



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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**COR E FLUORESCÊNCIA DAS CERÂMICAS DENTÁRIAS:  
ESTUDO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES PROVOCADAS PELO  
MATERIAL DE CIMENTAÇÃO OU ADESÃO NA CERÂMICA  
FELDSPÁTICA**

Trabalho submetido por  
**Luís Miguel Gita Poeiras**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2017**





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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**COR E FLUORESCÊNCIA DAS CERÂMICAS DENTÁRIAS:  
ESTUDO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES PROVOCADAS PELO  
MATERIAL DE CIMENTAÇÃO OU ADESÃO NA CERÂMICA  
FELDSPÁTICA**

Trabalho submetido por  
**Luís Miguel Gita Poeiras**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Paulo Maurício**

e coorientado por  
**Mestre Joana Pereira**

**setembro de 2017**



## Agradecimentos

Aos ausentes e aos presentes, e a todos aqueles que de uma forma ou de outra até hoje comigo se cruzaram o meu agradecimento pois fizeram de mim a pessoa que sou hoje.

Ao Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz pela formação exemplar e pela possibilidade de realização deste trabalho.

Ao Prof. Doutor Paulo Maurício pela orientação indispensável neste trabalho de investigação e por todo o seu trabalho de revisão, conhecimentos transmitidos e atenção dispensada.

À Mestre Joana Pereira, por todo o esforço e empenho que dedicou à coorientação deste trabalho de investigação, tendo-se mostrado incansável em todas as fases.

Ao Prof. Doutor Francisco Martins pelo apoio na realização deste trabalho e ao Prof. Doutor José Reis pela sua ajuda.

À Dra. Maria João Barreto, por todos os conhecimentos transmitidos, oportunidades proporcionadas e pela sua fantástica conduta docente.

Ao Instituto Superior Técnico pela possibilidade de realização deste trabalho, ao Dr. Roberto Di Paolo, pela forma como me recebeu e pelos conhecimentos que me transmitiu e ainda o meu agradecimento ao Professor Luís Santos por toda a ajuda prestada.

Ao Eduardo Rodrigues e à Brigitte Leite pela sua amizade e muita paciência. Ao Quevin Argi por estes últimos dois anos de ajuda e companheirismo. À Filipa Catita pela sua amizade e disponibilidade e ainda a todos os meus amigos.

À minha família que sempre me apoiou incondicionalmente, aos quais agradeço e dedico este trabalho.

A todos o meu Muito Obrigado,  
sem vocês nada disto teria sido possível



## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar *in vitro* as alterações de cor e fluorescência da cerâmica feldspática quando utilizada com diferentes materiais de cimentação ou adesão, fazendo variar a espessura da cerâmica.

**Materiais e Métodos:** Foram produzidas 180 amostras de cerâmica feldspática *Cerec® Blocs C/PC* cor A2 de duas espessuras diferentes 0,5mm (90 amostras) e 0,8mm (90 amostras). Para servir de substrato foram produzidos 180 discos de resina composta com 1mm de espessura *Filtek™ Supreme XTE A3 Body Shade*. Após polimento e tratamento de superfície da cerâmica, as amostras foram cimentadas e aderidas às de resina composta com dois cimentos de resina fotopolimerizáveis, *RelyX™ Veneer* (cores B0,5, A3 e Translúcido), *VariolinK® Esthetic LC* (cores Light, Neutral e Warm) e uma resina fluída *G-aenial® Universal Flo* (cores A2 e A3). Os resultados dos espectros de fluorescência foram obtidos através de espectrofluorômetro (380 nm), a análise da translucidez e das alterações de cor foi realizada com espectrofotometria de transmissão e reflexão respectivamente.

**Resultados:** Alguns materiais de cimentação ou adesão em espessuras diferentes de cerâmica apresentaram diferenças significativas de emissão de fluorescência: G3-A > B (p=0,005); G4-A > B (p<0,05) G8-A > B (p=0,002). Dentro da mesma espessura de cerâmica todos os materiais de cimentação e adesão apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si (p<0,05). Na análise da percentagem de transmitância todas as amostras apresentaram um valor menor que 0,8%. Na análise da cor pelo cálculo do  $\Delta E$  o valor máximo obtido corresponde a G8A e B sendo os dois únicos grupos onde a diferença de cor foi considerada perceptível a nível clínico.

**Conclusões:** Diferentes espessuras de cerâmica e diferentes materiais de cimentação ou adesão afectam a fluorescência, a translucidez e a cor final da restauração totalmente cerâmica. No entanto apenas o *G-aenial® Universal Flo* cor A2 provocou alterações de cor clinicamente visíveis.

**Palavras-chave:** Cor; Fluorescência; Espessura; Cimentação.



## ABSTRACT

**Aim:** The evaluation of in vitro alterations of feldspar ceramic color and fluorescence emission while using different cement and adhesion materials as well as different ceramic thickness.

**Materials and Methods:** Using *Cerec*<sup>®</sup> *Blocs C/PC* (color A2), 180 feldspar ceramic samples were produced with two different thicknesses, 0,5mm (90 samples) and 0,8mm (90 samples). To use as substrate, 180 disks of composite resin *Filtek*<sup>™</sup> *Supreme XTE A3 Body Shade* with 1mm thickness were produced. After polishment and treatment of ceramic surface, the samples were cemented and adhered to the composite resin with two types of photopolymerizable cement, *RelyX*<sup>™</sup> *Veneer* (colors B0,5, A3 and translucent) and *VariolinK*<sup>®</sup> *Esthetic LC* (colors Light, Neutral and Warm) and with a fluid resin *G-aenial*<sup>®</sup> *Universal Flo* (colors A2 and A3). The fluorescence spectra were obtained with a spectrofluorometer (380 nm) while the translucence and the color variation were analysed with transmission and reflection spectrophotometers.

**Results:** Some cement or adhesion material, with variable ceramic thicknesses, presented significant differences in fluorescence emission: G3-A>B (p=0,005); G4-A > B (p<0,05) G8-A > B (p=0,002). Within the same range of ceramic thickness, all the cement and adhesion materials presented statistically significant differences (p<0,05).

While analysing the percentage of transmittance, all the samples presented values under 0,8%. In color analysis, by  $\Delta E$  calculation, the maximum value obtained corresponds to G8A and B being those the only two groups where the difference in color is perceptible at clinical level.

**Conclusions:** Different ceramic thickness and different cement or adhesion materials alter fluorescence, translucence and the final color of total ceramic restoration. Nevertheless, only when using *G-aenial*<sup>®</sup> *Universal Flo* color A2 these alteration were clinically relevant.

**Keywords:** Color; Fluorescence; Thickness; Cement.



# ÍNDICE GERAL

<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>7</b>
<b>Índice de Tabelas</b> .....	<b>8</b>
<b>Índice de Gráficos</b> .....	<b>9</b>
<b>Lista de Siglas</b> .....	<b>10</b>
<b>I. Introdução</b> .....	<b>13</b>
<b>1. História da cerâmica em medicina dentária</b> .....	<b>13</b>
<b>2. Conceitos Básicos: Cerâmicas</b> .....	<b>16</b>
<b>3. Sistemas de Cerâmicas</b> .....	<b>18</b>
3.1. Cerâmicas Vítreas .....	18
3.2. Cerâmicas com Alumina .....	20
3.3. Cerâmicas com Zircônia.....	22
<b>4. Propriedades Óticas</b> .....	<b>23</b>
4.1. Cor .....	24
4.2. Propriedades Óticas Primárias .....	25
4.3. Medição da Cor .....	26
4.4. Propriedades Óticas Secundárias .....	27
4.5. Fluorescência nas Cerâmicas .....	30
4.6. Medição da Fluorescência.....	31
<b>5. Materiais de Cimentação em Medicina Dentária</b> .....	<b>33</b>
5.1. Características dos Cimentos .....	33
5.2. Cimentos de Resina .....	34
5.2.1. Cimentos de Resina Auto-Adesivos.....	36
5.2.2. Cimentos de Resina Fotopolimerizáveis .....	37
5.3. Adesão à Superfície Cerâmica .....	37
5.4. Propriedades Óticas dos Cimentos .....	38
<b>6. Resinas Fluidas – Flow</b> .....	<b>40</b>
<b>II. Objetivos</b> .....	<b>41</b>
<b>III. Hipóteses</b> .....	<b>41</b>
Estudo da Fluorescência.....	41
Estudo da Cor .....	41
<b>IV. Materiais e Métodos</b> .....	<b>43</b>

Grupos de estudo e controlo.....	46
Análise Estatística .....	55
<b>V. Resultados.....</b>	<b>57</b>
<b>1. Estudo da Fluorescência .....</b>	<b>57</b>
1.1. Grupos Controlo.....	57
1.2. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,5mm .....	58
1.3. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica 0,8mm.....	60
1.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo.....	62
<b>2. Estudo da Percentagem de Transmitância.....</b>	<b>66</b>
2.1. Grupos Controlo.....	66
2.2. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,5mm .....	67
2.3. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,8mm .....	68
2.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo.....	69
<b>3. Estudo da diferença de cor (<math>\Delta E</math>).....</b>	<b>70</b>
3.1. Grupos Controlo.....	70
3.2. Espessura Cerâmica de 0,5mm.....	71
3.3. Grupos de Estudo com Espessura de Cerâmica 0,8mm .....	71
3.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo.....	72
<b>VI. Discussão.....</b>	<b>75</b>
<b>VII. Conclusão.....</b>	<b>85</b>
Implicações Clínicas e Estudos futuros.....	86
<b>VIII. Referências Bibliográficas.....</b>	<b>87</b>

## Índice de Figuras

Figura 1: <i>Cerec</i> <sup>®</sup> <i>Blocs C/PC</i> cor A2.....	43
Figura 2: Resina composta <i>Filtek</i> <sup>TM</sup> <i>Supreme XTE A3 Body Shade</i> (Rc) .....	43
Figura 3: <i>RelyX</i> <sup>TM</sup> <i>Veneer</i> , cores B0,5, A3 e Translúcido.....	43
Figura 4: <i>VariolinK</i> <sup>®</sup> <i>Esthetic LC</i> cores Light, Neutral e Warm.....	44
Figura 5: <i>G-aenial</i> <sup>®</sup> <i>Universal Flo</i> cores A2 e A3.....	44
Figura 6: Corte de amostras de cerâmica feldspática <i>Cerec</i> <sup>®</sup> <i>Blocs C/PC</i> cor A2 .....	49
Figura 7: Polidora para calibração das amostras de cerâmica feldspática.....	49
Figura 8: Controlo da espessura das amostras de cerâmica feldspática.....	50
Figura 9: Formador de resina e discos de resina composta <i>Filtek</i> <sup>TM</sup> <i>Supreme XTE A3 Body Shade</i> (Rc) .....	50
Figura 10: Sequência do tratamento de superfície das amostras de cerâmica .....	51
Figura 11: Espectrofluorómetro, <i>Fluorolog</i> <sup>®</sup> <i>2121</i> , durante a leitura das amostras em estudo.....	51
Figura 12: Câmara de colocação das amostras para leitura no espectrofluorómetro e suporte concebido para padronização das leituras (1), amostra colocada na câmara de leitura antes de se encontrar isolada de luz (2) .....	52
Figura 13: Espectrofotómetro <i>Helios α</i> .....	52
Figura 14: <i>Spectro Shade</i> <sup>TM</sup> e suporte de uniformização com amostra colocada .....	53
Figura 15: Diagrama da metodologia de trabalho aplicada após obtenção e calibração das amostras cerâmica feldspática e discos de Rc.....	54
Figura 16: Amostras aleatórias de cerâmica com espessura de 0,5mm e 0,8mm.....	55
Figura 17: Amostras aleatórias sobre influência de Luz UV com espessura de 0,5mm e 0,8mm.....	55

## Índice de Tabelas

Tabela 1: Composição dos materiais utilizados, resina composta e cerâmica.....	44
Tabela 2: Composição dos materiais utilizados, cimentos de resina e resinas fluídas ...	45
Tabela 3: Composição dos materiais utilizados, no tratamento de superfície da cerâmica feldspática.....	46
Tabela 4: Distribuição das amostras por grupos de estudo e controlo.....	48
Tabela 5: Intensidade de emissão de fluorescência (u.a.) (media ± desvio padrão).....	57
Tabela 6: Emissão de fluorescência máxima por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,5mm .....	59
Tabela 7: Emissão de fluorescência máxima por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,8mm .....	61
Tabela 8: Grupos controlo e de estudo com espessuras de cerâmica de 0,5mm (G1A a G9A) e 0,8mm (G1B a G9B) ordenados por ordem decrescente de intensidade de emissão de fluorescência .....	64
Tabela 9: Percentagem de Transmitância média por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,5mm.....	67
Tabela 10: Percentagem de Transmitância média por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,8mm.....	68
Tabela 11: Grupos controlo e de estudo com espessuras de cerâmica de 0,5mm (G1A a G9A) e 0,8mm (G1B a G9B) ordenados por ordem decrescente de percentagem de transmitância.....	70
Tabela 12: Valores $L^*a^*b^*$ , C médios dos dois grupos de controlo, e respectivo desvio padrão .....	70
Tabela 13: Valores de $\Delta E$ médios por ordem decrescente e valores de desvio padrão dos grupos de estudo com cerâmica de 0,5mm G2A a G9A .....	71
Tabela 14: Valores de $\Delta E$ médios por ordem decrescente e valores de desvio padrão dos grupos de estudo com cerâmica de 0,8mm G2B a G9.....	72
Tabela 15: Valores médios de $\Delta E$ dos grupos de estudo por ordem decrescente .....	73

## Índice de Gráficos

Gráfico 1: Espectros de fluorescência dos grupos G1A e G1B (grupos controlo) .....	58
Gráfico 2: Espectros de fluorescência dos grupos com cerâmica de espessura 0,5mm. Grupos G2A - G9A.....	58
Gráfico 3: Média dos valores máximos de emissão de fluorescência nos grupos de estudo G2A a G9A e grupo controlo G1A. ....	59
Gráfico 4: Intensidade de fluorescência máxima e mínima para a espessura de 0,5 mm. Grupos G1A – G9A.....	60
Gráfico 5: Espectros de fluorescência dos grupos com cerâmica de espessura 0,8mm. Grupos G2B - G9B.....	60
Gráfico 6: Média dos valores máximos de emissão de fluorescência nos grupos de estudo G2B a G9B e grupo controlo G1B.....	61
Gráfico 7: Intensidade de fluorescência máxima e mínima para a espessura de 0,8 mm. Grupos G1B – G9.....	62
Gráfico 8: Espectros de emissão de fluorescência dos grupos de estudo e controlo .....	62
Gráfico 9: Valores médios de emissão de fluorescência nos grupos de estudo e controlo .....	63
Gráfico 10: Espectros de emissão de fluorescência dos grupos de estudo, G2A a G9A com espessura de cerâmica 0,5mm e G2B a G9B com espessura de cerâmica de 0,8mm.....	63
Gráfico 11: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos G1A e G1B (grupos controlo) .....	66
Gráfico 12: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos com cerâmica de espessura 0,5mm. Grupos G2A - G9A.....	67
Gráfico 13: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos com cerâmica de espessura 0,8mm. Grupos G2B - G9B .....	68
Gráfico 14: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos de estudo e controlo.....	69
Gráfico 15: Comparação dos valores médios de $\Delta E$ nos grupos de estudo.....	73

## Lista de Siglas

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Óxido de alumínio

a\*: Cromo no eixo vermelho/verde

Bis-EMA: Bis-fenol etoxilado de dimetacrilato

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

Bis-MePP: Bis-metacriloxipoletoxife propano

b\*: Cromo no eixo amarelo/azul

CaO: óxido de cálcio

CiELab: Espaço de cor definido pela Commission Internationale de l'Eclairage

C\*: Cromo

G1A Cerâmica feldspática 0,5mm + resina aquecida *Filtek<sup>TM</sup> Supreme Body Shade A3* + disco Rc

G1B Cerâmica feldspática 0,8mm + resina aquecida *Filtek<sup>TM</sup> Supreme Body Shade A3+* + disco Rc

G2A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Variolink<sup>®</sup> Esthetic* cor light + disco Rc

G3A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Vriolink<sup>®</sup> Esthetic* cor neutral + disco Rc

G4A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Variolink<sup>®</sup> Esthetic* cor warm + disco Rc

G5A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor B 0,5 + disco Rc

G6A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor translúcido + disco Rc

G7A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor A3 + disco Rc

G8A Cerâmica feldspática 0,5 mm com *G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo* A2 + disco Rc

G9A Cerâmica feldspática 0,5 mm com *G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo* cor A3 + disco Rc

G2B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink<sup>®</sup> Esthetic* cor light + disco Rc

G3B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink<sup>®</sup> Esthetic* cor neutral + disco Rc

G4B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink<sup>®</sup> Esthetic* cor warm + disco Rc

G5B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor B 0,5 + disco Rc

G6B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor translúcido + disco Rc

G7B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx<sup>TM</sup> Veneer* cor A3 + disco Rc

G8B Cerâmica feldspática 0,8 mm com *G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo* cor A2 + disco Rc

G9B Cerâmica feldspática 0,8 mm com *G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo* A 3 + disco Rc

H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>: Ácido fosfórico

h\*: tonalidade

K<sub>2</sub>O: Óxido de Potássio

L\*: Coordenada no eixo representativo da luminosidade

mm: milímetros

N: Newton

Na<sub>2</sub>O: Óxido de Sódio

nm: Nanômetros

Rc: Resina composta

rpm: Rotações por minuto

s- Segundos

SiH<sub>4</sub>: Silano

SiO<sub>2</sub>: Dióxido de silício

SPSS: Statistics Package for the Social Sciences

TEGDMA: Trietileno glicol dimetacrilato

TiO<sub>2</sub>: Dióxido de titânio

u.a.: Unidades arbitrárias

UDM: Uretano dimetacrilato

UV: Ultravioleta

ΔE: Variação de cor

ΔL: Diferença de intensidade, mais claro e mais escuro

μm: Micrómetros

%T: Percentagem de transmitância

%: Percentagem

°C: Graus Celsius



## I. Introdução

### 1. História da cerâmica em medicina dentária

A cerâmica é o material mais antigo fabricado pelo homem (Heimann, 2010), cuja denominação é de origem grega *Keramiké* e significa “a arte do oleiro” (Rosenblum & Shullman, 1997). A cerâmica é descrita como um material inorgânico, não metálico, fabricado a partir de matérias-primas naturais como a argila, feldspato, sílica, caulim e quartzo, as quais são aquecidas a altas temperaturas (Sadowsky, 2006; Shenoy & Shenoy, 2010).

A história das cerâmicas dentárias teve início no século XVIII (Taylor, 2001), inicialmente utilizadas para a confecção de dentes e próteses totais com o objetivo de reproduzir a cor e a translucidez dos elementos naturais (Magne e Belser, 2002; Hopp e Land, 2013).

Apesar de, em termos comerciais, os dentes de cerâmica terem sido produzidos em 1830 por Stockton, só após 1839 com o aparecimento da vulcanite como material para base da prótese, foi possível uma maior disseminação, devido ao aperfeiçoamento da retenção mecânica dos dentes de cerâmica. Este tipo de coroas era utilizado apenas em dentes sem polpa, recorrendo inicialmente a buchas de madeira e mais tarde a espigões em ouro (Conrad, Seong & Pesun, 2007; Burke, 2012).

Mais tarde, em 1880, Richmond e Davis aplicaram pela primeira vez a cerâmica em coroas totais, em 1886, Land, dentista em Detroit, após várias experiências com materiais cerâmicos, projetou e patenteou uma metodologia de manuseamento de *inlays* em cerâmica, confeccionados sobre uma lâmina de platina (Font, Ruíz, Ruíz, Rueda & González, 2006; Griggs, 2007). Com a invenção do forno eléctrico, em 1894, e da cerâmica de baixa fusão, em 1898, Land conseguiu realizar o fabrico de coroas totalmente cerâmicas, as coroas *Jacket*, usando a técnica da folha de platina recoberta por cerâmicas feldspáticas que revelou ter uma excelente estética para a altura (Rosenblum & Shullman, 1997; Ranly & Garcia-Godoy, 2000; Peumans, Van Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2000), abrindo de forma definitiva a entrada da cerâmica na dentisteria restauradora (Madhavan, 2015; Karl, 2016).

As facetas cerâmicas foram primariamente introduzidas em 1938 por Pincus, que desenvolveu facetas que eram colocadas temporariamente na superfície vestibular dos

dentos anteriores. Estas coroas eram fabricadas com cerâmica feldspática, a única existente na época, a qual apresentava características desejáveis como substituta dos dentes naturais, como a translucidez, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próximo da estrutura dentária, compatibilidade biológica (Sadowsky, 2006) e excelente qualidade estética (Granell-Ruiz et al., 2010).

Contudo a cerâmica feldspática apresentava uma baixa resistência à fratura (Taylor, 2001; Soares et al., 2016), não resistindo às forças mecânicas exercidas pelo sistema estomatognático. (Rus, Ramiro, García & Gómez, 2007). Assim, a popularidade das restaurações cerâmicas declinou com a introdução da resina acrílica na década de 40 e continuou assim até as desvantagens dos materiais de recobrimento em resina serem descobertas (Conrad et al., 2007; Burke, 2012).

Na década de 1950, a leucita foi adicionada aos materiais de cerâmica para modificar a expansão térmica (Font et al., 2006). Isso facilitou a fusão de cerâmica em ligas de ouro, formando sistemas de metais cerâmicos fortes e estéticos (Granell-Ruiz et al., 2010; Heimann, 2010). Em 1954 começaram a ser usadas restaurações metalocerâmicas a partir de ligas de paládio, platina ou de cerâmica-fundida que evoluíram com o desenvolvimento dos fornos cerâmicos ( Rosenblum & Shullman, 1997; Magne & Belser, 2002).

A tecnologia de fundição da cerâmica ao metal rapidamente dominou o mercado (Ranly & Garcia-Godoy, 2000; Hopp & Land, 2013; Karl, 2016). Com o aparecimento das restaurações metalocerâmicas, a cerâmica feldspática começou a ser amplamente utilizada (Taylor, 2001; Shenoy & Shenoy, 2010; Rus et al., 2007) como cerâmica de revestimento de subestruturas metálicas (Peumans et al., 2000; Soares et al., 2016; Karl, 2016), tanto na confecção de restaurações unitárias como em pontes de vários elementos (Sadowsky, 2006; Madhavan, 2015).

As coroas metalocerâmicas, de uma forma geral, apresentavam uma estética aceitável, aumento da resistência e uma adaptação melhorada (Griggs, 2007; Pjetursson, Sailer, Zwahlen & Hammerle, 2007). Contudo, a infraestrutura metálica afetava a estética da cerâmica diminuindo a transmissão da luz através da restauração e criando descolorações provocadas por iões metálicos (Bayne, 2005).

Surgiram então, as cerâmicas puras que trouxeram muitas melhorias tais como o aumento da translucidez, da adaptabilidade e da biocompatibilidade, quando comparadas com as restaurações de cerâmica fundida sobre metal. A maior vantagem das coroas em cerâmica pura era a sua aparência, reproduzindo com naturalidade a

aparência do dente a ser substituído. A translucidez das cerâmicas resolveu o problema estético tão desejado resultante da opacidade das coroas metalo-cerâmicas convencionais (Font et al., 2006; Heimann, 2010; Hopp & Land, 2013).

As facetas em cerâmica surgiram pela primeira vez em 1983, quando Horn propôs o seu uso para cobrir a superfície vestibular dos dentes anteriores como uma técnica de restauração dentária definitiva, permitindo um incremento ainda maior para o seu sucesso (Font et al., 2006; Burke 2012). Estas facetas começaram a ser utilizadas como uma alternativa estética para modificar a cor e a forma das estruturas dentárias (Granell-Ruiz, 2010; Karl, 2016).

No final do século XX e início do século XXI, foram lançadas várias cerâmicas com técnicas diversificadas de fabrico e de aplicação e com a incorporação de dois materiais essenciais: a Alumina e a Zircónia (Ranly & Garcia-Godoy, 2000; Rus et al., 2007; Madhavan, 2015). Nesta época verificou-se um grande progresso no entendimento da química da cerâmica, da cristalografia e da engenharia de produção das cerâmicas, permitindo tirar um maior partido do potencial destes materiais (Taylor, 2001; Sadowsky, 2006; Soares et al., 2016).

Atualmente, os materiais cerâmicos são perfeitamente capazes de imitar a aparência dos dentes naturais, no entanto, existem obstáculos que têm limitado a utilização da cerâmica no fabrico de peças dentárias, tais como a fragilidade, que conduz a limitações mecânicas, além do esforço e tempo necessários para o processamento quando comparadas com as ligas metálicas e compósitos dentários (Griggs 2007; Shenoy & Shenoy, 2010).

A procura, por parte dos pacientes, de tratamentos dentários com excelência estética, bem como o desejo dos profissionais de medicina dentária em encontrar melhores soluções protéticas (Peumans et al., 2000; Sadowsky, 2006) tem motivado inúmeros esforços nos últimos anos para o aperfeiçoamento tecnológico e biomecânico dos materiais restauradores. De realçar os grandes avanços da ciência, que permitiram o uso rotineiro de restaurações em cerâmica pura e que são resultado de progressos e inovações dos próprios materiais cerâmicos (Granell-Ruiz et al., 2010; Hopp e Land, 2013).

## 2. Conceitos Básicos: Cerâmicas

Considera-se a utilização de cerâmicas dentárias como um procedimento indicado para promover o reequilíbrio estético e funcional dos dentes (Griggs, 2007).

Devido à sua admirável performance clínica, aparência natural, mínima invasão e durabilidade das propriedades óticas e químicas, as facetas de cerâmica (Peumans et al., 2000) constituem uma excelente opção de tratamento com uma gama de indicações em constante crescimento (Edelhoff & Sorensen, 2002; Burke, 2012).

Estas facetas são definidas como um recobrimento do esmalte da face vestibular por um material restaurador, fortemente unido ao elemento dentário por intermédio dos sistemas adesivos. Avanços recentes nas cerâmicas dentárias incluem a introdução de um componente de alta resistência ao núcleo da cerâmica (Heimann, 2010; Karl, 2016).

Estes núcleos de cerâmica de alta resistência são normalmente fabricados por adição de partículas de óxidos seguidas ou não, por infiltração com vidro fundido e revestidos em seguida com cerâmica feldspática. O material resultante possui três a quatro vezes mais resistência à flexão que a cerâmica não reforçada (Griggs, 2007; Karl, 2016).

Atualmente as cerâmicas dentárias são reforçadas com a adição de cristais como a alumina, a leucite, o dissilicato de lítio e a Zircônia, materiais policristalinos controlados pela cristalização de cristais de vidro, possibilitando a utilização de facetas de espessura reduzida e com alta longevidade (Hopp & Land, 2013; Madhavan, 2015), no entanto, importa referir que o sucesso clínico desta classe de restaurações depende do processo de cimentação utilizado, que varia de acordo com o material cerâmico utilizado (Sadowsky, 2006; Gomes, Assunção, Rocha & Santos, 2008).

O reforço das cerâmicas com materiais policristalinos possibilita a recuperação, não só funcional como, também, estética do sorriso dentário além do aumento da resistência e de uma maior aplicabilidade clínica (Magne & Belser, 2002; Bayne, 2006; Soares et al., 2016).

Este tipo de cerâmicas são relativamente recentes e além de extremamente estéticas, são bastante mais resistentes quando comparadas, por exemplo, com as cerâmicas feldspáticas tradicionalmente utilizadas na confecção de facetas estéticas para reabilitação anterior (Conrad et al., 2007; Shenoy & Shenoy, 2010).

A classificação das cerâmicas dentárias tem evoluído em conformidade com a composição química, o tipo de restauração a fabricar, o procedimento para a sua fabricação, a temperatura de fusão, o tipo de microestrutura, a resistência à fratura e o potencial abrasivo da cerâmica (Granell-Ruiz et al., 2010; Burke, 2012).

Ao terem inúmeras qualidades físicas, as cerâmicas dentárias podem ser caracterizadas como vidros, sendo compostas maioritariamente por alumina, quartzo, caulino e feldspato. As cerâmicas reforçadas contêm uma matriz vítrea na qual os seus cristais estão dispersos de forma interlaçada, sendo esta matriz formada por feldspato fundido com óxidos metálicos, como o alumino silicato de potássio (feldspato de potássio), o alumino silicato de sódio (feldspato de sódio), ou ambos (Magne & Belser, 2002; Heimann, 2010), fator este, que determina a sua expansão térmica e viscosidade (Edelhoff & Sorensen, 2002; Karl, 2016).

Estas cerâmicas passam por uma fase de cristalização, onde o regulamento da temperatura de forma controlada permite o crescimento aleatório de cristais. No entanto a presença de pequenas fissuras no material, que ocorrem durante a fase de cristalização térmica, reduzem a sua resistência (Bayne, 2005; Hopp & Land, 2013). Assim, são adicionados modificadores de vidro, pigmentos e opacificadores de forma a controlar não apenas, a temperatura de fusão e de sinterização, como também, o coeficiente de contração térmica e solubilidade (Magne & Belser, 2002; Bayne, 2006; Madhavan, 2015).

Esta adição permite que as cerâmicas possuam um alto poder de padrão estético, devido ao seu índice de refração da luz – fase vítrea – semelhante ao do esmalte, sem interferir com a translucidez, permitindo reproduzir com naturalidade a estrutura dentária (Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008; Burke 2012).

Existem inúmeros materiais cerâmicos disponíveis (Conrad et al., 2007; Rus et al., 2007) no entanto não existe consenso sobre um material único ou universal para resolução de todos os casos clínicos (Bayne, 2006; Madhavan, 2015; Karl, 2016).

Uma aplicação clínica bem-sucedida depende das características do material e da experiência do médico dentista, que deve combinar os diversos materiais, técnicas de fabrico e procedimentos de cimentação, de acordo com a situação clínica individual (Sadowsky, 2006; Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008).

Assim, na utilização de restaurações indiretas como facetas cerâmicas, os clínicos devem optar pela técnica e material que permita um tratamento conservador,

preservando o máximo da estrutura dentária, satisfazendo as exigências estéticas, estruturais e biológicas dos pacientes e, ainda, que ofereça requisitos mecânicos e providencie uma melhor durabilidade clínica (Heimann, 2010; Soares et al., 2016).

### 3. Sistemas de Cerâmicas

A procura constante por soluções mais estéticas nas restaurações dentárias colocou a cerâmica no topo da popularidade, quando comparada com a utilização de restaurações metalocerâmicas. Assim, têm sido desenvolvidas soluções em cerâmica para utilização em coroas, restaurações implanto-suportadas, *inlays* e *onlays* (Conrad et al., 2007; Addison, Sodhi & Fleming, 2010).

As cerâmicas, por serem materiais inorgânicos não-metais, apresentam translucidez, transmissão de luz e biocompatibilidade, desempenhando um papel fulcral na criação de próteses fixas estéticas (Drummond, King, Bapna & Koperski, 2000; Burke, 2012). Estas são divididas em dois grupos: óxidos e silicatos (Lopes et al., 2015).

A personalização da forma e da estética das restaurações dentárias é possível através da adição de dissilicato de lítio, leucite, óxido de alumina ou óxido de Zircónia ao revestimento do núcleo da cerâmica (Conrad et al., 2007; Addison et al., 2010; Hernandez, Arrais, Lima, Cesar & Rodrigues, 2016).

As cerâmicas podem ser classificadas de acordo com a sua composição química (vítreas, com alumina e com Zircónia); processo de fabrico (pó e líquido, injetáveis, cad-cam, entre outros); aplicação clínica (*inlays*, *onlays*, coroas unitárias, facetas, pontes, entre outras) ou temperatura de fusão (Font et al., 2006; Conrad et al., 2007; Lopes et al., 2015).

#### 3.1. Cerâmicas Vítreas

Foi a partir da cerâmica vítrea que se começou a introduzir materiais cristalinos para melhorar as suas propriedades mecânicas (Griggs, 2007; Gomes et al., 2008; Lopes et al., 2015). A sua classificação pode ser dividida conforme a relação percentual entre a fase vítrea e a fase cristalina, em quatro grandes grupos: cerâmica vítrea, cerâmica vítrea reforçada com a adição de componente cristalina, cerâmica cristalina com

infiltração de material vítreo e cerâmica policristalina (Archegas, Freire, Vieira, Caldas & Souza, 2011; Burke, 2012).

Este grupo de cerâmicas caracteriza-se pelo facto de a fase cristalina ser obtida a partir de um vidro através do processo de cristalização controlada, também conhecido como ceramização. Neste processo formam-se núcleos de cristalização obtendo-se pequenos cristais em grande quantidade e uniformemente distribuídos numa fase vítrea (Toksavul, Türkün & Toman, 2004).

As cerâmicas feldspáticas, parte constituinte deste grupo, podem ser classificadas como convencionais (elevado nível estético, mas baixa resistência à fratura) ou de alta resistência (reforçadas com leucite ou óxido de lítio). As cerâmicas feldspáticas reforçadas com cristais de leucite, são compostas por quartzo (68%) e óxido de alumina (18%). O seu processo de fabrico permite que a porosidade seja reduzida e os níveis de precisão aumentados. A ótima distribuição dos cristais de leucite na matriz vítrea contribui para o aumento da resistência à fratura sem prejudicar a translucidez (Conrad et al., 2007).

Por sua vez, as cerâmicas feldspáticas reforçadas com óxido de lítio, são compostas por quartzo (57% a 80%), óxido de lítio (11% a 19%) e óxido de alumina (1% a 5%). A adição destas partículas cristalinas melhora a resistência a forças de flexão, devido ao aumento do seu volume (60%), à sua estrutura homogénea de ligação de cristais densamente distribuídos e, ainda, ao aumento do tamanho dos cristais após pressão, perfazendo uma microestrutura homogénea (Conrad et al., 2007).

Esta classe de cerâmicas, ao ser produzida através de sistemas computadorizados, como CAD/CAM, apresentam cristais mais finos e um nível inferior de porosidade, tendo por isso uma resistência mecânica superior, quando comparadas com os materiais dentários processados em laboratório (Drummond et al., 2000; Conrad et al., 2007; Burke, 2012).

Em 1983, foi desenvolvido o sistema *IPS Empress*<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), também conhecido como cerâmica prensada, sendo um material reforçado com leucite. Este sistema é utilizado para facetas, *inlays*, *onlays* e no segmento anterior como coroas totais (Conrad et al., 2007), recorrendo à técnica da cera perdida (Drummond et al., 2000; Pjetursson et al., 2007; Morita et al., 2016).

Em 1991, foi introduzida a cerâmica feldspática *VitaBlocs*<sup>®</sup> *Mark II* (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) desenvolvida para o sistema *CEREC*<sup>®</sup> *1*

(Siemens AG, Bensheim, Germany), com melhor resistência e grão mais fino, que a sua antecessora *Vita Mark<sup>®</sup> I* (Bayne, 2005; Archegas et al., 2011). Esta cerâmica é constituída por óxido de alumínio e óxido de sílica, podendo ser adicionado ácido fluorídrico para melhorar a sua retenção micromecânica para cimentação adesiva com cimentos de resina (Edelhoff & Sorensen, 2002; Rus et al., 2007).

A utilização das cerâmicas convencionais permite a imitação da cor do dente com uma fina camada de material, um baixo custo laboratorial, uma ótima adesão e retenção mecânica após a adição de ácido fluorídrico e, ainda, cimentação em esmalte (Conrad et al., 2007; Pires, Novais, Araújo & Pegoraro, 2017).

No ano de 1998, foi desenhado o sistema *IPS ProCAD<sup>®</sup>* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sendo uma cerâmica reforçada por leucite e constituída por partículas de tamanho inferior, quando comparada com o sistema *IPS Empress<sup>®</sup>*. Posteriormente foi estruturado o sistema *IPS Empress<sup>®</sup> 2* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sendo constituído por duas cerâmicas de vidro ceramizado, uma para a infra-estrutura com 60% de cristais de dissilicato de lítio e pequenos cristais de ortofosfato de lítio, como fase cristalina; e outra, para o revestimento contendo cristais de fluorapatita (Toksavul et al., 2004; Shenoy & Shenoy, 2010).

No ano de 2005 foi desenvolvido o sistema *IPS e.max<sup>®</sup> Press* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), uma cerâmica vítrea reforçada com dissilicato de lítio, onde o seu processo específico de cozedura lhe confere uma grande translucidez e propriedades físicas desejadas (Conrad et al., 2007).

Este sistema apresenta uma resistência à flexão elevada, derivado à existência de uma matriz vítrea de alta densidade (Drummond et al., 2000; Bayne, 2005; Addison et al., 2010). Pode ser utilizado em infraestruturas posteriormente revestidas por cerâmica de recobrimento ou para a elaboração de estruturas monolíticas. É indicado para pontes de três elementos tanto no setor anterior como posterior, até ao segundo prémolar (Archegas et al., 2011).

### 3.2. Cerâmicas com Alumina

As cerâmicas com alumina apresentam 85% de partículas de óxido de alumina e uma baixa quantidade de sílica, o que lhes confere elevada resistência a forças de flexão

(Bayne, 2005; Addison et al., 2010), sendo por isso indicadas para o uso em reabilitações posteriores (Anderson et al., 1993; Font et al., 2006).

Para aumentar a resistência às forças de flexão, é modificada a composição química da cerâmica através da redução da quantidade de óxido de alumina para 67% e adição de 33% de óxido de Zircônia. Caso o objetivo seja o aumento da resistência à fratura, as cerâmicas deverão conter 100% de óxido de alumina (Anderson et al., 1993; Font et al., 2006).

Neste grupo, estão incluídas as cerâmicas onde a alumina é substituída por uma combinação de magnésio e óxido de alumina, com o objetivo do aumento da translucidez da cerâmica, através da alteração das propriedades óticas isotrópicas e do índice de refração dos cristais (Conrad et al. 2007).

*Vitadur-N<sup>®</sup>* (Vita) foi a primeira cerâmica aluminizada comercializada, seguida pela NBK 1000 (DeTrey/Dentsply) e posteriormente pela *Hi-Ceram<sup>®</sup>* (Vita) (Conrad et al., 2007). No sistema *Hi-Ceram<sup>®</sup>* é produzida uma infraestrutura aluminosa, sob um torquel refratário, através de um método de fusão a altas temperaturas (1160°C), provocando a diminuição da translucidez (Rosenblum & Shullman, 1997; Hernandez et al. (2016). Posteriormente, é aplicada uma cerâmica feldspática convencional sob a cerâmica aluminizada. Este tipo de cerâmica está indicado para confeccionar *inlays*, *onlays* e coroas totais (Pjetursson et al., 2007; Morita et al., 2016).

Em 1989, foi desenvolvido o primeiro sistema de cerâmica pura, *In-Ceram<sup>®</sup>* Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), indicado para reabilitações unitárias, devido ao seu núcleo de cerâmica, produzido através da técnica de slip-casting, o que lhe conferiu uma elevada resistência (Sadowsky, 2006).

Este sistema apresenta óxido de alumínio compactado que é sinterizado num molde refratário, durante dez horas, a uma temperatura de 1120°C. A forma obtida apresenta um elevado nível de porosidade, pelo que, numa segunda queima é infiltrado um vidro de lantânio, durante quatro horas, a 1100°C, aumentando a sua resistência, através da diminuição das porosidades. Por fim, reveste-se o coping por cerâmica feldspática (Conrad et al., 2007).

Em 1993, surgiu o sistema Procera *AllCeram<sup>®</sup>* (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), um sistema cerâmico baseado na tecnologia CAD-CAM (ComputerAided Design-Computer Aided Manufacturing) (Conrad et al., 2007)

Em 1994, foi criado o sistema *In-Ceram*<sup>®</sup> Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) como alternativa ao núcleo opaco do In-Ceram Alumina. Este sistema é composto por uma mistura de magnésio e alumina com o objetivo de aumentar a translucidez. (Conrad et al., 2007).

Outro dos sistemas de cerâmica com alumina designa-se por sistema Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands) e é fabricado pela tecnologia CICERO (*Computer Integrated Ceramic Reconstruction*). Neste sistema reforça-se o núcleo de cerâmica vítrea através da utilização de óxido de alumínio, conferindo-lhe uma elevada resistência (Drummond et al., 2000; Edelhoff & Sorensen, 2002). O núcleo reforçado é obtido através de técnicas integradas em computador, *scanner* ou sinterização de cerâmica, sendo posteriormente revestido por cerâmica vítrea sem leucite (Conrad et al., 2007).

Ainda neste grupo de cerâmicas, encontra-se também o sistema *In-Ceram*<sup>®</sup> Zircónia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), em que se adiciona 35% de óxido de zircónio, sendo uma alteração à técnica utilizada para a conceção do sistema *In-Ceram*<sup>®</sup> Alumina e que permite obter uma cerâmica reforçada e, portanto, mais resistente (Toksavul et al., 2004). Este é um sistema indicado para copings de coroas posteriores, devido à sua opacidade e baixa translucidez (Conrad et al., 2007).

### 3.3. Cerâmicas com Zircónia

Tal como o nome indica, as cerâmicas de óxido de Zircónia detêm na sua composição óxido de Zircónia (95%) e óxido de ítrio (5%), podendo também ser constituídas por parcelas de óxido de cálcio e magnésio. A elevada percentagem de óxido de Zircónia, confere uma excelente resistência e dureza, enquanto a presença de óxido de ítrio proporciona estabilidade à estrutura tetragonal deste material policristalino (Taylor, 2001; Conrad et al., 2007).

A Zircónia tem natureza polimórfica, isto é, com a alteração da temperatura, a sua estrutura cristalina pode variar, no entanto, a sua forma química mantém-se estável (Peumans et al., 2000). Assim, dependendo da temperatura a que a Zircónia é exposta, a sua fase cristalina pode ser monoclinica, tetragonal e cúbica (Ranly & Garcia-Godoy, 2000; Bayne, 2006).

A Zircónia pura aparece à temperatura e pressão ambientes na sua forma monoclinica. O seu ponto de fusão ocorre nos 2680°C, temperatura que altera a sua estrutura para cúbica. Numa temperatura de 2370°C a estrutura cúbica modifica-se e passa a ser tetragonal. A fase monoclinica é novamente atingida expondo a Zircónia a uma temperatura de 1170°C, onde se dá um aumento de volume na ordem dos 5%, aumentando o stress interno do material (Conrad et al., 2007; Hernandez et al., 2016).

Para aumentar a resistência e a durabilidade das próteses feitas com Zircónia, é essencial que esta cerâmica se encontre simultaneamente estável à temperatura ambiente e na fase tetragonal. Este estado só é possível através da sua estabilização, através da adição de óxido de ítrio à Zircónia pura. Esta adição permite, não só, o controlo da expansão do seu volume, como também a sua estabilização em temperatura ambiente na fase tetragonal conferindo ao material uma elevada resistência à fratura e à flexão. (Conrad et al., 2007)

Desta forma, obtém-se uma cerâmica de Zircónia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP) que apresenta estabilidade dimensional e química e uma grande resistência tanto mecânica como à fratura, sendo ideal para o uso nas restaurações dentárias (Conrad et al., 2007; Lopes et al., 2015).

Atualmente existem vários sistemas para a produção das cerâmicas com Zircónia, como o sistema Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden) que produz inlays de cerâmica através de blocos sinterizados de óxido de ítrio; o sistema *LAVA™* que recorre a um bloco de Y-TZP resistente à fratura e flexão e pouca elasticidade; o sistema *Cercon®* (Dentsply Ceramco, York, Pa) que recorre a técnicas convencionais de enceramento; e ainda, o sistema *DCS Precident* (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) que utiliza cerâmica DC Zirkon sinterizada e parcialmente estabilizada com 5% óxido de ítrio (Conrad et al., 2007).

#### 4. Propriedades Óticas

##### *Propriedades Óticas dos Dentes Naturais*

O comportamento ótico de um dente varia consoante as diversas estruturas que o constituem e também com as suas particularidades espectrais. O esmalte é um elemento

que pode transmitir 70% da luz através de uma secção com uma espessura de 1mm, sendo bastante translúcido. Este é composto por uma matéria mineral na forma de hidroxiapatite (97%) enquanto a dentina apenas contém 70%. Isto faz com que a dentina seja menos transparente, transmitindo apenas 30% da luz através de uma secção de 1 mm de espessura (Joiner, 2004; Michalakis, Kalpidis & Hirayama, 2014).

A percepção de brilho e de irregularidades deve-se à reflexão na superfície do esmalte, de parte da luz que atinge o dente. A parcela da luz não refletida, penetra no esmalte e está sujeita à difusão parcial e à dispersão originada pela presença de cristais de hidroxiapatite. A luz é novamente refletida ou difusa para o esmalte, atingindo a junção amelodentinária e a dentina, considerando-se deste modo, que o dente é semitransparente. De acordo com a literatura, a dentina constitui a principal fonte de cor e o esmalte permite a reflexão interna dos raios de luz, que são modificados consoante a sua espessura (Barizon et al., 2014).

### *Propriedades óticas das cerâmicas dentárias*

Hoje em dia, a inovação permite que as cerâmicas dentárias simulem, de forma satisfatória, a aparência dos dentes naturais. As propriedades óticas da dentina e do esmalte também são aplicadas nas cerâmicas, possibilitando uma mimetização exemplar. Destas propriedades óticas enumeram-se a cor, a fluorescência, a translucidez, a opacidade e a opalescência. No entanto, a crescente exigência por uma estética perfeita promove a procura do sistema cerâmico que simule o dente natural na sua totalidade ainda seja alvo de grande reflexão (Ahn & Lee, 2008; Barizon et al., 2014).

#### 4.1. Cor

A cor é um fenómeno da luz e uma percepção visual que permite a diferenciação de objetos. Esta, apresenta três fatores dos quais depende: o observador, o objeto e a fonte de luz, sendo cada um destes fatores uma variável dependente, ou seja, quando um dos fatores muda a percepção da cor altera-se (Joiner, 2004; Ahn & Lee, 2008).

A qualidade da cor altera-se de acordo com a forma como o objeto observado reage à luz, absorvendo, refletindo, transmitindo ou refratando parte ou a totalidade da energia luminosa (Vichi, Louca, Corciolani & Ferrari, 2011).

A percepção da cor pode ser fortemente influenciada pela fonte de luz. A parte visível do espectro de luz encontra-se entre os 380 e os 750 nanómetros (nm), sendo que cada fonte de luz produz uma distribuição distinta de cor na luz que emite (Shammas & Alla, 2011).

A luz solar é extremamente oscilante e tem uma distribuição desigual de cores ao longo do dia (Vichi et al., 2011). Também as fontes de luz artificiais carecem de uma distribuição uniforme da cor. Existem luzes próprias para correção da cor, no entanto, importa não esquecer o fenómeno de metamerismo. Assim, os consultórios de medicina dentária devem ser iluminados por fontes de luz fluorescentes, natural e/ou incandescente (Shammas & Alla, 2011).

## 4.2. Propriedades Óticas Primárias

A superfície dos dentes não é uniforme, pelo que a sua cor difere ao longo da mesma, no entanto, a região central é considerada a que melhor representa a cor do dente (Shammas & Alla, 2011). Pela sua consistência, flexibilidade e simplicidade, os parâmetros colorimétricos que compõem a cor são três: matiz, valor e croma. (Joiner, 2004)

### 4.2.1. Matiz

O matiz é o pigmento que distingue uma cor da outra, por exemplo, o amarelo ou o azul. Representa a tonalidade da cor, correspondendo ao comprimento de onda da luz refletida pelos objetos. Cerca de 80% dos dentes naturais apresentam o mesmo matiz, por isso, este deve ser o primeiro aspeto a ser definido no processo de seleção da cor dos dentes naturais (Joiner, 2004; Shammas & Alla, 2011).

### 4.2.2. Valor

O valor corresponde ao brilho ou quantidade de luz do matiz, ou seja, ao grau de luminosidade ou obscuridade de um objeto. Assim, quanto mais clara a cor, maior é o seu valor (brilho) e quanto mais escura, menor é o seu valor. O brilho do branco total é representado pelo valor máximo na escala de intensidade (100), enquanto o preto

apresenta um valor absoluto de 0, representando a ausência total de luz (Joiner, 2004; Shammas & Alla, 2011).

#### 4.2.3. Croma

O croma é a intensidade ou saturação de um determinado tom (matiz), como por exemplo, azul-claro ou azul-escuro, descrevendo-se como a força do matiz. Este determina o tom amarelado ou alaranjado de uma restauração dentária. Quanto mais escuro for o objeto, maior será a sua saturação. A saturação aumenta à medida que o objeto se torna mais escuro (Joiner, 2004; Shammas & Alla, 2011).

#### 4.3. Medição da Cor

Os avanços da tecnologia têm permitido desenvolver vários instrumentos eletrônicos de correspondência de cor disponíveis para uso clínico (Öztürk et al., 2013b). Estes equipamentos podem ser colorímetros, espectrofotômetros, espectroradiômetros, analisadores de imagem ou uma combinação destes. Em medicina dentária, os mais utilizados são os colorímetros e os espectrofotômetros, que definem a cor do dente através da medição da quantidade de composição espectral de luz refletida na superfície do dente (Vichi et al., 2011).

O espectrofotômetro mede a reflexão ou a curva de transmissão da luz de uma amostra, sendo útil na medição da cor da superfície. É utilizado um prisma que dispersa a luz branca a partir de uma lâmpada de tungstênio com um comprimento de onda de bandas de espectro de entre 5 e 20 nm. A quantidade de luz refletida a partir de uma amostra é medida para cada comprimento de onda no espectro visível (Joiner, 2004; Pieger, Salman & Bidra, 2014).

Além dos espectrofotômetros terem uma durabilidade superior à dos colorímetros, estes não são afetados pelo metamerismo da amostra ou objeto, sendo deste modo mais fiáveis (Ritter, 2010; Shammas & Alla, 2011). Os espectrofotômetros apresentam mais vantagens em relação aos colorímetros, para a determinação da cor, sendo elas o seu nível de precisão e exatidão (Hirata, 2008). Assim, para além dos dados espectrofotométricos não serem afetados pela luz ambiente e a quantidade de luz refletida pela amostra ser medida sobre um comprimento de onda espectral completo,

ainda apresentam consistência na sua leitura, o que permite uma correspondência correta com a realidade na análise da amostra (Shammas & Alla, 2011; Vichi et al., 2011).

#### 4.4. Propriedades Óticas Secundárias

Os dentes naturais apresentam características cromáticas ilimitadas, assim como, fenômenos de opalescência e fluorescência, tornando a determinação da cor dos dentes bastante difícil (Whitehead, Aya, Macfarlane, Watts & Wilson, 2000). Nos dentes naturais, a interação que ocorre entre a dentina, o esmalte e a polpa permite a existência de vários fenômenos óticos que alteram as variáveis de translucidez e opacidade e ainda, os efeitos de opalescência, translucidez e fluorescência (Joiner, 2004; Vichi et al., 2011). Os parâmetros da cor como o matiz, valor e croma não são suficientes para obter a perfeição estética na seleção e reprodução da cor. Assim, a reprodução da cor dos dentes pode ser otimizada através da mimetização das propriedades óticas secundárias como a translucidez, opalescência e fluorescência. (Ahn & Lee, 2008).

##### 4.4.1. Translucidez

A translucidez é a propriedade presente numa amostra, no momento em que um feixe de luz passa por esta sendo parcialmente disperso, refletido ou transmitido através da mesma. Quanto maior for a quantidade de luz a atravessar a amostra, maior será a translucidez; por sua vez, quanto maior for o croma da amostra menor será a sua translucidez (Ahn & Lee, 2008; Barizon et al., 2014). Assim, translucidez pode ser descrita como um estado desde a completa opacidade até à completa transparência (Shammas & Alla, 2011).

A translucidez pode ser determinada visualmente ou instrumentalmente. A translucidez de uma amostra permite que um fundo branco ou preto subjacente influencie a aparência desta. Já o contraste pode ser considerado uma medida direta da opacidade em relação à diminuição da translucidez. (Ahn & Lee, 2008; Barizon et al., 2014).

Deste modo, a translucidez é dos principais fatores na seleção do material, com propósito estético. Importa referir que a qualidade, quantidade e localização da translucidez varia de acordo com as características de cada indivíduo e com a sua idade (Barizon et al., 2014).

#### 4.4.2. Opalescência

Na propriedade ótica de opalescência ocorre a dispersão dos comprimentos de onda mais curtos do espectro da luz visível. Este efeito promove uma aparência azulada na cor refletida e uma aparência laranja na cor transmitida pela amostra. A amostra pode emitir cores brilhantes de opalescência, quando o índice de refração é constante entre as duas substâncias. A importância da opalescência é muitas vezes subestimada quando comparada com as propriedades óticas de translucidez e opacidade (Joiner, 2004; Pop-Ciutrila et al., 2016).

A opalescência é uma das propriedades encontradas no dente natural. O esmalte dentário é opalescente e os componentes de onda do espectro de luz que o atingem criam um efeito em tons de azul que se tornam visíveis no halo incisal. As cerâmicas dentárias apresentam a opalescência como uma das suas características, permitindo uma mimetização mais cuidada do dente natural (Ahn & Lee, 2008; Pop-Ciutrila et al., 2016).

#### 4.4.3. Fluorescência

A fluorescência verifica-se quando uma amostra absorve luz e a emite espontaneamente numa gama de comprimento de onda mais longa. Assim, uma amostra fluorescente irradia mais luz visível do que a luz incidente sobre esta, tornando-a mais brilhante quando comparada com um objeto não fluorescente, que apenas pode refletir toda a luz visível que incide sobre o mesmo (Joiner, 2004).

Assim, a fluorescência consiste na absorção que uma amostra realiza no espectro ultravioleta da luz (UV) e na emissão espontânea de luz visível no espectro azulado. Esta propriedade foi descoberta no início do século XVII, sendo definida como um processo de emissão de radiação eletromagnética por uma amostra como consequência da absorção da energia da radiação ultravioleta (Shammas & Alla, 2011; Pieger et al., 2014). Durante este processo ocorre a absorção de ondas eletromagnéticas invisíveis, conversão de energia invisível absorvida pelo corpo irradiado pela luz ultravioleta e emissão de energia visível pela amostra estudada (Joiner, 2004; Ritter, 2010; Vichi et al., 2011).

Desta forma, a fluorescência pode ser considerada um fenómeno físico, membro da família dos processos denominados fotoluminescentes, nos quais amostras

vulneráveis emitem luz a partir de estados eletronicamente excitados, criados por mecanismos físicos (ex. absorção da luz), mecânicos (ex. fricção) ou químicos (Whitehead et al., 2000; Joiner, 2004). As principais ondas responsáveis para que ocorra a estimulação das amostras e a produção de efeitos fluorescentes são as ondas eletromagnéticas na faixa da luz ultravioleta. Ao absorver essa radiação o elétron passa para um nível orbital mais energético, emitindo luz quando regressa ao seu nível orbital original (Shammas & Alla, 2011).

O espectro ultravioleta pode ser dividido em três espectros: ondas curtas, médias e compridas. As ondas compridas (luz negra), de 320 a 400nm, ficam mais próximas do espectro de luz visível, sendo ondas que produzem o fenômeno da fluorescência. As ondas médias, de 290 a 320nm, não possuem uma função definida, no entanto podem provocar queimaduras na pele e até cancro; por último, as ondas curtas, de 200 a 290nm, ficam mais afastadas do espectro visível possuindo propriedades antibacterianas e antivirais (Joiner, 2004; Catelan et al., 2015).

A fluorescência dentária é definida como sendo a capacidade que os dentes possuem de absorver energia luminosa no espectro da luz invisível e, espontaneamente, emití-la dentro do espectro da luz visível. Este fenômeno fluorescente deve-se à absorção de raios ultravioletas com comprimentos de onda curtos, entre 350 e 400nm, emitidos pela luz solar e que excitam os componentes fotossensíveis presentes no esmalte e na dentina. Quando os dentes são expostos a uma fonte de luz que possui componentes da luz ultravioleta, esta energia luminosa é emitida em comprimentos de onda maiores, entre 410 e 500nm, obtendo-se a faixa espectral que corresponde à cor azul (Heffernan et al., 2002; Shammas & Alla, 2011; Catelan et al., 2015).

Em 1911, Stiibel realizou o primeiro estudo relacionado com a propriedade da fluorescência apresentada pelos dentes naturais. Este estudo sugeriu que os dentes naturais apresentavam uma forte fluorescência branco-azulada quando submetidos a uma baixa ação dos raios ultravioleta, assim, este fenômeno faz com que os dentes pareçam mais brancos e mais brilhantes sob a luz do dia (Magne & Belser, 2002; Ritter, 2010; Shammas & Alla, 2011; Vichi et al., 2011).

Atualmente, a fluorescência é uma propriedade ótica considerada indispensável na maioria dos materiais restauradores uma vez que permite a obtenção de resultados estéticos que simulam as características policromáticas e a vitalidade, encontradas nos dentes naturais (Magne & Belser, 2002; Pieger et al., 2014).

Na fluorescência existe a emissão de dois tipos de radiação: as linhas de ressonância, que resultam de comprimentos de onda idênticos aos de excitação e as *stokes shift*, que resultam de faixas mais longas, com deslocamento para comprimentos de onda maiores ou de energia inferior. (Ahn & Lee, 2008; Barizon et al., 2014)

Os estudos afirmam que alguns sistemas restauradores resinosos apresentam ausência ou baixo grau de fluorescência, tanto na resina opaca, como na resina de dentina e resina de esmalte, originando a produção de uma restauração totalmente evidente perante a luz UV. Noutros sistemas resinosos a fluorescência está presente em diferentes graus, tanto em dentina como em esmalte. Os sistemas restauradores de resinas compostas apresentam diferentes graus de fluorescência, tanto em resinas opacas, como na de dentina e de esmalte, sendo a última camada fundamental para possibilitar o fenómeno de iluminação às restaurações dentárias (Heffernan et al., 2002; Joiner, 2004; Ritter, 2010; Shammam & Alla, 2011).

#### 4.5. Fluorescência nas Cerâmicas

A fluorescência dos dentes naturais tem uma importante contribuição para a sua aparência mesmo na ausência de luz natural. Assim, de forma a mimetizarem a denteição natural, os materiais restauradores cerâmicos devem possuir características óticas similares às presentes nos dentes naturais. Ao submeter materiais restauradores diretos e indiretos à luz escura, negra ou UV, a ausência de propriedades fluorescentes adequadas irá prejudicar a estética do material (Magne & Belser, 2002; Vichi et al., 2011; Öztürk et al., 2013b; Michalakis et al., 2014).

Os materiais restauradores por si só, não apresentam componentes básicos capazes de emitir fluorescência, pelo que é necessário incorporar componentes fluorescentes nas cerâmicas como óxidos de terras raras. Contudo, na maioria das vezes os componentes luminóforos não são revelados pelo fabricante. Compostos como o európio e o térbio podem ser usados como luminóforos (composto que fornece luminescência) nas cerâmicas dentárias pois apresentam respetivamente, uma intensa fluorescência branco-azulada e amarelada. (Heffernan *et al.*, 2002; Joiner, 2004; Ritter, 2010)

Os estudos indicam que a cor da fluorescência parece ser mais independente da cor do dente sob uma luz branca. O espectro da dentina tem a forma de uma faixa

ampla, na qual o pico máximo é de 430nm e cuja intensidade é três vezes superior à do esmalte. O espectro das escalas *Ivoclar*<sup>®</sup> *Kerascop*, *Ivoclar*<sup>®</sup> *Vivodent ITS*, *Ivoclar*<sup>®</sup> *Vivoperl*<sup>®</sup> *PE* e *Biodent*<sup>MR</sup> expõem uma faixa ampla com um pico máximo semelhante ao do esmalte (Whitehead et al., 2000; Magne & Belser, 2002; Shammas & Alla, 2011).

A fluorescência do esmalte dentário apresenta um espectro composto por uma faixa ampla, próxima de 450nm. O grau de saturação da cerâmica que não contém terras raras cresce e sua intensidade de fluorescência diminui, enquanto a cromaticidade permanece constante. Caso o grau de saturação da cerâmica contenha terras raras, o seu grau de fluorescência torna-se mais próximo ao produzido pelas próprias. Algumas escalas de cor contêm terras raras e as composições de elementos fluorescentes de uma escala única não são sempre homogêneas, pelo que duas escalas da mesma origem podem ser diferentes (Magne & Belser, 2002; Shammas & Alla, 2011; Pop-Ciutrila et al., 2016). A fluorescência é uma propriedade física muito importante para os clínicos que trabalham com restaurações estéticas, particularmente no campo das cerâmicas. Os dentes naturais são fluorescentes, pois emitem luz visível quando expostos à luz UV. A fluorescência proporciona vitalidade à restauração e minimiza o fenômeno de metamerismo entre os dentes e o material restaurador. Deste modo, é essencial que os componentes básicos da cerâmica emitam luz visível quando expostos à luz UV (Joiner, 2004; Vichi *et al.*, 2011).

Magne & Belser (2002) afirmaram que a fluorescência torna os dentes mais claros ou brancos à luz do dia, sendo um parâmetro adicional a ser considerado. Sabe-se também que a dentina é três vezes mais fluorescente que o esmalte, permitindo uma luminosidade interna, pelo que determinados materiais cerâmicos têm sido otimizados devido a esse aspecto específico. No entanto, é muito difícil reproduzir exemplarmente o espectro de luminescência do esmalte e da dentina. Atualmente os óxidos de terras-raras (európio, térbio, cério e itérbio) são utilizados como luminóforos, mas nenhum reproduz de forma perfeita a fluorescência dos dentes naturais, pelo que é necessário desenvolver mais investigações científicas neste domínio (Magne & Belser, 2002).

#### 4.6. Medição da Fluorescência

A espectrometria da fluorescência consiste na técnica utilizada para a determinação qualitativa ou quantitativa de substâncias nas quais ocorre o fenômeno da

fluorescência, que é resultado da absorção de energia radiante e da posterior emissão de uma parte dessa mesma energia (Shammas & Alla, 2011; Catelan et al., 2015; Pop-Ciutrla et al., 2016).

Na fluorescência, a energia é emitida mais rapidamente pelo facto de a molécula estar num estado chamado estado excitado. A fluorescência ocorre com a liberação de energia que faz com que a molécula sofra uma transição do estado excitado para o estado fundamental, no qual a molécula se encontrava antes da absorção da energia que a excitou (Catelan et al., 2015).

A espectrometria da fluorescência tem como vantagens a elevada sensibilidade, cerca de 100 vezes maior do que a da espectroscopia UV-visível. (Pop-Ciutrla et al., 2016). A procura por métodos analíticos mais sensíveis tem impulsionado o desenvolvimento dos métodos espectrofluorómetro (Magne & Belser, 2002; Shammas & Alla, 2011).

Os espectrofluorómetros têm a finalidade de determinar os chamados espectros eletrónicos de emissão. Existem duas categorias de espectrofluorómetros: os utilizados em condições fotoestacionárias, nas quais as moléculas são excitadas de modo contínuo, obtendo-se espectros eletrónicos de emissão e de excitação; e os espectrofluorómetros pulsados, nos quais as moléculas são excitadas por pulsos de radiação, onde se obtém o tempo de decaimento do estado eletrónico excitado e os espectros resolvidos no tempo (Catelan et al., 2015; Pop-Ciutrla et al., 2016).

Os espectros de emissão das lâmpadas de xénon e de mercúrio, revelam que enquanto a lâmpada de xénon emite praticamente em toda a região do espectro visível e ultravioleta ( $250 \text{ nm} < \alpha < 800 \text{ nm}$ ) a lâmpada de mercúrio emite, nesta mesma região na forma de linhas (bandas com largura bastante fina). Assim, a lâmpada de xénon oferece um maior número de comprimentos de onda que permitem a excitação da amostra, enquanto a lâmpada de mercúrio oferece maior intensidade nos comprimentos de onda emitidos. Deste modo, para seleccionar entre uma ou outra lâmpada, o critério está na necessidade de se ter muitas linhas disponíveis ou na necessidade de se ter uma linha mais intensa, um fator importante quando a absorção da amostra é muito fraca (Joiner, 2004; Öztürk et al., 2013b; Catelan et al., 2015).

## 5. Materiais de Cimentação em Medicina Dentária

Geralmente os cimentos são formados através da interação entre um líquido (ácido) e um pó (base), numa reação ácido-base, sendo classificados como cimentos ácido-base, como o fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, óxido de zinco com e sem eugenol, ionómero de vidro e ionómero de vidro modificado com resina. Os cimentos como as resinas formam-se a partir de uma reação de polimerização de macromoléculas (Azer, Rosenstiel, Seghi & Johnston, 2011).

Os cimentos podem ser classificados de acordo com a sua longevidade sendo provisórios (a curto prazo) ou definitivos (a longo prazo). Os cimentos provisórios são compostos por óxido de zinco com ou sem eugenol. Já os cimentos definitivos podem ser qualificados consoante o seu potencial adesivo: baixo (fosfato de zinco), médio (policarboxilato de zinco) e elevado (ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado com resina e resina) (Fleming & Addison, 2009; Öztürk, Bolay, Hickel & Ilie, 2013a).

Além disso, o elemento predominante nos cimentos dentários também permite dividi-los em cimentos tradicionais ou convencionais (óxido de zinco, fosfato de zinco, ionómero de vidro e policarboxilato de zinco) e cimentos contemporâneos (ionómero de vidro modificado com resina e resina) (Koch et al., 2013).

### 5.1. Características dos Cimentos

Para que seja funcional, o cimento deve aderir à estrutura dentária subjacente e ter propriedades mecânicas específicas que lhe permitam resistir às forças funcionais e à degradação oral durante a longevidade da reabilitação protética (Peumans et al., 2000). Estas propriedades incluem a resistência (resistir à fratura e fadiga, originada por forças cíclicas, sejam de tração ou de compressão); solubilidade (resistente à dissolução durante a vida útil da reabilitação, no sentido de tentar minimizar a microinfiltração, sensibilidade e desenvolvimento de lesão de cárie secundária); módulo de elasticidade, resiliência e tenacidade (capacidade de um material resistir à deformação elástica, distribuindo as forças pelo dente, sem se deformar); adesão (um agente de cimentação adesivo deve promover um aumento da retenção da reabilitação promovendo uma maior retenção quando comparado com cimentos tradicionais); absorção de água (afeta adversamente as propriedades mecânicas do cimento de resina, embora a expansão

resultante possa ser benéfica, pois contraria a contração de polimerização); resistência ao desgaste (o desgaste é autolimitado devido ao desgaste simultâneo do esmalte na margem); e baixas tensões residuais (as tensões residuais indesejáveis podem levar à formação de fendas na interface dentina-cimento e, caso estas sejam superiores às forças adesivas e coesivas do agente de cimentação, podem ocorrer falhas) (Santos, Santos & Rizkalla, 2010).

Os cimentos apresentam propriedades biológicas fulcrais para o seu bom desempenho na restauração dentária. Estas propriedades incluem a biocompatibilidade (capacidade do cimento exercer a sua função, obtendo uma boa resposta por parte do recetor); inibição do aparecimento de cárie (capacidade de prevenção ativa do aparecimento de cáries na interface prótese-dente, através de propriedades antimicrobianas que eliminam as bactérias cariogénicas presentes no dente preparado e reduzam o efeito da placa bacteriana que poderá colonizar as margens da reabilitação); e ainda, microinfiltração (esta propriedade pode originar uma resposta pulpar adversa e formação de lesão de cárie secundária, levando à diminuição da longevidade da reabilitação protética fixa, pelo que o cimento deve ser resistente à microinfiltração) (Tian, Tsoi, Matinlinna & Burrow, 2014).

Além das propriedades mecânicas e biológicas, os cimentos apresentam ainda propriedades de trabalho, que consistem na espessura do filme e viscosidade (o espaço entre a preparação e a reabilitação protética, onde será introduzido o cimento, deve ser reduzido, possibilitando uma boa adaptação da prótese, além de minimizar as alterações dimensionais e a exposição do cimento ao meio oral); tempo de trabalho e de presa (um tempo de trabalho superior permite uma correta manipulação do cimento e cimentação da restauração; o tempo de presa deverá ser o suficiente para que as propriedades mecânicas sejam atingidas da forma mais breve possível) (Fleming & Addison, 2009; Azer et al., 2011).

## 5.2. Cimentos de Resina

Atualmente, os cimentos de resina estão amplamente presentes no mercado, existindo variações na sua composição e propriedades físicas. Este tipo de cimentos tornou-se muito popular clinicamente, devido à sua capacidade de adesão à estrutura dentária e restaurações e às suas propriedades mecânicas e óticas superiores. Estes

cimentos formam uma matriz de polímeros que preenche e sela o espaço entre a prótese e o dente. A sua composição é muito semelhante à da resina composta utilizada na restauração direta (Tian et al., 2014).

Os cimentos de resina são compostos à base de dimetacrilatos constituídos por uma matriz de resina de Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato) ou UDMA (dimetacrilato de uretano) e por partículas de carga inorgânicas (20-80%). Estas partículas diminuem o coeficiente de expansão térmica e a contração de polimerização, além de aumentarem a resistência do cimento. Devido à elevada viscosidade do Bis-GMA, este é geralmente misturado com uma resina menos viscosa, TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) com o intuito de reduzir a viscosidade do cimento (Heintze, Rousson & Mahn, 2015).

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com os seus mecanismos de polimerização (fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou com duplapolimerização) e com o seu esquema adesivo (cimentos total-etch, self-etch ou selfadhesive). Além disso, os cimentos resinosos auto-adesivos podem ser denominados por cimentos universais ou all-in-one (Heintze et al., 2015)

Os cimentos fotopolimerizáveis contêm na sua composição foto-iniciadores (como a canforoquinona) que são ativados pela luz com um comprimento de onda de 480 nm (região azul do espectro visível). Esta ativação permite a sua ligação à amina terciária (ativador) presente nos cimentos resinosos e consequente libertação dos radicais livres que irão dar início ao processo de polimerização. Estão indicados na cimentação de facetas, próteses em resina e próteses em cerâmica com pouca espessura, uma vez que estes possuem uma translucidez e espessura apropriadas permitindo a transmissão da luz através da cerâmica de forma a atingir o cimento resinoso (Fleming & Addison, 2009; Öztürk et al., 2013a).

Os cimentos autopolimerizáveis resultam da combinação de dois componentes, a base e o catalisador, que ao serem misturadas dão início à reação de polimerização através da ligação de dois componentes, o ativador (como a amina terciária) e o iniciador químico (como o peróxido de benzoílo). Este cimento é indicado para todo o tipo de próteses, especialmente no caso de restaurações cerâmicas muito espessas e/ou muito opacas ou restaurações metálicas, onde a transmissão da luz através da restauração é limitada. A sua menor estabilidade cromática deve-se à maior concentração de aminas terciárias. No entanto, estes cimentos não oferecem uma grande

variedade em termos de cor e translucidez, sendo a utilização de cimentos com duplapolimerização aconselhável (Fleming & Addison, 2009; Öztürk et al., 2013a).

Os cimentos com duplapolimerização são capazes de polimerizar tanto por ação da luz (fotopolimerização) como por ação química (autopolimerização). Estes apresentam na sua composição foto-iniciadores (como a canforoquinona) e iniciadores químicos (como o peróxido de benzoílo). A ativação química é muito lenta, o que permite um tempo de trabalho elevado até que se faça a fotopolimerização e endureça mais rapidamente. Assim, estes cimentos estão indicados na cimentação de restaurações em que a fotopolimerização é limitada, permitindo um tempo de trabalho controlado e uma polimerização adequada nas zonas inacessíveis à ação da luz fotopolimerizadora. Nestes casos, a foto-polimerização é essencial ao nível das margens, de forma a garantir uma selagem eficaz (Fleming & Addison, 2009; Santos et al., 2010).

De modo geral, os cimentos de resina fotopolimerizáveis e de duplapolimerização apresentam características superiores relativamente aos autopolimerizáveis. No entanto, na cimentação de próteses mais espessas estes podem não permitir uma correta fotopolimerização, originando um grau, de conversão dos monómeros, inferior com diminuição das propriedades mecânicas (Fleming & Addison, 2009; Santos et al., 2010).

Por outro lado, a sua utilização requer uma técnica de manipulação sensível; existe risco de reação pulpar adversa e risco de infiltração marginal pela contração de polimerização; estes cimentos não libertam flúor, ao contrário dos cimentos de ionómero de vidro; apresentam um baixo módulo de elasticidade; a polimerização é inibida com a utilização de cimentos provisórios à base de eugenol; maior dificuldade na remoção de excessos após polimerização; apresentam um módulo de elasticidade baixo; e por fim, têm um custo elevado (Silva e Souza, Caneiro, Lobato & Silva e Sousa, 2010; Azer et al., 2011; Heintze et al; 2015).

### 5.2.1. Cimentos de Resina Auto-Adesivos

As restaurações adesivas têm como principal objetivo alcançar um contacto direto entre os tecidos dentários e os materiais restauradores. Assim, os sistemas adesivos contêm agentes de ligação, compostos por monómeros resinosos que

possibilitam a interação entre o substrato dentário subjacente e os materiais restauradores (Sezinando, 2014).

Os cimentos de resina conferem uma adesão com retenção superior, pelo que contribuem para o aumento da resistência. A adesão à cerâmica através da aplicação de um sistema adesivo, depende da microestrutura desta e do tratamento de superfície aplicado. As restaurações em cerâmica feldspática com partículas de sílica, sem núcleos em alumina ou Zircônia que permitam o condicionamento com ácido hidrofluorídrico, beneficiam da aplicação dos sistemas adesivos e de silano. (Silva e Souza et al., 2010).

### 5.2.2. Cimentos de Resina Fotopolimerizáveis

O sucessivo desenvolver da Medicina Dentária e dos biomateriais utilizados, veio permitir o desenvolvimento de tratamentos cada vez mais estéticos associados a uma preparação dentária minimamente invasiva, como é o caso das facetas de cerâmica e resina composta. Fatores como alta previsibilidade da cor e a sua estabilidade e textura tem vindo a ganhar cada vez mais importância. (Archegas et al., 2010; Sampaio et al., 2017).

As facetas cerâmicas nos dias de hoje são geralmente cimentadas com cimentos de resina fotopolimerizáveis, uma vez que apresentam uma maior estabilidade de cor. Para além disso, é comum este tipo de cimentos apresentarem pastas, que permitem avaliar a cor final das restaurações. (Alghazali et al., 2010; Almeida, Schmitt, Kaizer, Boscano & Morais 2015; Pegoraro, Fulgêncio, Butignon, Manso, Carvalho, 2015)

### 5.3. Adesão à Superfície Cerâmica

A adesão do cimento à superfície interna da restauração cerâmica resulta de dois mecanismos principais, a adesão química promovida pelo silano (agente de ligação) e a adesão micromecânica, promovida pelo condicionamento com ácido hidrofluorídrico e jateamento de areia (sandblasting) (Santos et al., 2010; Tian et al., 2014).

O sucesso da adesão depende do tratamento da superfície interna da cerâmica que promove a adesão entre a restauração cerâmica e o cimento. As propriedades morfológicas e químicas das superfícies cerâmicas são muito importantes no que se

refere ao respeito à adesão entre o cimento resinoso e a restauração cerâmica (Santos et al., 2010; Koch et al., 2013; Tian et al., 2014; Heintze et al., 2015).

Estas propriedades podem ser alteradas pela aplicação de agentes condicionantes químicos como por exemplo, o condicionamento ácido e silano, ou por tratamentos mecânicos, como por exemplo, o jateamento com óxidos, promovendo a adesão química e mecânica entre estes dois materiais (Koch et al., 2013; Tian et al., 2014).

Determinados agentes aumentam a energia de superfície das restaurações cerâmicas, promovendo uma adesão efetiva do cimento resinoso. No entanto, a durabilidade e a força da adesão entre a superfície interna da restauração cerâmica e o cimento resinoso depende do tipo de tratamento selecionado. O tipo de polimerização e a espessura dos cimentos pode também influenciar a adesão à superfície cerâmica (Santos et al., 2010; Tian et al., 2014; Heintze et al., 2015).

Importa referir que apesar da exposição mais intensa à luz poder originar um maior grau de polimerização, este facto não se traduz num maior poder adesivo do cimento, uma vez que um grau de polimerização elevado é atingido num curto espaço de tempo podendo promover uma rápida contração de polimerização com consequências negativas ao nível da adesão do cimento (Tian et al., 2014).

Hoje em dia, as novas cerâmicas com zircónia e alumina apresentam uma elevada resistência, comparativamente às cerâmicas tradicionais, pelo que a sua cimentação é possível através do recurso a cimentos convencionais. O condicionamento ácido e a aplicação de sistema adesivo não tem efeito neste tipo de cerâmica, pelo que a cimentação com cimento de resina é mais complicada. Além disso, a composição e propriedades físicas destas cerâmicas diferem bastante das cerâmicas à base de sílica, pelo que requerem técnicas adesivas alternativas para que se consiga uma adesão resistente e durável (Santos et al., 2010; Koch et al., 2013; Tian et al., 2014; Heintze et al., 2015).

#### 5.4. Propriedades Óticas dos Cimentos

O aumento do uso de próteses em cerâmica em zonas estéticas promove a importância das propriedades estéticas dos agentes de cimentação, sendo os cimentos de resina os que melhor correspondem a este requisito (Santos et al., 2010; Azer et al., 2011).

O tipo de cerâmica, a sua espessura e cor promovem um efeito de atenuação da luz afetando a eficácia da polimerização. Assim, a composição da cerâmica é um factor determinante na dureza do cimento resinoso. Quanto mais escuro o tom da cerâmica, mais difícil se torna uma fotopolimerização do material, satisfatória (Van Landuyt et al., 2007; Azer et al., 2011).

As resinas cerâmicas têm uma composição química diferente da composição do dente apresentando assim, diferentes curvas de reflexão onde o resultado ótico dá origem a um fenómeno metamérico colorimétrico. Assim é essencial que as resinas cerâmicas e a estrutura dentária funcionem como metâmeros, de forma a ser impercetível a sua diferença, permitindo a reconstrução da anatomia dentária com elevado sentido estético. A adição de agentes luminóforos, óxidos inorgânicos de metais de terras-raras (európio, térbio, itérbio, disprósio, céreo e samário) às resinas cerâmicas permite alcançar este objetivo (Santos et al., 2010; Azer et al., 2011).

Estes materiais têm de ser combinados, uma vez que isolados não conseguem reproduzir os níveis adequados de fluorescência desejada, uma vez que a fluorescência dos luminíferos conjugados não é igual à soma dos seus valores de fluorescência individuais. A fluorescência natural da estrutura dentária é uma característica ótica determinante, que deve ser reproduzida de forma a permitir luminosidade e vitalidade à restauração, potenciando o efeito de metamerismo entre a estrutura dentária e a restauração (Azer et al., 2011; Sezinando, 2014).

Este facto também depende da estrutura dentária, tipo de material restaurador utilizado, tipo de radiação UV a que está sujeito (luz natural de origem solar ou artificial como lâmpadas de fluorescência ou luz negra) e da duração da sua exposição (Azer et al., 2011; Koch et al., 2013; Sezinando, 2014).

Em termos de estabilidade cromática, é importante considerar a alteração da cor a longo prazo. Esta situação verifica-se nos casos de dupla polimerização, devido à amina terciária. Na cimentação de reabilitações protéticas estéticas, muitos clínicos preferem cimentos de resina fotopolimerizáveis, visto apresentarem melhor estabilidade cromática. Idealmente, um agente de cimentação deve ter nível elevado de propriedades óticas, quer primárias quer secundárias. (Santos et al., 2010; Azer et al., 2011).

Além disso, um agente de cimentação deve ser radiopaco. Esta característica permite a identificação do cimento, os seus excessos e a existência de lesão de cárie

secundária, pelo que esta propriedade ótica deve ser superior à existente na dentina (Van Landuyt et al., 2007; Azer et al., 2011).

## 6. Resinas Fluidas – Flow

Os compósitos flow são compósitos de baixa viscosidade, característica que os torna mais fluídos que os compósitos universais, sendo caracterizados por alta molhabilidade da estrutura dentária. Contudo, apresentam baixo módulo de elasticidade. A viscosidade deste tipo de materiais permite que a sua forma de apresentação normal seja uma seringa de ponta fina o que facilita a sua utilização (Kubo, Yokota & Hayashi, 2010). Confrontando a composição dos compósitos flow com a composição dos compósitos universais, é possível determinar que os de consistência mais fluida apresentam uma maior quantidade de monómeros de resina na sua matriz (Clelland, Pagnotto, Kerby & Serghi, 2005).

Recentemente os fabricantes têm vindo a introduzir na composição dos compósitos fluídos maior carga de partículas, tendo em vista melhorar as propriedades óticas e a sua estabilidade de cor (Karadas, 2016).

Os compósitos fluídos têm sido descritos na literatura como tendo indicação para restaurações de cavidade classe V e cavidade classe I pequenas, material de preenchimento e selamento de fissuras, restauração de lesões cervicais não cariosas, e reparação de cerâmicas. (Goracci, Margvelashvili, Giovenetti, Vichi & Ferrari, 2013).

São vários os cimentos de resina existentes com indicação para cimentação de facetas cerâmicas, contudo tem vindo a surgir indicação de novos materiais como as resinas fluídas e as resinas compostas universais aquecidas. A indicação das resinas fluídas surge devido à sua estabilidade de cor comparável com os cimentos de resina fotopolimerizáveis. (Mundim et al., 2011; Almeida et al, 2015). Na comparação entre cimentos de resina fotopolimerizáveis, resinas fluídas e resinas convencionais, são os cimentos com indicação para cimentação de facetas e as resinas fluídas que apresentam os melhores resultados a nível de contração de polimerização, conseguindo inclusive uma menor espessura de material, face às resinas universais quer esta tenha sido aquecida previamente ou não. (Sampaio et al., 2017).

## II. Objetivos

Avaliar *in vitro* as alterações de cor e fluorescência da cerâmica feldspática quando utilizada com diferentes materiais de cimentação ou adesão, fazendo variar a espessura da cerâmica e o material de cimentação.

## III. Hipóteses

### Hipóteses de Estudo

#### Estudo da Fluorescência

##### Hipótese Nula:

H0-A fluorescência da cerâmica feldspática não é influenciada pela intensidade de emissão do material de cimentação ou adesão nem pela espessura de cerâmica.

##### Hipótese Alternativa

H1-A fluorescência da cerâmica feldspática é influenciada pela intensidade de emissão do material de cimentação ou adesão e pela espessura de cerâmica.

#### Estudo da Cor

##### Hipótese Nula:

H0-A cor da cerâmica feldspática não é influenciada pela cor do material de cimentação ou adesão nem pela espessura de cerâmica.

##### Hipótese Alternativa:

H1-A cor da cerâmica feldspática é influenciada pela cor do material de cimentação ou adesão e pela espessura de cerâmica.



## IV. Materiais e Métodos

Foram utilizados blocos de cerâmica feldspática *Cerec® Blocs C/PC* cor A2 (VITA Zahnfabrik Spitalgasse, Germany) e resina composta *Filtek™ Supreme XTE A3 Body Shade* (3M ESPE, Minnesota, USA) (Rc) (figura 1 e 2 e tabela 1).



Figura 1: *Cerec® Blocs C/PC* cor A2



Figura 2: Resina composta *Filtek™ Supreme XTE A3 Body Shade* (Rc)

Dois cimentos de resina fotopolimerizáveis foram utilizados: *RelyX™ Veneer Cement System* (3M ESPE, Minnesota, USA) cores B0,5, A3 e Translúcido (figura 3 e tabela 2) e *VariolinK® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cores Light, Neutral e Warm (figura 4 e tabela 2). Uma resina fluída foi utilizada: *G-aenial® Universal Flo* (GC Europe, Leuven) cores A2 e A3. (figura 5 e tabela 2).



Figura 3: *RelyX™ Veneer*, cores B0,5, A3 e Translúcido



Figura 4: VariolinK<sup>®</sup> Esthetic LC cores Light, Neutral e Warm



Figura 5: G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo cores A2 e A3

Material	Composição	Lote	Indicação Clínica
<i>Cerec<sup>®</sup> Blocs C/PC</i> Cor A2	SiO <sub>2</sub> (56-64%), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (20-23%), Na <sub>2</sub> O (6-9%), K <sub>2</sub> (6-8%), CaO (0,3-0,8%), TiO <sub>2</sub> (0.0-0.1%) e pigmentos <0,1%.	LOT 66301	<i>Onlays</i> , facetas, coroas parciais, coroas de dentes anteriores e posteriores
Resina Composta <i>Filtek<sup>™</sup> Supreme XTE A3 Body</i> Shade	UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, sílica (20nm), Zircônia (4-10nm). Tamanho médio de partículas em conjunto 0.6 a 1 <sup>o</sup> µm. Partículas inorgânicas representam 72,5% da carga total.	LOT N859611	Restaurações diretas anteriores e posteriores, incluindo faces oclusais, <i>build-up</i> , ferulização e restaurações indiretas ( <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , facetas).

Tabela 1: Composição dos materiais utilizados, resina composta e cerâmica

Material	Composição	Lote	Indicação Clínica
<i>RelyX™ Veneer</i> Cores: B0,5, A3 e Translúcido	BisGMA, TEGDMA, Zircônia/sílica, sílica, modificada. Carga de partículas aproximadamente 66% do peso, tamanho de partículas aproximadamente 0.6 mm, fotoiniciador.	LOT N862421	Cimentação de facetas e restaurações
		LOT N816236	cerâmicas e cimentação de restaurações
		LOT N843828	indiretas de resina composta
<i>VariolinK® Esthetic LC</i> Cores : Light, Neutral e Warm	Dimetacrilato, monómeros de metacrilato. Partículas inorgânicas trifluoreto de itérbio e óxido misturado esferóide. iniciadores, estabilizadores e pigmentos. Tamanho das partícula é de 0,04 a 0,2 µm. Carga inorgânica é de aproximadamente 38%.	LOT v48653	Restaurações indiretas (facetas, onlays, coroas parciais) de cerâmica vítrea. Restaurações indiretas
		LOT w05218	(inlays/onlays) de Resina Composta.
		LOT w06171	
<i>G-aenial® Universal Flo</i> Cores: A2 e A3	Urethanedimetrilato, Bis-MEPP, TEGDMA (31%). Dióxido de silício (16nm), vidro Strontium (200 nm), pigmentos (69%), fotoiniciador.	LOT 161202A	Restaurações diretas classe I, II, III, IV e V. Ferulização, adesão de restaurações indiretas fotopolimerizáveis, até 2mm de espessura.

Tabela 2: Composição dos materiais utilizados, cimentos de resina e resinas fluídas

Material	Composição	Lote	Indicação Clínica
<i>Silano Calibra</i> <sup>®</sup> (Dentsply International, Milford, USA)	SiH4	LOT 1611011	Cerâmica, resina composta, inlays, onlays, coroas e facetas.
Ácido Hidrofluorídrico a 9,6% ( <i>PulpDent</i> <sup>®</sup> Corporation, Massachusetts, USA)	HF	LOT 161010	Cerâmica, facetas coroas, <i>inlays</i> e reparações de cerâmica.
Ácido Ortofosfórico a 37% (R&S, França)	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	LOT 4243 QE	Ataque ácido dentina e esmalte.
<i>Adesivo do Optibond</i> <sup>TM</sup> <i>FL</i> (Kerr, Itália)	Monómeros de éster de metacrilato não tratado (50-60%), TEGDMA (5-10%) e Trifluoreto de Ytterbium (12-17%)	LOT 6185970	Técnicas de fotopolimerização direta, restaurações diretas e indiretas.

Tabela 3: Composição dos materiais utilizados, no tratamento de superfície da cerâmica feldspática

Formaram-se dois grupos de controlo com amostras de cerâmica com espessura de 0,5 e 0,8mm, tal como 8 grupos de estudos com amostras de cerâmica com espessuras de 0,5 e 0,8 variando o material de cimentação ou adesão que foram cimentadas ou aderidas aos discos de Rc produzidos (tabela 4).

## Grupos de estudo e controlo

### Grupos de Controlo

G1A Cerâmica feldspática 0,5mm + resina aquecida *Filtek*<sup>TM</sup> *Supreme Body* Shade A3 + disco Rc (n= 10)

G1B Cerâmica feldspática 0,8mm + resina aquecida *Filtek™ Supreme Body* Shade A3 + disco Rc (n= 10)

### **Grupos de Estudo**

G2A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor light + disco Rc (n= 10)

G3A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor neutral + disco Rc (n= 10)

G4A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor warm + disco Rc (n= 10)

G5A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor B 0,5 + disco Rc (n= 10)

G6A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor translúcido + disco Rc (n= 10)

G7A Cerâmica feldspática 0,5 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor A3 + disco Rc (n= 10)

G8A Cerâmica feldspática 0,5 mm com *G-aenial® Universal Flo* A2 + disco Rc (n= 10)

G9A Cerâmica feldspática 0,5 mm com *G-aenial® Universal Flo* cor A3 + disco Rc (n= 10)

G2B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor light + disco Rc (n= 10)

G3B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor neutral + disco Rc (n= 10)

G4B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Variolink® Esthetic LC* cor warm + disco Rc (n= 10)

G5B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor B 0,5 + disco Rc (n= 10)

G6B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor translúcido + disco Rc (n= 10)

G7B Cerâmica feldspática 0,8 mm com cimento *Relyx™ Veneer* cor A3 + disco Rc (n= 10)

G8B Cerâmica feldspática 0,8 mm com *G-aenial*<sup>®</sup> Universal Flo cor A2 + disco Rc (n= 10)

G9B Cerâmica feldspática 0,8 mm com *G-aenial*<sup>®</sup> Universal Flo A 3 + disco Rc (n= 10)

	Base de cimentação/adesão	Espessura de cerâmica	Grupo e número de amostras.
<b>Grupos controle</b>	Disco Rc 1mm	0,5mm	G1A n= 10
	Disco Rc 1mm	0,8mm	G1B n= 10
<b>Grupos de estudo</b>	Disco Rc 1mm	0,5mm	G2A n= 10
			G3A n= 10
			G4A n= 10
			G5A n= 10
			G6A n= 10
			G7A n= 10
			G8A n= 10
	G9A n= 10		
	Disco Rc 1mm	0,8mm	G2B n= 10
			G3B n= 10
G4B n= 10			
G5B n= 10			
G6B n= 10			
G7B n= 10			
G8B n= 10			
G9B n= 10			
Total de amostras n=180			

Tabela 4: Distribuição das amostras por grupos de estudo e controle

Os blocos de cerâmica feldspática foram cortados com recurso a micrótomo manual (*ISOMET 1000*, Buehler®, Lake Bluff, IL, USA), e disco diamantado com refrigeração com água desionizada e a baixa velocidade (450 rpm) e peso constante,

tendo-se obtido amostras de cerâmica feldspática nas espessuras de 0,5mm e 0,8mm (figura 6).



Figura 6: Corte de amostras de cerâmica feldspática *Cerec® Blocs C/PC* cor A2

As amostras de cerâmica foram polidas seguindo a sequência de lixas de grão 400, 600, 1200 (Bulher®, Lake Bluff, IL, USA) durante 15 segundos (s) por lixa a velocidade constante de 100rpm, com recurso a polidora (*LaboPol-4*, Struers, Espanha), de acordo com a figura 7. A rugosidade de superfície foi verificada no microscópio de força atômica (Veeco, *AFM CP-II*).



Figura 7: Polidora para calibração das amostras de cerâmica feldspática

Concluído o processo de corte e polimento das amostras de cerâmica a sua espessura foi verificada com craveira digital de precisão (*Heavyware® Tools*) em 3 pontos distintos das amostras (figura 8).

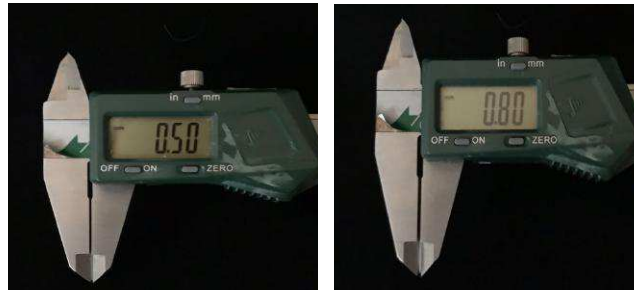


Figura 8: Controlo da espessura das amostras de cerâmica feldspática

Os discos de Rc foram produzidos através de formador de resina (*Porcelain Sampler*, Ref. 7015, Smile Line, Suíça), (figura 9) com espessura constante de 1mm e polimerizados com fotopolimerizador (*Elipar<sup>TM</sup>*, 3M, Saint Paul, EUA) durante 20 segundos, com intensidade de luz 1000mw/cm<sup>2</sup>, segundo indicações do fabricante, num total de n= 180. Os discos de Rc foram também eles calibrados com recurso a craveira digital (*Heavyware<sup>®</sup>* Tools).



Figura 9: Formador de resina e discos de resina composta *Filtek<sup>TM</sup> Supreme XTE A3 Body Shade* (Rc)

Findado o processo de obtenção e calibração das amostras de cerâmica feldspática e discos de Rc procedeu-se então à cimentação e adesão das mesmas, respeitando os grupos descritos anteriormente (tabela 4).

Procedeu-se então ao tratamento de superfície das amostras de cerâmica feldspática: Aplicação de ácido Hidrofluorhídrico a 9,6% (*PulpDent<sup>®</sup>* Corporation, Massachusetts, USA) durante 90s; seguido de aplicação de ácido ortofosfórico 37% (R&S, França) fazendo movimentos circulares de forma vigorosa durante 60s e com recurso a microbrush; lavagem da amostra cerâmica com água destilada; colocação da amostra em água destilada seguida de banho ultrassons durante 4 minutos; secagem da amostra com álcool a 96%, aplicação do silano durante 20s, esfregando a amostra com recurso a microbrush e posterior colocação da amostra durante 60s segundos em forno a

100°C. Por fim, aplicação de adesivo do *Optibond™ FL* sem fotopolimerizar (figura 10).

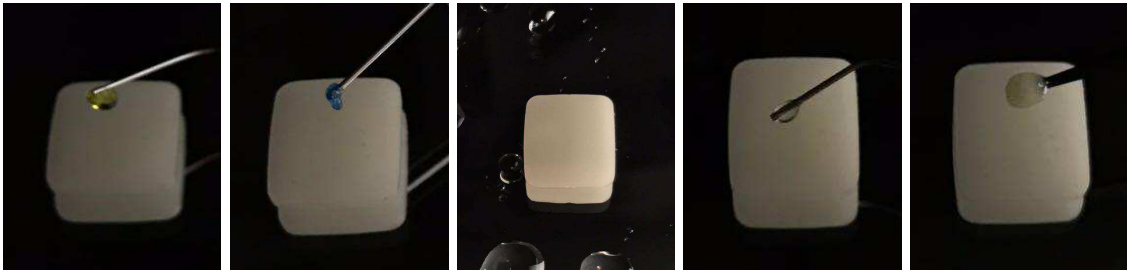


Figura 10: Sequência do tratamento de superfície das amostras de cerâmica

As amostras de cerâmica foram cimentadas e aderidas às de resina composta com recurso aos cimentos de resina e resinas flow em estudo de acordo com os grupos formados (tabela 4), com uma pressão constante de 50 Newtons durante 60s. De seguida foram fotopolimerizadas durante 60s com fotopolimerizador (*Elipar™ 3M*, Saint Paul EUA). Entre polymerizações controlou-se a intensidade de luz do fotopolimerizador com recurso a radiómetro, (*Demetron*, Kerr, Orange, CA, EUA) (figura 15).

Uma vez, finalizado o processo de cimentação e adesão as amostras, foram colocadas em ambiente seco, protegido de luz e à temperatura ambiente, pelo período de 24h.

Os valores correspondentes aos espectros de fluorescência de cada amostra foram obtidos através do espectrofluorómetro (*SPEX, Fluorolog® 2121*), tendo-se padronizado as leituras num comprimento de onda de 380nm à temperatura ambiente e com recurso a suporte concebido para perfeita adaptação das amostras produzidas (figura 11 e 12).

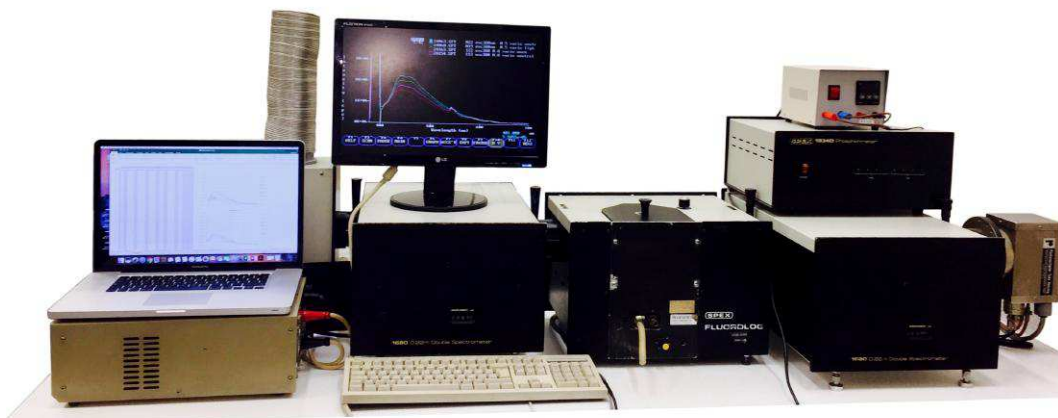


Figura 11: Espectrofluorómetro, *Fluorolog® 2121*, durante a leitura das amostras em estudo

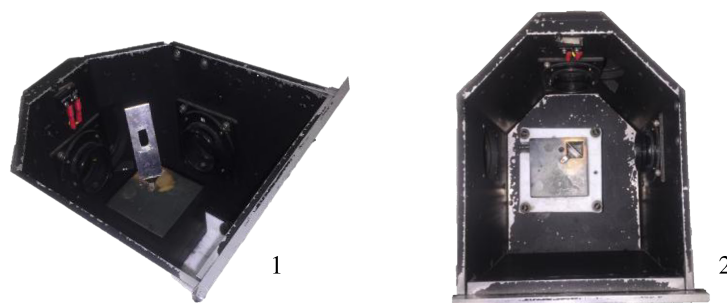


Figura 12: Câmara de colocação das amostras para leitura no espectrofluorômetro e suporte concebido para padronização das leituras (1), amostra colocada na câmara de leitura antes de se encontrar isolada de luz (2)

Os dados correspondentes à análise da transmitância foram obtidos através de espectrofotometria de transmissão direta parcial, tendo sido utilizado o espectrofotômetro UV/Vis modelo Hellos  $\alpha$  (Thermo Electron Corporation, USA) (figura 13).



Figura 13: Espectrofotômetro *Hellos  $\alpha$*

Analisou-se a transmissão direta no intervalo de 380 a 700 nm do espectro visível com 1 nm de intervalo, registando-se a percentagem de transmissão (%T) em função dos valores de comprimento de onda, tendo sido feita a média da percentagem de transmissão no intervalo de radiação definido (380-700nm). Devido à necessidade de padronizar a área de passagem de luz, recorreu-se novamente a um suporte desenvolvido especificamente para o estudo em questão.

Os dados correspondentes à análise da cor foram obtidos com espectrofotometria de reflexão, medindo a quantidade de energia luminosa refletida por

amostra sobre fundo e condições padronizadas. O espectrofotômetro utilizado foi *Spectro Shade*<sup>TM</sup> (MHT S.p.A., Itália) (figura 14).

Com o objetivo de determinar se existiam diferenças de cor entre as amostras dos diferentes grupos com recurso ao *Spectro Shade*<sup>TM</sup>, as leituras foram realizadas por comparação tomando como referência as amostras dos grupos de controlo, G1A e G1B, determinado-se a diferença entre os grupos de controlo e cada grupo de estudo.



Figura 14: *Spectro Shade*<sup>TM</sup> e suporte de uniformização com amostra colocada

O *Spectro Shade*<sup>TM</sup>, com base no sistema CIELab, espaço de cor definido pela *Commission Internationale de l'Eclairagelê*, analisa em cada amostra a luminosidade ( $L^*$ ), croma no eixo vermelho/verde ( $a^*$ ), croma no eixo amarelo/azul ( $b^*$ ), croma ( $C^*$ ) e a tonalidade ( $h^*$ ). Apresenta valores Delta E ( $\Delta E$ ) e DeltaL ( $\Delta L$ ) que são representativos de expressões matemáticas que, a partir das três coordenadas medidas nas amostras de controlo e nas amostras de estudo expressam as diferenças de cores existentes entre elas, sendo o valor representativo da localização no espaço colorimétrico. Quando o valor de  $\Delta L$  é superior a 1, as cores analisadas são diferentes e essa diferença é visível pelo olho humano. Por oposição quando  $\Delta L$  é inferior a 1, o  $\Delta E$  pode chegar a 2 sem a diferença de cor ser notada pela maioria das pessoas. (Rosenstiel, Land & Fujimoto, 2016; Kürkü, Azer, Yilmaz & Johnston, 2013).

Todas as leituras foram realizadas sobre o mesmo fundo, com a mesma angulação, isoladas de luz e com suporte de padronização da leitura, ficando exposto à leitura 9mm por 7mm de cada amostra (figura 14).

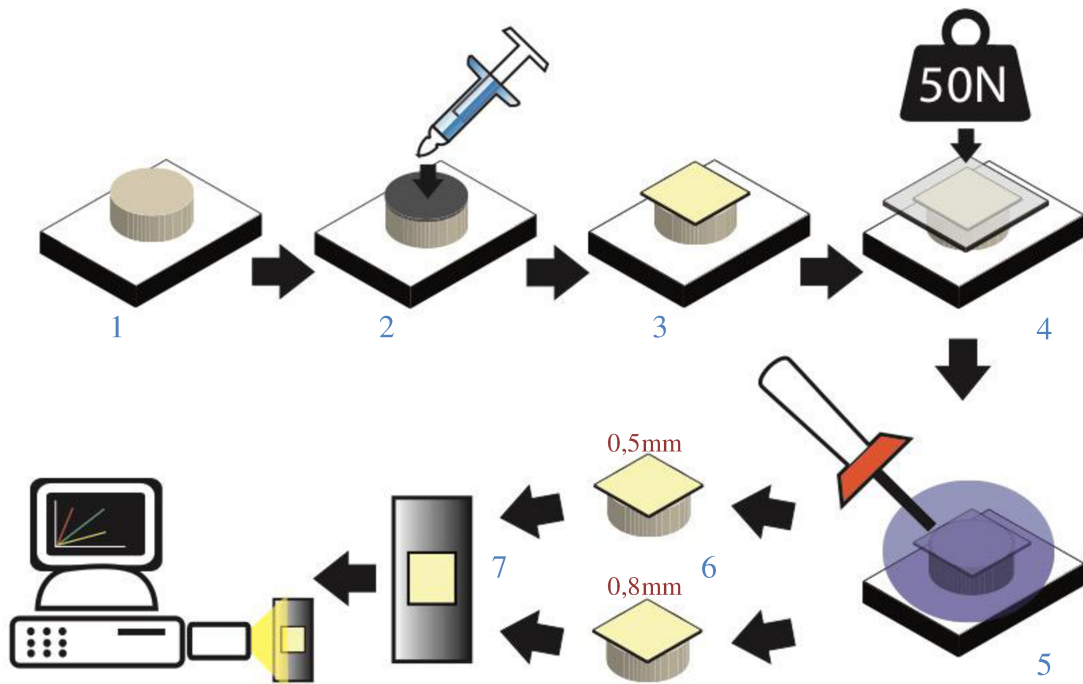


Figura 15: Diagrama da metodologia de trabalho aplicada após obtenção e calibração das amostras cerâmica feldspática e discos de Rc

- 1- Estabilização do disco de Rc com 1mm de espessura.
- 2- Colocação do material de cimentação ou adesão sobre os discos de Rc de acordo com os grupos anteriormente formados.
- 3- Colocação da amostra de cerâmica de acordo com os grupos formados.
- 4- Pressão com força de 50N durante 60s para uniformização da espessura do material de cimentação ou adesão.
- 5- Fotopolimerização durante 60s.
- 6- Obtenção das amostras com diferentes espessuras de cerâmica.
- 7- Amostras colocadas em suporte concebido para padronização de todas as leituras.

Nas figuras 16 e 17 é possível observar as amostras de cerâmica retiradas aleatoriamente dos grupos de estudo após cimentação ou adesão. As amostras na figura 16 encontram-se sob influência de luz natural enquanto na figura 17 encontram-se sob influência de luz UV.

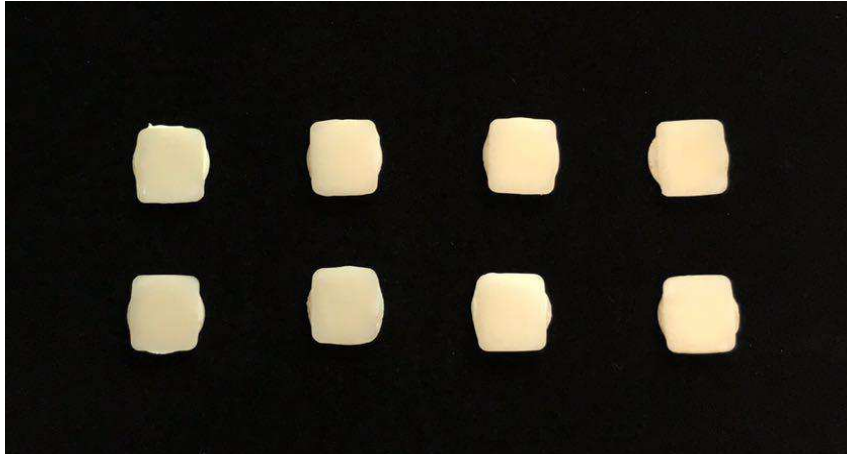


Figura 16: Amostras aleatórias de cerâmica com espessura de 0,5mm e 0,8mm

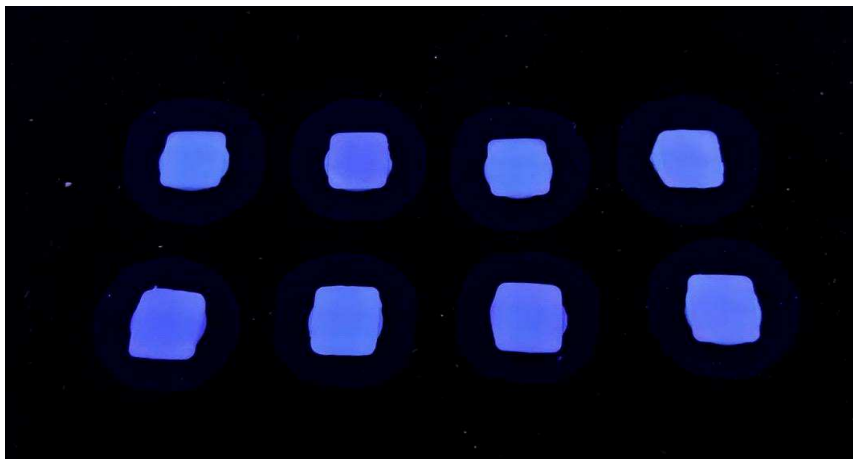


Figura 17: Amostras aleatórias sobre influencia de Luz UV com espessura de 0,5mm e 0,8mm

## Análise Estatística

Os dados obtidos foram analisados estatisticamente numa base de dados criada no *Statistics Package for the Social Sciences* (SPSS<sup>®</sup>) para MAC, versão 22 (SPSS<sup>®</sup>, IBM, Ins, Chicago, IL, EUA).

Verificou-se uma distribuição normal ao longo de todos os grupos e a inexistência de outliers dos dados de intensidade de emissão de fluorescência, permitindo assim avançar para a utilização de testes paramétricos. Foi então efetuada estatística descritiva dos valores de intensidade de emissão de fluorescência, acompanhado de análise

estatística *one-way ANOVA* comparando as médias entre grupos em cada espessura, e um teste *t-student* para amostras independentes entre as espessuras em cada um dos grupos estudados.

Para a comparação entre grupos na análise *one-way ANOVA*, utilizou-se um *Post Hoc test* – Tukey HSD. Recorreu-se a uma correção de *Welch* quando não se encontrou igualdade de variâncias e para a comparação destes grupos um *Post Hoc test* – Games-Howell.

Os dados relativos à percentagem de transmissão (%T) e diferenças de cor ( $\Delta E$ ) entre amostras não apresentaram uma distribuição normal, mesmo quando se tentou efetuar uma transformação de dados. Assim, optou-se pela não realização de testes não paramétricos pelo que foram apenas analisados por estatística descritiva.

## V. Resultados

### 1. Estudo da Fluorescência

Grupo	Espessura cerâmica (mm)		
	A - 0,5 mm	B - 0,8 mm	
G1	2,03E06 ± 2,78E05 <sup>(4)(5)(6)</sup>	1,65E06 ± 2,49E05 <sup>(3)(4)(5)(6)(8)</sup>	p=0,005 <sup>(c)</sup> (*)
G2	1,82E06 ± 3,00E05 <sup>(4)(5)(6)</sup>	1,72E06 ± 1,55E05 <sup>(3)(4)(5)(6)(8)</sup>	p=0,361 <sup>(c)</sup>
G3	2,07E06 ± 2,85E05 <sup>(4)(5)(6)</sup>	1,73E06 ± 1,18E05 <sup>(3)(4)(5)(6)(8)</sup>	p=0,005 <sup>(c)</sup> (*)
G4	1,89E06 ± 2,48E05 <sup>(4)(5)(6)</sup>	1,38E06 ± 1,57E05 <sup>(4)(6)(8)</sup>	p<0,05 <sup>(c)</sup> (*)
G5	8,02E05 ± 2,38E05 <sup>(7)(8)</sup>	8,99E05 ± 1,56E05 <sup>(7)(8)</sup>	p=0,294 <sup>(c)</sup>
G6	9,79E05 ± 2,25E05 <sup>(7)(8)</sup>	1,16E06 ± 1,92E05 <sup>(6)(7)(8)</sup>	p=0,072 <sup>(c)</sup>
G7	5,94E05 ± 3,56E05 <sup>(7)(8)</sup>	7,79E05 ± 1,47E05 <sup>(7)(8)</sup>	p=0,155 <sup>(c)</sup>
G8	1,97E06 ± 2,10E05	1,59E06 ± 2,53E05 <sup>(8)</sup>	p=0,002 <sup>(c)</sup> (*)
G9	2,47E06 ± 6,20E05	2,39E06 ± 1,65E05	p=0,687 <sup>(c)</sup>
	p<0,05 <sup>(b)</sup> (*)	p<0,05 <sup>(a)</sup> (*)	

Tabela 5: Intensidade de emissão de fluorescência (u.a.) (média ± desvio padrão).

(a) *One-way ANOVA*, (b) *one-way Welsh ANOVA*, (c) t-student para amostras independentes;

\*Diferença estatística significativa para intervalo de confiança de 95%.

- (1) Diferença com significado estatístico com G2 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (2) Diferença com significado estatístico com G3 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (3) Diferença com significado estatístico com G4 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (4) Diferença com significado estatístico com G5 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (5) Diferença com significado estatístico com G6 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (6) Diferença com significado estatístico com G7 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (7) Diferença com significado estatístico com G8 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*);
- (8) Diferença com significado estatístico com G9 (*Post Hoc tests – Tukey HSD/Games-Howell*).

#### 1.1. Grupos Controlo

O gráfico 1 mostra os espectros de fluorescência obtidos a partir da análise das amostras de controlo G1A(0,5mm) e G1B(0,8mm). As amostras de G1A com a espessura de 0,5mm de cerâmica feldspática apresentam uma intensidade de emissão de

fluorescência superior quando comparadas com as amostras de G1B, com espessura de cerâmica feldspática de 0,8mm. Assim, o grupo G1A apresenta uma intensidade de emissão de fluorescência de 2,03E+06 unidades arbitrárias (u.a.) e o grupo G1B apresenta uma intensidade de emissão de fluorescência de 1,65E+06 u.a. (gráfico 1 e tabela 5).

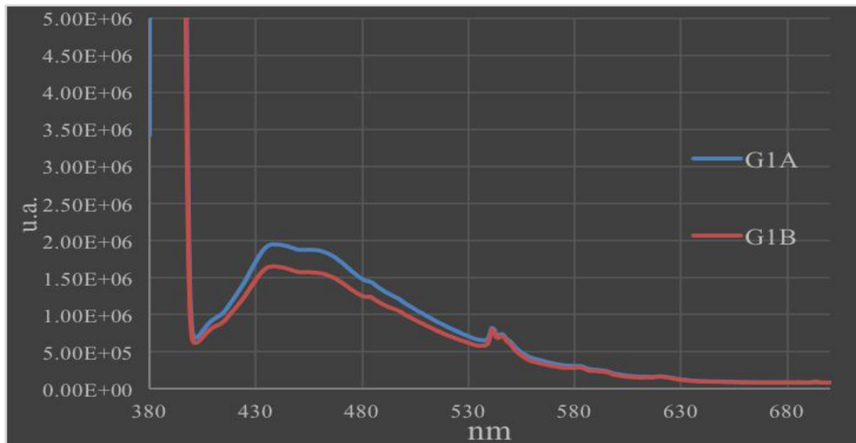


Gráfico 1: Espectros de fluorescência dos grupos G1A e G1B (grupos controle)

## 1.2. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,5mm

Os gráficos 2, 3 e 4 apresentam os resultados obtidos nos grupos de estudo com espessura de cerâmica feldspática 0,5mm: G2A a G9A.

Os grupos de estudo com espessura de cerâmica de 0,5mm (G2A a G9A) apresentaram diferenças estatisticamente significativas de intensidade de emissão de fluorescência ( $p < 0,05$ , *one-way Welsh ANOVA*), como pode ser verificado na tabela 5.

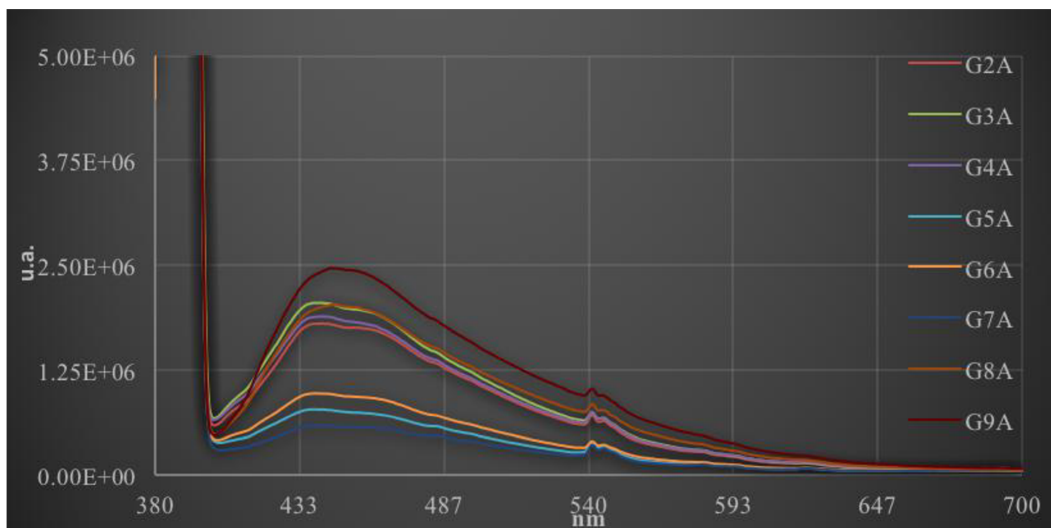


Gráfico 2: Espectros de fluorescência dos grupos com cerâmica de espessura 0,5mm. Grupos G2A - G9A

Analisando os resultados e gráficos obtidos, para uma espessura de cerâmica de 0,5mm o grupo de estudo que apresenta uma maior intensidade de emissão de fluorescência é o grupo G9A com um valor de 2,47E+06 u.a., seguido dos grupos G3A, G8A, G4A, G2A, G6A, G5A e G7A, com valores de 2,07E+06 u.a., 1,97E+06 u.a., 1,89E+06 u.a., 1,82E+06 u.a., 9,79E+05 u.a., 8,02E+05 u.a. e 5,94E+05 u.a. respectivamente. Assim, o grupo com maior intensidade de emissão de fluorescência é o G9A, enquanto que o grupo com menor emissão é o G7A (tabela 5 e 6 e gráficos 2, 3 e 4).

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm		
Grupo	Emissão máxima de fluorescência u.a.	Material de cimentação/adesão
G9A	2,47E+06	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G3A	2,07E+06	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G8A	1,97E+06	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G4A	1,89E+06	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G2A	1,82E+06	<i>Variolink® Esthetic cor light</i>
G6A	9,79E+05	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G5A	8,02E+05	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G7A	5,94E+05	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>

Tabela 6: Emissão de fluorescência máxima por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,5mm

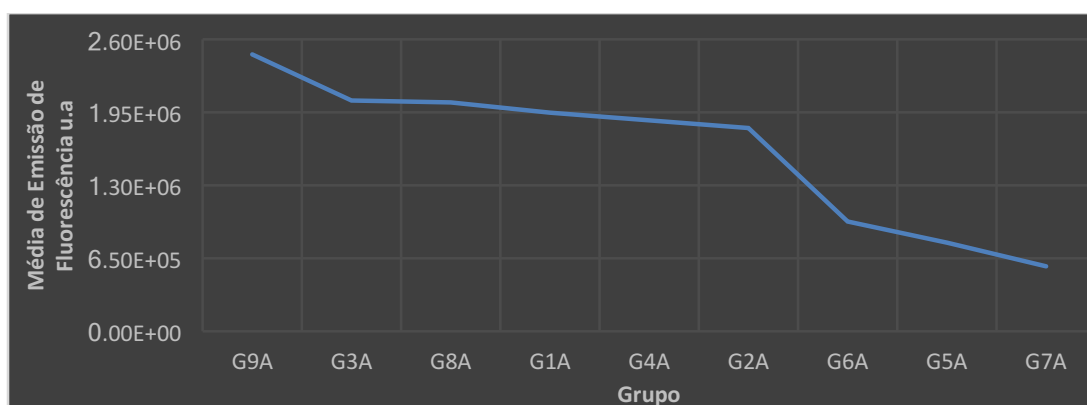


Gráfico 3: Média dos valores máximos de emissão de fluorescência nos grupos de estudo G2A a G9A e grupo controlo G1A.

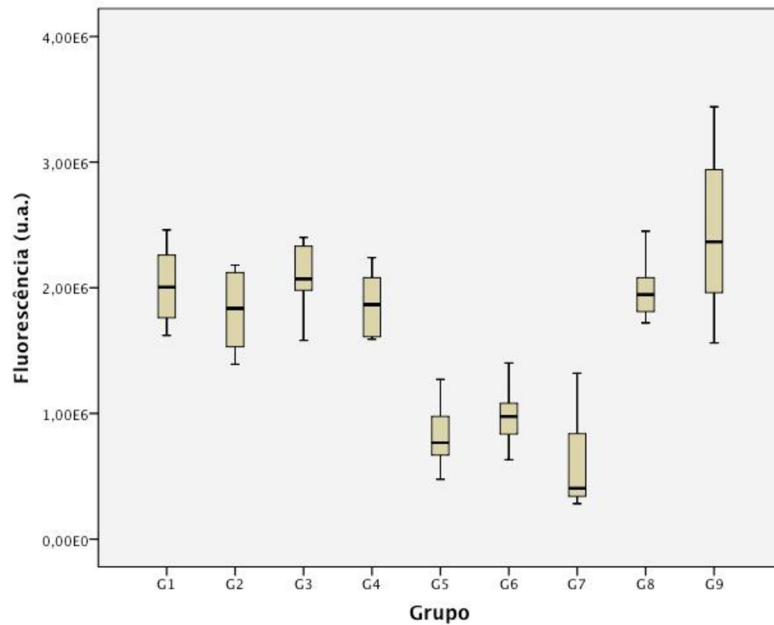


Gráfico 4: Intensidade de fluorescência máxima e mínima para a espessura de 0,5 mm. Grupos G1A – G9A

### 1.3. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica 0,8mm

Os gráficos 5, 6 e 7 representam os resultados obtidos nos grupos de estudo com espessura de cerâmica feldspática 0,8mm, G2B a G9B.

Os grupos de estudo com espessura de cerâmica de 0,8mm (G2B a G9B) apresentaram diferenças estatisticamente significativas de intensidade de emissão de fluorescência ( $p < 0,05$ , *one-way ANOVA*), como pode ser verificado na tabela 5.

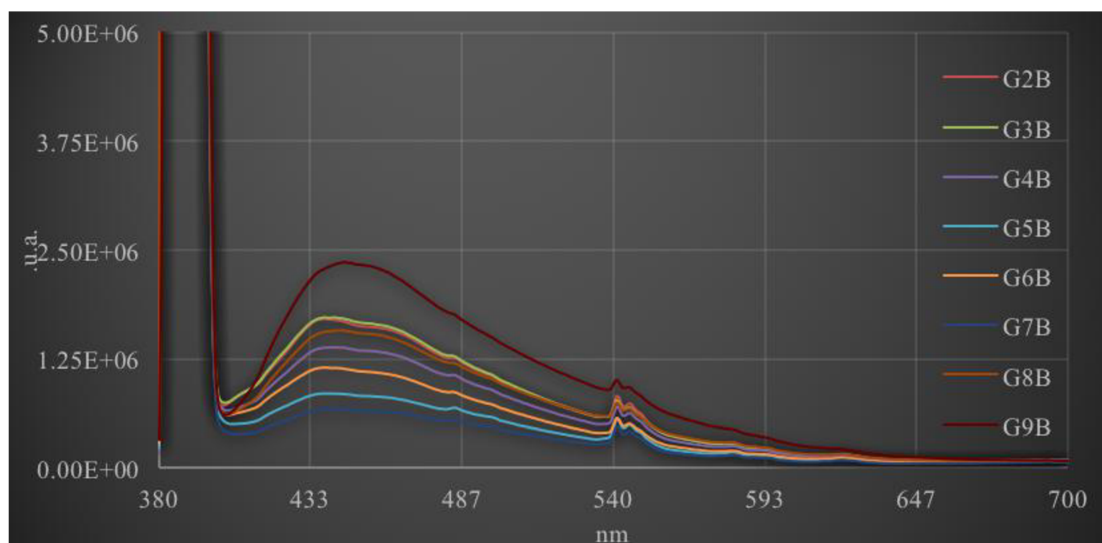


Gráfico 5: Espectros de fluorescência dos grupos com cerâmica de espessura 0,8mm. Grupos G2B - G9B

Analisando os resultados e gráficos obtidos, para uma espessura de cerâmica de 0,8mm o grupo que apresenta uma maior intensidade de emissão de fluorescência é o grupo G9B com um valor de 2,39E+06 u.a., seguido dos grupos G3B, G2B, G8B, G4B, G6B, G5B e G7B, com valores de 1,73E+06 u.a., 1,72E+06 u.a., 1,59E+06 u.a., 1,38E+06 u.a., 1,16E+06 u.a., 8,99E+05 u.a. e 7,79E+05 u.a. respectivamente. O grupo com maior intensidade de emissão de fluorescência é o G9B enquanto que o grupo com menor emissão é o G7B (tabela 5 e 7 e gráficos 5, 6 e 7).

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,8mm		
Grupo	Emissão máxima de fluorescência u.a.	Material de cimentação/adesão
G9B	2,39E+06	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G3B	1,73E+06	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G2B	1,72E+06	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G8B	1,59E+06	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G4B	1,38E+06	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G6B	1,16E+06	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G5B	8,99E+05	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G7B	7,79E+05	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>

Tabela 7: Emissão de fluorescência máxima por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,8mm

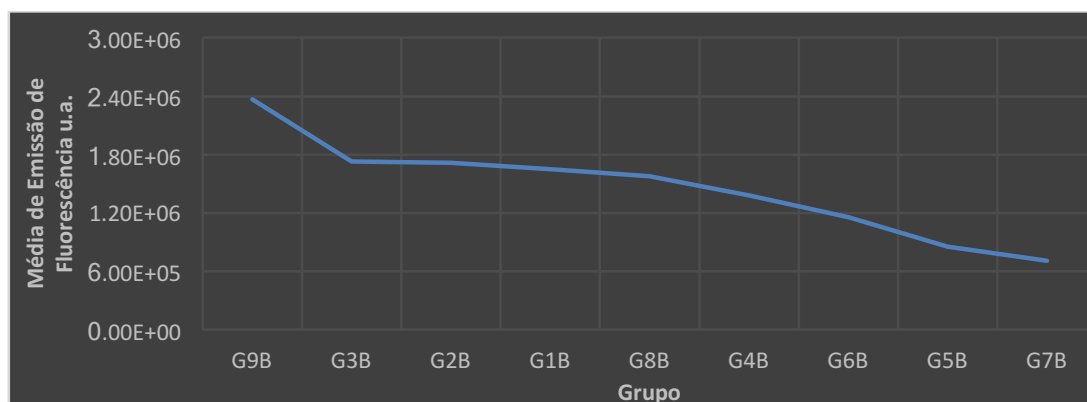


Gráfico 6: Média dos valores máximos de emissão de fluorescência nos grupos de estudo G2B a G9B e grupo controlo G1B

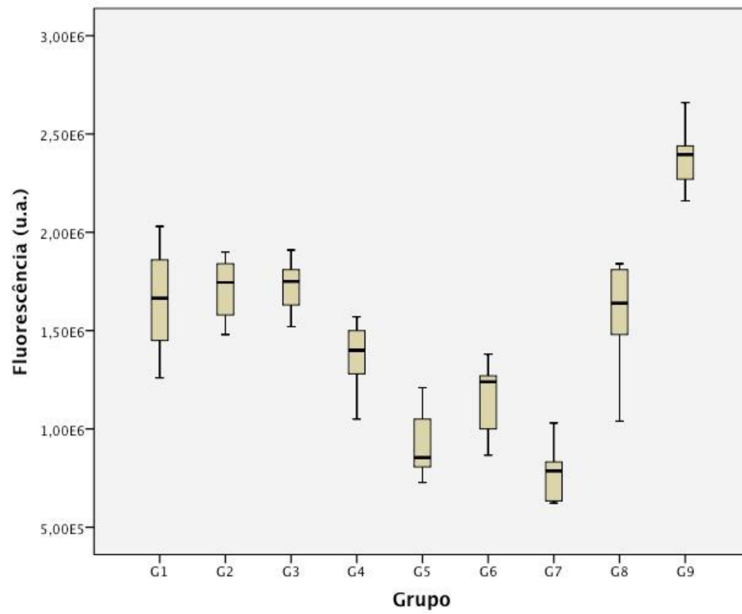


Gráfico 7: Intensidade de fluorescência máxima e mínima para a espessura de 0,8 mm. Grupos G1B – G9

#### 1.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo

No gráfico seguinte apresentam-se os espectros de emissão de fluorescência obtidos a partir da leitura no espectrofluorómetro das amostras de todos os grupos.

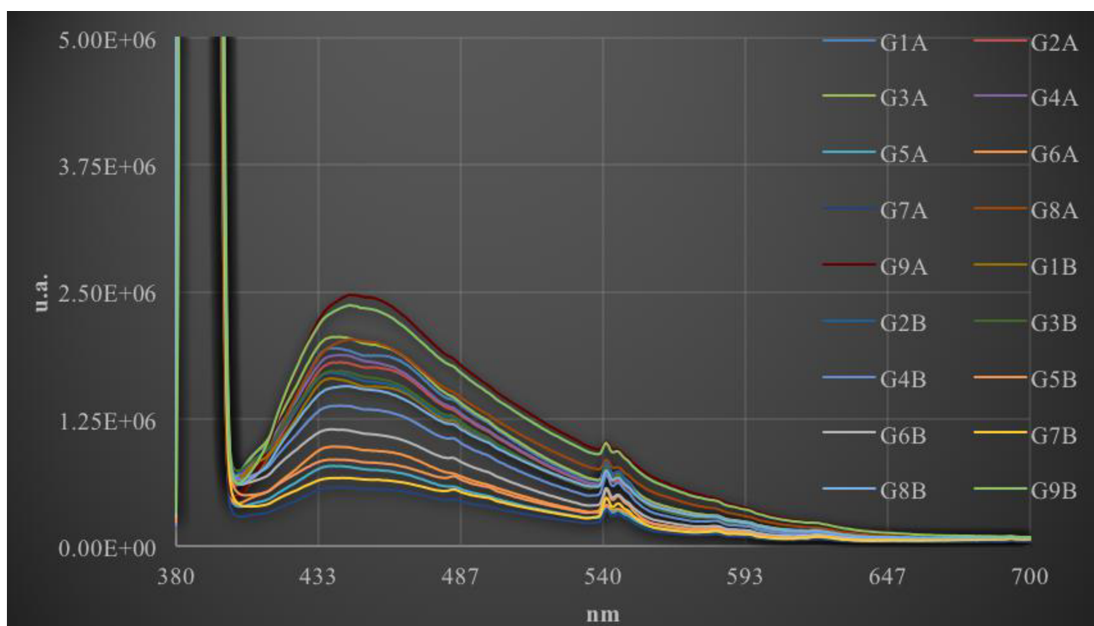


Gráfico 8: Espectros de emissão de fluorescência dos grupos de estudo e controlo

Os grupos controlo, G1A (0,5mm) e G1B (0,8mm) apresentam uma intensidade de emissão de fluorescência de  $2,03E+06$  u.a e  $1,65E+06$  u.a, respetivamente. Os dois grupos controlo apresentam uma intensidade de emissão de fluorescência que se localiza entre as intensidades de emissão de fluorescência dos diferentes grupos de estudo (tabela 5 e gráficos 6 e 8).

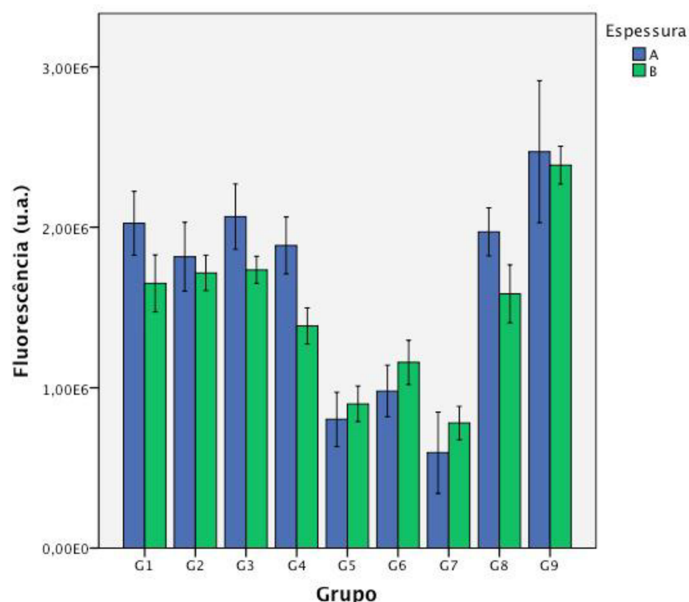


Gráfico 9: Valores médios de emissão de fluorescência nos grupos de estudo e controlo

No gráfico 10 encontram-se representados os espectros de intensidade de emissão de fluorescência de todos os grupos de estudo. Na tabela 8 apresenta-se as emissões de fluorescência de todos os grupos de estudo e grupos controlo, por ordem decrescente de intensidade de emissão de fluorescência.

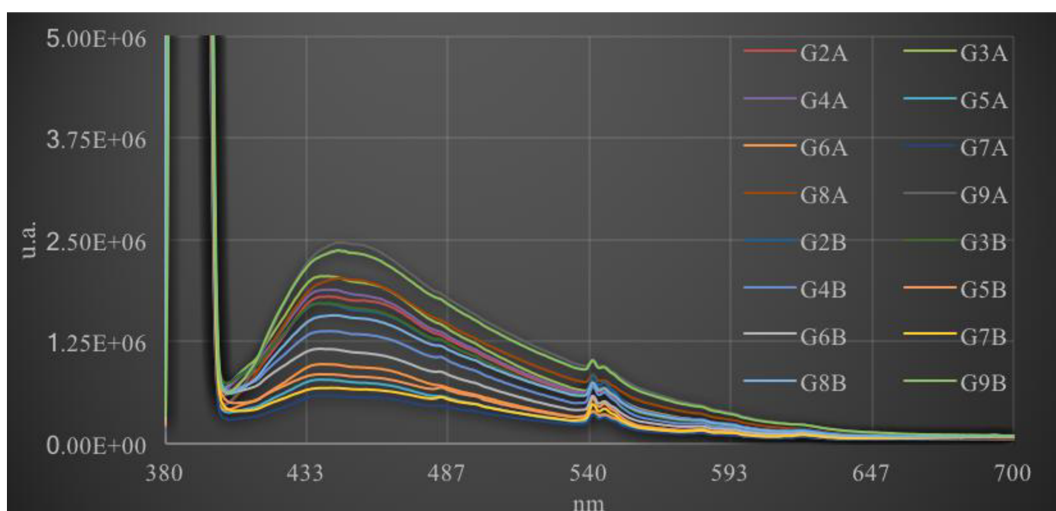


Gráfico 10: Espectros de emissão de fluorescência dos grupos de estudo, G2A a G9A com espessura de cerâmica 0,5mm e G2B a G9B com espessura de cerâmica de 0,8mm

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm e 0,8mm			
Grupo	Emissão máxima de fluorescência	Espessura de cerâmica	Material de cimentação/adesão
G9A	2,47E+06 u.a	0,5mm	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G9B	2,39E+06 u.a	0,8mm	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G3A	2,07E+06 u.a	0,5mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G1A	2,03E+06 u.a	0,5mm	<b>Controlo</b> - <i>Filtek™ Supreme Body cor A3</i>
G8A	1,97E+06 u.a	0,5mm	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G4A	1,89E+06 u.a	0,5mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G2A	1,82E+06 u.a	0,5mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G3B	1,73E+06 u.a	0,8mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G2B	1,72E+06 u.a	0,8mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G1B	1,65E+06 u.a	0,8mm	<b>Controlo</b> - <i>Filtek™ Supreme Body cor A3</i>
G8B	1,59E+06 u.a	0,8mm	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G4B	1,38E+06 u.a	0,8mm	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G6B	1,16E+06 u.a	0,8mm	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G6A	9,79E+05 u.a	0,5mm	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G5B	8,99E+05 u.a	0,8mm	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G5A	8,02E+05 u.a	0,5mm	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G7B	7,79E+05 u.a	0,8mm	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>
G7A	5,94E+05 u.a	0,5mm	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>

Tabela 8: Grupos controlo e de estudo com espessuras de cerâmica de 0,5mm (G1A a G9A) e 0,8mm (G1B a G9B) ordenados por ordem decrescente de intensidade de emissão de fluorescência

Podemos então verificar, no gráfico 10 e tabela 8 os valores de intensidade de emissão de fluorescência para cada grupo e respetivo material de cimentação ou adesão.

O grupo que apresenta uma maior intensidade de emissão de fluorescência é o grupo G9A com um valor de 2,47E+06 u.a. que corresponde ao grupo aderido com

*G-aenial® Universal Flo A3* na espessura de cerâmica de 0,5mm. O grupo que apresenta um menor valor de intensidade de emissão de fluorescência é o grupo G7A com um valor de 5,94E+05 u.a. que corresponde ao grupo cimentado com *Relyx™ Veneer* cor A3 na espessura de cerâmica 0,5mm.

Tanto nos grupos controlo, G1A e B (*Filtek™ Supreme Body* cor A3 aquecida), como nos grupos de estudo, G2A e B, G3A e B; G4A e B (*Variolink® Esthetic* cores light, neutral e warm), G8A e B e G9A e B (*G-aenial® Universal Flo* cores A2 e A3) o valor mais elevado de intensidade de emissão de fluorescência corresponde aos grupos com espessura de cerâmica de 0,5mm. Por outro lado nos grupos de estudo, G5A e B, G6A e B e G7A e B, cimentados com *Relyx™ Veneer* cores B 0,5, translúcido e A3, a intensidade de emissão de fluorescência teve o seu valor máximo na espessura de cerâmica de 0,8mm (tabela 8 e gráficos 9 e 10).

Pela análise dos resultados descritos na tabela 5 é possível verificar que dentro de alguns materiais de cimentação ou adesão do mesmo fabricante e da mesma cor, existem diferenças estatisticamente significativas entre as espessuras 0,5mm e 0,8mm, possíveis de observar no gráfico 9 e tabela 5.

Pelo que:

No grupo G2A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é superior ao valor de G2B, com valores de 1,82E+06 u.a. e 1,72E+06 u.a, respetivamente, não apresentando diferença estatisticamente significativa, em que  $p=0,361$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G3A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é superior ao valor de G3B, com valores de 2,07E+06 u.a. e 1,73E+06 u.a, respetivamente, com uma diferença estatisticamente significativa em que  $p=0,005$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G4A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é superior ao valor de G4B, com valores de 1,89E+06 u.a. e 1,38E+06 u.a, respetivamente, com uma diferença estatisticamente significativa em que  $p<0,05$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G5A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é inferior ao valor de G5B, com valores de 8,02E+05 u.a. e 8,99E+05 u.a, respetivamente, não apresentando diferença estatisticamente significativa, em que  $p=0,294$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G6A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é inferior ao valor de G6B, com valores de 9,79E+05 u.a. e 1,16E+06 u.a, respetivamente, não

apresentando diferença estatisticamente significativa, em que  $p=0,072$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G7A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é inferior ao valor de G7B, com valores de  $5,94E+05$  u.a. e  $7,79E+05$  u.a, respetivamente, não apresentando diferença estatisticamente significativa, em que  $p=0,155$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G8A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é superior ao valor de G8B, com valores de  $1,97E+06$  u.a. e  $1,59E+06$  u.a, respetivamente, com uma diferença estatisticamente significativa em que  $p=0,002$ , Teste *t-student* (tabela 5);

No grupo G9A o valor de intensidade de emissão de fluorescência é superior ao valor de G9B, com valores de  $2,47E+06$  u.a. e  $2,39E+06$  u.a, respetivamente, não apresentando diferença estatisticamente significativa, em que  $p=0,687$ , Teste *t-student* (tabela 5).

## 2. Estudo da Percentagem de Transmitância

### 2.1. Grupos Controlo

O gráfico 11 mostra as curvas espectrais da percentagem de transmitância (%T) obtidas a partir da análise das amostras de controlo G1A(0,5mm) e G1B(0,8mm), sendo possível observar que os espectros apresentam igualdade de %T em praticamente todo o seu trajecto de 380 a 700nm. As amostras de G1A com a espessura de 0,5mm de cerâmica feldspática apresentam um valor médio de  $3,30E-01\%T$ , enquanto que as amostras de G1B com espessura de cerâmica feldspática de 0,8mm apresentam um valor médio de  $3,28E-01\%T$ .

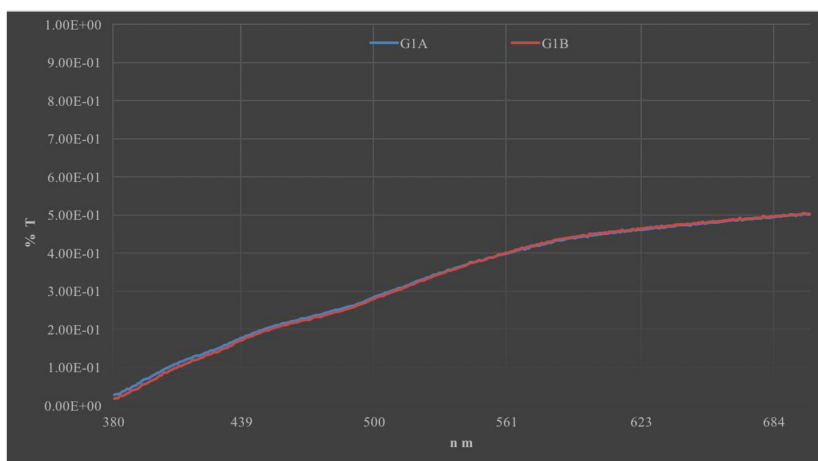


Gráfico 11: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos G1A e G1B (grupos controlo)

## 2.2. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,5mm

O gráfico 12 representa os resultados obtidos nos grupos de estudo com espessura de cerâmica feldspática 0,5mm: G2A a G9A.

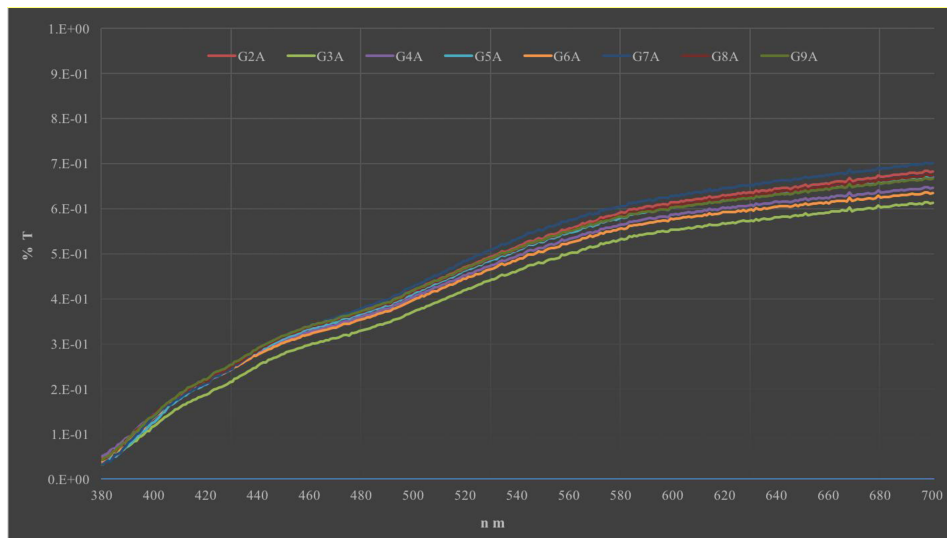


Gráfico 12: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos com cerâmica de espessura 0,5mm. Grupos G2A - G9A

Analisando os resultados e gráficos obtidos para uma espessura de cerâmica de 0,5mm o grupo de estudo que apresenta uma maior percentagem de transmitância é o grupo G7A com um valor de 4,78E-01 %T, seguido dos grupos G2A, G8A, G9A, G5A, G4A, G6A, G3A, com valores de 4,68E-01%T, 4,64E-01%T, 4,63E-01%T, 4,59E-01%T, 4,49E-01%T, 4,41E-01%T, 4,18E-01%T, respetivamente (tabela 9).

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm		
Grupo	% de Transmitância	Material de cimentação/adesão
G7A	4,78E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>
G2A	4,68E-01%	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G8A	4,64E-01%	<i>G-aenial® Universal A2</i>
G9A	4,63E-01%	<i>G-aenial® Universal A3</i>
G5A	4,59E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G4A	4,49E-01%	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G6A	4,41E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G3A	4,18E-01%	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>

Tabela 9: Percentagem de Transmitância média por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,5mm

### 2.3. Grupos de Estudo com Espessura Cerâmica de 0,8mm

O gráfico 13 representa os resultados obtidos nos grupos de estudo com espessura de cerâmica feldspática 0,8mm, G2B a G9B.

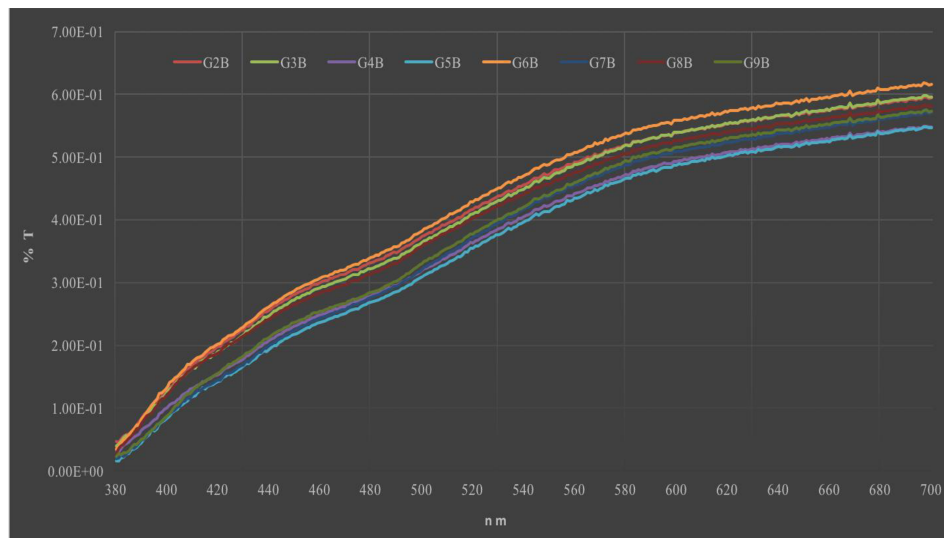


Gráfico 13: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos com cerâmica de espessura 0,8mm. Grupos G2B - G9B

Analisando os resultados e gráficos obtidos para uma espessura de cerâmica de 0,8mm o grupo de estudo que apresenta uma maior percentagem de transmitância é o grupo G6B com um valor de 4,26E-01 %T, seguido dos grupos G2B, G3B, G8B, G9B, G7B, G4B, G5B com valores de 4,13E-01%T, 4,09E-01%T, 3,99E-01%T, 3,80E-01%T, 3,73E-01%T, 3,67E-01%T, 3,58E-01%T, respetivamente (tabela 10).

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,8 mm		
Grupo	% de Transmitância	Material de cimentação/adesão
G6B	4,26E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G2B	4,13E-01%	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G3B	4,09E-01%	<i>Vriolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G8B	3,99E-01%	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G9B	3,80E-01%	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G7B	3,73E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>
G4B	3,67E-01%	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>
G5B	3,58E-01%	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>

Tabela 10: Percentagem de Transmitância média por ordem decrescente para cada grupo de estudo com espessura de cerâmica de 0,8mm

## 2.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo

No gráfico 14 apresentam-se as curvas espectrais da percentagem de transmitância de todos os grupos de estudo e controlo.

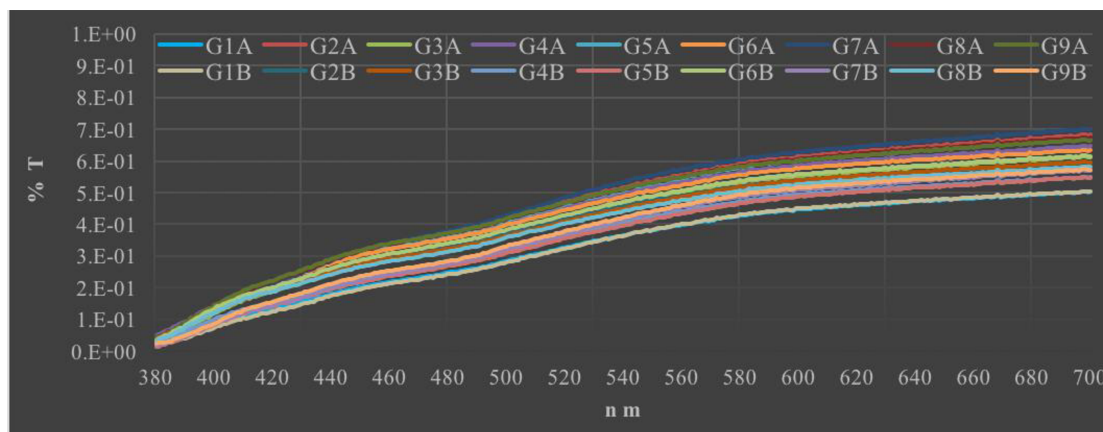


Gráfico 14: Curvas espectrais da percentagem de transmitância dos grupos de estudo e controlo

Podemos então, verificar no gráfico 14 e tabela 11 os valores da percentagem de transmitância para cada grupo e respetivo material de cimentação ou adesão, ordenados por ordem decrescente de %T. Todos os grupos apresentaram valores máximos de %T abaixo dos 0,8% (8E-01). O valor mínimo de percentagem de transmitância corresponde ao grupo controlo G1B, 3,28E-01%T.

O grupo de estudo que apresenta uma maior %T é o grupo G7A com um valor de 4,78E-01%T, que corresponde ao grupo cimentado com Relyx™ Veneer cor A3 na espessura de cerâmica de 0,5mm. O grupo de estudo que apresenta um menor valor de %T é o grupo G5B com um valor de 3,58E-01%T, que corresponde ao grupo cimentado com Relyx™ Veneer cor B0,5 na espessura de cerâmica 0,8mm (tabela 11).

Tanto nos grupos controlo como nos grupos de estudo o valor mais elevado de percentagem de transmitância corresponde aos grupos com espessura de cerâmica de 0,5mm.

Grupos controlo e de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm e 0,8mm			
Grupo	Espessura de cerâmica	%T média	Material de cimentação/adesão
G7A	0,5mm	4,78E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor A3</i>
G2A	0,5mm	4,68E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor light</i>
G8A	0,5mm	4,64E-01%	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A2</i>
G9A	0,5mm	4,63E-01%	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A3</i>
G5A	0,5mm	4,59E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor B 0,5</i>
G4A	0,5mm	4,49E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor warm</i>
G6A	0,5mm	4,41E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor translúcido</i>
G6B	0,8mm	4,26E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor translúcido</i>
G3A	0,5mm	4,18E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor neutral</i>
G2B	0,8mm	4,13E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor light</i>
G3B	0,8mm	4,09E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor neutral</i>
G8B	0,8mm	3,99E-01%	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A2</i>
G9B	0,8mm	3,80E-01%	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A3</i>
G7B	0,8mm	3,73E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor A3</i>
G4B	0,8mm	3,67E-01%	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor warm</i>
G5B	0,8mm	3,58E-01%	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor B 0,5</i>
G1A	0,5mm	3,30E-01%	<b>Controlo- Filtek<sup>TM</sup> Supreme Body cor A3</b>
G1B	0,8mm	3,28E-01%	<b>Controlo- Filtek<sup>TM</sup> Supreme Body cor A3</b>

Tabela 11: Grupos controlo e de estudo com espessuras de cerâmica de 0,5mm (G1A a G9A) e 0,8mm (G1B a G9B) ordenados por ordem decrescente de percentagem de transmitância

### 3. Estudo da diferença de cor ( $\Delta E$ )

#### 3.1. Grupos Controlo

Na tabela 12 é possível observar os valores médios de  $L^*a^*b^*$  obtidos para os grupos controlo G1A e G1B os quais permitiram calcular os valores de  $\Delta E$ .

	Grupo	L*	a*	b*
Grupo controlo 0,5mm	G1A	49,62	-1,12	7,72
Grupo controlo 0,8mm	G1B	56,40	-1,20	8,40

Tabela 12: Valores  $L^*a^*b^*$ , médios dos dois grupos de controlo, e respectivo desvio padrão

Pela análise da tabela 12 podemos perceber que do grupo G1A, com espessura de cerâmica de 0,5mm, para o grupo G1B, com espessura de cerâmica de 0,8mm há um aumento dos valores  $L^*a^*b^*$ . O valor médio de  $\Delta E$  calculado por comparação entre as amostras de G1A e G1B é de 0,66.

### 3.2. Espessura Cerâmica de 0,5mm

Analisando os resultados representados na tabela 13 para uma espessura de cerâmica de 0,5mm o grupo de estudo que apresenta um valor mais elevado de  $\Delta E$  é o grupo G8A com um valor de 3,07, seguido dos grupos G7A, G5A, G6A, G3A, G2A, G9A e G4A com valores de 1,53; 1,44; 1,38; 1,21; 1,04; 0,85 e 0,84 respectivamente.

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm		
Grupo	$\Delta E \pm$ desvio padrão	Material de cimentação/adesão
G8A	3,07 $\pm$ 0,09	<i>G-aenial® Universal Flo A2</i>
G7A	1,53 $\pm$ 0,15	<i>Relyx™ Veneer cor A3</i>
G5A	1,44 $\pm$ 0,09	<i>Relyx™ Veneer cor B 0,5</i>
G6A	1,38 $\pm$ 0,16	<i>Relyx™ Veneer cor translúcido</i>
G3A	1,21 $\pm$ 0,07	<i>Variolink® Esthetic LC cor neutral</i>
G2A	1,04 $\pm$ 0,05	<i>Variolink® Esthetic LC cor light</i>
G9A	0,85 $\pm$ 0,05	<i>G-aenial® Universal Flo A3</i>
G4A	0,84 $\pm$ 0,05	<i>Variolink® Esthetic LC cor warm</i>

Tabela 13: Valores de  $\Delta E$  médios por ordem decrescente e valores de desvio padrão dos grupos de estudo com cerâmica de 0,5mm G2A a G9A

### 3.3. Grupos de Estudo com Espessura de Cerâmica 0,8mm

Observando os resultados representados na tabela 14 para uma espessura de cerâmica de 0,8mm, o grupo de estudo que apresenta um valor mais elevado de  $\Delta E$  é o grupo G8B com um valor de 1,85, seguido dos grupos G6B, G7B, G4B, G9B, G2B, G3B e G5B com valores de 1,13; 1,07; 0,79; 0,79; 0,78; 0,46 e 0,33 respectivamente.

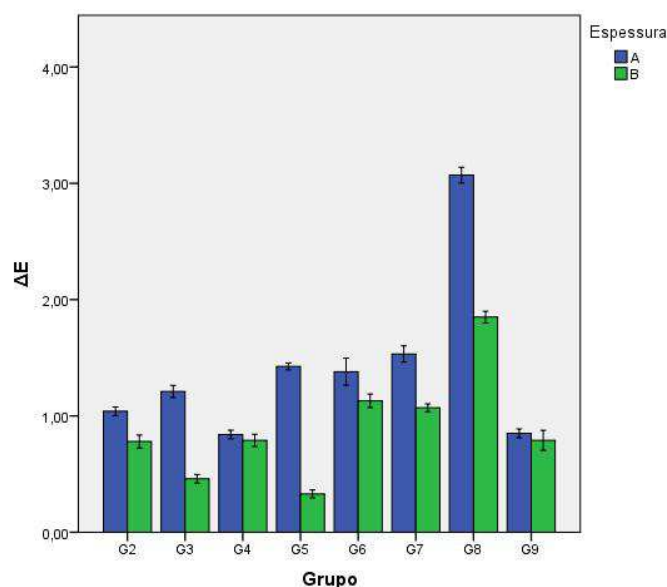
Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,8mm		
Grupo	$\Delta E \pm$ desvio padrão	Material de cimentação/adesão
G8B	1,85 $\pm$ 0,07	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A2</i>
G6B	1,13 $\pm$ 0,08	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor translúcido</i>
G7B	1,07 $\pm$ 0,05	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor A3</i>
G4B	0,79 $\pm$ 0,07	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor warm</i>
G9B	0,79 $\pm$ 0,12	<i>G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A3</i>
G2B	0,78 $\pm$ 0,08	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor light</i>
G3B	0,46 $\pm$ 0,05	<i>Variolink<sup>®</sup> Esthetic LC cor neutral</i>
G5B	0,33 $\pm$ 0,05	<i>Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor B 0,5</i>

Tabela 14: Valores de  $\Delta E$  médios por ordem decrescente e valores de desvio padrão dos grupos de estudo com cerâmica de 0,8mm G2B a G9

### 3.4. Comparação dos Resultados entre Grupos Controlo e de Estudo

O grupo de estudo que apresentou o valor mais elevado de  $\Delta E$  é o grupo G8A com um valor de 3,07, que corresponde ao grupo aderido com *G-aenial<sup>®</sup> Universal Flo A2* na espessura de cerâmica de 0,5mm. O grupo de estudo que apresentou um menor valor de  $\Delta E$  é o grupo G5B com um valor de 0,33, que corresponde ao grupo cimentado com *Relyx<sup>TM</sup> Veneer cor B 0,5* na espessura de cerâmica 0,8mm. Os valores mais elevados de  $\Delta E$  correspondem em todos os grupos à espessura de cerâmica de 0,5mm (gráfico 15 e tabela 15).

Pela análise dos resultados descritos no gráfico 15 e tabela 15 é possível verificar que dentro do material de cimentação ou adesão do mesmo fabricante e da mesma cor existem diferenças de  $\Delta E$  entre as espessuras de cerâmica 0,5mm e 0,8mm

Gráfico 15: Comparação dos valores médios de de  $\Delta E$  nos grupos de estudo

Grupos de estudo com espessura de cerâmica 0,5mm e 0,8mm			
Grupo	Espessura de cerâmica	$\Delta E$	Material de cimentação/adesão
G8A	0,5mm	3,07	G-aenial® Universal Flo A2
G8B	0,8mm	1,85	G-aenial® Universal Flo A2
G7A	0,5mm	1,53	Relyx™ Veneer cor A3
G5A	0,5mm	1,44	Relyx™ Veneer cor B 0,5
G6A	0,5mm	1,38	Relyx™ Veneer cor translúcido
G3A	0,5mm	1,21	Variolink® Esthetic LC cor neutral
G6B	0,8mm	1,13	Relyx™ Veneer cor translúcido
G7B	0,8mm	1,07	Relyx™ Veneer cor A3
G2A	0,5mm	1,04	Variolink® Esthetic LC cor light
G9A	0,5mm	0,85	G-aenial® Universal Flo A3
G4A	0,5mm	0,84	Variolink® Esthetic LC cor warm
G4B	0,8mm	0,79	Variolink® Esthetic LC cor warm
G9B	0,8mm	0,79	G-aenial® Universal Flo A3
G2B	0,8mm	0,78	Variolink® Esthetic LC cor light
G3B	0,8mm	0,46	Variolink® Esthetic LC cor neutral
G5B	0,8mm	0,33	Relyx™ Veneer cor B 0,5

Tabela 15: Valores médios de  $\Delta E$  dos grupos de estudo por ordem decrescente



## VI. Discussão

Hoje em dia, é imperativo conseguir restaurações cerâmicas com grande realce estético e que correspondam de forma eficaz às necessidades funcionais. Contudo, não são só os materiais de cimentação ou adesão que podem levar ao insucesso estético das facetas de cerâmica, existindo outros fatores clínicos que afetam os mesmos, tais como, a fonte de luz durante a avaliação de cor, características do material do núcleo e cor do dente. Existem, também fatores associados aos laboratórios dentários, incluindo técnicas para condensação cerâmica, espessura, temperatura, entre outros que, influenciam a estética (Barão, Gennari-Filho, Goiato, Santos & Pesqueira, 2010; Lee, 2015).

O presente estudo teve como objetivo estudar as alterações de cor e fluorescência da cerâmica feldspática quando utilizada com diferentes materiais de cimentação ou adesão, fazendo variar a espessura da cerâmica.

Vários estudos tentaram determinar o efeito das diferentes cores de cimento de resina em facetas de cerâmica. Alguns concluíram que, a variação na espessura do material cerâmico e diferentes cores de cimento podem levar a uma cor perceptivelmente diferente nas facetas cerâmicas (Xing et al., 2010; Kürklü et al., 2013). Contudo, mais recentemente começam a surgir alguns estudos em que as conclusões indicam que os cimentos de resina de diferentes cores não têm diferenças significativas, sobre a cor final de alguns materiais cerâmicos e que diferenças na espessura do cimento (0,1  $\mu\text{m}$  ou 0,2  $\mu\text{m}$ ) parecem afetar de forma desprezível a aparência final da faceta de cerâmica (Vichi, Ferrari & Davidson, 2000; Azer, Ayashm, Johnston, Khalil, & Rosenstiel, 2006).

No presente estudo a escolha das amostras de cerâmica recaiu sobre a cerâmica feldspática, devido às suas elevadas propriedades óticas. Sendo a cerâmica feldspática um material extremamente estético, com indicação para mimetizar a estrutura dentária. O seu estudo em conjunto com cimentos de resinas fotopolimerizáveis e resinas fluídas torna-se uma mais valia clínica. Acreditamos que a falta de estudos com espessuras abaixo de 1mm de cerâmica feldspática se deve à sua grande friabilidade (Conrad et al., 2007).

Devido à escassez de estudos sobre o tema e sendo imperativo a obtenção de conclusões sólidas de carácter científico, definiu-se  $n=10$  por cada grupo de estudo e controlo,  $n_{total}=180$  (Dede, Ceylan & Yilmaz, 2017; Dede et al., 2016)

À semelhança dos estudos de Hernandez et al. (2016) onde o material cerâmico era diferente, com espessura de cerâmica de 0,5mm e do estudo realizado por Çomlekoglu, et al. (2015), que utilizou cerâmica com espessura de 0,8mm, também no nosso estudo se recorreu a blocos de cerâmica feldspática que foram cortados com recurso a micrótopo manual, tendo-se obtido amostras de cerâmica feldspática nas espessuras de 0,5mm e 0,8mm. Espessuras estas que vão ao encontro de uma medicina dentária cada vez mais conservadora.

Após a obtenção das amostras de cerâmica nas suas duas espessuras, foi necessário recorrer à sua uniformização, seguindo a sequência de lixas de grão 400, 600, 1200, com recurso a polidora. A rugosidade de superfície foi verificada no microscópio de força atómica. Foi considerado um fator metodológico de extrema importância, uma vez que diferentes rugosidades de superfície e diferentes espessuras poderiam influenciar os resultados que se iriam obter, de acordo com o procedimento também realizado nos estudos de Çomlekoglu et al. (2015), Hernandez et al. (2016) e Dede et al. (2016), verificando-se a espessura de cerâmica com craveira digital de precisão

Na tentativa de aproximar o estudo o mais possível da situação *in vivo* foi necessário definir um substrato para cimentação ou adesão à semelhança do estudo de Rodrigues et al., (2017). Pelo que, recorreu-se a um formador de resina composta a partir do qual se obtiveram as amostras de Rc com 1mm de espessura que foram utilizadas neste, estudo como substrato para a cimentação e adesão como descrito no estudo de Corciolani, Vichi, Louca & Ferrari (2010).

Optou-se por fazer o tratamento de superfície da cerâmica, conforme se encontra descrito por Turgut, Bagis, KorKmaz & Tamam (2014) no qual referem que o tratamento de superfície pode alterar a cor final da restauração com cerâmica feldspática, diminuindo a espessura da amostra de cerâmica.

Procedeu-se, assim, ao tratamento de superfície das amostras de cerâmica feldspática com aplicação de ácido hidrofúorídrico a 9,6% durante 90s, conforme se encontra demonstrado por Phark et al., (2016) e por El-Damanhoury & Gaintantzopoulou (2017). A força adesiva para a cerâmica feldspática fica aumentada quando a cerâmica é previamente condicionada com ácido hidrofúorídrico. Aplicou-se ácido ortofosfórico 37%, de forma a limpar a amostra da corrosão provocada pela

aplicação do ácido hidrófluorídrico, posto que, as forças adesivas são mais baixas quando esta aplicação de ácido ortofosfórico não é realizada, como demonstrou Magne & Cascione (2006). Após o condicionamento procedeu-se à lavagem da amostra cerâmica com água destilada e colocação da amostra em água destilada, seguida de banho ultrassons uma vez que, Magne & Belser (2002) demonstraram uma maior força adesiva quando as amostras eram submetidas a banhos de ultrassons após aplicação de ácido hidrófluorídrico. De seguida, realizou-se a secagem da amostra com álcool a 96%, aplicação do silano durante 20s, esfregando a amostra com recurso a microbrush e colocação da amostra durante 60s segundos em forno a 100°C. Apesar do fabricante do agente de união (silano) nas recomendações de utilização descrever que é opção do clínico aquecer ou não o silano para sua ativação, os artigos mostram efeitos melhorados do silano quando este é aquecido, como ficou demonstrado nos estudos de Lung & Matinlinna, (2012); Jetti et al., 2015; Murillo-Gómez, Rueggeberg, Goes, (2017). Após terminada a aplicação do silano aplicou-se o adesivo do *Optibond™ FL*, sem fotopolimerizar, atendendo aos resultados do estudo publicado Murillo-Gómez et al., (2017) que mostrou uma melhor resistência adesiva quando, após aplicação de silano, ainda é aplicado o sistema adesivo.

As amostras de cerâmica foram cimentadas e aderidas às de resina composta com recurso aos cimentos de resina e resinas flow em estudo de acordo com os grupos formados, com uma pressão contante de 50 Newtons durante 60s, de forma a garantir uma espessura de cimento de resina ou resina fluída uniforme como Mirmohammadi et al. (2010) e por Hernandez et al. (2016). Este passo é também tido como de extrema importância, em consequência do estudo de Hernandez et al. (2016) que mostrou alterações significativas nas propriedades óticas da cerâmica, após cimentação com diferentes espessuras de cimento.

A escolha dos cimentos de resina, teve por base o facto de serem os que aparentemente apresentam maior estabilidade e previsibilidade de resultados afirmado por Almeida et al.(2015) e mais recentemente, também verificado no estudo de Sampaio et al. (2017). Parece-nos, também, pertinente a comparação com resinas fluídas, que devido à sua baixa viscosidade, têm vindo a tornar-se uma mais valia de uso clínico na adesão de facetas muito finas Kubo et al. (2010) por apresentarem alta carga em partículas, aumentando a estabilidade da cor.

Os valores correspondentes aos espectros de fluorescência de cada amostra foram obtidos através do espectrofluorómetro. O espectrofluorómetro utilizado permitiu

obter-se a caracterização de um material no comprimento de onda de 380 nm, tendo as moléculas sido excitadas por pulsos de radiação, o que permitiu obter os espectros de fluorescência e os valores da intensidade de emissão para caracterização dos materiais em estudo, como descrito por Catelan et al. (2015) e, posteriormente, por Pop-Ciutrila et al. (2016).

De forma a complementar este estudo optou-se, também, por medir a translucidez através da percentagem de transmitância. Uma vez que, a translucidez é relatada como sendo um fator importante na seleção de materiais restauradores para zonas com compromisso estético, tendo por base o estudo de Barizon et al. (2014). Assim, obteve-se os dados através de espectrofotometria de transmissão direta parcial, com o espectrofotómetro UV/Vis à semelhança do estudo realizado por Hernandez et al. (2016).

São vários os métodos descritos na literatura para avaliar a existência de diferenças de cor entre duas amostras, contudo muitos deles apresentam baixa validade científica. No entanto a literatura é consensual quanto a utilização de espectrofotómetros, sendo o método que apresenta mais precisão e exatidão como afirmou no seu estudo Hirata (2008). Os dados obtidos com espectrofotómetros, foram utilizados através do sistema CIELab, que através do cálculo do  $\Delta E$ , permitiu definir as diferenças de cores existentes entre amostras em estudo relativamente às amostras de controlo, à semelhança da metodologia aplicada por Kürklü et al., (2013) e mais recentemente, por Rosenstiel et al. (2016). A opção pelo uso do  $\Delta E$  como fator major na determinação da variação de cor teve por base a comparação com os estudos que se descrevem mais à frente.

O valor de  $\Delta E$  a partir do qual as alterações de cor são perceptíveis a nível clínico não é consensual na literatura, estando descritos valores de 1,70 até 6,80 (Chen, Ho, Xing, & Wang, 2015). Douglas, Steinhauer & Wee (2007) concluíram que o intervalo de  $\Delta E$  que é perceptível clinicamente por 20 médicos dentistas variou de 1,7 a 2,7.

Assim sendo, no estudo em discussão definiu-se que quando  $\Delta E < 1,7$  a diferença de cor não é perceptível clinicamente. No entanto, valores de  $\Delta E > 1,7$  a alteração já será visível clinicamente.

Nos resultados obtidos neste estudo sobre a intensidade de emissão de fluorescência dos cimentos de resina e resinas fluídas, foi possível verificar que estes podem influenciar a emissão de fluorescência da restauração final com cerâmica

feldspática, tendo-se obtido diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes materiais quer para a espessura de 0,5mm quer para a espessura de 0,8mm.

A intensidade de emissão de fluorescência dos grupos cimentados com *Variolink® Esthetic LC* e *G-aenial® Universal Flo* seguiram a tendência dos grupos de controlo e a sua intensidade de emissão de fluorescência foi máxima nos grupos com espessura de cerâmica de 0,5mm, apresentando os grupos com espessura de cerâmica 0,8mm um valor mais baixo de intensidade de emissão de fluorescência. Para espessuras de cerâmica feldspática de 0,5mm, o material de cimentação ou adesão pode ter capacidade de alterar a emissão de fluorescência, desde que os materiais em questão possuam constituintes com propriedades de emissão de fluorescência superiores às da própria cerâmica. No entanto, nos grupos cimentados com *Relyx™ Veneer* temos uma inversão de resultados, sendo a emissão de fluorescência máxima para as espessuras de 0,8mm. Nestes grupos, a emissão de fluorescência está a ser dada pela própria cerâmica, uma vez que, o material de cimentação não possui constituintes com capacidade de superarem a emissão de fluorescência por parte da própria cerâmica. A cerâmica ao ter uma maior espessura, apresenta uma maior concentração de constituintes com capacidade de emissão de fluorescência, o que lhe permite maior emissão de fluorescência do que o material de cimentação em questão.

São vários os estudos que consideram que a espessura de cerâmica deve ser sempre considerada, tendo em vista a cor final das restaurações cerâmicas (Volpato, Monteiro, Andrada, Fredel, Petter, 2009; Monteiro, Serro, Di Paolo, Bahillo, Proença, 2010).

No que diz respeito aos dois grupos controlo G1A e G1B e aos grupos de estudo G2A e B, G3A e B, G4A e B, G8A e B e G9A e B, é possível perceber que nos grupos com espessura de cerâmica de 0,5mm o comportamento ótico dos cimentos de resina e resina fluída é mais relevante, apresentando valores mais elevados de intensidade de emissão de fluorescência, quando comparados com os grupos B, com espessuras de cerâmica de 0,8mm.

Pela análise dos resultados, a emissão de fluorescência é máxima no grupo G9A com um valor de 2,47E+06 u.a.. Este grupo corresponde a uma espessura de cerâmica de 0,5mm que foi aderida com com *G-aenial® Universal Flo* cor A3. O segundo valor mais elevado de intensidade emissão de fluorescência corresponde ao grupo G9B com um valor de 2,39E+06 u.a., correspondendo este grupo a uma espessura de cerâmica de 0,8mm, também ele aderido com *G-aenial® Universal Flo* cor A3.

Se pela análise dos resultados fica claro que a espessura da cerâmica pode influenciar a emissão de fluorescência por parte do material de cimentação ou adesão, fica também claro que os materiais de cimentação ou adesão de diferentes fabricantes apresentam diferentes comportamentos óticos de intensidade de emissão de fluorescência.

Na caracterização fornecida por cada fabricante dos materiais, cerâmica, cimentos de resina e resinas fluídas, não é possível identificar os constituintes responsáveis pela emissão de fluorescência em estudo. Seria expectável de encontrar os óxidos de terras raras, sendo provável que os mesmos se encontrem na fração de constituintes que não são listados como é o caso dos pigmentos (Hatefi, Shahtahmasebi, Moghimi & Attaran, 2011; Yadav, Singh, Kumar & Yadav, 2011).

Os elementos com capacidade para emitir fluorescência devem estar presentes nas cerâmicas dentárias de forma a aumentar a quantidade de luz perceptível pelo observador, impedindo a descoloração e diminuindo o croma. Não existem matérias primas em separado capazes de mimetizar a fluorescência do dente natural. Para se obter uma cerâmica feldspática com essas características é necessário uma mistura de componentes (Fondriest, 2003; Barão et al., 2010).

A fluorescência é sobretudo dada pela dentina e sua matéria orgânica. Assim, a dentina apresenta uma maior intensidade de fluorescência do que o esmalte. Encontra-se ainda descrito que os compostos que causam fluorescência no dente humano, são de natureza orgânica (proteínas), tais como o triptofano e a tirosina (McLaren, 1999; Takahashi, et al., 2008).

Os dentes naturais apresentam picos de intensidade emissão de fluorescência que se situam nos comprimentos de onda 350, 360, 405, 410 e 440nm (Matsumoto, Kitamura & Araki, 2001). O que vai ao encontro dos resultados obtidos, onde os materiais em estudo apresentam dois picos de intensidade de emissão de fluorescência: nos 444/445nm e nos 542nm, o que indica que todos os materiais em estudo apresentam na sua constituição elementos semelhantes com capacidade de emissão de fluorescência, mas em percentagens diferentes. Assim, materiais diferentes apresentam intensidades de emissão de fluorescência diferentes.

Num estudo realizado por Pereira, Monteiro, Maurício, Serro & di-Paolo (2015), investigação na qual utilizaram dois cimentos de resina de dupla polimerização em duas cores diferentes, cimentados com cerâmica dissilicato de lítio de duas diferentes espessuras com n=100, foi-lhes possível concluir que, a escolha de diferentes cimentos

de resina e diferentes espessuras de cerâmica tem de ser considerada em restaurações totalmente cerâmicas.

No que respeita à intensidade de emissão de fluorescência o nosso estudo vem corroborar as conclusões de Pereira et al. (2015).

A comparação de cor entre restaurações cerâmicas e/ou dentes naturais adjacentes está dependente do grau de translucidez do material, ou seja, da sua capacidade de mascarar o substrato. Quando a cor do substrato é observável, vamos ter influência na cor da restauração que se pretende alcançar, sendo a translucidez um fator de extrema importância para alcançar um elevado resultado estético (Xiao & Zhang, 2010). A translucidez pode ser descrita através da quantificação de transmitância (Hu Jonston, 2011).

Os valores médios de transmitância obtidos neste estudo variaram entre 4,78E-01%T para o grupo G7A e 3,58E-01%T para o grupo G5B, nos grupos de estudo. Todos os grupos apresentaram valores médios abaixo de 0,5%T.

Nogueira & Della Bona (2013), no seu estudo mediram a percentagem de %T em cerâmica feldspática com 1mm de espessura, a um comprimento de onda específico de 525nm, tendo obtido valores abaixo de 0,5%T para todos os grupos. Neste mesmo estudo ficou ainda demonstrado que existe uma forte correlação entre a %T e o índice de contraste, pelo que parecia evidente que %T iguais tivessem cores iguais. Todavia, a percentagem de transmitância está relacionada com o coeficiente de reflexão interno do material e apresenta dúvidas em materiais com grande efeito de dispersão, como é o caso da cerâmica (Nogueira & Della Bona, 2013).

Neste estudo, os grupos com espessura de cerâmica de 0,5mm apresentaram sempre um valor superior de %T, quando comparados com os grupos correspondentes de 0,8mm, permitindo assim perceber que, para além do substrato e do cimento de resina ou resina fluída utilizado a espessura de cerâmica vai também influenciar a percentagem de transmitância. Porém, a percentagem de transmitância é mais influenciada pelo material de cimentação ou adesão do que pela espessura da própria cerâmica. As alterações percentuais obtidas apesar de presentes são muito baixas.

No que respeita aos resultados obtidos neste estudo para a variação de cor, todos os grupos de estudo apresentaram valores superiores de  $\Delta E$  na espessura de cerâmica de 0,5mm relativamente ao grupo homólogo com espessura de 0,8mm, sugerindo, assim que a espessura de cerâmica influencia a cor final da restauração com cerâmica feldspática.

Os grupos G8A e G8B aderidos com *G-aenial*<sup>®</sup> *Universal Flo A2* numa espessura de cerâmica de 0,5mm e 0,8mm foram os grupos onde se verificou o valor mais elevado de  $\Delta E$ , apresentando um valor médio de 3,07 e 1,85 respetivamente. Assim, G8A e G8B foram considerados como tendo uma diferença de cor clinicamente significativa, ou seja, as alterações de cor seriam perceptíveis pelo olho humano. Todos os restantes grupos apresentaram valores de  $\Delta E < 1,7$  pelo que, as alterações de cor desses mesmos grupos não são perceptíveis a nível clínico.

O valor mais baixo de  $\Delta E$  foi observado no grupo G5B com um valor de 0,33, correspondendo ao grupo cimentado com *Relyx*<sup>TM</sup> *Veneer* cor B 0,5 na espessura de cerâmica 0,8mm, ou seja, o grupo onde existiu uma menor variação de cor, não sendo clinicamente perceptível.

Discutiu-se neste estudo que o grupo G7A apresentava o valor mais baixo de intensidade de emissão de fluorescência quando comparado com os grupos cimentados ou aderidos com materiais de outros fabricantes. Porém, discutiu-se também que foi o grupo G5B o que apresentou uma menor variação de cor em relação ao grupo de controlo. Pelos resultados obtidos neste estudo, surge a questão de aparentemente ainda não existir nenhum material, cimento de resina ou resina fluída, capaz de mimetizar a estrutura dentária de forma eficaz a nível das propriedades primárias e secundárias. Esta questão apenas é válida para o conjunto de cerâmica e materiais de cimentação e adesão estudados.

Num estudo realizado por Niu, Agustin & Douglas (2014), com metodologia semelhante ao estudo em discussão, com a exceção de terem usado diferentes espessuras de material de cimentação e blocos de cerâmica de dissilicato de lítio, os autores concluíram após análise estatística, diferenças significativas de  $\Delta E$  quer para as diferentes espessuras do cimento quer para os diferentes cimentos. A menor diferença de  $\Delta E$  ocorreu com uma espessura de cimento de 50  $\mu\text{m}$ . Apesar das diferenças estatisticamente significativas os autores definiriam como perceptível a nível clínico valores de  $\Delta E$  superiores a 2,6 sendo que apenas dois dos 5 cimentos utilizados apresentaram valores superiores quando cimentados com espessuras de cimento superiores a 300 $\mu\text{m}$ , concluindo os autores que a cor da cerâmica foi afetada pelas cores e espessuras dos diferentes cimentos utilizados.

No estudo de Hernandez et al. (2016) também ele de metodologia semelhante ao estudo em discussão, utilizaram cerâmica de dissilicato de lítio com duas cores distintas

obtida por método de cera perdida, e um cimento de resina de dupla polimerização, com n=5 por grupo, tendo sido cimentadas todas as amostras com espessura de cimento uniforme de 100µm. A análise da amostra foi realizada com espectrofotômetro de reflexão antes e após cimentação das amostras. A análise estatística demonstrou diferenças significativas quer para o  $\Delta E$  quer para a translucidez. Concluindo que as cores dos diferentes cimentos alteram a translucidez o croma e cor da cerâmica devendo fazer-se uma escolha cuidadosa da cor de cimento a usar.

No estudo realizado por Chen et.al. (2015) de metodologia semelhante, com cerâmica *IPS e.Max*<sup>®</sup> e uma resina composta como substrato e três cimentos, *Variolink Veneer*<sup>®</sup> (5 cores), *Relyx<sup>TM</sup> Vener* (3 cores) e *Panavia<sup>TM</sup> F* (2 cores), com n=5 por grupo, pela análise dos valores médios de CIE L\* a\*b\* antes e após cimentação obteve diferenças significativas para cada uma das 3 cor de *Relyx<sup>TM</sup> Vener* que utilizaram, bem como, para uma das 5 cores de *Variolink<sup>®</sup> Veneer*. Tendo a análise estatística comprovado uma influência significativa do cimento de resina na cor dos discos de cerâmica após polimerização, afirmando os autores que diferentes cores de cimentos de resina influenciam de forma clara a cor das facetas de cerâmica. Concluíram ainda que uma das cores do *Variolink<sup>®</sup> Veneer* e uma das cores do *Relyx<sup>TM</sup> Vener* aumentaram o brilho e reduziram o croma, enquanto uma outra cor de *Variolink<sup>®</sup> Veneer* tende a aumentar o croma.

Chen et al. (2015) no seu estudo definiu que valores de  $\Delta E < 3,3$  não apresentavam alterações de cor clinicamente visíveis, tendo obtido valores superiores apenas em dois dos seus grupos, correspondendo as alterações aos grupos cimentados com *Variolink<sup>®</sup> Veneer cor HV+3* e ao grupo *RelyX<sup>TM</sup> Veneer cor WO*. Contudo se Chen et al. (2015) tivesse definido um  $\Delta E < 1,7$ , o valor utilizado no nosso estudo, teria obtido diferenças clinicamente visíveis em 9 dos seus 10 grupos de estudo, uma vez que, os valores de  $\Delta E$  obtidos no seu estudo variaram entre 1,38 a 7,16, sendo que o único grupo que não iria apresentar alterações clinicamente visíveis seria o grupo cimentado com *Variolink<sup>®</sup> Veneer cor LV-2*. Por oposição se no nosso estudo se utilizasse o valor de  $\Delta E$  igual ao de Chen et al. (2015) nenhum dos grupos apresentaria diferenças clinicamente observáveis.

Dede et al., (2016) realizaram um estudo experimental, de metodologia semelhante, com cerâmica de dissilicato de lítio de alta translucidez (n=10) de opacidade média (n=10) e 5 resinas diferentes foram utilizadas para servirem de substrato. As amostras de cerâmica e resina foram cimentadas com cimento de resina de

dupla polimerização com 3 cores distintas. Os valores de  $\Delta E$  foram comparados com os grupos controlo formados. Concluíram que a cor da resina utilizada como substrato e a cor do cimento de resina influenciam significativamente a cor da cerâmica tanto na cerâmica de alta translucidez, como na cerâmica de opacidade média. Quando o cimento foi testado com as cores translúcido e universal, a cor da resina do substrato não apresentou diferenças significativas na cor final da cerâmica em estudo. Os valores mais elevados de  $\Delta E$  foram observados nas cores de cimento opaco e branco, independentemente do substrato.

Analisámos ainda o estudo de Rodrigues et al., (2017), que teve como objetivo avaliar a estabilidade da cor das cerâmicas dentárias quando cimentadas com dois cimentos de resina diferentes, sendo a medição das alterações de cor avaliada por uma das variações de  $\Delta E$ . Como cerâmicas os autores descrevem o uso de cerâmica feldspática e dissilicato de lítio para cimentação com Relyx<sup>TM</sup> X ARC e Variolink II, com n=5 por grupo. Os autores concluíram que os diferentes cimentos não apresentam influência estatisticamente significativa. Porém referem diferenças estatisticamente significativas de  $\Delta E$  no uso de diferentes cerâmicas. Apresentando a cerâmica feldspática maiores variações de  $\Delta E$ .

Cientes das limitações do nosso estudo corroboramos a grande maioria das conclusões dos estudos anteriormente descritos, contudo é necessário salientar que este estudo é o que apresenta uma metodologia mais semelhante com a situação clínica.

A destacar a utilização a comparação de resina fluídas com cimentos de resina, comparação esta que não encontramos descrita. Todas as amostras sofreram tratamento de superfície, aproximando o estudo da situação *in vivo* e, ainda num só estudo combinámos a análise das propriedades óticas primárias e secundárias em duas diferentes espessuras de cerâmicas.

## VII. Conclusão

O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações de cor e fluorescência da cerâmica feldspática, quando utilizada com diferentes materiais de cimentação ou adesão, fazendo variar a espessura da cerâmica e o material de cimentação. Neste sentido podemos concluir que diferentes materiais e diferentes espessuras de cerâmica vão influenciar a emissão de fluorescência na restauração final com cerâmica feldspática. Os diferentes materiais de cimentação e adesão e as diferentes espessuras de cerâmica parecem influenciar a cor final da restauração. Porém, a influência parece ser raramente observável.

Neste estudo rejeitam-se as hipóteses nulas e aceitam-se as hipóteses alternativas de ambos os estudos, fluorescência e cor. Fica então demonstrado que:

H1-A fluorescência da cerâmica feldspática é influenciada pela intensidade de emissão do material de cimentação ou adesão e pela espessura de cerâmica.

H1-A cor da cerâmica feldspática é influenciada pela cor do material de cimentação ou adesão e pela espessura da cerâmica.

Tendo por base os resultados obtidos nesta investigação *in vitro*, é possível concluir que:

1. Os diferentes materiais para cimentação ou adesão de restaurações cerâmicas do tipo facetas de cerâmica feldspática, a nível das propriedades óticas primárias parecem ter pouca influência visível. Contudo, a nível das propriedades secundárias apresentam diferentes comportamentos de significância observável.
2. Diferentes espessuras de cerâmica quando cimentadas ou aderidas com diferentes cores apresentam influência ao nível das propriedades primárias. Já ao nível da fluorescência o material de cimentação ou adesão, cimentado ou aderido a uma maior espessura de cerâmica perde intensidade de emissão de fluorescência.

## Implicações Clínicas e Estudos futuros

Com os dados que temos disponíveis parecem não existirem diferenças clinicamente significativas na maioria dos diferentes materiais de cimentação e adesão na cor final da restauração com cerâmica feldspática. Contudo, diferentes espessuras parecem influenciar as propriedades óticas da restauração com cerâmica feldspática.

Mais estudos deverão ser realizados de forma a perceber se a sua aplicabilidade pode ser generalizada a restaurações com diferentes tipos de cerâmica. Existem ainda, poucos estudos sobre a aplicabilidade das resinas fluídas como material de adesão de facetas de cerâmica, sendo o seu estudo pertinente, uma vez que, a nível de fluorescência, foi o material que apresentou a intensidade mais elevada.

Estudos futuros deveriam:

- Estudar a influência de diferentes materiais de cimentação e adesão nas propriedades óticas, nas restaurações totalmente cerâmicas, bem como incluir a nova variável de estudo opalescência.
- Estudar o comportamento ótico dos materiais quando aderidos ou cimentados a diferentes substratos, dente natural e/ou resina composta.
- Utilizar dente natural como padrão, de forma a perceber a influência do material de cimentação ou adesão *in vivo*.
- Avaliar a estabilidade das propriedades óticas ao longo do tempo.

## VIII. Referências Bibliográficas

- Addison, O., Sodhi, A. e Fleming, G. J. P. (2010). Seating load parameters impact on dental ceramic reinforcement conferred by cementation with resin-cements. *Academy of Dental Materials*, 26(1), 915-921. doi: 10.1016/j.dental.2010.05.006
- Ahn, J.-S. e Lee, Y.-K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, 24(11), 1539-1544. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.020
- Alghazali, N., Laukner, J., Burnside, G., Jarad, F. D., Smith, P. W. e Preston, A. J. (2010). An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38(1), 78-86. doi: 10.1016/j.jdent.2010.08.013
- Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N. e Moraes, R. R. (2015). Resin-Based Luting Agents and Color Stability of Bonded Ceramic Veneers. *Smile Dental Journal*, 10(1), 37-37. doi: 10.12816/0017748
- Archeegas, L. R. P., Freire, A., Vieira, S., Caldas, D. B. M. e Souza, E. M. (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of Dentistry*; 39(11), 804-810. doi: 10.1016/j.jdent.2011.08.013.
- Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F. e Rosenstiel S. F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 397-401. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.09.020
- Azer, S. S., Rosenstiel, S. F., Seghi, R. R. e Johnston, W. M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 106(3), 179-183. doi: 0.1016/S0022-3913(11)60117-0.
- Barão V., Gennari-Filho H., Goiato M. C., Santos D. M. e Pesqueira A. A. (2010). Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. *Journal of Craniofacial Surgery* 21(6), 2007-2012. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181f535d4
- Barizon, K. T. L., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G. e Geraldeli, S. (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 864-870. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.016

- Bayne, S. C. (2005). Dental biomaterials: Where are we and where are we going? *Journal of Dental Education*, 69(5), 571-585. Disponível em: <http://www.jdentaled.org/content/69/5/571.long>
- Bayne, S. C. (2006). Why are the next steps in biomaterials research so difficult? *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(9), 631-633. doi: 10.1111/j.13652842.2006.01668.x
- Burke, F. J. T. (2012). Survival Rates for Porcelain Laminate Veneers with Special Reference to the Effect of Preparation in Dentin: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(4), 257-265. doi: 10.1111/j.1708-8240.2012.00517.x
- Catelan, A., Guedes, A. P. A., Suzuki, T. Y. U., Takahashi, M. K., Souza, E. M., Briso, A. L. F. e Santos, P. H. (2015). Fluorescence Intensity of Composite Layering Combined with Surface Sealant Submitted to Staining Solutions. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*; 27(1), 33-40. doi: 10.1111/jerd.12139
- Chen, X. D., Hong, G., Xing, W. Z. e Wang, Y. N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(3), 172-177. doi: 10.1016/j.jpor.2015.03.001
- Clelland, N. L., Pagnotto, M. P., Kerby, R. E. e Seghi, R. R. (2005). Relative wear of flowable and highly filled composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 153-157. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.11.006
- Conrad, H. J., Seong, W.-J. e Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3
- Corciolani, G., Vichi, A., Louca, C. e Ferrari, M. (2010). Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental Materials*, 26(8), 737-742. doi: 10.1016/j.dental.2010.03.018
- Çömlekoğlu, M. E., Paken, G., Tan, F., Dündar-Çömlekoğlu, M., Özcan, M., Akan, E. e Aladağ, A. (2015). Evaluation of different thickness, die color, and resin cement shade for veneers of multilayered CAD/CAM blocks. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 563-569. doi: 10.1111/jopr.12367
- Dede, D. O., Sahin, O., Ozdemir, O. S., Yilmaz, B., Celik E. e Koroglu, A. (2016). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 138-143. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.05.016

- Dede, D. O., Ceylan, G. e Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 539-544. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.07.014
- Douglas, R. D., Steinhauer, T. J. e Wee, A. G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 200-208. doi:10.1016/j.prosdent.2007.02.012
- Drummond, J. L., King, T. J., Bapna, M. S., e Koperski, R. D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Academy of Dental Materials*, 16(1), 226-233. doi: 10.1016/S0109-5641(00)00013-0
- Edelhoff, D. e Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 503-509. doi:10.1067/mpr.2002.124094
- El-Damanhoury, H. M. e Gaintantzopoulou, M. D. (2017). Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research*. doi: 10.1016/j.jpor.2017.06.002
- Fleming, G. J. P. e Addison, O. (2009). Adhesive Cementation and the Strengthening of All-Ceramic Dental Restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(1), 945-959. doi: 10.1163/156856109X440119
- Fondriest, J. (2003) “Shade matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies”, *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(5), 3-15
- Font, A. F., Ruíz, M. F. S., Ruíz, M. G., Rueda, C. L., González, A. M. (2006). Choice of Ceramic for Use in Treatments with Porcelain Laminate Veneers. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(1), 297-302. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16648772>
- Gomes, E. A., Assunção, W. G., Rocha, E. P. e Santos, P. H. (2008). Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, 54(331), 319-325. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0366-69132008000300008&script=sci\\_abstract&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0366-69132008000300008&script=sci_abstract&tlng=pt)

- Goracci C., Margvelashvili M., Giovannetti A., Vichi A. e Ferrari M. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clinical Oral Investigatio*, 17(1), 609–617. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22538472>
- Granell-Ruiz, M., Fons-Font, A., Labaig-Rueda, C., Martinez-González, A., Román-Rodríguez, J.-L. e Solá-Ruiz, M. F. (2010). A Clinical Longitudinal Study of 323 Porcelain Laminate Veneers. Period of Study from 3 to 11 Years. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 15(3), 531-537. doi:10.4317/medoral.15.e531
- Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics North American*, 51(3), 713-27. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.006
- Hatefi, Y., Shahtahmasebi, N., Moghimi, A. e Attaran, E. (2011) Ultraviolet to visible frequency-conversion properties of rare earths doped glass ceramics. *Journal of Rare Earths*, 29(5), 484-488. doi: 10.1016/S1002-0721(10)60484-X
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. e Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15. doi:10.1067/mpr.2002.126795
- Heimann, R. B. (2010). *Classic and Advanced Ceramics: From fundamentals to applications*. Wiley-VCH GmbH & Co. KGaA, Winheim. doi: 10.1002/9783527630172.ch1
- Heintze, S. D., Rousson, V. e Mahn, E. (2015). Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results – A meta-analysis. *Dental Materials*, 31(1), 423-434. doi: 10.1016/j.dental.2015.01.011
- Hernandes, D. K. L., Arrais, C. A. G., Lima, E., Cesar, P. F. e Rodrigues, J. A. (2016). Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*, 24(4), 391-396 doi: 10.1590/1678-77572015055
- Hirata, R. (2008). *Avaliação da refletância, transmitância direta e fluorescência de resinas compostas* (Tese de Doutorado). Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Disponível em: <http://livros01.livrosgratis.com.br/cp078384.pdf>

- Hopp, C. D. e Land, M. F. (2013). Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: A review. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 3(5), 21-32. Doi: 10.2147/CCIDE.S42016
- Hu X. e Johnston W. (2011). Translucency estimation for thick pigment maxillofacial elastomer. *Journal of Dentistry*, 39(1), 2-8. doi: 10.1016/j.jdent.2011.01.002
- Jetti, R. R., Balasubramaniam, M., Chidambaranathan, A. S. e Srinivasan, S. (2015). Evaluation of shear bond strength of feldspathic CAD/CAM ceramic with dentin using 2 bonding agents and 2 surface treatments - An invitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 9(11), 36-39. doi: 10.7860/jcdr/2015/15732.6779
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32(1), 3-12. doi: 10.1016/j.jdent.2003.10.013
- Karadas, M. (2016). The effect of different beverages on the color and translucency of flowable composites. *The Journal of Scanning Microscopies*, 38(6), 701-709. doi: 10.1002/sca.21318
- Karl, M. (2016). Outcome of bonded vs all-ceramic and metal-ceramic fixed prostheses for single tooth replacement. *European Journal of Oral Implantology*, 9(1), 25-44. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27314110>
- Koch, T., Peutzfeldt, A., Malinovskii, V., Flury, S., Häner, R. e Lussi, A. (2013). Temporary zinc oxide–eugenol cement: eugenol quantity in dentin and bond strength of resin composite. *European Journal of Oral Sciences*, 121(1), 363–369. doi: 10.1111/eos.12053
- Kubo, S., Yokota, H. e Hayashi, Y. (2010). Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry*, 38(3), 191–200. doi: 10.1016/j.jdent.2009.10.003
- Kürklü, D., Azer, S. S., Yilmaz, B. e Johnston W. M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(10), 1043–1050. doi: 10.1016/j.jdent.2013.08.017
- Lee, Y. K. (2015). Fluorescence proprieties of human teeth and dental calculus for clinical applications. *Journal of Biomedical Optics*, 20(4). doi: 10.1117/1.JBO.20.4.040901

- Lopes, C. C. A., Rodrigues, R. B., Silva, A. L. F., Júnior, P. C. S., Soares, C. J. e Novais, V. R. (2015). Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different all-ceramic systems. *Brazilian Dental Journal*, 26(5), 484-489. doi: 10.1590/0103-6440201300180
- Lung, C. Y. e Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dental Materials*, 28(5), 467-477. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.009>
- Madhavan, A. S. (2015). Methods of Strengthening Ceramics. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 7(10), 873-877. Disponível em: <http://www.jpsr.pharmainfo.in/Documents/Volumes/vol7Issue10/jpsr07101518.pdf>
- Magne, P. e Belser, U. (2002). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition – A Biometric Approach*. Quintessence Publishing Co, Inc. Disponível em: [http://www.quintpub.com/PDFs/book\\_preview/B4225.pdf](http://www.quintpub.com/PDFs/book_preview/B4225.pdf)
- Magne, P. e Cascione, D. (2006). Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(5), 354-361. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.09.007
- Matsumoto, H., Kitamura, S. e Araki, T. (2001). Applications of fluorescence microscopy to studies of dental hard tissue. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, 10(4), 270-284. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11334168>
- McLaren E. (1999). The 3D-Master shade-matching system and the skeleton buildup technique: science meets art and intuition. *Quintessence of Dental Technology*, 22(1), 55-68. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/265082038\\_The\\_3DMaster\\_Shade-Matching\\_System\\_and\\_the\\_Skeleton\\_Buildup\\_Technique\\_Science\\_Meets\\_Art\\_and\\_Intuition](https://www.researchgate.net/publication/265082038_The_3DMaster_Shade-Matching_System_and_the_Skeleton_Buildup_Technique_Science_Meets_Art_and_Intuition)
- Michalakis, K., Kalpidis, C. D. R. e Hirayama, H. (2014). Conversion of an existing metal ceramic crown to an interim restoration and nonfunctional loading of a single implant in the maxillary esthetic zone: A clinical report. *In The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 6-10. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/m/pubmed/24231435/>

- Mirmohammadi, H., Aboushelib, N. M. M., Salameh, Z., Feilzer, A. J. e Kleverlaan, C. J. (2010). Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dental Materials*, 26(8), 786-792. doi: 10.1016/j.dental.2010.04.003
- Monteiro, P. C., Serro, A. P., Di Paolo, R., Bahillo, J. e Proença, L. (2010). Thickness and opacity effect in fluorescence emission of composite resins. *Journal of Dental Research*, 89 (Special Issue B), 4106. Disponível em: <https://www.ombd.pt/en/congress/2011/presentations/c006>
- Morita, R. K., Hayashida, M. F., Pupo, Y. M., Berger, G., Reggiani, R. D. e Betiol, E. A. G. (2016). Minimally invasive laminate veneers: clinical aspects in treatment planning and cementation procedures. *Hindawi Publishing Corporation*; 1(1), 1-13. doi: 10.1155/2016/1839793
- Mundim F. M., Garcia L. F., Cruvinel D. R., Lima F. A., Bachmann L e Pires-de-Souza F. C. (2011). Color stability, opacity and degree of conversion of preheated composites. *Journal of Dentistry*, 39(1), 25-29. doi: 10.1016/j.jdent.2010.12.001
- Murillo-Gómez, F., Rueggeberg, F. A. e Goes, M. F. (2017). Short- and Long-Term Bond Strength Between Resin Cement and Glass-Ceramic Using a Silane-Containing Universal Adhesive. *Operative Dentistry*, 42(5), 514-525. <http://dx.doi.org/10.2341/16-211-L>
- Niu, E., Agustine, M. e Douglas, R. D. (2014). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 42-50. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.005
- Nogueira, A. D. e Della Bona, A. (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD–CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(3), 18-23. doi: 10.1016/j.jdent.2013.02.005
- Öztürk, E., Bolay, S., Hickel, R. e Ilie, N. (2013a). Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *Journal of Dentistry*, 41(2), 97–105. doi: 10.1016/j.jdent.2012.04.005
- Öztürk, E., Chiang, Y.-C., Coşgun, E., Bolay, Ş., Hickel, R. e Ilie, N. (2013b). Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics, *Journal of Dentistry*; 41(5), 8-14. doi: 10.1016/j.jdent.2013.06.001

- Pegoraro, T. A., Fulgêncio, R., Butignon, L. E., Manso, A. P., Carvalho, R. M. (2015). Effects of temperature and aging on working setting time of dual-cured resin cements. *Operative Dentistry*, 40(6), 222-229. doi: 10.2341/13-361-L
- Pereira J., Monteiro, P., Maurício, P., Serro A. P. e Di Paolo, R. (2015). Interaction of fluorescence of resin cements with glass ceramics. International Poster. *Journal of Dentistry and Oral Medicine*. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10400.26/15290>
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. e Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: A review of the literature. *Journal of dentistry*, 28(1), 163–177. doi: 10.1.1.456.7741
- Phark J., Sartori, N. e Duarte, S.(2016). *Bonding to silica-based glass-ceramics: a review of current techniques and novel selfetching ceramic primers*. 1ª edição, Quintessence Publishing, 28-36. Disponível em:[http://www.quintpub.co.uk/?modules=default&op=productdetail&act=books&cat\\_id=86&pro\\_id=675](http://www.quintpub.co.uk/?modules=default&op=productdetail&act=books&cat_id=86&pro_id=675)
- Pieger, S., Salman, A. e Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), 22-30. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.005
- Pires, L. A., Novais, P. M. R., Araújo, V. D. e Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1(1), 144-149. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.003
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M. e Hämmerle, C. H. F. (2007). A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of All-Ceramic and Metal-Ceramic Reconstructions After an Observation Period of at Least 3 Years. Part I: Single Crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 73-85. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x
- Pop-Ciutrila, I.-S., Dudea, D., Badea, M. E., Moldovan, M., Cîmpean, S. I. e Ghinea, R. (2016). Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 28(1), 46-55. doi: 10.1111/jerd.12195

- Ranly, D. M. e Garcia-Godoy, F. (2000). Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 28(1), 153–161. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709337>
- Ritter, R. G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 332-341. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00362.x
- Rodrigues, R. B., de Lima, E., Roscoe, M. G., Soares, J. C., Cesar, P. F. e Viridiana, R. N. (2017). Influence of resin Cements on Colour Stability of different ceramic systems. *Brazilian Dental Journal* 28(2),191-195. doi: 10.1590/0103-6440201700916
- Rosenblum, M. A. e Shulman, A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 128(1), 297-307. doi: 10.14219/jada.archive.1997.0193
- Rosenstiel F., Land, F. e Fujimoto J. (2016). Color science, esthetic and shade selection. In: *Contemporary fixed prosthodontics*, 5(1), 625-626 St. Louis: Elsevier. Disponível em: <http://www.dentistrytoday.com/aesthetics/247--sp-2014354136>
- Rus, F. M., Ramiro, G. P., García, M. J. S. e Gómez, B. R. (2007). Dental ceramics: Classification and selection criteria. *Revista del Ilustre Consejo General de Colegios*, 12(4), 253-263. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/317480858\\_Dental\\_ceramics\\_Classification\\_and\\_selection\\_criteria](https://www.researchgate.net/publication/317480858_Dental_ceramics_Classification_and_selection_criteria)
- Sadowsky, S. J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433-442. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.09.018
- Sampaio, C. S., Barbosa, J. M., Cáceres, E., Rigo, L. C., Coelho, P. G., Bonfante, E. A. e Hirata, R. (2017). Volumetric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 784-791. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.029
- Santos, G. C. Jr., Santos, M. J. M. C. e Rizkalla, A. S. (2010). Cementation basics for etchable ceramic restorations. *Dental Abstracts*, 55(1), 20-23. doi: 10.1016/j.denabs.2009.08.046

- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive – A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4),194–206. doi: 10.1016/j.rpemd.2014.07.004
- Shammas, M. e Alla, R. K. (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 25(4), 172-175. Disponível em: [https://www.researchgate.net/profile/Shammas\\_Mohammed5/publication/233832453\\_Color\\_and\\_Shade\\_Matching\\_in\\_Dentistry/links/0046352aac548481d000000/Color-and-Shade-Matching-in-Dentistry.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Shammas_Mohammed5/publication/233832453_Color_and_Shade_Matching_in_Dentistry/links/0046352aac548481d000000/Color-and-Shade-Matching-in-Dentistry.pdf)
- Shenoy, A. e Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195-203. doi: 10.4103/0972-0707.73379
- Silva e Souza, M. H. Jr., Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., Silva e Souza, P. A. R. e Góes, M. F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3),207–14. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20856995>
- Soares, N. W. P., Corrêa, G. O., Lopes, M. B., Hoepfner, M. G., Pentead, M. M. e Besegato, J. F. (2016). Cementation of zirconia-based ceramics parts. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*, 15(1), 118-122. Disponível em: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&site=eds-live&db=a9h&AN=117002793>
- Takahashi, M. K., Vieira, S., Rached, R. N., Almeida, J. B., Aguiar, M. e 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.
- Taylor, D. A. (2001). Advanced Ceramics - The evolution, classification, properties, production, firing, finishing and design of advanced ceramics. *Material Australia*, 33(1), 20-22. Disponível em: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=2123>
- Tian, T., Tsoi, J. K.-H., Matinlinna, J. P. e Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), 147–162. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017
- Toksavul, S., Türkün, M. e Toman, M. (2004). Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(1), 116-119. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.03.032

- Turgut, S., Bagis, B., Korkmaz F. M. e Tamam, E. (2014). Do Surface Treatment affect the optical properties of ceramic veneers? *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 618-624. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.001
- Van Landuyt, K.; Snauwaert, J.; Munck, J.; Peumans, M.; Yoshida, Y.; Poitevin, A.; Coutinho, E.; Suzuki, K.; Lambrechts, P. & Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*; 28(26): 3757–3785.
- Vichi A, Ferrari M e Davidson C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412–417. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10756290>
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G. e Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97-108. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.018
- Volpato, C. A., Monteiro S. Jr., Andrada, M. C., Fredel, M. C. e Petter, C. O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, 25(1), 87-93. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.013.
- Whitehead, S. A., Aya, A., Macfarlane, T. V., Watts, D. C. e Wilson, N. H. F. (2000). Removal of Porcelain Veneers Aided by a Fluorescing Luting Cement. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 12(1), 38-45. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11323832>
- Xiao, P. L. e Zhang, L. (2010). Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 19(6), 465–70. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00610.x
- Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa, Y. e Wang, Y. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*, 38(2), 87–94. doi: 10.1016/j.jdent.2010.05.007
- Yadav, T. K., Singh, A. K., Kumar, K. e Yadav, R. A. (2011). Luminescence and second harmonic generation in Eu<sup>3+</sup>/Eu<sup>2+</sup> embedded B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: LiNbO<sub>3</sub> non-linear glass–ceramics. *Optical Materials*. doi:10.1016/j.optmat.2011.06.002