



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

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **DIFERENÇAS NA MICRODUREZA VICKERS DE MATERIAIS DE NÚCLEO E DE UMA RESINA COMPOSTA CONVENCIONAL – MITO OU REALIDADE?**

Trabalho submetido por

**Susana Matias Ferreira da Silva**

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2014





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

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **DIFERENÇAS NA MICRODUREZA VICKERS DE MATERIAIS DE NÚCLEO E DE UMA RESINA COMPOSTA CONVENCIONAL – MITO OU REALIDADE?**

Trabalho submetido por

**Susana Matias Ferreira da Silva**

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

**Prof. Doutor Pedro de Melo e Moura**

Setembro de 2014



Saudade é solidão acompanhada,  
é quando o amor ainda não foi embora,  
mas o amado já...

Saudade é amar um passado que ainda não passou,  
é recusar um presente que nos machuca,  
é não ver o futuro que nos convida...

Saudade é sentir que existe o que não existe mais...

Saudade é o inferno dos que perderam,  
é a dor dos que ficaram para trás,  
é o gosto de morte na boca dos que continuam...

[...]

Pablo Neruda

Dedico este trabalho,

Ao meu Pai, por fazer parte de todas as minhas horas. Por tanto ter desejado ver-me  
atingir este passo. Por todas as palavras tranquilas que me disse nos momentos de maior  
pressão, por todos os ensinamentos.  
Porque vai ser sempre lembrado com saudade.

À minha Mãe, por todo o amor, toda a força e por ser sempre o empurrão que preciso.

Ao meu Irmão, pelos “puxões de orelhas” que recebi a longas distâncias e que me  
fizeram seguir sempre o caminho certo.



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Doutor Pedro Melo e Moura, o meu agradecimento por todo o apoio, pela disponibilidade e por toda a orientação dada na realização deste trabalho.

Ao Professor Doutor Mário Polido pela disponibilidade e prontidão no apoio e acesso ao Laboratório de Biomateriais do ISCSEM.

Aos meus pais e irmão por todo o amor incondicional, apoio e incentivo, sem eles nada disto teria sido possível.



## RESUMO

**Objetivos:** Avaliação *in-vitro* da microdureza de superfície de materiais fabricados especificamente para preenchimento ou reconstrução de núcleos para prótese fixa e de uma resina *bulk fill*.

Comparar a microdureza de superfície de materiais de núcleo: Rebuilda® DC VOCO (cor Dentina), LuxaCore Z DMG (cor A3) e Core-Flo™ DC BISCO (cor Natural); a microdureza de superfície de uma resina composta convencional: Filtek™ Z250 3M ESPE (cor A3); e de uma resina *bulk fill*: Filtek™ Bulk Fill 3M ESPE (cor A3).

**Materiais e Métodos:** Confeção de n=15 discos (10mm × 2mm) de cada um dos materiais para a realização do Teste de Microdureza de Vickers.

As amostras foram polimerizadas com aparelho de luz halogénea seguindo as instruções do fabricante. A propriedade de microdureza de superfície foi avaliada com um indentador de Vickers, tendo sido efectuadas cinco indentações na superfície polimerizada de cada disco.

Utilizaram-se os testes paramétricos nomeadamente o teste t de Student para amostras independentes e a Anova One-Way.

O pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de Shapiro-Wilk e teste de Levene.

**Resultados:** Os resultados do teste de microdureza de superfície demonstraram que existem diferenças significativas nos valores de microdureza entre os materiais, sendo que o material *Filtek Bulk Fill* apresenta o valor mais baixo e o *Filtek Z250* apresenta o valor mais elevado (37,20 vs 94,37), ( $p = ,000$ ).

**Conclusão:** Os resultados deste estudo, no que respeita a microdureza, apontam para a não existência de vantagem na utilização de um material específico para reconstrução de núcleo ao invés de uma resina composta convencional.

**Palavras-chave:** Microdureza, microdureza de Vickers, reconstrução de núcleo, resina composta



## ABSTRACT

**Objectives:** *In-vitro* evaluation of surface microhardness of specifically manufactured materials for core build up in fixed prosthodontics and a *bulk fill* material.

To compare the surface microhardness of core materials: Rebuilda® DC VOCO (Dentin color), LuxaCore Z DMG (shade A3) and Core-Flo™ DC BISCO (Natural color); the surface microhardness of a conventional resin composite: Filtek™ Z250 3M ESPE (shade A3); and a bulk fill resin: Filtek™ Bulk Fill 3M ESPE (shade A3).

**Materials and Methods:** Preparation of n=15 disks (10mm × 2mm) of each material, for carrying out the Vickers microhardness test.

Samples were light curing following the manufacturer's instructions. The property of surface microhardness was measured with a Vickers indenter, in which five indentations were made on the cured surface of each disk.

Parametric tests were used, including the t Student test and the One-Way ANOVA.

The assumption of normality of distribution and homogeneity of variance were analyzed with both the Shapiro-Wilk and Levene's test.

**Results:** The results of the surface microhardness test showed that there are significant differences in microhardness values among the materials, revealing the *Filtek Bulk Fill* the lowest value and the *Filtek Z250* the highest value (37,20 vs 94,37), ( $p = ,000$ ).

**Conclusion:** The results of this study indicate that, in what concerns microhardness, there seems to have no advantages in using a material especially formulated to use as a core material instead of a conventional composite resin.

**Key-words:** Microhardness, Vickers hardness, core build up, composite resin



## ÍNDICE GERAL

<b>I. INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>II. DESENVOLVIMENTO</b> .....	23
2.1. RECONSTRUÇÃO DE NÚCLEO.....	23
2.1.1. Materiais disponíveis para reconstrução de núcleo.....	25
2.1.2. Composição dos materiais à base de resina para reconstrução de núcleo.....	26
2.2. RESINA COMPOSTA.....	29
2.3. RESINAS BULK FILL.....	31
2.4. PROPRIEDADES DOS MATERIAIS.....	32
2.4.1. Propriedades Mecânicas.....	33
2.4.1.1. Dureza.....	34
2.4.1.2. Testes de dureza.....	35
2.4.1.2.1. Teste de Microdureza de Vickers.....	36
<b>III. OBJECTIVOS DO ESTUDO</b> .....	39
3.1. HIPÓTESES DE ESTUDO.....	39
<b>IV. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	40
4.1. CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO.....	40
4.2. LOCAL DE ESTUDO.....	40
4.3. SELECÇÃO DA AMOSTRA.....	40
4.4. MATERIAIS UTILIZADOS.....	42
4.5. CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS.....	46
4.6. TESTE DE MICRODUREZA DE VICKERS.....	48
<b>V. RESULTADOS</b> .....	49
5.1. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	49
5.2. ANÁLISE DE RESULTADOS.....	50
<b>VI. DISCUSSÃO</b> .....	53
<b>VII. CONCLUSÃO</b> .....	60
<b>VIII. BIBLIOGRAFIA</b> .....	61
<b>ANEXOS</b>	



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Representação de um plano de tratamento num dente com grande destruição coronária: tratamento endodôntico, colocação de espigão, reconstrução de núcleo e coroa.....	17
<b>Figura 2</b> – Ilustração da reconstrução de núcleo.....	19
<b>Figura 3</b> – Ilustração da indentação produzida pelo teste de microdureza de Vickers.....	37
<b>Figura 4</b> – Fotopolimerizador “Optilux 501” (Kerr – Middleton, USA).....	42
<b>Figura 5</b> – Radiómetro “Curing Radiometer Model 100” (Demetron Research Corporation – Danbury, USA).....	43
<b>Figura 6</b> – Indentador “Vickers Hardness Tester” (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japan).....	43
<b>Figura 7</b> – Matriz metálica com cinco orifícios em forma de disco com 10mm de diâmetro e 2mm de espessura.....	44
<b>Figura 8</b> – Filtek™ Z250 A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).....	44
<b>Figura 9</b> – Filtek™ Bulk Fill A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).....	44
<b>Figura 10</b> – Rebilda® DC Dentina (VOCO – Cuxhaven, Germany) .....	45
<b>Figura 11</b> – LuxaCore Z A3 (DMG – Hamburg, Germany) .....	45
<b>Figura 12</b> – Core-Flo™ DC Natural (Bisco – Illinois, USA) .....	45
<b>Figura 13</b> – Imagem recolhida durante a incrementação dos discos.....	46
<b>Figura 14</b> – Imagem recolhida durante a fotopolimerização dos discos .....	47
<b>Figura 15</b> – Disco de Filtek™ Z250 A3 (3M ESPE – Minnesota, USA) .....	47
<b>Figura 16</b> – Disco Filtek™ Bulk Fill A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).....	47
<b>Figura 17</b> – Disco de Rebilda® DC Dentina (VOCO – Cuxhaven, Germany).....	47
<b>Figura 18</b> – Disco LuxaCore Z A3 (DMG – Hamburg, Germany).....	47
<b>Figura 19</b> – Disco Core-Flo™ DC Natural (Bisco – Illinois, USA).....	48
<b>Figura 20</b> – Teste de microdureza de Vickers.....	48
<b>Figura 21</b> – Imagem ao microscópio de uma superfície indentada.....	49

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Propriedade desejáveis a um material de reconstrução de núcleo.....	24
<b>Tabela 2</b> – Composição dos materiais estudados (informação fornecida pelos fabricantes).....	41
<b>Tabela 3</b> – Testes de normalidade.....	50
<b>Tabela 4</b> – Anova.....	51
<b>Tabela 5</b> – Teste de Tukey.....	51
<b>Tabela 6</b> – Relação entre a microdureza de Vickers (VHN) e a composição dos materiais.....	56

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

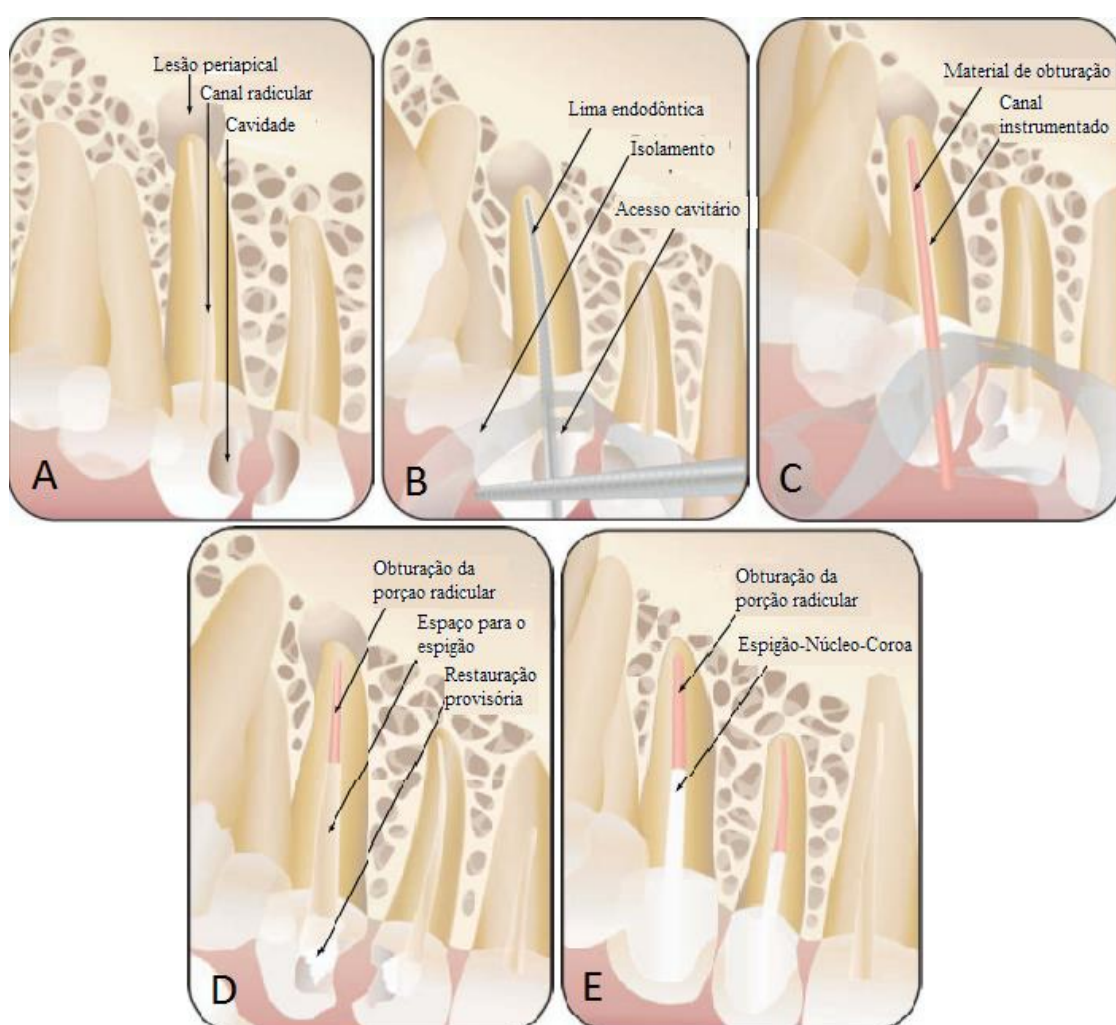
<b>Gráfico 1</b> – Boxplot.....	50
<b>Gráfico 2</b> – Microdureza.....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS

ADA	Associação Dentária Americana
Mpa	Megapascal
UV	Radiação Ultravioleta
bis-GMA	Bisfenol Glicidil Metacrilato
TEGDMA	Trietilenoglicol Dimetacrilato
UDMA	Uretano Dimetacrilato
EGDMA	Etilenoglicol Dimetacrilato
bis-EMA	Bisfenol Etil Metacrilato
HV ou VHN	Vickers Hardness Number
ISCSEM	Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz
N	Newton
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

## I. INTRODUÇÃO

O tratamento de um dente com grande perda de estrutura coronária pode passar por uma restauração directa ou em casos mais complexos, pode envolver tratamento endodôntico, sendo posteriormente necessária uma restauração indirecta, ou até mesmo a colocação de espigão intra-radicular e reconstrução de núcleo para posterior cimentação de uma coroa (Craig & Powers, 2002; Gonzaga, Campos & Baratto-Filho, 2011) (Figura 1).



**Figura 1** – Representação de um plano de tratamento num dente com grande destruição coronária: tratamento endodôntico, colocação de espigão, reconstrução de núcleo e coroa (Adaptado de: Hargreaves & Cohen, 2011).

O procedimento clínico, bem como os materiais a utilizar na restauração de dentes com tratamento endodôntico, varia de acordo com a quantidade de estrutura dentária remanescente. Esse será o aspecto mais relevante para um prognóstico a longo-prazo (Hargreaves & Cohen, 2011).

Esta decisão também deve ter em conta a avaliação da posição anatômica do dente, a carga funcional que receberá e a necessidade estética subjacente ao mesmo (Makade, Meshram, Warhadpande & Patil, 2011).

Segundo Hargreaves & Cohen (2011), se a perda de estrutura for relativamente pequena uma restauração directa em resina composta pode ser feita, mesmo num dente endodonciado, no entanto, em casos onde já existe uma grande perda de estrutura dentária a restauração com coroa sobre a reconstrução de núcleo e um espigão é uma abordagem tradicional.

Actualmente, tanto o tratamento endodôntico como o restaurador, avançaram significativamente num caminho mais conservador, tendo sido desenvolvidas novas técnicas e materiais, como a utilização de restaurações adesivas com total recobrimento cuspídeo, os chamados *overlays* (Scotti *et al.*, 2011).

No entanto, a reconstrução de núcleo e colocação de coroa continua, hoje em dia, a ser realizada e defendida por variados autores. Um estudo realizado por Makade, Meshram, Warhadpande & Patil (2011), defende que a solução ideal para restaurar um dente enfraquecido e endodonticamente tratado será a colocação de um espigão e reconstrução de núcleo.

Quando a escolha é uma coroa total é frequentemente necessária a colocação de um espigão no canal da raiz de forma a ancorar a reconstrução de núcleo e, por sua vez, a coroa (Walmsley *et al.*, 2002; Hargreaves & Cohen, 2011).

O uso de espigão está indicado quando há fragilidade coronária, resultante da preparação de acesso e da preparação para a coroa. Os espigões também estão indicados em situações de grande destruição coronária e em que não existe o efeito férula, isto é, quando o tecido dentário remanescente na parte cervical do dente não for capaz de providenciar suporte e retenção adequada; nestes casos é necessário recorrer à colocação de um espigão adicional para dar resistência e retenção ao núcleo (Faria, Rodrigues, de Almeida Antunes, de Mattos, & Ribeiro, 2011) (Figura 2).



**Figura 2** – Ilustração da reconstrução de núcleo (Adaptado de: Hargreaves & Cohen, 2011)

Um papel adicional do espigão e da reconstrução é proteger as margens da coroa de se deformarem sob função e assim, prevenir a sua fractura. A aplicação de um espigão influencia também, positivamente, o tratamento endodôntico selando o canal (Hargreaves & Cohen, 2011) e protegendo a raiz por dissipação e distribuição das cargas oclusais ao longo da estrutura dentária remanescente (Makade *et al.*, 2011; Mosharraf & Yazdi, 2012) contudo, o espigão pode ser responsável por fracturas não restauráveis da raiz (Mccomb, 2008).

Presentemente, é recomendado o uso de um espigão fibra de vidro quando há ausência de dentina coronária, devido às suas propriedades, como o módulo de elasticidade semelhante à dentina, diminuindo o risco de fractura radicular e facilitando o recurso a sistemas adesivos (Mauricio & Reis, 2014).

No entanto, nos dias de hoje esta solução apresenta controvérsia e são vários os autores que argumentam que, com o uso comprovado de técnicas adesivas e o melhor comportamento biomecânico dos materiais restauradores a necessidade de usar espigões e coroas para reabilitar dentes com tratamento endodôntico é questionável (Mauricio & Reis, 2014). Outros estudos vêm pôr em causa o benefício dos espigões fibra de vidro, questionando o aumento da resistência à fractura (Sorrentino, Salameh, Zarone, Tay & Ferrari, 2007; Mauricio & Reis, 2014).

Um estudo levado a cabo por Sorrentino *et al.* (2007) alega que a fractura de um dente com um espigão fibra de vidro é mais facilmente restaurável; pelo contrário, dentes apenas com restauração a resina composta podem causar fracturas catastróficas da raiz que conduzem à sua extracção.

Makade *et al.* (2011) mostrou que dentes com tratamento endodôntico e sem o sistema espigão-reconstrução de núcleo apresentam menor resistência à fractura, demonstrando necessidade de reforçar o dente; mostrou também que dentes restaurados com espigões metálicos e reconstrução a resina apresentam maior resistência à fractura que outros sistemas de espigões; no entanto, todos os dentes restaurados com espigões fibra de vidro mostraram fracturas recuperáveis e capazes de tornar o dente mais receptivo ao retratamento. Segundo este mesmo estudo, o tipo de material do espigão afecta a distribuição das tensões. É mais favorável quando duas substâncias têm módulo de elasticidade equivalente ou próximo. Assim, considerando que o módulo de elasticidade para a dentina é de 20.000 Mpa e o espigão de fibra de vidro é de 54.000 Mpa, este seria considerado um espigão mais favorável em termos de distribuição de *stress* quando em comparação com o aço inoxidável (220.000 Mpa). Por isso, quando o *stress* é aplicado ao sistema, um espigão muito rígido (com elevado módulo de elasticidade) a certo ponto deixará de seguir a deformação elástica, criando um pico de tensão localizada no interior da raiz, levando à falha do sistema (fractura da raiz).

Se o módulo de elasticidade do espigão for superior ao da dentina o *stress* ficará concentrado na porção adjacente à parte inferior do poste. Se o módulo de elasticidade for similar ao da dentina o *stress* será dissipado tanto pela dentina da raiz como pela coroa do dente (Dietschi, Duc, Krejci & Sadan, 2007; Hargreaves & Cohen, 2011).

Também o estudo levado a cabo por Newman, Yaman, Dennison, Rafter & Billy (2014), suporta estes achados demonstrando alta resistência à fractura pelos espigões de aço inoxidável seguidos dos espigões de fibra de vidro.

Mosharraf & Yazdi (2012), defendem ainda que o fracasso deste tipo de tratamento ocorre sobretudo na junção entre a reconstrução de núcleo e o espigão.

No entanto, estes resultados são contrários aos encontrados por Sidoli, King & Setchell (2014), e por Trope, Maltz & Tronstad (1985), que sugerem que o uso de espigões de aço inoxidável para reforçar o dente é difícil de justificar e possivelmente prejudicial.

Dietschi *et al.* (2007) simplifica concluindo que o uso de espigões não parece ser obrigatório para a restauração final de um dente não vital, a menos que seja óbvio que a retenção da reconstrução de núcleo seja insuficiente, pois actualmente é sabido que a preparação do canal para a sua colocação pode aumentar as probabilidades de fractura da raiz, devendo os espigões apenas ser considerados quando outras opções não estiverem disponíveis (Faria *et al.*, 2011).

Há poucos assuntos em medicina dentária mais estudados que a restauração de dentes tratados endodonticamente. No entanto, muitas questões práticas e controversias permanecem neste clinicamente importante plano de tratamento. A diversidade de opiniões publicadas é confusa e pode levar à selecção de um tratamento menos ideal (Schwartz & Robbins, 2004).

Quando existem estruturas sujeitas a pequenas mas repetidas cargas pode ocorrer fractura. Este fenómeno, denominado de fadiga, ocorre quando um material ou tecido está sujeito a cargas cíclicas. Como o dente está sujeito a essas cargas durante a mastigação, o fracasso por fadiga da dentina, do espigão, da reconstrução de núcleo, das margens da coroa ou dos componentes do adesivo são todos possíveis de ocorrer.

A reabilitação de dentes com tratamento endodôntico deve ser guiada pelas condições do remanescente e da oclusão, devendo ser feita de forma consciente e ponderando adequadamente o efeito/benefício pretendido (Mauricio & Reis, 2014).

Um grande número de materiais tem sido desenvolvido e utilizado no âmbito das resinas como materiais de núcleo e espigões tendo permitido técnicas mais conservadoras e estéticas (Y. H. Kim & Lee, 2012).

O material de preenchimento de núcleo deve conferir suporte e preservar a estrutura dentária remanescente, bem como, oferecer resistência e retenção à restauração protética final.

Hoje em dia existem diferentes materiais desenvolvidos para o efeito (Melo, Valle, Pereira, Bonachela, Pegoraro & Bonfante, 2005). A composição química é um dos factores mais importantes que influencia a resistência. É por isso de esperar diferentes comportamentos em função da formulação química individual de cada resina e sistema adesivo. Clinicamente tem todo o interesse conseguir adequadas propriedades físicas e mecânicas, e estabelecer qual destes materiais é o mais adequado para utilizar como base para uma restauração protética fixa, tendo como objectivo a sua máxima longevidade.

Diferentes factores são determinantes para a durabilidade e sucesso clínico deste tipo de restauração, como: o material de reconstrução, o espigão, a qualidade da adesão entre os mesmos, que ajuda na distribuição do *stress* sob forças funcionais e, a adesão entre a reconstrução e a estrutura dentária remanescente (Khamverdi, Kasraei, Azarsina & Gheysari, 2011; Mosharraf & Yazdi, 2012).

Tornou-se também cada vez mais importante a componente estética da restauração final. As coroas metalo-cerâmicas eram cimentadas com margens subgingivais, onde a

estética da reconstrução de núcleo nunca era uma preocupação. Hoje em dia, uma maior preocupação com a estética levou ao desenvolvimento de coroas em cerâmica, *onlays* e facetas com margens supragengivais. Nestes casos, um espigão metálico ou escuro (fibra de carbono), mesmo com a reconstrução de núcleo, tem um efeito estético negativo criando um sombreado que deixa o dente escuro (“shine through effect”). O uso de espigões estéticos, transparentes, ou da cor do próprio dente, passou a ser possível, assim como, o uso de resinas de reconstrução de núcleo capazes de reproduzir a sombra e translucidez natural do dente (Rosentritt, Fürer, Behr, Lang & Handel, 2000).

As resinas utilizadas como material de reconstrução de núcleo têm uma excelente adaptação e formam uma forte ligação com a estrutura remanescente do dente, com o espigão, o cimento de resina e em última instância com a restauração final. Em adição têm ainda a vantagem de uma estética simples e previsível (Makade *et al.*, 2011). No entanto, o fracasso neste tipo de restaurações continua a ser, sobretudo, na junção entre o compósito de reconstrução de núcleo e o espigão.

Têm surgido no mercado um crescente número de novos materiais pelo que o conhecimento das suas propriedades mecânicas é essencial para suportar as correctas indicações e expectativas a longo prazo (Wang, D’Alpino, Lopes & Pereira, 2003).

Inúmeros testes *in vitro* são propostos para avaliar determinada propriedade.

Neste sentido, de crescente aprofundamento de perspectivas clínicas futuras, este estudo tem como finalidade a avaliação e análise da microdureza de superfície de materiais utilizados na reconstrução de núcleo. A microdureza de superfície é uma propriedade que determina de forma significativa a longevidade e sucesso clínico destes materiais (Wegehaupt, Betschart & Attin, 2010).

## II. DESENVOLVIMENTO

### 2.1. RECONSTRUÇÃO DE NÚCLEO

A reconstrução de núcleo é uma restauração feita num dente com uma grande destruição da porção coronária para restaurar e fornecer a anatomia ideal à subsequente reabilitação deste por meio de uma restauração extracoronária indirecta (Arrais, Kasaz, Albino, Rodrigues & Reis, 2010).

Os núcleos são responsáveis pela retenção da coroa e actuam como restauração transitória antes do preparo para a futura restauração fixa, necessitando de resistir ao preparo, à moldagem e contribuir para a forma (Walmsley *et al.*, 2002; Marković, Petronijević, Blažić, Šarčev & Atanacković, 2011). A retenção irá impedir o desalojamento da restauração ao longo de uma direcção paralela ao seu caminho de inserção, enquanto a resistência impede o deslocamento em qualquer outra direcção. A conicidade mínima e a altura máxima da preparação são factores críticos para uma boa retenção. O ajuste da restauração, todos os tratamentos de superfície que facilitam a adesão e a natureza do cimento também são variáveis importantes (Walmsley *et al.*, 2002).

Propriedades físicas e mecânicas satisfatórias são requisitos essenciais (Tabela 1); estas incluem a resistência à flexão e à compressão, para resistir às forças mastigatórias (Walmsley *et al.*, 2002), estabilidade dimensional, facilidade de manipulação, tempo de presa curto, capacidade de se ligar ao dente e ao espigão, se aplicado (Hargreaves & Cohen, 2011).

Os materiais utilizados devem também ser biocompatíveis, ter uma ligação estável com a estrutura do dente remanescente e propriedades semelhantes às da estrutura dentária a ser substituída (Walmsley *et al.*, 2002).

Estes sistemas normalmente têm uma cor contrastante com a estrutura do dente (Anusavice, Shen & Rawls, 2013), a maioria azul, branco ou opaco (Craig & Powers, 2002).

<b>Propriedades desejáveis a um material de reconstrução de núcleo</b>
Resistência à compressão para resistir a forças intraorais
Resistência à flexão para impedir o deslocamento do núcleo em função
Biocompatibilidade com os tecidos circundantes
Facilidade de manipulação
Capacidade de ligação à estrutura dentária e espigão
Capacidade de adesão ao cimento resinoso
Coefficiente de expansão térmica semelhante à dentina
Estabilidade dimensional
Absorção de água mínima
Tempo de presa curto para permitir preparo do dente e reconstrução na mesma consulta
Nenhuma reação adversa com a coroa provisória ou o cimento
Potencial cariostático
Baixo custo
Cor contrastante com a estrutura do dente

**Tabela 1** – Propriedades desejáveis a um material de reconstrução de núcleo (Walmsley *et al.*, 2002)

Existem diversos estudos e testes para medir as propriedades mecânicas dos materiais como: a força compressiva, o módulo de elasticidade (Combe, Shaglouf, Watts & Wilson, 1999), a força de tracção, a força de flexão, a força de cisalhamento e a microdureza. A força destes materiais é um critério crucial para a sua selecção: quanto maior a força maior será a resistência à deformação e à fractura, maior a distribuição do *stress*, maior a estabilidade e melhores as probabilidades de sucesso clínico (Marković *et al.*, 2011).

A força compressiva é considerada um indicador crítico para o sucesso destes materiais uma vez que, ao substituírem uma grande porção da coroa do dente, necessitam resistir a forças mastigatórias multidirecionais e parafuncionais por muitos anos (Šarčev, Petronijević, Marković & Selaković, 2009); a resistência dos materiais à flexão é sensível a imperfeições na superfície, tais como fissuras, podendo influenciar a resistência destes à fractura (Combe *et al.*, 1999; Saygılı & Sahmalı, 2002).

Inúmeros materiais dentários têm vindo a ser utilizados para reconstruções de núcleo, a maioria sem ter sido desenvolvida especificamente para esse efeito mas que, como

consequência das suas propriedades, encontraram aplicação nesses procedimentos. Propriedades como a força de tracção, adesão, biocompatibilidade, libertação de flúor, cor, adesão à estrutura dentária remanescente, mecanismo de polimerização, estabilidade dimensional, módulo de elasticidade semelhante aos tecidos dentários e as propriedades de trabalho (Gonzaga *et al.*, 2011) fizeram com que materiais como: amálgama, resina composta, cimento ionómero de vidro, cimento ionómero de vidro modificado com resina e compómeros tenham encontrado aplicação num conjunto de materiais utilizados para esse efeito.

O desenvolvimento das resinas compostas bem como dos sistemas adesivos têm demonstrado que estes são materiais mais conservadores, mais estéticos e com aumentadas probabilidades de preservar a vitalidade de um dente com grande destruição coronária quando comparados com amálgama ou cimentos ionómero de vidro. Têm um tempo de presa inferior à amálgama, maior força mecânica comparada com o ionómero de vidro e ainda, são mais fáceis de manipular. No entanto, a resistência à fractura é menor que a da amálgama e apresentam ainda contracção de polimerização (Saygılı & Sahmalı, 2002; Gu, Rasimick, Deutsch & Musikant, 2007; Šarčev *et al.*, 2009; Marković *et al.*, 2011).

Apesar das vantagens em termos de resistência apresentadas pela amálgama este material tem desvantagens como a cor, o longo tempo de presa e a presença de metais pesados e tóxicos, pelo que cada vez mais os pacientes solicitam o uso de materiais biocompatíveis livres de metais, que também se encontram disponíveis no mercado (Ferrier, Sekhon & Brunton, 2008; Agrawal & Mala, 2014).

Neste âmbito também têm sido desenvolvidos materiais resinosos de dupla-polimerização, que asseguram ao clínico a polimerização em zonas de difícil acesso da luz (Arrais *et al.*, 2010). E ainda, compósitos fluídos, mas que têm mostrado alguma apreensão por parte dos clínicos quanto ao compromisso das suas propriedades mecânicas (Gu *et al.*, 2007).

### 2.1.1. Materiais disponíveis para reconstrução de núcleo

A reconstrução de núcleo pode ser metálica, resinosa, cerâmica, de construção directa ou indirecta. Nos últimos anos, novos materiais de reconstrução directa foram

introduzidos no mercado permitindo a possibilidade de reconstrução de núcleo e preparo na mesma consulta.

Estes materiais ganham retenção através de diversos métodos, como sejam modificações cavitárias, ou pela aplicação de sistemas adesivos e espigões (Badawy, 2011).

A amálgama, um dos mais antigos materiais de reconstrução de núcleo, apesar das suas limitações químicas (presença de metais pesados e tóxicos), físicas (longo tempo de presa) e ainda estéticas (sujeita à corrosão, implicando pigmentação) tem, devido à sua força e estabilidade dimensional as duas principais características de um material de núcleo (Saygılı & Sahmalı, 2002; Šarčev *et al.*, 2009; Marković *et al.*, 2011).

Os cimentos ionómero de vidro e os compómeros têm a vantagem de libertar flúor, tendo efeito anticariogénico (Saygılı & Sahmalı, 2002; Šarčev *et al.*, 2009; Marković *et al.*, 2011), no entanto apresentam deterioração a baixo pH, pouca resistência e sensibilidade à humidade (Gu *et al.*, 2007). Por sua vez, os cimentos ionómero de vidro modificados com resina têm baixa resistência e alta absorção de água (Gu *et al.*, 2007). Actualmente estes não são recomendados pois as suas propriedades são muito inferiores às alternativas existentes (Cho, Kaneko, Donovan & White, 1999).

As resinas compostas podem-se apresentar como auto-polimerizável, fotopolimerizável ou de dupla polimerização (Craig & Powers, 2002). São mais estéticas e conservadoras, encontram adesão através de sistemas adesivos e, por isso, com aumentadas probabilidades de preservar a vitalidade de um dente com grande destruição coronária (Saygılı & Sahmalı, 2002; Gu *et al.*, 2007; Šarčev *et al.*, 2009; Marković *et al.*, 2011).

### 2.1.2. Composição dos materiais à base de resina para reconstrução de núcleo

Nos últimos anos, a dentisteria restauradora tem sofrido uma evolução exponencial. Um dos maiores avanços foi a síntese da molécula de bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) e a introdução de uma técnica de tratamento de superfície das partículas de material de preenchimento utilizando um agente de silano (Alto, Guimarães, Poskus & Silva, 2006).

Em 1962, Bowen desenvolveu o monómero bis-GMA numa tentativa de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas (Bowen, 1962; García, Lozano, Vila, Escribano & Galve, 2006). Esta evolução permitiu o desenvolvimento de materiais

restauradores com excelentes propriedades físicas e químicas, e melhor desempenho clínico (Alto *et al.*, 2006).

Pacientes e médicos dentistas têm à sua disposição uma grande variedade de opções, na hora de escolher os materiais e as técnicas de trabalho.

Os compósitos são constituídos por uma matriz orgânica ou fase orgânica; a matriz inorgânica, partículas de carga ou de preenchimento ou fase dispersa; e um agente de acoplamento para ligar o material de preenchimento à matriz orgânica, que é geralmente um organo-silano. Contêm também outros aditivos como iniciadores, aceleradores, fotoiniciadores, fotossensibilizantes, inibidores de polimerização e absorvedores de UV (radiação ultravioleta), (Bowen & Marjenhoff, 1992; ADA Council on Scientific Affairs, 2003; García *et al.*, 2006).

A fase de matriz orgânica é geralmente uma fase de transição fluída durante a manipulação. E é também a fase que tende a ter as propriedades menos desejáveis na mistura. Regra geral, a minimização da matriz de qualquer sistema produz materiais com propriedades clínicas mais desejáveis (Roberson, Heymann & Junior, 2006).

A matriz orgânica é composta por um sistema de mono, di ou tri- monómeros funcionais.

Mesmo nos dias de hoje, os sistemas de monómeros da grande maioria dos compósitos de resina são baseados em bis-GMA ou derivados de bis-GMA (Asmussen & Peutzfeldt, 1998; García *et al.*, 2006).

A molécula de bis-GMA apresenta dois anéis aromáticos e de elevado peso molecular que fazem com que este monómero apresente baixa mobilidade e viscosidade aumentada, reduzindo assim a capacidade de incorporação do material de preenchimento e diminuição do grau de conversão do monómero (Alto *et al.*, 2006; Roberson *et al.*, 2006; Asmussen & Peutzfeldt, 1998).

Com o objectivo de diminuir a viscosidade, de modo a atingir uma viscosidade adequada para a incorporação das partículas de preenchimento, os fabricantes adicionaram monómeros de dimetacrilato, com menor peso molecular (baixa viscosidade), tal como o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA) (Ruyter & Sjøvik, 1981; Peutzfeldt, 1997; Asmussen & Peutzfeldt, 1998; Alto *et al.*, 2006).

Quanto mais baixa a viscosidade do monómero misturado, mais partículas de preenchimento podem ser incorporadas na mistura. O aumento no conteúdo de carga melhora várias propriedades do material polimerizado, como por exemplo, a resistência,

a rigidez e o coeficiente de expansão térmica. No entanto, a diluição de bis-GMA tem efeitos negativos como o aumento da contracção de polimerização, uma vez que esta depende, entre outros factores, do peso molecular e da funcionalidade dos monómeros (Peutzfeldt, 1997).

Comparado com EGDMA e TEGDMA, o monómero bis-GMA é muito mais rígido. Como consequência, o grau de conversão de bis-GMA e TEGDMA em copolímeros é muito menor com o aumento do conteúdo de bis-GMA (Asmussen & Peutzfeldt, 1998; Peutzfeldt, 1997). Apesar da diminuição no grau de conversão, o aumento do conteúdo de bis-GMA não diminui a resistência ou a dureza (Ferracane & Greener, 1986; Asmussen & Peutzfeldt, 1998).

O aumento do grau de conversão não é um objetivo. Por exemplo, o aumento do teor de TEGDMA numa matriz bis-GMA: TEGDMA aumenta o grau de conversão, não afectando a dureza, mas ao mesmo tempo torna o material muito frágil e quebradiço (Peutzfeldt, 1997).

Esta falta de correlação entre o grau de conversão e a dureza ou resistência pode ser explicado pelo facto de o TEGDMA (flexível) ser substituído pelo bis-GMA (mais rígido) na rede de polímero (Asmussen & Peutzfeldt, 1998).

Outras matrizes orgânicas foram também desenvolvidas na tentativa de melhorar as propriedades dos compósitos. Em 1974 foi introduzido o monómero UDMA (uretano dimetacrilato). Um monómero que apresenta cadeia linear longa, sem anéis aromáticos, apresentando, assim, baixa viscosidade e uma maior flexibilidade quando comparado com a molécula de bis-GMA, e consequentemente maior grau de conversão, o que pode melhorar a resistência dos compósitos (Alto *et al.*, 2006).

O UDMA tem sido utilizado isolado ou em conjunto com outro monómero como o bis-GMA ou TEGDMA. No entanto, a diferença entre os compósitos à base em UDMA e compósitos convencionais à base de bis-GMA é muito difícil de constatar pelos estudos existentes *in vitro* e *in vivo*. Uma das razões é que a diferença causada pelos dois sistemas de monómeros diferentes é camuflada pelo facto de os materiais diferirem em muitos outros aspectos, como por exemplo, o tipo e a quantidade de material de preenchimento, o tipo e quantidade de iniciadores, e a silanização das partículas de carga, aspectos esses que podem ser mais determinantes para as propriedades do que a natureza do copolímero. Isto, no entanto, não significa que a escolha do sistema de monómero seja insignificante (Peutzfeldt, 1997).

Os monómeros não-hidroxilados, tais como bis-EMA (bisfenol etil metacrilato) foram introduzidos para reduzir a absorção de água pela matriz orgânica, conduzindo a melhores propriedades mecânicas. A matriz orgânica dos compósitos de resina fotopolimerizáveis é constituída por uma mistura de todos estes monómeros em variadas proporções. Em conjugação com o tipo, tamanho e concentração das partículas de carga, esta matriz orgânica tem influência directa no grau de conversão e nas propriedades mecânicas dos materiais (Alto *et al.*, 2006).

As partículas de carga presentes nos compósitos diferem em termos químicos e morfológicos, sendo formadas geralmente por vidro (como bário ou vidro borossilicato), óxido de zircónio, óxido de alumínio ou dióxido de silicone. São incorporadas na matriz para melhorar as propriedades físicas das resinas (Summit, Robbins, Hilton & Schwartz, 2006) e são um factor importante na determinação das características mecânicas destas, existindo uma correlação positiva entre o conteúdo de partículas de carga e a resistência à tracção e dureza (Peutzfeldt, 1997; Reges, Côrrea, Adabo, Cruz & Sobrinho, 2002).

As partículas são uma parte importante, seja em volume ou em peso, do compósito. Estas reforçam a matriz, melhoram o grau de translucidez e diminuem a contracção durante a polimerização ( Summit *et al.*, 2006; Sakaguchi & Powers, 2012).

Temos ainda, na composição das resinas, agentes de união que permitem a união estável entre a matriz orgânica e a carga inorgânica; activadores e iniciadores, que permitem a polimerização das resinas; e pigmentos, que permitem mimetizar a cor dos tecidos dentários.

## 2.2. RESINA COMPOSTA

As resinas compostas são amplamente utilizadas em dentisteria restauradora desde a sua introdução em 1960, com várias melhorias realizadas desde então (Badawy, 2011; Peutzfeldt, 1997). Elas são duráveis, estéticas e previsíveis (Summit *et al.*, 2006). Tendo também uma grande amplitude de aplicações clínicas. Geralmente estas são (Roberson, Heymann & Junior, 2006):

1. Restaurações classe I, II, III, IV, V e VI
2. Reconstruções de núcleo
3. Selantes e restaurações minimamente invasivas ou conservadoras

4. Restaurações indirectas anteriores e posteriores, incluindo *inlays*, *onlays* e facetas
5. Cimento para restaurações indirectas
6. Restaurações temporárias
7. Ferulização.

Apesar dos melhoramentos na formulação das resinas que as expandiram em termos de indicações de utilização, estas continuam a ser uma variação da molécula bis-GMA, utilizada há mais de 50 anos, e apresentam ainda deficiências que limitam a sua aplicação (Summit et al., 2006). A inadequada resistência ao desgaste sob atrito mastigatório e a infiltração marginal, devido à contracção de polimerização, são frequentemente citados como sendo os principais problemas das resinas compostas, que devem ser revistos para garantir o sucesso clínico a longo-termo (Peutzfeldt, 1997; Summit et al., 2006; Ilie & Hickel, 2011).

A Associação Dentária Americana (ADA) indicou como uso apropriado das resinas compostas: selantes de fissura, restaurações preventivas, pequenas a médias restaurações de classe I e II, restaurações de classe V, restaurações de áreas estéticas e uso em pacientes com alergia ou sensibilidade a metais. No entanto, não suporta o seu uso em dentes sujeitos a elevado *stress* oclusal (Roberson et al., 2006).

Uma grande variedade de resinas compostas, incluindo compactáveis (elevado módulo de elasticidade), micro-híbridas (módulo de elasticidade intermédio) e fluídas (baixo módulo de elasticidade) estão disponíveis para reconstruções de núcleo de dentes com elevada destruição coronária. Algumas evidências laboratoriais suportam o uso de resinas fluidas, demonstrando melhor adaptação destas aos espigões. No entanto, quando a viscosidade é demasiado baixa, como é o caso das resinas compostas fluídas, o risco de porosidades na restauração aumenta (Summit et al., 2006), além disso, o uso clínico destas resinas é questionável devido à sua fraqueza inerente e baixo módulo de elasticidade, bem como a insuficiente capacidade de resistir às cargas oclusais, áreas onde os compósitos micro-híbridos demonstraram melhores resultados clínicos (Khamverdi et al., 2011).

### 2.3. RESINAS *BULK FILL*

Devido à melhoria considerável de propriedades desde o seu aparecimento, o uso de materiais restauradores fotopolimerizáveis à base de resina é frequentemente estendido para cavidades maiores e mais profundas, embora com sucesso variável (Leprince *et al.*, 2014).

Desde o desenvolvimento das resinas compostas, vários aperfeiçoamentos foram feitos na sua composição química originando uma ampla categoria de novos materiais (Czasch & Ilie, 2012).

Recentemente, e num mercado impulsionado pela demanda dos consumidores por procedimentos mais rápidos e mais fáceis (por vezes à custa de outras propriedades), surgiram os compósitos *Bulk Fill*. Estes pertencem a uma “classe” de resinas de profundidade de polimerização aumentada, ou seja, permitem que a restauração seja feita em camadas mais grossas, com incrementos de 4mm, ao invés da tradicional técnica de 2mm (Tiba, Zeller, Estrich & Hong, 2013).

Consequentemente, o médico dentista pode poupar a si e ao paciente tempo de consulta, bem como tornar o processo do tratamento restaurador menos doloroso e mais confortável (Garoushi, Säilynoja, Vallittu & Lassila, 2013).

Além disso, vários dos efeitos negativos das resinas compostas, como infiltrações marginais, descolamento, cáries secundárias ou sensibilidade pós-operatória são frequentemente associados à contracção de polimerização (Irie, Suzuki & Watts, 2002; Jack L Ferracane, 2008; Ilie & Hickel, 2011).

Com a diminuição da contracção de polimerização, publicitada pelo fabricante, iremos ter uma melhor adaptação à cavidade, facilitando ao médico dentista a colocação do compósito (Czasch & Ilie, 2012).

As resinas *bulk fill*, surgem então como consequência de esforços investidos para diminuir a contracção de polimerização dos materiais restauradores, com o objectivo de reduzir as tensões internas. Surgiram para dominar o mercado no sector do futuro, mesmo antes de um completo entendimento sobre o seu efeito clínico (Ilie & Hickel, 2011).

Assim, foram realizadas alterações na estrutura química do monómero para melhorar os sistemas à base de metacrilato, através da modificação do monómero de Bowen (bis-GMA), com alto peso molecular (elevada viscosidade) para um com baixa viscosidade como o UDMA (Ilie & Hickel, 2011; Peutzfeldt, 1997).

Ao conseguir um aumento na profundidade de polimerização, provavelmente resultante de uma maior translucidez, vamos ter uma menor contração de polimerização. Estes resultados estão relacionados com modificações no conteúdo de material de preenchimento e / ou da matriz orgânica (Czasch & Ilie, 2012; Tiba *et al.*, 2013; Leprince *et al.*, 2014).

A intensidade e radiação da luz a determinada profundidade, é um factor crítico para determinar a extensão da conversão do monómero em polímero e está significativamente associada com as propriedades mecânicas e o sucesso clínico da restauração (Garoushi *et al.*, 2013; Tuncer, Demirci, Tekçe, Tuncer & Bag, 2013).

É por isso importante alcançar radiação suficiente em cada um dos incrementos da restauração. Este conceito de “suficiente” é chamado de profundidade de polimerização que pode ser definida como a medida da profundidade de resina polimerizada com qualidade (Garoushi *et al.*, 2013; Tuncer & Ba, 2013).

Uma polimerização inadequada pode levar a efeitos indesejáveis, como por exemplo, formação de fendas, infiltração marginal, lesões de cáries secundárias, efeitos pulpares adversos e, em ultimo caso, fractura da própria restauração (Garoushi *et al.*, 2013).

Estes melhoramentos, ao nível da viscosidade, manipulação e aumento da profundidade de polimerização estão relacionados com modificações na composição, nomeadamente, na matriz orgânica. Idealmente, não devem ser em detrimento das propriedades mecânicas do material (Leprince *et al.*, 2014). No entanto, Biasi, Calvi, Sossi, Maglione & Angerame (2010) e Leprince *et al.* (2014) avaliaram a microdureza destes materiais e criaram algumas dúvidas acerca do seu uso clínico devido ao baixo valor de microdureza de Vickers que estes apresentam.

#### 2.4. PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

As propriedades dizem respeito às interacções do material com a energia no seu ambiente.

São quatro as categorias de propriedades dos materiais: física, mecânica, química e biológica.

As propriedades físicas incluem propriedades da massa, propriedades térmicas, eléctricas, ópticas e de superfície; as propriedades mecânicas incluem descrições de tensões e pressões dentro de um material como resultado de uma força externa; as

propriedades químicas incluem interações electroquímicas e químicas; as propriedades biológicas incluem a caracterização da toxicidade ou reacções de sensibilidade durante o uso clínico (Roberson *et al.*, 2006).

Neste estudo a propriedade avaliada foi uma propriedade mecânica: a microdureza.

#### 2.4.1. Propriedades Mecânicas

As propriedades mecânicas de um material podem ser descritas como a sua resposta a uma força (Roberson *et al.*, 2006), sendo frequentemente determinadas por testes onde a força aplicada é aumentada até ocorrer o seu fracasso (Huysmans & van der Varst, 1995).

Na cavidade oral, as restaurações estão sujeitas ao *stress* da acção mastigatória. A força destas acções nos dentes e nos materiais restauradores produz diferentes reacções que levam a deformações e, em último caso, podem comprometer a sua durabilidade ao longo do tempo (Wang *et al.*, 2003).

Destas propriedades fazem parte os conceitos de elástico, plástico e deformação viscoelástica e as grandezas mecânicas, incluindo força, *stress*, tensão, resistência, dureza, fricção e desgaste dos materiais, em termos de desempenho na cavidade oral (Sakaguchi & Powers, 2012).

O conhecimento e a interpretação do comportamento dos materiais sob as diversas forças é relevante para compreender a sua performance.

Duas das propriedades mecânicas mais úteis são o módulo de elasticidade e o limite de elasticidade. Se possível, o material deve ser seleccionado para um nível de tensão que durante o funcionamento não exceda o limite de elasticidade. Se esta tensão for muito superior ao limite de elasticidade, a deformação resultante é principalmente plástica, o que resulta no insucesso da restauração. Por isso muitas vezes é conveniente determinar o limite de elasticidade de uma forma relativa, comparando a deformação plástica de diferentes materiais utilizando testes de dureza (Roberson *et al.*, 2006).

Os testes de dureza *in vitro* permitem quantificar a reacção resultante da carga externa, sendo um teste simples de interpretar.

#### 2.4.1.1. Dureza

A dureza dos materiais foi por muito tempo avaliada como a resistência do material a ser riscado ou cortado.

Referindo a escala de Moh's, utilizada desde 1822, a dureza é a habilidade dos materiais resistirem a ser riscados por outro material. No entanto, este método é apenas qualitativo (Taylor, 1949).

Mais recentemente surgiram testes de microdureza que permitiram a obtenção de dados quantitativos, isto é, valores numéricos da dureza dos materiais.

Os testes de dureza são incluídos em diversas especificações da ADA para os materiais dentários (Anusavice, Shen & Rawls, 2013).

De facto, estes testes têm uma importante aplicabilidade em Medicina Dentária pois permitem-nos recolher informações quer da estrutura dentária quer de materiais dentários, como por exemplo as resinas compostas.

Apesar de não ser uma propriedade intrínseca dos materiais, constitui um dos parâmetros mais importantes de comparação de materiais restauradores (Wang *et al.*, 2003).

Dependendo da metodologia com que são conduzidos, os ensaios de dureza podem ser divididos em três grupos principais: dureza por choque, por risco e por penetração.

Será dado ênfase ao ensaio por penetração, uma vez que foi este o utilizado neste trabalho.

Nos ensaios por penetração, um material de dureza superior é pressionado contra a superfície daquele a ser testado, através da aplicação de uma carga fixa para superar a resistência, produzindo deste modo uma impressão permanente na superfície da amostra. Esta impressão corresponde à medida de dureza do material testado, sendo que quanto maior a área da impressão, menor é a dureza do material.

Assim, pode-se definir a dureza como a propriedade de resistência de um material à deformação plástica local, indentação ou penetração permanente na superfície (Anusavice, Shen & Rawls, 2013), podendo ser definida também como a resistência ao corte ou abrasão, sendo mensurada como uma força por unidade de área de indentação.

É um indicador de durabilidade, sendo um dos maiores factores para determinar a aceitação clínica de determinado material (Shahdad, McCabe, Bull, Rusby & Wassell, 2007).

#### 2.4.1.2. Testes de dureza

Os testes de dureza são amplamente empregues no estudo das propriedades mecânicas dos materiais, na pesquisa e avaliação de materiais para controlo de qualidade e, para medir a dureza dos dentes (Leta, Mendes & Mello, 2004; Chuenarrom, Benjakul & Daosodsai, 2009).

Estes testes, quando comparados com outros testes mecânicos, são amplamente utilizados por serem de fácil execução, rapidez e relativamente baratos.

De entre os diferentes testes de determinação da dureza de superfície dos materiais salientam-se os testes de: *Brinell*, *Rockwell*, *Vickers*, *Knoop*, *Martens* e *Barcol* (Craig & Powers, 2002; Wang *et al.*, 2003; Shahdad *et al.*, 2007; Anusavice *et al.*, 2013).

Os métodos acima referidos distinguem-se pelos seguintes critérios: material do indentador, a sua geometria e a carga aplicada (Wang *et al.*, 2003).

A selecção do teste a utilizar vai depender do material a ser avaliado (Anusavice *et al.*, 2013).

O teste de *Brinell* consiste em penetrar um material com uma esfera de aço endurecido de 10 mm de diâmetro submetido a uma carga. É o método mais antigo para medir a dureza de superfície e é aplicado no teste de metais e ligas usadas em odontologia (Anusavice *et al.*, 2013);

O método de ensaio de dureza de *Rockwell* consiste em penetrar o material de teste com um cone de diamante ou um indentador de esfera de aço. Neste teste, em vez de ser medido o diâmetro da indentação é antes medida a sua profundidade. É um método útil para avaliar a dureza superficial dos materiais de plástico usados em odontologia (Wang *et al.*, 2003).

No entanto, nem o teste de *Brinell* nem o de *Rockwell* são adequados para materiais frágeis pois, fornecem valores de dureza média em grandes áreas (Anusavice *et al.*, 2013);

O teste de *Vickers* é adequado para determinar a dureza de materiais de pequena área e de materiais muito duros;

O teste de dureza de *Knoop* é mais sensível às características da superfície do material. O indentador de *Knoop* é um diamante de forma piramidal que produz um recorte em forma de diamante (Wang *et al.*, 2003).

O teste *Martens* é adequado para o ensaio de dureza da maioria dos materiais sólidos. O valor de dureza é obtido a partir da profundidade de indentação e por isso é

menos afectado por propriedades visco-elásticas do material. Além disso, a geometria do indentador, a qual é idêntica à do diamante piramidal do teste de *Vickers*, faz com que o resultado seja, teoricamente, independente da força de ensaio escolhida. Estas vantagens sugerem o teste como sendo particularmente vantajoso no estudo de materiais odontológicos, no entanto, ainda muito poucos laboratórios estão familiarizados com ele e não há muitos estudos publicados até à data usando este teste de dureza em especial em materiais dentários (Shahdad *et al.*, 2007);

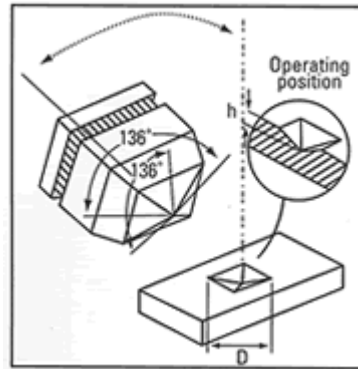
Outro teste de dureza é o teste de *Barcol* o qual é realizado penetrando uma agulha cônica truncada (Jun, Kim, Goo & Lee, 2013). Este teste é aplicado para medir a dureza de materiais de borracha e de plástico (Anusavice *et al.*, 2013).

Dos vários testes para o efeito, o teste de microdureza de *Vickers* e o de microdureza de *Knoop* são os que a maioria dos investigadores utiliza para testar a microdureza dos materiais dentários como, por exemplo, as resinas compostas (Shahdad *et al.*, 2007). Estes são classificados como testes de microdureza pois as indentações resultantes são pequenas e limitadas a profundidades inferiores a 19 µm (Anusavice *et al.*, 2013).

#### *2.4.1.2.1. Teste de Microdureza de Vickers*

O teste de dureza de *Vickers*, foi desenvolvido no ano de 1925 por Smith e Sandland. Este é utilizado para determinar a dureza dos materiais. Ele cobre o espectro de testes de dureza, que também são referidos como testes de microdureza e, tem sido comumente utilizado para testar a dureza de materiais de restauração dentária (Craig & Powers, 2002).

O teste de microdureza de *Vickers* baseia-se na resistência que o material oferece a ser penetrado por uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo de face de 136° (Figura 3) (Leta *et al.*, 2004).



**Figura 3** – Ilustração da indentação produzida pelo teste de microdureza de *Vickers* (Leta *et al.*, 2004).

O indentador exerce pressão, de força determinada e controlada, na superfície da amostra durante um período de tempo pré-estabelecido. Após o término desse intervalo de tempo o indentador é removido deixando uma impressão na superfície da amostra.

A indentação possui vértices, que são medidos opticamente, e que definem as diagonais da marca de impressão. Essa marca é então analisada com um microscópio óptico, sendo a relação entre a força aplicada e a área impressa que define a dureza do material (Chuenarrom *et al.*, 2009).

São efectuadas várias indentações para determinar a média do valor de microdureza de cada amostra (Arrais *et al.*, 2010).

O número de microdureza de *Vickers*, *HV* ou *VHN*, é definido pela relação entre a força da indentação e a área da impressão:

$$\text{VHN} = \frac{\text{Constante x força da indentação}}{\text{Quadrado da média da diagonal da indentação}}$$

$$\text{VHN} = 1,8544 (F/d^2)$$

O valor constante na equação é calculado a partir da forma geométrica específica do indentador; “F” é a força com que é feita a indentação em gramas ou Newton (N), e “d” é média das duas diagonais da indentação em milímetros (mm), (Chuenarrom *et al.*, 2009; Marghalani, 2010).

A microdureza de *Vickers* (*VHN*) aumenta à medida que a dureza do material é maior. Uma maior força aplicada produz uma maior marca de impressão, sendo mais fácil de medir. No entanto, numa superfície mole produz uma marca demasiado grande, não

sendo possível ver toda a extensão da impressão, sendo as diagonais desta mais compridas que a escala do micrómetro da ocular da máquina utilizada (Chuenarrom *et al.*, 2009).

Este método é fácil, rápido e apenas requer uma pequena área da superfície da amostra em estudo.

No entanto, os resultados deste método não estão livres de incertezas. A força aplicada, a forma geométrica do indentador, o tempo de aplicação da carga, o método para medição da penetração, a resolução óptica do sistema e a percepção do operador, são factores que influenciam a recolha de medidas precisas. Este último parâmetro apresenta uma influência significativa no resultado final da medição da indentação, representando um factor de erro elevado. A percepção do operador pode decorrer de deficiências no treinamento para realização do teste levando a interpretações diferenciadas (Leta *et al.*, 2004).

O treino do observador é especificamente importante em medições de microdureza de *Vickers* para diminuir a fonte de erros na análise final, uma vez que as marcas de indentação não exibem linhas de contornos bem definidos (Mendes & Leta, 2003).

Existem outros factores a ter em conta na preparação da amostra como a variação na composição química, ou seja a quantidade e o tamanho das partículas; a deformação elástica e a localização onde vai ser feita a indentação (Chuenarrom *et al.*, 2009). A deformação elástica do material provoca um aumento, não mensurável, na profundidade da indentação quando o indentador faz carga sobre o mesmo, e provoca recuperação quando o indentador é removido, introduzindo incertezas na medida da indentação (Shahdad *et al.*, 2007).

Assim, todos os aspectos devem ser padronizados aquando da confecção das amostras e realização do teste.

### III. OBJECTIVOS DO ESTUDO

Avaliar a microdureza de *Vickers* de diversos materiais utilizados na reconstrução de núcleo para prótese fixa.

Comparar a microdureza de *Vickers* dos materiais de reconstrução de núcleo estudados com a microdureza de *Vickers* de uma resina composta convencional e de uma resina composta *bulk fill*.

#### 3.1. HIPÓTESES DE ESTUDO

**Hipótese Nula:** Não existem diferenças significativas de microdureza entre materiais para reconstrução de núcleo e resinas compostas convencionais ou resinas compostas *bulk fill*.

**Hipótese alternativa:** Existem diferenças significativas de microdureza entre materiais para reconstrução de núcleo e resinas compostas convencionais ou resinas compostas *bulk fill*.

## **IV. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO**

Este é um estudo experimental, obtido através de uma análise, *in vitro*, de 5 grupos de materiais dentários. A propriedade avaliada foi a microdureza de superfície.

### **4.2. LOCAL DE ESTUDO**

Este estudo foi realizado no Laboratório de Biomateriais do ISCSEM.

### **4.3. SELECÇÃO DA AMOSTRA**

Para execução deste estudo foram avaliados 5 materiais dentários, fotoactivados (Tabela 2).

- 2 grupos de materiais indicados quer para restaurações directas e indirectas como para reconstrução de núcleo de prótese fixa:

- Filtek™ Z250 3M ESPE (cor A3);
- Filtek™ Bulk Fill 3M ESPE (cor A3).

- 3 grupos de materiais indicados para reconstrução de núcleo de prótese fixa:

- Rebuilda® DC VOCO (cor Dentina);
- LuxaCore Z DMG (cor A3);
- Core-Flo™ DC Bisco (cor Natural).

Material	Cor	Composição		Tempo de polimerização (incremento de 2mm)
		Matriz Orgânica	Partículas Inorgânicas	
Filtek™ Z250 3M ESPE	A3	bis-GMA, TEGDMA, UDMA, bis-EMA (40% volume)	Partículas de zircônio e sílica (60% volume)	20s.
Filtek™ Bulk Fill 3M ESPE	A3	bis-GMA, UDMA, bis-EMA, Procrylat (57,5% volume)	Partículas de trifluoreto de itérbio, zircônio e sílica (42,5% volume)	20s.
Rebilda® DC VOCO	Dentina	bis-GMA, UDMA, TEGDMA. (43% volume)	Partículas de cerâmica de vidro, sulfato de bário, sílica (57% volume)	40s.
LuxaCore Z DMG	A3	bis-GMA (50% volume)	Partículas de vidro de bário, sílica coloidal pirogenada, nanocompósito e dióxido de zircônio (50% volume)	20s.
Core-Flo™ DC BISCO	Natural	Base: bis-GMA, bis-EMA, TEGDMA. (31% volume) Catalizador: bis-GMA, TEGDMA (51% volume)	Base: Partículas de vidro, sílica fundida, sílica amorfa (69% volume) Catalizador: Partículas de vidro, sílica fundida, sílica amorfa (49% volume)	40s.

**Tabela 2** – Composição dos materiais estudados (informação fornecida pelos fabricantes).

#### 4.4. MATERIAIS UTILIZADOS

- 1- Duas placas de vidro de mistura.
- 2- Folhas de acetato A4 cortadas em dois, para colocação na base e superfície do molde. Limpas antes da utilização com álcool a 75%.
- 3- Álcool etílico a 75%.
- 4- Fotopolimerizador “Optilux 501” (Kerr – Middleton, USA), limpo entre cada utilização com álcool e com intensidade controlada pelo radiômetro para que nunca seja inferior a 500 mW/cm<sup>2</sup> (Figura 4).
- 5- Radiômetro “Curing Radiometer Model 100” (Demetron Research Corporation – Danbury, USA), (Figura 5).
- 6- Indentador “Vickers Hardness Tester” (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japan), do laboratório de biomateriais do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, (Figura 6).
- 7- Matriz metálica, com cinco orifícios em forma de disco com 10mm de diâmetro e 2mm de espessura (Figura 7).
- 8- Espátula recta (ASA Dental – Bozzano, Italy).
- 9- Espátula angulada (Asa Dental – Bozzano, Italy).
- 10- Compressas esterilizadas.
- 11- Filtek™ Z250 A3 (3M ESPE – Minnesota, USA). Lote N539966, (Figura 8).
- 12- Filtek™ Bulk Fill A3 (3M ESPE – Minnesota, USA). Lote N537024, (Figura 9).
- 13- Rebilda® DC Dentina (VOCO – Cuxhaven, Germany). Lote 1248204, (Figura 10).
- 14- LuxaCore Z A3 (DMG – Hamburg, Germany). Lote 708624, (Figura 11).
- 15- Core-Flo™ DC Natural (Bisco – Illinois, USA). Lote 1400002871, (Figura 12).



**Figura 4** – Fotopolimerizador “Optilux 501” (Kerr – Middleton, USA).

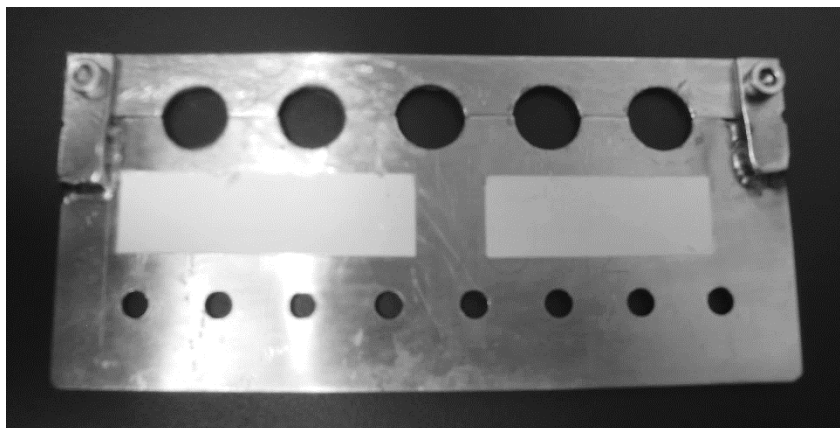


**Figura 5** – Radiómetro “Curing Radiometer Model 100” (Demetron Research Corporation – Danbury, USA).



**Figura 6** – Indentador “Vickers Hardness Tester” (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japan).

*Diferença na microdureza Vickers de materiais de núcleo e de uma resina composta convencional - mito ou realidade?*



**Figura 7** – Matriz metálica com cinco orifícios em forma de disco com 10mm de diâmetro e 2mm de espessura.



**Figura 8** – Filtek™ Z250 A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).



**Figura 9** – Filtek™ Bulk Fill A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).



**Figura 10** – Rebilda® DC Dentina (VOCO – Cuxhaven, Germany).



**Figura 11** – LuxaCore Z A3 (DMG – Hamburg, Germany).



**Figura 12** – Core-Flo™ DC Natural (Bisco – Illinois, USA).

#### 4.5. CONFECCÃO DAS AMOSTRAS

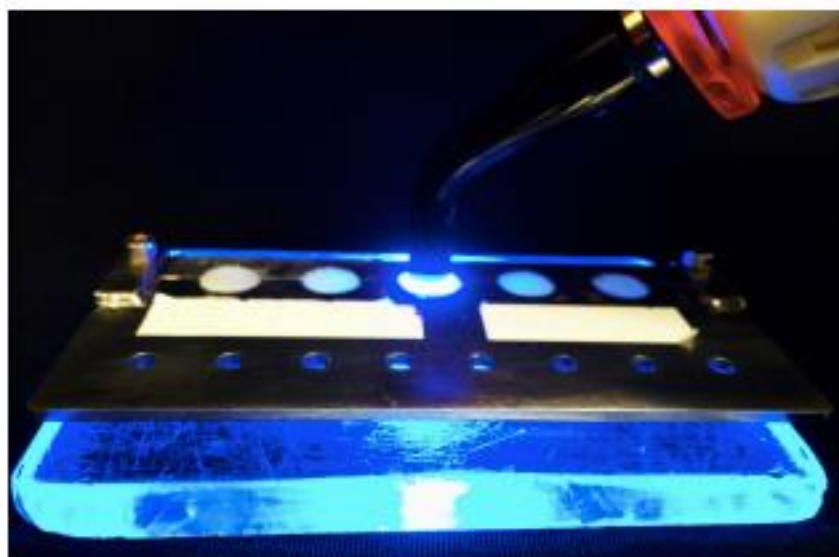
Foram confeccionados discos de cada material dentário seguindo as normas ISO 4049:2009 existentes para o teste laboratorial proposto pelo estudo (Figura 15, 16, 17, 18, 19).

1. As amostras foram produzidas em forma de disco (n=15), através da compactação num único incremento do material dentário com uma espátula recta e uma espátula angulada ou directamente com as pontas misturadoras de cada um dos materiais numa matriz metálica (diâmetro: 10mm; espessura: 2mm) (Figura13) (Tiba *et al.*, 2013). Foram colocadas folhas de acetato entre as placas de vidro, para evitar que as resinas ficassem aderidas às mesmas e fez-se uma ligeira pressão de modo a obter uma superfície lisa e sem poros.



**Figura 13** – Imagem recolhida durante a incrementação dos discos

2. Removeu-se apenas a placa de vidro da superfície e as amostras foram fotopolimerizadas através da matriz de acetato, segundo as normas dos fabricantes de cada um dos materiais dentários (Figura 14). A intensidade da fotopolimerização foi medida por um radiómetro a cada 5 utilizações para que não atingisse valores inferiores a 550 mW/cm<sup>2</sup>, segundo instruções dos fabricantes. Removeram-se os resíduos do fotopolimerizador entre cada utilização com compressas e álcool.



**Figura 14** – Imagem recolhida durante a fotopolimerização dos discos



**Figura 15** – Discos de Filtek™ Z250 A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).



**Figura 16** – Discos de Filtek™ Bulk Fill A3 (3M ESPE – Minnesota, USA).



**Figura 17** – Discos de Rebilda® DC Dentina (VOCO – Cuxhaven, Germany).



**Figura 18** – Amostra de LuxaCore Z A3 (DMG – Hamburg, Germany).



**Figura 19** – Amostra de Core-Flo™ DC Natural (Bisco – Illinois, USA).

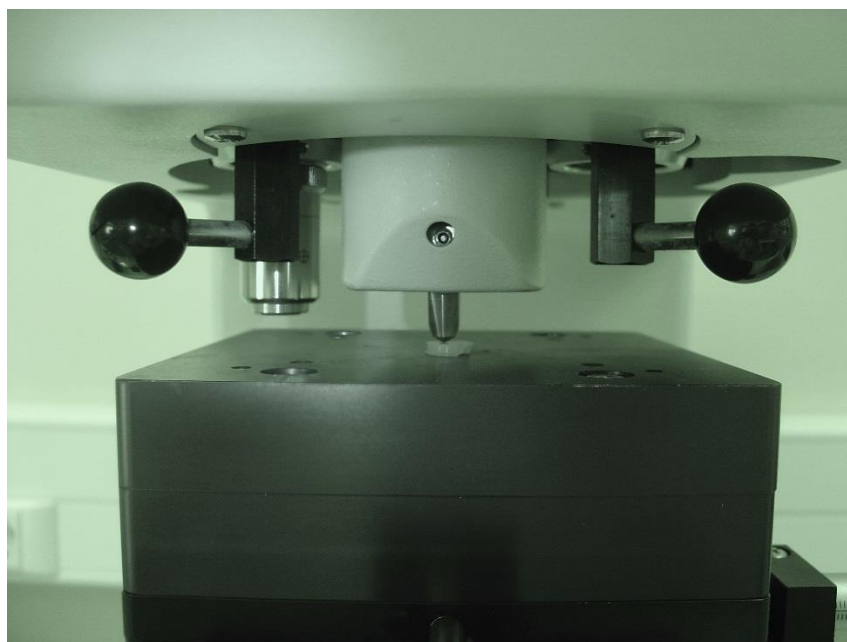
Após a confecção das amostras estas foram armazenadas num local seco e escuro e iniciada a medição da microdureza de *Vickers*.

#### 4.6. TESTE DE MICRODUREZA DE *VICKERS*

A Microdureza de *Vickers*, *VHN*, foi medida através do Indentador “*Vickers Hardness Tester*” (Shimadzu Corporation – Kyoto, Japan). Foi aplicada uma carga de 29,42 N durante 5 segundos na superfície polimerizada de cada amostra (Figura 20).

Por cada amostra realizaram-se cinco indentações, quatro pontos cardeais e um ponto central, igualmente espaçados entre si (Marghalani, 2010). Dando um total de 375 indentações.

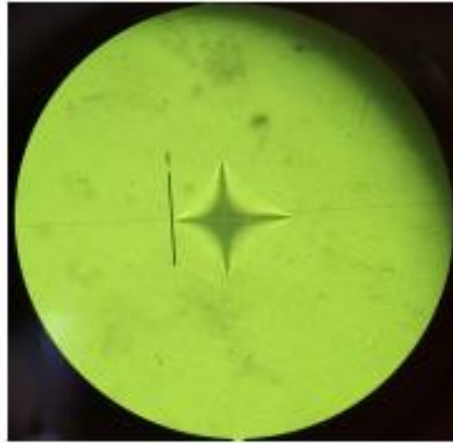
A média dos valores de microdureza de cada uma das indentações foi considerada o valor de microdureza de cada uma das amostras.



**Figura 20** – Teste de microdureza de *Vickers*.

## V. RESULTADOS

A imagem representativa ao microscópio de uma superfície indentada é apresentada na Figura 21.



**Figura 21** – Imagem ao microscópio de uma superfície indentada.

### 5.1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para testar a diferença nos valores de microdureza de superfície entre materiais utilizou-se como referência, para aceitar ou rejeitar a hipótese nula, um nível de significância  $\leq 0,05$ .

Para comparar as 5 amostras independentes utilizou-se o teste Anova One-Way pois, a variável dependente é do tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição dos valores e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de Shapiro-Wilk e teste de Levene.

A análise estatística foi efectuada com o programa *SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)* versão 20.0 para Windows.

## 5.2. ANÁLISE DE RESULTADOS

A análise de *outliers* (Gráfico 1) indica uma observação (nº 34) no material *Rebilda DC* com um valor muito baixo. Esta observação foi retirada das análises seguintes.

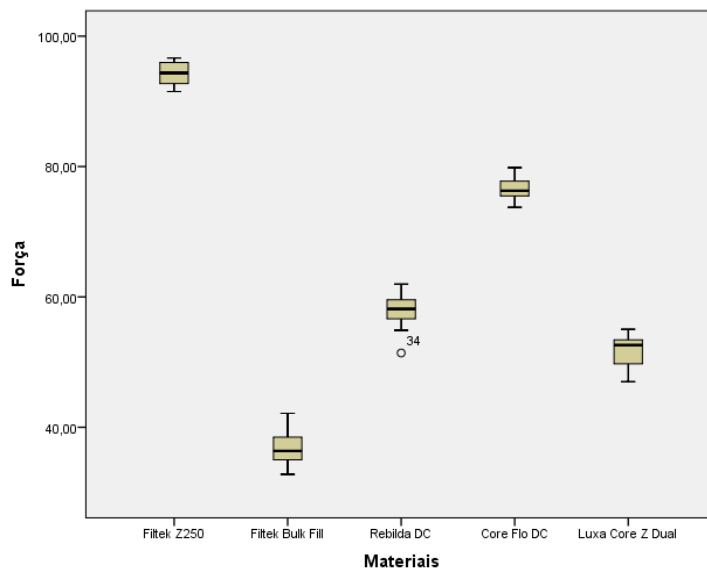


Gráfico 1 – Boxplot

A análise da normalidade de distribuição (Tabela 3) indica que os valores de microdureza, para todos os materiais, seguem uma distribuição normal ( $p > ,05$ ).

Materiais	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Filtek Z250	,195	15	,130	,906	15	,118
Filtek Bulk Fill	,152	15	,200*	,926	15	,239
Força Rebilda DC	,118	15	,200*	,954	15	,589
Core Flo DC	,098	15	,200*	,980	15	,970
Luxa Core Z	,170	15	,200*	,924	15	,224

Tabela 3 – Testes de normalidade

**Microdureza e materiais**

O teste Anova One-Way (Tabela 4) indica-nos que as diferenças nos valores da microdureza entre materiais são estatisticamente significativas,  $F(4,69) = 1436,190$ ,  $p = ,000$ .

	Soma dos quadrados	Df	Média dos quadrados	F	Sig.
Entre grupos	29689,683	4	7422,421	1436,190	,000 *
Nos grupos	356,601	69	5,168		
Total	30046,284	73			

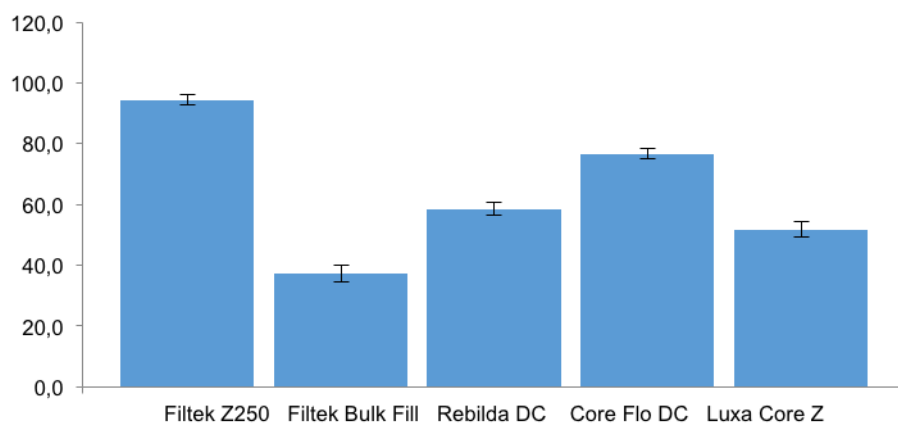
**Tabela 4** – Anova

O teste de comparação múltipla de Tukey (Tabela 5) indica-nos que as diferenças nos valores de microdureza entre os materiais são todas estatisticamente significativas, sendo que o material *Filtek Bulk Fill* apresenta o valor mais baixo e o *Filtek Z250* apresenta o valor mais elevado (37,20 vs 94,37),  $p = ,000$ .

Materiais	N	Subset for alpha = 0.05				
		1	2	3	4	5
Filtek Bulk Fill	15	37,20				
Luxa Core Z	15		51,66			
Rebilda DC	14			58,46		
Core Flo DC	15				76,56	
Filtek Z250	15					94,37
Sig.		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

**Tabela 5** – Teste de Tukey

*Diferença na microdureza Vickers de materiais de núcleo e de uma resina composta convencional - mito ou realidade?*



**Gráfico 2 – Microdureza**

## VI. DISCUSSÃO

Actualmente existem diferentes materiais e técnicas comumente utilizadas na reconstrução de núcleo, com uma pronunciada tendência para o uso de resinas compostas. Porém, a diversidade de opiniões publicadas é confusa e pode levar à selecção de um tratamento menos ideal (Schwartz & Robbins, 2004).

Assim, o objectivo deste estudo foi comparar a microdureza de *Vickers* de vários materiais que podem ser utilizados para a reconstrução de núcleo. A microdureza baseia-se na resistência que o material oferece a ser penetrado, sendo um indicador de durabilidade e um dos maiores factores para determinar a aceitação clínica dos materiais (Shahdad, McCabe, Bull, Rusby & Wassell, 2007).

Os materiais em estudo foram uma resina composta convencional, utilizada para os triviais procedimentos clínicos e ainda para a reconstrução de núcleo, uma resina composta *bulk fill*, também com múltiplas indicações, entre as quais a reconstrução de núcleo, e três materiais actualmente existentes no mercado, específicos para esta reconstrução e a cimentação de espigões.

Esta comparação pareceu interessante tendo em conta as ofertas de aplicações que cada material tem. Por um lado materiais especificamente confeccionados para reconstrução de núcleo e cimentação de espigões, e por outro lado uma resina composta convencional, que oferece múltiplas aplicações clínicas, podendo por isso ser usada para procedimentos como restaurações directas, selantes, restaurações indirectas e ainda para a reconstrução de núcleo (Roberson *et al.*, 2006).

Considerou-se interessante comparar também com uma resina composta *bulk fill*, não apenas por ter indicação para tal, entre outras, mas também pela cómoda prática clínica que este material pode oferecer graças à sua técnica incremental em camadas de 4 mm, poupando tempo ao médico e ao doente (Czasch & Ilie, 2012).

As garantias que os fabricantes de resinas compostas *bulk fill* oferecem parecem ser de grande interesse tanto para o médico dentista como para o doente: colocar incrementos de resinas maiores, com 4 mm ao invés dos 2 mm das resinas compostas convencionais, e fotoactivação de 20 segundos sem perda de propriedades mecânicas (Czasch & Ilie, 2012).

A redução do tempo de trabalho e as melhorias na manipulação associada aos materiais *bulk fill* é uma clara vantagem desta classe de material específica.

Os testes de dureza são amplamente empregues no estudo das propriedades mecânicas dos materiais (Leta *et al.*, 2004; Chuenarrom *et al.*, 2009).

De entre os diferentes testes de determinação da dureza de superfície dos materiais salientam-se os testes de: *Brinell*, *Rockwell*, *Vickers*, *Knoop*, *Martens* e *Barcol* (Craig & Powers, 2002; Wang *et al.*, 2003; Shahdad *et al.*, 2007; Anusavice *et al.*, 2013). A sua selecção depende do material a ser avaliado (Anusavice *et al.*, 2013).

No caso do estudo dos materiais dentários como as resinas compostas, a maioria dos investigadores utiliza o teste de microdureza de *Vickers* ou o de microdureza de *Knoop* (Shahdad *et al.*, 2007). Estes são classificados como testes de microdureza pois as indentações resultantes são pequenas e limitadas a profundidades inferiores a 19 µm (Anusavice *et al.*, 2013).

Comparando um com o outro, existem algumas diferenças técnicas:

- O teste de *Vickers* é melhor para pequenas áreas arredondadas;
- O teste de *Knoop* é melhor para pequenas áreas alongadas;
- O teste de *Knoop* é mais indicado para materiais de difícil quebra e de secção fina (Wang *et al.*, 2003).

Optou-se pelo teste de microdureza de *Vickers*, em detrimento do teste de microdureza de *Knoop*, pelo tipo de material em estudo, a resina composta, dado que o teste de *Knoop* é frequentemente utilizado na avaliação das estruturas dentárias, como o esmalte e a dentina, e não em resinas dentárias (Wang *et al.*, 2003).

O método é simples, de fácil execução, rápido, relativamente barato e requer apenas uma pequena área para testar a amostra em estudo (Chuenarrom *et al.*, 2009; Doucet, Tavernier, Colon & Picard, 2008), o que consequentemente torna fácil a obtenção de um grande número de medições (Doucet *et al.*, 2008).

O VHN deve ser constante, independentemente da força aplicada, pois este é calculado através da relação entre a carga da indentação e a área da impressão no material. Aumentando a carga aumenta proporcionalmente o tamanho da indentação (Chuenarrom *et al.*, 2009).

Cargas superiores reproduzem impressões maiores, as quais podem não ser mensuráveis através do microscópio incorporado no indentador de *Vickers* (Shahdad *et al.*, 2007).


Assim, a carga aplicada foi de 29,42 N, de forma a fornecer no microscópio incorporado do indentador de *Vickers*, uma visão completa da marca da indentação.

Apesar de poder conferir alguma incerteza aos resultados dos ensaios por apresentar uma curva de aprendizagem na observação e calibração das amostras, motivo que se prende com a interpretação das linhas resultantes da indentação, as quais podem exibir contornos pouco nítidos, os resultados obtidos estão de acordo com vários estudos realizados anteriormente.

De qualquer forma, para salvaguardar incertezas quanto às observações obtidas, foi excluída da análise estatística uma das medições realizadas na amostra *Rebilda DC*. Esta amostra mostrou um ponto de observação com valor distante de outras observações, denominado de *outlier*. Um *outlier* pode ser devido à variabilidade na medição ou pode indicar erro experimental, sendo por vezes excluído do conjunto de dados, como foi o caso no presente estudo.

Diante a presença de inúmeras marcas comerciais de compósitos é importante salientar que há uma variação percentual na quantidade de carga inorgânica que dependerá da indicação desse material. O conteúdo inorgânico possui um limite na sua quantidade com o intuito de evitar a interferência das propriedades mecânicas na fase orgânica. A partir desse limite o material torna-se demasiado friável para uso clínico (Summit *et al.*, 2006).

Ao comparar as informações fornecidas pelos fabricantes sobre a composição da matriz orgânica dos cinco materiais em estudo, parece que há diferenças significativas a nível qualitativo e quantitativo. Existem diferenças no volume das partículas de preenchimento entre todos os materiais e principalmente uma visível discrepância destes valores no material com maior valor de microdureza (*Filtek Z250*) e no que apresentou menor valor (*Filtek Bulk Fill*) (tabela 6).

VHN	Resinas	Matriz Orgânica (volume)	Partículas Inorgânicas (volume)	
	94,37	<i>Filtek Z 250</i>	40%	60%
	76,56	<i>Core Flo DC</i>	Base: 31% Catalizador: 51% (total: 41%)	Base: 69% Catalizador: 49% (total: 59%)
	58,46	<i>Rebilda DC</i>	43%	57%
	51,66	<i>Luxa Core Z</i>	50%	50%
	37,20	<i>Filtek Bulk Fill</i>	57,5%	42,5%

**Tabela 6** – Relação entre a microdureza de *Vickers* (VHN) e a composição dos materiais.

Os resultados de microdureza obtidos encontram-se num intervalo de 37,20 VHN (*Filtek Bulk Fill*) a 94,37 VHN (*Filtek Z250*).

Levando em consideração, que uma maior percentagem de volume de partículas inorgânicas resulta numa menor percentagem de volume de matriz orgânica (Wegehaupt *et al.*, 2010), a variabilidade dos resultados entre os materiais pode ser explicada pelas diferenças no teor de carga (Leprince *et al.*, 2014).

O conteúdo inorgânico dos compósitos tem sido relacionado com as suas propriedades físicas e mecânicas. Correlações significativas entre a microdureza de superfície e o conteúdo inorgânico já foram reportadas anteriormente por outros estudos (Mota, Weiss, Spohr, Oshima & Carvalho, 2011; Kim, Ong & Okuno, 2014).

Lee, Um & Lee (2006), constatou que a viscosidade das resinas compostas aumenta quando o volume da carga inorgânica aumenta.

O conteúdo inorgânico melhora as propriedades físicas das resinas. Geralmente, quanto maior a percentagem de partículas inorgânicas (por volume ou por percentagem), melhores as propriedades, pois estas tornam o material mais duro, mais denso e mais resistente ao desgaste (Summit *et al.*, 2006).

O aumento do volume da carga inorgânica melhora a dureza do material (Manhart, Kunzelmann, Chen & Hickel, 2000; Kim, Ong & Okuno, 2002; Czasch & Ilie, 2012). Em 1990, Chung & Greener verificaram a existência de uma correlação directa entre o

conteúdo inorgânico das resinas e a sua dureza (Reges *et al.*, 2002), mais tarde Marghalani (2010) e Mota *et al.* (2011) também.

Também Scougall-Vilchis, Hotta, Hotta, Idono & Yamamoto (2009) afirmam que a microdureza depende em grande parte das partículas de carga (tamanho, peso e volume), bem como da sua composição química.

Além disso, o espaço existente entre as partículas - que depende do tamanho e volume das mesmas - provou ser outro factor importante que afecta a dureza (Reges *et al.*, 2002; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009). Assim, quanto menor a distância entre as partículas, mais a matriz vai estar protegida contra actividades erosivas (Scougall-Vilchis *et al.*, 2009).

Quando comparado o conteúdo químico dos compósitos em estudo verificou-se que a forte influência do conteúdo inorgânico na microdureza dos compósitos testados coincide com os resultados obtidos: existe um aumento na microdureza (VHN) com o aumento do conteúdo inorgânico.

O teste de comparação múltipla de *Tukey* indica que as diferenças nos valores de microdureza entre os materiais são todas estatisticamente significativas, sendo que o material *Filtek Bulk Fill* apresenta o valor mais baixo e o *Filtek Z250* apresenta o valor mais elevado (37,20 vs 94,37),  $p = ,000$ .

O *Filtek Z250* é uma resina composta mais densa e viscosa, comparativamente com qualquer um dos outros materiais em estudo, como tal apresenta uma percentagem de carga inorgânica superior às restantes (García *et al.*, 2006).

O melhor desempenho na microdureza apresentado por *Filtek Z250*, de 94,37 VHN, pode ser relacionado com o facto de este ter maior concentração em carga inorgânica (60% de volume).

A viscosidade dos restantes materiais é significativamente inferior à do *Filtek Z250*, o que tem relação positiva com a diminuição que se verifica no conteúdo de carga inorgânica.

A resina *Core-flo DC*, com carga inorgânica total de 59% volume, apresentou o segundo maior valor em termos de carga e respectivamente em termos de microdureza, 76,56 VHN.

O material *Rebilda DC* é composto em 57% por carga inorgânica e obteve 58,46 VHN.

O terceiro material específico para a construção de núcleo, *Luxa Core Z*, apresentou valores de 51,66 VHN e tem 50% do seu volume constituído por partículas inorgânicas. Por sua vez, o material *bulk fill* em estudo apresentou o resultado de microdureza mais baixo de 37,20.

A diminuição da viscosidade é uma característica desejável para estas resinas pela facilidade na manipulação, aumento da profundidade de polimerização e diminuição da contracção de polimerização. No entanto, o compromisso das propriedades mecânicas, em comparação com as resinas mais convencionais comercialmente disponíveis, foi demonstrado como se pode ver pelos resultados de microdureza obtidos:

*Filtek Z250* (94,37 VHN) > *Core-flo DC* (76,56 VHN) > *Rebilda DC* (58,46 VHN) > *Luxa Core Z* (51,66 VHN) > *Filtek Bulk Fill* (37,20 VHN).

Com uma viscosidade diminuída para atingir a fluidez desejável, a resina composta *Filtek Bulk Fill*, apresenta um conteúdo de carga de 42,5 % de volume, valor inferior ao das outras resinas em estudo.

Tiba *et al.* (2013), comparou as propriedades físicas e mecânicas de vários materiais de preenchimento *bulk fill* e resinas compostas tradicionais e demonstrou ser aceitável o desempenho de ambos.

No entanto, um outro estudo realizado por Biasi *et al.* (2010), investigou a microdureza de uma resina fluída e levantou preocupações sobre seu uso prático, devido à baixa dureza de *Vickers* apresentada (Czasch & Ilie, 2012).

De facto, dadas as propriedades mecânicas inferiores do material *bulk fill*, comparativamente aos restantes materiais em estudo, estas revelam que o seu uso em restaurações sujeitas a elevada carga oclusal pode ser controverso.

Como mencionado por El-Safty, Silikas, Akhtar & Watts (2012), os compósitos *bulk fill* são susceptíveis de satisfazer alguns requisitos importantes, nomeadamente baixa contracção de polimerização, facilidade de uso, maior profundidade de polimerização (4 mm) e características físicas melhoradas. O último requisito é particularmente importante uma vez os compósitos *bulk fill* irão representar a maioria, se não a totalidade da restauração. De acordo com um estudo realizado por Leprince *et al.* (2014), as propriedades mecânicas dos compósitos *bulk fill*, nomeadamente quanto à microdureza de *Vickers*, mostrou que estas são na sua maioria inferiores às das resinas compostas com maior conteúdo de carga, tornando questionável se devem ser usados para restaurações sob elevadas cargas oclusais.

Assim, este estudo rejeita a hipótese nula: existem diferenças significativas na microdureza entre materiais para reconstrução de núcleo e resinas compostas convencionais ou resinas compostas *bulk fill*.

Clinicamente, é importante que o médico dentista, diante das informações sobre a análise do conteúdo de partículas das resinas compostas, consiga seleccionar adequadamente o material restaurador de acordo com a determinada indicação clínica.

Os dados da simulação clínica dos materiais de núcleo são úteis mas o efeito da força do material não pode ser separado de factores como a forma do dente, a forma do preparo e a presença de outros elementos que influenciam o seu uso clínico como o uso de espigões e o ambiente na cavidade oral.

## VII. CONCLUSÃO

Devido ao crescente aumento de materiais disponíveis no mercado, a sua selecção constitui uma difícil tarefa para muitos Médicos Dentistas.

Apesar dos testes mecânicos que põem à prova os diversos materiais ainda não terem atingido o mesmo nível de simulação existente em meio clínico, eles representam um importante parâmetro de análise e um indicador preditivo do comportamento do material.

O resultado deste estudo mostrou diferenças significativas de microdureza entre materiais de reconstrução de núcleo e resinas compostas convencionais e a resina composta *bulk fill*, pelo que a hipótese alternativa foi confirmada.

As propriedades mecânicas dos materiais são afectadas pelas variáveis da sua formulação, verificando-se uma relação directa com o conteúdo de carga.

As técnicas de indentação parecem estar particularmente bem adaptadas para explorar materiais restauradores.

A análise dos resultados leva à conclusão de que a informação obtida pelo método de indentação de *Vickers* mostrou maior microdureza para a resina composta convencional, a *Filtek Z250*, seguida dos três materiais formulados especialmente para utilizar como material de reconstrução de núcleo (*Core Flo DC* > *Rebilda DC* > *Luxa Core Z*) e por fim, menor microdureza para o material *bulk fill*, *Filtek Bulk Fill*.

Isto pode, de alguma forma, questionar até que ponto os materiais específicos para a reconstrução de núcleo têm realmente vantagens clínicas sobre as resinas compostas convencionais, como é o caso do *Filtek Z250*.

No entanto, novos ensaios *in vitro* e *in vivo* deverão ser realizados para ajudar a seleccionar os melhores materiais para reconstrução de núcleo.

**Relevância clínica:** A importância deste estudo prende-se com a necessidade dos médicos dentistas conhecerem as propriedades dos materiais disponíveis no mercado para que deles retirem a sua máxima funcionalidade e com isto melhorem não só a qualidade do tratamento como também a longevidade do mesmo. Na pesquisa da literatura pode-se constatar que existe controvérsia relativamente às possíveis aplicações das resinas *bulk fill*, o que dificulta a tomada de decisão do clínico.

No presente estudo avalia-se a microdureza de 5 resinas compostas diferentes.

## VIII. BIBLIOGRAFIA

- ADA Council on Scientific Affairs. (2003). Direct and indirect restorative materials. *Journal of the American Dental Association*, 134, 463–472.
- Agrawal, A., & Mala, K. (2014). An in vitro comparative evaluation of physical properties of four different types of core materials. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(3), 230–233. doi:10.4103/0972-0707.131782
- Alto, R. V. M., Guimarães, J. G. A., Poskus, L. T., & Silva, E. M. (2006). Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *Journal of Applied Oral Science*, 14(2), 71–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19089034>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Materiais dentários*. (Elsevier Editora Ltda, Ed.) (12. ed.). Rio de Janeiro.
- Arrais, C. A. G., Kasaz, A. D. C., Albino, L. G. B., Rodrigues, J. A., & Reis, A. F. (2010). Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. *Brazilian Oral Research*, 24(2), 245–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20658046>
- 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(1), 51–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9972151>
- Badawy, R. (2011). *Selected properties of core-buildup materials for prosthetic restorations (dissertation)*. Fachbereichs Humanmedizin der Justus-Liebig-Universität Giessen.
- Biasi, M., Calvi, R. M., Sossi, D., Maglione, M., & Angerame, D. (2010). Microhardness of a new flowable composite liner for posterior restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 25. doi:doi:10.1016/j.dental.2010.08.061
- Bowen, R. L. (1962). Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. *US Patent 3066112*.
- Bowen, R. L., & Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in Dental Research*, 6(1), 44–49. doi:10.1177/08959374920060011601
- Cho, G. C., Kaneko, L. M., Donovan, T. E., & White, S. N. (1999). Diametral and compressive strength of dental core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(3), 272–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10479251>

- Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*, 12(4), 473–476. Retrieved from [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-14392009000400016&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-14392009000400016&script=sci_arttext)
- Chung, K. H., & Greener, E. H. (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 17(5), 487–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2146373>
- Combe, E. C., Shaglouf, a M., Watts, D. C., & Wilson, N. H. (1999). Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(3), 158–65. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10551078>
- Craig, R., & Powers, J. (2002). *Restorative dental materials* (11 ed.). St. Louis, Missouri: Mosby.
- Czasch, P., & Ilie, N. (2012). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest.* doi:10.1007/s00784-012-0702-8
- Dietschi, D., Duc, P. D. O., Krejci, D. M. D. I., & Sadan, A. (2007). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature — part 1. composition and micro-and macrostructure alterations. *Quintessence International*, 38(9), 733–743.
- Doucet, S., Tavernier, B., Colon, P., & Picard, B. (2008). Adhesion between dental ceramic and bonding resin: quantitative evaluation by vickers indenter methodology. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(1), 45–9. doi:10.1016/j.dental.2007.01.010
- El-Safty, S., Silikas, N., Akhtar, R., & Watts, D. C. (2012). Nanoindentation creep versus bulk compressive creep of dental resin-composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(11), 1171–82. doi:10.1016/j.dental.2012.08.012
- Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., de Almeida Antunes, R. P., de Mattos, M. D. G. C., & Ribeiro, R. F. (2011). Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2), 69–74. doi:10.1016/j.jpor.2010.07.003
- Ferracane, J. L. (2008). Buonocore Lecture. Placing dental composites-a stressful experience. *Operative Dentistry*, 33(3), 247–57. doi:10.2341/07-BL2
- Ferracane, J. L., & Greener, E. H. (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 20(1), 121–31. doi:10.1002/jbm.820200111

- Ferrier, S., Sekhon, B. S., & Brunton, P. A. (2008). A study of the fracture resistance of nyar cores of three restorative materials. *Operative Dentistry*, 33(3), 305–11. doi:10.2341/07-90
- García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F. (2006). Composite resins. a review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 11(2), 215–220. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16505805>
- 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: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(8), 835–41. doi:10.1016/j.dental.2013.04.016
- Gonzaga, C. C., Campos, E. A. de, & Baratto-Filho, F. (2011). Restoration of endodontically treated teeth. *RSBO*, 8(3), 33–46. doi:10.1038/sj.bdj.2014.198
- Gu, S., Rasimick, B. J., Deutsch, A. S., & Musikant, B. L. (2007). In vitro evaluation of five core materials. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontics*, 16(1), 25–30. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00149.x
- Hargreaves, K. M., & Cohen, S. (2011). *Cohen's pathways of the pulp*. (M. Elsevier, Ed.) (10 Edit.). St. Louis, Missouri.
- Huysmans, M. C., & van der Varst, P. G. (1995). Mechanical longevity estimation model for post-and-core restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(4), 252–7. doi:10.1016/0109-5641(95)80058-1
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(4), 348–55. doi:10.1016/j.dental.2010.11.014
- Irie, M., Suzuki, K., & Watts, D. C. (2002). Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(3), 203–10. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11823011>
- Jun, S.-K., Kim, D.-A., Goo, H.-J., & Lee, H.-H. (2013). Investigation of the correlation between the different mechanical properties of resin composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(1), 48–57. doi:10.4012/dmj.2012-178
- Khamverdi, Z., Kasraei, S., Azarsina, M., & Gheysari, F. (2011). Microtensile bond strength of quartz fiber posts to different composite cores. *Brazilian Oral Research*, 25(4), 295–301. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21860915>

- Kim, K., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12131887>
- Kim, K., Ong, J. L., & Okuno, O. (2014). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642–649. doi:10.1067/mpr.2002.125179
- Kim, Y.-H., & Lee, J.-H. (2012). Influence of modification in core building procedure on fracture strength and failure patterns of premolars restored with fiber post and composite core. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(1), 37–42. doi:10.4047/jap.2012.4.1.37
- Lee, J.-H., Um, C.-M., & Lee, I. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(6), 515–26. doi:10.1016/j.dental.2005.05.008
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993–1000. doi:10.1016/j.jdent.2014.05.009
- Leta, F., Mendes, V., & Mello, J. (2004). Medição de identificações de dureza com algoritmos de visão computacional e técnicas de decisão com incertezas. *Engevista*, 6(2), 15–35.
- Makade, C. S., Meshram, G. K., Warhadpande, M., & Patil, P. G. (2011). A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems - an in-vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(2), 90–5. doi:10.4047/jap.2011.3.2.90
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(1), 33–40. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203521>
- Marghalani, H. Y. (2010). Post-irradiation vickers microhardness development of novel resin composites. *Materials Research*, 13(1), 81–87.
- Marković, D., Petronijević, B., Blažić, L., Šarčev, I., & Atanacković, T. (2011). Bond strength comparison of three core build-up materials used to restore maxillary incisor teeth. *Contemporary Materials*, 2(1), 62–68. doi:10.5767/anurs.cmat.110201.en.062M
- Mauricio, P., & Reis, J. (2014). Tendências na reabilitação de dentes com tratamento endodôntico em prótese fixa. *Revista Da Ordem Dos Médicos Dentistas*, 20, 2–6.
- Mccomb, D. (2008). Restoration of the endodontically treated tooth. *Dispatch*, (March).

- Melo, M. P., Valle, A., Pereira, J., Bonachela, W., Pegoraro, L., & Bonfante, G. (2005). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. *Journal of Applied Oral Science*, *13*(2), 141–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20924538>
- Mendes, V. B., & Leta, F. R. (2003). Automatic measurement of brinell and vickers hardness. *XVII IMEKO World Congress*, 992–995.
- Mosharraf, R., & Yazdi, N. B. (2012). Comparative evaluation of effects of different surface treatment methods on bond strength between fiber post and composite core. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *4*(2), 103–8. doi:10.4047/jap.2012.4.2.103
- Mota, E. G., Weiss, A., Spohr, A. M., Oshima, H. M. S., & Carvalho, L. M. N. de C. (2011). Relationship between filler content and selected mechanical properties of six microhybrid composites. *Rev Odonto Cienc*, *26*(2), 151–155.
- Newman, M. P., Yaman, P., Dennison, J., Rafter, M., & Billy, E. (2014). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(4), 360–367. doi:10.1067/mpr.2003.75
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, *105*, 97–116. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9151062>
- Reges, R. V., Côrrea, F. de O. B., Adabo, G. L., Cruz, C. A. dos S., & Sobrinho, L. C. (2002). Análise quantitativa do conteúdo de carga inorgânica das resinas compostas. *Pós-Grad Rev Odontol*, *5*(2), 18–22.
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Junior, E. J. S. (2006). *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. (Mosby Elsevier, Ed.) (5 Edition.). St. Louis, Missouri.
- Rosentritt, M., Fürer, C., Behr, M., Lang, R., & Handel, G. (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*, *27*(7), 595–601. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10931252>
- Ruyter, I. E., & Sjøvik, I. J. (1981). Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, *39*(3), 133–146. doi:10.3109/00016358109162272
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials* (13 Edition.). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Šarčev, I., Petronijević, B., Marković, D., & Selaković, S. (2009). Mechanical resistance of restored teeth with extensive crown damage. *Stomatoloski Glasnik Srbije*, *56*(2), 72–77. doi:10.2298/SGS0902072S

- Saygılı, G., & Sahmalı, S. M. (2002). Comparative study of the physical properties of core materials. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22(4), 355–63. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12212682>
- Schwartz, R. S., & Robbins, J. W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontics*, 30(5), 289–301. doi:10.1097/00004770-200405000-00001
- Scotti, N. N., Scansetti, M., Rota, R., Pera, F., Pasqualini, D., & Berutti, E. (2011). The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. *Clinical Oral Investigations*, 15(6), 923–929. doi:10.1007/s00784-010-0466-y
- Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T., & Yamamoto, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive x-ray microanalyzer. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(1), 102–112. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19280975>
- Shahdad, S. A., McCabe, J. F., Bull, S., Rusby, S., & Wassell, R. W. (2007). Hardness measured with traditional vickers and martens hardness methods. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(9), 1079–85. doi:10.1016/j.dental.2006.10.001
- Sidoli, G. E., King, P. A., & Setchell, D. J. (2014). An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 5–9. doi:10.1016/S0022-3913(97)70080-5
- Sorrentino, R., Salameh, Z., Zarone, F., Tay, F. R., & Ferrari, M. (2007). Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1), 49–56.
- Summit, J. B., Robbins, J. W., Hilton, T. J., & Schwartz, R. S. (2006). *Fundamentals of operative dentistry* (3rd ed.). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
- Taylor, E. W. (1949). Correlation of the mohs's scale of hardness with the vickers' s hardness numbers., 74, 718–721.
- Tiba, A., Zeller, G. G., Estrich, C., & Hong, A. (2013). A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-increment-fill resin-based composites. *ADA Professional Product Review*, 8(3), 13–26.
- Trope, M., Maltz, D. O., & Tronstad, L. (1985). Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, 1(3), 108–111. doi:10.1111/j.1600-9657.1985.tb00571.x
- Tuncer, S., & Ba, H. G. (2013). The Effect of Two Bulk Fill Resin Composites on Microleakage in Endodontically Treated Teeth Neslihan. *The Journal of Dentist*, 1(1), 8–15.

- Walmsley, A., Walsh, T., Burke, F., Shortall, A., Lumley, P., & Hayes-Hall, R. (2002). Restoration of teeth (complex restorations). *Restorative Dentistry Chicago: Chuchill Livingstone*.
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, *11*(3), 162–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21394387>
- Wegehaupt, F. J., Betschart, J., & Attin, T. (2010). Effect of sodium hypochlorite contamination on microhardness of dental core build-up materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *29*(4), 469–474. doi:10.4012/dmj.2010-007



## ANEXOS

### Informações do Fabricante:

#### **3M Filtek™ Z250**

*Universal Restorative System*

3M™ Filtek™ Z250 *Universal Restorative* é um compósito estético, fotopolimerizável, radiopaco, produzido especificamente para ser utilizado em restaurações directas e indirectas em dentes anteriores e posteriores. A adesão à estrutura dentária é possível através da utilização do sistema adesivo tal como 3M™ *Single Bond Dental Adhesive* ou 3M™ *Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive Systems*.

O *Filtek Z250* é embalado em cápsulas de dose única e seringas específicas.

O *Filtek Z250* está disponível em 15 tonalidades que correspondem ao sistema de cores mais utilizado:

- A1, A2, A3, A3.5, A4
- B1, B2, B3
- C2
- D3
- I (*incisal*)
- UD (*universal dentin*)

O material é colocado por incrementos e fotopolimerizado na cavidade. A máxima profundidade de polimerização para um incremento é cerca de 2,5mm para a maioria das cores. Cada camada é fotopolimerizada durante 20 segundos.

### Composição:

Matriz Orgânica composta pelos monómeros: bis-GMA, TEGDMA, UDMA e bis-EMA (40%); Partículas de carga (60%): zircónio e sílica.

### Indicações de utilização segundo o fabricante:

- Restaurações directas anteriores e posteriores;
- Recobrimento de cúspides
- Reconstrução de núcleo
- Ferulização

- Restaurações indirectas anteriores e posteriores, incluindo inlays, onlays e facetas.

#### Informações do Fabricante:

#### **3M Filtek™ Bulk Fill**

#### *Flowable Restorative*

3M™ Filtek™ Bulk Fill *Flowable Restorative* é um material restaurador fluído radiopaco, pouco viscoso, visível e fotopolimerizável. A adesão à estrutura dentária é possível através da utilização do sistema adesivo tal como 3M™ *Scotchbond™ Universal*.

O *Filtek Bulk Fill* está disponível em cápsulas e seringas.

O *Filtek Bulk Fill* está disponível em 4 tonalidades:

- A1, A2, A3
- UD (*universal dentin*)

O material é colocado directamente e fotopolimerizado na cavidade. A máxima profundidade de polimerização para um incremento é cerca de 4mm. Cada camada é fotopolimerizada durante 20 segundos, para a maioria das cores.

#### Composição:

Matriz Orgânica composta pelos monómeros: bis-GMA, UDMA, bis-EMA e Procrilat (57,5%); Partículas de carga (42,5%). Partículas de trifluoreto de itérbio, zircónio e sílica.

#### Indicações de utilização segundo o fabricante:

- Base sob restaurações directas de Classe I e Classe II;
- Revestimento sob materiais de restauração directa;
- Selante de fissuras;
- Restaurações de preparações cavitárias minimamente invasivas;
- Restaurações Classe III e V;
- Rebasamento;

- Reparação de pequenos defeitos do esmalte e/ou defeitos em restaurações estéticas indirectas;
- Reparação de materiais temporários em acrílico e resina;
- Como elemento de núcleo, onde há pelo menos metade da estrutura da coroa do dente para permitir o apoio estrutural da coroa.

#### Informações do Fabricante:

#### **VOCO Rebilda® DC**

VOCO Rebilda® DC é um compósito fluído, contendo flúor, altamente radiopaco e de dupla polimerização para construção de núcleos com excelentes propriedades mecânicas.

A adesão à estrutura dentária obtém-se por aplicação do adesivo como o *Solobond Plus* ou *Futurabond DC*.

O *Rebilda DC* está disponível em cartuchos ou em seringa QuickMix.

O *Rebilda DC* está disponível em três cores diferentes de modo a cobrir uma extensa série de indicações.

- Azul
- Cor da dentina
- Branco

*Rebilda DC* tem dupla polimerização, pelo que a polimerização química permite um tempo de trabalho de 5 minutos. No caso de polimerizar com luz de halogéneo aplicar camadas de 2mm e fotopolimerizar 40 segundos.

#### Composição:

Rebilda DC contém bis-GMA, UDMA, TEGDMA (43% volume). E uma matriz inorgânica com partículas de cerâmica de vidro, sulfato de bário e sílica (57% volume).

#### Indicações de utilização segundo o fabricante:

- Construções de núcleo em dentes vitais e não vitais;
- Cimentação de postes de fibra de vidro reforçada com resina.

Informações do Fabricante:

**Bisco Core-Flo™ DC**

Ingrediente	Concentração (%)
BASE	
bis-GMA	<10
bis-EMA	<15
TEGDMA	<10
Vidro	<65
Sílica Fundida	<15
Sílica Amorfa	<15
CATALIZADOR	
bis-GMA	<30
TEGDMA	<20
Vidro	<60
Sílica Fundida	<20
Sílica Amorfa	<20

Conteúdo inorgânico por peso: Base: 75%; Catalizador: 70%

Conteúdo inorgânico por volume: Base: 69%; Catalizador: 49%

Bisco Core-Flo™ DC é um compósito fluído, radiopaco, de dupla polimerização e com flúor para reconstrução de falsos cotos.

O *Core-Flo DC* foi especialmente concebido para cimentar espigões e reconstruir a estrutura do falso coto com uma simples aplicação.

A adesão à estrutura dentária obtém-se por aplicação do adesivo como o *One-Step* ou *One-Step Plus*.

O *Core-Flo DC* está disponível em seringa dupla de mistura e é aplicada com a pistola para seringa dupla.

O *Core-Flo DC* está disponível em 3 cores diferentes de modo a cobrir uma extensa série de indicações:

- Azul
- Natural/A1

- Branco

*Core-Flo DC* tem dupla polimerização, pelo que a polimerização química permite um tempo de trabalho de 2 minutos e um tempo de presa de 7 minutos. No caso de polimerizar com luz de halogéneo fotopolimerizar 40 segundos.

Indicações de utilização segundo o fabricante:

- Reconstrução do falso coto;
- Cimentação de espigões ou pinos;
- Material de substituição da dentina.

Informações do Fabricante:

**DMG Luxa Core Z-Dual**

DMG Luxa Core Z-Dual é um compósito de dupla polimerização e mistura automática, especialmente desenvolvido para todos os tipos de reconstrução de cotos e obturações construtivas. Através da polimerização opcional, o momento da polimerização pode ser determinado individualmente.

A adesão à estrutura dentária obtém-se por aplicação do adesivo como o *LuxaBond-Total Etch*.

O *Luxa Core Z* está disponível em cartucho automix ou em seringa smartmix.

O *Luxa Core Z* está disponível em 3 cores diferentes de modo a cobrir uma extensa série de indicações.

- Azul
- Cor A3
- Branco

*Luxa Core Z* tem dupla polimerização, o que permite determinar o tempo de trabalho.

A polimerização química intra-oral é de 5 minutos. No caso da fotopolimerização esta é de 20 segundos para camadas de 2mm e de 40 segundos para camadas de 4mm.

Composição:

*Luxa Core Z* contém vidro de bário, sílica coloidal pirogenada, nanocompósito e dióxido de zircónio (50% volume), numa matriz de resinas dentárias à base de bis-GMA.

Indicações de utilização segundo o fabricante:

- Todos os tipos de reconstrução de cotos;
- Fixação de pinos intra-radiculares.