



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DA PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO E
MICRODUREZA DE RESINAS BULK FILL
FOTOPOLIMERIZÁVEIS E DE DUPLA-POLIMERIZAÇÃO**

Trabalho submetido por
Rute Maria Veredas Dos Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2016



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DA PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO E
MICRODUREZA DE RESINAS BULK FILL
FOTOPOLIMERIZÁVEIS E DE DUPLA-POLIMERIZAÇÃO**

Trabalho submetido por
Rute Maria Veredas Dos Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes

outubro de 2016

DEDICATÓRIA

À minha avó, minha melhor amiga, que mesmo não estando cá, sempre esteve

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar à Professora Doutora Inês Caldeira Fernandes, por toda a orientação, rigor e disponibilidade manifestada durante a redação da presente tese.

À Professora Doutora Ana Azul, Regente da Unidade Curricular de Dentisteria Operatória, por toda a disponibilidade, amabilidade e paciência no esclarecimento das mais variadas questões.

Ao Professor Doutor Mário Polido, agradeço toda a ajuda prestada durante a investigação, nomeadamente a pronta disponibilização do laboratório.

Ao Professor Doutor Luís Proença, pela disponibilidade dada na correção da análise estatística.

Aos restantes professores do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, agradeço as inúmeras horas disponibilizadas em prol de uma melhor educação.

Aos meus Pais, pelo modelo de coragem, perseverança e trabalho que me incutiram e me motivou ao longo de todo este percurso, sem eles nada teria sido possível.

Ao meu irmão e à Larita, por me tentarem sempre animar nos momentos mais difíceis.

Ao André, por ter sido o melhor colega de Box e amigo que poderia ter tido para me acompanhar ao longo destes 5 anos.

Ao meu amigo e colega Johnny, e à minha “Beuzinha”, por toda a amizade verdadeira e ajuda prestada sempre que necessitei.

Ao Miguel, por toda a companhia durante a elaboração desta tese, bem como na fase da sua correção.

RESUMO

Objetivo: Avaliar e comparar a profundidade de polimerização e microdureza de compósitos *bulk fill* fotopolimerizáveis e de dupla-polimerização em diferentes períodos de tempo.

Materiais e métodos: Confeccionaram-se 25 amostras (n=25) para os compósitos fotopolimerizáveis Filtek™ Z250 (3M), Filtek™ Bulk Fill (3M), SonicFill™ 2 (Kerr) e x-tra fil (VOCO); n=40 para o compósito de dupla-polimerização Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização e n=40 com fotopolimerização. Para o teste de profundidade de polimerização (PP) as amostras foram confeccionadas segundo a norma ISO 4049 e para o teste de microdureza de *Vickers* (MV) foram confeccionadas com uma altura correspondente à PP recomendada pelo fabricante. Fotopolimerizaram-se as amostras com uma luz LED, Elipar™ DeepCure-S (3M), segundo as recomendações de cada fabricante. A PP para os compósitos fotopolimerizáveis foi avaliada de imediato e para o compósito de dupla-polimerização foi avaliada às 0 horas (h), após 2h, 24h e 7 dias. A MV foi avaliada para todas as resinas em estudo às 0h, após 2h, 24h e 7 dias, num indentador Shimadzu, com aplicação de uma força de 29,42N, durante 5s, realizando 5 indentações.

Resultados: Os compósitos Filtek™ Z250, Filtek™ Bulk Fill e Fill-Up!™ com e sem fotopolimerização, atingiram uma PP de acordo com as indicações do fabricante, apresentando uma variação MV Topo/Base superior a 80%. No teste de MV, Filtek™ Z250 e x-tra fil apresentaram os resultados mais elevados, seguindo-se Filtek™ Bulk Fill e SonicFill™ 2, e por último o compósito de dupla-polimerização Fill-Up!™.

Conclusão: Os compósitos *bulk fill* Filtek™ Bulk Fill e Fill-Up!™ atingiram a PP recomendada pelo fabricante. A PP do compósito de dupla-polimerização, Fill-Up!™, não se altera com o decorrer do tempo. Todas os compósitos apresentaram um aumento significativo de MV entre as 0-24h.

Palavras-chave: Bulk fill, Profundidade de polimerização, Profundidade de polimerização aumentada, Microdureza de *Vickers*.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate and compare the depth of cure, as well as microhardness of bulk fill light-curing and dual-curing composites in different periods of time.

Materials and methods: Twenty-five samples (n=25) were prepared for the following light-curing composites: Filtek™ Z250 (3M), Filtek™ Bulk Fill (3M), Sonic Fill™ 2 (Kerr) and x-trafil (VOCO); n=40 for the dual-cure Fill-Up!™ (Coltene) composite without light-curing and n=40 with light-curing. For the depth of cure test (DOC), the samples were prepared according to the ISO 4049 standard and, for the *Vickers* microhardness test (HV), they were prepared with a corresponding height to the DOC recommended by the manufacturer. The samples were cured with a LED light, Elipar™ Deep Cure-S (3M), according to the manufacturer's instructions. The DOC for the light-curing composites was immediately assessed and for the dual-curing composite it was assessed at 0 hours (h), after 2h, 24h and 7 days. The HV was assessed for all the resins under study at 0h, after 2h, 24h and 7 days, in a Shimadzu indenter, with a force application of 29,42N, during 5s, performing 5 indentations.

Results: The composites Filtek™ Z250, Filtek™ Bulk Fill and Fill-Up!™ with and without light-curing reached a DOC according to the manufacturer's instructions, presenting a HV Top/Base superior to 80%. In the HV test, Filtek™ Z250 and x-tra fil presented the highest results, followed by the Filtek™ Bulk Fill and Sonic Fill™ 2, and finally the dual-curing composite, Fill-Up!™.

Conclusion: The Filtek™ Bulk Fill and Fill-Up!™ bulk fill composites reached the DOC recommended by the manufacturer. The DOC of the dual-curing composite, Fill-Up!™, doesn't change with time. All the composites showed a significant HV increase between 0-24h.

Keywords: *bulk fill*, Depth of cure, High depth of cure, *Vickers* microhardness.

ÍNDICE

I. Introdução.....	13
1) Resinas Compostas.....	13
2) Composição das Resinas Compostas.....	14
2.1) Matriz orgânica	14
2.2) Partículas inorgânicas	16
2.3) Agente de união	17
3) Classificação das Resinas Compostas	17
3.1) Resinas Compostas Macroparticuladas	17
3.2) Resinas Compostas Microparticuladas.....	18
3.3) Resinas Compostas Híbridas	18
3.4) Resinas Compostas Microhíbridas	19
3.5) Resinas Compostas Nanohíbridas	19
3.6) Resinas Compostas Nanoparticuladas.....	20
4) Resinas Compostas <i>bulk fill</i>	21
5) Propriedades das Resinas Compostas.....	22
6) Contração de polimerização	23
7) Resinas Compostas compactáveis e Resinas Compostas fluídas	24
8) Vantagens e desvantagens das Resinas Compostas.....	25
9) Modos de polimerização das Resinas Compostas	26
9.1) Auto-polimerização.....	27
9.2) Foto-polimerização.....	27
9.3) Dupla-polimerização	28
10) Aparelhos fotopolimerizáveis	29
10.1) Aparelhos de luz halogéneo.....	30
10.2) Aparelhos de luz LED	30
11) Testes realizados	31

11.1)	Teste de profundidade de polimerização	32
11.2)	Teste de microdureza de <i>Vickers</i>	32
11.3)	Teste de variação de microdureza de <i>Vickers</i> Topo/Base	34
II.	Objetivos de Estudo	35
III.	Hipóteses de Estudo	37
IV.	Materiais e Métodos	39
1)	Materiais utilizados	39
2)	Resinas compostas utilizadas	39
2.1)	Filtek™ Z250 (3M).....	40
2.2)	Filtek™ Bulk Fill (3M).....	41
2.3)	SonicFill™ 2 (Kerr)	42
2.4)	x-tra fil (VOCO).....	42
2.5)	Fill-Up!™ (Coltene).....	43
3)	Local do estudo.....	43
4)	Grupos de amostras	44
5)	Confeção das amostras	46
6)	Teste de Profundidade de polimerização.....	49
7)	Teste de microdureza de <i>Vickers</i>	50
8)	Teste de variação de microdureza de <i>Vickers</i> Topo/Base	51
9)	Análise estatística	51
V.	Resultados.....	53
VI.	Discussão.....	67
VII.	Conclusão.....	75
VIII.	Bibliografia	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura molecular do monómero Bis-GMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).....	15
Figura 2 - Estrutura molecular do monómero TEGDMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).....	15
Figura 3 - Estrutura molecular do monómero UDMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).....	15
Figura 4 - Estrutura molecular do monómero Bis-EMA (Adaptado de Peutzfeldt, 1997).	16
Figura 5 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito microhíbrido, onde se observa a predominância de pequenas e médias partículas (Adaptado de Moraes et al., 2009).....	19
Figura 6 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito nanohíbrido, onde se observa a presença de pequenas e médias partículas (Adaptado de Moraes et al., 2009).	20
Figura 7 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito nanoparticulado, onde é possível observar a presença de partículas aglomeradas (Adaptado de Moraes et al., 2009).....	20
Figura 8 - Teste de microdureza de <i>Vickers</i> : Esquema da forma da ponta diamantada e da indentação na superfície da amostra (Adaptado de Anusavice et al., 2013).	34
Figura 9 - Compósito Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA).....	41
Figura 10 - Compósito Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha).....	41
Figura 11 - Compósito SonicFill™ 2 (Kerr, Califórnia, USA) em cápsulas unidoses e peça de mão para a sua aplicação.	42
Figura 12 - Compósito x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha).	43
Figura 13 - Compósito Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça).	43
Figura 14 - Moldes metálicos em aço-inoxidável utilizados para o teste de profundidade de polimerização.....	47
Figura 15 - Moldes metálicos em aço-inoxidável utilizados para o teste de microdureza de <i>Vickers</i>	47
Figura 16 – Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M).	48
Figura 17 - Radiômetro Elipar™ DeepCure-S (3M).....	48
Figura 18 - Confeção das amostras.	48

Figura 19 - Estufa	49
Figura 20 - Craveira Digital “Time Digitronic Caliper” ABSolute series	49
Figura 21 - Identador “ <i>Vickers Hardness Tester</i> ” (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão).	50
Figura 22 - Momento da aplicação de uma indentação.	50
Figura 23 – Indentação tipo na superfície da amostra.	50
Figura 24 – Esquema representativo da distância entre as 5 indentações.	50
Figura 25 - Valores obtidos no teste de PP para os diferentes compósitos.	53
Figura 26 - Comparação da PP com os valores de referência dos fabricantes.	54
Figura 27 - Valores obtidos no teste de MV às 0h para os diferentes compósitos.	55
Figura 28 - Valores obtidos no teste de MV às 2h para os diferentes compósitos.	56
Figura 29 - Valores obtidos no teste de MV às 24h para os diferentes compósitos.	57
Figura 30 - Valores obtidos no teste de MV aos 7d para os diferentes compósitos.	58
Figura 31 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Z250 (3M).	59
Figura 32 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Bulk Fill (3M).	60
Figura 33 - Evolução da MV das 0h aos 7d para SonicFill™ 2 (Kerr).	61
Figura 34 - Evolução da MV das 0h aos 7d para x-tra fil (VOCO).	61
Figura 35 - Evolução da MV das 0 aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.	62
Figura 36 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.	63
Figura 37 - Evolução da MV das 0h aos 7d para os diversos compósitos.	64
Figura 38 - Valores obtidos na variação de MV topo/base para os diferentes compósitos.	64
Figura 39 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.	65
Figura 40 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.	66

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos compósitos em estudo: Cor, tipo de partículas, constituição da matriz orgânica e partículas inorgânicas e tempo de polimerização recomendado pelo fabricante.	40
Tabela 2 - Divisão dos grupos e sub-grupos de acordo com o teste realizado, a resina composta utilizada, e as diferentes horas de análise.....	44
Tabela 3 - Altura e diâmetro dos moldes utilizados para a confecção das amostras das respectivas resinas compostas, de acordo com o teste aplicado.....	46
Tabela 4 - Valores obtidos no teste de PP para os diferentes compósitos.....	53
Tabela 5 - Comparação da PP com os valores de referência dos fabricantes.....	54
Tabela 6 - Valores obtidos no teste de MV às 0h para os diferentes compósitos.....	55
Tabela 7 - Valores obtidos no teste de MV às 2h para os diferentes compósitos.....	56
Tabela 8 - Valores obtidos no teste de MV às 24h para os diferentes compósitos.....	57
Tabela 9 - Valores obtidos no teste de MV aos 7d para os diferentes compósitos.....	58
Tabela 10 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Z250 (3M).	59
Tabela 11 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Bulk Fill (3M).	59
Tabela 12 - Evolução da MV das 0h aos 7d para SonicFill™ 2 (Kerr).....	60
Tabela 13 - Evolução da MV das 0h aos 7d para x-tra fil (VOCO).	61
Tabela 14 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.	62
Tabela 15 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.	63
Tabela 16 - Valores obtidos na variação de MV topo/base para os diferentes compósitos.	64
Tabela 17 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.	65
Tabela 18 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS

AUDMA - dimetacrilato de uretano aromático

BHT - hidroxitolueno butilado

Bis-EMA - bisfenol-A-polietilenoglicol diéter dimetacrilato

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

d – dias

DDDMA - 1,12 dodecano dimetacrilato

DOC - depth of cure

EBADMA - bisfenol-A-etoxilato dimetacrilato

h - horas

HV - *Vickers* hardness

LED - luz emitida por diodo

min - minutos

mW/cm² – míliwatts por centímetro cúbico

MV - microdureza de *Vickers*

nm - nanómetros

PMMA- poli-metacrilato de metila

PP - profundidade de polimerização

s - segundos

Si - sílica

TEGDMA – trietilenoglicol dimetacrilato

TMPTMA- trimetilolpropano-trimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

μm - micrómetro

UV - luz ultravioleta

vs - versus

YbF₃ - trifluoreto de itérbio

Zr - zircónio

I. Introdução

1) Resinas Compostas

A procura de um material restaurador ideal já vem de há muitos anos. Durante a primeira metade do século XX, o material de eleição para restaurações cavitárias era composto por silicatos. Estes materiais libertavam flúor na tentativa de combate a lesões cáries, contudo, com o decorrer do tempo, sofriam um desgaste relativamente elevado. De seguida, os silicatos foram substituídos por resinas acrílicas. Estas apresentavam já algum fator estético, eram insolúveis em fluidos orais, facilmente manipuláveis e tinham um baixo custo económico para o paciente. Todavia, este material apresentava baixa resistência ao desgaste e uma elevada contração de polimerização. Mais tarde, em 1940, numa tentativa de resolução destes problemas, foram desenvolvidas resinas restauradoras de poli-metacrilato de metila (PMMA) autopolimerizáveis, onde foram adicionadas partículas de quartzo, mas estas não estabeleciam qualquer ligação com a matriz resinosa, não controlando a tal contração de polimerização (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Foi então que, em 1962, o Doutor Raphael Bowen desenvolveu um novo material, denominado de resinas compostas ou compósitos, contendo uma matriz orgânica polimérica com um novo monómero, bisfenol-A-glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), intimamente ligada a partículas de carga através de um composto orgânico à base de silano. Estes compósitos de autopolimerização foram desenvolvidos através da combinação de dimetacrilatos com pó de quartzo silanizado (Bowen, 1963).

Graças às suas ótimas propriedades, as resinas compostas tornaram-se no grupo de materiais mais usados na substituição de tecidos dentários duros perdidos, substituindo a tradicional amálgama, que apresentava alguns inconvenientes, tais como uma estética indesejável, pigmentação dentária e intoxicações por mercúrio (Marovic et al., 2013).

As resinas compostas continuam numa constante evolução em busca do material perfeito para cada tipo de restauração, mas mantendo sempre o princípio do Dr. Raphael Bowen. Esta evolução aconteceu principalmente por inovações no modo de polimerização, nos componentes monoméricos, nos ativadores/iniciadores, na diminuição das partículas de carga e na quantidade de incorporação destas à matriz resinosa (Anusavice et al., 2013).

2) Composição das Resinas Compostas

Todas as resinas compostas são constituídas pela combinação de 3 componentes principais: a matriz de resina orgânica, partículas inorgânicas e um agente de união. Adicionalmente, estes materiais dentários também contêm um ativador/iniciador responsável por dar início ao processo de polimerização; pigmentos e aditivos para melhorar a estabilidade de cor, como os opacificantes dióxido de titânio e óxido de alumínio de 0,001 a 0,007% por peso e inibidores de polimerização para prevenir que ocorra uma polimerização espontânea aquando de uma pequena exposição à luz ambiente, sendo o hidroxitolueno butilado (BHT) de 0,01% por peso o mais comumente utilizado (Anusavice et al., 2013).

2.1) Matriz orgânica

A matriz orgânica é formada pela junção de vários monómeros e moléculas de baixo peso molecular, que através de uma reação química se convertem em polímeros de elevado peso molecular, formando uma rede altamente reticulada, com uma estrutura molecular em cadeia (Anusavice et al., 2013). Estes monómeros apresentam características e propriedades diferentes, e todos eles são diluentes do monómero principal Bis-GMA (Anfe, Caneppele, Agra, & Vieira, 2008) (Figura 1).

O monómero orgânico predominantemente utilizado é o Bis-GMA, devido ao seu elevado tamanho molecular e estrutura rígida. Estas características levam à origem de resinas compostas mais viscosas e mais resistentes (Peutzfeldt, 1997). Por outro lado, este monómero apresenta uma baixa mobilidade, tendo que ser incorporado com monómeros diluentes de baixa viscosidade, como o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) (figura 2), uretano dimetacrilato (UDMA) (figura 3) e Bisfenol-A-polietilenoglicol diéter dimetacrilato (Bis-EMA) (figura 4), para que o material restaurador atinga um valor de conversão de polimerização mais elevado (Ferracane, 2011), e tenha uma consistência aceitável para fácil manipulação clínica (Anusavice et al., 2013). Infelizmente, quanto maior for a proporção incluída destes monómeros diluentes, maior será a contração de polimerização e, conseqüentemente, maior o risco de infiltração marginal e dos seus problemas associados (Anusavice et al., 2013).

TEGDMA é um monómero de peso molecular mais baixo comparativamente ao UDMA e Bis-EMA (Anfe et al., 2008). Este, quando é utilizado na substituição do Bis-

GMA, leva a um aumento da resistência à tração, uma diminuição da resistência à flexão do material restaurador (Asmussen & Peutzfeldt, 1998), assim como a uma maior contração de polimerização (Gonçalves & Pfeifer, 2008).

Os monómeros UDMA e Bis-EMA, também já são aplicados como monómeros principais em algumas resinas compostas. A diferença entre o UDMA e o Bis-GMA é que o primeiro possui uma viscosidade inferior, atingindo assim valores mais altos de polimerização (Hadis et al., 2011).

O comprimento destas cadeias poliméricas, as suas ramificações e conformações, determinam as propriedades de cada resina composta. Quanto maior for a cadeia e as suas interações, mais difícil é a distorção do material e mais elevada é a sua rigidez e resistência a solventes (Anusavice et al., 2013).

É esta matriz de resina que confere plasticidade e boas propriedades de manuseamento ao material restaurador (Tarle et al., 1998).

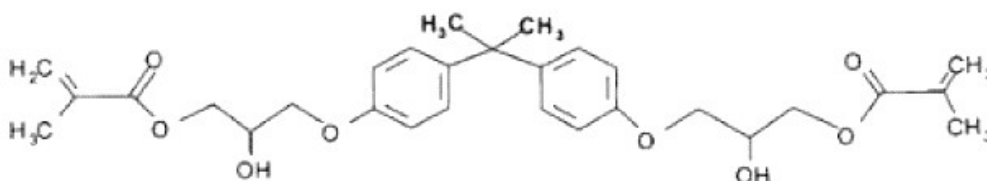


Figura 1 - Estrutura molecular do monómero Bis-GMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).

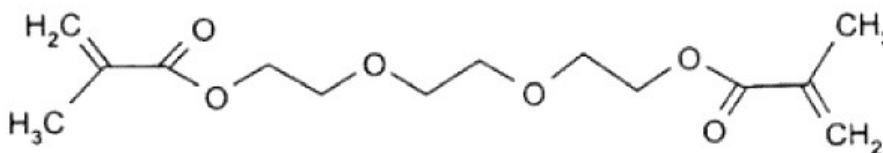


Figura 2 - Estrutura molecular do monómero TEGDMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).

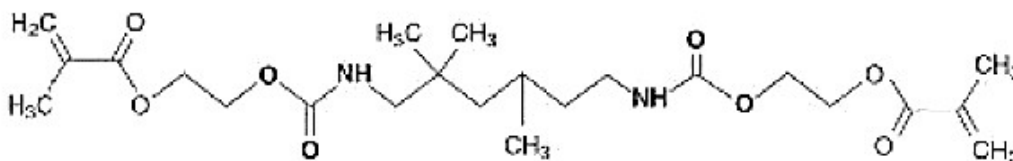


Figura 3 - Estrutura molecular do monómero UDMA (Adaptado de Anusavice et al., 2013).

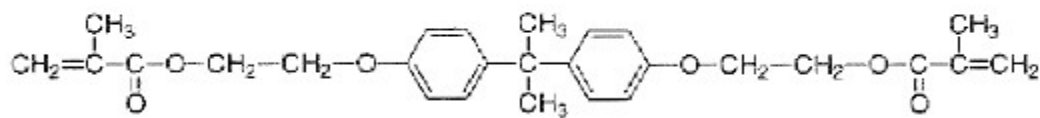


Figura 4 - Estrutura molecular do monômero Bis-EMA (Adaptado de Peutzfeldt, 1997).

2.2) Partículas inorgânicas

As partículas minerais inorgânicas mais comumente utilizadas para reforço da matriz orgânica são as de quartzo cristalino, sílica amorfa, vidros de lítio, bário ou estrôncio (LeSage, 2007). Outros minerais, como o fluoreto de itérbio, zircônio e vidros de zinco, também podem ser adicionados (Anusavice et al., 2013).

Nos primeiros compósitos comercializados, o quartzo era bastante utilizado como material de enchimento, mas, devido à sua alta dureza, com uma consequente elevada abrasividade da estrutura dentária e restaurações antagonistas, bem como dificuldade de polimento, foi substituído em muitos compósitos por sílica amorfa. Este mineral tem a mesma composição que o quartzo, com a vantagem de não apresentar um índice de dureza tão elevado (Anusavice et al., 2013).

Em comparação com compósitos anteriores sem partículas de carga inorgânica, observou-se que estas partículas aumentam as propriedades físicas e mecânicas do material restaurador, tais como o módulo de elasticidade e tenacidade, resistência à compressão, resistência à tração e ainda outras características biomecânicas necessárias para que estas matérias tenham uma longevidade em condições ideais na cavidade oral (Anusavice et al., 2013; Tarle et al., 1998).

Foi verificada uma correlação positiva entre a massa de partículas inorgânicas e a microdureza *Vickers*, onde um aumento de partículas de carga corresponde a uma maior dureza de superfície (Hosseinalipour, Javadpour, Rezaie, Dadras, & Hayati, 2010).

Além de reforçarem a matriz resinosa, a incorporação destes materiais apresenta ainda outros benefícios para as resinas compostas, tais como: reduzir a sua contração de polimerização, reduzir a sua expansão térmica, diminuir a absorção de água (Anusavice et al., 2013), controlar a sua viscosidade, tornar este material dentário rádio-opaco, assim como diminuir a sua rugosidade superficial, resultando num melhor brilho, polimento e acabamento (Ilie & Hickel, 2011b).

Vidros de bário, estrôncio, zinco e fluoreto de itérbio, devido aos seus átomos de metais pesados foram adicionados ao material de carga inorgânica para dar radiopacidade e ser possível a sua distinção dos tecidos duros dentários em exames radiográficos (Anusavice et al., 2013; Kim, Ong, & Okuno, 2002).

Mais recentemente, foram introduzidas no mercado partículas de carga pré-polimerizada (Kim et al., 2002).

2.3) Agente de união

É através de uma forte ligação entre a constituição da matriz orgânica e as partículas de carga inorgânica que a resina composta consegue adquirir boas propriedades mecânicas, onde a própria matriz que é mais flexível transfere tensões internas para as partículas de carga inorgânica que são mais duras (Anusavice et al., 2013).

Esta ligação dá-se através de um agente de ligação silânico, uma molécula que contém grupos funcionais que sofrem uma hidrólise e reagem com as partículas inorgânicas e grupos orgânicos insaturados que co-polimerizam com a matriz resinosa durante a polimerização (LeSage, 2007).

O agente de ligação também contribui para aumentar a força da própria resina composta, bem como diminuir a sua solubilidade e absorção de água ao longo da interface matriz orgânica-partículas de carga (Anusavice et al., 2013).

3) Classificação das Resinas Compostas

As resinas compostas podem ser classificadas de acordo com o tipo, tamanho e distribuição das partículas inorgânicas, como: resinas macroparticuladas ou tradicionais, resinas microparticuladas, resinas híbridas, que incluem as resinas híbridas tradicionais, as microhíbridas e as nanohíbridas, e, por fim, as resinas nanoparticuladas (Heymann, Swift Jr., & Ritter, 2013).

3.1) Resinas Compostas Macroparticuladas

Resinas compostas macroparticuladas ou tradicionais correspondem aos primeiros compósitos comercializados nos anos 60. Hoje em dia, este tipo de compósitos já não é

usado na prática clínica devido às suas características mecânicas limitadas (Heymann et al., 2013).

Estes materiais contêm grandes partículas de quartzo e sílica amorfa, num tamanho aproximado de 10 a 100 μm , e estas geralmente correspondem a 75-80% do seu peso (Anusavice et al., 2013; Heymann et al., 2013).

Comparativamente às resinas acrílicas sem carga, estes compósitos apresentavam uma melhoria tanto nas propriedades mecânicas, como na absorção de água, contração de polimerização e no coeficiente de expansão térmica (Anusavice et al., 2013).

Contudo, devido ao elevado tamanho e dureza das suas partículas, estes compósitos acarretavam inúmeras desvantagens, como uma superfície muito rugosa, explicada pelo facto da matriz resinosa sofrer um maior desgaste em relação às partículas inorgânicas, baixas propriedades estéticas devido à sua suscetibilidade em sofrer descoloração extrínseca, e apresentar um maior desgaste oclusal comparativamente aos compósitos mais recentes (Heymann et al., 2013).

3.2) Resinas Compostas Microparticuladas

Com o intuito de solucionar os problemas inestéticos das resinas compostas macroparticuladas, surgiu no final dos anos 70 um novo grupo de compósitos, os microparticulados. Estes compósitos têm na sua constituição uma mistura de sílica coloidal e apresentam partículas de tamanho médio bastante inferiores aos macroparticulados, entre 0,01 a 0,1 μm , resultando em superfícies mais lisas, polidas e brilhantes, menos suscetíveis à descoloração extrínseca (Anusavice et al., 2013; Heymann et al., 2013).

Nestes compósitos, as partículas inorgânicas correspondem normalmente a 35-60% do seu peso, o que origina baixas propriedades mecânicas em regiões suscetíveis às forças oclusais (Heymann et al., 2013).

3.3) Resinas Compostas Híbridas

Estes compósitos foram desenvolvidos na tentativa de combinar as características mecânicas dos compósitos macroparticulados com as características estéticas dos compósitos microparticulados (Heymann et al., 2013). As partículas inorgânicas são uma junção de micropartículas (0,01 μm a 0,1 μm) e partículas pequenas (0,1 μm a 10 μm) e

correspondem a 75-80% do seu peso. Com a junção de dois tamanhos de partículas distintas conseguiu-se obter um material com boas propriedades mecânicas e, ainda assim, estético e facilmente polível (Anusavice et al., 2013).

3.4) Resinas Compostas Microhíbridas

As resinas microhíbridas são compostas por duas ou mais formas de partículas de vidro e de quartzo de tamanho entre 0,2 e 3 μ m juntamente com 5 a 15% de partículas de tamanho bastante inferior, 0,04 μ m, como pode ser observável na figura 5. Estas partículas inorgânicas representam 60-70% do seu volume e 77% do seu peso (LeSage, 2007).

O número de partículas inorgânicas e a sua distribuição trazem a este tipo de compósitos algumas vantagens, como: maior força e resistência à flexão; elevada dureza; menor contração de polimerização; menor expansão térmica e uma menor absorção de água. Como desvantagem, estes materiais são difíceis de se manter corretamente polidos por um longo período tempo (LeSage, 2007).

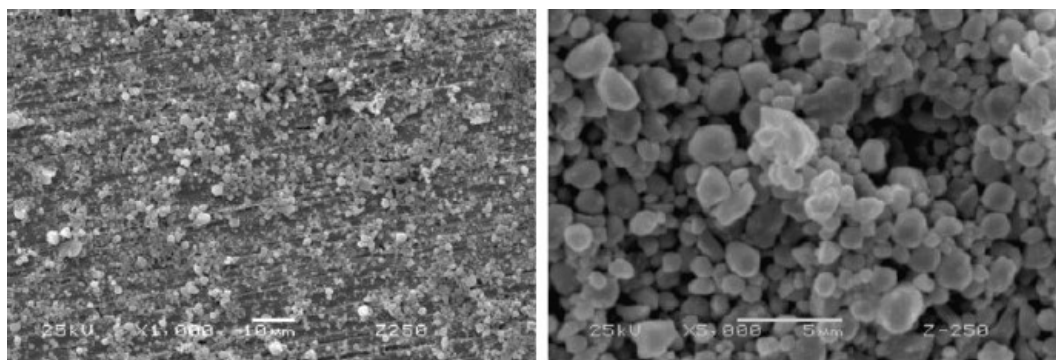


Figura 5 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito microhíbrido, onde se observa a predominância de pequenas e médias partículas (Adaptado de Moraes et al., 2009).

3.5) Resinas Compostas Nanohíbridas

Resinas compostas nanohíbridas e nanoparticuladas foram recentemente desenvolvidas na tentativa de otimizar a capacidade de brilho e polimento das resinas compostas microparticuladas e microhíbridas (Moraes et al., 2009).

Correspondem a compósitos híbridos contendo nanopartículas, adquirindo características superiores (Heymann et al., 2013). Na figura 6, pode ser observado em microscopia eletrônica de varrimento, as partículas de carga de um compósito nanohíbrido.

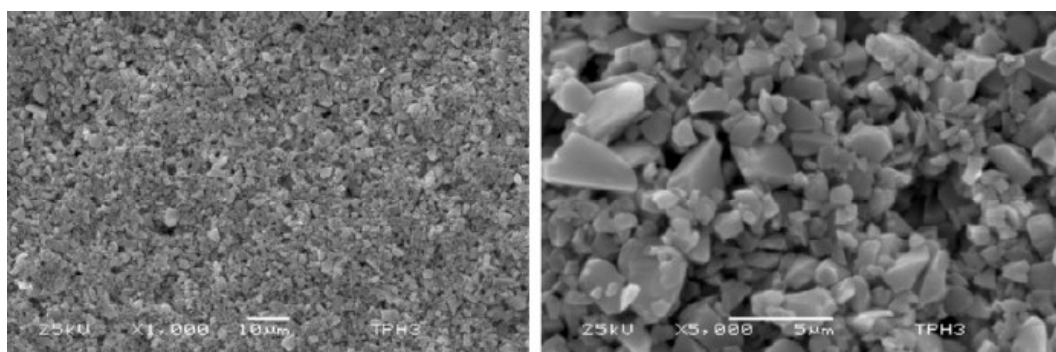


Figura 6 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito nanohíbrido, onde se observa a presença de pequenas e médias partículas (Adaptado de Moraes et al., 2009).

3.6) Resinas Compostas Nanoparticuladas

Este tipo de compósitos contém partículas extremamente pequenas, de tamanho entre 0,005-0,01 µm. Assim, obtém-se partículas mais aglomeradas, como pode ser observado na figura 7, resultando em propriedades físicas e estéticas mais otimizadas. Durante a prática clínica, as resinas nanoparticuladas e as nanohíbridas são as mais utilizadas nos dias de hoje (Heymann et al., 2013). Verificou-se que estas resinas apresentam valores de microdureza mais elevados comparativamente às resinas compostas microparticuladas, devido a um maior contacto das nanopartículas com a própria matriz orgânica (Hosseinalipour et al., 2010), assim como uma boa capacidade de polimento (Chen, 2010).

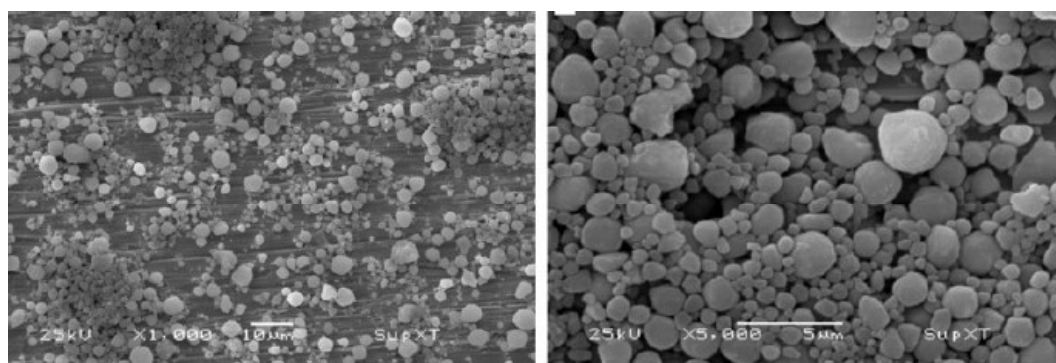


Figura 7 - Microscopia eletrônica de varrimento de um compósito nanoparticulado, onde é possível observar a presença de partículas aglomeradas (Adaptado de Moraes et al., 2009).

4) Resinas compostas *bulk fill*

Nas restaurações com resinas compostas fotopolimerizáveis, a técnica incremental foi considerada a técnica *standard* usada na prática clínica (Flury, Hayoz, Peutzfeldt, Hüsler, & Lussi, 2012), onde a espessura máxima de incremento foi definida como 2mm (Pilo, Oelgiesser, & Cardash, 1999; Sakaguchi, Douglas, & Peters, 1992). No entanto, ao restaurar cavidades muito profundas, a técnica incremental consome algum tempo, assim como acresce um risco de contaminação por fluidos orais e incorporação de bolhas de ar entre os incrementos (Flury et al., 2012).

Na tentativa de solucionar este problema, surgiram as novas resinas compostas *bulk fill* ou de polimerização aumentada, que, como o próprio nome indica, podem ser colocadas num único incremento superior a 2mm, obtendo-se ainda assim uma correta polimerização (Garcia, Yaman, Dennison, & Neiva, 2014). Estas resinas compostas apresentam a vantagem de diminuição do tempo de trabalho, tal como uma maior facilidade na manipulação do próprio material restaurador (Garcia et al., 2014), o que pode ser uma grande vantagem em pacientes não cooperantes (Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013).

Esta evolução nas resinas compostas foi possível devido a vários fatores, como a conceção de sistemas iniciadores mais eficientes, aumento da translucidez do compósito (Flury et al., 2012; Moorthy et al., 2012), diminuição da contração de polimerização e de uma mudança química do próprio monómero (Garcia et al., 2014).

Com o aumento da profundidade de polimerização, a principal preocupação destes materiais é o potencial aumento da contração de polimerização na interface dente-restauração (Ilie et al., 2013).

Ao analisar a sua composição química, verifica-se que estas resinas são semelhantes a compósitos nanohíbridos e microhíbridos, contendo na sua matriz orgânica monómeros como Bis-GMA, UDMA, TEGDMA e Bisfenol-A-etoxilato dimetacrilato (EBADMA), assim como partículas inorgânicas semelhantes (Ilie et al., 2013). Os fabricantes apenas introduziram no mercado uma alteração da estrutura química do monómero de Bowen Bis-GMA e do monómero UDMA, incorporando hidroxilo livre Bis-GMA, dimetacrilato de uretano alifático, dimetacrilato de uretano aromático (AUDMA) ou metacrilatos altamente ramificados (Moszner, Fischer, Angermann, & Rheinberger, 2008).

A alteração da matriz orgânica tem sido a principal razão para criar resinas compostas com uma viscosidade inferior (Flury et al., 2012), assim como reduzir a contração de polimerização em mais de 70% (Ilie & Hickel, 2011a). Estes novos materiais têm apresentado um valor de contração volumétrica de 1% (Weinmann, Thalacker, & Guggenberger, 2005), sendo este valor inferior aos compósitos tradicionais, que normalmente podem variar entre 1,5 a 6%, dependendo da sua composição (Kleverlaan & Feilzer, 2005).

Para conseguir um aumento na profundidade de polimerização, os fabricantes destas novas resinas compostas alteraram fatores que afetam esta mesma profundidade, como a translucidez/opacidade do compósito e a diminuição do número de partículas inorgânicas com um consequente aumento do tamanho destas, pois tem sido demonstrado que a penetração de luz está intimamente correlacionada com a quantidade de partículas presentes num determinado material (Bouschlicher, Rueggeberg, & Wilson, 2004; Ilie et al., 2013). A penetração de luz é não só influenciada por um elevado número de pigmentos e partículas opacas incorporadas (Garcia et al., 2014), como também pela diferença nos índices de refração entre as partículas e a própria matriz de resina, que determina assim como se efetua a dispersão da luz dentro de um determinado material (Lee, Lu, & Powers, 2005; Primus, Chu, Shelby, Buldrini, & Heckle, 2002; Shortall, Palin, & Burtscher, 2008).

Também tem sido relatado que o aumento do volume das partículas presentes na constituição da resina composta pode também melhorar a sua microdureza (Moore, Platt, Borges, Chu, & Katsilieri, 2008).

5) Propriedades das Resinas Compostas

Para que uma resina composta seja considerada um bom material restaurador, esta deve ter alguns requisitos básicos, tais com propriedades físicas e mecânicas semelhantes à dos tecidos duros dentários, boas características óticas e facilidade de polimento e manuseamento. Este material também deve ser fácil de distinguir através de um teste radiográfico, e ser biocompatível com os tecidos da cavidade oral (Zimmerli, Strub, Jeger, Stadler, & Lussi, 2010).

As propriedades das resinas compostas são o resultado da sua composição e da interação entre os seus dois principais constituintes (Marovic et al., 2013). Todos os compósitos dentários necessitam de possuir propriedades mecânicas com boas

características de ductibilidade, módulo de elasticidade, dureza, maleabilidade, resistência à compressão e flexão, tenacidade à fratura, limite de escoamento, solubilidade, textura de superfície entre outros. É de notar que todas estas propriedades são medidas da resistência à deformação (Anusavice et al., 2013).

6) Contração de polimerização

A contração de polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis acontece durante a conversão da fase fluída/viscosa a rígida, que se caracteriza por um “encolhimento” do material restaurador, desenvolvendo uma tensão interna que é transmitida para a interface de ligação dente/resina composta (Garcia et al., 2014). Estas forças, por sua vez, competem com as forças de ligação do sistema adesivo à estrutura dentária (Carvalho, Pereira, Yoshiyama, & Pashley, 1996).

Quando a contração de polimerização excede a força adesiva dente-restauração, leva à ocorrência de uma fenda marginal, infiltração bacteriana e, conseqüentemente, cáries secundárias, sendo estas a principal causa do fracasso de restaurações a resina composta (Davidson, de Gee, & Feilzer, 1984; Flury, 2008).

Numa tentativa de solucionar este problema, duas estratégias têm sido tomadas. Uma delas passa pela alteração química dos constituintes da própria resina, enquanto a outra assenta na incorporação de técnicas restauradoras capazes de atenuar esta mesma contração de polimerização (Anusavice et al., 2013). Vários fabricantes têm lançado para o mercado novas resinas revolucionárias, admitindo ter uma contração de polimerização inferior às resinas tradicionais (Ilie & Hickel, 2011b).

Uma das técnicas que pode ser aplicada é a típica inserção incremental, que visa diminuir o Fator C. O fator de configuração cavitária é a razão entre a área de superfície aderida e a área de superfície não aderida de uma restauração. Numa técnica de inserção incremental, a restauração é construída por várias camadas até 2mm, fotopolimerizando uma por uma, o que reduz o fator C e atenua a contração de polimerização (Summitt, Robbins, Hilton, & Schwartz, 2006). Como desvantagem, esta técnica é demorada e aumenta o risco de contaminação por fluidos orais (Anusavice et al., 2013).

Outra técnica que pode ser utilizada é a realização de uma fotopolimerização *Soft-start*, onde se aplica uma energia inicial de baixa intensidade de luz e, assim que o ponto gel é atingido, esta intensidade vai aumentando. O ponto gel é definido como sendo o momento em que se dá um número apropriado de ligações cruzadas, capaz de produzir

um estado tal de rigidez que dificulta o deslize e o rearranjo das diversas cadeias poliméricas. Deste modo, uma baixa intensidade de polimerização inicial é aplicada no momento em que existem altos níveis de tensão e após o momento do ponto gel/ período de maior tensão de polimerização é aplicada uma intensidade de luz mais elevada, obtendo-se neste período uma maior taxa de conversão do monómero a polímero (Anusavice et al., 2013; Ilie & Hickel, 2011a).

Independentemente do material e da técnica restauradora aplicada, a contração de polimerização nunca é nula, e esta continua a ser um fator chave no insucesso de restaurações diretas a resina composta (Oliveira, Duarte, Araujo, & Abrahão, 2010).

Sabe-se que esta contração de polimerização está relacionada com a quantidade de matéria orgânica e inorgânica dos compósitos (Garcia et al., 2014).

Itoh, Yanagawa e Wakumoto (1986), durante um estudo sobre o efeito da composição e tipo de polimerização dos compósitos na adesão à estrutura dentária, verificaram que a força de contração de polimerização foi mais elevada em resinas compostas fotopolimerizáveis do que em resinas compostas polimerizadas quimicamente, tendo estes autores observado que as fendas marginais ocorriam devido à rápida polimerização do compósito fotopolimerizado.

Num estudo comparativo levado a cabo por Vandewalker, Casey, Lincoln e Vandewalle (2016), em que compararam as propriedades mecânicas de duas resinas compostas *bulk fill* de dupla polimerização com uma resina restauradora composta tradicional microhíbrida, observaram que as primeiras resinas exibiram uma contração de polimerização significativamente maior.

7) Resinas Compostas compactáveis e Resinas Compostas fluídas

Outra forma de classificar as resinas compostas é distingui-las de acordo com as suas características de manuseamento, entre fluídas e compactáveis/condensáveis (Heymann et al., 2013).

Compósitos compactáveis têm maior viscosidade e são fabricados para terem uma sensação de inserção similar ao de uma amálgama. Devido à sua viscosidade, a adaptação marginal do compósito por vezes torna-se difícil, levando alguns profissionais clínicos a aplicar inicialmente resinas fluídas nas áreas das margens proximais. Com estas resinas temos a vantagem de ser mais fácil a restauração ao nível do ponto de contacto (Heymann et al., 2013). Para se obter esta consistência, foi necessária a adição de partículas de carga

alongadas, fibrosas, com aproximadamente 100 µm de comprimento, fazendo com que este material seja mais resistente e se oponha à fluidez (Anusavice et al., 2013).

Compósitos fluidos ou de baixa viscosidade são uma modificação de compósitos de partículas pequenas e compósitos híbridos (Anusavice et al., 2013), e geralmente contêm um teor mais elevado de matriz orgânica e, conseqüentemente, um número menor de partículas de carga (Anusavice et al., 2013; Garcia et al., 2014). Esta constituição leva a que algumas das suas propriedades mecânicas sejam inferiores, como uma baixa dureza e baixa resistência ao desgaste. Estes materiais eram usados inicialmente apenas na restauração de pequenas cavidades classe I, selamento de fossas e fissuras, reparação de margens cavitárias e em cavidades classes II profundas na tentativa de uma melhor adaptação marginal. Mais recentemente, alguns fabricantes introduziram no mercado resinas compostas *bulk fill* fluidas de aplicação em dentes posteriores, que funcionam como bases cavitárias, necessitando de uma cobertura adicional (Heymann et al., 2013).

Devido a estes compósitos terem uma maior quantidade de matriz orgânica, tendem a ter um módulo de elasticidade menor e, conseqüentemente, menos tensões internas durante a contração de polimerização (Agosta & Estafan, 2003).

Vandewalker et al. (2016), num estudo realizado sobre as propriedades mecânicas de duas resinas compostas *bulk fill* de dupla polimerização, afirma que o aumento da fluidez dos compósitos pode reduzir a microinfiltração, devido à existência de uma melhor adaptação entre o material restaurador e a parede cavitária.

8) Vantagens e desvantagens das Resinas Compostas

Compósitos à base de dimetacrilatos são usados numa vasta área de especialidades em medicina dentária, como em dentisteria restauradora, ortodontia, endodontia, e prótese dentária. Em dentisteria estas resinas compostas têm uma variada aplicabilidade, como: restaurações diretas e indiretas, restaurações temporárias, selantes de fissuras, cimentos adesivos, procedimentos estéticos, reconstrução de núcleos, entre outras. Devido às suas inúmeras vantagens, estas resinas compostas tornaram-se no material mais popularmente utilizado em restaurações diretas de cavidades dentárias (Heymann et al., 2013).

Estas restaurações são realizadas de uma forma conservadora, destruindo o mínimo de estrutura dentária íntegra possível, podem ser aplicadas em qualquer superfície dentária, têm a possibilidade de reparação, são fáceis de manusear e aplicar, tendo um tempo de trabalho bastante aceitável, assim como um valor monetário bastante acessível

(Heymann et al., 2013). Outra vantagem crucial deste material é a sua capacidade estética de mimetização da estrutura dentária, através do seu vasto leque de cores, e possibilidade de estratificação (Anusavice et al., 2013).

Por outro lado, as restaurações a resina composta são mais demoradas que as restaurações a amálgama, requerem um campo de trabalho adequadamente isolado dos fluidos em redor e poderão ter quaisquer problemas associados à sua contração de polimerização (Heymann et al., 2013).

Assim, a duração de uma restauração feita a resina composta depende de múltiplos fatores, como: a extensão da cavidade, a resina composta aplicada, a técnica e a habilidade do médico dentista, a oclusão do paciente, assim como a sua higiene oral e os seus hábitos adversos (Heymann et al., 2013).

9) Modos de polimerização das Resinas Compostas

Uma polimerização adequada é um pré-requisito para que haja uma boa compatibilidade do material restaurador com os tecidos orais e dentários, e uma longevidade da própria restauração (Krifka, Seidenader, Hiller, Schmalz, & Schweikl, 2012).

Inicialmente, aquando da origem dos compósitos dentários, estes eram apenas auto-polimerizáveis. Avanços tecnológicos nos modos de polimerização deu origem a resinas compostas fotopolimerizáveis, permitindo assim um tempo de manipulação controlado (Anusavice et al., 2013).

ISO4049 (2009), classifica os compósitos em três grupos distintos: no grupo 1, temos os materiais polimerizados quimicamente; no grupo 2, os materiais polimerizados através de uma energia externa; no grupo 3, os materiais polimerizados através destes dois modos em conjunto, denominados de dupla-polimerização.

Monómeros de metacrilato ou dimetrilato são polimerizados através de uma reação de adição gerada por radicais livres, através de uma ativação química ou de uma fonte energética externa, como luz ou calor (Anusavice et al., 2013).

O modo de polimerização de uma resina composta influencia diretamente a sua técnica de inserção, o sentido de retração de polimerização, a quantidade de porosidade interna e o grau de estabilidade de cor de uma restauração (Heymann et al., 2013). É necessário ter em conta que nunca se obtém uma completa conversão do monómero a polímero, sendo esta no máximo de 75% (Peutzfeldt, 1997).

9.1) Auto-polimerização

Resinas compostas quimicamente polimerizadas são comercializadas em duas pastas distintas, a pasta catalisadora contendo o iniciador, peróxido de benzoíla, e a pasta base contendo o ativador, uma amina terciária aromática (Anusavice et al., 2013). Após a junção do iniciador com o ativador, a amina terciária aromática (2%) reage com o peróxido de benzoíla e inicia a reação de formação de radicais livres, originando assim uma polimerização por adição através da ativação de monómeros e posterior conversão em polímeros (LeSage, 2007).

Este método de polimerização tem algumas desvantagens. Durante a mistura das duas pastas, mesmo com o uso de seringas misturadoras, pode existir a incorporação de bolhas de ar, o que origina porosidades que, por um lado, armazenam oxigénio e inibem a polimerização e, por outro lado, enfraquecem a própria estrutura. Outra desvantagem, depara-se com o facto do profissional de saúde não conseguir controlar o tempo de manuseamento do material restaurador (Anusavice et al., 2013; Heymann et al., 2013). A opção de auto-polimerização também demonstra ser mais lenta e menos eficaz na conversão do monómero a polímero, comparativamente à dupla-polimerização (Spinell, Schedle, & Watts, 2009), e ainda apresenta uma menor estabilidade de cor devido às aminas terciárias incorporadas (Heymann et al., 2013).

Como vantagens, não há necessidade de outros aparelhos externos; se o material for misturado adequadamente, existe um grau de conversão de monómeros a polímeros uniforme, e existe uma menor quantidade de tensões marginais durante a polimerização. Hoje em dia, estes materiais autopolimerizáveis são praticamente usados apenas em locais inacessíveis à luz polimerizadora (Anusavice et al., 2013).

9.2) Foto-polimerização

Para solucionar os problemas das resinas compostas autopolimerizáveis, foram introduzidas no mercado resinas polimerizadas através de uma fonte de energia externa, pela incorporação de sistemas iniciadores fotossensíveis a uma fonte de luz.(Anusavice et al., 2013).

No início da fotopolimerização, foto-iniciadores como a canforoquinona (0,03% - 0,09%) (LeSage, 2007) são ativados e interagem com uma amina, dando origem à formação de radicais livres que iniciam a polimerização por adição (Anusavice et al.,

2013). A colisão destes ativa monómeros, que por sua vez ativam outros monómeros, formando ligações covalentes entre os seus átomos de carbono numa rede reticulada, dando origem a polímeros de cadeia longa. É o alongamento e a disposição destes polímeros de cadeia longa que aumenta a viscosidade e a rigidez do compósito (Marovic et al., 2013).

Como vantagens, o operador tem mais tempo para manipulação e escultura do material, pode usar uma técnica restauradora de estratificação, aplicando diversos tons e fotopolimerizando um por um, e evita-se a formação de porosidades, como é o caso dos compósitos autopolimerizáveis, melhorando assim as suas propriedades mecânicas (Anusavice et al., 2013).

Um dos grandes problemas das resinas compostas fotopolimerizáveis é a limitação da profundidade de polimerização. Devido a vários fatores, a luz irradiada por um sistema de fotopolimerização diminui ao longo da resina composta, conduzindo a uma menor conversão do monómero a polímero nas zonas mais profundas da restauração (Flury et al., 2012). Estes grupos de metacrilatos residuais que não reagiram nas zonas mais profundas da restauração podem acarretar riscos citotóxicos e genotóxicos (Goldberg, 2008; Santerre, Shajii, & Leung, 2001) e a sua solubilidade dar origem a espaços vazios e, conseqüentemente, a formação de cáries secundárias (Marovic et al., 2013; Santerre et al., 2001). Em algumas localizações da cavidade oral mais inacessíveis, o posicionamento da ponta de luz pode ser dificultado, podendo ser esta outra desvantagem destas resinas compostas. Contudo, devido às suas inúmeras vantagens que se sobrepõem às suas limitações, estes compósitos continuam a ser nos dias de hoje os mais comercializados e mais utilizados em restaurações cavitárias (Heymann et al., 2013).

9.3) Dupla-polimerização

De forma a agregar os benefícios da autopolimerização e da fotopolimerização, fabricaram-se resinas compostas de dupla-polimerização. Estes compósitos são constituídos por duas pastas distintas, ambas fotopolimerizáveis. Uma das pastas contém peróxido de benzoíla e a outra uma amina terciária aromática. Após a mistura destas duas pastas, a polimerização química evolui muito lentamente até ao momento em que o profissional de saúde ativa a luz fotopolimerizadora, e a canforoquinona se combina com a amina terciária, acelerando assim o processo de polimerização (Anusavice et al., 2013).

Apesar dos dois modos de polimerização terem períodos de início distintos, eles acabam por se sobrepor durante o processo. Embora ainda não seja conhecido o exato mecanismo de interação entre eles (Tauböck et al., 2011), recentemente tem-se especulado que uma exposição imediata à luz fotopolimerizadora poderá interferir com o mecanismo de autopolimerização, sendo talvez benéfico um atraso no momento de aplicação desta fonte de energia externa (Pegoraro, da Silva, & Carvalho, 2007).

A principal vantagem destes materiais é garantirem a polimerização em locais profundos, onde a luz fotopolimerizadora é inalcançável, no entanto, a associação de uma polimerização química a uma polimerização ativada por luz não demonstrou ser um método de garantia de uma polimerização máxima uniforme (Tauböck et al., 2011).

Como desvantagens, temos a porosidade originada durante a mistura das duas pastas e as suas consequências adversas, a par da instabilidade de cor, porém, estes materiais têm características superiores quando comparados às resinas autopolimerizáveis (Anusavice et al., 2013).

Aksornmuang, Nakajima, Foxton, & Tagami (2007), num estudo realizado com o objetivo de analisar as propriedades mecânicas de várias resinas compostas de dupla-polimerização, observaram que mesmo nos compósitos de dupla-polimerização, à medida que se atinge zonas mais profundas da restauração, os valores de microdureza do material restaurador diminuem.

10) Aparelhos fotopolimerizáveis

Os primeiros aparelhos de fotopolimerização comercializados atuavam na região do espectro UV, mas, devido às suas inúmeras desvantagens, estes foram substituídos por aparelhos usando luz azul do espectro visível, com um comprimento de onda de aproximadamente 468 nm (Anusavice et al., 2013).

Atualmente, existem no mercado 4 sistemas de luz fotopolimerizável para compósitos dentários como a luz halógena ou tradicional, arco de plasma, laser de argônio e a mais recente luz emitida por diodo (LED), sendo que existem vantagens e desvantagens de cada um destes aparelhos de polimerização (Patricio, Capenakas, & Hanashiro, 2008).

A polimerização inicia-se quando o foto-iniciador absorve um certo número de fótons e origina a formação de radicais livres, o que está diretamente relacionado com a intensidade, comprimento de onda, e tempo de irradiação do aparelho. Assim, quanto

maior a potência do aparelho, maior a taxa de conversão do monômero a polímero, e consequentemente maior a tensão de polimerização (Anusavice et al., 2013).

Segundo La torre, Marigo, Pascarella e Rumi (2003), uma boa técnica de polimerização é um dos fatores chave para que o compósito consiga adquirir as suas ótimas propriedades, como uma boa dureza de superfície e resistência à compressão, um bom grau de conversão, e um aumento da sua capacidade adesiva.

Uma polimerização incompleta pode deixar a restauração mais suscetível à variação da cor, e torná-la mais solúvel no ambiente oral, possibilitando uma microinfiltração marginal (La torre et al., 2003).

Sabe-se que o melhor comprimento de onda para ativação de compósitos dentários é de aproximadamente 470 nm (Patricio et al., 2008).

10.1) Aparelhos de luz halogéneo

A luz de halogéneo tem sido a fonte de luz mais utilizada até aos dias de hoje. É uma luz visível com filtros que provêm do superaquecimento de filamentos de tungstênio através da passagem de uma corrente elétrica. O seu comprimento de onda varia entre 400 e 500nm (La torre et al., 2003; Patricio et al., 2008), e a sua potência pode variar entre 300 a 1200 mW/cm² (Anusavice et al., 2013).

De acordo com La torre et al. (2003), menos de 1% da energia elétrica utilizada pelos aparelhos de luz halógena é convertida em energia luminosa, sendo o restante dissipado em forma de calor, o que pode causar danos no tecido pulpar.

Uma desvantagem desta luz é o seu tempo de duração, que se esgota após 40 a 100 horas. O tempo de polimerização longo é outra desvantagem deste tipo de aparelhos. A indústria tem fabricado recentemente novos fotopolimerizadores com uma maior potência na tentativa de solucionar este problema (Jandt, Mills, Blackwell, & Ashworth, 2000; Oberholzer, Schünemann, & Kidd, 2004).

10.2) Aparelhos de luz LED

Os LED's, cuja sigla significa luz emitida por diodo, são aparelhos fotopolimerizáveis que foram introduzidos no mercado na tentativa de responder aos problemas das lâmpadas convencionais. Estes usam menos energia e têm maior

durabilidade, sendo que a sua expectativa de vida é quase ilimitada. (La torre et al., 2003; Tsai, Meyers, & Walsh, 2004)

Estas lâmpadas têm na sua constituição dois semi-condutores, um deles carregado positivamente e outro negativamente. As primeiras a serem comercializadas continham vários LED's incorporados. As lâmpadas atuais apresentam apenas um único LED com um espectro de luz mais amplo, num comprimento de onda a variar entre os 440-480 nm, tendo como média os 465 nm, sendo assim possível a polimerização de compósitos que contenham foto-iniciadores diferentes da canforoquinona (La torre et al., 2003; Oberholzer et al., 2004; Patricio et al., 2008).

Como vantagens, estes aparelhos de alta potência reduzem o tempo de trabalho clínico, através de um menor tempo de exposição, e/ou aumentam a profundidade de polimerização de uma certa resina composta (Anusavice et al., 2013). Também apresentam baixo consumo de energia, onde 100% da luz emitida leva a ativação do foto-iniciador, mínima produção de calor, portabilidade e um tempo de duração bastante longo (La torre et al., 2003; Oberholzer et al., 2004).

11) Testes realizados

Sabemos que resinas compostas incorretamente polimerizadas podem levar ao fracasso precoce de uma restauração, o que deve ser evitado em qualquer técnica clínica (Garcia et al., 2014).

Para a determinação da profundidade de polimerização, diversos métodos de investigação têm sido aplicados e testados, avaliando a eficácia da polimerização direta ou indiretamente. Na literatura pode-se observar a aplicação de métodos complexos e demorados como a espectrometria de infravermelhos (DeWald & Ferracane, 1987; Ferracane, 1985; Silikas, Eliades, & Watts, 2000), ressonância (Lloyd et al., 1994) e micro-espectroscopia Raman (Pianelli, Devaux, Bebelman, & Leloup, 1999). Numa tentativa de simplificação de procedimento, tempo e custos, métodos indiretos têm sido aplicados, como o método da raspagem, determinação da microdureza de *Vickers* e *Knoop*, e determinação da variação de microdureza Topo/Base (Flury et al., 2012; Moore et al., 2008), pois a co-dependência da profundidade de polimerização e microdureza é desde há muito conhecida. Uma diminuição gradual de valores de microdureza indica uma menor conversão do monómero em polímero e, conseqüentemente, menores valores de profundidade de polimerização (Flury, Peutzfeldt, & Lussi, 2014).

11.1) Teste da profundidade de polimerização

Este teste é realizado de acordo com o método descrito na norma ISO 4049. Esta norma foi concebida em 1988 pela ISO e desde aí é o método mais utilizado na determinação da profundidade de polimerização de qualquer resina composta. Neste teste, a resina composta é introduzida em moldes cilíndricos de altura específica, correspondendo ao dobro da profundidade de polimerização recomendada pelo fabricante mais 2mm. De seguida, o compósito é fotopolimerizado, remove-se este do molde e “raspa-se” todo o material incorretamente polimerizado com uma espátula de plástico. Finalmente, mede-se o comprimento absoluto da amostra em 3 pontos distintos e divide-se este valor por dois (ISO4049, 2009). O valor resultante é registado como sendo a espessura máxima de incremento que poderá ser colocada numa cavidade dentária (Flury et al., 2012).

A explicação para o facto do valor medido ser dividido por dois é que nem todas as amostras duras estão corretamente polimerizadas (Bouschlicher et al., 2004; DeWald & Ferracane, 1987).

11.2) Teste de microdureza de *Vickers*

Uma propriedade importante a considerar nas resinas compostas é a sua dureza. A dureza define-se como uma resistência à deformação plástica, penetração e indentação (Marovic et al., 2013). Esta dureza depende da constituição da matriz orgânica, da sua densidade e estrutura (Anfe et al., 2008), assim como do grau de conversão de monómero a polímero de uma resina composta. Quanto maior for este grau de conversão, maior será sua microdureza (Manhart, Kunzelmann, Chen, & Hickel, 2000). Diversos autores também associam a dureza de um compósito dentário à quantidade de partículas de carga na sua constituição, onde uma maior quantidade de partículas inorgânicas corresponde a um valor mais elevado de microdureza (Kim et al., 2002; Kwon, Jeon, Jang, Seol, & Kim, 2006).

É importante o estudo da microdureza de compósitos dentários, uma vez que esta propriedade está relacionada com a resistência à deformação e ductibilidade (Anusavice et al., 2013).

A profundidade de polimerização pode ser avaliada indiretamente através da medição da microdureza de um determinado material (Asmussen & Peutzfeldt, 2001; Bouschlicher et al., 2004; Flury et al., 2012).

Existem vários tipos de testes para a determinação da dureza superficial de materiais dentários, sendo que todos eles produzem uma indentação na superfície do material em estudo, a partir de uma determinada força aplicada através de uma ponta diamantada. Os mais conhecidos são os *de Brinell*, *Rockwell*, *Vickers*, e *Knoop*, e a selecção do teste deve ser determinada de acordo com o material dentário em estudo. Os testes de dureza, também conhecidos como testes de macrodureza de *Brinell* e *Rockwell*, são semelhantes e ambos determinam a dureza de materiais metálicos, enquanto os testes de microdureza de *Vickers* e *Knoop*, são utilizados em materiais dentários mais frágeis (Anusavice et al., 2013).

No teste de microdureza de *Vickers* é realizada uma indentação, aplicando uma determinada força através de uma pirâmide diamantada de base quadrada com um ângulo de 136° entre as suas faces. Por fim, o valor de microdureza corresponde ao quociente entre força aplicada e a área de superfície impressa. Na figura 8, podemos verificar a forma da ponta diamantada e da indentação na superfície da amostra, onde M corresponde aos comprimentos medidos. Estes comprimentos das diagonais do quadrado impresso são somados e feita a sua média, para cálculo da área superficial impressa (Anusavice et al., 2013).

Em estudos recentes, as resinas *bulk fill* foram classificadas como tendo uma microdureza de *Vickers* entre as resinas compostas híbridas e as resinas fluidas (Ilie et al., 2013).

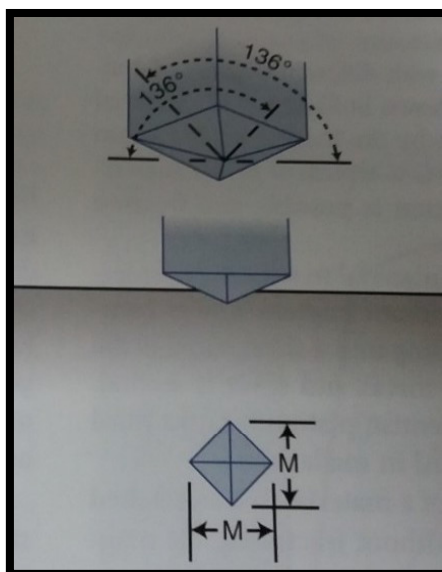


Figura 8 - Teste de microdureza de *Vickers*: Esquema da forma da ponta diamantada e da indentação na superfície da amostra (Adaptado de Anusavice et al., 2013).

11.3) Teste da variação da microdureza de *Vickers* Topo/Base

De acordo com numerosos estudos, outro método para determinar a profundidade de polimerização é a variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base (Flury et al., 2012; Moore et al., 2008), em que se determina a microdureza da superfície e da base da amostra, e a diferença entre estes dois valores reflete a conversão do monômero em polímero das zonas mais profundas em relação à superfície (Garcia et al., 2014).

Diversos autores indicam que o valor limiar mínimo aceitável para ser considerada a ocorrência de uma correta polimerização é de 80% (Bouschlicher et al., 2004; Moore et al., 2008).

Garcia et al. (2014) afirmaram que este é um método preciso para determinar e comparar o grau relativo de profundidade de polimerização entre os diferentes compósitos.

Deste modo, o presente estudo pretende avaliar a profundidade de polimerização segundo o método ISO 4049 e segundo o método de variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base, assim como determinar a microdureza de várias resinas compostas de “nova geração”.

II. Objetivos de Estudo

- Determinar e comparar a profundidade de polimerização e microdureza de diferentes resinas compostas *bulk fill* em diferentes períodos de tempo.
- Verificar se existe correlação entre a profundidade de polimerização determinada pelo método ISO4049 e a profundidade de polimerização determinada pelo método de variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base.

III. Hipóteses de Estudo

- Hipóteses Nulas (H0):

- 1-As resinas compostas *bulk fill* não apresentam diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante;
- 2-A profundidade de polimerização da resina composta *bulk fill* de dupla polimerização não se altera com o decorrer do tempo;
- 3-As resinas compostas *bulk fill* não apresentam alterações de microdureza com o decorrer do tempo;
- 4- A variação de microdureza topo/base das resinas compostas *bulk fill* é igual ou superior a 80%.

- Hipóteses Alternativas:

- 1-As resinas compostas *bulk fill* apresentam diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante;
- 2-A profundidade de polimerização da resina composta *bulk fill* de dupla polimerização altera-se com o decorrer do tempo;
- 3-As resinas compostas *bulk fill* apresentam alterações de microdureza com o decorrer do tempo;
- 4- A variação de microdureza topo/base das resinas compostas *bulk fill* é inferior a 80%.

IV. Materiais e Métodos

1) Materiais utilizados

- Moldes bipartidos pré-fabricados em aço inoxidável (4mmx2mm), (4mmx4mm), (4mmx5mm), (4mmx6mm), (4mmx10mm), (4mmx12mm), ver figuras 14 e 15;
- Fotopolimerizador e radiômetro Elipar™ DeepCure-S (3M), ver figuras 16 e 17;
- Estufa, ver figura 19;
- Craveira Digital “Time Digitronic Caliper” ABSolute series, ver figura 20;
- Identador “Vickers Hardness Tester” (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão), ver figura 21;
- Espátula angulada (Asa Dental, Bozzano, Itália);
- Espátula reta (Asa Dental, Bozzano, Itália);
- Espátula de plástico;
- 2 Placas de vidro;
- Folhas de acetato A6;
- Cartolina Preta;
- Álcool a 70%.

2) Resinas compostas utilizadas

Para a realização deste estudo experimental foi analisada 1 resina composta tradicional: Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA); 3 resinas compostas *bulk fill* fotopolimerizáveis: Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha), SonicFill™ 2 (Kerr, Califórnia, USA), x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) e 1 resina composta *bulk fill* de dupla-polimerização, com e sem aplicação de luz de um aparelho fotopolimerizador: Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça).

Os compósitos testados neste estudo estão listados na tabela 1.

Tabela 1 - Características dos compósitos em estudo: Cor, tipo de partículas, constituição da matriz orgânica e partículas inorgânicas e tempo de polimerização recomendado pelo fabricante.

Resina Composta, Fabricante	Cor, Lote, Validade	Tipo de partículas	Matriz orgânica	Partículas inorgânicas por peso e volume	Tamanho das partículas	Tempo de polimerização
Filtek™ Z250 (3M)	A2 N760810 2019-02	Microhíbrido	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Zircônio/Sílica 82%/60%	0,01 a 3,5 µm Média 0,6µm	Fotopolimerização: 20s
Filtek™ Bulk Fill (3M)	A2 N750821 2018-08	Nanohíbrido	AUDMA, UDMA, DDDMA	Sílica (Si) / Zircônio (Zr), Trifluoreto de itérbio (YbF ₃) 76.5%/58.4%	Si: 0,02 µm Zr: 0,004-0,011 µm (YbF ₃): 0,1 µm	Fotopolimerização: 20s
SonicFill™ 2 (Kerr)	A2 5790868 2017-12	Nanohíbrido	Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA	Zircônio/Sílica, vidro de silicato de bário 83,5%/ 66%	-	Fotopolimerização: 10s
x-tra fil (VOCO)	Universal 1601243 2018-07	Microhíbrido	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Bário, Sílica 86%/ 70,1%	0,05 a 10 µm	Fotopolimerização: 10s
Fill-Up!™ (Coltene)	Universal G02110 2017-01	-	UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, TMPTMA	Ácido silícico amorfo, óxido de zinco, vidros dentários 65%/ 49%	0,1 a 5,0 µm Média 2µm	Fotopolimerização: 5s Autopolimerização: 3min

Selecionou-se a cor A2 para os materiais Filtek™ Z250 (3M), Filtek™ Bulk Fill (3M), SonicFill™2 (Kerr) e cor universal para os que só se comercializam num único tom, como o x-tra fil (VOCO) e Fill-Up!™ (Coltene), de modo que a penetração de luz devido aos pigmentos, não seja uma variável entre eles.

2.1) Filtek™ Z250 (3M)

Filtek™ Z250 (3M) é um compósito restaurador universal fotopolimerizável, de alta viscosidade e radiopaco. Está disponível tanto em formato de seringa (figura 9), como em cápsulas unidose, e em diversas tonalidades: A1, A2, A3, A3,5, A4, B1, B2, B3, C2,C3, D3, I, B0,5, C4, UD. Está indicado para restaurações diretas em dentes anteriores e posteriores, reconstrução de cotos, restaurações indiretas como *inlays*, *onlays* e facetas.

Este compósito pode ser fotopolimerizado por uma luz de halogéneo ou LED, com uma intensidade mínima de 400mW/cm², num intervalo de 400-500nm.



Figura 9 - Compósito Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA).

2.2) Filtek™ Bulk Fill (3M)

O fabricante de Filtek™ Bulk Fill (3M) indica que este material apresenta uma maior durabilidade devido à sua ótima resistência, e pouco desgaste durante os movimentos mastigatórios. Apresenta uma baixa contração de polimerização, permitindo uma profundidade de polimerização até 4 mm em classes I e 5 mm em classes II. Está disponível tanto em formato de seringa tradicional (figura 10), como em cápsulas unidose, e em diversas tonalidades, todas elas semi-translúcidas/radiopacas: A1, A2, A3, B1 e C2. Está indicado para restaurações diretas em dentes anteriores e posteriores, base para restaurações diretas, reconstrução de cotos, restaurações indiretas, restaurações de dentes decíduos, selagem de fissuras em dentes molares e pré-molares e reparação de defeitos em restaurações de porcelana, esmalte e temporárias. Este produto pode ser polimerizado por uma luz de halogéneo ou LED, com uma intensidade mínima de 500 mW/cm², numa faixa de 400-500nm.



Figura 10 - Compósito Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha).

2.3) SonicFill™ 2 (Kerr)

SonicFill™ 2 (Kerr) é um compósito restaurador nano, fotopolimerizável e de baixa contração de polimerização. Está disponível apenas em unidoses e é o único material aplicado através de uma peça de mão ativada por ultrassons (figura 11), permitindo assim uma diminuição da viscosidade e uma ótima adaptação do material às paredes da cavidade. Posteriormente à obturação, a viscosidade do material aumenta, facilitando a escultura final. SonicFill™ 2 (Kerr) veio substituir SonicFill™ (Kerr), tendo uma menor sensibilidade à luz ambiente e consequentemente um tempo de trabalho mais elevado que a versão original anterior. Este material está indicado para todas as restaurações diretas anteriores e posteriores, como material de base e revestimento, reparação de tratamentos provisórios, defeitos no esmalte e restaurações de porcelana, selagem de fissuras, cimentação de revestimentos de compósito ou cerâmica, reconstrução de falsos cotos e reparação de abrasões incisais. SonicFill™ 2 (Kerr) pode ser polimerizado por uma luz de halógeno ou LED, com uma intensidade mínima de luz de 650 mW/cm², num intervalo de 400-520nm. O fabricante recomenda uma polimerização adicional de 10s na superfície vestibular e palatina/lingual.



Figura 11- Compósito SonicFill™ 2 (Kerr, Califórnia, USA) em cápsulas unidoses e peça de mão para a sua aplicação.

2.4) x-tra fil (VOCO)

x-tra fil (VOCO) é um compósito *bulk fill* híbrido, fotopolimerizável e radio-opaco. Este compósito resulta da combinação de uma nova tecnologia de material de preenchimento com um inovador sistema iniciador, originando profundidades de polimerização mais elevadas, incrementos até 4mm, com tensões de contração diminuídas, assim como uma elevada resistência à abrasão. Este compósito pode ser adquirido em formato de seringa (figura 12) ou em cápsulas para aplicação direta. Está disponível apenas com uma cor universal e é indicado para restaurações diretas de dentes

posteriores, classes I e II, e reconstrução de cotos. Este compósito fotopolimeriza sob ação de uma luz de halogéneo ou LED num espectro de cores azul. O fabricante recomenda uma polimerização adicional na face vestibular ou palatina.



Figura 12 - Compósito x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha).

2.5) Fill-Up!™ (Coltene)

Fill-Up!™ (Coltene) é uma resina composta radiopaca de dupla-polimerização e de média viscosidade com óxido de zinco antibacteriano. É comercializada em formato de seringa (figura 13). Está indicada para dentes posteriores, cavidades classe I e II, revestimento de cavidades e reconstrução de núcleos. Está disponível numa tonalidade Universal, entre os tons VITA™ A2–A3. Segundo o fabricante, esta resina *bulk fill* pode ser utilizada num único passo, numa cavidade de espessura ilimitada e não necessita de camada de recobrimento.

Após 3 minutos, este material é polimerizado quimicamente.



Figura 13 - Compósito Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça).

3) Local do estudo

Laboratório de biomateriais do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.

4) Grupos de amostras

Este estudo é composto por 6 grupos de amostras com vários sub-grupos, de 5 espécimes cada, tendo como variáveis, a resina composta utilizada, o teste realizado, e as diferentes horas de análise, perfazendo um total de 180 amostras (n=180). Na tabela 2 pode-se observar uma esquematização da divisão dos grupos e sub-grupos.

Tabela 2 - Divisão dos grupos e sub-grupos de acordo com o teste realizado, a resina composta utilizada, e as diferentes horas de análise.

	PP	MV	PP	MV	PP	MV	PP	MV
	0 h		2 h		24 h		7 d	
A -Filtek™ Z250 (3M)	APP0 (n=5)	AMV0 (n=5)		AMV2 (n=5)		AMV24 (n=5)		AMV7 (n=5)
B-Filtek™ Bulk Fill (3M)	BPP0 (n=5)	BMV0 (n=5)		BMV2 (n=5)		BMV24 (n=5)		BMV7 (n=5)
C-SonicFill™ 2 (Kerr)	CPP0 (n=5)	CMV0 (n=5)		CMV2 (n=5)		CMV24 (n=5)		CMV7 (n=5)
D-x-tra fil (VOCO)	DPP0 (n=5)	DMV0 (n=5)		DMV2 (n=5)		DMV24 (n=5)		DMV7 (n=5)
E-Fill-UP!™ (Coltene) s/ foto	EPP0 (n=5)	EMV0 (n=5)	EPP2 (n=5)	EMV2 (n=5)	EPP24 (n=5)	EMV24 (n=5)	EPP7 (n=5)	EMV7 (n=5)
F-Fill-UP!™ (Coltene) c/ foto	FPP0 (n=5)	FMV0 (n=5)	FPP2 (n=5)	FMV2 (n=5)	FPP24 (n=5)	FMV24 (n=5)	FPP7 (n=5)	FMV7 (n=5)

- Grupo (A): Filtek™ Z250 (3M)**

APP0: Filtek™ Z250(3M), Profundidade de polimerização 0 horas

AMV0: Filtek™ Z250(3M), Microdureza de *Vickers* 0 horas

AMV2: Filtek™ Z250(3M), Microdureza de *Vickers* 2 horas

AMV24: Filtek™ Z250(3M), Microdureza de *Vickers* 24 horas

AMV7: Filtek™ Z250(3M), Microdureza de *Vickers* 7 dias

- Grupo (B): Filtek™ Bulk Fill (3M)**

BPP0: Filtek™ Bulk Fill (3M), Profundidade de polimerização 0 horas

BMV0: Filtek™ Bulk Fill (3M), Microdureza de *Vickers* 0 horas

BMV2: Filtek™ Bulk Fill (3M), Microdureza de *Vickers* 2 horas

BMV24: Filtek™ Bulk Fill (3M), Microdureza de *Vickers* 24 horas

BMV7: Filtek™ Bulk Fill (3M), Microdureza de *Vickers* 7 dias

- **Grupo (C): SonicFill™ 2 (Kerr)**

CPP0: SonicFill™ 2 (Kerr), Profundidade de polimerização 0 horas

CMV0: SonicFill™ 2 (Kerr), Microdureza de *Vickers* 0 horas

CMV2: SonicFill™ 2 (Kerr), Microdureza de *Vickers* 2 horas

CMV24: SonicFill™ 2 (Kerr), Microdureza de *Vickers* 24 horas

CMV7: SonicFill™ 2 (Kerr), Microdureza de *Vickers* 7 dias

- **Grupo (D): x-tra fil (VOCO)**

DPP0: x-tra fil (VOCO), Profundidade de polimerização 0 horas

DMV0: x-tra fil (VOCO), Microdureza de *Vickers* 0 horas

DMV2: x-tra fil (VOCO), Microdureza de *Vickers* 2 horas

DMV24: x-tra fil (VOCO), Microdureza de *Vickers* 24 horas

DMV7: x-tra fil (VOCO), Microdureza de *Vickers* 7 dias

- **Grupo (E): Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização**

EPP0: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Profundidade de polimerização 0 horas

EPP2: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Profundidade de polimerização 2 horas

EPP24: Fill-Up!™ (Coltene) s/foto, Profundidade de polimerização 24 horas

EPP7: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Profundidade de polimerização 7 dias

EMV0: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Microdureza de *Vickers* 0 horas

EMV2: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Microdureza de *Vickers* 2 horas

EMV24: Fill-Up!™ (Coltene) s/ fotopolimerização, Microdureza de *Vickers* 24 horas

EMV7: Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto, Microdureza de *Vickers* 7 dias

- **Grupo (F): Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização**

FPP0: Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto, Profundidade de polimerização 0 horas

FPP2: Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto, Profundidade de polimerização 2 horas

FPP24: Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto, Profundidade de polimerização 24 horas

FPP7: Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto, Profundidade de polimerização 7 dias

FMV0: Fill-Up!TM (Coltene) c/ foto, Microdureza de *Vickers* 0 horas

FMV2: Fill-Up!TM (Coltene) c/ foto, Microdureza de *Vickers* 2 horas

FMV24: Fill-Up!TM (Coltene) c/ foto, Microdureza de *Vickers* 24 horas

FMV7: Fill-Up!TM (Coltene) c/ foto, Microdureza de *Vickers* 7 dias

5) Confeção das amostras

Foram confeccionados cilindros a partir de moldes metálicos padronizados em aço-inoxidável (figuras 14 e 15), segundo as Normas ISO4049:2009 (ISO4049, 2009). Para o teste de profundidade de polimerização as medidas de cada cilindro foram de 2mm de diâmetro, com uma altura correspondente ao dobro da profundidade recomendada pelo fabricante mais 2mm.

Para o teste de microdureza de *Vickers* as medidas de cada cilindro foram de 2mm de diâmetro, e tendo como altura a profundidade recomendada pelo fabricante. Na tabela 3 encontram-se as respectivas medidas de altura e diâmetro do molde utilizado para a confeção dos cilindros de cada resina composta. Não foram confeccionadas amostras para o teste de variação de microdureza de *Vickers* topo/base. Para este teste foram usadas as amostras do teste de microdureza de *Vickers* e os respectivos valores, efetuando somente novas indentações na base das mesmas amostras.

Tendo em conta que a resina composta Fill-Up!TM (Coltene) é uma resina de dupla polimerização e o fabricante indica ter uma polimerização ilimitada, para ambos os testes utilizaram-se os mesmos moldes da resina que admitia uma profundidade de polimerização mais elevada, SonicFillTM 2 (Kerr).

Tabela 3 - Altura e diâmetro dos moldes utilizados para a confeção das amostras das respectivas resinas compostas, de acordo com o teste aplicado.

Resinas Compostas	PP recomendada p/fabricante	Altura Molde		Diâmetro Molde
		Profundidade polimerização	Microdureza <i>Vickers</i>	
Filtek TM Z250 (3M)	2,5mm	6mm	2mm	4mm
Filtek TM Bulk Fill (3M)	4mm	10mm	4mm	
SonicFill TM 2 (Kerr)	5mm	12mm	5mm	
x-tra fil (VOCO)	4mm	10mm	4mm	
Fill-Up! TM (Coltene)	Ilimitado	12mm	5mm	



Figura 14 - Moldes metálicos em aço-inoxidável utilizados para o teste de profundidade de polimerização.

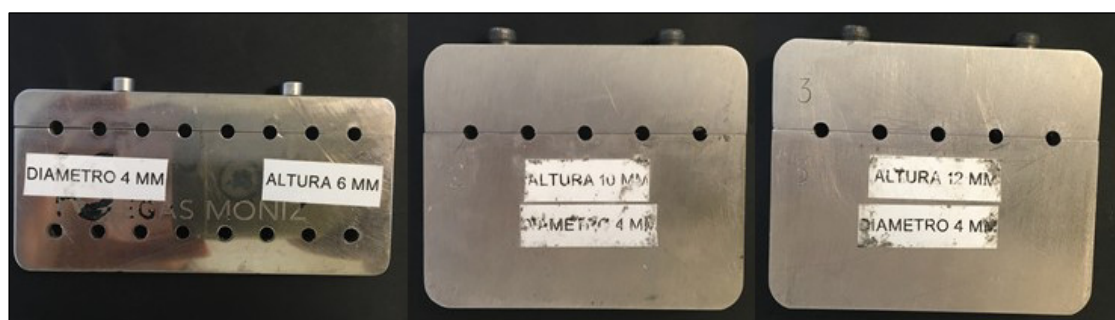


Figura 15 - Moldes metálicos em aço-inoxidável utilizados para o teste de microdureza de *Vickers*.

Para a confecção dos cilindros colocaram-se em cima da bancada de trabalho, em sobreposição, uma cartolina preta para evitar a existência de reflexão do fundo, uma lâmina de vidro para possibilitar a existência de uma superfície plana e lisa, de seguida a matriz de acetato e por fim o molde de aço inoxidável. De seguida, procedeu-se à inserção de uma única porção de resina composta no molde, com a ajuda de uma espátula angulada/reta anti-aderente, preenchendo toda a cavidade da matriz. Após a inserção da resina composta no molde, colocaram-se uma matriz de acetato no topo do molde e uma lâmina de vidro durante 5 segundos, a fim de se obter uma superfície lisa e paralela.

Removeu-se a lâmina de vidro superior e efetuou-se a fotopolimerização das resinas compostas com uma luz LED de alta intensidade (figura 16), de acordo com tempo recomendado pelo fabricante, controlando sempre a intensidade com o radiômetro (figura 17) no início e no fim de cada dia de preparação das amostras. A ponta de luz foi posicionada perpendicularmente no centro de prova e apoiada sobre a superfície, tendo o cuidado para que não ocorresse qualquer tipo de movimentação durante a irradiação. Na figura 18 pode ser observada a confecção das amostras.

Neste estudo utilizou-se o fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M), observado na figura 16. Este é um aparelho LED de alto rendimento, que projeta um feixe de luz

uniforme de comprimento de onda entre os 430 e 480 nm, e uma intensidade luminosa de 1470 mW/cm².

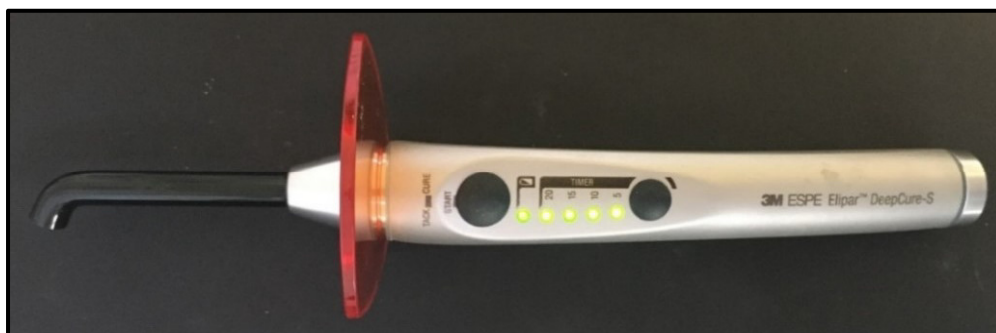


Figura 16 – Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M).

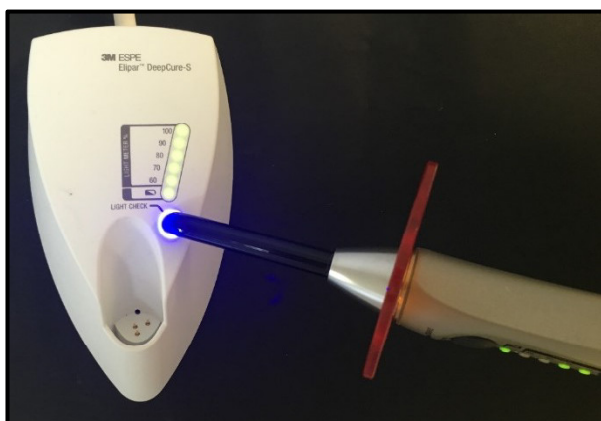


Figura 17 - Radiômetro Elipar™ DeepCure-S (3M).

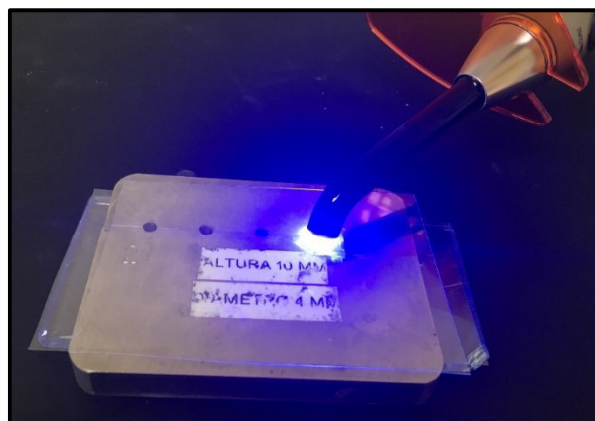


Figura 18 - Confeção das amostras.

As amostras não analisadas de imediato, foram armazenadas numa estufa a 37° (figura 19), reproduzindo assim o ambiente oral.



Figura 19 - Estufa

6) Teste de Profundidade de polimerização

Após a confeção das amostras e segundo as normas ISO4049:2009, foi raspada a base dos cilindros, com ajuda de uma espátula de plástico, removendo assim o material não polimerizado ou inadequadamente polimerizado.

De seguida, com uma craveira digital (figura 20), mediram-se as amostras em 3 pontos distintos, no centro do cilindro, e outras duas medições a 1mm do centro e registaram-se os valores, realizando a média destes. Por fim, dividiram-se os valores obtidos por dois e registaram-se os respetivos valores de profundidade de polimerização.

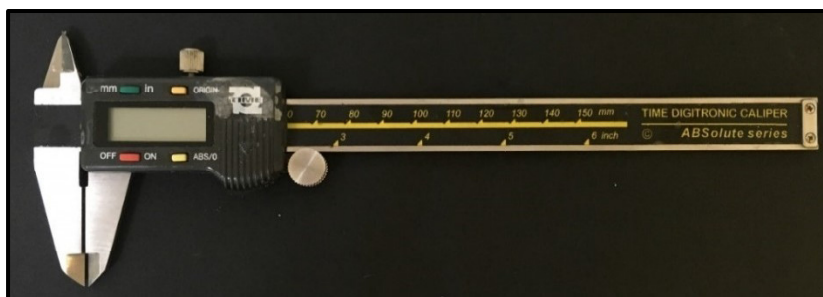


Figura 20 - Craveira Digital “Time Digitronic Caliper” ABSolute series

7) Teste de microdureza de *Vickers*

Colocou-se cada amostra no indentador de *Vickers*, “*Vickers Hardness Tester*” (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) (figura 21) e aplicaram-se sobre o topo da amostra 5 indentações, cada uma com uma força de 29,42N durante 5 segundos como pode ser observado na figura 22 e 23. Na figura 24, está representada uma esquematização das 5 indentações realizadas, 1 indentação central e 4 indentações em pontos cardeais, evitando a área periférica da amostra.



Figura 21 - Identador “*Vickers Hardness Tester*” (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão).

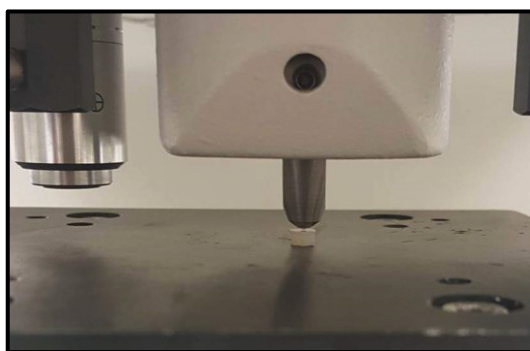


Figura 22 - Momento da aplicação de uma indentação.

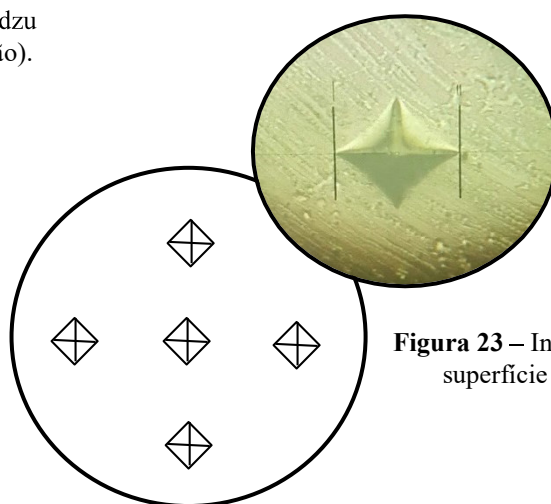


Figura 23 – Indentação tipo na superfície da amostra.

Figura 24 – Esquema representativo da distância entre as 5 indentações.

8) Teste de variação da microdureza de *Vickers* Topo/Base

Para este ensaio utilizaram-se as amostras do teste de microdureza de *Vickers* e os valores obtidos, realizando somente 5 novas indentações na base das amostras. Foi analisada a variação em percentagem dos valores entre o topo e a base.

9) Análise estatística

A análise estatística envolveu medidas de estatística descritiva (frequências absolutas e relativas, médias e respetivos desvios-padrão) e estatística inferencial. O nível de significância para aceitar ou rejeitar a hipótese nula foi fixado em $(\alpha) \leq 0,05$. Utilizaram-se os testes t de Student (quando se comparou 2 amostras em variáveis dependentes quantitativas) e o teste Anova One-Way (quando se comparou mais de 3 amostras em variáveis dependentes quantitativas). Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias, foram analisados com os testes de Kolmogorov-Smirnov e teste de Levene. Nos casos em que estes pressupostos não se encontravam satisfeitos, foram substituídos pelos testes não-paramétricos alternativos, designadamente o teste de Mann-Whitney ou o teste de Kruskal-Wallis. Quando a homogeneidade de variâncias não se encontrava satisfeita usaram-se o teste de Student e a Anova One-Way com a correcção de Welch. O teste t de Student para uma amostra foi utilizado para comparar a profundidade de polimerização com os valores dos fabricantes. A ANOVA de medidas repetidas foi utilizada para comparar a evolução da microdureza.

A análise estatística foi efectuada com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 22.0 para Windows.

V. Resultados

Profundidade de polimerização

Os valores obtidos no teste de profundidade de polimerização para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 4 e esquematizados na figura 25.

Tabela 4 - Valores obtidos no teste de PP para os diferentes compósitos.

	Filtek™ Z250		Filtek™ Bulk		SonicFill™ 2		x-tra fil		χ^2_{KW}
	M	DP	M	DP	M	DP	M	DP	
Profundidade de polimerização	2.98	.02	4.02	.01	3.15	.02	3.69	.04	17.925***

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

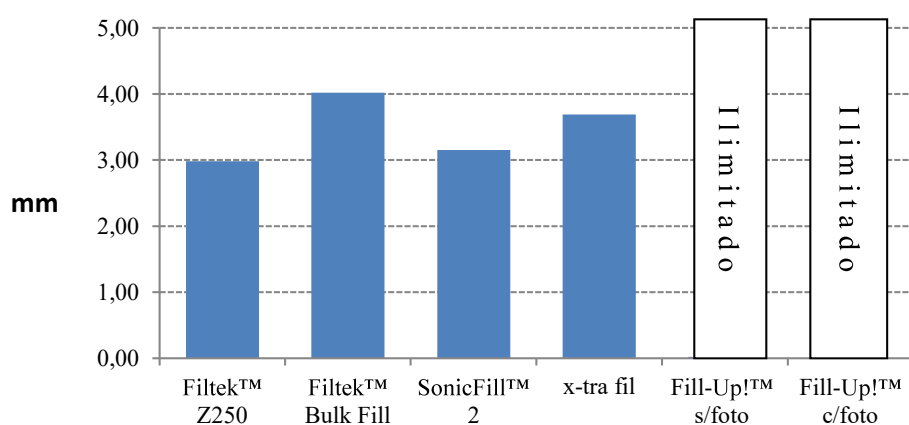


Figura 25 - Valores obtidos no teste de PP para os diferentes compósitos.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$\chi^2_{KW}(2) = 6.992$, $p = .030$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças significativas encontram-se entre o Filtek™ Z250 (3M), Filtek™ Bulk Fill (3M) e x-tra fil (VOCO), sendo que o primeiro apresenta valores de profundidade de polimerização significativamente mais baixos (2.98 vs 4.02 e 3.69).

A comparação dos valores obtidos com os valores de referência dos fabricantes encontram-se na tabela 5 e esquematizados na figura 26.

Tabela 5 - Comparação da PP com os valores de referência dos fabricantes.

	N	Mínimo	Máximo	Média	Valor do fabricante	Sig.
Filtek™ Z250 (3M)	5	2.93	3.00	2.98	2.5	.001***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	5	4.01	4.05	4.02	4	.035*
SonicFill™ 2 (Kerr)	5	3.13	3.18	3.15	5	.001***
x-tra fil (VOCO)	5	3.64	3.74	3.69	4	.001***

* $p \leq 0,05$ ** $p \leq 0,01$ *** $p \leq 0,001$

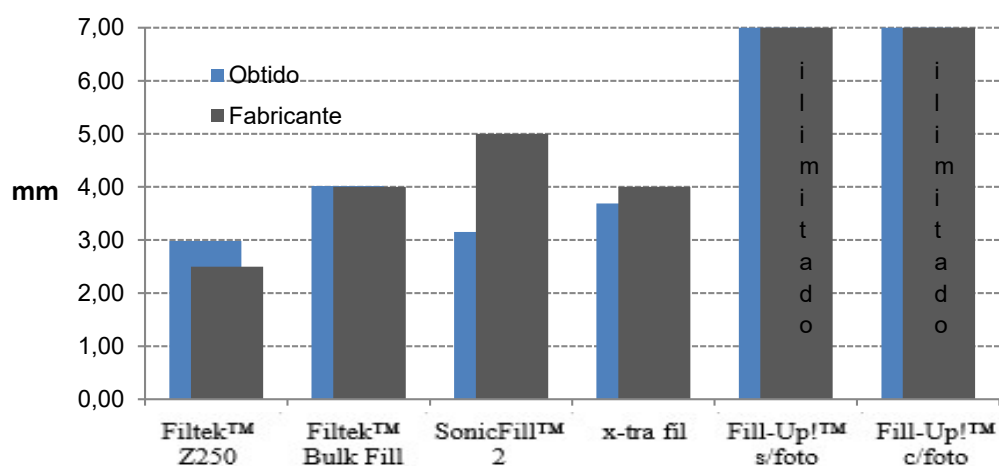


Figura 26 - Comparação da PP com os valores de referência dos fabricantes.

Encontrámos diferenças estatisticamente significativas:

Filtek™ Z250 (3M): $T(4) = 37.432$, $p = 0,001$, o valor médio obtido para esta resina é significativamente mais elevado do que o indicado pelo fabricante (2.98 vs 2.50).

Filtek™ Bulk Fill (3M): $T(4) = 3.147$, $p = 0,035$, o valor médio obtido para esta resina é significativamente mais elevado do que o indicado pelo fabricante (4.02 vs 4.00).

SonicFill™ 2 (Kerr): $T(4) = -164.588$, $p = 0,001$, o valor médio obtido para esta resina é significativamente mais baixo do que o indicado pelo fabricante (3.15 vs 5.00).

x-tra fil (VOCO): $T(4) = -16.852$, $p = 0,001$, o valor médio obtido para esta resina é significativamente mais baixo do que o indicado pelo fabricante (3.69 vs 4.00).

Microdureza 0 horas

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 6 e esquematizados na figura 27.

Tabela 6 - Valores obtidos no teste de MV às 0h para os diferentes compósitos.

	Média	DP	F
Filtek™ Z250 (3M)	101.78	1.58	1907.682***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	69.62	1.15	
SonicFill™ 2 (Kerr)	81.84	1.28	
x-tra fil (VOCO)	88.41	3.68	
Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto	26.80	.95	
Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto	39.32	2.76	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

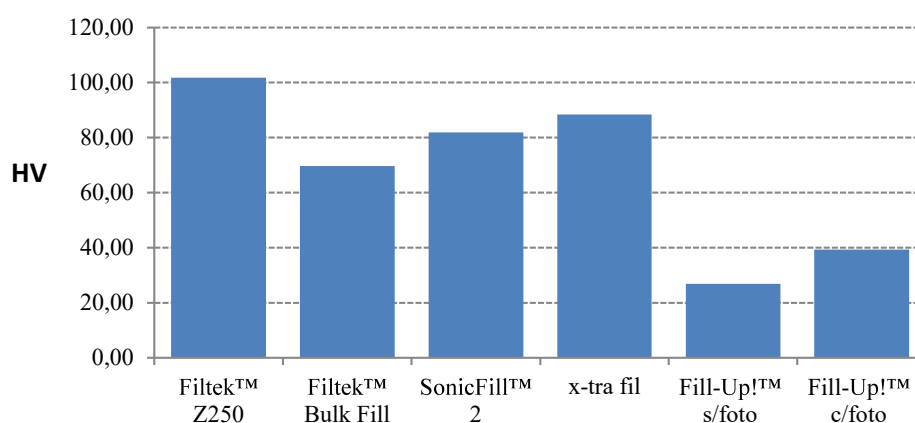


Figura 27 - Valores obtidos no teste de MV às 0h para os diferentes compósitos.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(5, 10.987) = 1907.682, p = .001$, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, sendo que Filtek™ Z250 (3M) apresenta valores de microdureza mais elevados e Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização, valores de microdureza mais baixos.

Microdureza 2 horas

Os valores obtidos no teste de microdureza às 2 horas para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 7 e esquematizados na figura 28.

Tabela 7 - Valores obtidos no teste de MV às 2h para os diferentes compósitos.

	Média	DP	F
Filtek™ Z250 (3M)	125.92	1.65	503.475***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	93.11	.50	
SonicFill™ 2 (Kerr)	92.50	.71	
x-tra fil (VOCO)	106.88	3.106	
Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto	56.94	2.87	
Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto	66.35	3.30	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

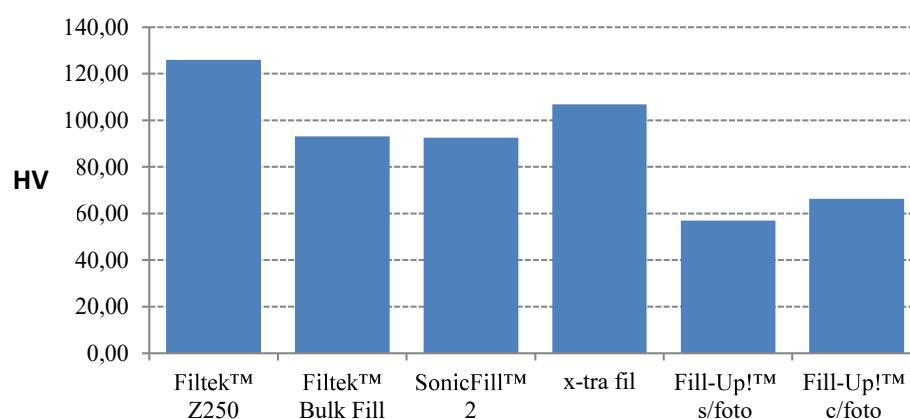


Figura 28 - Valores obtidos no teste de MV às 2h para os diferentes compósitos.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(5, 10.487) = 503.475$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre SonicFill™ 2 (Kerr) e Filtek™ Bulk Fill (3M).

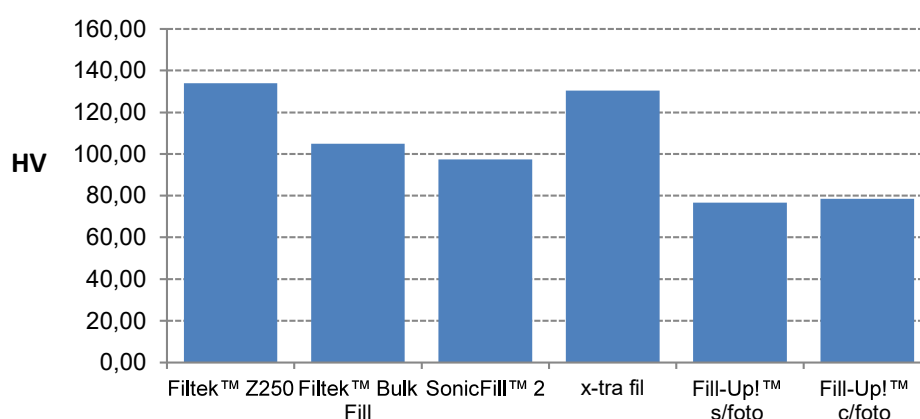
Microdureza 24 horas

Os valores obtidos no teste de microdureza às 24 horas para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 8 e esquematizados na figura 29.

Tabela 8 - Valores obtidos no teste de MV às 24h para os diferentes compósitos

	Média	DP	F
Filtek™ Z250 (3M)	133.88	1.411	728.543***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	104.93	1.90	
SonicFill™ 2 (Kerr)	97.37	1.17	
x-tra fil (VOCO)	130.44	2.22	
Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto	76.56	1.97	
Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto	78.49	3.02	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

**Figura 29** - Valores obtidos no teste de MV às 24h para os diferentes compósitos.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(5, 24) = 728.543$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre Fill-Up!™ (Coltene), com e sem fotopolimerização e da diferença entre x-tra fil (VOCO) e Filtek™ Z250 (3M).

Microdureza 7 dias

Os valores obtidos no teste de microdureza aos 7 dias para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 9 e esquematizados na figura 30.

Tabela 9 - Valores obtidos no teste de MV aos 7d para os diferentes compósitos.

	Média	DP	F
Filtek™ Z250 (3M)	132.04	1.85	1239.961 ***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	105.00	1.42	
SonicFill™ 2 (Kerr)	96.22	1.10	
x-tra fil (VOCO)	130.16	1.79	
Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto	76.87	1.54	
Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto	74.41	1.68	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

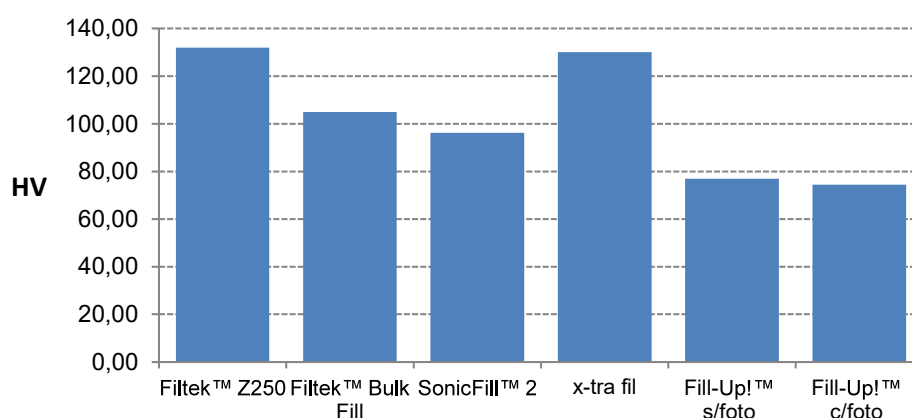


Figura 30 - Valores obtidos no teste de MV aos 7d para os diferentes compósitos.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(5, 10.987) = 1907.682$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre x-tra fil (VOCO) e Filtek™ Z250 (3M).

Evolução da microdureza

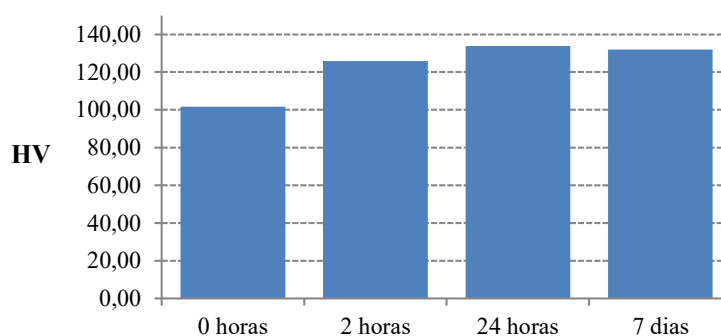
Filtek™ Z250 (3M)

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito Filtek™ Z250 (3M) encontram-se apresentados na tabela 10 e esquematizados na figura 31.

Tabela 10 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Z250 (3M).

	Média	DP	F
0 horas	101.78	1.58	110786.06** *
2 horas	125.92	1.65	
24 horas	133.88	1.41	
7 dias	132.04	1.85	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

**Figura 31** - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Z250 (3M).

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 110786.06, p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre as 24 horas e os 7 dias.

Filtek™ Bulk Fill (3M)

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito Filtek™ Bulk Fill (3M) encontram-se apresentados na tabela 11 e esquematizados na figura 32.

Tabela 11 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Bulk Fill (3M).

	Média	DP	F
0 horas	69.62	1.15	61948.656** *
2 horas	93.11	.50	
24 horas	104.93	1.90	
7 dias	105.00	1.42	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

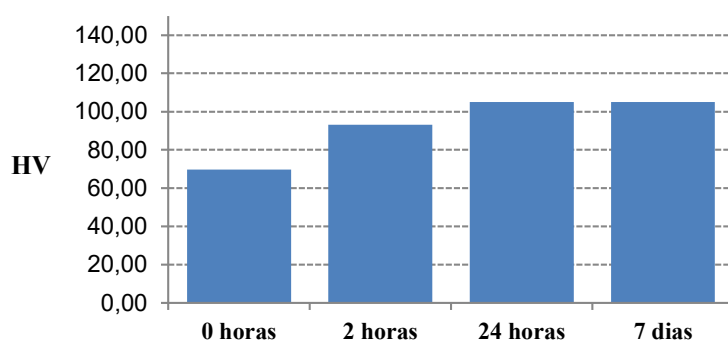


Figura 32 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Filtek™ Bulk Fill (3M).

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 61948.656$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre as 24 horas e os 7 dias.

SonicFill™ 2 (Kerr)

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito SonicFill™ 2 (Kerr) encontram-se apresentados na tabela 12 e esquematizados na figura 33.

	Média	DP	F
0 horas	81.840	1.28	119980.208***
2 horas	92.50	.71	
24 horas	97.37	1.17	
7 dias	96.22	1.10	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

Tabela 12 - Evolução da MV das 0h aos 7d para SonicFill™ 2 (Kerr).

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 119980.208$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre as 24 horas e os 7 dias.

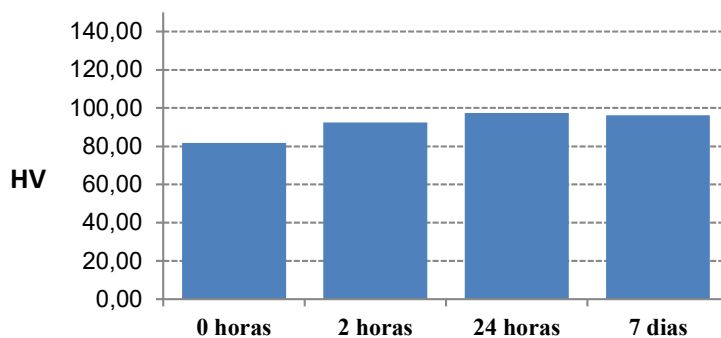


Figura 33 - Evolução da MV das 0h aos 7d para SonicFill™ 2 (Kerr).

x-tra fil (VOCO)

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito x-tra fil (VOCO) encontram-se apresentados na tabela 13 e esquematizados na figura 34.

Tabela 13 - Evolução da MV das 0h aos 7d para x-tra fil (VOCO).

	Média	DP	F
0 horas	88.41	3.68	56504.741***
2 horas	106.88	3.10	
24 horas	130.44	2.22	
7 dias	130.16	1.79	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

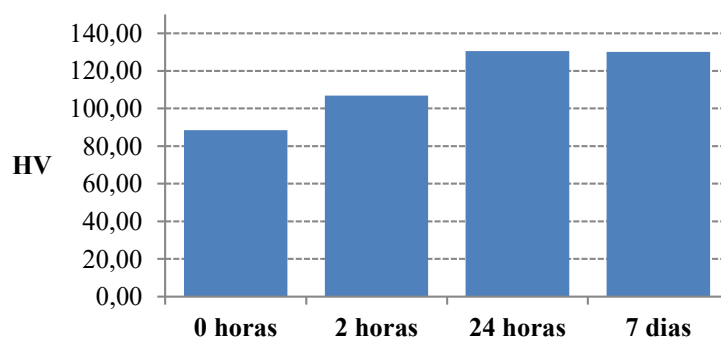


Figura 34 - Evolução da MV das 0h aos 7d para x-tra fil (VOCO).

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 56504.741, p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre as 24 horas e os 7 dias.

Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização, encontram-se apresentados na tabela 14 e esquematizados na figura 35.

Tabela 14 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.

	Média	DP	F
0 horas	26.80	.95	12765.985***
2 horas	56.94	2.87	
24 horas	76.56	1.97	
7 dias	76.87	1.54	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

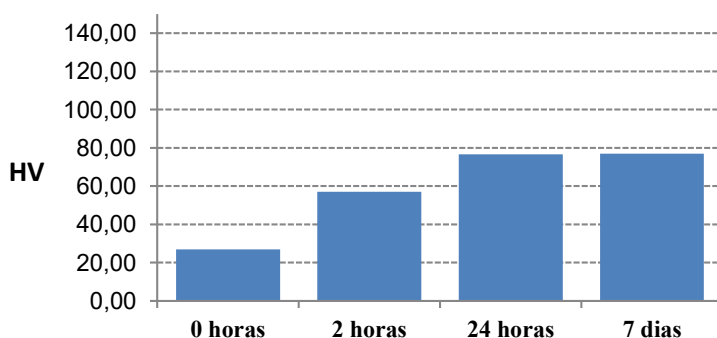


Figura 35 - Evolução da MV das 0 aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 12765.985, p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre as 24 horas e os 7 dias.

Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização

Os valores obtidos no teste de microdureza às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para o compósito Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização, encontram-se apresentados na tabela 15 e esquematizados na figura 36.

Tabela 15 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.

	Média	DP	F
0 horas	39.32	2.76	9152.510***
2 horas	66.35	3.30	
24 horas	78.49	3.02	
7 dias	74.41	1.68	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

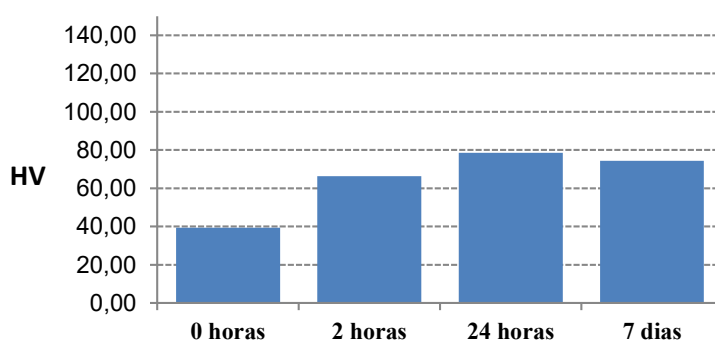


Figura 36 - Evolução da MV das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(1, 4) = 9152.510$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção da diferença entre as 24 horas e os 7 dias.

No gráfico abaixo representado (figura 37), podemos observar a evolução da microdureza de *Vickers* entre as 0 horas e os 7 dias.

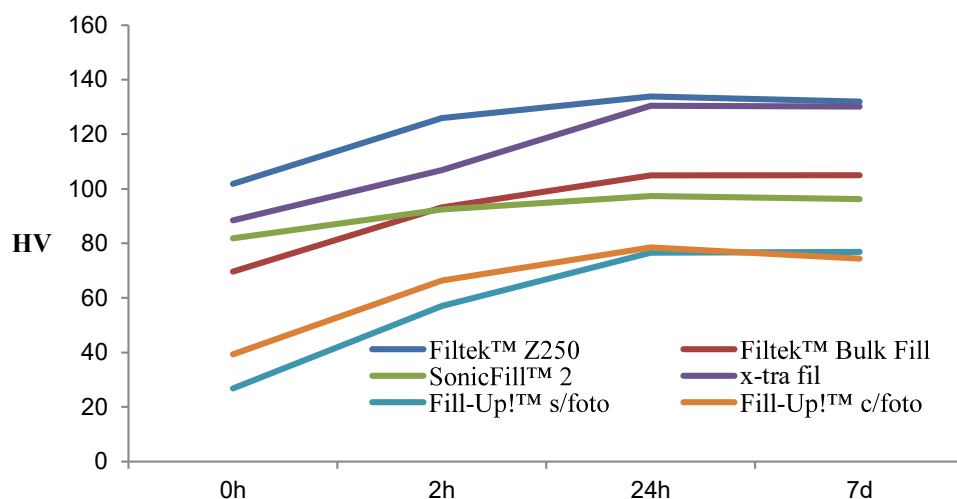


Figura 37 - Evolução da MV das 0h aos 7d para os diversos compósitos.

Variação microdureza Topo/Base

Os valores obtidos no teste de variação de microdureza topo/base para os diversos compósitos, encontram-se apresentados na tabela 16 e esquematizados na figura 38.

Tabela 16 - Valores obtidos na variação de MV topo/base para os diferentes compósitos.

	Média	DP	F
Filtek™ Z250 (3M)	94.43	.78	646.717***
Filtek™ Bulk Fill (3M)	84.34	.92	
SonicFill™ 2 (Kerr)	56.76	1.15	
x-tra fil (VOCO)	76.84	2.17	
Fill-Up!™ (Coltene) s/ foto	96.92	2.63	
Fill-Up!™ (Coltene) c/ foto	92.20	1.37	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

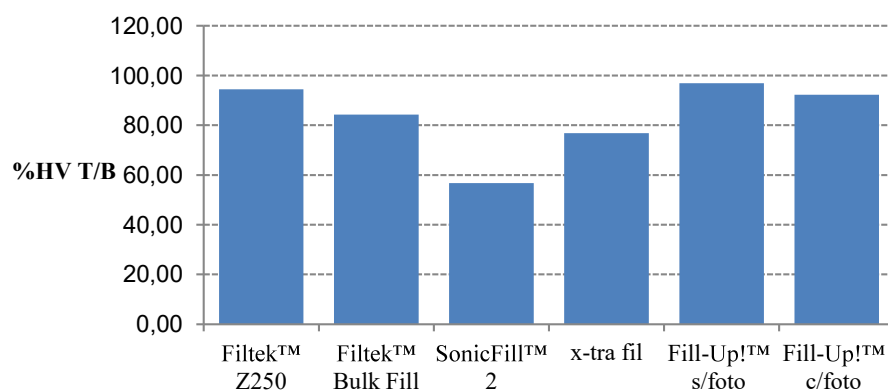


Figura 38 - Valores obtidos na variação de MV topo/base para os diferentes compósitos.

$F(5, 10.987) = 646.717, p = .001$, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, com exceção das diferenças entre Fill-Up!TM (Coltene) com fotopolimerização e FiltekTM Z250 (3M), bem como das diferenças entre FiltekTM Z250 (3M) e Fill-Up!TM (Coltene) sem fotopolimerização.

Fill-Up!TM (Coltene) com fotopolimerização

Os valores obtidos no teste de variação de microdureza topo/base das 0 horas aos 7 dias, para o compósito Fill-Up!TM (Coltene) com fotopolimerização, encontram-se apresentados na tabela 17 e esquematizados na figura 39.

Tabela 17 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!TM (Coltene) com fotopolimerização.

	Média	DP	χ^2_{KW}
0 horas	90.49	1.44	9.560*
2 horas	90.42	2.85	
24 horas	92.20	1.37	
7 dias	93.95	1.06	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

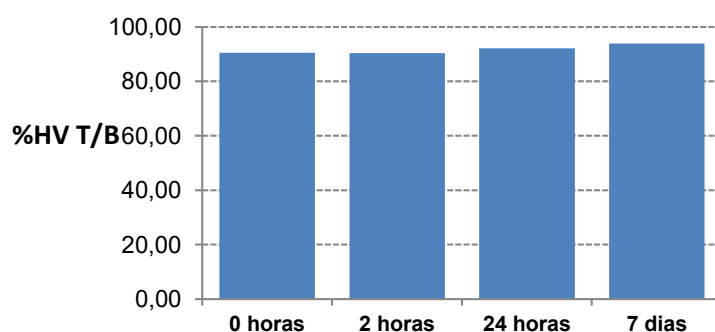


Figura 39 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!TM (Coltene) com fotopolimerização.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$\chi^2_{KW} (3) = 9.560, p = .023$, o teste de comparação múltipla indica-nos que as diferenças significativas encontram-se entre as 0 horas e os 7 dias.

Fill-Up!™ (Coltene) sem foto

Os valores obtidos no teste de variação de microdureza topo/base das 0 horas aos 7 dias, para o compósito Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização, encontram-se apresentados na tabela 18 e esquematizados na figura 40.

Tabela 18 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.

	Média	DP	F
0 horas	85.48	1.165	139.096***
2 horas	98.52	0.86	
24 horas	96.92	2.63	
7 dias	97.57	0.60	

* $p \leq ,05$ ** $p \leq ,01$ *** $p \leq ,001$

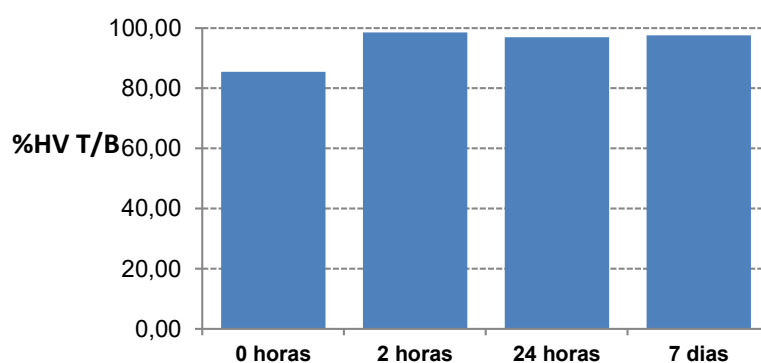


Figura 40 - Evolução da variação de MV topo/base das 0h aos 7d para Fill-Up!™ (Coltene) sem fotopolimerização.

Encontrámos as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

$F(3 \ 8.326) = 139.096$, $p = .001$, o teste de comparação múltipla de *Tukey* indica-nos que as diferenças significativas encontram-se entre as 0 horas e as restantes.

VI. Discussão

A cárie dentária corresponde a uma doença crônica infecciosa, multifatorial e de alta prevalência, atingindo não só adultos como cerca de 60 a 90% das crianças a nível mundial (Petersen & Lennon, 2004). Embora nos dias de hoje as resinas compostas se tenham tornado no material restaurador mais popularmente utilizado em quase todos os tamanhos de preparações cavitárias, devido às suas inúmeras vantagens (Marovic et al., 2013), nem sempre a escolha do material restaurador mais indicado para cada tipo de caso é uma decisão fácil. A indústria que fabrica este tipo de materiais está em constante evolução, com novos tipos de materiais resinosos a serem desenvolvidos e comercializados de dia para dia, numa tentativa de simplificação dos procedimentos dentários juntamente com o aumento das propriedades mecânicas destes materiais. Por se tratar de um campo dinâmico, o Médico Dentista necessita de ter sempre presente os conhecimentos básicos da ciência destes materiais poliméricos, para que possa ter um juízo crítico sobre cada um e fazer uma escolha consciente na hora de aplicabilidade clínica.

Nos últimos tempos, uma evolução acentuada nestes materiais passou pelo aumento da sua profundidade de polimerização, sem terem consequentemente um aumento da sua contração de polimerização (Garcia et al., 2014). Tradicionalmente, segundo a recomendação dos fabricantes, todas as resinas compostas eram aplicadas em incrementos máximos de 2mm segundo uma técnica incremental, para permitir uma polimerização eficiente de todo o material e atenuar a sua contração de polimerização (Pilo et al., 1999; Sakaguchi et al., 1992). Contudo, este método apresenta algumas desvantagens, como aumento do tempo de trabalho, possibilidade de contaminação por fluidos orais, assim como incorporação de bolhas de ar, o que leva a uma fragilização do material restaurador (Flury et al., 2012).

Na tentativa de solucionar estes problemas, nos últimos anos, vários fabricantes introduziram no mercado as denominadas resinas compostas *bulk fill* ou de polimerização aumentada, deixando de lado a técnica incremental, sendo fotopolimerizáveis em bloco, com uma espessura superior a 2 mm. Estes materiais restauradores são fabricados na tentativa de simplificar e acelerar o processo restaurador, economizando assim algum tempo (Garcia et al., 2014). É importante perceber os fatores que influenciam a profundidade de polimerização e entender as diferenças das resinas compostas tradicionais para estas novas resinas de polimerização aumentada. O aumento da

translucidez de um determinado compósito através da diminuição da quantidade e aumento do tamanho de partículas inorgânicas incorporadas tem sido relatada como fator chave na composição destes novos compósitos, assim como a incorporação de sistemas iniciadores mais eficientes. Outros fatores importantes foram as mudanças químicas dos monómeros e alterações nas suas partículas inorgânicas (Flury et al., 2012; Ilie & Hickel, 2011b). O tipo de aparelho fotopolimerizador utilizado também pode influenciar a profundidade de polimerização de um determinado compósito, pois a taxa de conversão de monômero a polímero está diretamente relacionada com a intensidade, comprimento de onda e tempo de irradiação do aparelho (Anusavice et al., 2013).

É de extrema importância verificar a exatidão da profundidade de polimerização das novas resinas compostas *bulk fill*, pois uma polimerização incorreta pode provocar reações biológicas adversas, assim como a redução das suas propriedades mecânicas (Flury et al., 2012).

Neste presente estudo, foi avaliada a profundidade de polimerização de três resinas compostas *bulk fill* fotopolimerizáveis: Filtek™ Bulk Fill (3M), SonicFill™ 2 (Kerr) e extra fil (VOCO); uma resina composta *bulk fill* de dupla-polimerização: Fill-Up!™ (Coltene) e uma resina composta tradicional microhíbrida: Filtek™ Z250 (3M). Todos os compósitos em estudo não necessitam de cobertura adicional. Esta profundidade de polimerização foi avaliada através de dois métodos distintos: o método de raspagem segundo a norma ISO 4049 (ISO 4049, 2009), e o método da determinação da variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base. Estes são descritos como métodos simples e económicos para a avaliação da profundidade de polimerização de um determinado material (Flury et al., 2012; Moore et al., 2008). As amostras foram fotopolimerizadas com um aparelho LED de alta intensidade, Elipar™ DeepCure-S (3M), de acordo com os tempos recomendados pelos fabricantes para a superfície oclusal. Todas as amostras confeccionadas não alisadas de imediato (0 horas), foram armazenadas em água destilada numa estufa a 37 °C.

Devido às suas já conhecidas ótimas propriedades mecânicas, o compósito Filtek™ Z250 (3M) é frequentemente usado em diversos estudos como material de comparação (Lien & Vandewalle, 2010), por isso decidimos incorporá-lo no presente estudo como grupo de controlo.

Para o teste de profundidade de polimerização, realizado segundo a norma ISO 4049 (ISO 4049, 2009), a resina composta Filtek™ Z250 (3M) atingiu um valor médio de 2.98 mm, sendo este valor significativamente mais elevado do que os 2,5 mm indicados pelo

fabricante. Um estudo de Ceballos et al. (2009) também comprova a eficácia deste compósito relativamente à sua profundidade de polimerização. Dos compósitos *bulk fill* fotopolimerizáveis em estudo apenas um deles atingiu o valor de profundidade de polimerização indicado pelo fabricante, sendo este o Filtek™ Bulk Fill (3M), atingindo um valor médio de 4,02mm, significativamente mais elevado que o indicado pelo fabricante de 4mm.

Comparando os resultados obtidos por Garoushi, Säilynoja, Vallittu e Lassila (2013), para a profundidade de polimerização de Filtek™ Bulk Fill (3M), foi obtido um valor igualmente superior aos 4mm recomendados pelo fabricante. O sucesso obtido para esta resina composta poderá dever-se à incorporação de monómeros inovadores de metacrilato, como o 1,12 dodecano dimetacrilato (DDDMA), que confere a este material restaurador baixa viscosidade, assim como uma aceleração do processo de polimerização e baixa contração de polimerização.

As restantes resinas compostas fotopolimerizáveis ficaram muito aquém dos valores desejados. O compósito SonicFill™ 2 (Kerr), o único de ativação sónica em estudo, obteve uma profundidade média de polimerização de 3,15mm, significativamente menor do que os 5mm indicados pelo fabricante, assim como o compósito x-tra fil (VOCO) que obteve um valor de 3.69mm, significativamente menor que os 4mm indicados pelo fabricante.

Os dados obtidos neste estudo para SonicFill™ 2 (Kerr) estão em conformidade com um estudo realizado por Garoushi et al. (2013), em que estes avaliaram a profundidade de polimerização do compósito SonicFill™ (Kerr), também segundo o método ISO 4049.

Noutro estudo, Benetti, Havndrup-Pedersen, Honoré, Pedersen e Pallesen (2014) avaliaram a profundidade de polimerização de vários compósitos *bulk fill* segundo o método ISO 4049 e obtiveram uma profundidade de polimerização para SonicFill™ (Kerr), um pouco superior ao valor obtido no presente estudo, sendo que uma possível explicação poderá passar por um tempo de exposição de luz mais elevado. Contudo ambos os estudos demonstram uma ineficácia de profundidade de polimerização, relativamente aos valores indicados pelo fabricante.

Até à data não foram encontrados estudos acerca da profundidade de polimerização da resina composta x-tra fil (VOCO), não sendo possível a sua comparação.

Uma possível explicação para a divergência de resultados obtidos nos três compósitos *bulk fill* fotopolimerizáveis em estudo, poderá ser o facto da resina composta Filtek™ Bulk Fill (3M) ter um maior tempo de fotopolimerização (20s) relativamente às

resinas compostas SonicFill™ 2 (Kerr) e x-tra fil (VOCO) (10s), tempos esses que estão de acordo com as indicações do fabricante, pois a qualidade da polimerização está intimamente relacionada com a intensidade e comprimento de onda do aparelho assim como do tempo de irradiação aplicado (Anusavice et al., 2013).

SonicFill™ 2 (Kerr) corresponde à resina composta *bulk fill* que apresentou piores resultados no presente estudo. Podemos associar tal facto à ausência do monómero UDMA e presença do monómero EBADMA na constituição da sua matriz orgânica. UDMA corresponde a um monómero de baixa viscosidade, atingindo valores maiores de conversão de polimerização (Ferracane, 2011) e uma maior reação de polimerização comparativamente ao monómero EBADMA e Bis-GMA (Dickens, Stansbury, Choi, & Floyd, 2003).

Para o compósito de dupla-polimerização Fill-Up!™ (Coltene), avaliou-se a profundidade polimerização com e sem emissão de uma luz LED, no decorrer do tempo, às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias. Visto que o fabricante indica uma profundidade de polimerização ilimitada, as amostras foram confeccionadas nos mesmos moldes da resina que admitia uma profundidade de polimerização mais elevada, SonicFill™ 2 (Kerr). É importante referir, que a análise das 0 horas, foi realizada após os 3 minutos de polimerização química indicada pelo fabricante. Todas as amostras deste material restaurador obtiveram uma profundidade de polimerização total, confirmando-se assim a polimerização indicada pelo fabricante.

Até à data não foi encontrado nenhum estudo sobre o compósito Fill-Up!™ (Coltene), mas comparando com uma investigação recente realizada por Vandewalker et al. (2016), onde foi avaliada a profundidade de polimerização também seguindo a norma ISO 4049 para 2 resinas compostas *bulk fill* de dupla-polimerização, foi igualmente obtida uma profundidade ilimitada. Estes autores também constataram que após a fotopolimerização é necessário esperar o tempo de polimerização química indicada pelo fabricante, para que se obtenha uma polimerização completa.

Após a realização deste teste, podemos observar que todas as resinas *bulk fill* em estudo apresentaram uma profundidade de polimerização mais elevada quando comparadas ao compósito de resina convencional.

As primeiras resinas *bulk fill* introduzidas no mercado apresentam uma consistência fluida, sendo indicadas apenas como bases cavitárias (Heymann et al., 2013).

A fluidez destes compósitos é possível com um aumento do teor de matriz resinosa e uma consequente diminuição das suas partículas de carga (Garcia et al., 2014). Esta

composição gera materiais com um módulo de elasticidade menor, com menores tensões internas durante a contração de polimerização (Agosta & Estafan, 2003), mas também com fracas propriedades mecânicas, como a dureza e a resistência ao desgaste. Por este motivo, todos eles necessitam de uma cobertura adicional com um compósito de propriedades mecânicas mais favoráveis, capazes de sustentar as forças mastigatórias (Heymann et al., 2013).

Neste estudo foram avaliadas as mais recentes resinas *bulk fill*, indicadas para serem aplicadas em bloco, todas elas sem necessidade de cobertura adicional. O teste de microdureza de *Vickers* realizado, serviu não só como método para análise da profundidade de polimerização topo/base, como para verificar a sua resistência à penetração e indentação, avaliando assim o seu desempenho durante as forças mastigatórias (Marovic et al., 2013).

Este teste, foi realizado às 0 horas, após 2 horas, 24 horas e 7 dias para as diversas resinas compostas, sendo que para o compósito de dupla-polimerização foi avaliado distintamente com e sem fotopolimerização. Todas as amostras foram confeccionadas com um diâmetro de 4mm e uma altura correspondente ao valor de profundidade de polimerização indicada pelo fabricante: 4mmx2mm para Filtek™ Z250 (3M); 4mmx4mm para Filtek™ Bulk Fill (3M) e x-tra fil (VOCO) e 4mmx5mm para SonicFill™ 2 (Kerr). Sendo que, o fabricante de Fill-Up!™ (Coltene) indica uma profundidade de polimerização ilimitada, os espécimes para este teste foram efetuados com as mesmas medidas do compósito fotopolimerizável SonicFill™ 2 (Kerr), por ser a resina composta fotopolimerizável em estudo que indica por parte do fabricante ter uma polimerização mais elevada.

Através deste teste, verificou-se que o compósito Filtek™ Z250 (3M), foi o material com o valor de microdureza mais elevado neste estudo, seguindo-se o compósito *bulk fill*, x-tra fil (VOCO).

Numa correlação entre os valores obtidos para estes dois compósitos, é possível observar que a partir das 24 horas os valores de microdureza entre eles são bastante semelhantes, não havendo diferenças estatisticamente significativas. Assim, podemos afirmar que o compósito *bulk fill* x-tra fil (VOCO), após as 24 horas, apresenta valores bastante favoráveis, praticamente iguais ao tradicional material de eleição usado nos consultórios dentários. O mesmo não foi observado num estudo de Abed, Sabry e Alrobeigy (2015), onde estes autores após as 24 horas obtiveram uma dureza superficial

bastante inferior, o que poderá ser explicado pela menor potência do aparelho LED fotopolimerizador utilizado.

De seguida, vem os restantes dois materiais *bulk fill* fotopolimerizáveis em estudo, SonicFill™ 2 (Kerr) e Filtek™ Bulk Fill (3M). Podemos verificar que após as 2 horas, o compósito Filtek™ Bulk Fill (3M) passa a ter valores de microdureza mais elevados que SonicFill™ 2 (Kerr).

Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37°, Ilie et al.(2013) obtiveram valores semelhantes tanto para SonicFill™ (Kerr), como para x-tra fil (VOCO).

Por último, com valores de microdureza mais baixos, apresenta-se a resina composta em estudo de dupla-polimerização, Fill-Up!™ (Coltene). Tal como mencionado em cima, este compósito foi testado com e sem aplicação de uma luz de energia externa LED. Verificou-se que, até às 24 horas, Fill-Up!™ (Coltene) com fotopolimerização apresentou valores estatisticamente significativos mais elevados do que as amostras polimerizadas apenas quimicamente. Aos 7 dias observa-se uma reversão nos resultados, sendo que as amostras sem fotopolimerização apresentaram valores médios mais elevados que as amostras com aplicação de uma energia de luz externa.

Tal como descrito por Tauböck et al. (2011), no presente estudo também se verificou que a longo prazo, na resina de dupla-polimerização, a aplicação de uma energia de luz externa não apresenta vantagens significativas nos valores de microdureza quando comparada à polimerização exclusivamente química.

O único valor comparativo de microdureza de *Vickers* para este compósito é o valor indicado pelo fabricante de 51 HV, porém, não indicando após a confeção da amostra a que horas esta foi analisada, ou que tipo de luz fotopolimerizadora foi aplicada.

Tal como no teste de profundidade de polimerização, um aumento dos valores de microdureza de *Vickers* pode ser explicado devido ao uso de uma lâmpada LED neste estudo, comparativamente a valores obtidos usando lâmpadas de halogéneo, pois vários estudos realizados *in vitro* a dentes naturais relatam melhores resultados de microdureza de *Vickers* obtidos com lâmpadas LED (Oberholzer et al., 2004).

A dureza de *Vickers* de um determinado material é influenciada por diversos fatores, tais como o tipo de fotopolimerizadora utilizado e o seu tempo de irradiação, a cor do próprio material, assim como a sua composição (Moore et al., 2008).

Com a realização deste teste, observou-se que as resinas compostas de dupla-polimerização apresentam valores de microdureza bastante inferiores comparativamente às resinas fotopolimerizáveis. Fill-Up!™ (Coltene), além de ser o único material de

dupla-polimerização em estudo, também é o que apresenta consistência consideravelmente mais fluida, podendo este fator também ser o responsável pelos seus menores valores de dureza mais baixos, sendo que estes materiais devido à sua composição apresentam menores propriedades mecânicas (Heymann et al., 2013).

Os dois materiais em estudo que apresentaram valores de microdureza mais elevados, Filtek™ Z250 (3M) e x-tra fil (VOCO), pertencem à classe dos microhíbridos. Assim, neste estudo, é possível observar que estes compósitos demonstraram adquirir valores de microdureza superiores aos nanohíbridos SonicFill™ 2 (Kerr) e Filtek™ Bulk Fill (3M). Rastelli et al. (2012) num estudo realizado sobre a influência do conteúdo das partículas inorgânicas nas diferentes propriedades dos materiais, também demonstraram que os materiais nanohíbridos apresentaram valores menores de microdureza comparativamente aos microhíbridos. Uma possível explicação para esta conclusão pode passar pelo facto dos materiais com partículas de carga nano, ao apresentarem um volume de área de superfície mais elevado, tendem a absorver mais água, havendo uma maior degradação da interface matriz orgânica/partículas de carga (Ilie & Hickel, 2011b).

Alguns autores afirmam que a dureza está diretamente relacionada com a quantidade de carga, ou seja, quanto maior for a quantidade de partículas inorgânicas por peso e volume num determinado compósito, mais dureza este terá (Kim et al., 2002; Kwon et al., 2006). Neste estudo verificamos tal afirmação com exceção do compósito Filtek™ Z250 (3M), que possui um conteúdo inorgânico de 60% por volume, sendo inferior ao x-tra fil (VOCO), que contém 70% por volume. Assim, para Filtek™ Z250 (3M), a sua maior dureza até às 24 horas não pode ser associada à sua maior percentagem de volume de carga inorgânica, tal como nos estudos realizados por Anfe et al. (2008) e Mandikos, McGivney, Davis, Bush e Carter (2001).

Outra característica observável neste estudo foi um aumento substancial dos valores de microdureza de *Vickers* até as 24 horas para todas as resinas compostas em estudo. Assim, uma possível abordagem para este facto, pode passar pela recomendação de mastigação de alimentos “mais duros” após 24 horas da finalização do tratamento restaurador.

Na literatura, inúmeros estudos definem a profundidade de polimerização através da medição de microdureza de *Vickers* no topo e na base, sendo que o valor diferencial entre eles terá de ser igual ou superior a 80% para se considerar uma correta polimerização (Flury et al., 2012; Garcia et al., 2014; Moore et al., 2008). Assim, decidimos realizar

também este teste e compará-lo com os valores obtidos para o teste de profundidade de polimerização.

Para o teste de variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base, utilizaram-se as amostras já confeccionadas para o teste de microdureza de *Vickers*, realizando apenas novas indentações na base destas. Os valores obtidos neste teste demonstraram estar em concordância com o teste de profundidade de polimerização segundo a norma ISO 4049. Somente a resina composta tradicional Filtek™ Z250 (3M); uma resina *bulk fill* fotopolimerizável, Filtek™ Bulk Fill (3M), e a resina de dupla-polimerização em estudo, Fill-Up!™ (Coltene), atingiram um valor de 80%, correspondendo a uma profundidade de polimerização adequada, tal como demonstrado no teste de profundidade de polimerização. Para todos os outros compósitos em estudo, a profundidade de polimerização recomendada pelo fabricante deve ser questionada.

Os valores obtidos neste estudo para SonicFill™ 2 (Kerr) estão em concordância com um estudo recente, onde também se observou aos 5mm de espessura um diferencial de microdureza Topo/Base bastante inferior a 80% (Garcia et al., 2014).

Num estudo recente, onde se avaliou a profundidade de polimerização para x-tra fil (VOCO) segundo a medição do diferencial de microdureza de *Vickers* Topo/Base Abed et al. (2015), não se obtiveram os mesmos resultados que o presente estudo, concluindo que este material obtinha um diferencial de microdureza de *Vickers* T/B superior a 80%. Contudo, é de referir que este mesmo compósito não apresentou uma profundidade de polimerização adequada, segundo o método ISO 4049, tendo que ser questionada a indicação dada pelo fabricante.

Um dos objetivos do presente estudo foi avaliar e comparar a profundidade de polimerização segundo o método ISO 4049 e o método de variação de microdureza de *Vickers* Topo/Base. Os valores obtidos demonstraram que há correlação entre estes dois.

Na literatura, é descrito que o método proposto pela ISO 4049 (Flury et al., 2012; Moore et al., 2008), assim como o método de medição de microdureza de *Vickers* (Leprince et al., 2012), tendem a superestimar os valores reais de profundidade de polimerização. Assim sendo, é surpreendente que as resinas SonicFill™ 2 (Kerr) e x-tra fil (VOCO) não tenham obtido um melhor desempenho no presente estudo.

Devido aos dados ainda muito limitados destes materiais, mais estudos laboratoriais são necessários para avaliar o desempenho destas novas resinas compostas a longo prazo, antes de serem recomendadas para uso geral, tendo em conta que a procura de materiais economizadores de tempo não pode interferir nas suas propriedades mecânicas.

VII. Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo e de acordo com os dados obtidos nesta investigação é possível concluir que:

- As resinas compostas *bulk fill* Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha) e Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça) atingiram uma profundidade de polimerização de acordo com os valores indicados pelo fabricante;
- As resinas compostas *bulk fill* SonicFill™ 2 (Kerr, California, USA) e x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) não atingiram uma profundidade de polimerização de acordo com os valores indicados pelo fabricante;
- A profundidade de polimerização da resina composta *bulk fill* de dupla polimerização Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça) não se altera com o decorrer do tempo, correspondendo ao valor indicado pelo fabricante;
- x-tra fil (VOCO) corresponde à resina *bulk fill* com valores mais elevados de microdureza;
- Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça), com e sem fotopolimerização, corresponde à resina *bulk fill* com valores mais baixos de microdureza;
- Todas as resinas compostas *bulk fill*, entre as 0h e as 24h, apresentam um aumento substancial de valores de microdureza;

Analisando os dados obtidos, a primeira premissa da H0, relativamente a profundidade de polimerização, segundo a norma ISO 4049, deve ser aceite para as seguintes resinas compostas *bulk fill*:

- Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA) não apresenta diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante;
- Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha) não apresenta diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante;
- Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça) não apresenta diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante.

E rejeitada para as seguintes resinas compostas *bulk fill*:

- SonicFill™ 2 (Kerr, California, USA) apresenta diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante;
- x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) apresentam diferenças na profundidade de polimerização relativamente aos valores indicados pelo fabricante.

A segunda premissa da H0 deve ser aceite, uma vez que a profundidade de polimerização da resina composta *bulk fill* de dupla polimerização não se altera com o decorrer do tempo.

A terceira premissa da H0 deve ser rejeitada, uma vez que as resinas compostas *bulk fill* apresentam alterações de microdureza com o decorrer do tempo.

A quarta premissa da H0, relativamente a variação de microdureza topo/base, deve ser aceite para as seguintes resinas compostas *bulk fill*:

- Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA) apresenta uma variação de microdureza topo/base superior a 80%, podendo assim considerar-se que houve uma correta polimerização;
- Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha) apresenta uma variação de microdureza topo/base superior a 80%, podendo assim considerar-se que houve uma correta polimerização;
- Fill-Up!™ (Coltene, Altstätten, Suíça) apresenta uma variação de microdureza topo/base superior a 80%, podendo assim considerar-se que houve uma correta polimerização.

E rejeitada para as seguintes resinas compostas *bulk fill*:

- SonicFill™ 2 (Kerr, California, USA) apresenta uma variação de microdureza topo/base inferior a 80%, podendo assim considerar-se que houve uma incorreta polimerização;
- x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) apresenta uma variação de microdureza topo/base inferior a 80%, podendo assim considerar-se que houve uma incorreta polimerização.

Perspetivas Futuras

Ao longo destes últimos anos, temos vindo a observar a introdução de novas resinas compostas no mercado, por diversos fabricantes, na tentativa de simplificar os procedimentos restauradores e diminuir o tempo de cadeira. Atualmente, com a evolução destes materiais, é possível restaurar uma cavidade num único passo, deixando de lado a técnica tradicional incremental. No entanto, o sucesso clínico destes novos compósitos ainda não está comprovado a longo prazo, não existindo literatura suficiente sobre cada um deles, dada a sua recém-chegada ao mercado. São necessários mais estudos que abordem as várias propriedades destes materiais, de forma a assegurar a qualidade do tratamento e a sua longevidade.

VIII. Bibliografia

- Abed, Y. A., Sabry, H. A., & Alrobeigy, N. A. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71–80. <http://doi.org/10.1016/j.tdj.2015.01.003>
- Agosta, C., & Estafan, D. (2003). Eliminating microleakage from the composite resin system. *General Dentistry*.
- Aksornmuang, J., Nakajima, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2007). Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dental Materials*, 23(2), 226–234. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.014>
- Anfe, T. E. D. A., Caneppele, T. M. F., Agra, C. M., & Vieira, G. F. (2008). Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Brazilian Oral Research*, 22(4), 358–363. <http://doi.org/10.1590/S1806-83242008000400013>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. (ELSEVIER, Ed.) (12th ed.). USA.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, a. (1998). Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 14(January), 51–56. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(98\)00009-8](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(98)00009-8)
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, a. (2001). Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *Journal of Dental Research*, 80, 1570–1573. <http://doi.org/10.1177/00220345010800061801>
- Benetti, A., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M., & Pallesen, U. (2014). Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Operative Dentistry*, 1–11. <http://doi.org/10.2341/13-324-L>
- Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., & Wilson, B. M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Operative Dentistry*, 29(6), 698–704.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15646227>

Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-inforced polymer for dental restoration. *Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57–64. <http://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

Carvalho, R. M., Pereira, J. C., Yoshiyama, M., & Pashley, D. H. (1996). A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*, 21(1), 17–24. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8957911>

Ceballos, L., Fuentes, M. V., Tafalla, H., Martínez, Á., Flores, J., & Rodríguez, J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 14(1), 3–8.

Chen, M. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–560. <http://doi.org/10.1177/0022034510363765>

Davidson, C. L., de Gee, A. J., & Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research*, 63(12), 1396–9. <http://doi.org/10.1177/00220345840630121101>

DeWald, J. P., & Ferracane, J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727–730. <http://doi.org/10.1177/00220345870660030401>

Dickens, S. H., Stansbury, J. W., Choi, K. M., & Floyd, C. J. E. (2003). Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. *Macromolecules*, 36(16), 6043–6053. <http://doi.org/10.1021/ma021675k>

Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*, 1(1), 11–14. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(85\)80058-0](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(85)80058-0)

Ferracane, J. L. (2008). Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Operative Dentistry*, 33(3), 247–257. <http://doi.org/10.2341/07-BL2>

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental Materials : Official*

- Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 29–38.
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., & Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials*, 28(5), 521–528. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.002>
- Flury, S., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 30(10), 1104–1112. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.001>
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441–8. <http://doi.org/10.2341/12-484-L>
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8), 835–841. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016>
- Goldberg, M. (2008). In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: A review. *Clinical Oral Investigations*. <http://doi.org/10.1007/s00784-007-0162-8>
- Gonçalves, F., & Pfeifer, C. (2008). Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *Journal of Dental ...*, 87(4), 367–371.
<http://doi.org/10.1177/154405910808700404>
- Hadis, M., Leprince, J. G., Shortall, A. C., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. M. (2011). High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *Journal of Dentistry*, 39(8), 549–557.
<http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.05.007>
- Heymann, H. O., Swift Jr., E. J., & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (Elsevier, Ed.) (6ed ed.).
- Hosseinalipour, M., Javadpour, J., Rezaie, H., Dadras, T., & Hayati, A. N. (2010). Investigation of mechanical properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA dental

- composite resins containing various mass fractions of silica nanoparticles. *Journal of Prosthodontics*, 19(2), 112–117. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00530.x>
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618–25. <http://doi.org/10.2341/12-395-L>
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011a). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dental Materials*, 27(4), 348–355. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.014>
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011b). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 59–66. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
- ISO-4049. (2009). *ISO 4049 Dentistry: Polymer- Based Restorative Materials*. (Geneve:International Organization for Standardization, Ed.) (4th ed.).
- Itoh, K., Yanagawa, T., & Wakumoto, S. (1986). Effect of composition and curing type of composite on adaptation to dentin cavity wall. *Dental Materials Journal*, 5(220), 260–266.
- Jandt, K. ., Mills, R. ., Blackwell, G. ., & Ashworth, S. . (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*, 16(1), 41–47. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00083-4](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00083-4)
- Kim, K. H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642–649. <http://doi.org/10.1067/mpr.2002.125179>
- Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2005). Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials*, 21(12), 1150–1157. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.004>
- Krifka, S., Seidenader, C., Hiller, K. A., Schmalz, G., & Schweikl, H. (2012). Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells. *Clinical*

- Oral Investigations*, 16(1), 215–224. <http://doi.org/10.1007/s00784-010-0508-5>
- Kwon, Y. H., Jeon, G. H., Jang, C. M., Seol, H. J., & Kim, H. Il. (2006). Evaluation of polymerization of light-curing hybrid composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 76(1), 106–113. <http://doi.org/10.1002/jbm.b.30333>
- La torre, G., Marigo, L., Pascarella, G. A., & Rumi, G. (2003). Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. *Minerva Stomatol.*, (5), 193–200.
- Lee, Y. K., Lu, H., & Powers, J. M. (2005). Measurement of opalescence of resin composites. *Dental Materials*, 21(11), 1068–1074. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.015>
- Leprince, J. G., Leveque, P., Nysten, B., Gallez, B., Devaux, J., & Leloup, G. (2012). New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dental Materials*, 28(5), 512–520. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2011.12.004>
- LeSage, B. P. (2007). Aesthetic Anterior Composite Restorations: A Guide to Direct Placement. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 359–378. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.001>
- Lien, W., & Vandewalle, K. S. (2010). Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(4), 337–44. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.12.004>
- Lloyd, C. H., Scrimgeour, S. N., Chudek, J. A., Mackay, R. L., Hunter, G., Pananakis, D., & Abel, E. W. (1994). Determination of the depth of cure for VLC composites by nuclear magnetic resonance microimaging. *Dental Materials*, 10(2), 128–133. [http://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90053-1](http://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90053-1)
- Mandikos, M. N., McGivney, G. P., Davis, E., Bush, P. J., & Carter, J. M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 386–395. <http://doi.org/10.1067/mpr.2001.114267>
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties

- of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 353–361.
- Marovic, D., Panduric, V., Tarle, Z., Ristic, M., Sariri, K., Demoli, N., ... Prskalo, K. (2013). Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. In *Journal of Molecular Structure* (Vol. 1044, pp. 299–302). <http://doi.org/10.1016/j.molstruc.2012.10.062>
- Moore, B. K., Platt, J. a, Borges, G., Chu, T.-M. G., & Katsilieri, I. (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative Dentistry*, 33(4), 408–412. <http://doi.org/10.2341/07-104>
- Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., & Fleming, G. J. P. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry*, 40(6), 500–505. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.015>
- Moraes, R. R., Gonçalves, L. D. S., Lancellotti, A. C., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., & Sinhoreti, M. A. (2009). Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or Traditional Microhybrid Resins? *Operative Dentistry*, 34(5), 551–557. <http://doi.org/10.2341/08-043-L>
- Moszner, N., Fischer, U. K., Angermann, J., & Rheinberger, V. (2008). A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dental Materials*, 24(5), 694–699. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.07.001>
- Oberholzer, T. G., Schünemann, M., & Kidd, M. (2004). Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. *International Dental Journal*, 54(1), 15–20. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15005468>
- Oliveira, L. C. A., Duarte, S., Araujo, C. A., & Abrahão, A. (2010). Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dental Materials*, 26(3), 159–169. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.076>
- Patricio, S., Capenakas, G., & Hanashiro, F. S. (2008). Degree of polymerization with

- LED and halogen light, 26(1), 95–104.
- Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>
- Petersen, P. E., & Lennon, M. A. (2004). Effective use of fluorides for the prevention of dental caries in the 21st century: The WHO approach. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0528.2004.00175.x>
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97–116. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>
- Pianelli, C., Devaux, J., Bebelman, S., & Leloup, G. (1999). The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 48(5), 675–681. [http://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(1999\)48:5<675::AID-JBM11>3.0.CO;2-P](http://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(1999)48:5<675::AID-JBM11>3.0.CO;2-P)
- Pilo, R., Oelgiesser, D., & Cardash, H. S. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of Dentistry*, 27(3), 235–241. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00052-9](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00052-9)
- Primus, C. M., Chu, C. C. Y., Shelby, J. E., Buldrini, E., & Heckle, C. E. (2002). Opalescence of dental porcelain enamels. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 33(6), 439–49. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12073725>
- Rastelli, A. N. S., Jacomassi, D. P., Faloni, A. P. S., Queiroz, T. P., Rojas, S. S., Bernardi, M. I. B., ... Hernandez, A. C. (2012). The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microscopy Research and Technique*, 75(6), 758–765. <http://doi.org/10.1002/jemt.21122>
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., & Peters, M. C. R. B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, 20(3), 183–188. [http://doi.org/10.1016/0300-5712\(92\)90136-Z](http://doi.org/10.1016/0300-5712(92)90136-Z)
- Santerre, J. P., Shajii, L., & Leung, B. W. (2001). Relation of dental composite

- formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 12(2), 136–151. <http://doi.org/10.1177/10454411010120020401>
- Shortall, a C., Palin, W. M., & Burtscher, P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of Dental Research*, 87(1), 84–88. <http://doi.org/10.1177/154405910808700115>
- Silikas, N., Eliades, G., & Watts, D. C. (2000). Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(4), 292–296. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00020-8](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00020-8)
- Spinell, T., Schedle, A., & Watts, D. C. (2009). Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dental Materials*, 25(8), 1058–1066. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.04.008>
- Summitt, J. B., Robbins, J. W., Hilton, T. J., & Schwartz, R. S. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry, a Contemporary Approach* (3rd ed.). Chicago: Quintessence Publishing.
- Tarle, Z., Meniga, a, Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., & Davidson, C. L. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(6), 436–42. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00258.x>
- Tauböck, T. T., Buchalla, W., Hildebrand, U., Roos, M., Krejci, I., & Attin, T. (2011). Influence of the interaction of light- and self-polymerization on subsurface hardening of a dual-cured core build-up resin composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(1), 41–7. <http://doi.org/10.3109/00016357.2010.517559>
- Tsai, P. C. L., Meyers, I. A., & Walsh, L. J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*, 20(4), 364–369. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00130-1](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00130-1)
- Vandewalker, J., Casey, J., Lincoln, T., & Vandewalle, K. (2016). Properties of dual-

- cure, bulk-fill composite resin restorative materials. *General Dentistry*, (3), 68–73.
- Weinmann, W., Thalacker, C., & Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. In *Dental Materials* (Vol. 21, pp. 68–74). <http://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.007>
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift Für Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia / SSO*, 120(11), 972–86. <http://doi.org/smfz-2010-11-30> [pii]

ANEXOS

Anexo 1 - Ficha de Dados de Segurança dos diversos compósitos em estudo (*Material Safety Data Sheet*)

- Filtek™ Z250 (3M, Minnesota, USA) disponível em:
http://multimedia.3m.com/mws/mediawebservlet?mwsId=SSSSSuUn_zu8l00xMY_vOx_eOv70k17zHvu9lxtD7SSSSSS--
- Filtek™ Bulk Fill (3M, Neuss, Alemanha) disponível em:
<http://multimedia.3m.com/mws/media/982238O/msds-3m-espe-filtek-bulk-fill-posterior-restorative.pdf?fn=70201098616.pdf>
- SonicFill™ 2 (Kerr, Califórnia, USA) disponível em:
<https://www.kerrdental.com/kerr-restoratives/sonicfill-2-single-fill-composite-system#docs>
- x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) disponível em:
http://www.voco.com/en/product/x_tra_fil/sdb-x-tra-fil-E.pdf
- Fill-Up!™ (Coltene, Altstatten, Suíça) disponível em:
http://sds.coltene.com/portal/data/1b67350f/0/PT-PT/Fill-Up!_2_P-pt.pdf