



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COR E FLUORESCÊNCIA: ESTUDO DAS ALTERAÇÕES
PROVOCADAS PELO CIMENTO**

Trabalho submetido por
João Diogo da Costa Serra do Norte
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COR E FLUORESCÊNCIA: ESTUDO DAS ALTERAÇÕES
PROVOCADAS PELO CIMENTO**

Trabalho submetido por
João Diogo da Costa Serra do Norte
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Francisco Martins

e coorientado por
Mestre Joana Pereira

Outubro de 2019

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Doutor Francisco Martins por me tentar transmitir tranquilidade nos momentos mais aflitivos, por todo o apoio, compreensão e motivação que me deu para elaborar este trabalho.

À Mestre Joana Pereira por toda a paciência e confiança que sempre depositou em mim. Pela sua co-orientação, disponibilidade e prontidão o meu muito obrigado.

Ao Prof. Doutor José Reis pelo seu sentido de humor, disponibilidade e conhecimento científico que me transmitiu desde o início da minha atividade clínica e desta investigação.

Agradecer ainda ao Instituto Universitário Egas Moniz por me proporcionar todas as condições e materiais para elaboração desta investigação e ao Instituto Superior Técnico por me possibilitar condições para elaborar este trabalho.

Ao meu núcleo familiar, os alicerces fundamentais, o meu obrigado pelos valores, educação, conhecimento e motivação que sempre me transmitiram. Sem eles nunca teria chegado onde cheguei. Obrigado pela vida que me proporcionaram e todo o apoio que sempre me deram.

À Débora Martins, a grande responsável por todo o meu percurso. Por todo o apoio incondicional, paciência e cumplicidade que sempre mostrou. Por achar sempre que eu era capaz de alcançar todos os meus sonhos. Costuma-se dizer que por detrás de um grande homem existe uma grande mulher. Quanto a grande homem não sei, mas existe de facto uma grande mulher. Muito obrigado.

Por último, mas não menos importante, a todos os meus amigos que tive a oportunidade de conhecer e partilhar as angústias, alegrias, tristezas e frustrações que esta etapa nos proporcionou. Muito obrigado.

RESUMO

Objetivo: O objectivo deste estudo consiste na avaliação in vitro das alterações de fluorescência da cerâmica quando cimentadas com diferentes cimentos, fazendo variar a espessura da cerâmica.

Materiais e Métodos: Obtiveram-se 60 discos de cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max Press HT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na cor A2. Das 60 amostras, 30 foram cortadas com 0,5mm e as restantes com 0,8mm de espessura. Como substrato utilizaram-se 60 discos de resina composta *Filtek™ Supreme XTE* (3M ESPE, Minnesota, USA) na cor A3. As amostras foram polidas e emparelhadas de forma aleatória.

As amostras de cerâmica foram cimentadas aos discos de resina, segundo os grupos formados pelos cimentos de resina RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 e RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA), logo após o tratamento das suas superfícies.

A partir do espectrofluorómetro SPEX Fluorolog® 2I2I (Horiba, Kyoto, Japão) foram obtidos os valores de fluorescência. Uma análise estatística através de um teste two-way ANOVA, com um intervalo de confiança de 95% ($p < 0,05$) foi realizada com recurso ao software SPSS Statistics para MacBook, versão 20.0 (SPSS, IBM, Ins, Chigago, IL, EUA).

Resultados: Verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras aquando da transmissão de fluorescência na restauração final. Foi também possível verificar diferenças estatisticamente significativas na transmissão de fluorescência nos diferentes materiais de cimentação.

Conclusão: A espessura da cerâmica e os materiais de cimentação influenciam a fluorescência das restaurações em cerâmica de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: Cerâmica, cimento de resina, espectrofluorómetro, fluorescência

Abstract

Objective: The aim of this study is to evaluate in vitro the color changes of ceramic when used with different cement combinations, varying the thickness and color of the ceramic.

Materials and methods: 60 ceramic discs of lithium disilicate were obtained from IPS e.max Press HT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in color A2. Of the 60 pieces, 30 were cut to 0.5 mm and the remaining 0.8 mm thick. As substrate, were used 60 Filtek™ Supreme XTE composite resin discs (3M ESPE, Minnesota, USA) on the A3. The samples were polished and randomly paired.

The ceramic samples were cemented to the resin discs according to groups formed by RelyX™ Veener resin cements (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) in color B0.5 and RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN , USA), right after the surface treatment.

Through the SPEX Fluorolog® 2I2I Spectrofluorometer (Horiba, Kyoto, Japan) it was possible to obtain the results of this study. Statistical analysis using a two-way ANOVA test with a 95% confidence interval ($p < 0.05$) was performed using the SPSS Statistics for MacBook version 20.0 software (SPSS, IBM, Ins, Chicago, IL, USA)

Results: It was found that there are statistical differences between two thicknesses during fluorescence transmission in the final restoration. It was also possible to verify stipulated statistical differences in fluorescence transmission in between different luting agents.

Conclusion: Ceramic thickness and cementation materials are responsible for influencing the fluorescence of lithium disilicate ceramic restorations.

Keyword: Ceramics, resin cement, spectrofluorometer, Fluorescence

Índice

Índice de Tabelas	9
Lista de Abreviaturas.....	11
1. Introdução.....	13
1.1. Cerâmicas Dentárias	15
1.1.1. Cerâmicas Vítreas	16
1.1.2. Cerâmicas Feldspáticas	18
1.1.5. Cerâmicas Policristalinas	20
1.1.6. Cerâmicas com Matriz de Resina.....	21
1.2. Cimentos	21
1.2.1. Cimentos de resina	25
1.2.2. Cimentos de resina auto-adesivos.....	29
1.2.3. Cimentos de resina fotopolimerizáveis	31
1.2.3. Adesão à cerâmica	32
1.3. Propriedades Óticas	33
1.3.1. Cor	34
1.3.2. Propriedades óticas primárias.....	34
1.3.2.1. Matiz.....	35
1.3.2.2 Valor.....	35
1.3.2.3 Croma	35
1.3.3. Medição da cor	36
1.3.4. Propriedades óticas secundárias	36
1.3.4.1. Translucidez	37
1.3.4.2. Opalescência.....	37
1.3.4.3. Fluorescência.....	38

1.3.4.3.i Medição da fluorescência.....	40
1.3.4.3.ii Teoria da fluorescência molecular	40
1.3.5. Propriedades ópticas dos cimentos.....	41
2. Objetivo.....	43
3. Hipóteses de estudo.....	45
4. Materiais e Métodos	47
4.1. Confeção dos discos de cerâmica.....	47
4.2. Confeção dos disco de resina	47
4.3. Preparação das amostras de cerâmica	48
4.4. Cimentação das Amostras.....	49
4.5. Leitura da Fluorescência	51
4.6. Caracterização dos grupos de estudo	52
4.7. Análise Estatística.....	53
5. Resultados	54
6. Discussão.....	58
7. Conclusão	62
8. Bibliografia.....	64

Índice de figuras

Figura 1 - Resina composta Filtek™ Supreme XTE Body shade A3 (3M ESPE, Minnesota, USA).....	48
Figura 2 - Materiais utilizados para tratamento da superfície: Optibond™ FL(A); ácido ortofosfórico a 37%(B); ácido hidrófluídrico a 9,6%(C); Silano Calibra® (D)	48
Figura 3 - RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) (esquerda) e RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 (direita).....	49
Figura 4 - Peso de 50N	49
Figura 5 - Espectrofluorómetro SPEX Fluorolog 2I2I, cedida pela Mestre Joana Pereira	52
Figura 6 - Espectrofluorómetro SPEX Fluorolog 2I2I.	52

Índice de Tabelas

Tabela 1- da composição dos materiais utilizados: cerâmica, resina composta e cimento de resina.....	50
Tabela 2 - Materiais utilizados no tratamento de superfície da cerâmica dissilicato de lítio.....	51
Tabela 3- Distribuição das amostras por grupos de estudo	53
Tabela 4 - Fluorescência (compósito) (média \pm desvio padrão).....	54
Tabela 5- Fluorescência (cerâmica) (média \pm desvio padrão).....	55
Tabela 6- Fluorescência (cimentada) (média \pm desvio padrão).....	56

Lista de Abreviaturas

%- Percentagem

μm – Micrómetros

$^{\circ}\text{C}$ - Grau Celsius

4-META – Anidrido 4-metacriloxietil trimelítico

a^* – Cromo no eixo verde/vermelho

Al_2O_3 – Óxido de alumínio

b^* – Cromo no eixo azul/amarelo

B_2O_3 - Tróxido de boro

BaO - Óxido de bário

Bis-EMA - Bis-fenol etoxilado de dimetacrilato

Bis-GMA - Bis-fenol-a-glicidil dimetacrilato

CAD/CAM - Computer-aided design/computer-assisted manufacture

CaO - Óxido de cálcio

CeO_2 - Óxido de cérico

CIE - Commission Internationale de l'Eclairage

CIELab - Espaço de cor descrito pela Commission Internationale de l'Eclairage

H_3PO_4 - Ácido Ortofosfórico

HF - Ácido Hidrofluorídrico

$\text{K}_2\text{A}_{12}\text{Si}_6\text{O}_{16}$ - Feldspato de potássio

K_2O - Óxido de potássio

L^* – Coordenada no eixo representativo da luminosidade

La₂O₃- Óxido de Lantânio

Li₂O - Óxido de lítio

Lm- Lumen, unidade de medida do fluxo luminoso

MDP – Fosfato dihidrogénio 10 –metacrilóiloxi decilo

MgO - Óxido de magnésio

mm- Milímetros

Mpa – Megapascal

mw/cm² - Miliwatts por centímetro quadrado

N- Newtons

Na₂O - Óxido de sódio

nm – Nanómetros

P₂O₅ - Pentóxido de fósforo

rpm - Rotações/minuto

SiH₄ - Silano

SiO₂ - Dióxido de sílicio

SPSS® – *Statistics Package for the Social Sciences*

TEGDMA - Trietileno glicol dimetacrilato

TiO₂ – Dióxido de titânio

UDMA - Dimetacrilato de uretano

UV - Luz ultravioleta

ZnO - Óxido de zinco

ZrO₂ - Dióxido de zircónio

1. Introdução

O sorriso é uma das mais importantes capacidades de comunicação de uma pessoa. O objectivo-chave da estética em medicina dentária é criar um sorriso bonito com dentes de agradáveis proporções inerentes à sua anatomia e uma harmonia entre o arranjo das peças dentárias com a gengiva, lábios e rosto do paciente (Joiner, 2004).

O aumento da procura dos pacientes por restaurações esteticamente agradáveis impulsionou a pesquisa de diferentes materiais com propriedades óticas significativamente melhoradas que poderiam ser utilizados para vários tipos de restaurações. Restaurações intracoronárias, como *inlays*, *onlays* e pontes retidas por *inlays* e *onlays* são opções atrativas para os médicos dentistas e para os pacientes como meios conservadores para restaurar dentes defeituosos ou perdidos (Ereifej, Silikas, & Watts, 2009).

As preocupações estéticas com o sorriso são frequentemente a principal razão para o paciente procurar cuidados dentários. A conquista destes objetivos estéticos apresentam muitos desafios, incluindo ocasionalmente opiniões divergentes entre pacientes e clínicos no que constitui um sorriso estético (Havens, Mcnamara, Sigler, & Baccetti, 2010).

É sabido que, as pessoas tendem a favorecer uma dentição que apresente uma tonalidade clara e uma grande exibição do sorriso com uma simetria favorecida. As tentativas de quantificar a beleza datam da antiga Grécia onde existiam inúmeros métodos para avaliar a beleza (Dds & Bds, 2007).

A dentisteria estética envolve a integração harmoniosa do material selecionado e a reabilitação do sorriso. A melhor abordagem para o tratamento de dentes da região anterior tem sido amplamente discutida e um número infindável de protocolos têm sido propostos. Dentro destes, as coroas totalmente em cerâmica ou as coroas metalocerâmicas destacam-se devido à sua elevada biocompatibilidade, estabilidade da cor, resistência a elevados níveis de abrasão e eficácia clínica (Nunes Gouveia, T. H., Dias Theobaldo, J., Vieira-Junior, W., Alves Nunes Leite Lima, D., & Baggio Aguiar, F. H. 2017).

A cimentação de restaurações indiretas em dentes pilares é fundamental para se alcançar o desempenho adequado das restaurações indiretas. É o passo final de uma

cadeia de manipulações de diversos tecidos, materiais e instrumentos (De & Guillermo, 2002).

As coroas e facetas totalmente em cerâmica estão entre as restaurações mais populares na região anterior devido à sua aparência natural e estética. Uma abordagem mais conservadora e mais estética leva a restaurações mais finas com maior translucidez. Isto faz com que a estabilidade da cor do cimento subjacente possa ser crítica para o sucesso a longo prazo das restaurações (Kilinc, Antonson, Hardigan, & Kesercioglu, 2011).

Devido a características ópticas complexas relacionadas com a cor dos dentes, alcançar o sucesso estético com restaurações torna-se um processo difícil para o clínico. Para se obter restaurações estéticas bem-sucedidas é necessário o conhecimento de alguns princípios básicos e de características básicas dos materiais restauradores (Bagis & Turgut, 2013).

O sucesso do tratamento clínico depende da combinação perfeita das cores da restauração e do dente remanescente. Existem inúmeras variáveis envolvidas, como a cor da subestrutura dentária, espessura, tonalidade e tipo de cerâmica e cimento de resina, além da translucidez do material restaurador e da quantidade de reflexão e dispersão de luz (Daniele, Silami, Tonani, Alandia-, & Pires-de-souza, 2016).

Para além das propriedades primárias, valor, matiz e croma, outras propriedades secundárias mais subtis dos dentes podem ser descritas e que podem afetar a aparência geral dos dentes. São elas então a translucidez, opacidade, iridescência, brilho da superfície e fluorescência (Joiner, 2004).

A cor final de uma restauração em cerâmica pode ser influenciada pela translucidez, opalescência, fluorescência, textura da superfície e propriedades da forma, marca da porcelana e lotes, técnica de condensação e também pela cor, translucidez e espessura da resina subjacente ao agente de cimentação. Atualmente, os cimentos de resina estão disponíveis em diferentes tonalidades para realçar a cor final esperada e para permitir aos clínicos a seleção correcta da tonalidade do cimento para facetas em cerâmica, possibilitando resultados estéticos desejáveis. No entanto, o impacto das tonalidades de cimento na cor final das restaurações em cerâmica permanece controverso (Alqhtani, Aljrais, & Alshaafi, 2012).

1.1. Cerâmicas Dentárias

Originalmente, as cerâmicas era utilizadas principalmente para dentes da região anterior, como coroas revestidas por porcelana, próteses dentárias e próteses parciais (Gracis, 2015).

As aplicações das cerâmicas na medicina dentária tornaram-se gradualmente populares no século XVIII, muito devido às características estéticas do material quando comparados com outros substitutos dentários (Mclaren & Figueira, 2015).

Desde então, as cerâmicas evoluíram com modificações na sua composição química, propriedades estéticas, processos de fabrico, empacotamento do material e indicações. Resultados altamente estéticos e biocompatíveis foram alcançados em versões iniciais nas cerâmicas dentárias, mas a fraqueza do material em tensões de tração e cisalhamento levaram a um desenvolvimento das forças e durabilidade dos materiais cerâmicos, especialmente aquando da necessidade de efectuar restaurações com uma espessura fina e/ou cimentar, essencialmente, dentina. Todas as cerâmicas dentárias apresentam baixa resistência à fractura quando comparados com outros materiais dentários, como é o caso dos metais (Mclaren & Figueira, 2015) (Shenoy, 2016).

As cerâmicas são materiais que fazem parte de sistemas projetados com o propósito de produzirem próteses dentárias que, por sua vez, substituem estruturas dentárias perdidas ou danificadas (Shenoy, 2016).

Segundo a literatura, as cerâmicas definem-se como materiais inorgânicos e não-metálicos produzidos pelo homem pelo aquecimento a elevadas temperaturas da matéria-prima (Shenoy, 2016).

Após a introdução da primeira coroa feldspática em porcelana, o interesse e a procura por um material restaurativo não-metálico e biocompatível aumentou para os clínicos e pacientes. Em 1965, McLean preconizou o conceito de adicionar óxido de alumínio (Al_2O_3) às porcelanas feldspáticas para aperfeiçoar as suas propriedades mecânicas e físicas (Conrad, Seong, & Pesun, 2007).

As cerâmicas dentárias são conhecidas pela sua aparência natural e as suas propriedades químicas e ópticas duradouras. Porém, os médicos dentistas permanecem

duvidosos quanto à sua longevidade estrutural, potencial de abrasão e adaptação das restaurações em cerâmica (J. R. Kelly & Benetti, 2011).

Podem ser classificados pela sua microestrutura (por exemplo: quantidade e tipo fase cristalina e composição vítrea). Podem também ser classificados pela sua técnica de processamento (pó/líquido, prensado ou usinado) (Shenoy, 2016).

Apesar do uso rotineiro das cerâmicas na medicina dentária restaurativa ser um fenómeno recente, o desejo por um material duradouro e estético é bastante antigo. A maioria das culturas ao longo dos séculos reconheceram os dentes com uma estrutura facial íntegra para saúde, juventude, beleza e dignidade. Assim, é universalmente aceite que a perda inesperada de estrutura dentária, particularmente a região dentária anterior, cria problemas físicos e funcionais e frequentemente distúrbios psicológicos e sociais (R. Kelly & Campbell, 1996).

Como materiais restaurativos, as cerâmicas dentárias apresentam desvantagens, sobretudo devido a sua incapacidade de resistir a forças funcionais que estão presentes na cavidade oral. Inicialmente, encontraram-se limitações em aplicações na região pré-molar e molar, contudo com o avanço do desenvolvimento nestes materiais foi possível começar a utilizá-los como próteses parciais fixas com uma longa esperança de vida e restaurações sobre implantes dentárias (Shenoy, 2016).

1.1.1. Cerâmicas Vítreas

Os materiais restauradores são, essencialmente, utilizados para fabricar *inlays*, coroas, pontes e facetas. Os materiais mais adequados para estas aplicações incluem a porcelana, vidro, cerâmica sinterizada e cerâmica vítrea, bem como composto inorgânico e orgânico. Graças à capacidade da cerâmica-vítrea combinar diferentes propriedades, atualmente, este material é amplamente utilizado (Rheinberger, Apel, & Hoen, 2007).

As cerâmicas podem ser divididas em três categorias por composição: cerâmicas que são predominantemente constituídas por vidro, infiltradas por vidro e policristalinas (Helvey, 2016).

As cerâmicas vítreas foram primeiramente desenvolvidas pela empresa *Coming Glass Works*, no final da década de 1950. Segundo McLean, a utilização de cerâmicas vítreas em medicina dentária foi referida pela primeira vez por MacCulloch, em 1968, no entanto não recebeu muita atenção por parte da comunidade científica. Este utilizou

um procedimento de moldagem contínuo do vidro para produção de dentes artificiais. Foi também sugerido que deveria ser possível fabricar coroas e *inlays* usando a injeção de vidro derretido com força centrífuga (Denry & Holloway, 2010) (Anusavice, Shen, Rawls, 2012).

Esta cerâmica possui na sua composição uma matriz vítrea, no entanto o rácio vidro-cristais e tipo de cristais é variável. Neste caso, o tipo de cristais poderão ser acrescentados ao vidro ou formarem uma matriz vítrea. Em termos de processo de fabrico, são transformados em blocos industriais densos a partir de diversos processos, sendo um deles a prensagem (Mclaren & Figueira, 2015).

As partículas de cristais podem ser adicionadas mecanicamente ao vidro, um exemplo poderá ser simplesmente a mixagem dos cristais juntamente com vidro em pó. Numa abordagem mais recente, as partículas são cultivadas num objeto vítreo depois deste ser transformado. Após a formação deste objeto, ele é submetido a um tratamento especial de calor, causando a precipitação de cristais dentro do vidro. Como estas partículas são quimicamente derivados de átomos de vidro, é lógico que a composição do restante vidro também é alterado durante este processo. Tais partículas são denominadas por cerâmica-vítrea (J. R. Kelly & Benetti, 2011).

Com base nos seus tipos de cristais e documentação do seu comportamento clínico, as cerâmicas vítreas podem ser subdivididas em dois distintos grupos (Mclaren & Figueira, 2015).

No primeiro grupo, as cerâmicas vítreas apresentam uma percentagem de baixa a moderada (<50%) de vidro feldspática com leucite. Estes materiais contêm menos de 50% de cristais e cumprem mais a função de vidro, requerendo adesão. Os materiais desta subcategoria apresentam um aumento na sua força, devido, principalmente, à sua técnica de fabrico (blocos densos) e, possivelmente, devido à presença de leucite e à sua capacidade de alterar o coeficiente de expansão térmica, inibindo a propagação de pequenas fracturas. Este material de vidro denso e leucite está indicado para facetas de maior espessura, coroas anteriores, e *inlays* e *onlays* posteriores, quando é possível manter uma adesão e selamento a longo prazo (Mclaren & Figueira, 2015).

Este segundo grupo é uma subcategoria recente que inclui uma percentagem de cristais de moderado a elevado (>50%). A microestrutura deste material consiste numa matriz vítrea rodeada por cristais individuais de segunda fase. Origina um vidro homogéneo, no qual um segundo tratamento cria e desenvolve cristais, um processo que proporciona melhorias nas propriedades mecânicas e físicas através da maximização da

presença de cristais e produção de compressão nos cristais circundantes. Um exemplo deste tipo de materiais é o dissilicato de lítio, um material de cerâmica vítrea composto por sílica, dióxido de lítio, alumina, óxido de potássio e pentóxido de fosfato. Depois da componente cristalina ter atingido o seu crescimento ótimo, através do seu processo de fabricação, é pulverizado num pó e processado numa variedade de técnicas (McLaren & Figueira, 2015).

Restaurações fabricadas a partir desta segunda subcategoria demonstram elevada força, resistência à fratura e naturalidade na sua aparência, produzindo assim uma alternativa forte e versátil para uma abrangente variedade de indicações. Uma das possíveis indicações será quando ocorre situações elevado risco de comprometimento clínico (por exemplo: menos de 50% de esmalte num dente; quando menos de 50% de substrato aderido é esmalte; e/ou quando 30% ou mais da margem dentária é dentina) (McLaren & Figueira, 2015).

1.1.2. Cerâmicas Feldspáticas

Este grupo de cerâmicas é composto por argila/caulinita (aluminossilicato hidratado), quartz (sílica) e feldspato (uma mistura de aluminossilicato de potássio e sódio). O feldspato de potássio ($K_2A_{12}Si_6O_{16}$) forma cristais de leucite que, dependendo da quantidade, aumenta a força intrínseca da restauração e que fazem com a porcelana seja adequada para infraestruturas de metal para facetas (coeficiente de expansão térmica de aproximadamente 10%). Estes materiais são ainda utilizados para ligas metálicas e substratos de cerâmica em materiais de facetas e como material estético aderido à estrutura dentária (Gracis, 2015).

A composição básica da porcelana feldspática é uma mistura de feldspato, potassa, quartzo e caolinite. O feldspato compreende até 65% da mistura, onde ~25% é de quartzo e ~10% de óxidos de metal. O óxido de sódio e óxidos alcalino-terrosos são adicionados na constituição como modificadores de vidro bivalentes para um aperfeiçoamento das propriedades de translucidez e estabilizar a resistência do material. Agentes de fluxo são também adicionados para baixarem a temperatura de fusão para que as porcelanas feldspáticas sejam mais fáceis de manusear em laboratório (Chu & Ahmad, 2005).

1.1.3. Cerâmicas Sintéticas

Para que exista uma menor dependência dos recursos naturais de matérias-primas e suas variações, a indústria da cerâmica começou a utilizar materiais sintéticos. A composição varia consoante o fabricante, porém normalmente inclui dióxido de silício (SiO_2), óxido de potássio (K_2O), óxido de sódio (Na_2O) e Al_2O_3 . A sua fase vítrea pode ser combinada com cristais de apatite, em vez de leucite, para uma expansão térmica compatível com metais e uma força melhorada (Gracis, 2015).

As cerâmicas sintéticas podem ser de 3 tipos: à base leucite; dissilicato de lítio e derivados; e fluorapatite (Gracis, 2015).

Uma nova geração cerâmica vítrea de quartzo completamente sintético que supera algumas desvantagens das cerâmicas relativamente ao feldspato tradicional foi recentemente introduzido. O quartzo natural tem na sua constituição impurezas que não podem ser removidas pela queima convencional, tendo em consideração que o quartzo sintético possui maior pureza e uma consistência mais homogênea. Os cristais de quartzo sintético são também submetidos a um fase de queima, onde são sujeitos a uma temperatura de 1600°C , um pouco antes do seu ponto de fusão (1670°C), que evapora e remove todas as impurezas (Chu & Ahmad, 2005).

Para melhorar as propriedades mecânicas e uso como material de uma subestrutura, estão disponíveis porcelanas feldspáticas reforçadas na fase cristalina. Estas são compostas por SiO_2 (63%), Al_2O_3 (17%), K_2O (11,2%), Na_2O (4,6%), óxido de cérico (CeO_2 ; 1,6%), tróxido de boro (B_2O_3), óxido de cálcio (CaO), óxido de bário (BaO), dióxido de titânio (TiO_2) (< 1%) (por exemplo: IPS Empres) ou por aproximadamente 70% de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) (SiO_2 (57% a 80%), Al_2O_3 (0% a 5%), óxido de zinco (ZnO)(0% a 8%), K_2O (0% a 13%), óxido de lítio (Li_2O)(11% a 19%), pentóxido de fósforo (P_2O_5)(0% a 11%)). Um desenvolvimento dentro do sistema do dissilicato de lítio (IPS e.max para impressão ou assistidas por computador, *computer-aided design/computer-assisted manufacture* [CAD/CAM]) demonstrou uma melhoria nas propriedades mecânicas para utilizar em *inlays*, *onlays*, coroas e prótese fixas de 3 elementos na região anterior (Gracis, 2015).

1.1.4. Cerâmicas infiltradas por vidro

Relativamente às cerâmicas infiltradas por vidro elas poderão ser de três materiais: alumina; alumina e magnésio; e, alumina e zircónia (Gracis, 2015).

O primeiro sistema totalmente em cerâmica disponível para restaurações unitárias e pontes da região anterior com 3 elementos foi o In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik), em 1989, onde este apresentava um núcleo em cerâmica de alta resistência fabricado através da técnica de fundição por deslizamento (Guess et al., 2011) (Gracis, 2015).

Através desta técnica, o técnico de fabrico aplica e sinteriza uma pasta de alumina densamente compactada num molde refractário a 1120°C por 10 horas. Isto produz uma estrutura porosa de partículas de alumina, que são infiltrados por ação capilar com óxido de lantânio à base de vidro num segundo aquecimento a 1100°C por 4 horas para eliminar a porosidade, aumentar a resistência e limitar os locais de propagação de fraturas (Della, Mecholsky, Barrett, & Griggs, 2008).

1.1.5. Cerâmicas Policristalinas

A principal característica das cerâmicas policristalinas é a estrutura cristalina em grão fino que fornece resistência e tenacidade à fratura, porém tende a ter uma translucidez limitada. Além disso, a ausência de uma fase vítrea faz com que o condicionamento ácido com ácido hidrofluorídrico (HF) seja difícil, exigindo que o processo de ataque ácido seja mais longo ou a altas temperaturas (Gracis, 2015).

Existem diversas técnicas de processamento diferentes que permitem a fabricação de alumina sólida sinterizada ou de estruturas em zircónia. O primeiro material policristalino totalmente denso para aplicações dentárias foi o Procera AllCeram alumina (Nobel Biocare) com uma resistência cerca de 600 Mpa. O pó de alumina é prensado e moído e sinterizado a uma temperatura de 1600°C (McIaren & Giordano, 2010).

1.1.6. Cerâmicas com Matriz de Resina

Estas cerâmicas são compostas predominantemente (> 50% por peso) por compostos inorgânicos refratários, independentemente da presença de uma fase orgânica menos predominante. Os fabricantes têm sugerido uma ampla variedade de indicações para estes materiais restaurativos (Gracis, 2015).

As composições variam consideravelmente, mas são especificamente formuladas para o sistema CAD/CAM. Atualmente, a cerâmica com matriz de resina pode ser dividida em várias subfamílias, de acordo com a sua composição inorgânica: resina nanocerâmica; cerâmica vítrea numa rede interpenetrante de resina; e, cerâmica de zircónia-sílica numa rede interpenetrante de resina (Gracis, 2015).

Os materiais de cerâmica com matriz de resina têm vindo a ser desenvolvidos para combinarem as vantagens físicas e mecânicas das cerâmicas e propriedades de flexibilidade melhoradas com a baixa abrasividade das resinas compostas. Este material apresenta uma característica distribuição de tensão alterada devido ao módulo de elasticidade semelhante à dentina, como também uma capacidade de ajuste de fresagem mais segura quando comparado às cerâmicas vítreas e policristalinas (Çelik, E., Sahin, S. C., & Dede, D. Ö , 2017).

1.2. Cimentos

A seleção apropriada do agente de cimentação é a última decisão importante numa série de passos que requerem uma execução meticulosa, sendo este passo final que determina o sucesso a longo prazo das restaurações fixas. Há cem anos atrás esta tomada de decisão era fácil pois a disponibilidade de cimentos baseava-se apenas em um cimento, o cimento de fosfato de zinco. Atualmente, existe uma grande variedade de agentes de cimentação disponíveis no mercado. Não obstante, a escolha de um ótimo agente de cimentação poderá ser confusa, mesmo para um clínico experiente (Pameijer, 2012).

As restaurações dentárias poderão ser directas, onde é colocada um massa mole dentro de preparação cavitária que endurece, e indirectas, onde um objeto sólido

fabricado fora da boca é colocado dentro ou por cima de um dente previamente preparado. Independentemente do método de fabrico ou da precisão do ajuste, uma restauração indireta tem que ser sempre selada com um agente cimentação (E E Hill & Lott, 2011)

Numa visão simplista, um agente de cimentação tem que manter a restauração indireta no sítio que lhe é devido por um período de tempo indefinido e preencher o espaço da interface do dente e da restauração. Os requisitos básicos mecânicos, biológicos e de manipulação terão que estar presentes no cimento: não deverá causar dano ao dente ou aos tecidos adjacentes; tem que permitir um tempo de trabalho suficiente para colocar a restauração; tem que ser fluído o suficiente para que a restauração assente; deverá formar rapidamente uma massa dura suficientemente forte para resistir a forças funcionais (Edward E Hill, 2007).

Tem-se colocado bastante ênfase na composição, biocompatibilidade, propriedades físicas, indicações clínicas e performance clínica nos cimentos dentários. Uma vasta abrangência de formulações têm sido desenvolvidas ao longo dos últimos 40 anos, porém o ênfase terá que ser colocado, contemporâneamente, se a escolha dos cimentos mais utilizados passa pelos de agentes de cimentação ou agentes de ligação (Pameijer, 2012).

Os cimentos em medicina dentária são concebidos para reterem restaurações, aparelhos ortodônticos, postes e núcleos de maneira estável e, presumivelmente, numa posição duradoura em ambiente oral. Os mecanismos de retenção para restaurações asseguradas por cimentos estão descritos como químicos, mecânicos (fricção) e micromecânicas (tecido hibridizado). A retenção da restauração é normalmente assegurada pela combinação de dois ou três mecanismos, dependendo da natureza do cimento e do substrato (Pegoraro, Silva, & Carvalho, 2007).

Quando um cimento é utilizado para unir uma restauração indirecta é chamado de agente de cimentação. Estes poderão ser definitivos ou provisórios, dependendo das suas propriedades físicas e na longevidade planeada para a restauração (Edward E Hill, 2007).

Embora o estabelecimento de formas ótimas de resistência e retenção no preparo do dente sejam de importância primordial, um cimento deve ser utilizado como barreira

contra microrganismos, selamento das interfaces do dente e da restauração e garantir que essas superfícies se mantenham juntas (Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R., 1999)

O ambiente da cavidade oral é bastante agressivo e expõe bastantes desafios aos materiais restauradores. É expetável que as restaurações durem bastantes anos quando sujeitas a uma diversidade de forças e ataques químicos. Pequenos espaços entre a estrutura dentária e a restauração podem levar à colonização de bactérias e desenvolver cárie secundária. As cáries secundárias são uma das principais causas para fracasso das restaurações (Moshaverinia, Roohpour, Chee, & Schricker, 2011).

Vários tipos de cimentos são apresentados como um conjunto de pó e líquido ou em forma de duas pastas, de modo a que a mistura desses dois componentes dê início a uma reação. Os líquidos são geralmente ácidos (dadores de protões) e os pós são de natureza básica (alcalinos), habitualmente compostos de vidro ou óxidos metálicos (Anusavice et al, 2012).

Os diferentes cimentos que estão disponíveis para os clínicos têm sido classificados em cinco principais categorias: cimentos de fosfato de zinco, cimentos de poliacarboxilato, cimentos de ionómero de vidro, cimento de ionómero de vidro modificado por resina e cimentos de resina composta. Embora cada uma das cinco categorias tenha sido amplamente investigada, a correcta escolha clínica entre elas não está bem clarificada. Nenhum dos cinco tipos de cimento é adequado para ser usado na ampla variedade de procedimentos restauradores indirectos. Portanto, a sua correcta aplicação requer uma compreensão e consciencialização das vantagens e desvantagens de cada material, tendo em consideração o material restaurador, controlo da humidade e a configuração do preparo dentário (retentivo ou adesivo) (Radovic & Monticelli, 2008).

De acordo com a longevidade expectável da restauração, os cimentos dentários podem ser divididos em 2 grupos: provisórios (temporários) e definitivos. Todos os cimentos podem ser, posteriormente, separados em 2 subgrupos: agentes de cimentação e cimentos de ligação. Actualmente existem 4 tipos de agentes de cimentação habitualmente utilizados, sendo eles o cimento de fosfato de zinco, cimento de poliacarboxilato de zinco, cimento de ionómero de vidro convencional e cimento de ionómero de vidro modificado por resina. O único tipo de cimento de ligação é o

cimento de resina, que é composto por diferentes subtipos (Yu, Zheng, Chen, & Cheng, 2014).

Os cimentos provisórios inserem-se em duas categorias: cimentos de hidróxido de cálcio e cimentos de óxido de zinco com eugenol ou substâncias alternativas. O primeiro cimento provisório foi o cimento de óxido de zinco eugenol, em que a sua invenção data de 1850. Este cimento foi criado através da mistura do pó de óxido zinco eugenol e em eugenol líquido (Yu et al., 2014).

Cimentos provisórios poderão ser à base de eugenol, não-eugenol, resina ou policarboxilato. Dever-se-á ter cuidado aquando da utilização de eugenol – os cimentos que contenham eugenol podem contaminar o preparo dentário. Nisto, o eugenol poderá inibir a polimerização de certas resinas compostas que são subsequentemente utilizadas como material restaurador permanente (Pameijer, 2012).

Muitos investigadores verificaram uma força de adesão reduzida no cimento de resina quando foi utilizado previamente um cimento provisório com eugenol. Assim sendo, recomenda-se o uso de cimento provisório sem eugenol antes do processo de adesão de cimento de resina (Yu et al., 2014).

É significativo que em quase 100 anos o cimento de fosfato de zinco era o único disponível, este que ainda hoje é considerado o “*gold standard*”. Com a introdução de restaurações passíveis de serem moldadas no final de 1880, a necessidade de um agente de cimentação para coroas ou pequenas pontes foi imediatamente reconhecida pelos médicos dentistas (Pameijer, 2012).

Dentro da categoria dos cimentos definitivos encontram-se os seguintes: cimento de fosfato de zinco, cimento de policarboxilato de zinco, cimento de ionómero de vidro convencional, cimento de ionómero de vidro modificado por resina e cimento de resina (Pameijer, 2012).

Todos os materiais de cimentação de carácter definitivo que existem actualmente satisfazem, de algum modo, os requisitos e todos têm sido utilizados clinicamente com sucesso (Edward E Hill, 2007).

Um ponto crucial é que o organismo não deve reconhecer o cimento como um corpo estranho, para que a cicatrização ou ação terapêutica sobre os tecidos afectados comece assim que possível (Anusavice et al., 2012).

Aquando da avaliação da qualidade estética final das facetas em cerâmica, reconhecer a extensão da qual a restauração disfarça as variações de cor que possam

estar presentes na estrutura dentária subjacente é determinante para compor um efeito harmonioso com os dentes naturais adjacentes e reproduzir propriedades ópticas semelhantes às que estão presentes na estrutura dentária. Como consequência, a totalidade da cor reproduzida não deverá ser avaliada separadamente. Através de uma escolha ponderada da espessura, agente de cimentação e cor de *background*, todas poderão otimizar a cor selecionada (Beatriz & Cubas, 2011).

1.2.1. Cimentos de resina

Agentes de cimentação em resina são únicos no sentido em que uma matriz de polímeros é formada para preencher e selar uma abertura entre o dente e a restauração, enquanto outros cimentos de carácter definitivo são derivados de uma mistura de pó e líquido onde se forma uma matriz de hidrogel (E E Hill & Lott, 2011).

Os cimentos de resina à base metil metacrilato foram desenvolvidos na década 1950 e eram quimicamente comparáveis a materiais de preenchimento em acrílico da época, porém tinham propriedades físicas fracas. Como tal, eles não aderiam à estrutura do dente, passando por um considerável encolhimento de polimerização, apresentavam um coeficiente de expansão térmico relativamente alto, absorção de água que contribuiu na microinfiltração na interface dente-resina e dificuldade na remoção de excessos. Apresentavam também elevados níveis de resíduos de amino que contribuíam para uma alteração da cor após polimerização. A única característica superior comparada com outros agentes de cimentação de definitivos era a sua solubilidade extremamente baixa (E E Hill & Lott, 2011) (Ladha & Verma, 2010).

Em 1963, o Dr. Rafael Bowen desenvolveu o primeiro metacrilato multifuncional em medicina dentária, o Bis-GMA ou resina de Bowen. O Bis-GMA (Bis-fenol-a-glicidil dimetacrilato) pode ser definido como um éster aromático de dimetacrilato, sintetizado de uma resina epóxi e metil metacrilato. O bis-GMA é um dimetacrilato baixo em viscosidade e extremamente viscoso, como o trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) que é misturado para reduzir a viscosidade (Ladha & Verma, 2010).

Cimentos resinosos são versões de baixa viscosidade de resinas compostas. Estes cimentos são insolúveis nos fluídos orais, mas existe uma grande variação entre marcas

comerciais quanto às propriedades físicas, principalmente na razão das diferenças nos tipos e concentrações de resinas e cargas usadas na formulação dos cimentos (Anusavice et al., 2012).

Como alternativa aos cimentos de reação ácido-base, os cimentos de resina foram introduzidos em meados de 1980. Estes materiais têm uma reação baseada na polimerização (Pameijer, 2012).

Atualmente, os cimentos de resina são compostos por uma matriz de resina de bis-GMA ou dimetacrilato de uretano e um elemento de preenchimento de partículas inorgânicas finas (20-80%) para garantir uma camada fina em espessura (Ladha & Verma, 2010).

Certos cimentos de resina contêm trifluoreto de itérbio que podem libertar algumas quantidades de fluoreto. Por outro lado, outros cimentos contêm fluorossilicato. Porém, alguns cimentos de resina ainda escasseiam em libertação de fluoreto com algum nível de significância (Sümer & Er, 2011).

Na maior parte dos cimentos de resina, existe vidro e partículas de sílica que variam num rácio de 20-80%. As partículas de sílica fortalecem as qualidades mecânicas da mistura, permeabilizam e difundem a luz. Estes materiais de preenchimento fazem com que o cimento seja mais resistente a forças de compressão e tensão e fazem com que o cimento seja menos solúvel (Yu et al., 2014).

Em termos de biocompatibilidade pulpar, poderá ser particularmente problemático em perfurações profundas. Este tipo de cimentos necessitam de uma técnica mais sensível do que a maior parte dos cimentos convencionais e um custo mais elevado (Sümer & Er, 2011).

A compatibilidade biológica e as qualidades físicas dos cimentos de resina não dependem só da qualidade e quantidade de uma variedade de polímeros e materiais inorgânicos, dependem também do seu íntimo relacionamento com a polimerização da resina (Yu et al., 2014).

Cimentos de resina são compósitos de resina desenvolvidos para fornecer propriedades mecânicas e características de manuseamento que são importantes para a cimentação de restaurações indirectas. Estes cimentos contêm diferentes monómeros, que estão ligados entre si durante a reação de polimerização (Souza, Braga, Cesar, & Lopes, 2015).

Os cimentos de resina são polímeros aos quais foram adicionados uma carga, como o flúor (Pameijer, 2012).

Devido à sua aplicabilidade em restaurações indiretas, na maioria dos casos a ativação química (fotoativação) tem um efeito muito limitado. Por isso, existe a necessidade de ativadores químicos. A ativação da polimerização significa induzir um foto-indutor (exemplo: canforoquinona) ou o separar a molécula do iniciador químico (peróxido de benzoílo) para que então se forme radicais livres que irão iniciar a polimerização. Os radicais livre ligam-se aos monómeros para quebrarem as ligações duplas de carbono. As adições contínuas de monómeros a uma cadeia em crescimento resultam numa cadeia polimérica (Souza et al., 2015).

Este tipo de cimentos podem ser activados quimicamente ou por via da luz visível ou por ambos (*dual cure*). Existem numa variedade de tipos em diferentes cores e opacidades. De entre muitos, os que estão melhor idealizados, respeitando as condições de polimerização, são os *light+chemical curing system*. Os cimentos de resina que são polimerizados quimicamente têm vindo a ser produzidos em sistemas de pastas duplas ou em formato pó-líquido (Ladha & Verma, 2010).

Segundo Diaz-Arnold et al. em 1999, a adesão ao esmalte ocorre por um micromecanismo de interligação da resina aos cristais de hidroxiapatite e a redes de esmalte aderido. A adesão da resina à dentina é mais complexa, envolvendo a penetração de monómeros hidrofílicos numa camada de colagénio sobreposta com apatite parcialmente desmineralizada de dentina aderida. Usualmente a adesão à dentina requer múltiplos passos, tais como a remoção da *smear layer* e desmineralização da superfície, aplicação de um agente de adesão de resina ou *primer*, nos quais a resina liga quimicamente. A prática do *total etching*, que resulta frequentemente em sensibilidade pós-operatória, tem sido considerada não necessária e tem sido substituída pelo um método de *self-etching* menos invasivo (Diaz-Arnold, A. M et al., 1999) (Edward E Hill, 2007).

A camada de cimento poderá não ser favorável para alguns materiais, como por exemplo, C&B Metabond (Parkel Inc.) numa espessura de camada > 100µm, enquanto outros referem uma espessura de camada de 9 µm, como por exemplo Permalute (Ultradent Products Inc). Um dos primeiros cimentos de resina introduzidos no mercado foi o Biomer da Dentsply/Caulk, por volta de 1987 (Pameijer, 2012).

Apareceram recentemente muitos sistemas novos de cimentação de resina que reduzem os procedimentos de cimentação, incluindo o uso de adesivos *self-etch*. Cimentos de resina encapsulados com propósito múltiplo têm vindo a ganhar extrema popularidade, apesar dos dados de desempenho a longo prazo serem escassos (Edward E Hill, 2007).

A maneira como o cimento de resina é tratado em complementaridade com o uso de sistema adesivo tem vindo a demonstrar um grande impacto na qualidade da adesão a tecidos dentários duros. Cimentos de resina polimerizáveis pela luz apresentam um grau de polimerização maior depois da sua colocação inicial, enquanto que as resinas *auto* e *dual-cured* lentamente vão ganhando força. Testes recentes relativos à fadiga de carga (considera-se clinicamente mais relevante que os testes tradicionais) de coroas em ouro cimentadas com diversas resinas *auto-curing* demonstraram que não havia uma performance superior quando comparado com o cimento de fosfato de zinco (Edward E Hill, 2007).

Os cimentos de resina *dual-cured* são utilizados em restaurações onde a restauração é translúcida o suficiente para permitir a penetração de uma pequena quantidade de luz, mas com uma espessura (mais de 1,5-2mm) que não permita a polimerização apenas com a luz (Sümer & Er, 2011).

A utilização destes cimentos apresenta as seguintes vantagens: força de compressão e tensão elevada (20-50 Mpa) com uma baixa solubilidade, adesão micromecânica em esmalte preparado e dentina, ligas metálicas e superfícies em cerâmica, e por último, uma larga disponibilidade de tonalidades e translucidez (Ladha & Verma, 2010).

Todavia, a sua utilização também apresenta algumas desvantagens, como sejam:

- exige uma técnica de manipulação crítica e meticulosa;
- formação de uma camada com grande espessura;
- infiltração marginal devido a contração de polimerização;
- reações pulpares severas em situações onde existiu um corte de dentina vital;
- não existência de libertação de flúor;
- baixo módulo de elasticidade razão pela qual não consegue suportar próteses com uma longa expectativa de vida;
- dificuldade em remover excesso de cimento de resina totalmente polimerizado em áreas inacessíveis;

- impossibilidade de utilizar agentes de cimentação provisórios que contenham eugenol, pois inibem a polimerização completa do cimento de resina;
- os pacientes terão que ser aconselhados a evitarem sobrecarregar as restaurações cimentadas com cimentos de resina polimerizados quimicamente na primeira hora após a cimentação, pois este cimento apresenta uma baixa força de adesão inicial e um período de maturação de 24 horas,;
- o excesso de cimento tem que ser removido antes que tome presa por completo para evitar danificar a fraca adesão primário (Ladha & Verma, 2010).

1.2.2. Cimentos de resina auto-adesivos

Até há bem pouco tempo, os cimentos de resina eram divididos em dois subgrupos de acordo com o sistema adesivo utilizado anteriormente à cimentação. O primeiro grupo utiliza os sistemas adesivos *etch-and-rinse* (exemplo: Variolink(Ivoclar Vivadent; Schaan, Lichtenstein)) e no segundo grupo, o esmalte e a dentina são preparados utilizando os *primers self-etching*. (exemplo: Panavia 21 (Kuraray Medical; Tóqui, Japão)). (Radovic & Monticelli, 2008).

No início de 1980, o cimento de resina de Bis-GMA convencional foi modificado ao ser adicionado à sua fórmula, mais concretamente à componente monomérica, o fosfato de éster, introduzindo assim na medicina dentária um grupo único de agentes de cimentação à base de resina. Este grupo destaca-se particularmente pelo seu grau de ligação química à estrutura dentária, bem como pela sua ligação micromecânica à estrutura do dente e ligas metálicas (Sümer & Er, 2011).

Com o propósito de melhorar as propriedades adesivas foram incluídos na fórmula um monómero de fosfato bifuncional, mais concretamente o fosfato dihidrogénio 10–metacrilóiloxi decilo (MDP), desenvolvido em 1981 e um monómero carboxílico, o anidrido 4-metacrilóxietyl trimelítico (4-META) (Ladha & Verma, 2010).

Os cimentos auto-adesivos foram introduzidos em 2002 como um novo subgrupo dos cimentos de resina (exemplo: RelyX Unicem, 3M ESPE; St. Paul, MN, EUA). (Radovic & Monticelli, 2008).

Estes cimentos não precisam de pré-tratamento e agentes de adesão para exercerem o seu desempenho máximo. A fim destes cimentos se tornarem auto-adesivos, foi criada uma nova tecnologia de novos monómeros, *fillers* e iniciadores (Pameijer, 2012).

A adesão da resina é facilitada pela afinidade dos monómeros aos óxidos de metal presentes nas ligas metálicas, não necessitando de recorrer ao ataque ácido. Não obstante, estas resinas, têm uma baixa afinidade às ligas de metais preciosos, devido à falta de óxidos na superfície de revestimento e baixa reatividade química. Por conseguinte, é necessário algumas modificações na superfície para se alcançar a ligação química (Ladha & Verma, 2010).

Estes cimentos são bastante populares devido ao facto de terem aplicações universais. A degradação dos polímeros ao longo do tempo continua a ser um problema nos cimentos de resina, tal como nos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina. A matriz de metaloproteínas encontra-se fossilizada na dentina mineralizada e pode ser libertada e ativada durante a adesão (Pameijer, 2012).

Podemos também encontrar nas fibras de colagénio enzimas colagenólitas endógenas que são necessários para ligação do cimento. A ação destas enzimas de degradação lenta está para além do controlo do clínico mais metuculoso (Pameijer, 2012).

O primeiro produto a ser comercializado foi o Panavia, contendo na sua composição MDP em líquido. Encontrava-se disponível como pó/líquido, numa única tonalidade e a sua força de ligação aos metais excedia à do dente (Ladha & Verma, 2010).

Antes da introdução da Panavia no mercado, o compósito de Bis-GMA foi modificado ao diminuir-se os *fillers* e acrescentando-se 3% de metacrilato de 2-hidroxi-3b-naftoxipropilo no 4-META e tri-n-butil borano. Com isto, o compósito foi comercializado como C & B Metabond (Parkell, Farmingdale, New York). O C&B Metabond apresenta características físicas semelhantes a outros cimentos de resina. Tem uma força de tensão extremamente alta, que poderá ser útil para providenciar retenção em situações restaurativas onde existem poucas condições ótimas. É um sistema pó/líquido *auto-curing* e poderá ser utilizado em próteses aderidas por resina. O cimento

assemelha-se a calcário, não apresenta cargas inorgânicas e não é radiopaco (Edward E Hill, 2007).

Este cimento, por norma, é bastante caro e requer uma técnica bastante apurada por parte do clínico, difícil de limpar após presa e não tem um tempo de vida longo (Sümer & Er, 2011).

Atualmente o C&B Superbond (Parkell, Farmingdale, Nova Iorque) é uma das opções de mercado que se encontram à disposição do clínico. É um cimento de resina adesivo 4-META com um iniciador de polimerização adicional, o tributil boro que auxilia a ligação química à dentina (Ladha & Verma, 2010).

A Panavia e o C&B Metabond representam vários agentes de cimentação adesivos únicos disponíveis em várias composições que podem ajudar a fornecer uma adequada retenção para coroas e próteses, onde poderá escassear uma retenção ideal. Numa visão geral, estes materiais são caros, muito sensíveis tecnicamente, difíceis de limpar quando preza tomada e não têm uma esperança de vida excepcional (Edward E Hill, 2007).

1.2.3. Cimentos de resina fotopolimerizáveis

Os cimentos de resina variam em mecanismo de polimerização, podendo ser fotopolimerizáveis, auto-polimerizáveis e de dupla polimerização. Os auto-polimerizáveis e de dupla polimerização podem ser aplicados em qualquer tipo de cimentação. No entanto, os cimentos de resina foto-polimerizáveis deverão limitar-se à cimentação de facetas em porcelana e restaurações em cerâmica-vítrea, pois permitem que a luz penetre dando início à fotopolimerização. Alguns fabricantes afirmam que o cimento de resina fotopolimerizável apresenta uma melhor estabilidade da cor a longo prazo (Yu et al., 2014).

Como vantagens, os cimentos de resina fotopolimerizáveis apresentam (Pegoraro et al., 2007):

- uma estabilidade na cor melhorada
- um tempo de trabalho longo;

- permitem ao clínico polimerizar quando necessário;

O fotoiniciador mais utilizado para resinas fotopolimerizáveis no espectro da luz visível é a canforoquinona. No entanto, apresenta algumas desvantagens, como a baixa eficiência de polimerização e toxicidade (Segreto et al., 2016).

Os cimentos de resina fotopolimerizáveis podem ser aplicados em facetas de cerâmica em dentes anteriores, pois permitem um maior trespasse de luz, ajudando a assegurar uma boa força de adesão (Segreto et al., 2016).

1.2.3. Adesão à cerâmica

A capacidade de combinar o cimento de resina/sistema adesivo de aderir às cerâmicas depende da microestrutura da restauração estética e do tratamento da superfície da restauração (Pegoraro et al., 2007).

As cerâmicas reforçadas com leucite, dissilicato de lítio, alumina e zircônio tem sido amplamente utilizadas como materiais restaurativos e o tratamento da sua superfície tem sido considerado como um fator direto para o sucesso clínico (Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B, 2005).

A forte ligação da resina depende da interligação micromecânica e da ligação química à superfície da cerâmica, que requer um desbaste e limpeza para uma adequada ativação da superfície. As opções de tratamento comuns são o polimento, abrasão com instrumentos de rotação de diamante, abrasão por jactamento de Al_2O_3 , ataque ácido e combinações de qualquer uma destas opções. O ataque ácido com soluções de HF ou bifluoreto de amônio podem alcançar a textura e rugosidade pretendida. A matriz vítrea é seletivamente removida e a estrutura cristalina é exposta (Blatz, Dent, & Sadan, 2003).

Embora a superfície da cerâmica seja áspera, a abrasão ou aplicação de jactamento são consideradas uma maneira de melhorar a adesão na maioria dos materiais estéticos. Porém, a silanização aparenta ser o único método eficaz para as cerâmicas à base de sílica (Pegoraro et al., 2007).

Uma adesão durável e segura para cerâmicas é usualmente experimentada por dois tipos de mecanismos – ligação micromecânica às porosidades originadas pelo ataque ácido do HF com ou sem jactamento associado a um agente de ligação, o silano (Pegoraro et al., 2007).

O silano, agente de ligação, é constituído por moléculas bi-funcionais com a capacidade de se ligarem com grupos OH nas superfícies da cerâmica e copolimerizarem com porções orgânicas de cimento de resina ou adesivo. Os *primers* do silano contêm um agente, normalmente o g-metacriloxipropil-trimetoxi-silano, um ácido fraco e altas quantidades de solventes (Pegoraro et al., 2007).

Constatou-se que o ataque com ácido hidrófluorídrico a 9,5% por 20 segundos é o suficiente para remover a segunda fase cristalina e a matriz vítrea, criando assim uma adesão favorável na superfície tratada. A abrasão por jactamento por si só é insuficiente para fornecer força de adesão. Por lado, o excessivo jactamento induz um desgaste elevado ou grande perda de material cerâmico e, por isso, não é recomendável a cimentação à base de silano em restaurações totalmente em cerâmica (Soares, C. J. et. al, 2005).

Num estudo comparou-se a abrasão por jactamento de partículas com diferentes agentes de ataque ácido. Chegou-se à conclusão que entre o ácido hidrófluorídrico e o ácido sulfúrico, o ácido hidrófluorídrico fornecia o mais alto e durável força de ligação (Kato, Matsumura, & Atsuta, 2000).

1.3. Propriedades Óticas

A cor dos dentes é determinada pela combinação de efeitos das colorações intrínsecas e extrínsecas. A coloração intrínseca dos dentes está associada com as propriedades de dispersão e absorção da luz do esmalte e da dentina. A cor extrínseca normalmente é associada à absorção de materiais no esmalte, como por exemplo chá, vinho tinto, clorohexidina e sais minerais (Joiner, 2004).

O fenómeno da cor é uma resposta psicofísica a uma interação da energia luminosa com um objeto e uma experiência subjetiva do observador. Existem três

fatores que influenciam a percepção da cor, nomeadamente, a fonte da luz, o objeto que está ser observado e o observador que está visualizar o objeto (Joiner, 2004).

A percepção individual da cor pode também ser problemática no momento da seleção da tonalidade. A capacidade de discriminação difere de pessoa para pessoa e a seleção visual da cor depende de inúmeros fatores, tais como a forma, o tamanho, a posição, a iluminação e a cor de fundo. A variação num destes fatores pode resultar na alteração da percepção da cor (Silva, Park, Weber, Dent, & Silva, 2008).

Devido a características óticas complexas relativas à coloração do dente, alcançar o sucesso estético em restaurações torna-se um processo difícil para o clínico. O sucesso estético em restaurações requer o conhecimento de alguns princípios básicos das características óticas dos materiais restauradores (Bagis & Turgut, 2013).

1.3.1. Cor

A cor é um tema complexo e abrange tanto fenómenos subjetivos como objetivos, no entanto existem leis para esta temática tal como existem leis da natureza (Sproull, Beaumont, Hospital, & Paso, 2001).

A percepção da cor pelos observadores envolve a entrada de luz (gama do espetro visível) no olho e estimula os três tipos de recetores da retina, que por sua vez comunicam para o cérebro por via do nervo ótico. Tendo em conta estes três tipos de recetores da cor no olho, é comum especificar a cor que o observador detetaria em três parâmetros de cor (Johnston, 2009).

Segundo Munsell, a cor é normalmente descrita espacialmente em matiz, valor e croma. No momento antes de se selecionar uma cor, é recomendado, primeiramente, determinar o valor, em seguida a croma e, por último, a matiz que é determinada pelos resultados do valor e da croma já determinados (Ahn & Lee, 2006).

1.3.2. Propriedades óticas primárias

Por norma, existe um problema de comunicação entre profissionais no momento em que se pretende falar sobre cor. A fim de se acabar com este problema, foi desenvolvida uma escala de cor numerada (Joiner, 2004).

Segundo Munsell, a cor normalmente é descrita por propriedades óticas primárias, nomeadamente: matiz, valor e croma. No momento antes de se selecionar uma cor, é recomendado, primeiramente, a determinação do valor, em seguida a croma e, por último, a matiz (Ahn & Lee, 2006).

1.3.2.1. Matiz

A matiz é o atributo da cor que permite distinguir entre as diferentes famílias de cor, como por exemplo: vermelho, azul e verde (Joiner, 2004).

Encontra-se descrito como a região dominante de comprimento de ondas no espetro do visível que faz com que a cor seja perceptível, podendo o comprimento de onda exato não estar presente. Esta propriedade ótica normalmente é representada na escala Vita Classic por A, B, C ou D (Dent et al., 2017).

Os dentes podem ser classificados em três grupos de tonalidade de acordo com a sua matiz: amarelados, alaranjados e avermelhados (Egger, 2003).

1.3.2.2 Valor

O valor indica a luminosidade ou brilho de uma cor, que permite distinguir cores escuras de claras. Poderá ser descrito também como a quantidade de luz que um objeto reflete (Joiner, 2004) (Dent et al., 2017).

De acordo com Munsell, o valor define-se numa escala de cinzentos como a transição do branco para o preto. Objetos mais claros, por norma, contêm menor quantidade de cinzento e objetos com um valor baixo apresentam grandes quantidades de cinzento (Dent et al., 2017).

1.3.2.3 Croma

O croma corresponde ao grau de saturação de uma cor e descreve a força, intensidade ou vivacidade de uma cor (Joiner, 2004).

À medida que se aumenta o croma, o valor diminui, obtendo-se uma relação de inversabilidade entre as duas propriedades. Os maiores números na escala Vita Classic representam um croma aumentado (Dent et al., 2017).

1.3.3. Medição da cor

Embora a escolha da cor, em ambiente clínico, seja feita através de um método visual, a medição por um instrumento pode fornecer informação bastante útil podendo realçar as qualidades óticas da cor que se pretende escolher. A quantificação da cor é feita por um sistema de ordenação de cor, desenvolvido em 1976 pela *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIE) (Ahn & Lee, 2006).

A CIE definiu ainda um espaço da cor, CIELab, que suporta a teoria de que a percepção da cor baseia-se em três receptores de cor distintos (vermelho, verde e azul) no olho. O sistema CIELab representa um espaço da cor uniforme com distâncias iguais correspondendo a diferentes cores percebidas. Neste espaço tridimensional de cor os três eixos são: L^* ; a^* ; e, b^* (Joiner, 2004) (Ahn & Lee, 2006).

Neste sistema, o eixo L^* corresponde ao grau de claridade de um objecto, onde um preto perfeito tem um valor de L^* correspondente a 0 e um difusor perfeito de luz corresponde a um valor de L^* de 100. O eixo a^* corresponde ao grau de tonalidades avermelhadas, onde o valor de a^* é positivo. Ou esverdeados, onde o valor a^* é negativo. E o eixo b^* corresponde ao grau de tonalidades amareladas (valor positivo) ou azulados (valor negativo). As coordenadas a^* e b^* quando se aproximam de 0 correspondem a cores neutras (branco, cinzento) e aumentam em magnitude para cores mais intensas ou saturadas (Vichi, Louca, Corciolani, & Ferrari, 2010) (Joiner, 2004).

Atualmente em medicina dentária são utilizados espectrofotômetros e colorímetros na tentativa de superarem alguns problemas relacionados com a escolha da cor segundo o método visual. Os colorímetros fotoelétricos apresentam o potencial de removerem algumas das deficiências do método visual e têm demonstrado eficácia e precisão no resultado das medições, não obstante estes não são à prova de erros (Dent et al., 2017).

1.3.4. Propriedades óticas secundárias

Existem outras propriedades óticas mais subtis às quais denominamos de propriedades óticas secundárias, que podem afectar aparência global do dente. São elas então: translucidez, opalescência e fluorescência. As duas primeira propriedades têm

sido descritas como as mais importantes, pois são indicadoras da qualidade e quantidade de luz refletida (Joiner, 2004).

1.3.4.1. Translucidez

A translucidez define-se como a propriedade de um material em que uma porção maior de luz transmitida sofre dispersão. Esta propriedade é considerada como um dos fatores mais importantes para a seleção da cor de um dente natural com material restaurador. A translucidez na porcelana dentária está amplamente dependente da dispersão da luz. Se uma grande parte da luz atravessada pela cerâmica é intensamente dispersada e difusamente refletida, o material irá parecer mais opaco (Vichi et al., 2010).

Os dentes são caracterizados pela variedade de graus de translucidez, que podem ser definidos como o gradiente entre a transparência e a opalescência. Em termos globais, o aumento da translucidez numa coroa diminui o seu valor porque menos luz volta para os recetores oculares. Com este aumento, a luz é capaz de passar a superfície da restauração e difundir-se interiormente (Dent et al., 2017).

A translucidez no esmalte varia consoante o ângulo de incidência, textura e brilho, comprimento de onda e nível de desidratação (Dent et al., 2017).

1.3.4.2. Opalescência

Corresponde ao fenómeno no qual um material parece ser de uma só cor quando a luz é refletida e de outra cor quando a luz é transmitida pelo material. O nome deste processo é dado depois da descoberta da pedra opala (Dent et al., 2017) (Vichi et al., 2010).

Este efeito no esmalte faz com que fique mais claro, dê profundida ótica e vitalidade (Dent et al., 2017).

1.3.4.3. Fluorescência

Em 1911, Studel demonstrou que os dentes emitem fluorescência azul forte quando submetidos à ação de feixes de luz ultravioleta (UV). Esta particularidade faz com que os dentes se tornem mais claros e brancos à luz do dia (Monsénégo, G., Burdairon, G., & Clerjaud, B., 1993).

Esta propriedade corresponde ao fenómeno ótico de absorção de luz por um material num baixo comprimento de onda, invisível ao olho humano (luz ultravioleta), e à emissão espontânea da luz num alto comprimento de onda (luz visível). No dente, este fenómeno ocorre maioritariamente na dentina, através da penetração de raios ultravioleta no esmalte e fotosensibilidade dos componentes orgânicos no tecido subjacente. Quanto mais a dentina fluorescer maior será o croma (Catelan, Paula, & Guedes, 2015) (Dent et al., 2017).

No que diz respeito aos dentes humanos, existem dois fenómenos que se devem considerar separadamente. O primeiro diz respeito à emissão de fluorescência pela luz UV ambiente, um fenómeno importante para uma estética satisfatória de uma restauração. A segunda foca-se na emissão de fluorescência pela luz artificial num comprimento de onda específico, como é o exemplo da luz proveniente de um laser, que varia consoante a excitação do comprimento de onda (Lee & Lee, 2017).

A fluorescência é uma forma de fotoluminescência e é definida pela absorção de luz UV (1 a 400 nm luz invisível) por um objeto e na sua emissão espontânea num comprimento de onda mais longo (430 a 450 nm, no espectro da luz visível). A autofluorescência é a emissão de luz natural por uma estrutura biológica quando esta absorve a luz e é utilizada para distinguir a emissão de luz, originada pelos marcadores fluorescentes artificiais adicionadas posteriormente (fluoróforo). A autofluorescência dos dentes é caracterizada pela presença de fluoróforos endógenos inerentes ao esmalte e dentina. (Lee & Lee, 2017).

Não existe diferença na intensidade de fluorescência entre incisivos, caninos, pré-molares e molares. Os componentes básicos dos materiais restauradores não promovem a fluorescência, porém esta propriedade é obtida através da incorporação de elementos fluorescentes (Catelan et al., 2015).

Idealmente, um material restaurador deverá ter uma fluorescência semelhante aos dentes naturais. Para além do estudo da cor, a fluorescência deverá também ser testada, pois estas duas características não se correlacionam. De facto, a fluorescência

tem vindo a tornar-se cada vez mais importante devido ao largo uso da luz artificial no nosso dia-a-dia (Lee & Lee, 2017).

Em 1977 foi documentado que os componente básicos dos materiais restauradores da região anterior não fluoresciam. No entanto esta propriedade podia ser alcançada pela adição de componentes fluorescentes. (Lee & Lee, 2017)

Nas restaurações indiretas, como é o caso das coroas, são adicionados à sua composição pós fluorescentes para aumentarem o retorno da quantidade de luz ao observador, bloqueando qualquer descoloração e diminuindo o croma. Isto é especialmente benéfico para tonalidades de alto valor pois conseguem aumentar o valor sem afetar negativamente a translucidez (Dent et al., 2017).

Os materiais restauradores estéticos deveram ter uma fluorescência suficiente com intuito de darem uma aparência natural às restaurações em diferentes condições de luz. Quando exibem uma fluorescência satisfatória, estes materiais possibilitam iluminar as áreas gengivais onde as interfaces do dente e restauração estão localizadas e, conseqüentemente, diminuem a área acinzentada das próteses fixas metalo-cerâmicas (Rafael et al., 2017).

Os dentes naturais e diversas marcas de resina composta emitem fluorescência azul forte quando expostos a luz UV. Esta propriedade é responsável pela aspeto claro e esbranquiçado do dente durante o dia. Quando a dentina é irradiada por uma luz de 365 nm, observa-se um pico de fluorescência nos 440 nm. A fluorescência num material tende a dar um efeito mais claro e pode ser utilizado para aclarar dentes mais escurecidos sem afetar negativamente a translucidez. A opalescência e fluorescência aprimoradas, combinadas com uma claridade ótica, resultam numa cerâmica de cor reativa que aparenta naturalidade e boa estética em qualquer luz, reagindo do mesmo modo que a dentição natural. Um material de carácter estético demonstra propriedades ideais quando reflete a luz ou dispersa a luz fluorescente de um modo semelhante aos dentes naturais (Catelan et al., 2015) (Lee & Lee, 2017) (Lee, Lu, & Powers, 2006) (Meller & Klein, 2015)

Nas porcelanas dentárias, a fluorescência é alcançada pela incorporação de pequenas quantidades de óxidos inorgânicos de terras raras com propriedades fluorescentes. Estes luminóforos são normalmente compostos por cério, európio, térbio, itérbio, disprósio e samário. Nenhum destes óxidos isolados conseguem transmitir uma fluorescência semelhante à dos dentes humanos, no entanto quando misturados em

concentrações específicas esta condição consegue ser alcançada (Jablonski, Takahashi, Brum, Rached, & Souza, 2014)

1.3.4.3.i Medição da fluorescência

Existem diferentes métodos para medir a fluorescência. Alguns destes utilizam fotografias do material sobre a luz UV, resultando em estudos qualitativos. Porém este método torna-se bastante subjetivo e dependente de vários fatores como o tipo de câmara, tipo de flash ou luz e observador. Uma alternativa a este método é a utilização de fluorímetros ou espectrofluorímetros. Este método apresenta resultados quantitativos que não são limitados pelos métodos fotográficos. A espectrofotometria de fluorescência tem sido largamente utilizada para determinar a fluorescência de porcelanas dentárias. Alguns estudos utilizaram o mesmo método para determinar as diferenças entre a fluorescência dos compósitos e dentes (Rafael et al., 2017).

1.3.4.3.ii Teoria da fluorescência molecular

A fluorescência tem por base uma manifestação luminosa onde as moléculas são excitadas pela absorção de uma radiação eletromagnética. Esta radiação ao ser absorvida pelo elétron faz com que este último passe para um nível orbital mais energético. Quando retorna ao seu estado fundamental emite luz (Catelan et al., 2015).

Todas as moléculas com capacidade de absorção têm competência para a fluorescência, porém diversas substâncias não o fazem pois a passagem para o estado fundamental é mais rápida do que a emissão da fluorescência (Skoog D.A., West D.M., Holler F.J., Crouch. S.R, 2006) (Skoog D. et al 2006, cap. 27 p.782-785).

A medição efetua-se pela excitação de uma amostra de comprimento de onda de absorção, no qual se mede o valor mais alto, obtendo-se assim o comprimento de onda de fluorescência (Skoog D. et al 2006, cap. 27 p.782-785).

1.3.5. Propriedades ópticas dos cimentos

O resultado estético final das restaurações indiretas pode ser influenciada pelas propriedades óticas do agente de cimentação subjacente (Alqahtani et al., 2012).

Com o passar dos anos os clínicos têm vindo a adotar uma abordagem mais conservadora e estética. Isto levou a que as restaurações se tornassem cada vez mais finas, aumentando a translucidez. Desta forma, a estabilidade da cor do cimento pode ser crítica no sucesso das restaurações a longo prazo (Kilinc et al., 2011).

Fazer corresponder a cor da restauração com o resto da dentição adjacente é um processo complexo e erros na coincidência da cor podem levar a uma reformulação da restauração. Com isto, o cimento torna-se um ponto crítico pois pode acarretar algumas dificuldades no momento da seleção da sua cor, havendo a possibilidade de não corresponder à cor selecionada da cerâmica (Dede, Ceylan, & Yilmaz, 2017).

Atualmente, os cimentos são fornecidos em diferentes tonalidades para potenciarem a cor final selecionada da restauração e permitir aos clínicos selecionar a tonalidade do cimento das facetas em cerâmica para que no final o resultado estético seja o desejado (Alqahtani et al., 2012).

O cimento é uma camada intermédia de uma restauração e pode afetar óticamente o resultado final tanto da restauração como da cavidade oral no seu todo. Quanto mais translúcida for a restauração em cerâmica, maior será o protagonismo da cimento para o resultado estético (Tabatabaian, 2018).

2. Objetivo

Avaliação in vitro das alterações da emissão de fluorescência da cerâmica quando cimentadas com diferentes combinações de cimentos, fazendo variar a espessura da cerâmica.

3. Hipóteses de estudo

Hipótese Nula

H0: A emissão de fluorescência das cerâmicas não é influenciada pelo material de cimentação e pela espessura da cerâmica.

Hipóteses alternativas

H1: A emissão de fluorescência das cerâmicas é influenciada pelo material de cimentação.

H2: A emissão de fluorescência das cerâmicas é influenciada pela espessura da cerâmica.

4. Materiais e Métodos

4.1. Confeção dos discos de cerâmica

Os discos de cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max Press HT A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtensein) foram cortados com recurso a um micrótomo (ISOMET 1000, Buehler®, Lake Buff, IL, USA) a uma velocidade de 250 rpm com refrigeração com água desionizada, e peso constante. Obtiveram-se 60 amostras de cerâmica vítrea com um diâmetro de 12mm. Das 60 amostras, 30 foram cortadas numa espessura de 0,5mm e as 20 restantes numa espessura de 0,8mm. Em seguida, o polimento foi realizado com recurso a uma sequência de lixas SiC de grão 400, 600, 1200. Por fim, a verificação das espessuras das amostras foi feita com uma craveira digital de precisão (Heavyware® Tools) em 3 pontos distintos. Como modo de identificação das amostras, as de espessura correspondente a 0,5mm foram numeradas de 1 a 30 e as de 0,8mm de 31 a 60.

4.2. Confeção dos disco de resina

Tal como os discos de cerâmica vítrea, foram produzidos 60 discos de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (Figura 1) com recurso a um formador de resina (Porcelain Sampler, Ref 7015, Smile Line, Suíça) com um diâmetro de 12mm e espessura de 1mm com o objectivo de servirem de substrato. Os discos foram fotopolimerizados com fotopolimerizador Elipar Deepcure-S (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) numa intensidade de luz 1000mw/cm^2 , segundo as indicações do fabricante. Foi feita uma calibração da espessura dos discos de resina composta através de uma craveira digital de precisão (Heavyware® Tools) em 3 pontos distintos. Os discos foram identificados de 1 a 60.



Figura 1 - Resina composta Filtek™ Supreme XTE Body shade A3 (3M ESPE, Minnesota, USA).

4.3. Preparação das amostras de cerâmica

O tratamento da superfície das amostras de cerâmica foi primeiramente feito com ácido hidrofúorídrico a 9,6% (PulpDent® Corporation, Massachusetts, USA) durante 90 segundos. Em seguida, aplicou-se ácido ortofosfórico (H₃PO₄) a 37% (R&S, França) com recurso a microbrush em movimentos circulares num período de 60 segundos, por conseguinte, lavaram-se as amostras com água desionizada. Colocaram-se as amostras no banho de ultrassons durante 4 minutos, contidas num recipiente com água destilada. Secaram-se as amostras com álcool a 96% e, seguidamente, aplicou-se silano Calibra® (Dentsply International, Milford, USA) durante 20 segundos com um microbrush Para secar o silano utilizou-se um forno, a uma temperatura de 100°C. Como passo final, aplicou-se o sistema adesivo Optibond™ FL (Kerr Corporation, Orange, EUA) sem fotopolimerizar (Figura 2 e Tabela 2).

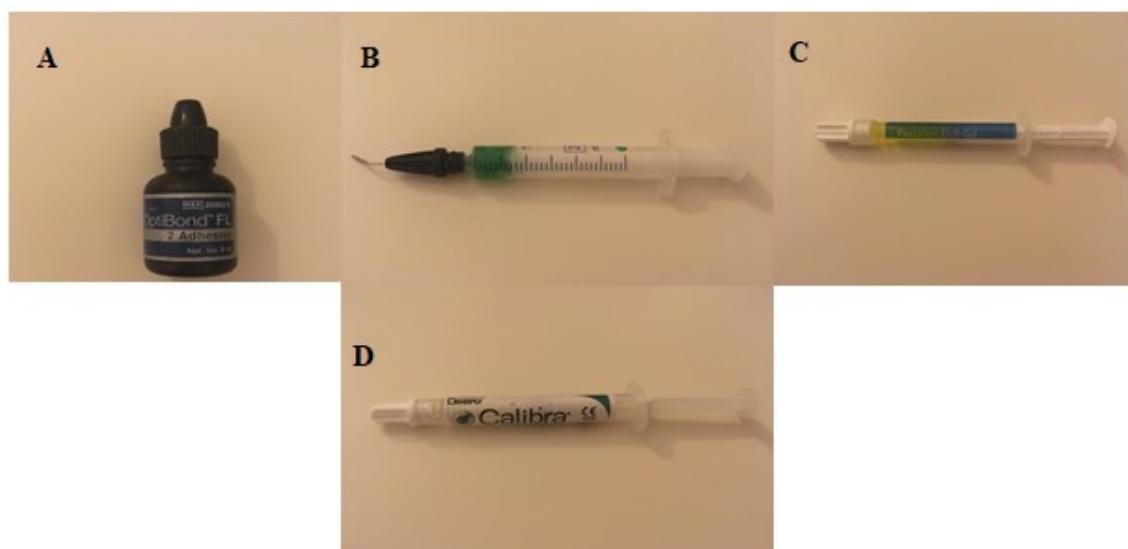


Figura 2- Materiais utilizados para tratamento da superfície: Optibond™ FL(A); ácido ortofosfórico a 37%(B); ácido hidrofúorídrico a 9,6%(C); Silano Calibra® (D)

4.4. Cimentação das Amostras

Após as amostras de cerâmica terem sido preparadas foram cimentadas e aderidas às amostras de resina composta através dos cimentos de resina fotopolimerizável RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 e RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA), de forma aleatória. Exerceu-se uma pressão constante de 50N durante 60 segundos. Findo este tempo, polimerizou-se com um fotopolimerizador Elipar Deepcure-S (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) a uma intensidade $1000\text{mw}/\text{cm}^2$ durante 60 segundos. Terminada a esta etapa, as amostras foram resguardadas num ambiente seco e protegido da luz durante 24 horas (Figura 3 e 4 e Tabela1).



Figura 3- RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) (esquerda) e RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 (direita)



Figura 4- Peso de 50N

Tabela 1- da composição dos materiais utilizados: cerâmica, resina composta e cimento de resina

Material	Composição	Lote	Indicação
Cimento de resina RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5	-Sistema de resina de TEGMA-BisGMA -Zircónia e sílica com um espectro de partículas micróns de 0,2-3,0 -47% de volume	N862421	Cimentação permanente de facetas de cerâmica ou de compósito
Cimento de resina RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA)	-Sistema de resina de TEGMA-BisGMA -Zircónia e sílica com um espectro de partículas micróns de 0,2-3,0 -47% de volume	N843828	Cimentação permanente de facetas de cerâmica ou de compósito.
Resina Composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade	UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, sílica (20nm), Zircónia (4-10nm). Tamanho médio de partículas em conjunto 0.6 a 10 µm. Partículas inorgânicas representam 72,5% da carga total	N927242	Facetas finas, facetas oclusais, facetas comuns, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , coroas parciais.
IPS e.max Press HT A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtensein)	>57% SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO, La ₂ O ₃ and pigments.	LOT V21586	Facetas finas, facetas oclusais, facetas comuns, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , coroas parciais.

Tabela 2 - Materiais utilizados no tratamento de superfície da cerâmica dissilicato de lítio

Material	Composição	Lote	Indicação
Silano Calibra® (Dentisply International, Milford, USA)	SiH ₄	LOT 1611011	Resina Composta, Cerâmica, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , facetas e coroas.
Adesivo Optibond™ FL (Kerr, Itália)	Monómeros de éster de metacrilato não tratado (50-60%), TEGMA (5-10%) e Trifluoreto de Ytterbium (12- 17%)	LOT 6185970	Técnicas de fotopolimerização direta e restaurações diretas e indiretas.
Ácido Hidrofluorídrico 9,6% (PulpDent Corporation, Massachusetts, USA)	HF	LOT XMJ11V	Cerâmica, facetas, <i>inlays</i> , coroas e reparações de cerâmica.
Ácido Ortofosfórico a 37% (R&S, França)	H ₃ PO ₄	LOT 4243QE	Condicionamento ácido da dentina e do esmalte

4.5. Leitura da Fluorescência

Para análise do espectro de fluorescência das amostras utilizou-se um espectrofluorômetro SPEX Fluorolog 2I2I. Os dados desta análise foram conseguidos a um comprimento de onda de 360nm e à temperatura ambiente. Este estudo foi efetuado antes e após a cimentação das amostras, onde se realizou, em primeiro lugar, a leitura das amostras de resina composta e das amostras de cerâmica individualmente e, de seguida, as amostras já aderidas e cimentadas.

Com isto, pretendeu-se especificar a existência de diferenças entre a intensidade de emissão de fluorescência entre as amostras dos diferentes grupos de estudo.



Figura 5- Espectrofluorómetro SPEX Fluorolog 2I2I, cedida pela Mestre Joana Pereira



Figura 6- Espectrofluorómetro SPEX Fluorolog 2I2I.

Local de leitura da amostra (1); Suporte concebido para leitura da amostra (2); Amostra pronta para leitura (3), cedida pela Mestre Joana Pereira

4.6. Caracterização dos grupos de estudo

- GCA: Cerâmica dissilicato de lítio 0,5mm + compósito aquecido Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)
- G1A: Cerâmica dissilicato de lítio 0,5mm + cimento RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)
- G2A: Cerâmica dissilicato de lítio 0,5mm + cimento RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)

- GCB: Cerâmica dissilicato de lítio 0,8mm + compósito aquecido Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)
- G1B: Cerâmica dissilicato de lítio 0,8mm + cimento RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)
- G2B: Cerâmica dissilicato de lítio 0,8mm + cimento RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) + disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE cor A3 Body Shade (n=10)

Tabela 3- Distribuição das amostras por grupos de estudo

	Base de cimentação	Espessura da cerâmica	Grupo e números das amostras
Grupos de estudo	Disco de RC 1mm	0,5mm	GC1 n=10 G1A n=10 G2A n=10
	Disco de RC 1mm	0,8mm	GC2 n=10 G1B n=10 G2B n=10
Total de Amostras n=60			

4.7. Análise Estatística

Com recurso ao programa *Statistics Package for the Social Sciences* (SPSS) para MacBook, versão 20.0 (SPSS, IBM, Ins, Chigago, IL, EUA), efectou-se a análise estatística dos resultados. Realizou-se um teste *two-way* ANOVA e comparações múltiplas através do método de Bonferroni para um intervalo de confiança a 95%.

5. Resultados

Os dados obtidos apresentaram uma distribuição normal (Shapiro-Wilk) em grande parte dos grupos em estudo. Não se verificou a presença de *Outliers*.

Tabela 4 - Fluorescência (compósito) (média \pm desvio padrão)

	Espessuras		
Grupos	A	B	
GC	8,09E+09 \pm 1,10E+09	5,55E+09 \pm 4,62E+09	$p=0,498^{(a)}$
G1	1,69E+09 \pm 4,64E+08	4,40E+09 \pm 1,17E+09	$p=0,469^{(a)}$
G2	1,31E+10 \pm 1,29E+10	1,07E+10 \pm 1,01E+10	$p=0,528^{(a)}$
	$p=0,148^{(a)}$	$p=0,057^{(a)}$	
(a) Two-way ANOVA (*) Identifies a statistically significant difference for a 95% confidence interval			

Considerando os valores de média e desvio padrão da tabela 4, correspondente à medição inicial da fluorescência das amostras de compósito, é possível verificar que não existe uma diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre o grupo GC e os grupos, G1 e G2, para as espessuras A e B.

Ainda sobre a tabela 4, para os valores correspondentes à espessura A o grupo que apresentou um valor de emissão de fluorescência mais baixo foi o grupo G1 (1,69E+09 \pm 4,64E+08). O valor mais elevado de emissão de fluorescência corresponde ao grupo G2 (1,31E+10 \pm 1,29E+10).

No que diz respeito aos grupos de espessura B, o grupo G2 prevalece com o valor mais alto de emissão de fluorescência (1,07E+10 \pm 1,01E+10) e o grupo G1 com o valor mais baixo (4,40E+09 \pm 1,17E+09)(G1B). Ainda analisando os valores de fluorescência da tabela 3 para a espessura B, contata-se que o grupo GC apresentou um valor intermédio relativamente aos dois outros grupos (5,55E+09 \pm 4,62E+09)(GCB).

Analisando individualmente os grupos G1 e G2 para as duas espessuras contata-se que, o G2 registou um valor mais alto para espessura A e para espessura B. E, por último, o grupo G2 registou os valores mais baixos de fluorescência para a espessura A e B.

Tabela 5- Fluorescência (cerâmica) (média \pm desvio padrão)

Grupos	Espessuras		
	A	B	
GC	3,00E+10 \pm 2,42E+10	2,21E+10 \pm 1,14E+10	$p=0,203^{(a)}$
G1	3,35E+10 \pm 1,65E+10	1,61E+10 \pm 4,31E+09	$p=0,007^{(a)} (*)$
G2	1,82E+10 \pm 1,09E+10	8,97E+09 \pm 4,69E+09	$p=0,140^{(a)}$
	$p=0,050^{(a)}$	$p=0,115^{(a)}$	

(a) Two-way ANOVA
 (*) Identifies a statistically significant difference for a 95% confidence interval

Relativamente à tabela 5, onde se encontram os valores da média e desvio padrão da medição inicial da fluorescência das amostras de cerâmica verificou-se uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as espessuras A e B com o grupo G1. Nos restantes valores para os restantes grupos e respetivas espessuras não se verificou uma diferença estatisticamente significativa.

Nos discos de cerâmica com espessura A o grupo que registou um valor de fluorescência mais alto foi o grupo G1 (3,35E+10 \pm 1,65E+10) e o valor mais baixo o G2 (1,82E+10 \pm 1,09E+10). Na espessura de B, o grupo GC registou o valor mais de alto de fluorescência (2,21E+10 \pm 1,14E+10) e o grupo G2 a registar o valor mais baixo (8,97E+09 \pm 4,69E+09).

Analisando horizontalmente os valores de fluorescência para as duas espessuras, o grupo GC registou um valor mais alto de fluorescência para a espessura de A. O grupo G1 registou um valor mais alto de fluorescência para a espessura A e o grupo G2 registou o seu valor mais alto na espessura A.

Tabela 6- Fluorescência (cimentada) (média ± desvio padrão)

Grupos	Espessuras		
	A	B	
GC	2,50E+09 ± 1,89E+09	3,60E+09 ± 1,87E+09	$p=0,659^{(a)}$
G1	2,51E+09 ± 3,14E+09	2,23E+10 ± 1,05E+10 (+)	$p<0,001^{(a)} (*)$
G2	4,48E+09 ± 5,15E+09	1,77E+10 ± 5,43E+09 (+)	$p<0,001^{(a)} (*)$
	$p=0,656^{(a)}$	$p<0,001^{(a)} (*)$	
(a) Two-way ANOVA (*) Identifies a statistically significant difference for a 95% confidence interval (+) Identifies a non-statistically significant difference for a 95% confidence interval			

Por último, é possível constatar na tabela 6 que existe uma diferença estatisticamente significativa para os grupos G1 e G2 entre as espessuras A e B.

Verifica-se também uma diferença estatisticamente significativa na espessura B entre os grupos GC e o grupo G1. O mesmo se verifica para grupo G2 e o grupo GC. No entanto, não se verifica uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos G1 e G2 para a espessura B.

No caso do grupo GC com espessuras diferentes não se verifica uma diferença estatisticamente significativa. A mesma situação ocorre para a espessura A com grupos diferentes.

Analisando a espessura A para os diferentes grupos, o grupo G2 obteve o valor mais alto (4,48E+09 ± 5,15E+09) e o grupo GC obteve o valor mais baixo (2,50E+09 ± 1,89E+09). De entre os dois grupos, o G1 obteve um valor mais baixo (2,51E+09 ± 3,14E+09).

No que diz respeito à espessura B, o grupo G1 obteve o valor de fluorescência mais alto (2,23E+10 ± 1,05E+10), enquanto que o valor mais baixo verificou-se no

grupo GC ($3,60E+09 \pm 1,87E+09$). Entre os dois cimentos para a espessura B, o grupo G2 apresenta um valor de fluorescência mais baixo em comparação com o grupo G1.

Para o grupo GC os valores mais altos de fluorescência foram observados na espessura B. No caso do grupo G1 os valores mais altos verificaram-se para a espessura B. Por último, valores mais elevados para o grupo G2 foram obtidos na espessura B.

6. Discussão

A fluorescência do dente natural é principalmente determinada pela dentina, pois esta contém elevadas quantidades de aminoácidos, como o triptofano. Isto faz com que a quantidade de fluorescência emitida pela dentina seja três vezes superior relativamente ao esmalte (Catelan et al., 2015; Schmeling, M., Sartori, N., Peruchi, L. D., & Baratieri, L. N., 2013)

O conhecimento das propriedades óticas dos materiais restauradores estéticos é indispensável para a reconstrução dentária com grande perda de tecido. O desenvolvimento dos materiais e das suas técnicas tem como principal objetivo mimetizar as camadas naturais de esmalte e dentina. Sendo a fluorescência uma propriedade particularmente essencial para os procedimentos restauradores da região anterior, a sua ausência irá ter uma implicação na qualidade estética das restaurações sobre condições de radiação ultravioleta (Catelan et al., 2015).

Visto que a cerâmica de dissilicato de lítio é de entre muitas a que melhor mimetiza a estética e a biomecânica da estrutura dos dentes naturais, torna-se uma opção para a realização deste estudo (Burgess, 2015).

Tal como em estudos realizados por Volpato et al. 2009 e Hernandez et al. 2016, utilizou-se *ingots* de cerâmica em dissilicato de lítio com espessuras de 0,5mm e 0,8mm, onde se fez recurso de um micrótomo para obter as espessuras pretendidas.

Fez-se uso dos cimentos de resina pois são altamente estéticos, de larga utilização clínica e apresentam boas propriedades mecânicas. (Dede, Ceylan, & Yilmaz, 2017.) Encontra-se descrito que este tipo de cimentos apresentam elevada estabilidade e previsibilidade de resultados (Almeida, Schmitt, Kaizer, Boscato, & Moraes, 2015).

Para substrato do decorrente estudo, utilizou-se discos de resina composta com espessura de 1mm submetidos a uma polidora, tal como no estudo realizado por Pires L. et al 2017.

Através de uma revisão bibliográfica, verifica-se que o tratamento da superfície das cerâmicas apresenta uma posição de importância e eficiência, pelo que optou-se pelo condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 9,6% num período de 60 segundos.

Através deste procedimento é possível expor os cristais que compõe a cerâmica, possibilitando a criação de micro retenções (El-damanhoury & Gaintantzopoulou, 2017; Murillo-gómez & Goes, 2019). Em seguida, segundo o protocolo realizado por Giraldo et al. (2016), aplicou-se na amostra H₃PO₄ a 37%, com o objetivo de remover os restos de ácido hidrófluorídrico, pois na eventualidade de haver restícios de HF haveria a possibilidade de prejudicar a união à resina e diminuir a força de adesão.

Como procedimento seguinte, as amostras foram lavadas em água destilada e colocadas em banho maria de ultrassons por um período de 4 minutos em água destilada, Magne & Belser 2002 demonstraram que após o condicionamento com ácido hidrófluorídrico a força de adesão seria maior. Em seguida procedeu-se à secagem com álcool a 96% e submeteu-se as amostras durante 20 segundos à aplicação de silano com *microbrush* (Giraldo et al., 2016). Silanizadas as amostras, estas foram aquecidas num forno a 100°C durante 2 minutos, tal como procedeu Abduljabbar, AlQahtani, Jeaidi, & Vohra, 2016; Garboza et al., 2016.

Foi aplicado então o sistema adesivo *OptibondTM FL* por 15 segundos, não fotopolimerizando, para que no momento em que se junte o cimento de resina se melhore o comportamento mecânico da restauração. A fotopolimerização foi feita em conjunto entre estes dois elementos (Murillo-Gómez, Rueggeberg & Goes, 2017).

Na etapa seguinte, as amostras foram cimentadas com cimento de resina por 60 segundos com uma pressão constante de 50N, para garantir que haja uma espessura uniforme. Uma cimentação com diferentes espessuras faz com que haja alterações óticas significativas no material cerâmico (Hernandes et al. 2016).

Finalizado o protocolo de cimentação, as amostras foram lidas no espectrofluorómetro, num comprimento de onda de 360nm. As moléculas foram excitadas por pulsos de radiação, por uma fonte de luz (Lâmpada de Xenon), tal como Catelan et al., 2015, possibilitando assim obter os comprimentos de onda e, conseqüentemente, os espectros de fluorescência (Figueiredo C. 2013; Takahashi, M. K., Vieira, S., Rached, R. N., Almeida, J. B 2008).

Quer o esmalte, quer a dentina apresentam capacidade de fluorescência. O espetro de fluorescência no esmalte apresenta um valor máximo de 450nm. Na dentina, o espetro de fluorescência exhibe um valor máximo de 440±10nm (Figueiredo C. 2013).

De acordo com Matsumoto & Kitamura, 2000, os picos de intensidade dos comprimentos de onda dos dentes naturais são 350, 360, 405,410 e 440 nm.

Os compostos fluorescentes das cerâmicas são incluídos na sua composição com a finalidade de aumentar a quantidade de luz refletida para o observador, o que, conseqüentemente, diminui o croma (Fondriest, 2017).

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro* as alterações de cor da cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max Press HT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) quando utilizada com diferentes combinações de cimentos, fazendo variar a espessura, 0,5mm e 0,8mm, e a cor da cerâmica: RelyX™ Veener (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) na cor B0.5 e RelyX™ Veener Translucent (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA).

Estudos recentes concluíram que, a cor das facetas em cerâmica é influenciada pela espessura da cerâmica e pela variação da tonalidade do cimento, originando uma alteração da cor que na maioria dos casos supera a aceitabilidade clínica (Xing, W., Chen, X., Ren, D., Zhan, K., & Wang, Y. 2017). No entanto, existem estudos que apresentam uma conclusão contrária, que mostram que tonalidades diferentes de cimentos de resina não provocam alterações com significância na cor do material cerâmico, não apresentando expressividade na coloração final da faceta (Kilinc et al., 2011; Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F., & Rosenstiel, S. F., 2006).

Devido a existirem diferenças estatisticamente significativas nas espessuras A e B, no presente estudo foi possível verificar que, de acordo com os resultados obtidos, as fluorescências dos cimentos de resina podem interferir nos valores de fluorescência final da restauração. A análise da Tabela 6, para o grupo G1 em espessuras diferentes (A e B), revela que existem diferenças estatisticamente significativas. As mesmas diferenças estatisticamente significativas também se podem verificar para o grupo G2 em espessuras diferentes. Estas alterações de fluorescência podem ser confirmadas pelas diferenças significativas de fluorescência existentes na espessura da cerâmica (tabela 5), para o grupo G1.

Através da análise dos resultados é possível verificar que a espessura da cerâmica pode interferir na emissão da fluorescência e que as diferentes marcas dos materiais utilizados apresentam propriedades óticas com comportamentos distintos, na emissão e na fluorescência. A existência de variações significativas da fluorescência dentro da mesma espessura na tabela 5 corrobora a conclusão anterior.

Os resultados obtidos pelo presente estudo vão ao encontro dos estudos produzidos por Volpato et al., 2009 e Monteiro et al., 2010. Estes autores concluíram

que a espessura da cerâmica deverá ser tida em conta pois irá ter influência no resultado final das restaurações estéticas. Descrevem inclusive que aquando da seleção de cores o clínico deverá considerar a luz do dia, a luz incandescente e a luz fluorescente para que o efeito de metamerismo seja reduzido.

De acordo com Pereira, Monteiro, Maurício, Serro & di-Paolo 2015, chegou-se à conclusão que cimentos distintos resultam em diferentes emissões da fluorescência e que a restauração final é alterada pela espessura da cerâmica. Neste estudo, as amostras com uma espessura menor apresentam uma maior fluorescência, concordante com a conclusão do estudo efetuado por Pereira et. al, 2005.

Os resultados obtidos na presente investigação corroboram a literatura existente relativa a este tema. Todavia, estudos futuros terão que ser realizados para um maior conhecimento e aprofundamento, pois existem poucas investigações dedicadas a esta área.

As amostras com menor espessura exibem maior fluorescência. Posto isto, neste estudo rejeita-se a hipótese nula e aceitam-se as hipóteses alternativas:

- H1: A emissão de fluorescência das cerâmicas é influenciada pela cor do material de cimentação.
- H2: A emissão de fluorescência das cerâmicas é influenciada pela espessura da cerâmica.

7. Conclusão

Através desta investigação, que teve como objetivo a avaliação *in vitro* das alterações de intensidade de emissão de fluorescência da cerâmica quando cimentada com diferentes cimentos e fazendo variar a espessura da cerâmica, é possível chegar à conclusão de que a espessura da cerâmica e os diferentes cimentos vão afetar o resultado final da emissão de fluorescência da restauração de cerâmica.

Sendo assim:

- A utilização de diferentes cimentos em restaurações indiretas de cerâmica de dissilicato de lítio influenciam a emissão de fluorescência.
- Espessuras diferentes de cerâmica de dissilicato de lítio têm influência na emissão de fluorescência da restauração final.

Relevância Clínica

As cerâmicas, de momento, são o material sintético mais utilizado em restaurações estéticas, muito devido às suas qualidades.

É fundamental conhecer as propriedades dos materiais disponíveis no mercado para que o resultado final das restaurações seja semelhante à aparência do dente natural. A correta seleção dos materiais é fundamental para o sucesso das restaurações.

Ao longo desta investigação foi possível analisar a influência da espessura da cerâmica e dos diferentes tipos de cimento na emissão de fluorescência. Ao optar-se por este tipo de materiais a estética irá melhorar, fazendo com que este estudo seja bastante relevante para a prática clínica.

Perspetivas Futuras

- Avaliar a fluorescência quando cimentadas com diferentes cores de substratos.
- Outras propriedades óticas secundárias são necessárias avaliar como: a opalescência e a translucidez.
- Avaliar a fluorescência com diferentes cimentos e cerâmicas.
- Avaliar as componentes dos cimentos de resina e a sua influência na fluorescência.

8. Bibliografia

- Ahn, J.-S., & Lee, Y.-K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 18–28. doi:10.1016/s0022-3913(08)60129-8
- Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., & Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272–277. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.01.008>
- Alqahtani, M. Q., Aljuraiss, R. M., & Alshaafi, M. M. (2012). The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers, 31(3), 354–361. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-268>
- Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F., & Rosenstiel, S. F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 397–401. doi:10.1016/j.prosdent.2006.09.020
- Bagis, B., & Turgut, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry*, 41, e24–e30. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.11.013>
- Beatriz, G., & Cubas, D. A. (2011). The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background, 5(July), 245–252.
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268–274. doi:10.1067/mpr.2003.50
- Burgess, J. O. (2015). Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength, 1–7. <https://doi.org/10.2341/14-116-L>
- Catelan, A., Paula, A. N. A., & Guedes, A. (2015). Fluorescence Intensity of Composite

- Layering Combined with Surface Sealant Submitted to Staining Solutions, 27, 33–41. <https://doi.org/10.1111/jerd.12139>
- Chu, S. J., & Ahmad, I. (2005). A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain, (November).
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. doi:10.1016/s0022-3913(07)60124-3
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361–368. doi:10.1016/s0022-3913(08)60083-9
- Daniele, F., Silami, J., Tonani, R., Alandia-, C. C., & Pires-de-souza, F. D. C. P. (2016). Influence of Different Types of Resin Luting Agents on Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Subjected to Accelerated Artificial Aging, 27, 95–100.
- Dds, J. J., & Bds, Ø. F. (2007). ABSTRACT. *The Journal of the American Dental Association*, 138(12), 1544–1553. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0103>
- De, J. C., & Guillermo, M. (2002). Conventional and adhesive luting cements, 198–204. <https://doi.org/10.1007/s00784-002-0184-1>
- Dede, Ö., Ceylan, G., & Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.014>
- Della, A., Mecholsky, J. J., Barrett, A. A., & Griggs, J. A. (2008). Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics, 4, 1568–1574. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.06.005>
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review, (Table 1), 351–368. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>
- Dent, C., Editor, C. D., Dentistry, C., Sikri, V., Dentistry, C., This, C. D., ... License, A. (2017). Color: Implications in dentistry, 13(4), 249–255. <https://doi.org/10.4103/0972>

- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135–141. doi:10.1016/s0022-3913(99)70240-4
- Egger, B. (2003). Natural Color Concept : A Systematic Approach to Visual Shade Selection, 1–10.
- El-damanhoury, H. M., & Gaintantzopoulou, M. D. (2017). Self-etching ceramic primer versus hydro fl uoric acid etching : Etching ef fi cacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research*. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.06.002>
- Ereifej, N., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). Edge strength of indirect restorative materials, 37, 799–806. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.06.009>
- Esthetics, S. B. (2013). Teeth and Direct Composite, 100–111. <https://doi.org/10.11607/ajed.0062>
- Fondriest, J. (2017). Shade matching in restorative dentistry : The science and strategies Shade Matching in Restorative Dentistry : The Science & Strategies, (November). <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.03.015>
- Giraldo, T. C., Villada, V. R., Castillo, M. P., Maria, O., Gomes, M., Bittencourt, B. F., & Alexis, J. (2016). Active and Passive Application of the Phosphoric Acid on the Bond Strength of Lithium Disilicate, 27, 90–94.
- Gracis, S. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Guess, P. C., Denta, M., Schultheis, S., Denta, M., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., ... Zirconia, C. A. D. (2011). A 11 - C e r a m i c S y s t e m s : Clinical Performance, 55, 333–352. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005>
- Havens, D. C., Mcnamara, J. A., Sigler, L. M., & Baccetti, T. (2010). The Role of the Posed Smile in Overall Facial Esthetics, 80(2). <https://doi.org/10.2319/040409-194.1>
- Helvey, G. (2016). Classification of Dental Ceramics, (January). Retirado de https://www.researchgate.net/profile/Gregg_Helvey/publication/292150812_Classification_of_Dental_Ceramics/links/56ab358c08ae8f386567f4fa.pdf

- Hill, E E, & Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials, 67–76. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x>
- Hill, Edward E. (2007). Dental Cements for Definitive Luting : A Review and Practical Clinical Considerations, *51*, 643–658. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.002>
- Jablonski, T., Takahashi, M. K., Brum, R. T., Rached, R. N., & Souza, E. M. (2014). of dental composites and human teeth submitted to artificial aging, (February), 37–41.
- Johnston, W. M. (2009). Color measurement in dentistry, 2–6. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.011>
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature, 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.10.013>
- Kato, H., Matsumura, H., & Atsuta, M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice, 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *75*(1), 18–32. doi:10.1016/s0022-3913(96)90413-8
- Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C., & Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, *39*(SUPPL. 1), e30–e36. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.01.005>
- Ladha, K., & Verma, M. (2010). Conventional and Contemporary Luting Cements : An Overview, *10*(June), 79–88. <https://doi.org/10.1007/s13191-010-0022-0>
- Lee, Y., & Lee, Y. (2017). Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications dental calculus for clinical applications. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.20.4.040901>
- Lee, Y., Lu, H., & Powers, J. M. (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging, 653–660. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.004>

- Matsumoto, H., Araki, T., & Kitamura, S. (2000). Applications of fluorescence microscopy to studies of dental hard tissue. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, 10(4), 269–284. doi:10.1163/156855700750265459
- Mclaren, E. A., & Figueira, J. (2015). Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection, (June), 739–745.
- Mclaren, E. A., & Giordano, R. (2010). Ceramics overview : classification by microstructure and processing methods, 4(3). Retirado de http://www.moderndentistrymedia.com/may_june2014/mclaren.pdf
- Meller, C., & Klein, C. (2015). Fluorescence of composite resins : A comparison among properties of commercial shades, 34(6), 754–765. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-219>
- Moshaverinia, A., Roohpour, N., Chee, W. L., & Schricker, S. R. (2011). A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements †, 15(1), 1319–1328. <https://doi.org/10.1039/c0jm02309d>
- Murillo-gómez, F., & Goes, M. F. De. (2019). Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.018>
- Nunes Gouveia, T. H., Dias Theobaldo, J., Vieira-Junior, W., Alves Nunes Leite Lima, D., & Baggio Aguiar, F. H. (2017). Esthetic smile rehabilitation of anterior teeth by treatment with biomimetic restorative materials: a case report. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, Volume 9, 27–31. doi:10.2147/ccide.s130698
- Pameijer, C. H. (2012). A Review of Luting Agents, 2012(3). <https://doi.org/10.1155/2012/752861>
- Pegoraro, T. A., Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry, 51, 453–471. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>
- Radovic, I., & Monticelli, F. (2008). Self-adhesive Resin Cements : A Literature Review, (July 2014). <https://doi.org/10.3290/j.jad.a13735>

- Rafael, C. F., Güth, J., Elisa, A., Kauling, C., Cesar, P. F., Angelo, C., ... Liebermann, A. (2017). Impact of background on color , transmittance , and fluorescence of leucite based ceramics, *36*(4), 394–401. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-322>
- Rheinberger, V., Apel, E., & Hoen, C. Van. (2007). Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration, *c*, 1521–1526. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2006.04.101>
- Schmeling, M., Sartori, N., Peruchi, L. D., & Baratieri, L. N. (2013). Fluorescence of Natural Teeth and Direct Composite Resin Restorations: Seeking Blue Esthetics. *The American Journal of Esthetic Dentistry*, *3*(2), 100–111. doi:10.11607/ajed.0062
- Segreto, D. R., Naufel, F. S., Brandt, W. C., Guiraldo, R. D., Correr-Sobrinho, L., & Sinhoreti, M. A. C. (2016). Influence of Photoinitiator and Light-Curing Source on Bond Strength of Experimental Resin Cements to Dentin. *Brazilian Dental Journal*, *27*(1), 83–89. doi:10.1590/0103-6440201600387
- Shenoy, A. (2016). Dental ceramics: An update. *Conservative Dentistry*, (May). <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73379>
- Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *17*(4), 224–235. doi:10.1111/j.1708-8240.2005.tb00119.x
- Souza, G. D. E., Braga, R. R., Cesar, P. F., & Lopes, G. C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements : a literature review, *23*(4), 358–368. *Journal of Applied Oral Science*, *23*(4), 358–368. doi:10.1590/1678-775720140524
- Sproull, R. C., Beaumont, W., Hospital, G., & Paso, E. (2001). Color matching in dentistry . Part I . The three-dimensional nature of color, (November), 453–457. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119827>
- Sümer, E., & Er, D. E. Ğ. (2011). Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry : A Literature Review, *1*(1), 26–31. <https://doi.org/10.5577/intdentres.2011.vol1.no1.5>

- Tabatabaian, F. (2018). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations : A Review, 1–12. <https://doi.org/10.1111/jopr.12906>
- Takahashi, M. K., Vieira, S., Rached, R. N., Almeida, J. B., Aguiar, M., & Souza, E. M. (2008). Fluorescence Intensity of Resin Composites and Dental Tissues Before and After Accelerated Aging: A Comparative Study. *Operative Dentistry*, 33(2), 189–195. doi:10.2341/07-74
- Treatments, S. (2018). Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite, 36(8), 424–430. <https://doi.org/10.1089/pho.2018.4467>
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2010). Color related to ceramic and zirconia restorations : A review. *Dental Materials*, 27(1), 97–108. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.018>
- Yu, H., Zheng, M., Chen, R., & Cheng, H. (2014). Proper Selection of Contemporary Dental Cements Key Factors to Consider When Selecting Dental, (March).