quatro marcas comerciais diferentes) como um todo, após a sua cura.

Procurou-se ver tanto o tamanho, a forma, a distância entre as partículas e sua distribuição quanto a presença de poros na matriz polimérica, conforme as fotografias feitas com o MO, com aumentos de 50 X, a seguir (Figuras 63, 64, 65 e 66). Foram também feitas observações com maiores aumentos.

A intenção de um maior aumento em cada foto citada foi de permitir uma observação mais clara quanto ao tamanho das partículas, principalmente quanto às partículas menores, que não podiam ser vistas em menor aumento.

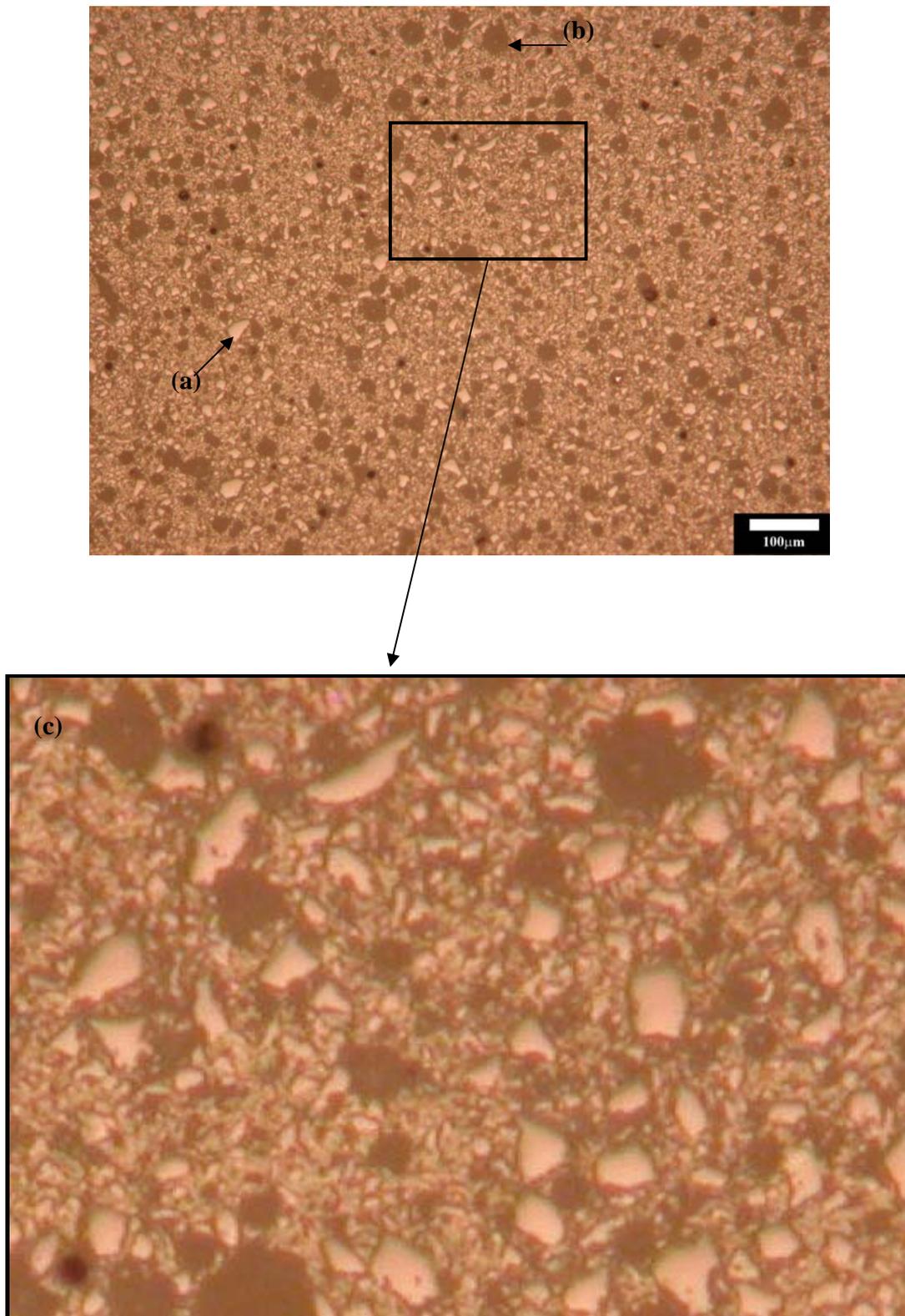


Figura 63 – Material *FIX* - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento.

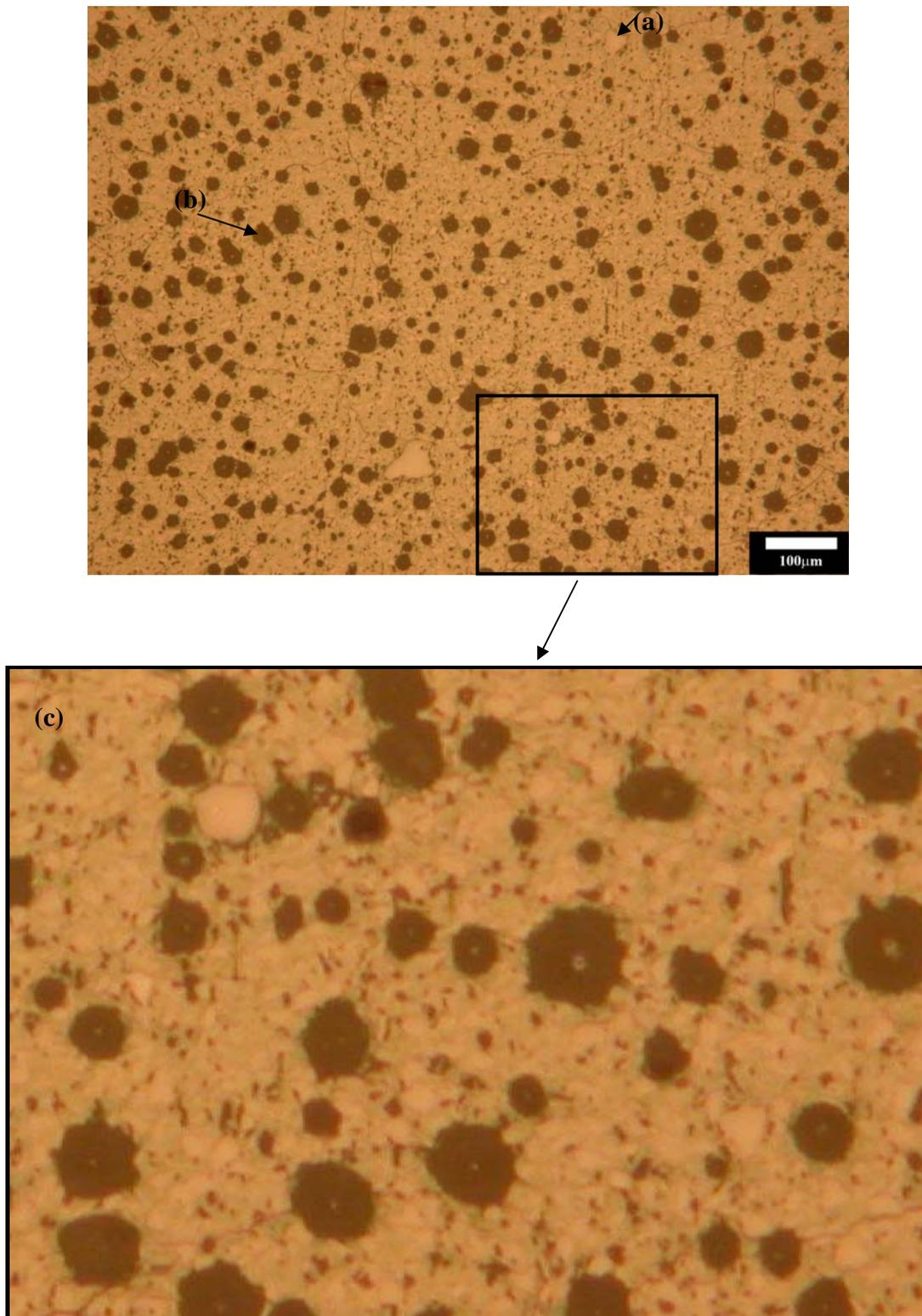


Figura 64 – Material *IM* - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento.

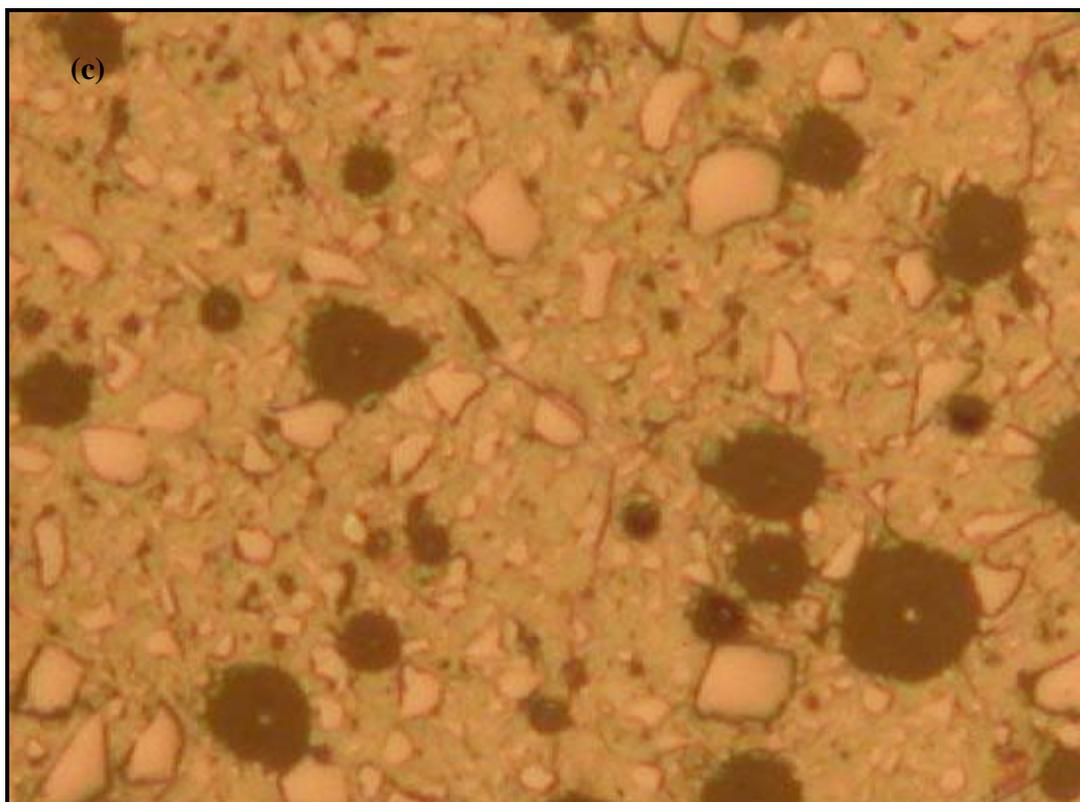
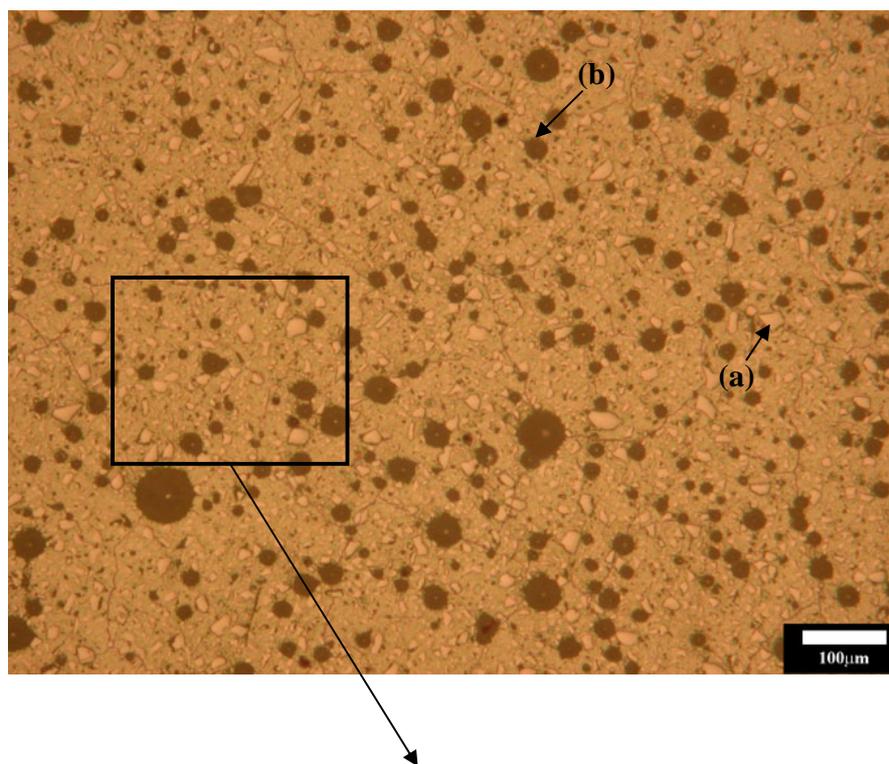


Figura 65 – Material VM - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento.

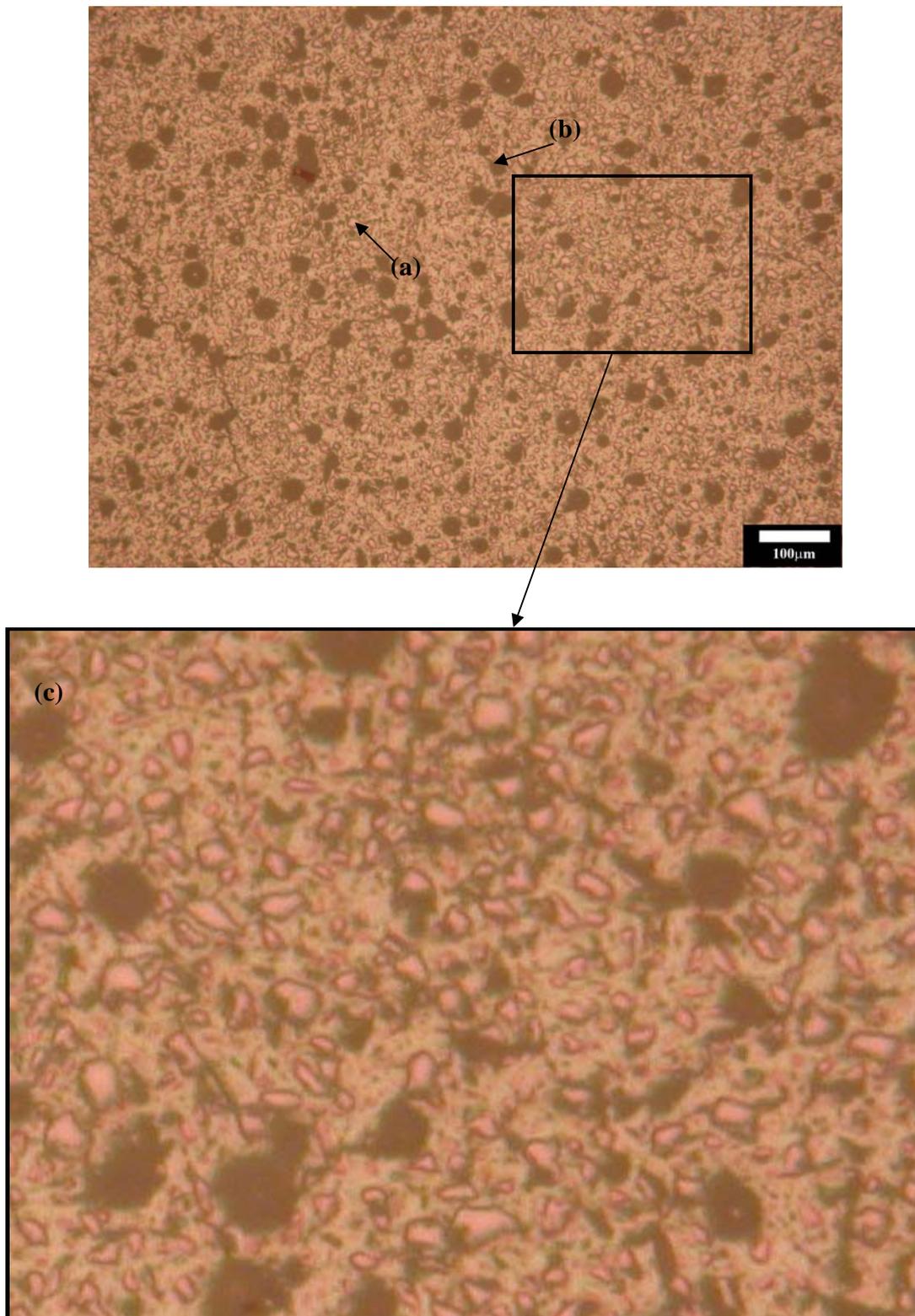


Figura 66 – Material VR - MO 50 X. (a) Partícula de vidro e (b) porosidade envolvidas pela matriz polimérica e (c) a visão de uma área selecionada, com um maior aumento.

Observou-se que cada material teve as suas particularidades. O material *FIX*, assim como na análise de partículas, se apresentou com partículas de menores diâmetros, em grande quantidade (de forma irregular) e com uma distância interparticular bem pequena em relação aos outros materiais. Em se tratando do material *IM* poderia-se pensar que se mostrou com partículas irregulares e com uma distribuição bem homogênea de maneira mais “equilibrada” em relação aos demais materiais. Sobre o material *VM*, pode-se dizer que também apresenta partículas irregulares, maiores e menores, mas com uma maior distância interparticular. Quanto ao material *VR* observa-se que o mesmo acontece em relação a uma maior distância entre as suas partículas mas elas se apresentam com um tamanho mais uniforme e o seu formato sugere uma configuração mais para esférico do que para irregular, em comparação com os outros materiais.

Nas amostras também foi observada, com o MO, uma grande quantidade de porosidades em todos os quatro materiais, provavelmente devido a espatulação ser feita à mão e não mecanicamente. Também foi observada uma maior quantidade de trincas no material *VR*, quando comparado com os outros três.

Segundo Callister [14], várias características geométricas e espaciais das partículas da fase dispersa poderão influenciar as propriedades dos compósitos. O autor [14] também fala sobre a importância que se deve ter em relação ao tamanho, forma, concentração, distribuição e orientação do reforço utilizado. Inclusive relata que um reforço eficaz é fruto de partículas pequenas distribuídas por igual em toda a matriz. E a melhoria do comportamento mecânico, por exemplo, vai depender também da ligação forte que deveria existir na interface matriz-partícula [14].

Observando as micrografias anteriores podemos ver que há partículas irregulares das mais diversas formas, juntamente com maior ou menor espaçamento entre elas e a presença de muitos poros, nos seus mais variados tamanhos. As partículas (a) como vemos na micrografia de cada material, se apresentam de uma maneira geral com uma coloração mais clara do que a matriz que as envolve e do que os poros (b), que têm a coloração mais escura.

4.3 – Ensaio de Microdureza Vickers

Na figura 67, temos um exemplo de como se apresentou uma endentação após o ensaio de microdureza Vickers no material ionomérico. A endentação apresentada foi obtida com aumento de 200 X com a utilização do Microscópio Ótico Olympus Bx 60M.

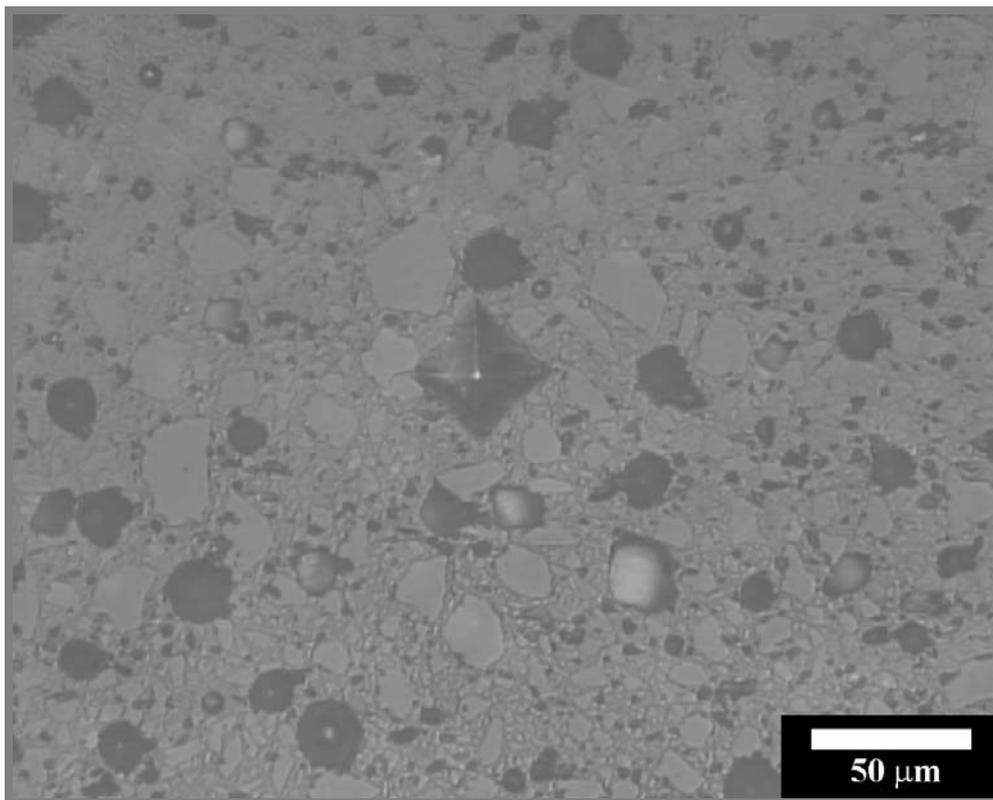


Figura 67 – endentação observada no MO após ensaio de dureza Vickers realizado.

Observa-se que a endentação se mostrou com um formato levemente “abaulado” em uma ou mais faces da base da pirâmide apresentada. O mesmo aconteceu com as outras endentações feitas, independente da marca comercial de ionômero de vidro estudada. Este abaulamento pode ter acontecido devido a carga de 100 g que fora utilizada para a impressão de dureza, visto que a mesma se tornou excessiva na resistência deste material. Por outro lado, faz-se necessário ressaltar que foi utilizada esta carga de 100 g porque quando se tentou fazer uso de um carga menor (de 50 g), a impressão ficou pequena e com

uma qualidade inferior. Além disso pôde-se constatar que o leve abaulamento não interferiu nem comprometeu as medições que se queria obter das diagonais.

Após os ensaios de microdureza, foram selecionados valores de 10 endentações de cada material pesquisado, para que houvesse uma padronização dos quatro materiais. A partir desses valores de dureza Vickers obtivemos a média e o desvio-padrão dos mesmos, assim como nos mostra a tabela 10 e graficamente a figura 68.

Tabela 10 - Os valores de microdureza Vickers, com a média e desvio-padrão (DP), dos materiais estudados.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DP
FIX	96,7	101	79,5	101	97,1	103	81,5	106	101	82,2	94,90	9,925
IM	53,3	45,8	60,2	53,1	51,3	54,7	53,1	59,1	46,6	55,3	53,25	4,624
VM	57,7	52,4	59,5	54,0	55,5	45,1	40,3	53,1	52,2	58,5	52,83	6,021
VR	49,7	48,1	45,4	47,0	45,4	46,0	46,3	43,5	45,1	48,2	46,47	1,813

DP – desvio-padrão

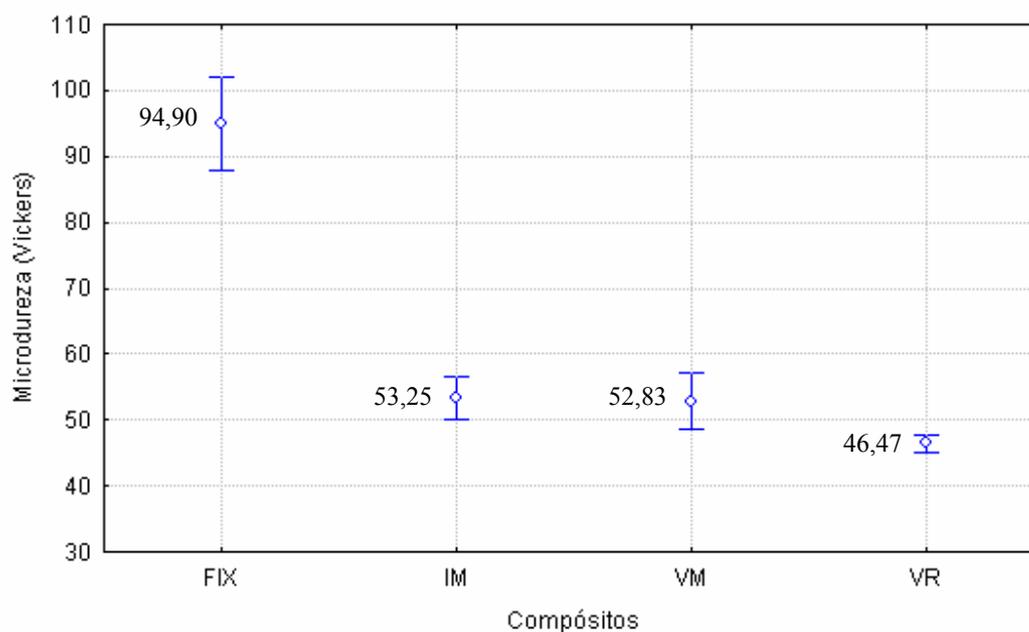


Figura 68 - Gráfico ilustrativo dos valores médios e desvios-padrão da dureza Vickers dos quatro materiais estudados.

Estatisticamente, com os valores dos resultados aqui apresentados, juntamente com os que se encontram no Apêndice B (Tabela B1), a partir de análise feita pelo teste ANOVA com grau de significância de 5% (com 95% de confiança), o *FIX* é diferente dos outros três materiais e apresenta um maior valor de dureza em relação aos outros. O material *IM* se apresenta igual estatisticamente ao *VM*. O material *VR* é diferente de todos e possui o menor valor de dureza.

Pelo teste ANOVA, verificou-se que o tipo de material, então, influencia a sua dureza.

Pode-se dizer também que os valores médios da microdureza Vickers encontrados nos materiais compósitos do presente estudo a partir de 10 endentações de cada um dos quatro materiais (*Fuji IX*[®] = 94,90 VHN ; *Ionofil Molar*[®] = 53,25 VHN ; *Vitro Molar*[®] = 52,83 VHN ; e *Vidrion R*[®] = 46,47 VHN), se inserem na faixa da média de valores de dureza Vickers de materiais compósitos de ionômero de vidro também convencionais, que foram estudados por alguns autores (*Ketac-Silver*[®] = 66 VHN, *Ketac-Fil*[®] = 122 VHN, *Ketac Molar*[®] = 118 VHN) [29].

Alguns autores [52], em seus estudos, citam o esmalte dentário com valor médio de dureza Vickers igual a 408 VHN e para a dentina um valor médio de dureza Vickers igual a 60 VHN. Certamente, o esmalte dentário se apresenta com um valor de dureza muito mais elevado que os materiais dentários aqui estudados. O material *Fuji IX*[®] apresentou-se com dureza mais elevada do que a de dentina citado, mostrando que poderá substituir a perda dentária sem maiores problemas. Em relação aos outros três materiais, mesmo com valores inferiores aos do *FIX*, podemos dizer que poderão ser equivalentes com relação a uma possível necessidade de substituição da dentina.

Guedes-Pinto relata que a dureza Knoop dos ionômeros de vidro em geral é igual a 60 HK (48 HV) [33]. Segundo o estudo de alguns autores [41] com relação à dureza Knoop, partículas de vidro pequenas e baixa porosidade microestrutural estão correlacionadas com uma alta dureza.

Com os resultados citados na literatura e a sua relação com o nosso presente estudo, podem ser ressaltados alguns aspectos. A começar da porosidade, por exemplo, pode-se dizer que foi encontrada em grande quantidade e similar em todos os nossos materiais estudados, já que alguns autores fazem a correlação da porosidade e das partículas com a dureza do material. Mas percebemos, com o nosso estudo, que a presença de poros ao se

realizar este ensaio poderia até “atrapalhar” os resultados finais, mas a impressão é geralmente feita sobre matriz e as partículas, e este fator quanto à porosidade não é um indicativo do material ser mais duro ou não, até porquê ao se fazer uma impressão de dureza acidentalmente sobre um poro, esta impressão seria excluída, por não se ter a possibilidade de enxergar claramente a impressão formada e nem poder extrair os valores de suas diagonais.

Frente à questão do material ser mais duro ou mais macio e apresentar, com isso, uma maior ou menor dureza, faz sentido, pois a presença das partículas em um compósito têm justamente a finalidade de se conferir um reforço e maior resistência ao material. Agora, quando se analisa a quantidade das partículas tem que se pensar obrigatoriamente na quantidade-peso e na quantidade-volume assim como Callister [14] que considera o tamanho (proporção) das partículas com sua distribuição na matriz. Refletimos que quando o material tem poucas partículas bem distribuídas mas em um volume de matriz desproporcional (muito maior), o material compósito provavelmente será considerado macio, tendo grandes possibilidades de ter sua impressão de dureza sobre a matriz e muito profunda. E, de uma maneira geral, poderíamos caminhar nesta linha de raciocínio para os ensaios de desgaste e os demais ensaios.

O material *FIX*, neste estudo, se apresentou com um valor de dureza muito elevado frente aos outros materiais, provavelmente por apresentar partículas de vidro pequenas e em maior quantidade (de acordo com a análise de partículas) em comparação aos outros compósitos, conforme a literatura nos diz. Mas, conforme foi elucidado em análises anteriores, esta hipótese será considerada 100 % verdadeira se tivermos a certeza das medições e valores reais dos tamanhos das partículas apresentadas no material, não somente na análise do pó mas como se apresentam após sua cura, na microscopia ótica.

Em estudo citado na literatura [1], comparou-se a dureza Vickers do compósito de ionômero de vidro com o compósito de resina reforçado por partículas. Concluiu-se que o ionômero de vidro apresentou valores com variações inferiores (60-90 VHN) aos obtidos com a resina (70-130 VHN). Aqui podemos dizer que o resultado do ionômero de vidro, especificamente em se tratando do *Fuji IX*[®] (94,90 VHN) foi um pouco superior àquele esperado pela dureza Vickers apresentada na literatura. Isto se torna um dado importante, principalmente em termos clínicos, no qual podemos ter um material com uma dureza tão

elevada quanto a do compósito e, ao mesmo tempo, com propriedades adesivas, de biocompatibilidade aos tecidos bucais e também com liberação de flúor, além de não ter a necessidade de equipamentos de consultório para a colocação desta restauração (como nos relata a técnica do TRA [6], de interesse para nós).

4.4 - Ensaio de Compressão

A seguir (Tabela 11) estão os quatro valores obtidos nos ensaios de compressão, feitos com cada um dos quatro materiais.

Tabela 11 – Valores das tensões de fratura em compressão, com suas médias e desvios-padrão (MPa).

	1	2	3	4	MÉDIA	DP
<i>FIX</i>	143,03	130,20	113,66	155,82	135,68	18,024
<i>IM</i>	150,27	156,74	170,15	169,74	161,73	9,854
<i>VM</i>	109,96	149,53	152,31	109,93	130,43	23,684
<i>VR</i>	106,64	117,93	118,88	119,43	115,72	6,085

DP - desvio-padrão

Na figura 69 foram colocados graficamente os valores médios e barras de erros das tensões de fratura em compressão dos materiais estudados.

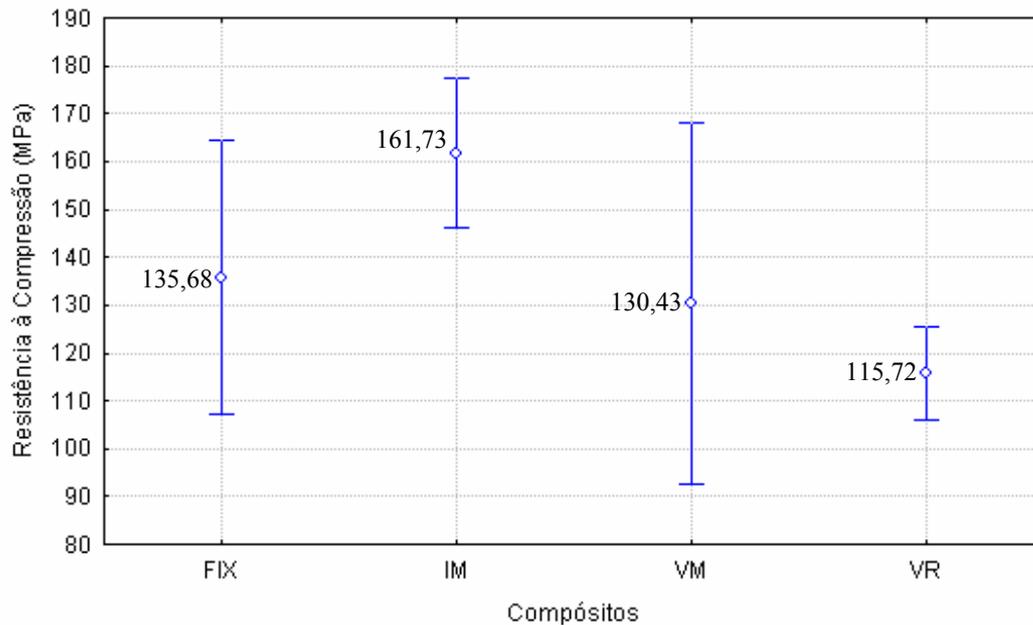


Figura 69 – Gráfico do resultado das médias e desvios-padrão dos quatro materiais estudados segundo a sua resistência à compressão.

Em relação aos resultados de resistência à compressão e segundo a tabela B2 (do apêndice B) pode-se dizer que o *IM* é estatisticamente diferente de todos os outros e foi o que apresentou a maior resistência à compressão. O material *FIX* é estatisticamente igual ao *VM*. O material *FIX* além de ser igual ao *VM*, estatisticamente, é marginalmente significativo ao *VR*. Cabe aqui explicar que o termo “marginalmente significativo” quer dizer, neste caso, que o *FIX* tem uma média no limite da média do *VR*, e qualquer alteração no seu valor, este material (*FIX*) poderá se transformar em estatisticamente igual ao *VR* ou definitivamente diferente. O material *VR* é igual estatisticamente ao *VM*.

Na tabela 12 são encontrados os valores dos módulos de elasticidade em compressão, juntamente com suas médias e desvios-padrão.

Tabela 12 – Valores dos módulos de elasticidade em compressão, com suas médias e desvios-padrão (MPa).

	1	2	3	4	MÉDIA	DP
FIX	5413,12	5294,44	4540,99	6224,35	5368,22	689,136
IM	5091,20	5058,49	5959,93	5702,86	5453,12	449,424
VM	4122,21	4585,52	4610,99	4064,57	4345,82	292,617
VR	3574,44	4009,34	4082,33	4134,04	3950,04	255,570

DP - desvio-padrão

Abaixo (Figura 70), pode ser observado como se mostraram graficamente os valores médios dos módulos de elasticidade, juntamente com seus desvios-padrão, encontrados após a realização dos ensaios de compressão.

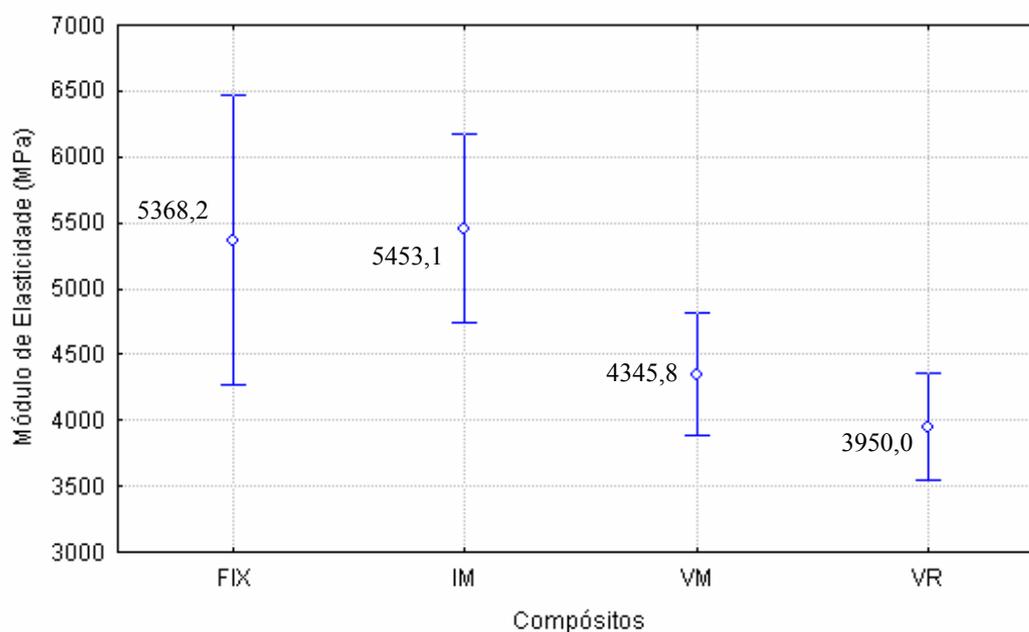


Figura 70 – Gráfico ilustrativo das médias e desvios-padrão dos valores dos módulos de elasticidade, resultantes dos ensaios de compressão.

Segundo os resultados dos módulos de elasticidade em compressão, juntamente com a tabela B3 (do Apêndice B) pode-se dizer, estatisticamente, que os materiais *FIX* e *IM* são iguais e possuem os maiores módulos de elasticidade em comparação com os outros dois compósitos. Tanto o *FIX* quanto o *IM* são diferentes dos materiais *VM* e *VR*. Os materiais *VM* e *VR* são considerados iguais estatisticamente e diferentes dos materiais *FIX* e *IM*. Apresentam valores menores de módulo de elasticidade, quando comparados com o *FIX* e o *IM*.

O tipo de fratura observado a olho nu após os ensaios de compressão são na sua maioria num sentido longitudinal ao eixo da carga imposta (Figura 71) e em lascas (Figura 72), da mesma forma que em um estudo feito na Universidade de São Paulo [51].

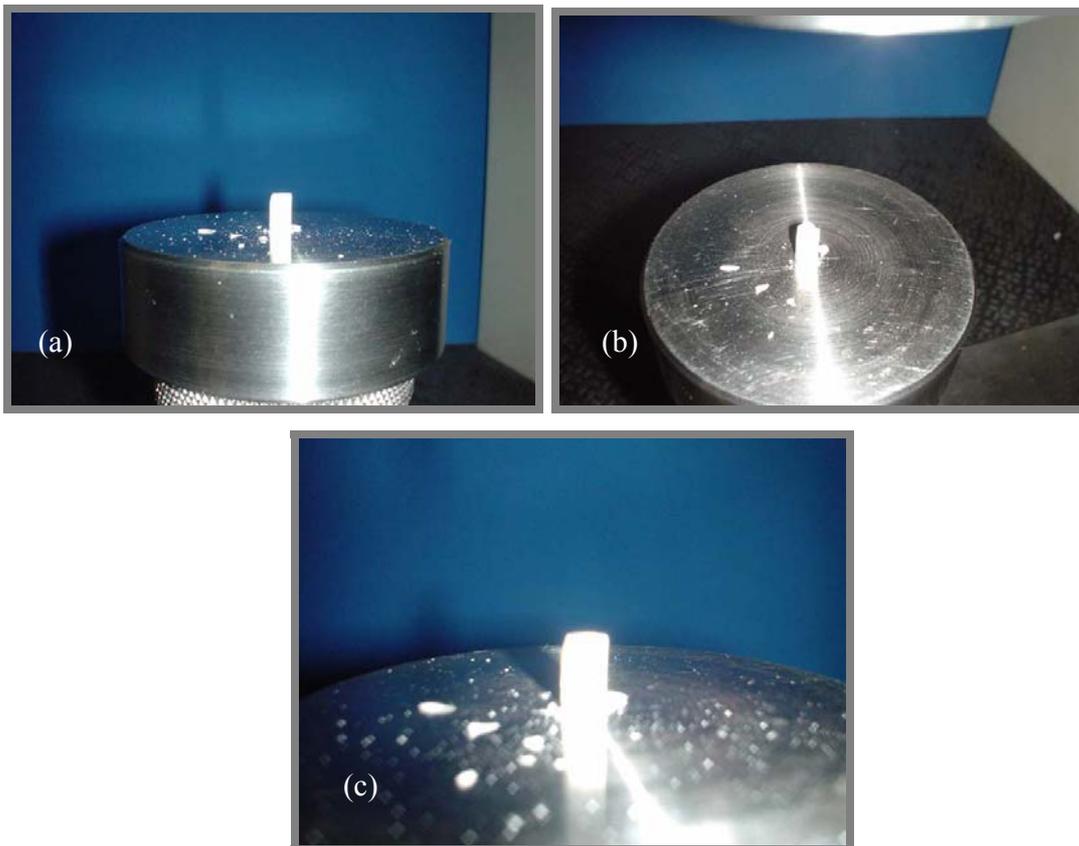


Figura 71 – Fotografias do corpo de prova após o ensaio de compressão feito, numa visão (a) lateral, (b) superior e (c) mais aproximada.

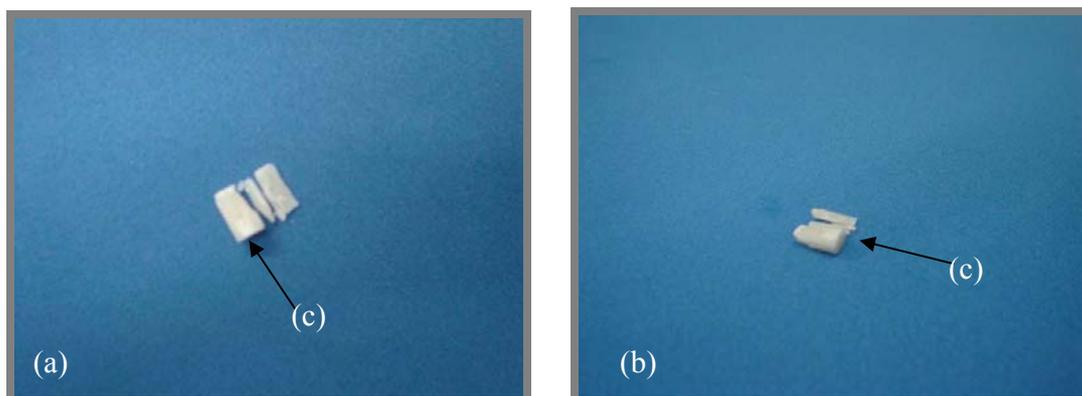


Figura 72 – Fotos da fratura em lascas apresentada pelo corpo de prova após o ensaio à compressão. (a) Visão superior. (b) Visão lateral. (c) Eixo do corpo de prova.

Segundo Guedes-Pinto, a resistência à compressão dos ionômeros de vidro, de uma forma geral, apresenta-se em torno de 1.400 kgf/cm^2 ($137,29 \text{ MPa}$) [33]. Vemos então, com isso, que os valores dos nossos materiais estudados estão dentro da média dos estudos feitos.

Sobre a resistência à compressão, podemos dizer que certos autores [41] colocam que partículas de vidro pequenas e baixa porosidade microestrutural estão correlacionadas com uma alta resistência à compressão. Fleming *et al.* [43] ao observarem que a resistência à fratura compressiva surgia do reforço das partículas de vidro presentes no material também concluíram que quanto menor a quantidade de pó de material utilizado (na relação pó e líquido misturados manualmente), menor a quantidade de partículas de vidro para dar reforço ao compósito e, conseqüentemente menor resistência à compressão. Outros autores [24] confirmam que, com a diminuição da relação pó/líquido, os ionômeros de vidro sofrem uma diminuição nas suas propriedades físicas e mecânicas [24]. Quando se reduz a quantidade de pó do ionômero de vidro e se mantém o volume do líquido, há uma redução do nível de porosidade do material mas, por outro lado também se diminui a concentração das partículas de vidro de reforço e, conseqüentemente, a sua resistência compressiva, no caso. Os autores salientam a importância que se deve dar desde a razão pó/líquido utilizada no material e a variação de operador ao manipulá-lo até o posicionamento do frasco do líquido e as gotas utilizadas, com inclusão ou não de bolhas de ar [43]. Em se tratando da composição, diz-se que o ácido itacônico tem por finalidade reduzir a viscosidade do

líquido enquanto que com a incorporação do ácido tartárico é constatada a melhora nas características de manipulação do material, o tempo de trabalho é aumentado e o tempo de endurecimento diminuído, além de aumentar a força coesiva e a resistência à compressão [24,33,23].

A partir destas verificações citadas na literatura, poderíamos nos questionar a respeito do resultado de nossos materiais estudados. Qual seria o motivo do material *IM* apresentar uma melhor resistência à compressão, se ele não apresentou as menores partículas? E qual o porquê do material *FIX*, que possuía na análise do seu pó o menor tamanho de partículas frente aos demais, não obter uma compressão tão alta como a do *IM*? Estas questões poderiam e podem estar relacionadas ao tamanho de partícula, sua dispersão na matriz e tantos outros fatores mas, no momento, não temos dados suficientes para nos aprofundar neste tipo de comparação e definição quanto ao que provavelmente possa ter ocorrido para que eles se apresentassem desta forma frente aos outros compósitos.

Na literatura também é colocado [24,52] que um material que apresenta módulo de elasticidade baixo irá se deformar mais com a carga mastigatória, principalmente em relação às regiões posteriores, podendo resultar em falhas [24,52]. Um material com um módulo de elasticidade muito alto não irá absorver muito a carga oclusal, sendo desfavorável para os materiais restauradores. O fato de se ter o módulo de elasticidade como uma medida de rigidez do material significa que, quanto maior for este módulo, mais o material se apresentará rígido e, assim, de valor para as restaurações [24,52].

Considerando o que a literatura nos coloca acima sobre módulo de elasticidade, podemos dizer, baseado nos nossos resultados, que os materiais *FIX* e *IM* apresentando estatisticamente os melhores e iguais módulos de elasticidade, em comparação com os demais materiais, demonstram que são de valor para as restaurações (se encontrando mais resistentes e menos flexíveis). E visto que o material *IM* apresentou a melhor resistência à compressão, frente os outros materiais, e um alto módulo de elasticidade, o mesmo poderia ser considerado o melhor material restaurador neste aspecto, por sabermos que são vários os fatores que podem estar influenciando em um material para que o mesmo tenha uma definição quanto às suas propriedades mecânicas.

Nos resultados da nossa atual pesquisa podemos dizer que ao se tirar uma média do módulo de elasticidade dos quatro materiais estudados, o *FIX* e o *IM* têm valores similares, maiores que o *VM* e também maiores do que o *VR*. Com isso vemos, a grosso modo, que tanto o *FIX* quanto o *IM* sendo então mais rígidos que os outros, poderiam ser utilizados em regiões oclusais de dentes posteriores, enquanto que o *VM* e/ou o *VR* teriam uma indicação voltada mais para dentes decíduos ou com uma menor carga oclusal.

Alguns estudos [24, 1] também fazem a comparação da resistência do ionômero de vidro com outros materiais restauradores, à base de silicato (que foi muito utilizado antes do ionômero de vidro, inclusive na técnica do TRA) e de compósito de resina (que mesmo não possuindo as vantagens do ionômero de vidro, é um material de grande uso na odontologia, geralmente conferindo melhores propriedades que os ionômeros).

Nota-se que, por exemplo, quando os ionômeros são comparados ao cimento de silicato, eles se mostram com valores de resistência à compressão e à dureza mais baixos. O silicato apresenta valores de resistência à compressão em torno de 180 MPa enquanto que o ionômero de vidro em torno de 150 MPa [24].

Em outro estudo feito [1], ao se comparar valores do compósito de ionômero de vidro com os compósitos de resina, viu-se que o ionômero obteve uma variação com valores de resistência à compressão de 140 à 220 MPa, enquanto que a resina obteve valores superiores, variando de 280 à 480 MPa [1].

4.5 – Ensaio de Tenacidade à Fratura

A figura abaixo (Figura 73), mostra um corpo de prova sofrendo o ensaio de tenacidade à fratura. E, logo após (Figura 74), vemos como se apresentou o mesmo após a sua fratura.

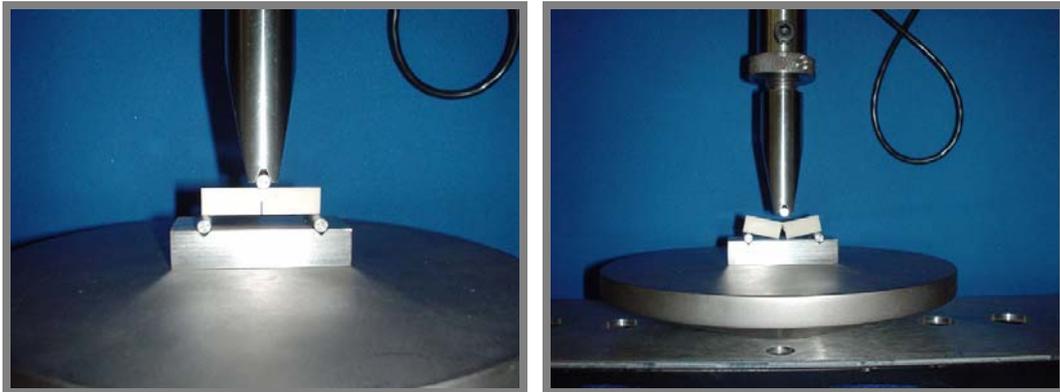


Figura 73 – Corpo de prova pré-entalhado posicionado na máquina EMIC, antes e depois do ensaio de tenacidade à fratura.

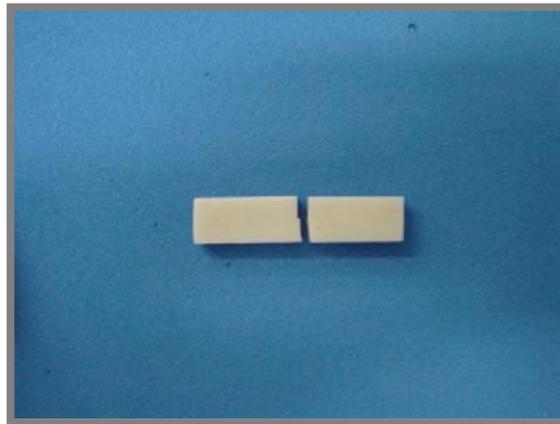


Figura 74 – Corpo de prova fraturado.

Todos os quatro materiais se apresentaram com fraturas semelhantes a esta apresentada na fotografia (Figura 74). O corpo de prova após o ensaio se apresentava dividido em duas partes e sem fragmentos.

O gráfico que se segue (Figura 75), feito no programa computacional Origin 5.0, ilustra como cada um dos materiais se comportou no ensaio de fratura.

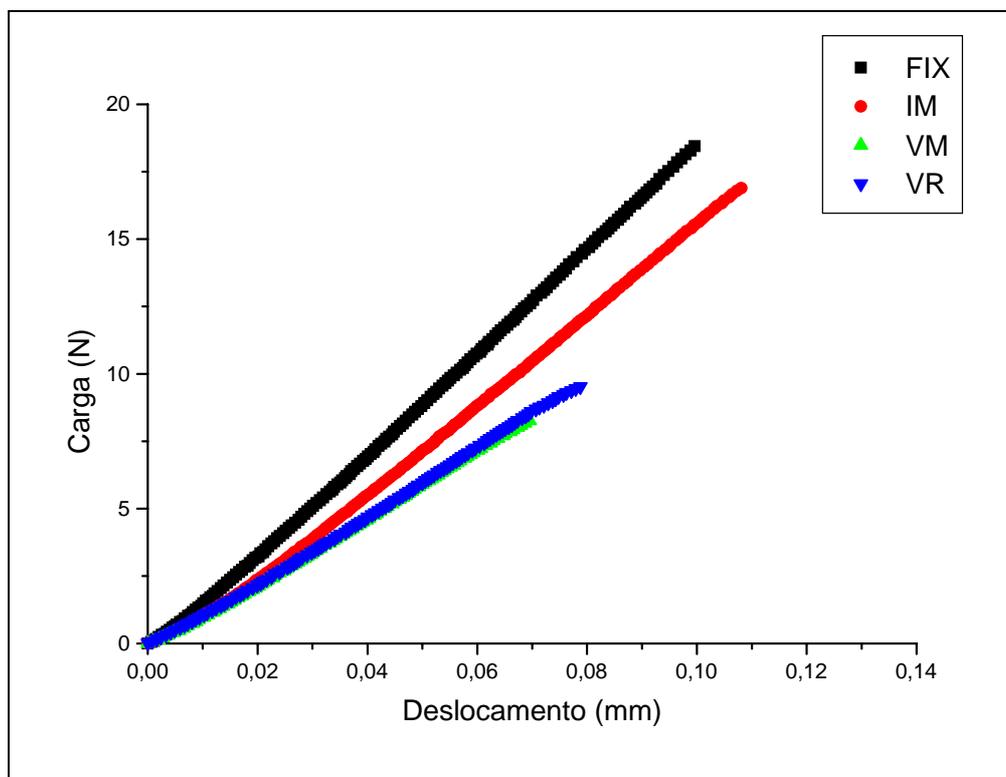


Figura 75 - Gráfico de carga versus deslocamento dos materiais *FIX*, *IM*, *VM* e *VR*.

Na Tabela 13 são apresentados os valores de K efetivo críticos apresentados pelos materiais.

Tabela 13 – Valores de K crítico efetivo críticos apresentados pelos materiais do estudo, com as médias e desvios-padrão ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$).

	1	2	3	4	5	MÉDIA	DP
<i>FIX</i>	0,56	0,51	0,49	0,55	0,49	0,52	0,033
<i>IM</i>	0,51	0,37	0,49	0,37	0,52	0,45	0,076
<i>VM</i>	0,26	0,25	0,37	0,43	0,34	0,33	0,076
<i>VR</i>	0,31	0,44	0,46	0,36	0,30	0,37	0,073

DP – desvio-padrão

Na figura 76, poderemos visualizar como os resultados se apresentam graficamente, com a comparação das médias e desvios-padrão dos quatro materiais estudados.

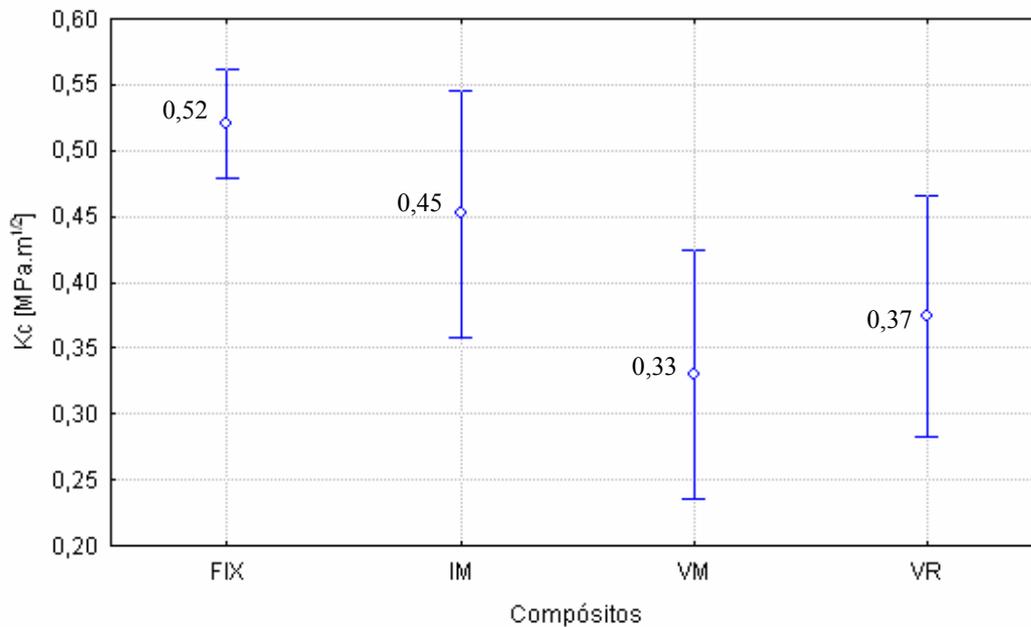


Figura 76 – Gráfico Ilustrativo dos valores das médias e desvios padrão dos ensaios de fratura.

Quanto aos resultados de tenacidade à fratura, juntamente com a tabela B4 (do Apêndice B), pode-se dizer que estatisticamente o *FIX* é igual ao *IM* e que os dois apresentam os melhores valores de tenacidade à fratura. O material *IM* é igual ao *FIX* estatisticamente e marginalmente significativo ao *VR*. O material *VM* é igual ao *VR* estatisticamente. O material *VR* além de ser igual ao *VM* é marginalmente significativo ao *IM*.

Visto que o *IM* apresentou o melhor resultado de tenacidade à fratura (juntamente com o *FIX*) e foi marginalmente significativo ao *VR*, pode-se incluir aqui também uma análise de custo-benefício, visto que o material *VR* apresenta um preço bem menor em relação ao *IM* (menos da metade).

Estudos têm sido feitos sobre a relação do tamanho de partícula com as propriedades mecânicas de alguns materiais compósitos odontológicos. Certos autores [49] pesquisam alguns materiais compósitos e suas propriedades principalmente com relação à tenacidade à

fratura. Mitsuhashi *et al.* [49] ao estudarem materiais compósitos de ionômero de vidro convencional e ionômero de vidro modificado por resina, sua razão pó/líquido e o pequeno tamanho de partículas destes materiais restauradores com influência na tenacidade à fratura, puderam observar, após análise em MEV, que quanto menor a partícula apresentada pelo compósito, menor se apresentava a tenacidade à fratura [49].

Sabe-se que a tenacidade à fratura é uma propriedade que mostra a resistência do material à fratura quando o mesmo apresenta uma trinca [14,48]. Entretanto, os estudos não mostram como a porosidade influencia ou causa qualquer alteração na tenacidade à fratura [32]. Alguns autores informam que a tenacidade à fratura de cimentos de ionômero de vidro convencionais aumentou com o aumento da massa molecular do componente ácido poliacrílico [32].

Em se tratando do presente estudo, pôde ser observado que o material com menor tamanho de partícula no pó do ionômero de vidro estudado, resultou em maior valor de tenacidade à fratura frente aos outros materiais. Como material restaurador, em especial para uso na técnica do TRA, este representa um material ideal, mas quanto à explicação para este ocorrido, diferente do que se esperava, somente poderá se saber baseado na análise da microestrutura do material e de como se apresentaram verdadeiramente as partículas após a cura.

Segundo um estudo feito na Universidade de São Paulo [51], com dentes naturais pré-molares, e alguns grupos de compósitos, dentre eles o ionômero de vidro convencional, observou-se que o tipo de fratura do esmalte eram fraturas paralelas e fraturas perpendiculares aos prismas de esmalte [51].

No presente estudo, as fraturas também se apresentaram, na maioria dos casos, de forma longitudinal, paralelo ao comprimento do corpo de prova e, em outros casos, perpendiculares aos mesmos.

Alguns autores, como Bell *et al.* [50], acreditam que o mecanismo de fratura dos dentes está diretamente ligado à fadiga resultante do esforço mastigatório, mesmo que este esforço esteja dentro dos limites fisiológicos. De qualquer forma, a força utilizada nos ensaios de tenacidade à fratura estão acima do limite fisiológico da mastigação [50,51]. E, de acordo com este achado, pode-se ter em mente que se um material aqui estudado teve boas propriedades frente aos demais, na cavidade bucal terá melhor ainda. Agora, visto que na

boca existem forças atuando em diferentes locais e nas mais diversas direções, seria o caso de se pensar, mesmo já se possuindo máquinas de alta qualidade para ensaios mecânicos, em uma mudança e/ou melhora na metodologia de pesquisa, com a proximidade cada vez maior dessas máquinas aos movimentos bucais, a fim de se aproximar ao máximo os estudos feitos da realidade odontológica.

4.6 - Ensaio de Resistência ao Desgaste

A figura 77 nos mostra alguns exemplos de como se apresentaram a olho nu os desgastes nos materiais de estudo.

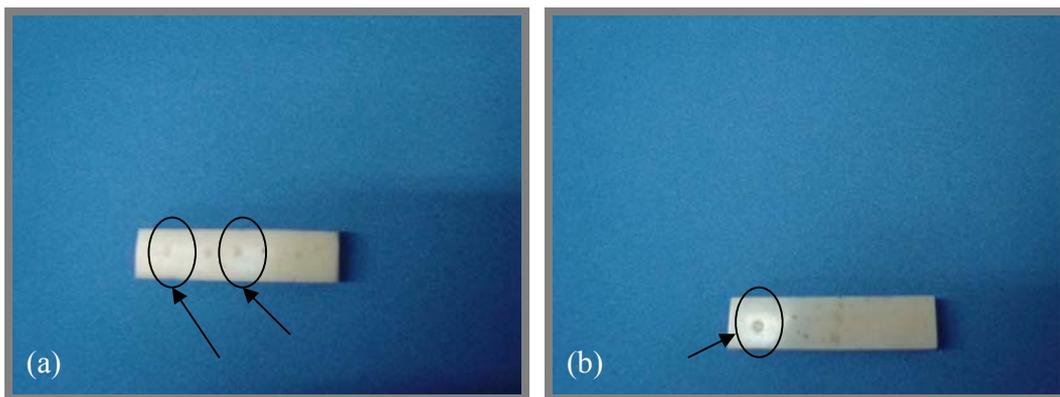


Figura 77 – (a) e (b) Exemplos de algumas impressões produzidas por desgaste em um mesmo material ionomérico.

A seguir (Figuras 78, 79 e 80) são apresentadas imagens ilustrativas de como se apresentaram as superfícies das amostras ensaiadas com 1000, 1500 e 2000 ciclos, respectivamente. As impressões produzidas por desgaste foram observadas em Microscópio Óptico Leica DM RM, com 25 X de aumento.

As figuras 78 e 79 foram fotografadas com câmara digital, a partir do microscópio ótico, enquanto que a figura 80 foi capturada diretamente do computador, por se apresentarem mais nítidas para que fosse feita posteriormente a medição de seus diâmetros.

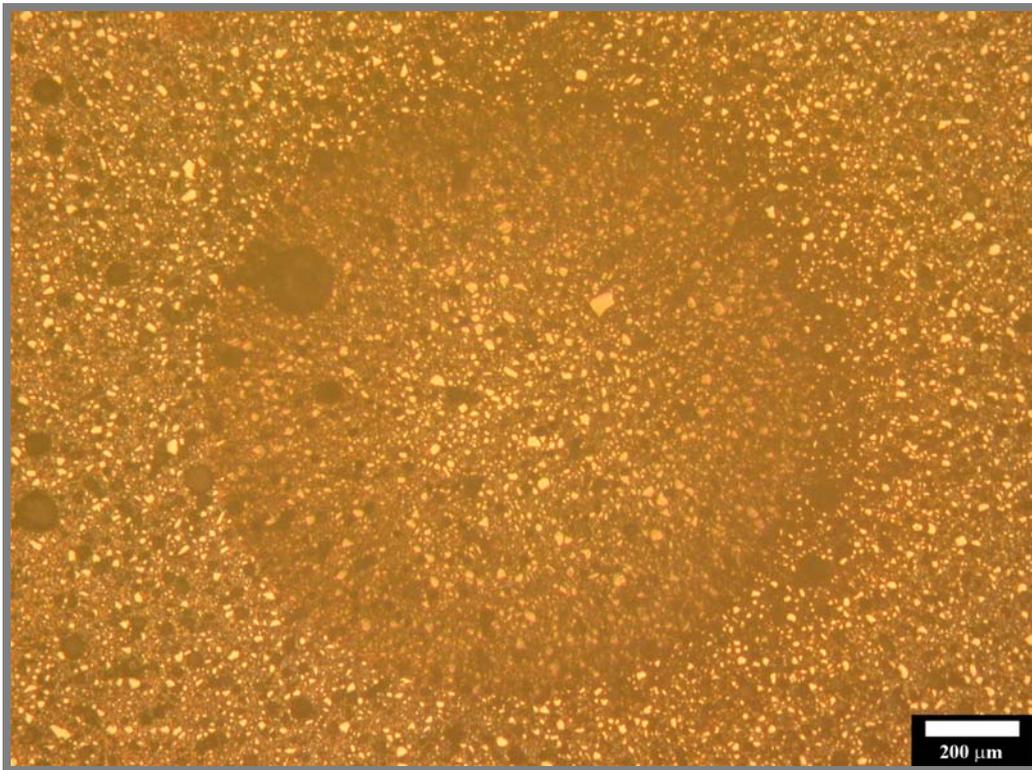


Figura 78 - Foto de um desgaste resultante de 1000 ciclos.

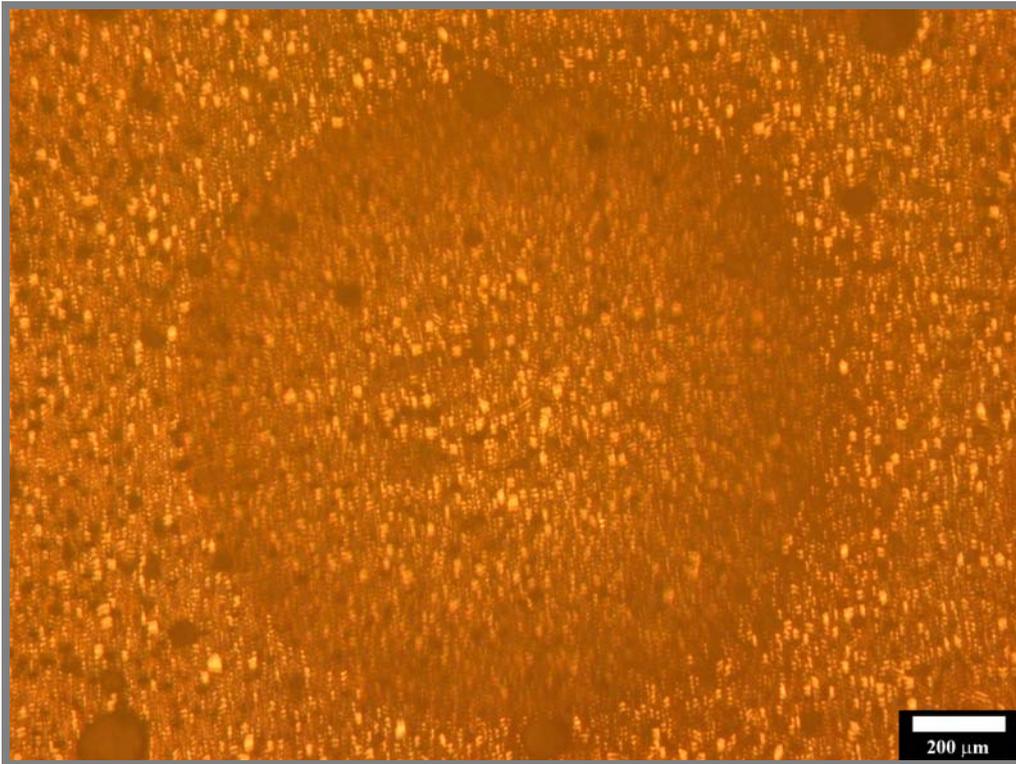


Figura 79 - Foto de um desgaste resultante de 1500 ciclos.

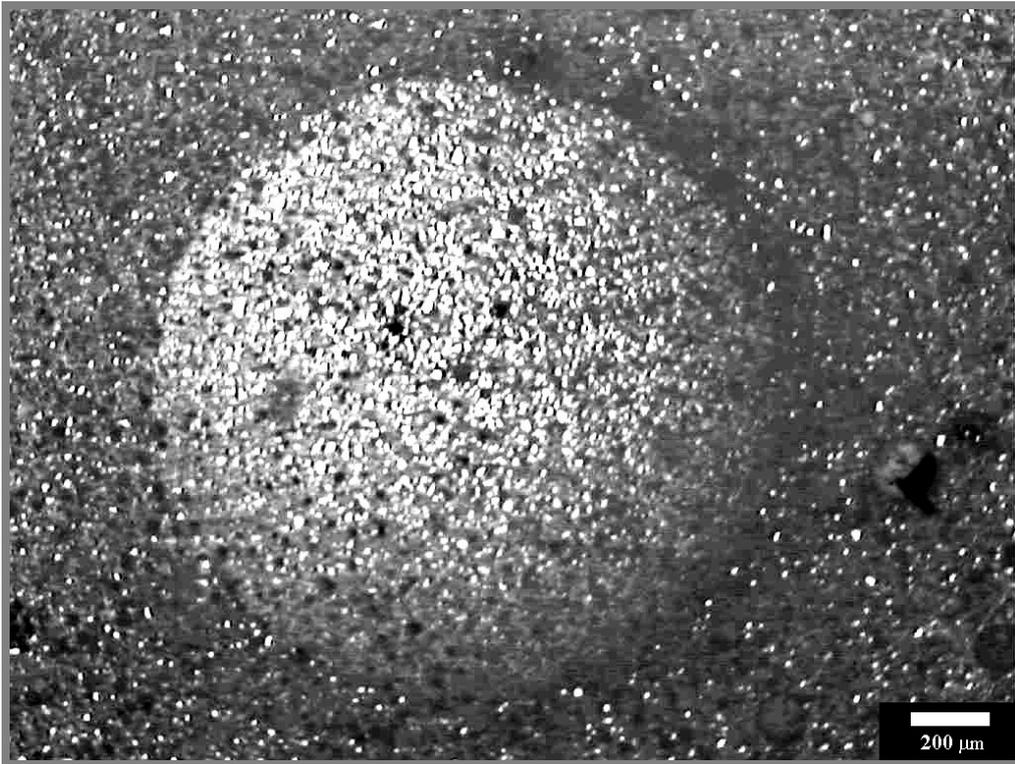


Figura 80 - Foto de um desgaste resultante de 2000 ciclos.

Nota-se que as imagens ilustrativas dos desgastes mostraram-se com nitidez suficiente para a medição dos diâmetros, embora sejam de difícil visualização, devido ao grande número de partículas, poros e absorção da solução de alumina durante o desgaste.

Todos os desgastes previstos, resultantes dos 3 diferentes ciclos (1000, 1500 e 2000) a princípio foram realizados, mas constatamos que os resultados dos desgastes com 1000 e 1500 ciclos presentes no Apêndice B (nas tabelas B5 e B6, e figuras B1 e B2, respectivamente) deveriam ser eliminados, por não se apresentarem homogêneos estatisticamente e com dados suficientemente satisfatórios para que fossem analisados. Vamos observar, então, somente os resultados dos desgastes resultantes de 2000 ciclos.

A Tabela 14 a seguir nos mostra a média e desvios-padrão dos 4 materiais submetidos a 2000 ciclos e a figura 81 como eles se mostram graficamente.

Tabela 14 - Valores das taxas de desgaste de 2000 ciclos, com suas médias e desvios-padrão [$\text{mm}^3/\text{N}\cdot\text{mm}$].

	1	2	3	Média	DP
FIX	1,449	1,485	1,487	1,474	0,0214
IM	1,539	1,529	1,525	1,531	0,0072
VM	1,530	1,536	1,492	1,519	0,0239
VR	1,595	1,629	1,569	1,598	0,0301

DP – desvio-padrão

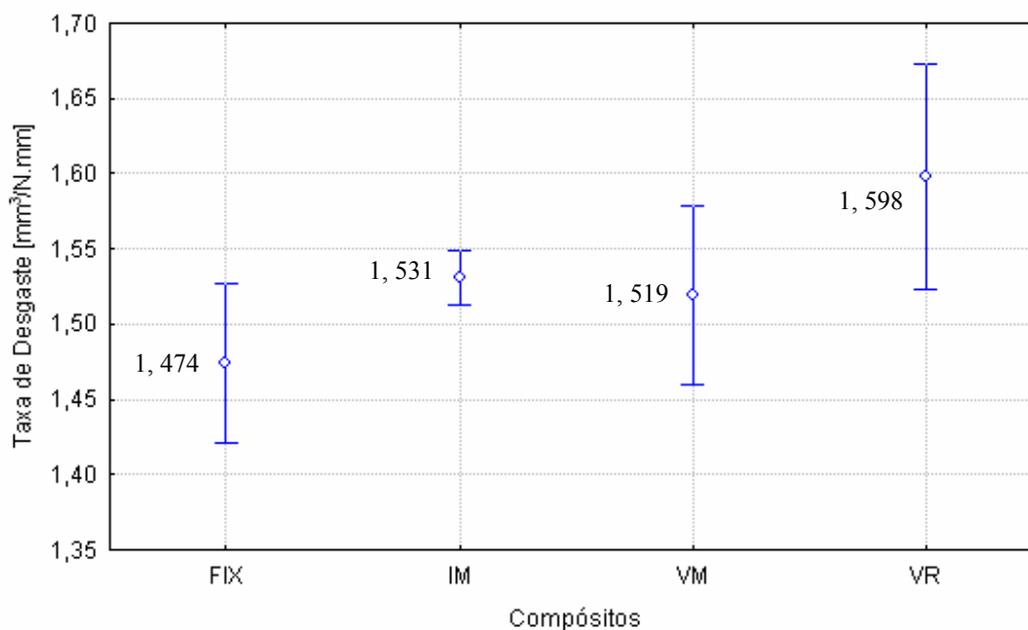


Figura 81 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 2000 ciclos.

Após analisar os resultados obtidos nos ensaios e a tabela B7 (do apêndice B) tem-se que o material *FIX* é diferente dos outros três materiais, apresentando a menor taxa de desgaste. O material *IM* é estatisticamente igual ao *VM*. O material *VR* é diferente dos demais materiais e apresenta a maior taxa de desgaste.

Como material restaurador, podemos afirmar, então, que o *FIX* é mais resistente ao desgaste dentário, seguido dos materiais *IM* e *VM* e, por fim, do material *VR*. Considerando a técnica do TRA, onde é feita uma leve pressão com o polegar assim que o material é inserido na cavidade dentária, não é comum muitos problemas ligados ao desgaste, pois a restauração estará à um nível inferior que o dente normal. Por isso, neste caso, todos os materiais poderão ser indicados e poderia se dizer que o desgaste com a mastigação vai se dar mais em relação às cúspides dos dentes do que propriamente com o material dentário inserido na cavidade (a não ser em casos extremos onde houvesse na perda dentária o envolvimento das cúspides, a serem restauradas pelo material restaurador).

Na figura 82, com utilização do programa computacional Origin 5.0, pode-se observar os valores em conjunto de todos os materiais estudados com todos os ciclos de desgaste feitos, embora somente nos interesse no momento os resultados com os 2000 ciclos.

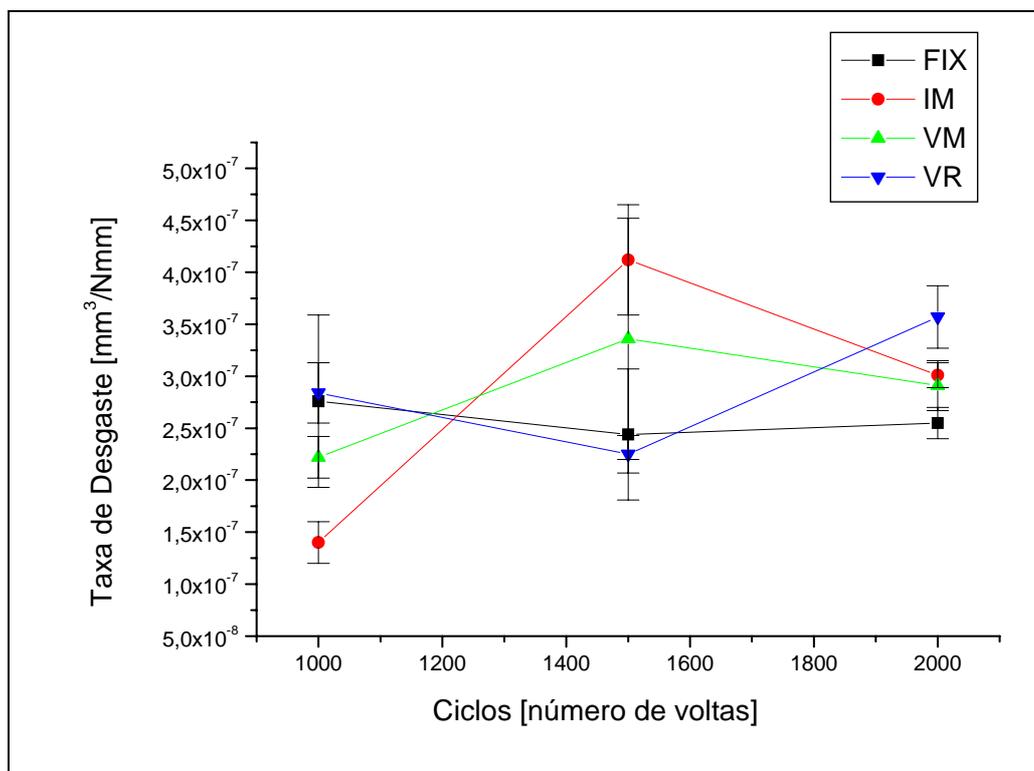


Figura 82 - Taxa de desgaste dos 4 materiais estudados com seus ciclos de desgaste (1000, 1500 e 2000).

Alguns autores [24] falam que quanto maior for a dureza do material, maior será a sua resistência à abrasão.

Isto pode ser comprovado também no nosso estudo, pois o material *FIX*, por exemplo, apresentou um maior valor de dureza e uma maior resistência à abrasão.

Em se tratando do tamanho de partículas e sua relação com o desgaste obtido, pudemos reparar nos resultados presentes que quanto menores as partículas dos compósitos, menor o desgaste desses materiais. Esta afirmação foi a mesma encontrada na literatura por Turssi *et al.* [59] após estudar a relação do tamanho das partículas com o desgaste observado nos compósitos de resina dental. Esta explicação, segundo os autores [59] e também observações que podemos fazer da microestrutura dos materiais aqui estudados, é que as partículas menores apresentam uma distância interparticular menor que a distância entre as partículas maiores. Esse espaçamento pequeno, pelo visto, tende a gerar uma redução ao

desgaste. Xie *et al.* [41] também confirmam esta comparação do tamanho de partícula com o desgaste, pois após seus estudos concluíram que a resistência ao desgaste aumentou com o aumento na quantidade de partículas de vidro de maior tamanho. Também colocam que uma boa ligação entre as partículas de vidro e a matriz polimérica conferem uma maior resistência do material ao desgaste [41].

Os materiais ionoméricos aqui estudados se comportaram muitas vezes de forma diferente uns dos outros, nos ensaios realizados. O material *Fuji IX*[®] (á princípio de eleição para a técnica do TRA) se mostra mesmo, na prática dos experimentos feitos, como o material próprio a ser indicado para a técnica do TRA em si e como material restaurador ideal (apresentando dureza elevada, alta tenacidade, resistência à compressão satisfatória e baixa taxa de desgaste) frente aos outros materiais. O material *Ionofil Molar*[®], mesmo tendo indicações do fabricante para a técnica do TRA e outras indicações, a princípio, onde não se impõe muita carga oclusal (segundo o fabricante), aqui se mostra como um material que poderia ter uma boa indicação para áreas de maior stress oclusal (já que se apresentou com uma resistência à compressão e tenacidade à fratura maiores do que todos os outros materiais estudados) além de ser um bom substituto para o *Fuji IX*[®] na técnica do TRA, visando também o seu custo-benefício (apresenta um preço menor do que a metade do preço do *Fuji IX*[®]). Os materiais *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®] poderiam ser indicados em restaurações sem grande carga oclusal (mais com indicação para odontopediatria e aplicações de curativo em massa) ou para a técnica do TRA em casos onde além do local de tratamento odontológico ser precário, se mostrassem com situações financeiras também altamente precárias.

5- CONCLUSÕES

- O material *Fuji IX*[®] apresentou partículas menores do que os outros materiais.
- O material *Fuji IX*[®] apresentou valores superiores aos demais (*Ionofil Molar*[®], *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®]) em praticamente todos os ensaios (microdureza Vickers, tenacidade à fratura e resistência ao desgaste), a não ser no ensaio de resistência à compressão, onde o material *Ionofil Molar*[®] se apresentou superior a ele.
- Nos ensaios de dureza, o material *Fuji IX*[®] apresentou maior valor que os outros e se mostrou estatisticamente diferente dos outros três estudados.
Os materiais *Ionofil Molar*[®] e *Vitro Molar*[®] se mostraram iguais estatisticamente e diferentes dos outros dois.
O material *Vidrion R*[®] se apresentou estatisticamente diferente de todos e com menor valor de dureza.
- Em resistência à compressão, o *Ionofil Molar*[®] foi o material que se apresentou estatisticamente diferente dos outros três e com a maior resistência à compressão.
Os materiais *Fuji IX*[®] e *Vitro Molar*[®] apresentaram valores iguais estatisticamente.
O *Fuji IX*[®] além de se apresentar igual ao *Vitro Molar*[®] estatisticamente, se mostrou marginalmente significativo ao *Vidrion R*[®].
O *Vidrion R*[®] se apresentou igual ao *Vitro Molar*[®], estatisticamente.
- Em tenacidade à fratura, o *Fuji IX*[®] e o *Ionofil Molar*[®] se apresentaram iguais estatisticamente e com valores superiores aos demais materiais.
O material *Ionofil Molar*[®], além de se apresentar igual ao *Fuji IX*[®], foi marginalmente significativo ao *Vidrion R*[®].
Os materiais *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®] se comportaram iguais estatisticamente.

- Em termos de resistência ao desgaste, o *Fuji IX*[®] foi diferente dos outros três materiais e foi o que apresentou a menor taxa de desgaste.
Os materiais *Ionofil Molar*[®] e *Vitro Molar*[®] se comportaram iguais estatisticamente. O material *Vidrion R*[®] foi diferente de todos os outros e apresentou a maior taxa de desgaste
- Em relação ao custo-benefício, o material *Ionofil Molar*[®] poderá tranquilamente substituir o material *Fuji IX*[®] em aplicações clínicas e/ou de campo, principalmente quanto à técnica do TRA. O material *Ionofil Molar*[®] teria uma indicação específica, voltada para áreas dentárias de maior carga oclusal. Os materiais *Vitro Molar*[®] e *Vidrion R*[®] poderão ter indicações para restaurações em odontopediatria, ou para adequação ao meio bucal, e para a técnica do TRA quando for determinante o fator custo.
- Os materiais que se apresentaram estatisticamente iguais ou marginalmente significativos a outros, poderão ter o preço como diferencial e/ou como fator predominante quando da necessidade de escolha de um material restaurador.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Pesquisas mais aprofundadas sobre a microestrutura dos compósitos de ionômero de vidro, principalmente em se tratando das partículas de vidro antes e depois da cura.
- Estudo comparativo in vitro entre ionômeros de vidro convencional/anidro, reforçado por metais e modificado por resina, a partir de uma análise microestrutural bem detalhada (abrangendo análise das partículas, da matriz e dos poros) extraindo assim os componentes ou fatores diferenciais que tornam uns melhores que os outros mecanicamente.
- Analisar os compósitos de ionômero de vidro convencional quanto à relação porosidade versus manipulação versus composição.

6- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] ZIMEHL, R., HANNIG, M., “Non metallic restorative materials based on glass ionomer cements – recent trends and developments”. *Colloids and Surfaces. A: Physicochemical and Engineering Aspects.*, v.163, pp.55-62, 2000.

[2] DUARTE, D. A., “Como tratar uma criança na faixa etária de três anos”. Disponível on-line em Set./2004: www.guiodontologia.com.br

[3] Disponível on-line em Set./2004:
http://www.moderna.com.br/quimica/quimica_am/artigo/0001

[4] Disponível on-line em Set./2004:
[rch?q=cache:swfZ0rtH248J:www.odontologia.com.br/artigos.asp%3Fid%3D68%26idesp%3D3%26ler%3Ds+%&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8](http://www.odontologia.com.br/artigos.asp%3Fid%3D68%26idesp%3D3%26ler%3Ds+%&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8)

[5] Disponível on-line em Out./2004:
www.google.com.br/search?q=cache:Dosun6sDg18J:www.dent.ucla.edu/ftp/classes/2001/esthetic3.htm+%&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8

[6] FRENCKEN, J. E., HOLMGREN, C. J., **Tratamento Restaurador Atraumático (ART) para a cárie dentária**. São Paulo, 2001.

[7] AFONSO, M.C.S.F., CASTILHO, D.M., GOMES, M.C., BOAS, P.C.V., CANTARUTTI, R.F.R., “Sem Choro, Sem Cárie, Cem sorrisos”. **Anais do 2º Congresso Brasileiro de Extensão Universitária**, Belo Horizonte, Set./2004.

Disponível on-line em nov./2004:
<http://www.ufmg.br/congrent/saude/saude185.pdf>

[8] “TRA – Uma história de sucesso”, **Revista Brasileira de Odontologia**, v.58, n.1, Jan./Fev., 2001. Disponível on-line em Out./ 2004: <http://www.aborj.org.br/rbo/tra.htm>

[9] Disponível on-line em Set/2005:

http://64.233.161.140/search?q=cache:mFat9c2nXdgJ:www.apcd.org.br/Biblioteca/Revista/2002/jan_fev/13.asp+cura+ion%C3%B4mero+vidro+restaura%C3%A3o+AR+T+imparato&hl=pt-BR

[10] Disponível on-line em Set./2004:

<http://www.google.com.br/search?q=cache:PSG6xAXnUjIJ:www.aonp.org.br/fso/revista6/rev609b.htm+&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8>

[11] OLIVEIRA, L.M.C., **Avaliação de um programa de TRA em crianças institucionalizadas**. Tese de doutorado apresentada à faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – Área de Odontopediatria. R.J., 2000.

[12] VIEIRA, A.R., **Avaliação do comportamento de compósitos e cimentos de ionômero de vidro frente à situação de alto desafio cariogênico**. Tese de mestrado apresentada à faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – Área de Odontopediatria. R.J., 1997.

[13] BODSTEIN & FONSECA., “Demandas populares, políticas públicas e saúde”. In: COSTA, Nilson do Rosário (Org.) et al Petrópolis: Vozes, **Ciências sociais e saúde coletiva**, v.1, 160 p., 1989.

[14] CALLISTER JR., W.D., **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 5^a. Ed., Rio de Janeiro, 2002.

[15] GRIFFITH, A.A., “The Phenomena of Rupture and Flow in Solids”. **Philosophical Transactions of the Royal Society** v. 221, pp.163-198, London, 1920.

- [16] BARCELLOS, F.L.S., **Comportamento de materiais compósitos usados no reparo de dutos em ambientes agressivos**. Projeto de final de curso do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica da Universidade Federal do Rio de Janeiro. Março, 2003.
- [17] CHAWLA, K.K., **Composite Materials Science and Engineering**. Ed. Springer-Verlag, New York Inc., Alemanha, 1987.
- [18] BOWEN, R.L., “Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil methacrylate”. US Patent 3000, 112, 1962.
- [19] LEINFELDER, K.F., “Resinas Compostas” **Dentística Restauradora – Clin. Odont. Am. do Norte**, 1 ed., cap. 9, livraria Roca Ltda, 1988.
- [20] BOTTINO, M.A., QUINTAS, A.F., MIYASHITA, E., GIANNINI, V., **Estética em reabilitação oral: Metal Free**. 1ª. Ed., São Paulo, ed. Artes Médicas, 2001.
- [21] GIBSON, R.F., **Principles of Composite Material Mechanics**. Singapura, ed. Copyright, 1994.
- [22] COUTINHO, M., “Avaliação da adaptação à dentina de alguns agentes de proteção com ou sem sistema restaurador adesivo, em função de diferentes tratamentos da superfície dentinária”. **Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo - Área de Dentística**, 2000.
- [23] BARATIERI, L.N., **Dentística - Procedimentos Preventivos e Restauradores**. 1ª.ed., c.6, pp.167-199, Rio de Janeiro, 1989.
- [24] PHILLIPS, M.S., **Skinner Materiais Dentários**, 9ª. ed., c.24, pp.258-274, Rio de Janeiro, 1993.

[25] VILLA, G.E.P., FERNANDES, G.H.S., SILVA, A.B.M., FLAVIO, P.P., “Comportamento superficial de seis cimentos de ionômero de vidro restauradores quando imersos em cinco tipos de bebidas”. **Revista da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP**, v.2, pp.1-2, 1999.

[26] Avaliação da resposta do tecido periodontal frente a restaurações subsuculares transcirúrgicas. Disponível on-line em 7/10/2004:

che:VQAS8ucxHVkJ:www.ibemol.com.br/ciodf2001/326.asp+http://www.ibemol.com.br/ciodf2001/326.asp&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8

[27] NAMEN, F.M., GALAN JR., J., GULLO, F.G., SALIN, A.B., SANTOS, L.B., “Textura superficial e manchamento de alguns materiais restauradores estéticos. Efeito do acabamento”. **Revista Brasileira de Odontologia**, v.59, n.4, Jul./Ago., 2002.

[28] MANDARINO, F., **Cimentos de Ionômero de Vidro**. Disponível on-line em Set./2004:

http://www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/cim_ion_vid/cim_ion_vid.html

[29] ELLAKURIA, J., TRIANA, R., MINGUEZ, N. et al., “Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements”. **Dental Materials**, v.19, pp. 286-290, Dec., 2003.

[30] NAVARRO, M.F.L., PASCOTTO, R.C., **Cimentos de ionômero de vidro – aplicações clínicas em odontologia**. São Paulo, ed. Artes Médicas, 1998.

[31] MOUNT, G. J., “Glass-ionomer cements: past, present and future”. **Oper Dent**, v.19, n.3, pp. 82-90, May/June, Seattle, 1994.

[32] Disponível on-line em Out./2004:

<http://www.odonto-apo.com.br/Casos.htm>

- [33] GUEDES-PINTO, A. C., **Odontopediatria**. 5^a. ed., c.34, pp. 745-775, São Paulo, 1995.
- [34] ARAGÃO, H.D.N., HENRIQUES, R.P., NAGEM FILHO, H., HENRIQUES, J.F.C., “Solubilidade do Ionômero de Vidro Vidrion”. **Orto Perfil, Faculdade de Odontologia de Bauru** – SP, Botucatu, out./2004. Disponível on-line em out/ 2004:
e:dSd-4ytBeeEJ:www.ortoperfil.com.br/Biblioteca/DETAIL.asp%3Fidbiblioteca%3D54%26idcategoria%3D3+&hl=pt-BR&start=1&ie=UTF-8
- [35] SMITH, D.C., “Development of glass-ionomer cement systems”. **Biomaterials** 19, pp. 467-478, 1998.
- [36] PAULILLO, L.A.M.S., LOVADINO, J.R., MARTINS, L.R.M., SERRA, M.C., SARTINI FILHO, R., “Cimento de ionômero de vidro – resistência ao deslocamento com diferentes tipos de tratamento em dentina”. **Revista Brasileira de Odontologia**, 49 (2), pp. 8-11, 1992.
- [37] Disponível on-line em Out./2004:
http://www.iq.unesp.br/acontece/reportagem/anterior/12_02_2003.htm.
- [38] LUCAS, L.V.M., VERRI, F.R., MARTINS SILVA, E.M., “Tratamento protético de dentes despulpados: preparos intra-radiculares e opções de restaurações. Revisão Bibliográfica”. **Revista Regional de Araçatuba – A.P.C.D.**, v.22, n.2, pp.20-24, 2001.
- [39] Disponível on-line em Out./2004:
<http://planeta.terra.com.br/saude/abo/artigo02.htm>.
- [40] SCHMIDT, W., PURRMANN, R., JOCHUM, P., GASSER, O., **Calcium depleted aluminum fluorosilicate glass powder for use in dental or bone ciments**. United States Patent Number 4,376,835; Date of Patent: Mar.15, 1983.

[41] XIE, D., BRANTLEY, W.A., CULBERTSON, B.M., WANG, G., “Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements”. **Dental Materials** v.16, pp. 129-138, 2000.

[42] Disponível on-line em Out./2004:

http://www.google.com.br/search?q=cache:YvGnSYE09QsJ:www.voco.de/usa/vimac/wi/wi_vimac.htm+&hl=pt-BR&start=1&ic=UTF-8

[43] FLEMING, G.J.P., FAROOQ, A.A., BARRALET, J.E., “Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement”. **Bio materials** v.24, pp.4173-4179, 2003.

[44] SIDHU, S. K., PILECKI, P., SHERRIFF, M., et al., “Fechamento da rachadura no rehydration de materiais do vidro-glass-ionomer”. **Jornal Europeu de Ciências Orais**, 5ª ed., v. 112, pp. 465, Out. 2004.

[45] KANCHANAVASITA, W., ANSTICE, H.M., PEARSON, G.J., “Long-term flexural strength of resin-modified glass-ionomer cements”. **Biomaterials**, v.19, pp. 1703-1713, 1998.

[46] KLEVERLAAN, C.J., VAN DUINEN, R.N.B., FEILZER, A.J., “ Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods” . **Dental Materials** v.20, pp. 45-50, 2004.

[47] GARCIA, F.C.P., D’ALPINO, P.H.P., TERADA, R.S.S., CARVALHO, R.M., “Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina”. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, 10(3), pp. 118-127, 2002.

[48] DIETER, G.E., **Metalurgia Mecânica**. 2ª Edição, pp. 338, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Dois, 1981.

- [49] MITSUHASHI, A., HANAOKA, K., TERANAKA T., “Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness”. **Dental Materials** v. 19, pp. 747-757, 2003.
- [50] BELL, J.G. et al., “Cuspal failures of MOD restored teeth”. **Aust Dent J**, v.27, n. 5, pp. 283-287, Oct. 1982.
- [51] SECCO, A. S., MARTINS, L.R.M., De GOES, M.F., CONSANI, S., SPINELLI, D., TAKEYA, T., “Sustentação de esmalte com ionômeros de vidro e resina composta. Efeito na resistência à fratura das cúspides de dentes restaurados”. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v.11, n.4, São Paulo, Out./Dec., 1997.
- [52] WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., et al., “A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics”. **Dental Materials**, v.8, pp.310-319, Sep/ 1992.
- [53] CESAR, P.F., MIRANDA JÚNIOR, V.G., BRAGA, R.R., “Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for direct and indirect restorations”. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.86, n.3, pp.289-296, Set/ 2001.
- [54] YAP, A.U.J., CHEANG, P.H.N., CHAY, P.L., “Propriedades mecânicas de dois cimentos reforçados restaurativos do vidro-glass-ionomer”. **Jornal de Reabilitação Oral**, 7^a. ed., v.29, pp. 682, Jul. 2002.
- [55] PRENTICE, L.H., TYAS, M.J., BURROW, M.F., “The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement”. **Dental Materials** v.21, c.6, pp. 505-510 Jun/2005.
- [56] DELONG, G.R., SASIK, C. et al., “The wear of enamel when opposed by ceramic systems”. **Dental Materials**, v.5, pp.266-271, Jul./1989.

[57] SULONG, M.Z., AZIZ, R.A., “Wear of materials used in dentistry: A review of the literature”. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.63, n.3, pp.342-349, Mar./1990.

[58] HOLMBERG, K., MATTHEWS, A., “Tribology of coatings”. **Coatings Tribology: Properties, Techniques and Applications in Surface Engineering**. Amsterdam, Elsevier Science B.V., 1994.

[59] TURSSI, C.P., FERRACANE, J.L., VOGEL, K., “Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites”. **Biomaterials** v.26, pp. 4932-4937, Jan./2005.

[60] ISO, ISO 9917, “Dental water-based cements”. **International Organization for Standardization**, pp. 1-13, Geneva /1991.

[61] ASTM E – 399, “Metals Test Methods and Analytical Procedures”. **Annual Book of ASTM Standards**, section 3, v. 03.01, pp. 435, Easton, MD, U.S.A /1999.

APÊNDICE A

Figuras A1, A2, A3 e A4 feitas da análise dos diâmetros dos pós dos quatro materiais ionoméricos, individualmente.

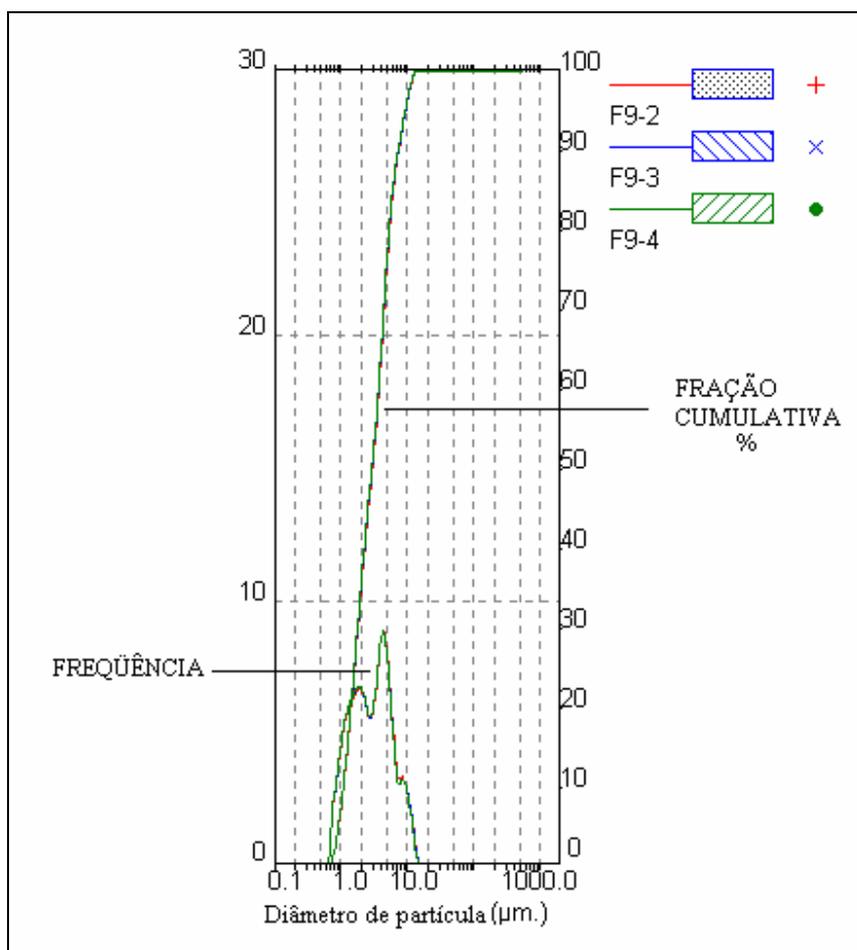


Figura A1 - Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Fuji IX®.

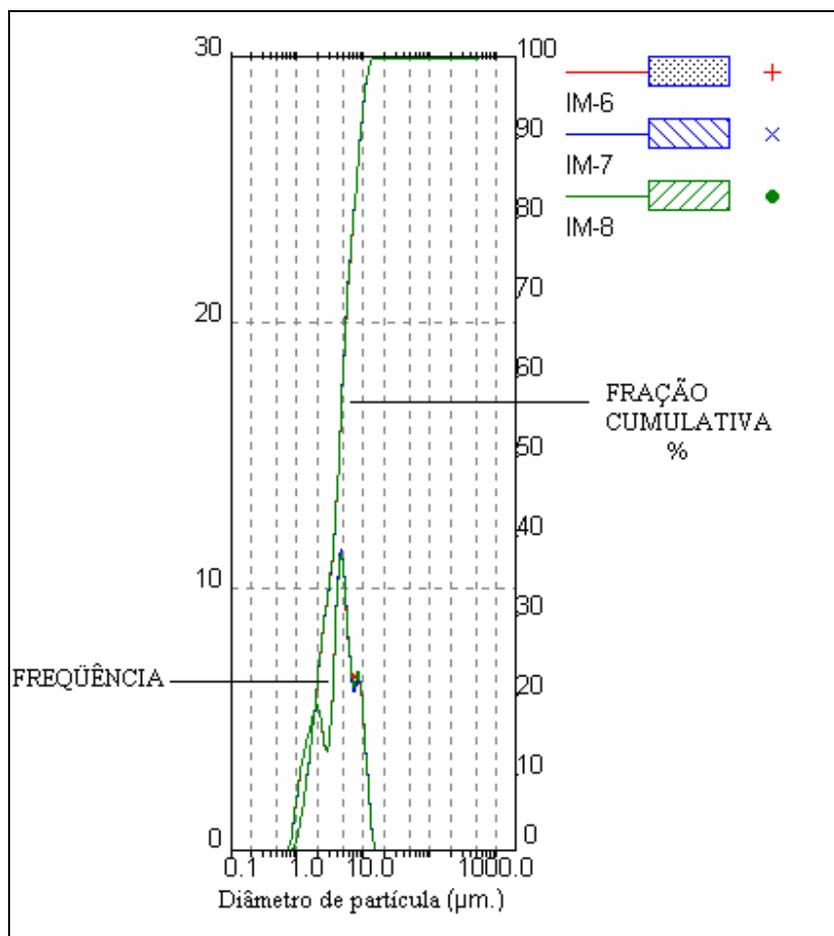


Figura A2 – Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Ionofil Molar®.

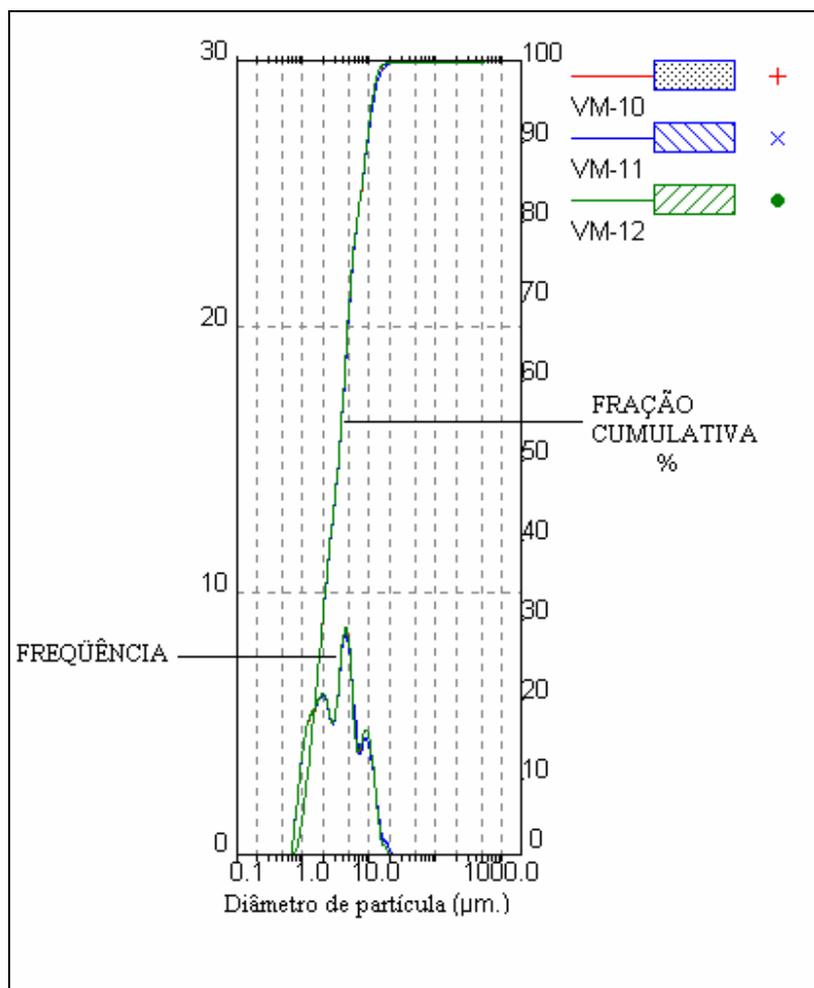


Figura A3 – Distribuição das partículas do pó do material ionomérico Vitro Molar®.

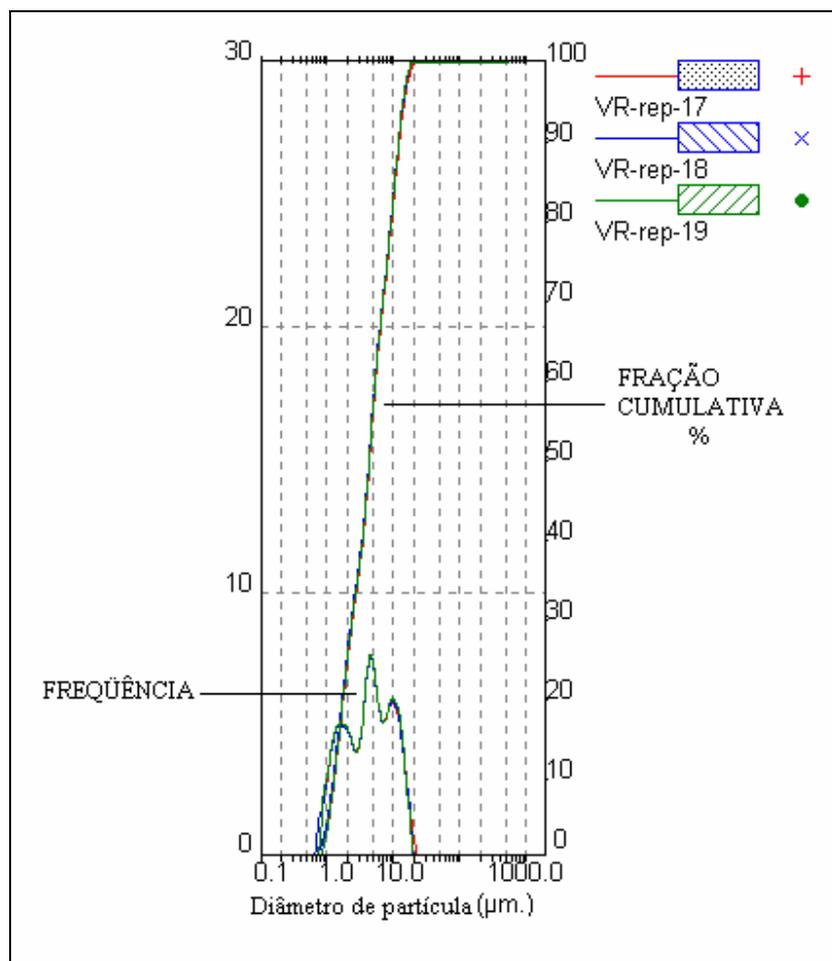


Figura A4 – Distribuição das Partículas do pó do material ionomérico Vidrion R[®].

Figuras A5, A6 e A7, mostrando resultados comparativos entre si, da análise do diâmetro do pó de cada material estudado com o Fuji IX (material de referência).

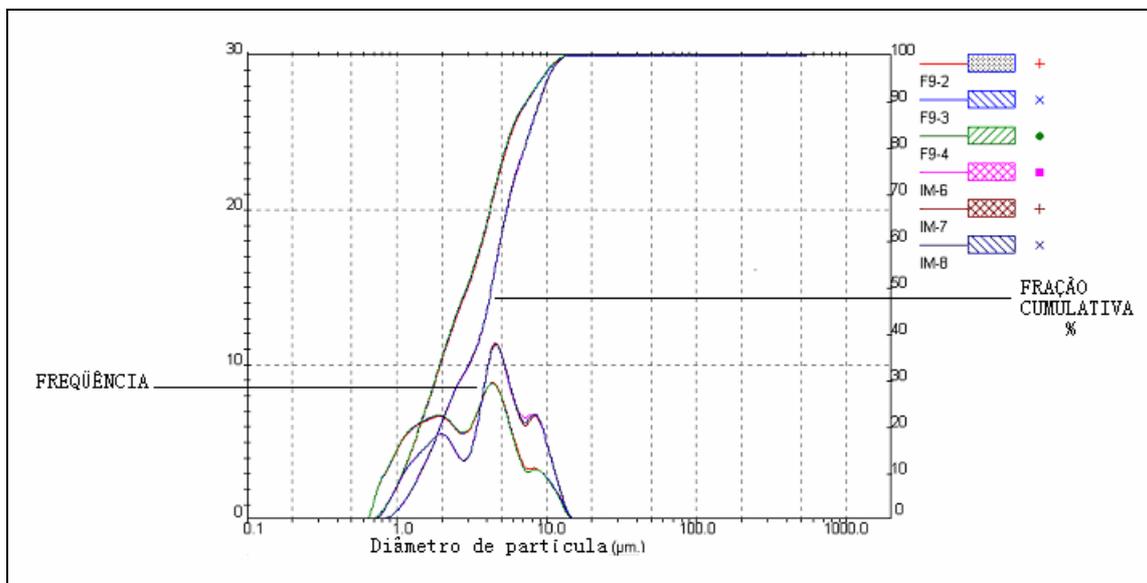


Figura A5 – Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji IX[®] e Ionofil Molar[®].

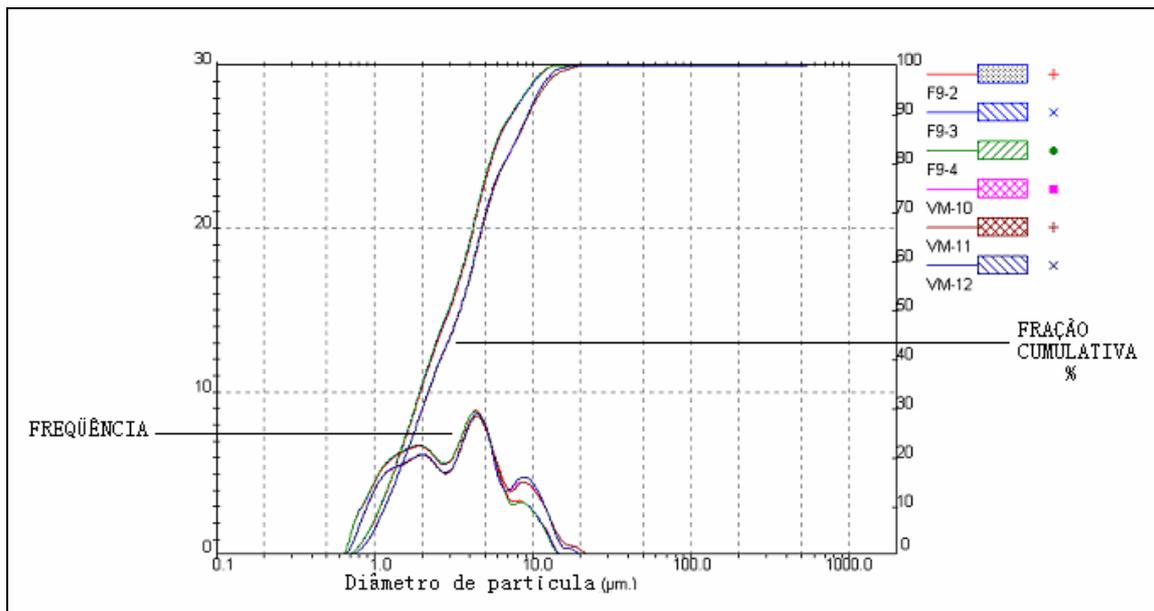


Figura A6 – Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji IX[®] e Vitro Molar[®].

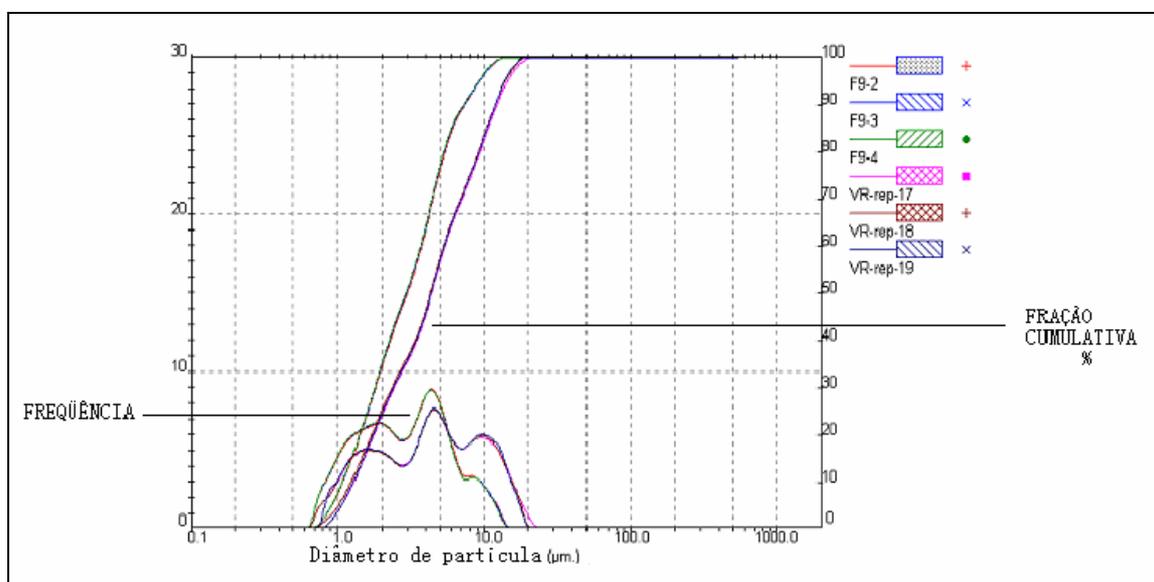


Figura A7 – Comparação da distribuição de partículas dos ionômeros Fuji X[®] e Vidrion R[®].

APÊNDICE B

Tabelas B1, B2, B3, B4, B5, B6 e B7 com resultados estatísticos segundo o teste LSD, tendo como variáveis independentes os próprios materiais estudados e como variáveis dependentes os diversos ensaios realizados. Essas tabelas ANOVA foram feitas a partir do programa computacional Statistica 7.

Os valores vermelhos são diferentes estatisticamente, enquanto que os valores em preto são iguais estatisticamente.

Valores entre 0,05 – 0,1 são marginalmente significativos.

Tabela B1 - Valores da análise estatística das médias e desvios-padrão de dureza Vickers dos materiais.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	94,900	53,250	52,830	46,470
FIX		0,000000	0,000000	0,000000
IM	0,000000		0,882573	0,021619
VM	0,000000	0,882573		0,030471
VR	0,000000	0,021619	0,030471	

Tabela B2 - Valores estatísticos dos ensaios de resistência à compressão.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	135,68	161,73	130,43	115,72
FIX		0,039698	0,650587	0,102532
IM	0,039698		0,016917	0,001541
VM	0,650587	0,016917		0,217018
VR	0,102532	0,001541	0,217018	

Tabela B3 - Valores estatísticos dos módulos de elasticidade em compressão.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	5368,2	5453,1	4345,8	3950,0
FIX		0,796327	0,007946	0,000852
IM	0,796327		0,004874	0,000539
VM	0,007946	0,004874		0,242135
VR	0,000852	0,000539	0,242135	

Tabela B4 - Valores estatísticos dos ensaios de tenacidade à fratura.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	0,52000	0,45200	0,33000	0,37400
FIX		0,128046	0,000375	0,003321
IM	0,128046		0,010893	0,084235
VM	0,000375	0,010893		0,314463
VR	0,003321	0,084235	0,314463	

Tabela B5 - Valores estatísticos do desgaste com 1000 ciclos.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	1,1207	1,0597	1,1967	1,2647
FIX		0,074503	0,033955	0,001289
IM	0,074503		0,001746	0,0001260
VM	0,033955	0,001746		0,051643
VR	0,001289	0,0001260	0,051643	

Tabela B6 - Valores estatísticos do desgaste com 1500 ciclos.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	<i>1,4520</i>	<i>1,5350</i>	<i>1,5677</i>	<i>1,3290</i>
FIX		0,006548	0,000955	0,000646
IM	0,006548		0,189399	0,000018
VM	0,000955	0,189399		0,000006
VR	0,000646	0,000018	0,000006	

Tabela B7 - Valores estatísticos do desgaste com 2000 ciclos.

<i>Compósitos</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
	<i>1,4737</i>	<i>1,5310</i>	<i>1,5193</i>	<i>1,5977</i>
FIX		0,013539	0,036296	0,000135
IM	0,013539		0,539088	0,006344
VM	0,036296	0,539088		0,002588
VR	0,000135	0,006344	0,002588	

Figuras B1 e B2, representando os resultados dos ensaios de desgaste feitos com 1000 e 1500 ciclos, respectivamente.

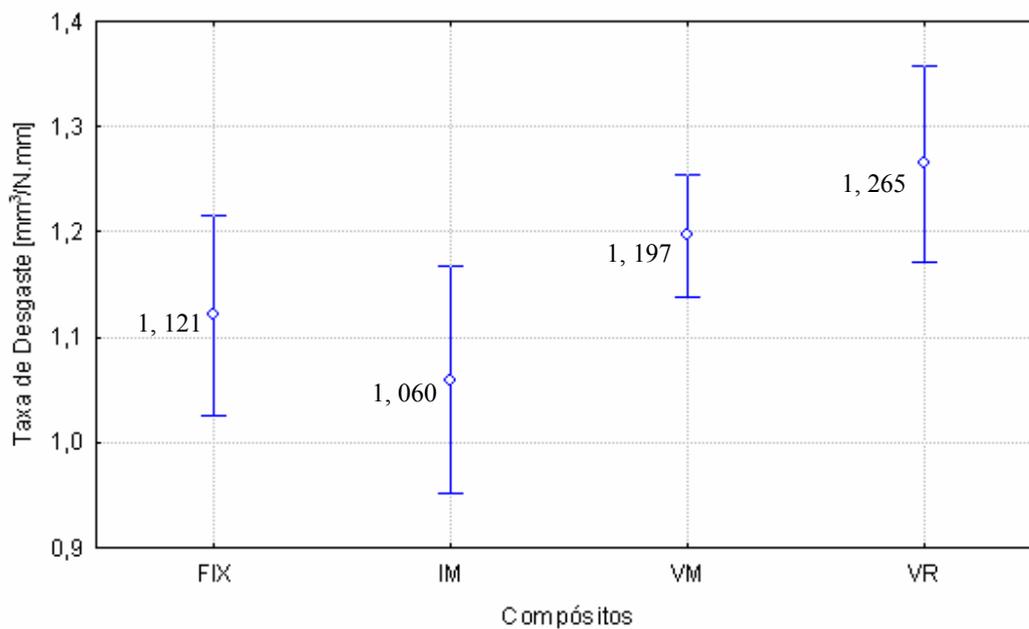


Figura B1 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 1000 ciclos feitos.

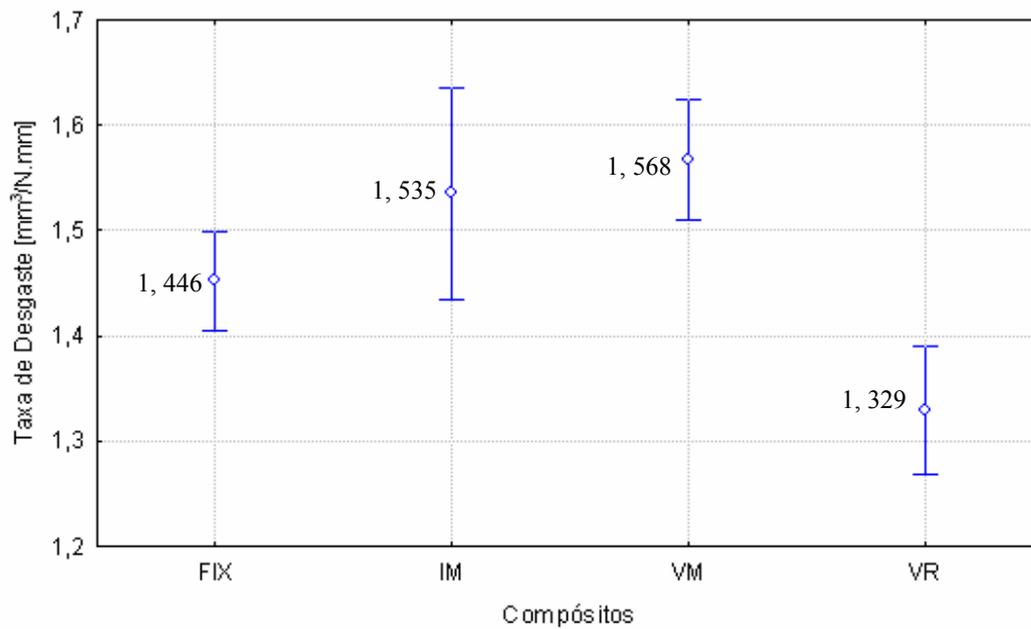


Figura B2 - Taxa de desgaste dos 4 materiais ionoméricos após 1500 ciclos feitos.