



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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DE COR E RUGOSIDADE DE  
SUPERFÍCIE DE DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES  
ESTÉTICOS**

Trabalho submetido por  
**Sofia José Marques Pereira**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Setembro de 2015**





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

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DE COR E RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE DE DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES ESTÉTICOS**

Trabalho submetido por  
**Sofia José Marques Pereira**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes**

**Setembro de 2015**



*Live as if you were to die tomorrow. Learn as if you were to live forever.*

**Mahatma Gandhi**



## **Agradecimentos**

A elaboração do presente trabalho de investigação não seria possível sem a colaboração de todos aqueles que me auxiliaram durante todo o processo e percurso académico e aos quais quero, desde já, manifestar a minha gratidão.

À minha orientadora, Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes, por todo o apoio, disponibilidade e acompanhamento ao longo deste projeto.

Ao Prof. Doutor Mário Polido, por toda a disponibilidade e facilidade no acesso ao laboratório de Biomateriais.

Ao Prof. Doutor Jorge Caldeira, pela disponibilidade e acesso ao Microscópio de Forças Atómicas, pela prontidão e esclarecimento de todas as dúvidas.

Ao Prof. Doutor Luís Proença pela disponibilidade e ajuda no tratamento estatístico dos dados desta investigação.

Aos Técnicos de Prótese José Ribeiro, Luís Costa e Carla Ventura, e ao André Matão, pela disponibilidade e ajuda incansável que prestaram durante o processo de realização das amostras cerâmicas.

À Direção Clínica e ao Doutor João Rua pela disponibilização do sistema CAD-CAM da Clínica Universitária Egas Moniz e por toda a disponibilidade e simpatia durante o processo de realização das amostras de material nanocerâmico/resina.

Aos meus pais e ao meu irmão, por tornarem possível a concretização deste sonho e por toda a dedicação, carinho e transmissão de valores que definem a pessoa que sou hoje.

Ao Tiago, pela paciência incansável, apoio incondicional, incentivo e carinho.

À Sara e a todos os colegas de laboratório pelo companheirismo e incentivo durante toda a fase laboratorial.

À Mafalda, à Inês, à Pipa e a todos os amigos que me acompanharam ao longo desta caminhada, repleta de momentos únicos, tornando estes 5 anos inesquecíveis.

E, claro, ao Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, que foi para mim uma segunda casa durante estes 5 anos.



## **Resumo**

**Objetivo:** Comparar e avaliar, *in-vitro*, a rugosidade de superfície e estabilidade da cor entre diferentes materiais restauradores estéticos após termociclagem e imersão em várias soluções pigmentantes.

**Materiais e Métodos:** 100 discos (10x2mm) foram confeccionados a partir de VITA PM®9, IPS e.max Press, Lava™ Ultimate, Enamel™ plus Hri e de Filtek™ Supreme XTE segundo o protocolo do fabricante. Depois de colocadas em água destilada durante, pelo menos 24 horas, as amostras foram sujeitas a medições iniciais de rugosidade de superfície, com recurso a um Microscópio de Forças Atômicas, e de cor, com recurso a um Espectrofotómetro e ao sistema CIE L\* a\* b\*. Foram realizados 10.000 ciclos de termociclagem e feitas novas medições. As amostras foram posteriormente imersas em Água Destilada, Vinho Tinto, Coca-Cola® e Chá Preto durante 12 dias e foram realizadas as medições finais. Realizou-se análise descritiva e análise estatística inferencial.

**Resultados:** A estabilidade da cor e rugosidade de superfície dos materiais dentários apresentaram alterações após termociclagem e imersão em soluções pigmentantes. Após termociclagem, o VITAPM®9 e o Filtek™ Supreme XTE apresentaram  $\Delta E < 1$  e os restantes materiais  $1 < \Delta E \leq 3,3$ . O  $R_a$  do VITAPM®9 e IPS e.max Press aumentou e nos restantes materiais diminuiu. Após imersão em soluções pigmentantes o Enamel™ plus Hri imerso em vinho tinto apresentou a maior variação de cor ( $\Delta E = 25,7$ ). O vinho tinto foi a solução que originou maior variação de cor e a Coca-Cola® foi a solução que originou maiores alterações da rugosidade de superfície.

**Conclusões:** Verificaram-se diferenças significativas na rugosidade de superfície e estabilidade de cor após termociclagem, sugerindo relação das mesmas com a fadiga térmica. Ocorreu variação de cor em todos os materiais sendo que os pacientes devem ser alertados sobre as consequências dos seus hábitos alimentares.

**Palavras-Chave:** Rugosidade de Superfície, Estabilidade de Cor, Materiais Restauradores Estéticos, Envelhecimento.



## **Abstract**

**Objectives:** The aim of this study is to compare and evaluate, in vitro, the surface roughness and color stability between different aesthetic restorative materials after thermo-cycling and immersion in different pigment solutions.

**Methods:** 100 discs (10x2 mm) were made of VITAPM®9, IPS e.max Press, Lava™ Ultimate, Enamel™ plus Hri and Filtek™ Supreme XTE following manufacturers instructions. Once placed in distilled water for, at least 24 hours, the samples were subjected to initial surface roughness measurements, through the atomic force microscope, and color, through the spectrophotometer and the CIE L \* a \* b \* system. The samples were then submitted to 10.000 cycles of thermo-cycling and new measurements were taken. After that, the samples were immersed in distilled water, red wine, Coca-Cola® and black tea, over a period of 12 days and final measurements were performed. At the end descriptive and inferential statistical analysis were performed.

**Results:** Color stability and surface roughness of dental materials present changes after thermo-cycling and immersion in pigment solutions. After thermo-cycling, VITA®PM9 and Filtek™ Supreme XTE showed  $\Delta E < 1$  and all the others materials showed  $1 < \Delta E \leq 3,3$ . VITA®PM9 and IPS e.max Press demonstrated increases in  $R_a$  values and the other materials showed decreases. After the immersion in pigment solutions Enamel™ plus Hri immersed in red wine showed the highest color change ( $\Delta E = 25,7$ ). Red wine showed the highest color change and Coca-Cola® showed the highest changes in surface roughness.

**Conclusions:** Statistical significant differences were verified in surface roughness and color stability after thermo-cycling suggesting a relationship between then and thermal fatigue. Color changes occurred in all materials which shows the importance of alert patients about the consequences of their eating habits.

**Keywords:** Surface Roughness, Color Stability, Aesthetic Dental Materials, Aging.



## Índice

I. Introdução.....	19
1. Conceitos estéticos .....	19
2. Resinas Compostas .....	20
a. Resinas Macroparticuladas .....	22
b. Resinas Microparticuladas .....	23
c. Resinas Híbridas .....	23
d. Resinas Microhíbridas .....	23
e. Resinas Nanoparticuladas .....	24
3. Cerâmicas .....	24
a. Cerâmicas Vítreas .....	27
b. Cerâmicas de Alumina.....	29
c. Cerâmicas de Zircónia .....	30
4. Materiais restauradores híbridos.....	31
5. Cor .....	31
a. Propriedades óticas primárias .....	32
b. Propriedades óticas secundárias.....	34
c. Aparelhos medidores de cor .....	35
6. Pigmentação .....	37
a. Pigmentação Intrínseca .....	38
b. Pigmentação Extrínseca.....	38
7. Rugosidade de Superfície .....	39
b. Aparelhos medidores da rugosidade de superfície.....	40
8. Termociclagem .....	41
II. Objetivos .....	43
III. Materiais e Métodos .....	45
1. Confeção de amostras .....	45

2. Medição de cor e rugosidade .....	50
IV. Resultados .....	55
1. Termociclagem .....	57
a. Cor .....	57
b. Rugosidade de superfície .....	60
2. Imersão em pigmentos.....	61
a. Cor .....	61
b. Rugosidade de superfície .....	64
V. Discussão.....	65
VI. Conclusões .....	77
VII. Bibliografia.....	79
VIII. Anexos	

## Índice de figuras

<b>Figura 1</b> – Classificação das cerâmicas com base na sua microestrutura: A – Policristalina; B – Cerâmica vítrea com partículas de enchimento; C – Cerâmica predominantemente vítrea. ....	26
<b>Figura 2</b> – Propriedades de corpos: A – Transparentes; B – Translúcidos e C – Opacos .....	32
<b>Figura 3</b> - Sistema de cor de Munsell.....	33
<b>Figura 4</b> – A percepção da cor das resinas compostas que simulam a dentina pode ser afetada pelo valor das resinas compostas que simulam o esmalte .....	34
<b>Figura 5</b> – Translucidez do esmalte.....	35
<b>Figura 6</b> – Sistema CIE L* a* b* .....	36
<b>Figura 7</b> – Materiais Utilizados: A - Enamel™ plus Hri; B - Filtek™ Supreme XTE; C – Lava™ Ultimate; D - IPS e.max Press; E - VITAPM®9 .....	45
<b>Figura 8</b> – Matriz metálica (10 x 2 mm) para confecção de discos de resina (ISCSEM)46	
<b>Figura 9</b> – Utilização de uma régua ortodôntica para medição de 0,5 mm para estratificação de esmalte (resina composta) .....	47
<b>Figura 10</b> – Fotopolimerização da última camada de resina composta das amostras com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr - Middleton, USA) .....	47
<b>Figura 11</b> – Disco modelo (10 x 2 mm) através do software SOLIDWORKS® Standard .....	48
<b>Figura 12</b> – Design da inclusão de 4 discos no bloco de Lava™ Ultimate através do software EasyShape CAM.....	48
<b>Figura 13</b> – Discos de Lava™ Ultimate e sistema de acabamento e polimento extra-oral para Lava Ultimate - Diashine®.....	48
<b>Figura 14</b> – Processo de confecção de amostras de cerâmica (ISCSEM/ESSEM, Monte da Caparica, Portugal) .....	49
<b>Figura 15</b> – Estufa de Incubação - Memmert INE 400 (Memmert, Germany) .....	50
<b>Figura 16</b> – A - Enamel™ plus Hri; B - Filtek™ Supreme XTE; C – Lava™ Ultimate; D - VITAPM®9; E - IPS e.max Press. ....	50
<b>Figura 17</b> – Soluções Pigmentantes: A – Vinho tinto; B – Chá preto; C – Coca-Cola®; D – Água destilada. ....	51
<b>Figura 18</b> – Frasco e suporte metálico utilizado para efetuar as medições de cor.....	51
<b>Figura 19</b> – Spectro-Shade Micro (MHT - Niederhasli, Switzerland).....	51

<b>Figura 20</b> – A – Marcação de amostras para medição da rugosidade de superfície; B, C e D – Microscópio de Forças Atómicas (ISCSEM, Monte da Caparica, Portugal) .....	52
<b>Figura 21</b> – Termociclador- Refri 200 E (ALARAB, Parede, Portugal).....	53
<b>Figura 22</b> – Esquema do protocolo laboratorial. ....	54
<b>Figura 23</b> – Superfície da IPS e.max Press observada ao MFA (20x20 µm).....	56
<b>Figura 24</b> – Superfície da VITAPM®9 observada ao MFA (20x20 µm).....	56
<b>Figura 25</b> – Superfície do Lava™ Ultimate observada ao MFA (20x20µm).....	56
<b>Figura 26</b> – Superfície do Filtek™ Supreme XTE observada ao MFA (20x20µm) ....	57
<b>Figura 27</b> – Superfície do Enamel™ plus Hri observada ao MFA (20x20µm) .....	57
<b>Figura 28</b> – Amostras após imersão em soluções pigmentantes: 1 - VITAPM®9; 2- IPS e.max Press; 3 - Lava™ Ultimate; 4 - Filtek™ Supreme XTE; 5 - Enamel™ plus Hri; A – Água Destilada; B – Coca-Cola®; C – Chá; D – Vinho tinto.....	63

## Índice de tabelas

<b>Tabela 1</b> – Cerâmicas vítreas .....	28
<b>Tabela 2</b> – Cerâmicas de alumina .....	29
<b>Tabela 3</b> – Cerâmicas de zircónia .....	30
<b>Tabela 4</b> – Materiais utilizados – Nanocerâmica/resina e cerâmica.....	45
<b>Tabela 5</b> – Materiais utilizados – Resinas compostas .....	46
<b>Tabela 6</b> – Valores médios iniciais de $R_a$ .....	56
<b>Tabela 7</b> – Alguns estudos <i>in vitro</i> do efeito da termociclagem na estabilidade de cor de diversos materiais ( <sup>1</sup> -Resina composta indireta; <sup>2</sup> -Cerâmica; <sup>3</sup> -Resina composta direta) .....	65
<b>Tabela 8</b> – Alguns estudos <i>in vitro</i> do efeito da termociclagem na rugosidade de superfície de diversas resinas compostas ( <sup>1</sup> - <i>Giomer</i> ; <sup>2</sup> - Microhíbrida; <sup>3</sup> - Nanoparticulada; <sup>4</sup> - Híbrida heterogénea; <sup>5</sup> - Híbrido com filamentos pré-polimerizados; <sup>6</sup> - Microparticulada) .....	68
<b>Tabela 9</b> – Alguns estudos <i>in vitro</i> das alterações de cor de diversos materiais após imersão em soluções pigmentantes .....	70

## Índice de gráficos

<b>Gráfico 1</b> – Comparação dos valores médios de $\Delta L^*$ dos diferentes materiais após termociclagem .....	58
<b>Gráfico 2</b> – Comparação dos valores médios de $\Delta a^*$ dos diferentes materiais após termociclagem .....	58
<b>Gráfico 3</b> – Comparação dos valores médios de $\Delta b^*$ dos diferentes materiais após termociclagem .....	59
<b>Gráfico 4</b> – Comparação dos valores médios de $\Delta E$ dos diferentes materiais após termociclagem .....	60
<b>Gráfico 5</b> – Comparação dos valores médios de $\Delta R_a$ dos diferentes materiais após termociclagem .....	60
<b>Gráfico 6</b> – Comparação dos valores médios globais de $\Delta L^*$ dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes.....	61
<b>Gráfico 7</b> – Comparação dos valores médios globais de $\Delta b^*$ dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes.....	62
<b>Gráfico 8</b> – Comparação dos valores médios globais de $\Delta b^*$ dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes.....	62
<b>Gráfico 9</b> – Comparação dos valores médios globais de $\Delta E$ dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes.....	63
<b>Gráfico 10</b> – Comparação dos valores de $\Delta R_a$ dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes .....	64

## Lista de Siglas

<b>Bis-EMA</b>	<i>Ethoxylated bisphenol <math>\alpha</math>-glycol dimethacrylate</i>
<b>Bis-GMA</b>	<i>Bisphenol <math>\alpha</math>-diglycidyl methacrylate</i>
<b>CAD/CAM</b>	<i>Computer-aided design and computer-aided manufacturing</i>
<b>CIE</b>	<i>Commission Internationale de L'Eclairage</i>
<b>MEV</b>	Microscopia eletrónica de varrimento
<b>MFA</b>	Microscópio de forças atómicas
<b>MPS</b>	<i>3-trimethoxysilyl propyl methacrylate</i>
<b>PPRF</b>	<i>Pre-polymerized resin fillers</i>
<b>TEGDMA</b>	<i>Triethylene glycol dimethacrylate</i>
<b>UDMA</b>	<i>Urethane dimethacrylate</i>
<b>UV</b>	Ultravioleta



## I. Introdução

Na sociedade atual, uma aparência física agradável é considerada um fator de elevada importância. Em relações interpessoais, as características que mais se destacam são os olhos e a boca, atribuindo por isso um grande significado ao terço inferior da face (Dudea et al., 2012). A estética facial e dentária desempenha um importante papel na autoconfiança e aparência física de um indivíduo, podendo mesmo ter repercussões em termos de impacto social e de carreira, não devendo por isso ser menosprezada pelo Médico Dentista (Witt & Flores-mir, 2011).

Dada a importância dos factos supramencionados, a satisfação dos pacientes em Medicina Dentária é maioritariamente conseguida através de tratamentos que incorrem da estética dentária (Poljak-Guberina, Celebic, Powers, & Paravina, 2011), sendo as restaurações antigas um dos principais fatores de queixa por parte dos pacientes insatisfeitos com a mesma (Fradeani, 2004).

Nos dias de hoje temos ao nosso dispor múltiplos materiais que podem ser utilizados em restaurações estéticas, sendo por este motivo importante conhecer as suas propriedades óticas, mecânicas e físicas para garantir o sucesso das reabilitações (Arocha et al., 2014).

Pretende-se com este trabalho avaliar e comparar a suscetibilidade à pigmentação e rugosidade de superfície de 5 materiais utilizados pelos Médicos Dentistas para reabilitar zonas estéticas, antes e após serem submetidos a técnicas de envelhecimento, nomeadamente termociclagem e imersão em várias soluções pigmentantes, que pretendem simular condições semelhantes às presentes na cavidade oral durante um período de 1 ano.

### 1. Conceitos estéticos

Em 1878, Margaret Hungerford afirmou “beauty is altogether in the eye of the beholder”. Apesar de antigo, este é um conceito atual que considera a beleza como um ideal subjetivo, já que varia consoante o observador. Cabe ao médico dentista ser capaz de aliar os princípios científicos da estética à sua capacidade artística, para que se torne possível atingir um sorriso dito ideal, que se adeque a cada paciente (P. K. Sharma & Sharma, 2012).

Para cada pessoa um sorriso pode ter significados diferentes, dependendo da cultura e meio social que a rodeia. A percepção de beleza pelo paciente pode adotar diferentes configurações que podem não ser coincidentes com a do médico dentista (N. Sharma, Rosenstiel, Fields, & Beck, 2012).

Numa sociedade moderna caracterizada pelo aumento da importância atribuída ao aspecto físico, os pacientes procuram cada vez mais ter uma aparência física agradável onde um sorriso bonito é parte integrante de uma maior autoestima. Por todas as razões acima referidas, torna-se perceptível o motivo pelo qual as restaurações estéticas representam um dos maiores fatores impulsionadores na procura de tratamentos dentários nos dias de hoje (Dudea et al., 2012).

Considerando que os tratamentos restauradores exigem aos Médicos Dentistas a capacidade de conjugar ciência e arte, é importante ter presente que a estética de uma restauração só pode ser alcançada através da combinação de quatro fatores fundamentais: posição, contorno, textura e cor. A cor, apesar de não ser considerada o factor mais importante para o sucesso de uma restauração, pode ser considerada fundamental para o aceite do tratamento por parte do paciente (Bhat, Prasad, Sood, & Bhat, 2011; Sikri, 2010).

Cabe ao profissional ter a capacidade de avaliar o dente como uma estrutura composta, com múltiplas camadas de diferentes espessuras, opacidades e propriedades óticas de superfície de modo a alcançar uma restauração, não só estética e atrativa mas, principalmente, com uma aparência natural (Bhat et al., 2011; Sikri, 2010).

## 2. Resinas Compostas

As resinas compostas constituem uma das grandes opções para os Médicos Dentistas no que respeita à realização de tratamentos restauradores. Tendo a capacidade de substituir e imitar o tecido dentário quer em aparência quer em função, podem ser consideradas como um dos grandes êxitos obtidos pela pesquisa de biomateriais (Cramer, Stansbury, & Bowman, 2011).

As resinas compostas surgiram por volta dos anos 50 como resposta às falhas apresentadas pela resina acrílica na área da Dentisteria conservadora. Foi também por volta desta altura, em 1955, que se começaram a dar os primeiros passos na adesão ao

esmalte com a introdução do ácido ortofosfórico por parte de Buonocore. O monómero Bis-GMA (*Bisphenol  $\alpha$ -diglycidyl methacrylate*) surgiu em 1962 pela mão de Bowen, numa tentativa de encontrar uma solução para melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas. No entanto, estas primeiras resinas compostas apresentavam vários problemas, nomeadamente, consistiam numa base em forma de pasta que era posteriormente misturada com o catalisador originando dificuldades no processo e proporções de mistura, e na estabilidade da cor (García, Lozano, Vila, Escribano, & Galve, 2006).

A introdução de resinas compostas fotopolimerizáveis deu-se apenas em 1970, reduzindo substancialmente os problemas acima referidos. Começou por utilizar-se luz ultravioleta com 365 nm, no entanto, a polimerização superficial e os efeitos colaterais iatrogénicos levaram à introdução da luz visível com 427-491 nm, utilizada nos dias de hoje (García et al., 2006).

As resinas compostas como se conhecem hoje, são constituídas maioritariamente por uma matriz orgânica à base de resina, por partículas de enchimento inorgânicas ou fase dispersa e por um agente de ligação, um organosilano (da Silva et al., 2014).

A matriz orgânica pode ser constituída por diversos monómeros como o Bis-GMA, o Bis-EMA (*Ethoxylated bisphenol  $\alpha$ -glycol dimethacrylate*), o UDMA (*Urethane dimethacrylate*), e o TEGDMA (*Triethylene glycol dimethacrylate*), sendo o primeiro, o monómero atualmente utilizado de forma predominante na maioria das resinas compostas. Uma vez que este monómero apresenta elevada viscosidade, deve ser diluído com monómeros mais fluídos como é o caso do TEGDMA. Devido à sua baixa viscosidade e notáveis características de copolimerização, o TEGDMA permite reduzir a contração de polimerização, o envelhecimento e os efeitos negativos resultantes de fatores ambientais, como mudanças de temperatura e acidez (Chen, 2010; Ferracane, 2011).

A fase dispersa, formada por partículas inorgânicas de enchimento, constitui a maior parte das resinas compostas. Pode ser composta por diversos materiais inorgânicos, como o quartzo, a sílica coloidal e o vidro, que contêm Bário, Estrôncio e Zircônio. Estas partículas permitem que a resina composta melhore o seu comportamento aumentando o módulo de elasticidade e a força, reduzindo a contração de polimerização, a absorção de água e o coeficiente de expansão térmica, e que seja dotada de opacidade facilitando a monotorização radiográfica por parte do Médico Dentista (Chen, 2010; Drummond, 2008).

Para que seja possível a união da fase dispersa e da matriz orgânica, as resinas compostas necessitam de um agente de ligação. O agente de ligação mais frequentemente utilizado é o *3-trimethoxysilyl propyl methacrylate* (MPS), um organossilano, que contém um grupo silano que permite a união à superfície das partículas, e um grupo metacrilato que se liga de forma covalente à resina quando a sua fotopolimerização, terminando assim o processo de união. Uma correta união dos dois componentes permite melhorar as propriedades físicas e mecânicas da resina composta e impedir a penetração de água no seu interior (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Para além dos 3 constituintes major, as resinas compostas contêm ainda um sistema de ativação/iniciação de polimerização com radicais livres, pigmentos, um inibidor de polimerização que permite o armazenamento e previne a fotopolimerização antecipada dos monómeros e, por último, um absorvedor de radiação ultravioleta (UV) que melhora a estabilidade da cor (Anusavice et al., 2013).

Atualmente existe disponível uma grande oferta de mercado no que diz respeito a resinas compostas. Para facilitar a escolha dos Médicos Dentistas neste âmbito, foram surgindo inúmeros sistemas de classificação, sendo que um dos mais utilizados se baseia nas características das partículas inorgânicas, especialmente no seu tamanho (García et al., 2006).

As resinas compostas foram evoluindo desde as tradicionais macroparticuladas, microparticuladas, híbridas, microhíbridas, até às mais recentes nanoparticuladas (Lu, Lee, Oguri, & Powers, 2006).

#### a. Resinas Macroparticuladas

Apesar de já não serem utilizadas na prática clínica, as resinas macroparticuladas podem ser encontradas em restaurações antigas presentes em pacientes de idade avançada, uma vez que foram as primeiras resinas compostas a surgir no mercado. Eram constituídas por 75% a 80% de partículas inorgânicas que tinham em média 8 $\mu$ m, o que as tornava de difícil polimento e originava uma textura de superfície exageradamente rugosa. Esta textura de superfície promovia uma pigmentação das restaurações devido a fatores extrínsecos, criando assim a necessidade de desenvolvimento de um material que

apresentasse melhores características de superfície e fazendo com que este caísse em desuso (Heymann, Swift Jr., & Ritter, 2013).

#### b. Resinas Microparticuladas

As resinas microparticuladas são assim chamadas para enfatizar o facto de serem constituídas por partículas microscópicas. Têm na sua constituição partículas reforçadas de sílica esférica amorfa com um tamanho médio de 40 nm. Devido ao facto de serem constituídas por um baixo número de partículas inorgânicas, estas resinas tornam-se relativamente fracas, motivando a adição de PPRF (pre-polymerized resin fillers) altamente particulados ao seu conteúdo por parte de alguns fabricantes, numa tentativa de melhorar a sua resistência. Este tipo de resina composta é mais fácil de polir, sendo por isso uma boa opção para zonas estéticas, no entanto a sua fraca resistência torna-a inapropriada para zonas de tensão (Ferracane, 2011). Estudos recentes indicam que as resinas microparticuladas apresentam o melhor comportamento em termos de rugosidade de superfície e retenção de brilho, sugerindo que são as mais indicadas para camadas superficiais de regiões anteriores estéticas (da Silva et al., 2014).

#### c. Resinas Híbridas

As resinas híbridas são constituídas por partículas que variam entre os 0,04  $\mu\text{m}$  e os 4  $\mu\text{m}$ . O seu alto teor em partículas inorgânicas permite-lhes ter melhores características mecânicas e melhor resistência à descoloração interna que as resinas microparticuladas, no entanto não atingem as suas propriedades estéticas, uma vez que o seu polimento não é tão eficaz. São produzidas através da combinação da tecnologia utilizada nas resinas tradicionais e microparticuladas e têm indicação clínica para restaurações em setores anteriores e posteriores (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013).

#### d. Resinas Microhíbridas

As resinas Microhíbridas são constituídas em 75% a 85% do seu peso por partículas inorgânicas que podem variar entre os 0,4 a 0,1  $\mu\text{m}$ . Devido ao seu elevado teor em partículas inorgânicas, são dotadas de características físicas e mecânicas superiores às dos

compósitos tradicionais. Têm boas propriedades no que refere ao grau de facilidade de polimento e à sua resistência mecânica, podendo ser utilizadas tanto em dentes anteriores como posteriores. Pelos motivos referidos anteriormente, são habitualmente chamadas de universais (Ferracane, 2011; Heymann et al., 2013).

#### e. Resinas Nanoparticuladas

As resinas nanoparticuladas constituem o progresso mais recente desta área. O tamanho das suas partículas traduz-se à nanoescala e pode variar entre 1-100nm. Foram desenvolvidas numa tentativa de combinar o comportamento mecânico das resinas híbridas ou microhíbridas com as propriedades de superfície e polimento das resinas microparticuladas. Devido ao facto de serem fabricadas com estas nanopartículas e de terem um elevado volume de enchimento, apresentam baixos índices de contração. Estudos recentes indicam que estas resinas apresentam comportamento similar ou até superior ao das resinas híbridas, apresentando melhor resistência e elevadas propriedades de polimento e retenção de brilho. Atualmente verifica-se também a introdução de nanopartículas nos compósitos híbridos originando os compósitos nanohíbridos (da Silva et al., 2014; Heymann et al., 2013; Janus, Fauxpoint, Arntz, Pelletier, & Etienne, 2010).

### 3. Cerâmicas

“keramos” é o termo grego que está na origem da palavra cerâmica. Significa queimar algo, querendo mostrar que a cerâmica é produzida através de um processo de queima ou aquecimento (Babu, Alla, Alluri, Datla, & Konakanchi, 2015).

Segundo a *American Ceramic Society*, a cerâmica é definida como um material inorgânico não-metálico e geralmente de natureza cristalina, que resulta da interação de elementos metálicos (alumínio, cálcio, zircónio, entre outros) e não metálicos (oxigénio, silício, nitrogénio, entre outros) (Babu et al., 2015).

Desde os primórdios da humanidade que a cerâmica tem um papel influente na sociedade. Ferramentas do tipo cerâmico eram utilizadas na idade da pedra por pescadores, caçadores e coletores mas só em 1789, pelas mãos de Chemant e Duchateau, surgiu o primeiro material dentário de porcelana (composição cerâmica) (Anusavice et al., 2013).

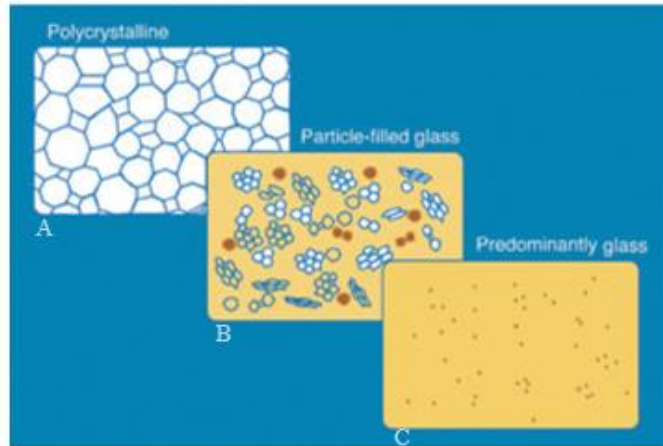
O interesse de pacientes e médicos dentistas por estes materiais aumentou após Land ter introduzido, em 1903, a primeira coroa de porcelana feldspática. No entanto, este tipo de cerâmica possuía elevada suscetibilidade à fratura levando à necessidade de criar alternativas para este problema. Estas surgiram primeiramente em 1960, com o desenvolvimento dos ainda populares sistemas de fundição de porcelana com o metal. Cinco anos depois McLean, numa tentativa de melhorar as propriedades mecânicas e físicas da porcelana feldspática, desenvolveu a introdução de alumina ( $Al_2O_3$ ) na sua composição (Conrad, Seong, & Pesun, 2007; Höland, Schweiger, Watzke, Peschke, & Kappert, 2008).

A procura contínua de estética por parte dos pacientes levou a que Adair e Grossman, em 1984, desenvolvessem as propriedades dos sistemas totalmente cerâmicos através da cristalização controlada de vidro e da introdução de uma cerâmica vítrea fresada por processos mecânicos. Em 1990 deu-se a introdução do zircónio no campo da dentisteria através de núcleos para coroas, da cerâmica vítrea de injeção constituída por 34% de leucite e da cerâmica vítrea de injeção constituída por 70% de cristais de dissilicato de lítio, esta última contém mais do dobro da resistência à fratura que a anterior (Anusavice et al., 2013; Conrad et al., 2007).

Atualmente, as cerâmicas são compostas essencialmente por minerais cristalinos e uma matriz vítrea. A sua composição é de elevada importância, uma vez que determina as características da cerâmica, ou seja, cerâmicas que contenham maior composição vítrea são mais estéticas e translúcidas, contudo a sua resistência à fratura e as suas propriedades mecânicas são menores. Seguindo o mesmo princípio, cerâmicas com uma fase cristalina maior são dotadas de ótimas propriedades mecânicas, contudo as suas propriedades estéticas são menores (Babu et al., 2015; Daswani, Aras, Chitre, & Rajagopal, 2014).

Nos dias de hoje não existe uma classificação universal para as cerâmicas, sendo que várias classificações são possíveis. Podem ser classificadas consoante a sua microestrutura (cerâmicas predominantemente vítreas, cerâmicas vítreas com partículas de enchimento ou cerâmicas policristalinas), temperatura de fusão (alta, média, baixa ou ultra-baixa fusão), aplicação (cerâmicas estéticas ou cerâmicas estruturais) e técnica de processamento (pó/líquido, prensadas ou maquinadas) (Babu et al., 2015; Daswani et al., 2014; J. R. Kelly, 2008; McLaren & Cao, 2009).

Relativamente à sua estrutura (figura 1), as cerâmicas predominantemente vítreas são constituídas por um elevado teor vítreo, o que as torna dotadas de melhores propriedades óticas permitindo-lhes, desta forma, melhor mimetização das propriedades e características do esmalte e da dentina. Podem também ser preenchidas com corantes e opacificadores para melhorar a estética, no entanto são as cerâmicas com menor



**Figura 1** – Classificação das cerâmicas com base na sua microestrutura: A – Policristalina; B – Cerâmica vítrea com partículas de enchimento; C – Cerâmica predominantemente vítrea (Retirado de J. Kelly & Benetti, 2011).

resistência à fratura devido ao seu fraco teor em partículas de enchimento. Estas cerâmicas são porcelanas feldspáticas e pertencem à família das cerâmicas constituídas por alumino-silicatos, devido ao facto da matriz vítrea destas cerâmicas ser formada principalmente por minerais feldspáticos com o auxílio de óxido de silício e óxido de alumínio (J. Kelly & Benetti, 2011; J. R. Kelly, 2008).

As cerâmicas com partículas de enchimento podem ser de natureza cristalina ou vítrea com elevado ponto de fusão, tendo sido criadas com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas como a força e a contração e expansão térmicas. São cerâmicas que podem conter entre 35 a 70 % de partículas de enchimento e foram produzidas de forma a combinar uma estética aceitável com boas propriedades mecânicas. As partículas de enchimento podem ser cristais de dissilicato de lítio, partículas de alumina, partículas de espinélio aluminato de magnésio ou uma combinação de 70% de alumina e 30% de zircónio (J. R. Kelly, 2008).

As cerâmicas policristalinas são cerâmicas monofásicas. Formam estruturas densas policristalinas em que os átomos se encontram organizados de forma regular, livres de ar e de qualquer matriz vítrea, através da junção direta de diversos cristais. Esta constituição torna-as mais resistentes à fratura que as cerâmicas vítreas, no entanto, têm como

desvantagem o facto de se tornarem mais opacas e difíceis de reproduzir em formas complexas. Pelos motivos acima referidos, estas cerâmicas, de que são exemplo a alumina e a zircónia, não têm indicação para zonas anteriores estéticas podendo aí ser utilizadas como substrutura com um revestimento estético de cerâmica vítrea (J. Kelly & Benetti, 2011; McLaren & Cao, 2009).

De forma a clarificar estas classificações, alguns autores dividem as cerâmicas em três grupos distintos de acordo com o material dos seus núcleos: cerâmicas vítreas, cerâmicas de alumina ou cerâmicas de zircónia (Conrad et al., 2007).

#### a. Cerâmicas Vítreas

As cerâmicas vítreas são um material com características bastante favoráveis e que se encontram amplamente utilizadas no campo da dentisteria restauradora. Ao longo dos anos, as suas propriedades físicas e mecânicas têm sido continuamente melhoradas para possibilitar a existência de cerâmicas vítreas atuais com uma elevada resistência à fratura, ao choque térmico e à erosão. Esta evolução só foi possível devido à inclusão de cristais uniformemente dispersos na matriz vítrea que, em função do seu tamanho, quantidade e composição química, vão influenciar a translucidez e resistência das cerâmicas. Esses cristais podem variar entre alumínio, magnésio, leucite e dissilicato de lítio (Pini et al., 2012).

As cerâmicas vítreas dividem-se em cerâmica feldspática, cerâmica reforçada por leucite e cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (tabela 1).

**Tabela 1** – Cerâmicas vítreas (Adaptado de Giordano & McLaren, 2010; Guess et al., 2011; J. Kelly & Benetti, 2011; Pini et al., 2012)

	Composição	Propriedades Óticas	Resistência à flexão	Indicação	Técnica de fabrico	
Cerâmicas Vítreas	<b>Cerâmica feldspática</b>	Família dos aluminosilicatos;  Tem como componente principal dióxido de silício (também denominado por sílica ou quartzo).	Grande translucidez;  Ótimas propriedades estéticas.	60 a 70 MPa;  Fracas propriedades mecânicas.	Facetas estéticas;  Recobrimento de infraestruturas metais ou cerâmicas.	Estratificada  Pó + Líquido
	<b>Cerâmica reforçada por leucite</b>	Adição de 35% a 50% de leucite no conteúdo das cerâmicas vítreas.	Índice de refração semelhante ao da cerâmica feldspática.	Resistência ligeiramente superior à da cerâmica feldspática devido à presença dos cristais de leucite.	<i>Inlays, onlays</i> e coroas de zonas estéticas;  Diminuição da procura devido à introdução das cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio no mercado.	Prensada; Maquinada (CAD/CAM).
	<b>Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio</b>  (Introduzida pela Ivoclar Vivadent AG - Schaan, Liechtenstein)	Aumento em 70% do conteúdo cristalino das cerâmicas vítreas,  Matriz vítrea altamente particulada e formada por silicato de lítio com micro cristais de dissilicato de lítio e de ortofosfato de lítio.	Boa translucidez devido ao baixo índice de refração dos cristais de dissilicato de lítio.	Boa resistência à flexão (440 MPa) devido ao aumento e forma do conteúdo cristalino.	Aplicação monolítica em <i>onlays, inlays</i> e coroas posteriores;  Produção de núcleos de coroas ou próteses fixas em regiões anteriores	Prensada; Maquinada (CAD/CAM).

## b. Cerâmicas de Alumina

Foram introduzidas pela primeira vez em 1965 por McLean e Hugdes com o objetivo de melhorar a resistência à fratura das reabilitações totalmente cerâmicas. Atualmente estas cerâmicas podem ser denominadas de sistemas cerâmicos infiltrados por vidro, podendo ser subclassificados (tabela 2) em sistemas de alumina parcialmente sintetizada (In-Ceram Alumina, VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany), de espinélio aluminato de magnésio (In-Ceram Spinell, VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) ou de núcleos de zircônio-alumina (In-Ceram Zircónia, VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) (Anusavice et al., 2013; Guess et al., 2011). Na tabela 2 é realizada uma análise mais incisiva sobre este tipo de cerâmicas.

**Tabela 2** – Cerâmicas de alumina (Adapatado de Anusavice et al., 2013)

		Composição	Propriedades Óticas	Resistência à flexão	Indicação	Técnica de fabrico
Cerâmicas de Alumina	<b>In-Ceram Alumina</b> (VITA Zahnfabrik – Bad Säckingen, Germany)	Sistemas de alumina parcialmente sintetizada  Contém 85% de Alumina		600 Mpa		
	<b>In-Ceram Spinell</b> (VITA Zahnfabrik – Bad Säckingen, Germany)	Sistemas de espinélio aluminato de magnésio	Boa translucidez	350 MPa	Núcleos de coroas;  Infraestruturas de próteses parciais fixas de 3 elementos  (anteriores ou posteriores)	<i>Slip-casting</i> (modelagem por suspensão)
	<b>In-Ceram Zircónia</b> (VITA Zahnfabrik – Bad Säckingen, Germany)	Sistemas de núcleos de zircônio-alumina;  Adição de 35% óxido de zircônio parcialmente estabilizado.			620 Mpa	

c. Cerâmicas de Zircónia

A zircónia, devido às suas excelentes propriedades mecânicas, tem ganho ao longo dos últimos anos um lugar de destaque no campo da dentisteria. Foi introduzida na Medicina Dentária no início dos anos 90 e desde essa altura o seu desenvolvimento tem sido exponencial. É dotada de baixa condutividade térmica, baixo potencial corrosivo, boa radiopacidade, elevada biocompatibilidade, baixa adesão bacteriana à superfície e propriedades óticas favoráveis (Guess et al., 2011). Na tabela 3 é realizada uma análise mais incisiva sobre este tipo de cerâmicas.

**Tabela 3** - Cerâmicas de zircónia (Adaptado de Denry & Kelly, 2008; Giordano & McLaren, 2010; Guess et al., 2011)

	Composição	Propriedades Óticas	Resistência à flexão	Indicação	Técnica de fabrico
Cerâmicas de Zircónia	3 Fases diferentes dependentes da temperatura:				
	Formulações mais frequentes:	- Fase monocíclica (aquecida até 1170°C);			
	Zircónia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP);	- Fase tetragonal (entre os 1170°C e os 2370°C);	900 a 1200 MPa;	Restaurações totalmente cerâmicas;	Maquinada (CAD/CAM).
	Zircónia parcialmente estabilizada (Mg-PSZ);	- Fase cúbica (entre os 2370°C e o ponto de fusão);	Tem as melhores propriedades mecânicas alguma vez descritas em cerâmicas.	Unitárias ou multiunitárias; Áreas posteriores de elevado <i>stress</i> .	
Cerâmica alumina-zircónia (ZTA)	Adição de óxidos de cálcio, de magnésio, de ítrio e de cério permite manter uma fase tetragonal estabilizada à temperatura ambiente.				

#### 4. Materiais restauradores híbridos

A tecnologia de *computer-aided design and computer-aided manufacturing* (CAD/CAM) tem despertado um grande interesse por parte dos Técnicos de Prótese e Médicos Dentistas, levando os fabricantes a desenvolver novos materiais adequados à mesma. Foi segundo este conceito que surgiu em 2000 o Paradigm MZ100 (3M ESPE - St. Paul, Minnesota, USA), um bloco de compósito polimérico baseado na composição química do compósito Z100 (3M ESPE - St. Paul, Minnesota, USA), mas com diferente método de produção. Este produto levou ao recente desenvolvimento do Lava™ Ultimate (3M ESPE - St. Paul, Minnesota, USA) iniciando-se uma nova era caracterizada por materiais nano cerâmicos/resinas (Ruse & Sadoun, 2014).

Estes materiais incluem o Vita Enamic® (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany), uma cerâmica feldspática polimérica infundida e o Lava™ Ultimate (3M ESPE - St. Paul, Minnesota, USA), uma nanocerâmica reforçada por polímeros (Lawson & Burgess, 2015) que afirmam combinar as propriedades das cerâmicas e das resinas compostas num só (Acar, Yilmaz, Altintas, Chandrasekaran, & Johnston, 2015).

O Lava™ Ultimate (3M ESPE - St. Paul, Minnesota, USA), consiste numa resina composta altamente particulada contendo *clusters* de partículas nanocerâmicas com um tamanho médio de 5-20 nm (Lawson & Burgess, 2015). Este material apresenta alta resistência sob forças de compressão e uma resistência à fratura melhor ou comparável à de cerâmicas vítreas e de zircónia, podendo ser uma alternativa viável à cerâmica no que se refere à confecção de *inlays* (Acar et al., 2015).

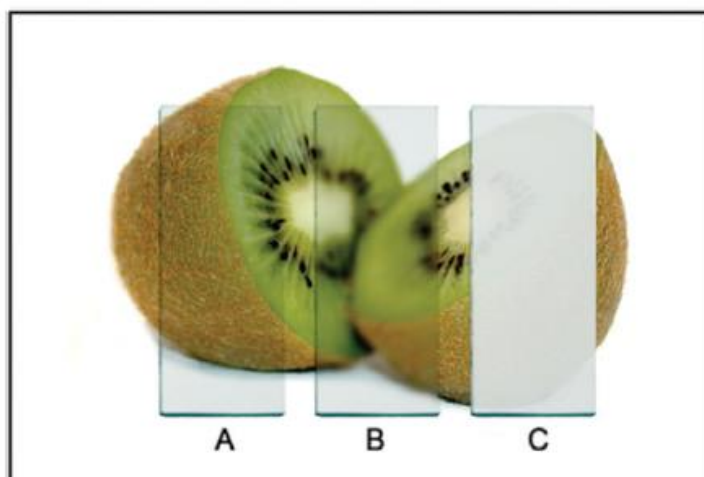
O Vita Enamic® (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) é outro representante da classes de materiais nanocerâmicos/resinas que segundo a literatura apresenta propriedades mecânicas de nível intermédio quando comparadas com as das cerâmicas e das resinas compostas (Acar et al., 2015).

#### 5. Cor

Falar em cor significa o mesmo que falar em luz, visto que a cor se origina a partir da capacidade de reflexão de luz por um objeto. A luz consiste numa radiação eletromagnética entre os 380 e 770 nm que pode ser captada pelo olho humano

estimulando os sensores neurais da retina a enviar um sinal que vai ser interpretado no córtex visual do cérebro sobre a forma de cor (Sikri, 2010).

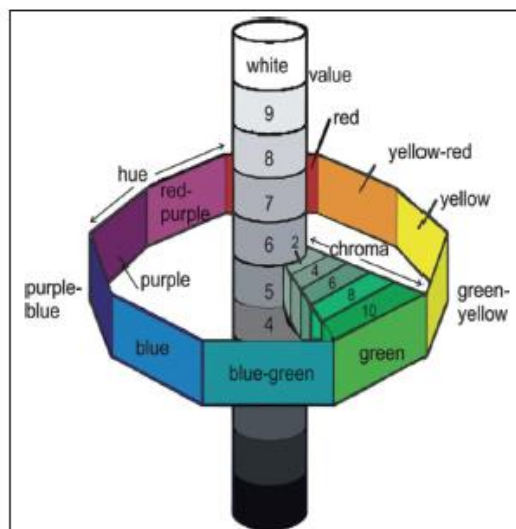
A percepção da cor de um objeto é determinada pelas propriedades físicas e óticas intrínsecas às ondas eletromagnéticas, isto é, um objeto adquire a cor da luz refletida pelo mesmo. Como demonstrado na figura 2, objetos transparentes permitem a transmissão de luz, objetos opacos apenas refletem e absorvem e objetos translúcidos difundem, transmitem e absorvem. Sendo o dente semitranslúcido, a luz que se dispersa pela sua superfície pode ser refletida, absorvida, refratada ou difundida, tornando o processo da escolha de cor bastante complexo (Sikri, 2010; Villarroel, Fahl, De Sousa, & De Oliveira, 2011).



**Figura 2** – Propriedades de corpos: A – Transparentes; B – Translúcidos e C – Opacos (Retirado de Villarroel et al., 2011)

#### a. Propriedades óticas primárias

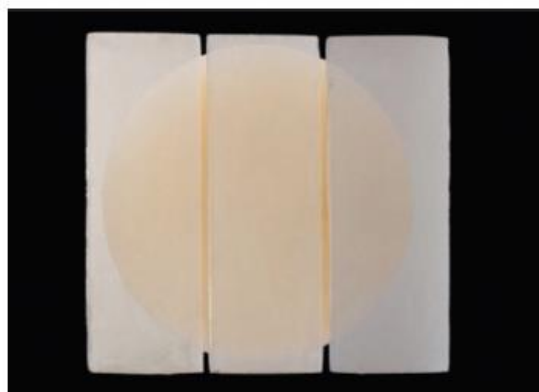
A cor é regularmente descrita na forma de um sistema tridimensional desenvolvido por Munsell, dividindo-se em matiz, valor e croma (figura 3). O dente é dotado de uma profundidade tridimensional devido às variações de valor, croma e matiz que acontecem ao longo da sua estrutura classificando-se como policromático. A seleção de uma cor, deve iniciar-se pela escolha do valor, seguida do croma e por fim do matiz (Ahn & Lee, 2008; Bhat et al., 2011; Johnston, 2009).



**Figura 3** - Sistema de cor de Munsell (Retirado de Sikri, 2010a)

O matiz refere-se a toda a cor encontrada no estado puro no espectro, dividindo-se em 5 grupos principais (vermelho, amarelo, verde, azul e roxo) permitindo distinguir as diversas famílias de cor. Resulta da interpretação psicológica da união de vários comprimentos de onda dos quais sobressai o dominante. Está representada na escala VITA classical A1-D4<sup>®</sup> shade guide (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) como A, B, C e D (Chang et al., 2015; Sikri, 2010).

O valor (figura 4), geralmente conhecido como luminosidade ou brilho de um objeto, deve-se à quantidade de luz que o mesmo tem capacidade para refletir. É o factor mais influente dos três, encontrando-se em íntima relação com a textura de superfície. Varia verticalmente ao longo da cor sólida desde o preto (valor 0 - 0% de reflexão) até ao branco (valor 10 - 100% de reflexão) e é inversamente proporcional ao croma (Chang et al., 2015; Magne & Belser, 2004; Schmeling, De Andrada, Maia, & De Araújo, 2012).



**Figura 4** – A percepção da cor das resinas compostas que simulam a dentina pode ser afetada pelo valor das resinas compostas que simulam o esmalte (Retirado de Villarroel et al., 2011)

O croma consiste no grau de saturação ou intensidade do matiz. Na escala VITA classical A1-D4<sup>®</sup> shade guide (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany), uma das mais utilizadas pelos Médicos Dentistas, faz-se representar de forma crescente pelos números. (Sikri, 2010)

#### b. Propriedades óticas secundárias

Sendo o dente constituído por diversas estruturas com composições diferentes, como é o caso da dentina e do esmalte, apresenta diferentes comportamentos quando na presença de luz. Devido ao aumento da preocupação com a estética, os materiais dentários devem mimetizar esses comportamentos da melhor forma possível (Schmeling et al., 2012).

A translucidez é uma das propriedades passível de sofrer variações ao longo do esmalte coronário consoante o ângulo de incidência da luz, da textura e acabamento da superfície, do comprimento de onda e do nível de hidratação (figura 5). Tem ainda a possibilidade de influenciar o valor porque quanto mais translúcida é uma zona, menor vai ser o seu valor uma vez que menos luz retorna ao olho (Bhat et al., 2011; Schmeling et al., 2012).



**Figura 5** – Translucidez do esmalte (Retirado Villarroel et al., 2011)

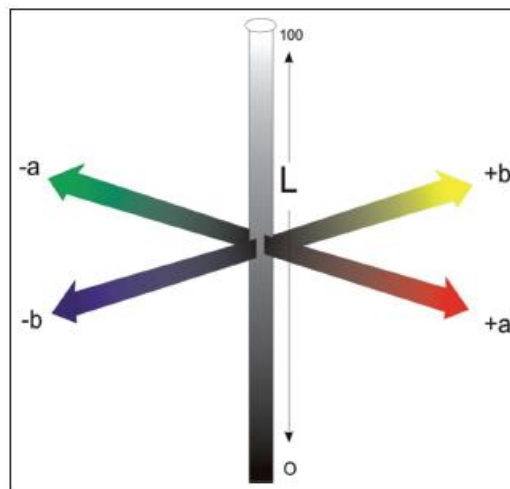
A fluorescência consiste na absorção de luz por parte de um material e a sua espontânea emissão num comprimento de onda superior. Os dentes vitais parecem mais brilhantes devido à presença de uma grande quantidade de matéria orgânica, especialmente na zona da dentina. A adição de pós fluorescentes a materiais dentários tem como vantagem bloquear descolorações e diminuir o croma devido ao aumento da quantidade de luz que retorna ao olho (Bhat et al., 2011; Sikri, 2010).

O fenómeno de opalescência pode ser descrito quando um material parece alterar a sua cor dependendo se a luz é refletida a partir dele ou se é transmitida através dele. Ocorre em materiais translúcidos e consiste num fenómeno de dispersão dos comprimentos de onda mais curtos do espectro do visível, causando uma aparência azulada quando refletem e uma aparência alaranjada/acastanhada quando transmitem. Sendo o esmalte dentário dotado de opalescência, também os materiais restauradores estéticos o devem ser (Bhat et al., 2011; Yu & Lee, 2009).

#### c. Aparelhos medidores de cor

No campo da Dentisteria, a cor pode ser determinada através de duas técnicas, a técnica visual e a técnica instrumental. Apesar de ser a mais utilizada, a técnica visual é falível e inconsistente uma vez que a perceção da cor depende da resposta fisiológica e psicológica do médico dentista que a observa (Sikri, 2010).

A técnica instrumental permite recolher informações úteis que complementam e melhoram a técnica anteriormente descrita, uma vez que estas informações são objetivas, quantificáveis e rapidamente obtidas. A maior parte das investigações científicas sobre a cor em medicina dentária utilizam o CIE, um sistema desenvolvido pela *Commission Internationale de L'Eclairage* em 1976 que quantifica a cor com base nos valores de 3 coordenadas, L\*, a\* e b\* (figura 6). CIE L\* refere-se à luminosidade de um objeto que pode variar entre 0 e 100. CIE a\* e b\* consistem nas coordenadas que determinam as características cromáticas da cor, sendo a\* o eixo vermelho-verde e b\* o eixo amarelo-azul. Valores negativos de a\* indicam tons verdes e valores positivos tons vermelhos. De forma idêntica, valores negativos de b\* indicam tons azuis e valores positivos tons amarelos. As alterações totais de cor ( $\Delta E^*_{ab}$ ) podem ser obtidas calculando primeiro as diferenças entre as coordenadas cromáticas e de luminosidade, e relacionando posteriormente os mesmos valores, ou seja,  $\Delta E^*_{ab} = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$  (Ahn & Lee, 2008; Sikri, 2010). Segundo a literatura, são vários os autores que defendem que valores de  $\Delta E > 1$  são visualmente perceptíveis e valores de  $\Delta E \geq 3,3$  são clinicamente inaceitáveis (Mundim, Garcia, & Pires-de-Souza, 2010; Samra, Pereira, Delgado, & Borges, 2008).



**Figura 6** – Sistema CIE L\* a\* b\* (Retirado de Sikri, 2010)

Atualmente existem 3 tipos de instrumentos para esta finalidade: espectrofotômetros, colorímetros e câmaras e sistemas de imagem digital (Chu, Trushkowsky, & Paravina, 2010).

O espectrofotômetro encontra-se entre os instrumentos medidores de cor mais exatos, flexíveis e úteis neste campo. Baseia-se na medição da quantidade de energia luminosa refletida por um objeto em intervalos de 1-25nm ao longo do espectro visível e é

constituído por uma fonte de radiação ótica, um meio de dispersão de luz, um sistema ótico de medição e um detetor e meio de conversão da luz obtida num sinal que pode ser analisando (Chu et al., 2010). Os espectrofotômetros têm uma longa vida útil e não são afetados pelo metamerismo de um objeto, ao contrário dos colorímetros (Kim-Pusateri, Brewer, Davis, & Wee, 2009).

O colorímetro mede, através de três estímulos, os valores da cor resultante da luz refletida que passa por um determinado objeto. Utiliza filtros de fotodiodo para controlar a luz que chega a esse objeto e posteriormente mede a luz refletida pelo mesmo através de um sensor. Tem como vantagens um preço inferior e uma maior facilidade de trabalho em relação aos espectrofotômetros, no entanto não é um método tão exato uma vez que pode ser afetado pelo metamerismo de um objeto e pelo envelhecimento dos seus filtros (Kim-Pusateri et al., 2009).

## 6. Pigmentação

A pigmentação e descoloração dentária constituem parte dos problemas estéticos e clínicos com que o Médico Dentista se depara no seu dia-a-dia, podendo variar de etiologia, aparência, composição, localização e severidade (Prathap, Rajesh, Boloor, & Rao, 2013). Para muitos pacientes que definem como objetivo ter um sorriso estético, é mais preocupante a pigmentação dentária do que restaurar o normal alinhamento dos dentes (Mortazavi, Baharvand, & Khodadoust, 2012).

É importante compreender que um dente é constituído por várias cores e que a sua distribuição varia de dente para dente e de zona para zona (Prathap et al., 2013). É a combinação da refração e difusão de luz criada pelo esmalte e dentina subjacente que origina a perceção final que temos da cor de um dente (Brook, Smith, & Lath, 2007). Junto à margem gengival o dente é tendencialmente mais escuro, uma vez que o esmalte tem menor espessura e permite que a dentina tenha um papel mais dominante (Mortazavi et al., 2012). Para além disso, a variação da espessura do esmalte altera o grau de reflexão da luz, o que irá fazer com que mais luz seja absorvida do que refletida, tornando o dente mais escuro nessa região (Brook et al., 2007).

Por fim, a cor final de um dente resulta da combinação da cor intrínseca do mesmo e da presença de manchas extrínsecas na superfície externa (Joiner, Hopkinson, Deng, & Westland, 2008).

a. Pigmentação Intrínseca

A pigmentação intrínseca tem origem durante a fase de desenvolvimento dentário ou após a erupção dentária, devido a inclusão de materiais cromogénicos na estrutura do esmalte ou dentina. Pode constituir um problema estético significativo para o paciente, uma vez que poderá afetar um ou múltiplos dentes, e que não se consegue remover através da escovagem ou branqueamento dentário (Brook et al., 2007).

Encontra-se dividida em seis categorias: metabólica, hereditária (amelogénese imperfeita e dentinogénese imperfeita), iatrogénica (tetraciclina, fluorose), traumática (hipoplasia de esmalte, reabsorção interna), idiopática e com origem no envelhecimento dentário (Mortazavi et al., 2012).

b. Pigmentação Extrínseca

A pigmentação extrínseca é originada devido a pigmentos depositados na superfície dentária ou incorporados no biofilme, sendo frequentemente encontrada na dentição permanente (Brook et al., 2007).

É estimulada pelos hábitos alimentares como a ingestão de alimentos ricos em taninos (ex. vinho tinto), pelos hábitos tabágicos, pelo uso de colutórios que contenham agentes catiónicos (ex: clorhexidina) e pelo consumo/inalação de sais metálicos (ex: ferro), tendo maior tendência a surgir em zonas menos acessíveis à ação da escova e da pasta dentífrica, podendo ainda dever-se a uma fraca higiene oral (Joiner et al., 2008).

Encontra-se dividida em duas categorias consoante a sua origem: metálica (sais provenientes da alimentação, metais inalados na poeira devido à ocupação profissional, administração oral de medicamentos) – pigmentação direta; não metálica (chá, café, cigarros, bactérias cromogénicas presentes no biofilme oral) – pigmentação indireta através de processos químicos (Mortazavi et al., 2012; Prathap et al., 2013).

## 7. Rugosidade de Superfície

Fala-se em rugosidade de superfície quando estamos perante pequenas irregularidades de textura resultantes do processo de produção e caracterização do material da restauração (Da Costa, Adams-Belusko, Riley, & Ferracane, 2010).

O bem-estar e conforto do paciente é uma das razões fundamentais que leva os médicos dentistas a fazer o polimento das restaurações (Jones, Billington, & Pearson, 2004). É importante ter presente que a língua pode detetar rugosidades de superfície na ordem dos 0,3  $\mu\text{m}$  (Da Costa et al., 2010; Mörmann et al., 2013) e que a aparência e a ausência de rugosidade de superfície sentida pelo paciente são características relacionadas com a satisfação do mesmo e sucesso clínico das restaurações (Antonson, Yazici, Kilinc, Antonson, & Hardigan, 2011).

A estética de uma restauração pode ser afetada quando estamos na presença de uma superfície rugosa uma vez que a rugosidade pode conduzir a um aumento da descoloração de um material e a uma diminuição do brilho da restauração (Antonson et al., 2011). Sendo que o brilho é uma característica da aparência visual gerado por distribuição geométrica da luz refletida por uma superfície, é possível detetar uma restauração caso esta e o remanescente dentário não possuam o mesmo brilho (Jain, Platt, Moore, Spohr, & Borges, 2013) .

Para além do referido, um bom polimento tem a capacidade de instituir uma relação saudável entre a restauração e os tecidos dentários adjacentes (Antonson et al., 2011). O limiar aceite para a retenção de bactérias situa-se nos 0,2  $\mu\text{m}$  de rugosidade (Da Costa et al., 2010; Mörmann et al., 2013), sendo que uma superfície rugosa pode originar a acumulação de biofilme que poderá resultar em inflamação gengival, descoloração e cáries recorrentes que interferem com o desempenho clínico da restauração (Erdemir, Yildiz, Eren, Ozsoy, & Topcu, 2013; Venturini, Cenci, Demarco, Camacho, & Powers, 2006).

Por todas as situações acima mencionadas, cabe ao Médico Dentista tentar minimizar a rugosidade de superfície das restaurações que realiza de modo a maximizar o conforto do paciente, a estética, a higiene oral e a garantia clínica de sucesso (Tholt de Vasconcellos, Miranda-Júnior, Prioli, Thompson, & Oda, 2006).

b. Aparelhos medidores da rugosidade de superfície

É possível medir a rugosidade de superfície através de métodos qualitativos, como a microscopia eletrônica de varrimento (MEV) ou quantitativos como a profilometria. No entanto, nos últimos anos o microscópio de forças atômicas (MFA) tem sido o meio de eleição para realizar a medição deste parâmetro no campo da dentisteria. Permite obter imagens em 3D com resolução nanométrica sem a necessidade de trabalhar em vácuo ou noutras condições necessárias à preparação da amostra, muitas vezes requeridas noutros métodos. Em comparação com a MEV, o MFA permite obter imagens de elevado contraste mesmo quando as superfícies parecem relativamente planas, tornando a determinação da rugosidade de superfície extremamente fácil. De acordo com o referido, o MFA oferece a possibilidade de realizar medições nanométricas precisas da rugosidade de superfície de metais e óxidos de metal, semicondutores, polímeros, compósitos, cerâmicas e materiais biológicos (Eaton & West, 2010; Giacomelli et al., 2010).

O MFA funciona de modo bastante diferente dos tradicionais microscópios uma vez que não se verifica a formação de imagens através da focagem de luz ou de elétrons numa superfície. Ao invés, faz parte da constituição deste microscópio uma ponta afiada que percorre toda a superfície da amostra recolhendo dados da altura e topografia da mesma. Os dados obtidos são posteriormente tratados num *software* que permitirá a formação de uma imagem ou mapa da superfície da amostra (Eaton & West, 2010).

A rugosidade de superfície pode ser medida através da avaliação de vários parâmetros. O  $R_a$  (rugosidade aritmética) e o  $R_{rms}$  ou  $R_q$  (raiz quadrada média da rugosidade) são, provavelmente, os mais utilizados (Calvo, Sanz, Negre, & Fernandez, 2014; Eaton & West, 2010). A norma ISO 25178-2 (2012) sugere a utilização do  $S_a$  (altura média aritmética) e  $S_q$  (raiz quadrada média da altura) como parâmetros 3D equivalentes aos anteriores, no entanto, Calvo et al. (2014) concluíram que não existem alterações significativas relativas à utilização de um em detrimento de outro. Ambos os valores ( $R_a$  e  $R_{rms}$ ) demonstram uma correlação positiva sendo que valores superiores representam uma variação topográfica maior, perceptível na imagem (Eaton & West, 2010).

## 8. Termociclagem

A cavidade oral encontra-se sujeita a enormes variações de temperatura devido à ingestão de alimentos e bebidas frias e quentes. Embora temperaturas entre os 0° e os 67° tenham sido registadas, considera-se que estes valores extremos são irrealistas (Musanje & Darvell, 2004) e aceita-se que as temperaturas na superfície do dente possam variar, geralmente, entre 1°C a 50°C (Ayatollahi, Yahya, Karimzadeh, Nikkhooyifar, & Ayob, 2015). Estas variações podem afetar as propriedades mecânicas dos materiais restauradores, tornando-se por isso necessário avaliar o efeito das condições presentes na cavidade oral nos mesmos (Ayatollahi et al., 2015).

A termociclagem é um processo realizado *in vitro* que simula as variações de temperatura que ocorrem na cavidade oral por meio de ingestão de bebidas e comida (Ayatollahi et al., 2015). Segundo a norma ISO TR 11450 *standard*, 500 ciclos em água entre os 5° e os 55° C são um teste de envelhecimento artificial apropriado, no entanto estudos mais recentes referem que 10.000 ciclos correspondem a 1 ano *in vivo* na cavidade oral em pleno funcionamento (De Munck et al., 2005; S.-H. Lee, Lee, & Lim, 2004)



## II. Objetivos

Comparar e avaliar, *in vitro*, a rugosidade de superfície e estabilidade da cor entre diferentes materiais restauradores estéticos, após serem submetidos a técnicas de envelhecimento, nomeadamente termociclagem e imersão em várias soluções pigmentantes.

### **Hipótese nula**

- Não se verificam alterações na rugosidade de superfície e estabilidade da cor após termociclagem.

### **Hipótese alternativa**

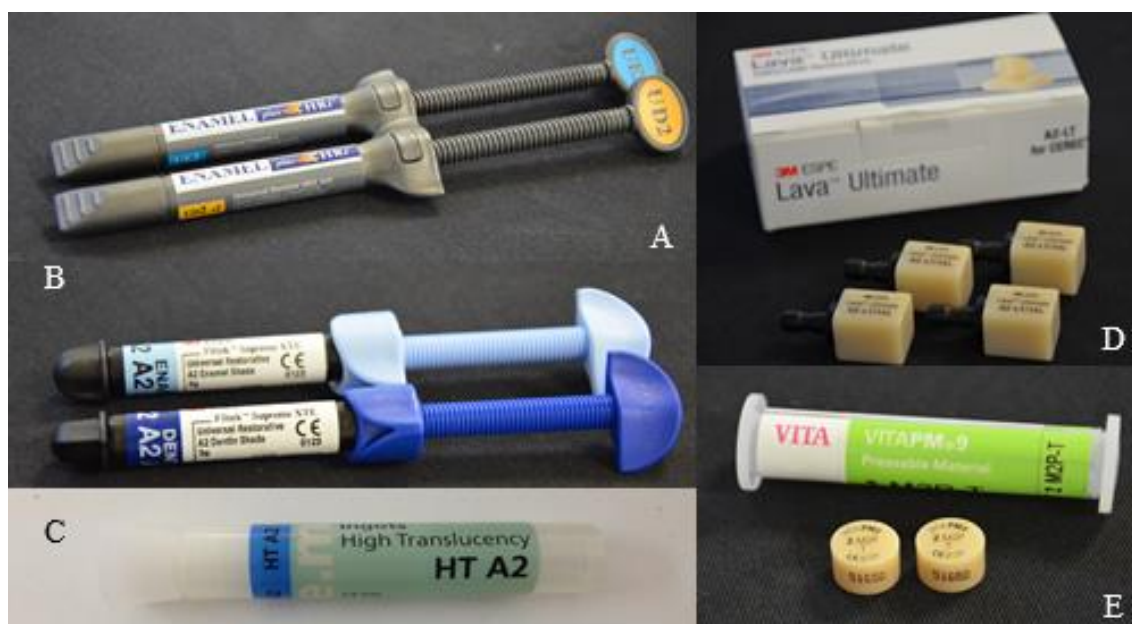
- Verificam-se alterações na rugosidade de superfície e estabilidade da cor após termociclagem.



### III. Materiais e Métodos

#### 1. Confeção de amostras

Os materiais restauradores utilizados para a realização deste trabalho foram o Enamel<sup>TM</sup> plus Hri, o Filtek<sup>TM</sup> Supreme XTE, o Lava<sup>TM</sup> Ultimate, o IPS e.max Press e o VITAPM®9 (figura 7).



**Figura 7** – Materiais Utilizados: A - Enamel<sup>TM</sup> plus Hri; B - Filtek<sup>TM</sup> Supreme XTE; C – Lava<sup>TM</sup> Ultimate; D - IPS e.max Press; E - VITAPM®9

Nas tabelas 4 e 5 são apresentadas as composições e informações adicionais dos materiais restauradores estudados.

**Tabela 4** – Materiais utilizados – Nanocerâmica/resina e cerâmica

Nome Comercial	Classificação	Composição	Lote/Fornecedor
VITAPM®9 2 M2P-T	Cerâmica Feldspática	Cerâmica vítrea com elevado conteúdo em leucite (aproximadamente 50%)	Lote R31423 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany)
IPS e.max Press HT- A2	Cerâmica Dissilicato de Lítio	70% de cristais de dissilicato de lítio com tamanho médio de 3 a 6 µm embebidos numa matriz vítrea.	Lote 51650 (Ivoclar Vivadent AG- Schaan, Liechtenstein)
Lava <sup>TM</sup> Ultimate A2 – LT	Nano cerâmica/resina	Contém três tipos de partículas cerâmicas (nanómeros de sílica com 20nm, nanómeros de zircónia com 4 a 11 nm e <i>clusters</i> de sílica/zircónio agregados) unidas a uma matriz de resina.	Lote 3314A2-LT (3M ESPE – Minnesota, USA)

**Tabela 5** – Materiais utilizados – Resinas compostas

Nome comercial	Classificação	Matriz Orgânica	Matriz inorgânica	Fotopolimerização	Lote Fornecedor
Filtek™ Supreme XTE A2 (Enamel e Dentin)	Resina composta nanoparticulada	36.7% Bis-GMA UDMA TEGDMA PEGDMA Bis-EMA	63.3% Partículas de sílica de 20nm, de zircônio de 4 a 11nm não agregados e <i>clusters</i> de sílica/zircônio agregados	Fotopolimerizar durante 20seg com incrementos de 2 mm	Lote N646915 Lote N643066 (3M ESPE – Minnesota, USA)
Enamel™ plus Hri UD2 (Dentine)	Resina composta microhíbrida	47% bis-GMA UDMA 1,4- butandioldimet acrilato	53% Partículas de vidro com tamanho médio de 0,7µm e sílica dispersa com tamanho médio de 0,04µm	Fotopolimerizar durante 40 segundos em incrementos de 2 mm	Lote 2015001137 (Micerium S.p.A.- Avegno (GE), Italy)
Enamel™ plus Hri UE2 (Enamel)	Resina Composta Nanohíbrida	43% Diuretanodimet acrilato bis- GMA 1,4- butandioldimet acrilato	57% Partículas de vidro com tamanho médio de 1µm e nanopartículas de óxido de zircônio com tamanho de 20nm	Fotopolimerizar durante 40 segundos em incrementos de 2 mm	Lote 2015001323 (Micerium S.p.A.- Avegno (GE), Italy)

Confeccionou-se um total de 100 discos com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, sendo que todo o material utilizado ao longo desta investigação se encontra referido nos anexos 1 e 2.

Para a confecção dos discos de resina composta foi utilizada uma matriz metálica com 10x2mm (figura 8), na qual a resina composta foi condensada com o auxílio de uma espátula angulada e de um brunidor esférico. Os discos foram confeccionados através do método de estratificação condensando-se primeiramente 1,5 mm de dentina e posteriormente 0,5mm de esmalte, medidos com a ajuda de uma régua de ortodontia (figura 9).

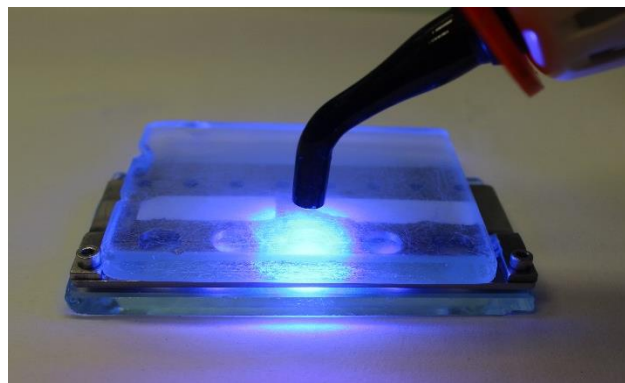


**Figura 8** – Matriz metálica (10 x 2 mm) para confecção de discos de resina (ISCSEM)



**Figura 9** – Utilização de uma régua ortodôntica para medição de 0,5 mm para estratificação de esmalte (resina composta)

As amostras foram fotopolimerizadas durante 40 segundos entre cada camada aplicada (figura 10), com uma intensidade não inferior a 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada através do radiômetro “Model 100 Curing Radiometer” (Dementron Research Corporation – Danbury, USA) entre cada 10 utilizações.

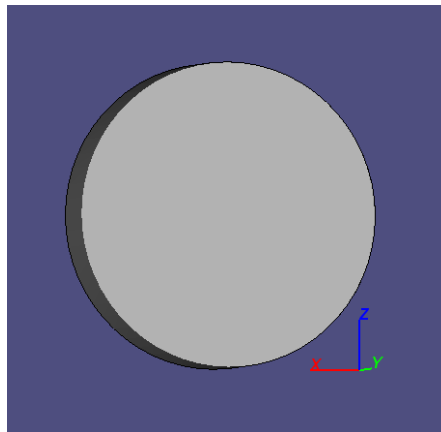


**Figura 10** – Fotopolimerização da última camada de resina composta das amostras com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr - Middleton, USA)

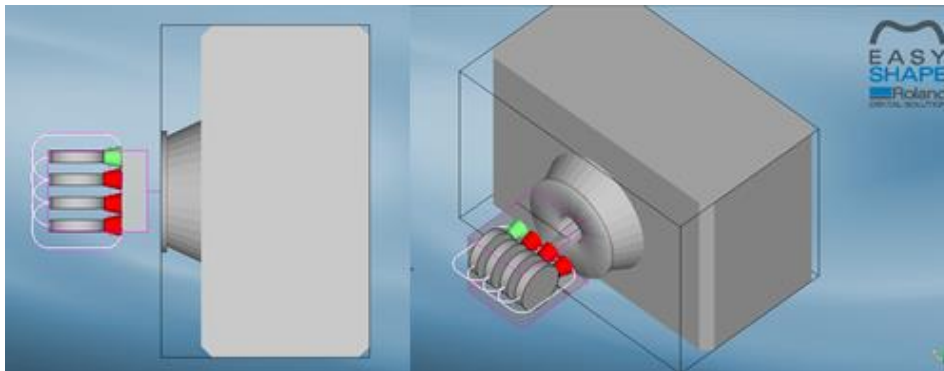
Procedeu-se ao acabamento e polimento das amostras com o auxílio de discos diamantados e de borrachas de polimento para contra-ângulo.

A confecção do material nanocerâmico/resina (Lava™ Ultimate - 3M ESPE – Minnesota, USA) foi realizada através do sistema CAD/CAM. Procedeu-se ao *design* de um disco modelo (10 x 2 mm) através do *software* SOLIDWORKS® Standard (figura 11) e posteriormente, através do *software* EasyShape CAM (figura 12) foi possível realizar o *design* da inclusão de 4 discos em cada bloco de Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA) para posterior fresagem através da Roland DWX - 4 (Roland DG Corporation of Hamamatsu, Japan).

As amostras obtidas foram finalizadas com recurso ao sistema de acabamento e polimento extra-oral Diashine® Lava™ (3M ESPE, Minnesota, USA – figura 13).



**Figura 11** – Disco modelo (10 x 2 mm) através do software SOLIDWORKS® Standard



**Figura 92** – Design da inclusão de 4 discos no bloco de Lava™ Ultimate através do software EasyShape CAM

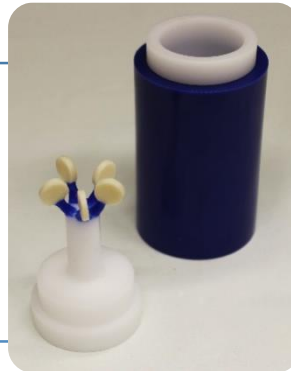


**Figura 13** – Discos de Lava™ Ultimate e sistema de acabamento e polimento extra-oral para Lava Ultimate - Diashine®

As amostras de cerâmica foram realizadas através da técnica de injeção de cerâmica que se encontra esquematizada na figura 14.



**Enceramento de discos 10 x 2 mm**



**Conexão dos canais de alimentação**



**Inclusão**

IPS® Press Vest Speed (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote SL3028  
VITAPM® Revestimento (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) Lote 36050



**Pré-Aquecimento**

Forno Programix 50 (Ugin' Dentaire – Seyssins, França)



**Injeção**

Forno VITA VACUMAT® 6000 MP  
(VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha)

**Desinclusão, corte e acabamento**



**Glaze**

Forno Ellipse (Ugin' Dentaire – Seyssins, França)  
Vita AKZENT® Plus – Glaze LT Spray (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) Lote E36300  
IPS e.max® Ceram Glaze and Stain Liquid allround (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote N31726e  
IPS e.max® Ceram Glaze Paste (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote P46581

**Figura 14** – Processo de confecção de amostras de cerâmica (ISCSEM/ESSEM, Monte da Caparica, Portugal)

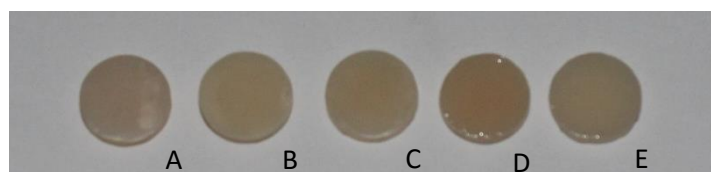
## 2. Medição de cor e rugosidade

Seguindo a metodologia de estudos anteriores, após a confecção das amostras estas foram colocadas em água destilada e sujeitas a uma temperatura de 37°C (figura 15) durante, um mínimo de 24h, no sentido de promover a rehidratação (Arocha et al., 2014; Ertaş, Güler, Yücel, Köprülü, & Güler, 2006; Topcu et al., 2009; Villalta, Lu, Okte, Garcia-Godoy, & Powers, 2006).



**Figura 15** – Estufa de Incubação - Memmert INE 400 (Memmert, Germany)

Seguidamente os discos foram retirados, lavados com água destilada por 10 segundos e limpos com uma compressa (figura 16).



**Figura 16** – A - Enamel™ plus Hri; B - Filtek™ Supreme XTE; C – Lava™ Ultimate; D - VITAPM®9; E - IPS e.max Press.

Cada grupo foi dividido aleatoriamente por quatro sub-grupos (n=5), o que corresponde a 5 discos de cada grupo por agente corante (chá preto, vinho tinto, Coca-Cola® e água destilada – figura 17 e anexo 2) e foram realizadas medições iniciais de cor com o espectrofotômetro Spectro-Shade Micro (MHT - Niederhasli, Switzerland).



**Figura 17** – Soluções Pigmentantes: A – Vinho tinto; B – Chá preto; C – Coca-Cola®; D – Água destilada.

Para efetuar as medições foi necessária uma calibração prévia, segundo as orientações do fabricante. Os discos foram colocados num frasco que foi posteriormente posicionado num suporte metálico preto (figura 18). De seguida, com o aparelho apoiado, foram efetuados movimentos longitudinais e transversais até ser atingida a angulação ideal, evidenciada por uma linha verde (figura 19).

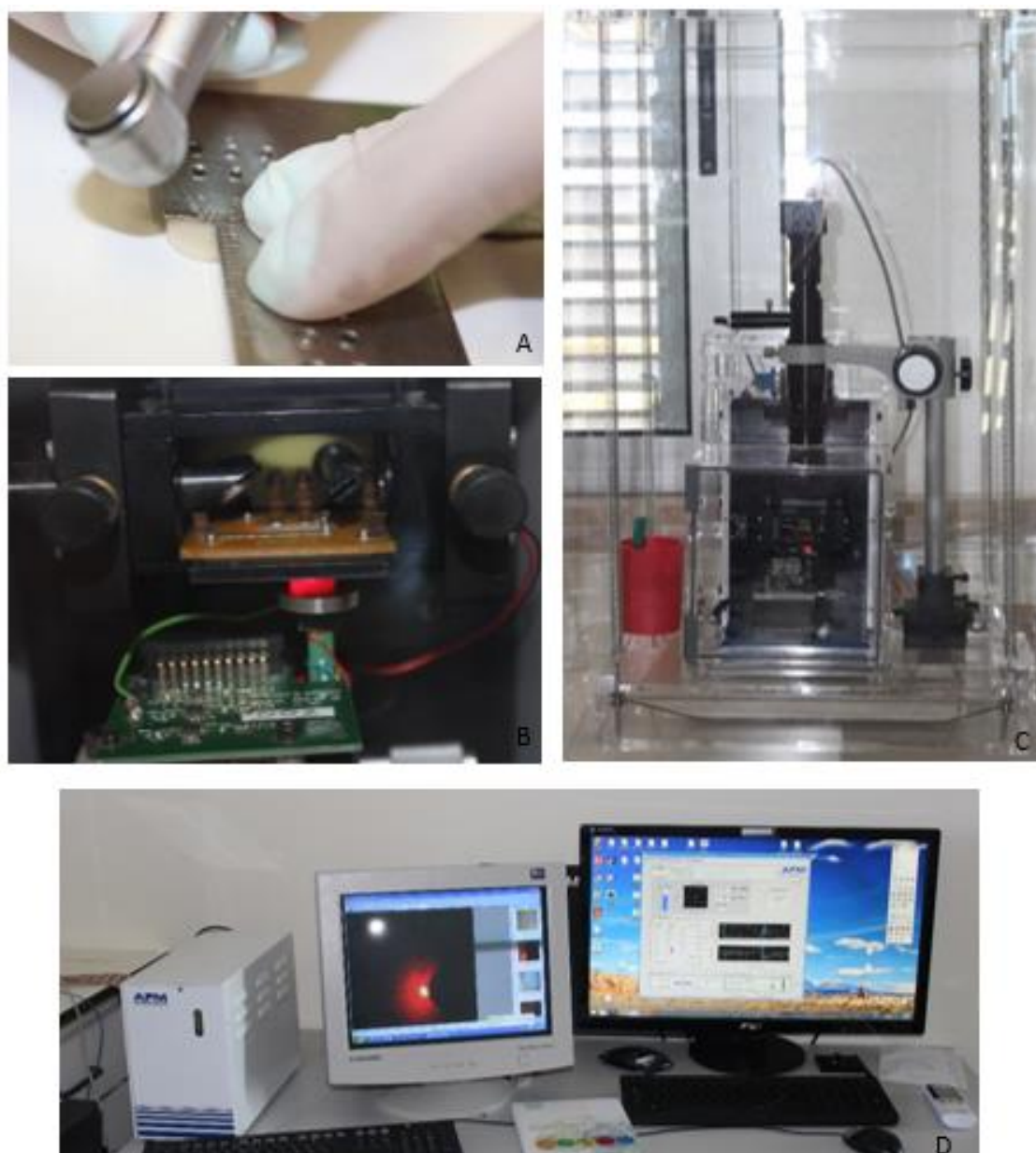


**Figura 18** – Frasco e suporte metálico utilizado para efetuar as medições de cor



**Figura 19** – Spectro-Shade Micro (MHT - Niederhasli, Switzerland)

Para as medições de rugosidade foi escolhido aleatoriamente 1 disco de cada subgrupo e foram realizadas duas marcas perpendiculares em cada amostra com a ajuda de uma turbina NSK e duas régua de oclusão. Estas marcas têm como finalidade permitir que a medição da rugosidade de superfície ocorra sempre no mesmo local. Na interceção das mesmas, foram realizadas medições de 40 x 40  $\mu\text{m}$ , sendo posteriormente escolhido um local para as medições de 20 x 20  $\mu\text{m}$ . As coordenadas desse local foram registadas de modo a permitir que as medições futuras ocorressem no mesmo local. As medições foram efetuadas com o recurso ao MFA (The AFM Workshop, Califórnia, EUA - figura 20) obtendo como resultados imagens com 512 x 512 pixéis (Tholt de Vasconcellos et al., 2006).



**Figura 20** – A – Marcação de amostras para medição da rugosidade de superfície; B, C e D – Microscópio de Forças Atómicas (ISCSEM, Monte da Caparica, Portugal)

Seguidamente, todos os discos foram envelhecidos por termociclagem (figura 21) durante 10.000 ciclos a 5°-55°C durante 30 segs, o equivalente a 1 ano (De Munck et al., 2005).



**Figura 21** – Termociclador- Refri 200 E (ALARAB, Parede, Portugal)

Repetiu-se o processo de lavagem com água destilada por 10 segundos e limpeza com uma compressa. Procedeu-se à realização de novas medições de cor e de rugosidade de superfície.

Os discos foram posteriormente imersos a 37° C nas respetivas soluções pigmentantes durante 12 dias, tempo equivalente a 1 ano (Ardu et al., 2010), sendo que as soluções pigmentantes foram renovadas de 2 em 2 dias para evitar crescimento bacteriano (Arocha et al., 2014).

Por fim, foram realizados novamente testes de cor e de rugosidade de superfície.

A figura 22 demonstra o esquema do protocolo laboratorial.

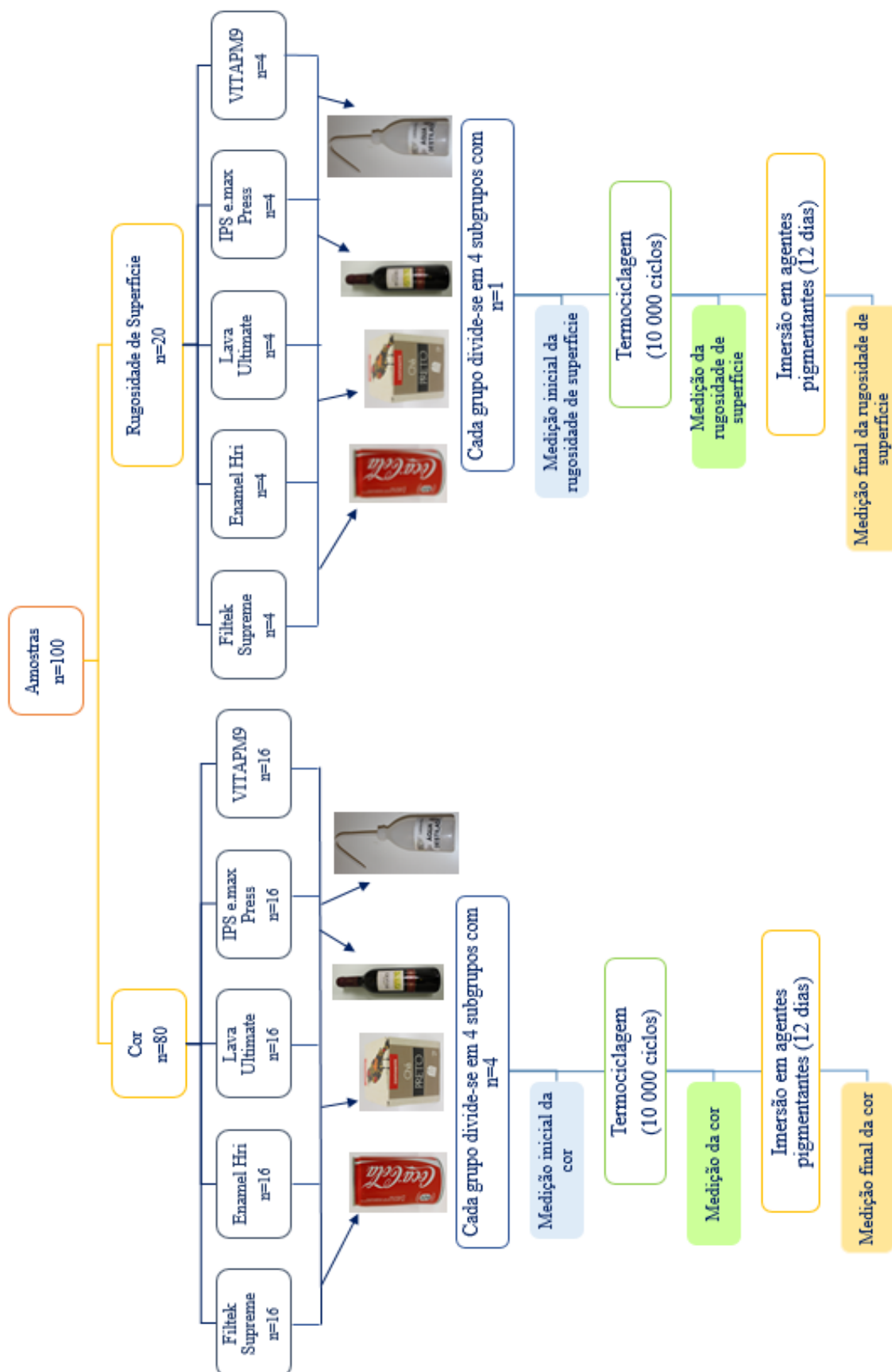


Figura 22 – Esquema do protocolo laboratorial.

#### IV. Resultados

Para análise dos resultados recorreu-se a análise descritiva e, quando aplicável a análise estatística inferencial, sendo que esta foi efetuada com recurso ao programa estatístico SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 22.0 para Windows.

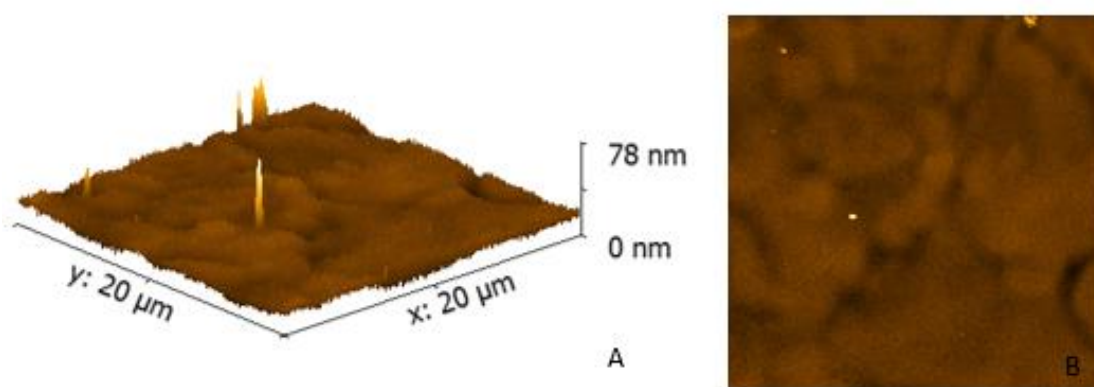
A cor das amostras foi medida com recurso ao espectrofotómetro Spectro-Shade Micro (MHT - Niederhasli, Switzerland) em 3 momentos: no início, após a confeção das amostras; após envelhecimento por termociclagem; após imersão em soluções pigmentantes. Mediram-se os parâmetros  $L^*$   $a^*$   $b^*$  para cada um dos grupos e quantificou-se a variação da cor ( $\Delta E$ ). De forma a perceber a direção da alteração no eixo acromático do  $L^*$  e nos eixos cromáticos do  $a^*$  e do  $b^*$ , foram também calculados os valores de  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  e  $\Delta b^*$ . Segundo a literatura, são vários os autores que defendem que valores de  $\Delta E > 1$  são considerados visualmente perceptíveis, no entanto clinicamente aceitáveis; valores de  $\Delta E \geq 3,3$  são clinicamente inaceitáveis (Mundim et al., 2010; Samra et al., 2008).

A rugosidade de superfície das amostras foi medida com recurso ao MFA (The AFM Workshop, Califórnia, EUA) em 3 momentos: no início, após a confeção das amostras; após envelhecimento por termociclagem; após imersão em soluções pigmentantes. A interpretação dos dados obtidos através do MFA foi realizada com recurso ao *software* Gwyddion 2.40.

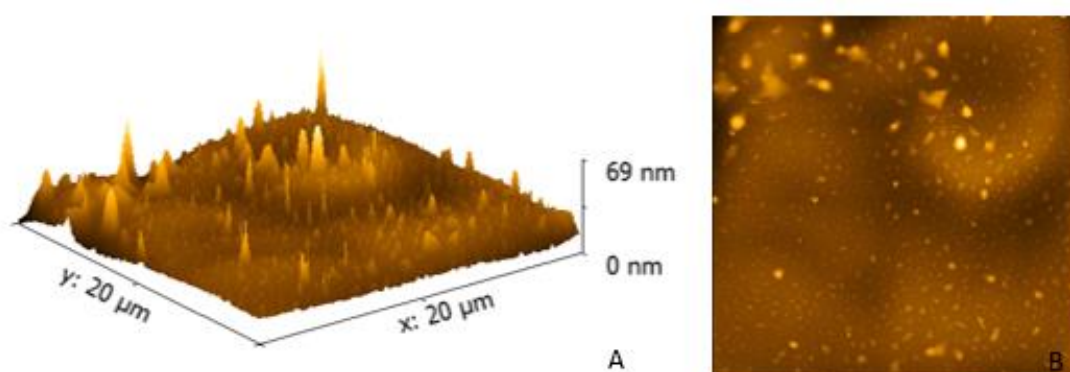
As figuras de 23 - 27 e a tabela 6 demonstram o  $R_a$  obtido para cada material após a medição inicial. Os resultados obtidos evidenciam que o material que apresentou maior rugosidade foi o Enamel<sup>TM</sup> plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy), seguido do Filtek<sup>TM</sup> Supreme XTE (3M ESPE – Minnesota, USA), do Lava<sup>TM</sup> Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA), do VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e por fim do IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein), que apresentou a menor rugosidade de superfície.

**Tabela 6 – Valores médios iniciais de  $R_a$**

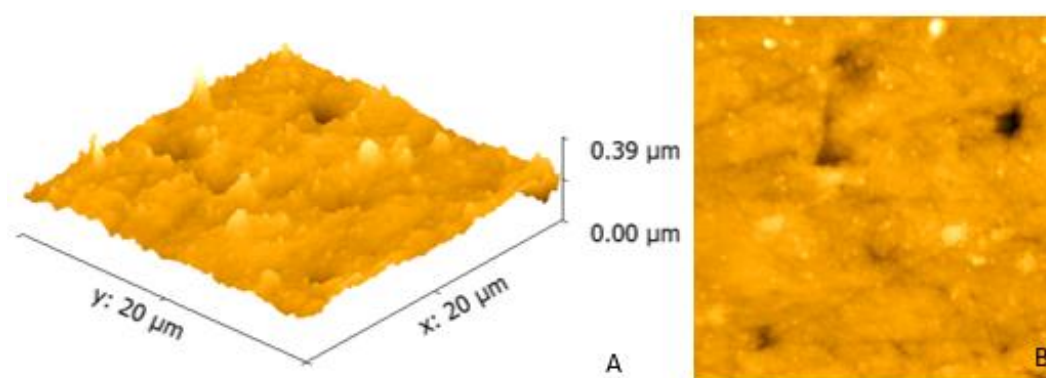
	$R_a$ (nm)
IPS e.max Press	4,29
VITAPM®9	5,46
Lava™ Ultimate	16,85
Filtek™ Supreme XTE	33,35
Enamel™ plus Hri	52,68



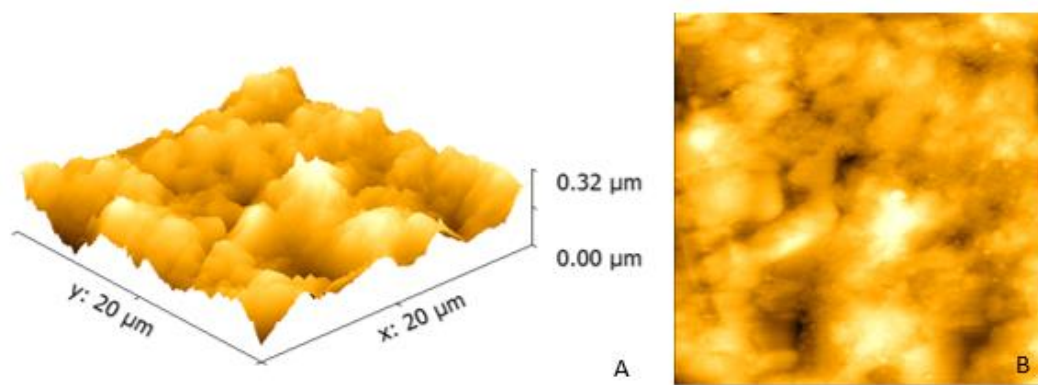
**Figura 23 – Superfície da IPS e.max Press observada ao MFA (20x20 μm)**



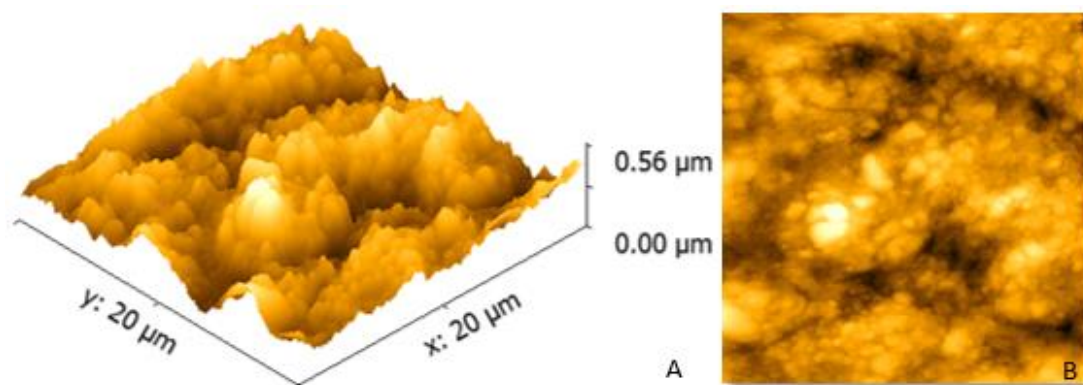
**Figura 24 – Superfície da VITAPM®9 observada ao MFA (20x20 μm)**



**Figura 25 – Superfície do Lava™ Ultimate observada ao MFA (20x20 μm)**



**Figura 26** – Superfície do Filtek™ Supreme XTE observada ao MFA (20x20μm)

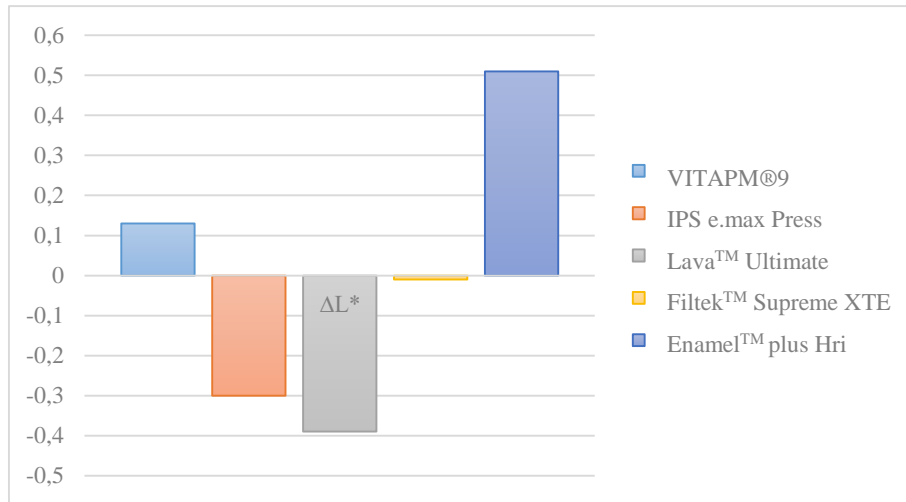


**Figura 27** – Superfície do Enamel™ plus Hri observada ao MFA (20x20μm)

## 1. Termociclagem

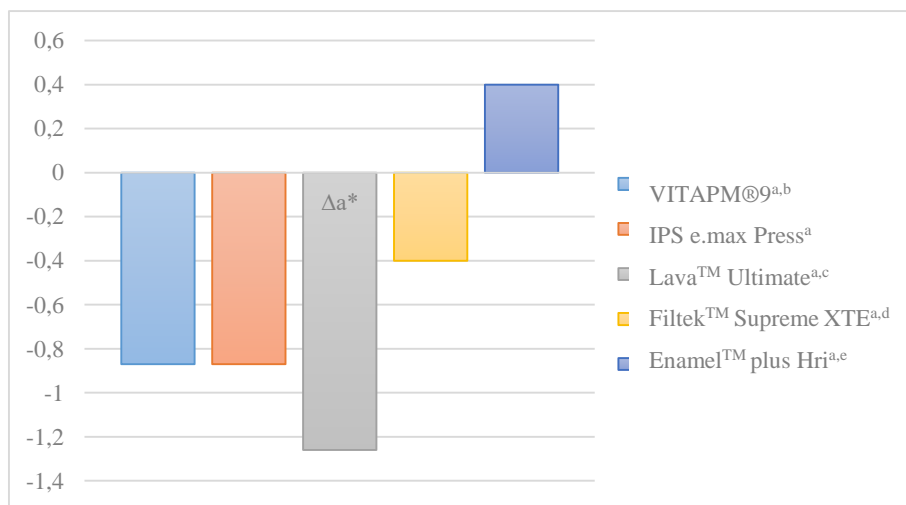
### a. Cor

Os dados correspondentes ao parâmetro  $\Delta L^*$  estão evidenciados no gráfico 1. Valores de  $\Delta L^*$  positivos demonstram o aumento do brilho, por sua vez, valores negativos representam a tendência das amostras em se tornarem mais escuras. Analisando todos os materiais, verificou-se que o VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) apresentaram valores médios positivos de  $\Delta L^*$  ( $0,13 \pm 0,17$  e  $0,51 \pm 0,34$ , respectivamente) indicando um aumento do brilho das amostras após a termociclagem. Nos restantes materiais observaram-se valores médios negativos de  $\Delta L^*$  demonstrando um escurecimento das amostras. Foi ainda possível aferir a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os diversos materiais ( $p=0,029$ , teste Kruskal–Wallis).



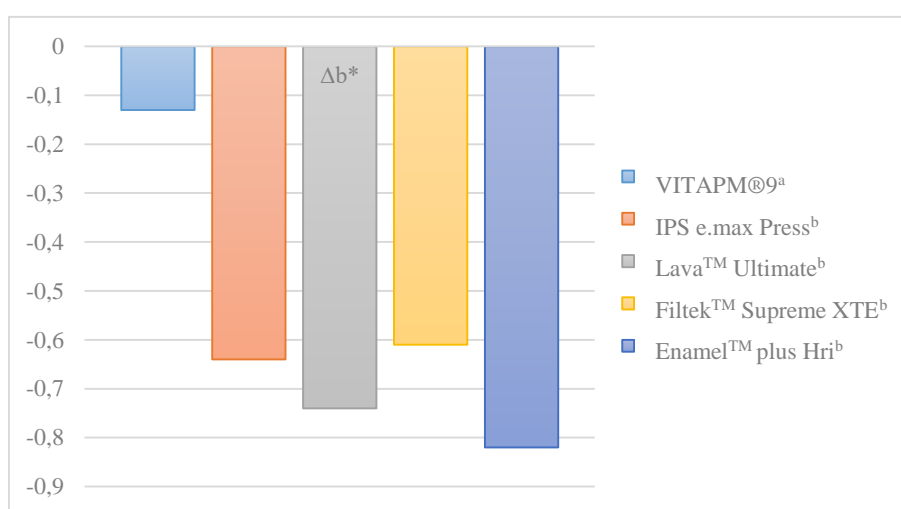
**Gráfico 1** – Comparação dos valores médios de  $\Delta L^*$  dos diferentes materiais após termociclagem; teste de Kruskal-Wallis ( $p < 0,05$ )

O gráfico 2 apresenta os dados obtidos correspondentes ao parâmetro  $\Delta a^*$ . Valores positivos de  $\Delta a^*$  indicam uma movimentação no eixo cromático de verde para vermelho, verificando-se o inverso quando o  $\Delta a^*$  é negativo. De acordo com os resultados obtidos, aferiu-se que apenas o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) apresenta aumento do valor médio de  $\Delta a^*$  ( $0,4 \pm 0,28$ ) originado movimentações no eixo cromático no sentido dos tons vermelhos. Todos os restantes materiais apresentaram diminuições do valor médio de  $\Delta a^*$  originando mudanças no sentido da cor verde. Os resultados indicam ainda que todos os materiais apresentam diferenças do valor médio de  $\Delta a^*$  com significado estatístico face aos restantes, exceto o IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein) ( $p = 0,004$ , ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell).



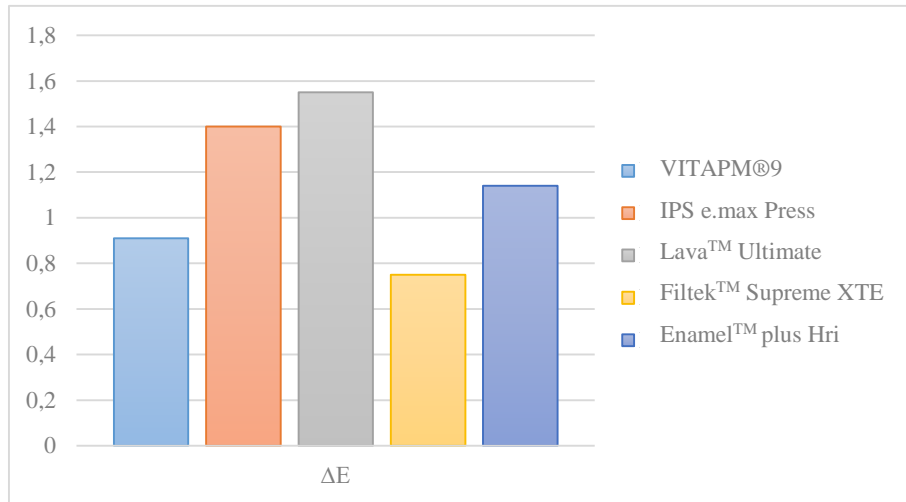
**Gráfico 2** – Comparação dos valores médios de  $\Delta a^*$  dos diferentes materiais após termociclagem; ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

Os resultados obtidos para parâmetro  $\Delta b^*$  encontram-se representados no gráfico 3. No eixo cromático do  $b^*$ , valores positivos de  $\Delta b^*$ , representam uma movimentação de azul para amarelo, e valores negativos uma movimentação de amarelo para azul. Verifica-se que todos os resultados encontrados são negativos, indicando uma tendência de movimentação de cor para o azul após termociclagem. Os resultados indicam também que o material VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) apresenta diferenças de valores médios de  $\Delta b^*$  com significado estatístico face aos restantes ( $p=0,028$ , ANOVA one-way com teste post-hoc DMS).



**Gráfico 3** – Comparação dos valores médios de  $\Delta b^*$  dos diferentes materiais após termociclagem; ANOVA one-way com teste post-hoc DMS (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

O gráfico 4 apresenta os valores médios de  $\Delta E$  após o período de envelhecimento das amostras através de termociclagem. Comparando todos os materiais testados, é possível verificar que o material que apresentou o maior valor de  $\Delta E$  ( $1,55 \pm 0,22$ ) foi o Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA); contudo, o que apresentou menor valor ( $0,75 \pm 0,23$ ) foi o Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE – Minnesota, USA). Verificou-se também que o VITAPM9® (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE – Minnesota, USA) não apresentaram alterações de cor visíveis a olho nu ( $\Delta E < 1$ ), sendo que os restantes apresentaram. Por fim, foi possível aferir a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os diversos materiais ( $p=0,004$ , teste Kruskal–Wallis).

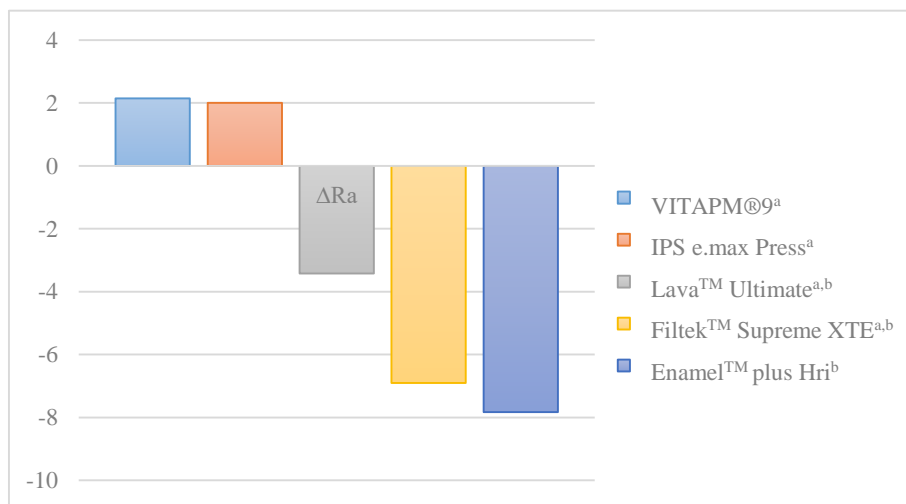


**Gráfico 4** – Comparação dos valores médios de  $\Delta E$  dos diferentes materiais após termociclagem; teste de Kruskal-Wallis ( $p < 0,05$ )

b. Rugosidade de superfície

A partir dos valores de  $R_a$  iniciais e dos valores de  $R_a$  após termociclagem, foi calculado o  $\Delta R_a$ , que corresponde às alterações ocorridas relativamente à rugosidade de superfície durante o período de termociclagem.

O gráfico 5 evidencia os dados correspondentes aos valores médios  $\Delta R_a$ . É possível verificar que tanto no caso do VITAPM9® (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) como do IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein), a rugosidade de superfície aumentou ( $2,15 \pm 2,13$  e  $2,00 \pm 1,27$ , respetivamente) enquanto nos restantes materiais diminuiu, sendo estas diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0,006$ , ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell).

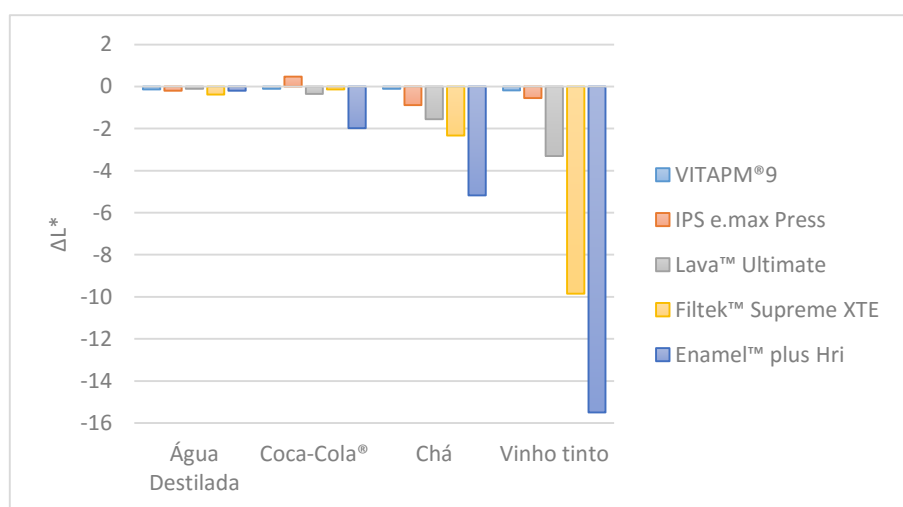


**Gráfico 5** – Comparação dos valores médios de  $\Delta R_a$  dos diferentes materiais após termociclagem; ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

## 2. Imersão em pigmentos

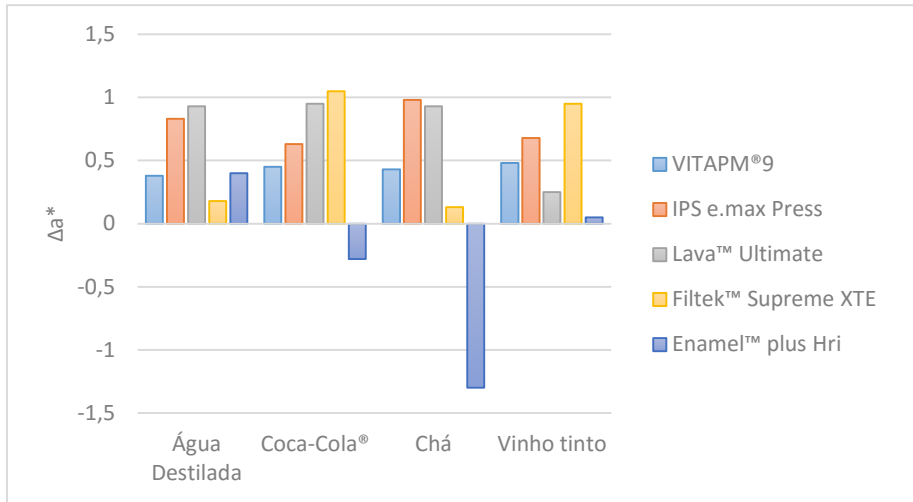
### a. Cor

Os dados correspondentes ao parâmetro  $\Delta L^*$  estão evidenciados no gráfico 6. Os resultados obtidos sugerem uma diminuição da luminosidade e escurecimento das amostras de todos os materiais em soluções pigmentantes, exceto no IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein) quando imerso em chá, que sugere um aumento da luminosidade. Quando comparados todos os grupos, verifica-se que o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) imerso em vinho tinto, apresenta o maior valor médio global de  $\Delta L^*$  (-15,5).



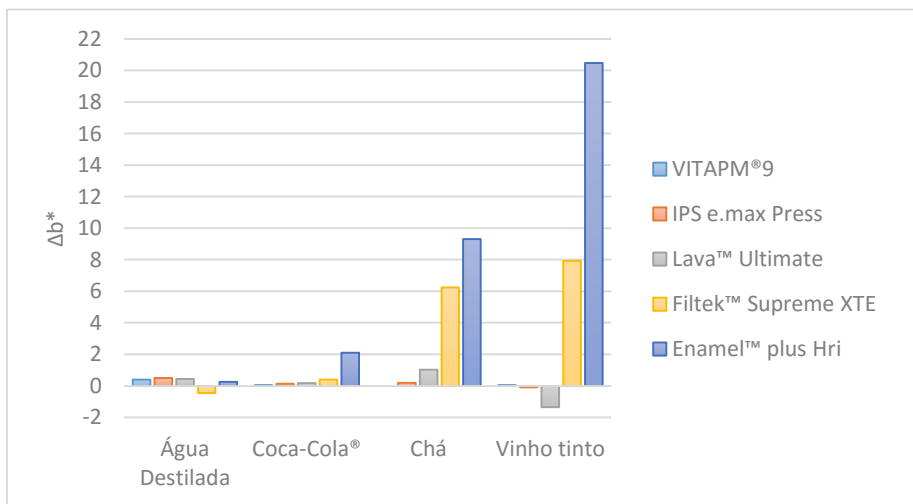
**Gráfico 6** – Comparação dos valores médios globais de  $\Delta L^*$  dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes

O gráfico 7 apresenta os dados obtidos correspondentes ao parâmetro  $\Delta a^*$ . De acordo com os resultados obtidos, é possível verificar que apenas o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) quando imerso em Coca-Cola® ou chá apresenta diminuições do valor médio global de  $\Delta a^*$ , ou seja, apresenta mudanças no sentido da cor verde. As restantes amostras revelam um aumento do valor médio global de  $\Delta a^*$  significando alterações na pigmentação em tons vermelhos. Quando comparados todos os grupos, verifica-se que o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) imerso em chá, apresenta o maior valor médio global de  $\Delta a^*$  (-1,3), sendo que o mesmo material, quando imerso em vinho tinto, apresenta o menor ( $\Delta a^* = 0,05$ ).



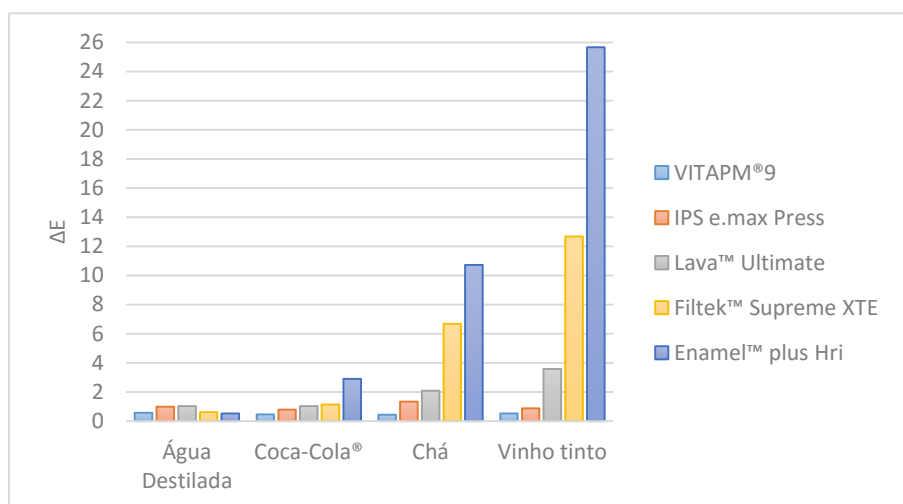
**Gráfico 7** – Comparação dos valores médios globais de  $\Delta a^*$  dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes

Os resultados obtidos para o parâmetro  $\Delta b^*$  encontram-se representados no gráfico 8. Verificou-se que a maioria dos resultados encontrados são positivos, indicando uma tendência de mudança de cor para o amarelo. No entanto, o IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein) e o Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA), quando imersos em vinho tinto, assim como o Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE – Minnesota, USA) quando imerso em água destilada, apresentaram resultados negativos, indicando uma tendência de mudança de cor para os tons azul. Quando comparados todos os grupos, verificou-se que o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) imerso em vinho tinto, apresentou o maior valor médio global de  $\Delta b^*$  (20,48), sendo que o VITAPM9® (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) imerso em chá não apresentou alterações ( $\Delta b^* = 0$ ).



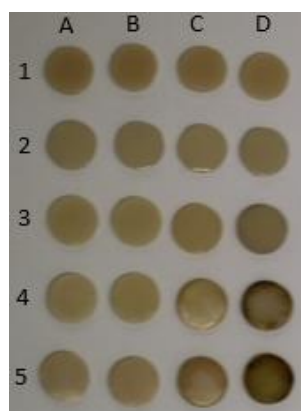
**Gráfico 8** – Comparação dos valores médios globais de  $\Delta b^*$  dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes

No gráfico 9 estão representados os valores médios globais de  $\Delta E$  para os diferentes materiais em função da solução pigmentante. O material que sofreu menos alterações de cor foi o VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany), mantendo valores médios globais constantes de  $\Delta E$ , imperceptíveis a olho nu ( $\Delta E < 1$ ), para todas as soluções pigmentantes. O material que apresentou maior variação de cor com resultados clinicamente inaceitáveis foi o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) quando imerso em vinho tinto ( $\Delta E = 25,7$ ).



**Gráfico 9** – Comparação dos valores médios globais de  $\Delta E$  dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes

Os resultados demonstram que a solução que apresentou maior potencial de pigmentação foi o vinho tinto seguida do chá, da Coca-Cola® e por fim da água destilada, que apresentou o menor potencial de pigmentação (figura 28).

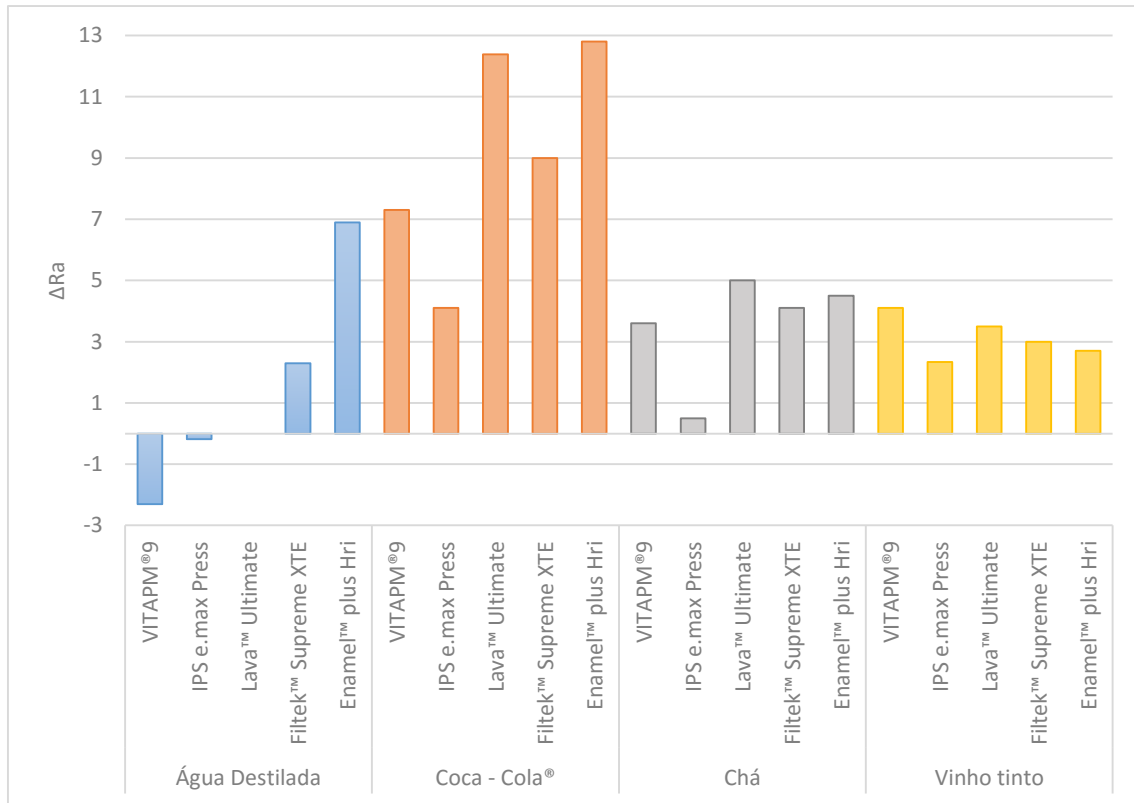


**Figura 28** – Amostras após imersão em soluções pigmentantes: 1 - VITAPM®9; 2- IPS e.max Press; 3 - Lava™ Ultimate; 4 - Filtek™ Supreme XTE; 5 - Enamel™ plus Hri; A – Água Destilada; B – Coca-Cola®; C – Chá; D – Vinho tinto.

b. Rugosidade de superfície

No gráfico 10 estão representados os dados correspondentes ao parâmetro  $\Delta R_a$  (nm). De acordo com os resultados obtidos, é possível aferir que existe sempre aumento da rugosidade de superfície após a imersão em pigmentos, exceto no VITAPM® 9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein), quando imersos em água destilada, em que existe uma diminuição do  $\Delta R_a$ , e no caso do Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA), também quando imerso em água destilada, em que o  $\Delta R_a$  mantém o mesmo valor.

Verifica-se ainda que a solução pigmentante que mais alterações originou em relação à rugosidade de superfície foi a Coca – Cola®, sendo que tanto no caso do vinho como no do chá, as alterações que ocorreram variaram consoante o material em estudo.



**Gráfico 10** – Comparação dos valores de  $\Delta R_a$  dos diferentes materiais após imersão em soluções pigmentantes

Nos anexos 3 e 4 encontram-se informações mais detalhadas da análise estatística inferencial.

## V. Discussão

Como referido anteriormente, as propriedades dos materiais restauradores são afetadas pela dieta alimentar dos pacientes devido à exposição a diversos fatores presentes na cavidade oral, como a temperatura, humidade, alimentos e hábitos tabágicos (Arocha et al., 2014). O presente estudo focou-se nas alterações da estabilidade de cor e rugosidade de superfície que dois destes fatores (temperatura e alimentação) podem originar em diversos tipos de materiais dentários tais como cerâmicas, materiais restauradores híbridos e resinas compostas.

Relativamente às alterações de temperatura verificadas na cavidade oral, S.-H. Lee et al. (2004) sugere que materiais dentários como a resina composta, são suscetíveis à fadiga térmica, originando alterações de cor nos mesmos. Estes autores referem também que a estabilidade de cor após envelhecimento acelerado varia consoante o material e as suas propriedades.

Na tabela 7 estão reportados alguns estudos com metodologia semelhante que avaliam o efeito do envelhecimento acelerado na estabilidade de cor. Existem outros métodos para realizar envelhecimento acelerado, no entanto apenas foram considerados para termo de comparação estudos que realizaram o envelhecimento através de termociclagem.

**Tabela 7** – Alguns estudos *in vitro* do efeito da termociclagem na estabilidade de cor de diversos materiais (<sup>1</sup>-Resina composta indireta; <sup>2</sup>-Cerâmica; <sup>3</sup>-Resina composta direta.)

	Materiais	Termociclagem	Fundo	Resultados
S.-H. Lee et al., 2004	Artglass <sup>1</sup> Tescera <sup>TM1</sup> Empress 2 <sup>2</sup>	2000 Ciclos 5°/55° C 30 Segundos	Não refere	Todos os materiais com $\Delta E \leq 3,3$ ; Resultados clinicamente aceitáveis.
Y.-K. Lee et al., 2005	Charisma <sup>®3</sup> Clearfil <sup>TM</sup> AP-X <sup>3</sup> Esthet X <sup>3</sup> Filtek <sup>TM</sup> Supreme <sup>3</sup> Palfique <sup>®</sup> Estelite <sup>®3</sup> Point 4 <sup>TM3</sup> Tetric Ceram <sup>®3</sup> TPH Spectrum <sup>3</sup>	2000 Ciclos 5°/55° C	Branco	Todos os materiais com $\Delta E \leq 3,3$ ; Resultados demonstram alterações de cor desprezíveis; $p < 0,05$ para $\Delta E$ entre os diversos materiais.
(Choi, Lee, Rhee, Yang, & Lim, 2006)	IPS d.Sign <sup>2</sup> Arabesk Top <sup>3</sup> Filtek <sup>TM</sup> Supreme <sup>3</sup> Tetric Ceram <sup>®3</sup>	3000 Ciclos 5°/55°C 20 Segundos	Não refere	$\Delta E$ aceitáveis para todos os materiais exceto Filtek Supreme ( $\Delta E > 2,28$ ); $p > 0,05$ para $\Delta E$ entre os diversos materiais.

<p>Y.-K. Lee, Yu, Lim, &amp; Lim, 2011</p>	<p>Estelite Sigma<sup>3</sup> BelleGlass NG<sup>TM 1</sup> Sinfony<sup>TM 1</sup></p>	<p>5000 Ciclos 5°/55° C 15 Segundos</p>	<p>Branco</p>	<p>Todos os materiais com <math>\Delta E \leq 3,3</math>; Resultados clinicamente aceitáveis; <math>p &gt; 0,05</math> para <math>\Delta E</math> entre os diversos materiais; <math>p &lt; 0,05</math> para <math>\Delta L^*</math>, <math>\Delta a^*</math> e <math>\Delta b^*</math> entre os diversos materiais.</p>
--	---	---	---------------	--

É possível verificar que embora alguns não refiram, dois dos estudos presentes na tabela 7, utilizaram um fundo branco para medição da cor sendo que o estudo atual utilizou um fundo preto. A cor preta, embora mais absorvente que a branca, foi escolhida atendendo ao facto de que o presente estudo utilizou materiais que se focam na estética, sendo o preto a cor que mais se aproxima da situação clínica dos dentes anteriores (Ardu et al., 2010).

No presente estudo verificou-se que após termociclagem, todos os materiais apresentaram valores de  $\Delta E \leq 3,3$  (cl clinicamente aceitáveis) o que vai ao encontro ao trabalho realizado por S.-H. Lee et al. (2004), apesar de estes terem utilizado materiais e períodos de termociclagem diferentes. Estes autores defendem que as alterações de cor verificadas pelo Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein) podem dever-se ao facto de a água se difundir na interface da estrutura composta, o que também poderá ter ocorrido no presente estudo relativamente ao IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein), uma vez que este consiste numa cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio de geração posterior ao Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG – Shaan, Liechtenstein).

Y.-K. Lee et al. (2005) apresentaram um trabalho com metodologia semelhante ao de S.-H. Lee et al. (2004), no entanto optaram por comparar diversas marcas de resinas compostas diretas. Apesar de também utilizarem materiais e períodos de termociclagem diferentes, estes autores, assim como o presente estudo, avaliaram resinas compostas híbridas e uma resina composta nanoparticulada. Os resultados obtidos encontram-se em concordância com o estudo atual uma vez que se verificou um  $\Delta E \leq 3,3$  para todos os materiais, sendo as diferenças entre materiais estatisticamente significativas.

Choi et al. (2006), são outros autores que apresentam um estudo semelhante ao de S.-H. Lee et al. (2004), no entanto comparam cerâmica com resinas compostas diretas. Estes autores concluíram que apenas o Filtek Supreme (3M ESPE – Minnesota, USA) não apresentou valores clinicamente aceitáveis, o que se verifica devido à utilização como parâmetro de um valor mais baixo para estas alterações ( $\Delta E > 2,28$ ) do que o utilizado nos restantes trabalhos.

Tanto nos trabalhos de Choi et al. (2006) como de Y.-K. Lee et al. (2011), os valores médios de  $\Delta E$  dos diferentes materiais não obtiveram diferenças estatisticamente significativas, verificando-se uma discordância em relação aos resultados obtidos neste estudo. Esta discordância pode dever-se à utilização de diferentes períodos de termociclagem, uma vez que os referidos autores utilizaram, respetivamente, 3000 e 5000 ciclos a 5°/55°C durante 20 e 15 segundos. Ambos os autores referem que estes períodos de termociclagem constituem uma limitação às suas investigações, sugerindo que no futuro se analisem períodos de tempo superiores, como foi o caso do estudo atual (10.000 ciclos, 5°/55°C durante 30 segundos).

Dos estudos referidos na tabela 7, Y.-K. Lee et al. (2011) foram os únicos autores que para além de analisarem as alterações de cor ( $\Delta E$ ), também analisaram as alterações sofridas pelos parâmetros CIE  $L^*$ ,  $a^*$  e  $b^*$ . Os resultados obtidos vão ao encontro aos do estudo atual no que se refere aos valores médios de  $\Delta E \leq 3,3$  e às diferenças estatisticamente significativas entre os diversos materiais para os valores médios de  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  e  $\Delta b^*$ . Após uma análise mais incisiva sobre este trabalho, podemos ainda constatar que os autores utilizaram uma resina composta (Estelite Sigma), classificada como supra nanoparticulada pelo fornecedor (Tokuyama Dental America Inc, Encinitas, Califórnia, USA). Os resultados obtidos revelam uma diminuição de valores médios de  $\Delta b^*$ , à semelhança dos valores registados pela resina nanoparticulada (Filtek™ Supreme - 3M ESPE – Minnesota, USA), no entanto apresentaram um aumento dos valores médios de  $\Delta a^*$ . Estas discrepâncias podem dever-se às diferenças na composição de ambas as resinas, uma vez que apesar de a Estelite Sigma (Tokuyama Dental America Inc, Encinitas, Califórnia, USA) ser classificada como supra nanoparticulada pelo seu fornecedor e não considerada uma verdadeira resina nanoparticulada devido ao tamanho apresentado pelas suas partículas (0,1-0,3  $\mu\text{m}$ ), em muito superior ao apresentado pela Filtek™ Supreme (3M ESPE – Minnesota, USA).

Outro ponto a ter em conta após análise detalhada dos diferentes trabalhos é o facto de a resina nanoparticulada ter apresentado menor, ou igual variação de cor tanto no presente estudo como no estudo de Y.-K. Lee et al. (2005) em relação a resinas híbridas, e ter apresentado superior variação de cor no estudo de Choi et al. (2006).

De forma a ser possível retirar uma conclusão em relação à resistência térmica de resinas híbridas e nanoparticuladas, e uma vez que diversos autores (Choi et al., 2006; Y.-K. Lee et al., 2005, 2011) referem que a composição das partículas inorgânicas e da matriz orgânica, a sua degradação, a acumulação de pigmentos e a sorção de água são alguns dos fatores que podem estar correlacionados com as alterações de cor apresentadas pelas resinas compostas, sugere-se que no futuro se realizem mais estudos sobre este tema.

Foi também objetivo deste trabalho avaliar se as alterações de temperatura verificadas na cavidade oral afetam de forma significativa a rugosidade de superfície dos diversos materiais, uma vez que este é um tema menos estudado e que desperta o interesse da comunidade científica (Minami et al., 2007).

Na tabela 8 estão reportados alguns estudos com metodologia semelhante que avaliam o efeito da termociclagem na rugosidade de superfície.

**Tabela 8** – Alguns estudos *in vitro* do efeito da termociclagem na rugosidade de superfície de diversas resinas compostas (<sup>1</sup>- Giomer; <sup>2</sup>- Microhíbrida; <sup>3</sup>- Nanoparticulada; <sup>4</sup>- Híbrida heterogénea; <sup>5</sup>- Híbrido com filamentos pré-polymerizados; <sup>6</sup>- Microparticulada)

	Materiais	Termociclagem	Resultados
(Minami et al., 2007)	Beautfil <sup>1</sup> Esthet-X <sup>2</sup> Filtek™ Supreme <sup>3</sup> Inten-S <sup>4</sup> Point 4™ <sup>2</sup> Solare <sup>5</sup> Venus® <sup>2</sup>	20.000 e 50.000 Ciclos 4°/60° C 1 Minuto	R <sub>a</sub> ↑ em todos os materiais (exceto Point 4) após termociclagem; p<0,0001 entre os diferentes materiais, indicando estes reagiram de forma diferente à termociclagem; R <sub>a</sub> inferior a 0,2µm para todos os materiais.
(Dos Santos et al., 2015)	Renamel Microfill <sup>6</sup> Durafill <sup>6</sup> Point 4™ <sup>2</sup> Filtek™ Z250 <sup>2</sup> Renamel Microhybrid <sup>2</sup> Clearfil™ AP-X <sup>2</sup> Filtek™ Supreme Plus <sup>4</sup> Premise™ <sup>4</sup> Renamel Nano <sup>4</sup> Clearfil Majesty™ Esthetic <sup>4</sup>	3000 e 10.000 Ciclos 5°/55° C 5 Minutos	Todos os materiais sofreram ↑ de R <sub>a</sub> após 3000 ciclos; Verifica-se uma tendência para ↓ de R <sub>a</sub> após 10.000 ciclos; p>0,05 entre os diferentes matérias após 10.000 ciclos; R <sub>a</sub> inferior a 0,2µm para todos os materiais

É possível verificar que ambos os trabalhos avaliam apenas resinas compostas, limitando desta forma a discussão de resultados a esses materiais e evidenciando uma lacuna na literatura, no que se refere ao efeito da termociclagem em relação a outros materiais restauradores, como é o caso de materiais híbridos e cerâmicas. Embora não sejam exatamente as mesmas resinas compostas, ambos os estudos avaliaram resinas híbridas e nanoparticuladas, assim como o presente estudo.

Após análise incisiva de ambos, verifica-se que estes sugerem uma tendência para o aumento inicial da rugosidade de superfície, posterior diminuição da mesma e por fim, novo aumento. Os resultados obtidos estão de acordo com o trabalho de Dos Santos et al. (2015), uma vez que se verifica uma diminuição da rugosidade de superfície das resinas compostas após 10.000 ciclos sem diferenças significativamente estatísticas entre os diversos materiais.

Deste modo, é importante reforçar que todos os estudos em análise recorreram a ciclos, temperaturas e tempos de imersão díspares, considerando-se necessário a realização de trabalhos futuros que avaliem estes materiais em diferentes períodos de termociclagem, embora sujeitos às mesmas temperaturas, tempos de imersão e intervalos entre banhos. Só desta forma será possível obter uma correlação entre a termociclagem e a longevidade clínica dos diferentes materiais (Dos Santos et al., 2015).

Dada a escassez de investigação com a metodologia idêntica que avalie materiais como a cerâmica, torna-se complicado proceder à discussão dos resultados obtidos, contudo, Ferracane (2006) afirma que a água pode atuar nas cerâmicas como um ácido fraco originando a erosão da superfície das partículas de enchimento. Este poderá ter sido um dos fatores que originou o aumento de rugosidade verificado no presente estudo, no entanto são necessários estudos sobre este tema para que possam ser retiradas mais conclusões.

Em relação ao fator alimentação, são diversos os estudos que referem a capacidade que várias bebidas (café, chá, vinho tinto e Coca-Cola®), frequentemente presentes na alimentação diária dos pacientes, têm de pigmentarem e alterarem as características de diversos materiais restauradores estéticos (Ertaş et al., 2006; Nasim, Neelakantan, Sujeer, & Subbarao, 2010).

A tabela 9 apresenta, em suma, alguns estudos realizados, que tal como este, avaliam a variação da cor dos diversos materiais após pigmentação, ou seja, a suscetibilidade que os mesmos têm à pigmentação depois de imersos em diversas soluções pigmentantes.

**Tabela 9** – Alguns estudos *in vitro* das alterações de cor de diversos materiais após imersão em soluções pigmentantes

Estudo	Materiais	Soluções Pigmentantes	Período	Resultados
(Ertaş et al., 2006)	Filtek™ P60 Filtek™ Z250 Quadrant LC Filtek™ Supreme Grandio	Água destilada Café Chá preto Coca-Cola® Vinho tinto	1 dia	Vinho>Café>Chá >Coca-Cola®>Água destilada;  Vinho, Chá e Coca-Cola® apresentaram ΔE clinicamente inaceitável; TEGMA < estabilidade de cor.
(Villalta et al., 2006)	Filtek™ Supreme Esthet X	Água destilada Café Vinho Tinto	3h/dia 40 dias	Vinho e Café apresentaram ΔE clinicamente inaceitável;  Filtek™ Supreme demonstrou < estabilidade de cor.
(Samra et al., 2008)	Tetric Ceram® Targis Resilab Master BelleGlass™ HP IPS-Empress 2	Café	15 dias	IPS-Empress 2 demonstrou > estabilidade de cor;  Restantes materiais com ΔE≥3,3.
(Topcu et al., 2009)	Filtek™ Supreme Filtek™ Z250 Charisma® Quadrant	Saliva artificial Sumo de Limão granulado Café Coca-Cola® Sumo de cereja Sumo de cenoura Vinho tinto Água Destilada	1 dia	Filtek™ Supreme demonstrou > estabilidade de cor;  Vinho tinto e café > potencial de pigmentação
(Nasim et al., 2010)	Heliomolar® Spectrum® TPH® Filtek™ Z350	Água destilada Chá Pepsi®	1h/dia 30 dias	Todos os materiais apresentam ΔE<3,3; Chá>Pepsi®>Água; Microhíbridos > estáveis que nano e microparticulados.
(Mundim et al., 2010)	Esthet-X SureFil™ Filtek™ Z250	Água destilada Café Coca-Cola®	15 dias	Café>Coca-Cola®; Café ΔE≥3,3; Coca-Cola® ΔE<3,3.

(Ardu et al., 2010)	Miris® 2 Synergy® D6 Premise™ Durafill VS® Venus® Enamel Plus HFO® Artemis® Filtek™ Supreme XT Gradia® Direct Clearfil Majesty™ Ceram X® Duo Esthet-X	Café Chá verde Coca-Cola® Sumo de laranja Vinho tinto	99 dias	Vinho>Café>Chá >Sumo>Coca-Cola®.
(Gawriolek et al., 2012)	IPS e.max IPS Classic Gradia® Sinfony™	Água Destilada Café Chá Vinho tinto	5 dias	Resinas compostas são muito mais suscetíveis a alterações de cor que cerâmicas; $\Delta E \geq 3,3$ para resinas compostas; $\Delta E < 3,3$ para cerâmicas.
(Stawarczyk et al., 2012)	Blanc High-class ZENO PMMA artBloc Temp artegral ImCrown CAD-Temp Unifast III Gradia® CronMix® K Integral® esthetic press Empress® CAD	Café Chá Preto Vinho preto	180 dias	Vinho>Café>Chá; 4 das 5 resinas para CAD/CAM demonstraram estabilidade de cor semelhante à cerâmica vítrea Empress®s CAD.
(Reddy et al., 2013)	Filtek™ Z350 Filtek™ Z250 Filtek™ Z100	Água destilada Coca-Cola® Café Chá	30 dias	Todos os materiais apresentam $\Delta E \geq 3,3$ exceto em água destilada; Café>Chá>Coca-Cola®>Água; Resina nanoparticulada demonstrou > estabilidade de cor.
(Arocha et al., 2014)	Lava™ Ultimate Paradigm™ SR Adoro Premise Indirect	Água destilada Café Chá preto Vinho tinto	4 semanas	Vinho>Café>Chá;

(Lawson & Burgess, 2015)	Paradigm™ MZ100 Paradigm™ C Lava™ Ultimate Enamic® IPS e.max CAD	1 Solução com sumo de arando, chá preto e café	12 dias	Materiais híbridos demonstraram menos estabilidade de cor do que cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD);  Todos os materiais demonstraram $\Delta E < 3,3$ .
--------------------------	--	--	---------	--

Após análise incisiva sobre os mesmos, verifica-se que assim como no presente estudo, o vinho tinto, sendo uma das bebidas mais consumidas da atualidade, foi a que demonstrou maior capacidade de pigmentação face às restantes. Ardu et al. (2010) atribuí esta capacidade à elevada presença de taninos no vinho tinto, no entanto Arocha et al. (2014) sugere que o álcool pode atuar na matriz orgânica das resinas compostas modificando-a. A Coca-Cola®, apesar da presença de ácido fosfórico e do seu pH extremamente baixo, demonstrou ter menor capacidade de pigmentação que o chá devido à falta de corantes amarelos na sua constituição e que se encontram em elevadas quantidades no chá (Ertaş et al., 2006; Mundim et al., 2010).

Analisando os diferentes tipos de materiais observa-se que nos estudos de Topcu et al. (2009) e Reddy et al. (2013) as resinas compostas nanoparticuladas utilizadas obtiveram melhor resistência à pigmentação do que os restantes compósitos híbridos, assim como no presente estudo. Os autores sugerem que estes resultados ocorram devido aos elevados níveis de silano presentes na estrutura das resinas híbridas que, pela sua elevada capacidade de absorção de água, tornam estas resinas compostas mais suscetíveis à pigmentação. Os mesmos defendem que a utilização do silano como agente de ligação desempenha um papel tão importante em relação à estabilidade de cor como o tipo de resina utilizado como base para as resinas compostas.

No entanto, os estudos efetuados por Ertaş et al. (2006), Villalta et al. (2006) e Nasim et al. (2010) demonstram resultados contraditórios aos anteriormente referidos. Ertaş et al. (2006) conclui que materiais que contêm TEGDMA na sua constituição, como é o caso do Filtek Supreme (geração anterior à do Filtek Supreme XTE - 3M ESPE – Minnesota, USA), apresentam menor estabilidade de cor uma vez que este consiste num monómero hidrofílico com elevada capacidade de sorção de água. Por seu turno, Nasim et al. (2010) afirma que devido ao tamanho reduzido das suas partículas, o compósito nanoparticulado (Filtek Z350 3M ESPE – Minnesota, USA) deveria apresentar maior estabilidade de cor, contudo pela

composição da sua matriz orgânica ou possível porosidade do agregado de partículas inorgânicas isto não se verifica.

O trabalho de Stawarczyk et al. (2012) foca-se na avaliação do comportamento de resinas para tecnologia CAD/CAM comparativamente a uma cerâmica vítrea concluindo que devido à sua estrutura homogênea, 4 em 5 das resinas testadas demonstraram estabilidade de cor semelhante à cerâmica vítrea. Lawson & Burgess (2015), que também avaliaram o comportamento de materiais restauradores híbridos, referem que estes demonstram menos resistência à pigmentação que a cerâmica de dissilicato de lítio em estudo, no entanto todos apresentaram alterações de cor clinicamente aceitáveis após um ano de envelhecimento acelerado. Apesar de não se tratarem dos mesmos materiais, Gawriolek et al. (2012) avaliou cerâmicas vítreas e resinas compostas indiretas, sendo que as últimas a apresentarem menor estabilidade de cor, comparativamente às cerâmicas. Tal pode ocorrer devido a dois fatores: o primeiro, o facto de as resinas apresentarem na sua composição polímeros com afinidade superior à das cerâmicas para os corantes orgânicos presentes nas soluções pigmentantes; o segundo, o facto de esses polímeros possuírem maiores coeficientes de difusão e maior porosidade tornando mais fácil a penetração desses corantes. Um estudo recente realizado por Acar et al. (2015) é ainda mais completo, acrescentando que segundo os seus resultados, a resina composta nanoparticulada é a mais suscetível à pigmentação quando comparada com materiais híbridos nanocerâmicos/resina e com cerâmica de dissilicato de lítio, apresentando esta última os melhores resultados. Todos os resultados referidos estão em concordância com o estudo atual.

Por último, foi encontrado apenas um estudo com metodologia semelhante que, analisa os resultados da rugosidade de superfície dos diversos materiais após imersão em pigmentos. Reddy et al. (2013) avaliou a rugosidade de superfície de resinas compostas nanoparticuladas e híbridas após imersão em várias bebidas com características corantes presentes na alimentação diária da população. Assim como no presente estudo, concluiu que as amostras que foram imersas em Coca-Cola® (a bebida com menor pH em estudo) apresentaram um aumento da rugosidade superior às amostras imersas nas restantes soluções. Os autores defendem que a rugosidade de superfície pode ser largamente afetada pela composição química das bebidas, pelo tipo de ácidos presentes na sua constituição e pelo potencial ácido de cada ingrediente. Referem também que o aumento da rugosidade de superfície dos materiais quando imersos em bebidas, pode dever-se à

capacidade da água presente se infiltrar e diminuir as propriedades mecânicas da matriz polimérica.

Verificou-se que os materiais que inicialmente apresentavam os menores valores de rugosidade de superfície, foram os mesmos que continuaram a apresentar os valores mais baixos após imersão em pigmentos e vice-versa. Reddy et al. (2013) concluiu que as resinas compostas híbridas obtiveram rugosidade de superfície superior à apresentada pelas resinas nanoparticuladas. Janus et al. (2010) e Țălu et al. (2015) cujos trabalhos foram desenvolvidos no sentido de verificar qual a resina composta que apresenta menor rugosidade de superfície após diversas técnicas de polimento, apresentaram conclusões semelhantes. No entanto, Țălu et al. (2015) refere que embora resultados superiores sejam esperados para resinas compostas nanoparticuladas, não podemos garantir a qualidade de superfície de um material apenas com base nas suas nanopartículas. Contudo, não existe um consenso científico sobre este tema. Kaizer, De Oliveira-Ogliari, Cenci, Opdam, & Moraes (2014) procederam a uma revisão sistemática da literatura avaliando resinas compostas nanoparticuladas e com partículas inferiores a 1  $\mu\text{m}$ , sendo que após análise concluíram não existir evidência científica suficiente para suportar a escolha de qualquer uma das resinas anteriormente referidas em detrimento de uma resina composta microhíbrida.

É de realçar a ausência de literatura com metodologia semelhante que avalie a rugosidade de superfície de diferentes materiais estéticos após imersão em soluções pigmentantes, quer sejam estes materiais híbridos ou cerâmicas, apresentando-se este fator como uma limitação na comparação de resultados.

Verifica-se que todos os materiais, após 1 ano de envelhecimento acelerado, demonstraram valores de  $R_a$  bastante inferiores ao limite estipulado de 0,2  $\mu\text{m}$ , no entanto consideramos que não podem ser retiradas conclusões diretas relativamente a este valor, uma vez que o mesmo não foi medido com o MFA e que a rugosidade é uma medida dependente da escala, ou seja, que aumenta ou diminui consoante a área em estudo é maior ou menor. Além disso, é importante referir que o MFA é um método de elevada resolução uma vez que percorre toda a área de estudo detalhada. O facto de medir pequenas áreas apresenta como vantagens a necessidade de uma amostra de tamanho mais reduzido que os restantes instrumentos com igual função e permite analisar as amostras quantas vezes forem necessárias (Tholt de Vasconcellos et al., 2006). No entanto, a literatura demonstra alguma discordância relativamente ao facto de uma amostra tão

pequena ser representativa, ou não, de uma superfície maior. Janus et al. (2010) afirma que esta é representativa apenas de um local e não de uma superfície global, sendo que se queremos uma análise global devemos recorrer à profilometria. Contudo, Tholt de Vasconcellos et al. (2006) afirma que embora analise uma área pequena ela é representativa, uma vez que a análise obtida contém detalhe superior em relação à análise obtida com profilometria. Este autor refere ainda que só não se verifica o uso mais recorrente do MFA devido à falta de protocolos estabelecidos para a avaliação da rugosidade de superfície através deste instrumento.

Assim, sugere-se que mais estudos com diversos materiais sejam realizados nesta área para que possam ser tiradas conclusões. Para esses estudos propomos que sejam realizadas 3 a 5 medições em diferentes regiões da amostra para posterior obtenção de um valor médio, de modo a tornar os valores das medições realizadas com o MFA mais representativos de uma área global.



## VI. Conclusões

A rugosidade de superfície e estabilidade da cor dos diferentes materiais restauradores estéticos foram avaliadas e comparadas após termociclagem e imersão em variadas soluções pigmentantes, durante um período equivalente a 1 ano na cavidade oral. Tendo em consideração as limitações deste estudo e os resultados obtidos de acordo com a análise qualitativa e quantitativa, foi possível concluir que:

1. Após termociclagem, o VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e o Filtek™ Supreme (XTE 3M ESPE – Minnesota, USA) apresentaram alterações de cor imperceptíveis a olho nu ( $\Delta E < 1$ ), sendo que os restantes materiais apresentaram alterações de cor clinicamente aceitáveis ( $1 < \Delta E \leq 3,3$ ).
2. Após termociclagem, a rugosidade de superfície das cerâmicas vítreas VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) e IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG – Schaan, Liechtenstein) aumentou, enquanto que nos restantes materiais diminuiu. Mesmo após esse aumento as cerâmicas demonstraram valores de rugosidade de superfície bastante inferiores aos restantes materiais.
3. Os resultados obtidos sugerem uma relação entre a estabilidade de cor e rugosidade de superfície dos diferentes materiais e a fadiga térmica.
4. Ocorreu variação de cor em todos os materiais estudados nesta investigação, após imersão dos mesmos durante 12 dias nas diversas soluções pigmentantes.
5. O vinho tinto foi a solução pigmentante que maior variação da cor causou de forma generalizada, seguido do chá, Coca-Cola® e por último a água destilada.
6. De modo geral, o VITAPM®9 (VITA Zahnfabrik - Bad Säckingen, Germany) foi o material que demonstrou maior estabilidade de cor quando imerso nas diferentes soluções pigmentantes.
7. O material que demonstrou menor estabilidade de cor quando imerso nas soluções pigmentantes foi o Enamel™ plus Hri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) com valores clinicamente inaceitáveis ( $\Delta \geq 3,3$ ) tanto para o chá como para o café.

8. A Coca-Cola® foi a solução pigmentante que, de forma generalizada, maior variação de rugosidade de superfície originou.
9. O Enamel™ plus HHri (Micerium S.p.A. – Avegno (GE), Italy) foi o material que sofreu maior variação da rugosidade de superfície após imersão em Coca-Cola®, sendo imediatamente seguido pelo Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA).
10. O Lava™ Ultimate (3M ESPE – Minnesota, USA) após ser imerso em água destilada foi o único material que não sofreu alterações em relação à rugosidade de superfície.
11. Os pacientes devem ser alertados quanto às consequências que os seus hábitos alimentares podem originar nos tratamentos restauradores que realizam.
12. Os resultados obtidos sugerem que não se verifica relação entre a rugosidade de superfície e a estabilidade de cor dos diversos materiais, uma vez que quando imersos nas mesmas soluções, os materiais que apresentaram maiores alterações de cor não foram os mesmos que apresentaram maior rugosidade.
13. A hipótese nula deste estudo deve ser rejeitada, dado que se verificam diferenças significativas na rugosidade de superfície e estabilidade de cor após termociclagem.

## VII. Bibliografia

- Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., & Johnston, W. M. (2015). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–5. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.014>
- Ahn, J. S., & Lee, Y. K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 18–28. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60129-8](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60129-8)
- Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39, 9–17. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.01.006>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of dental materials* (12th ed.). Elsevier Inc.
- Ardu, S., Braut, V., Gutemberg, D., Krejci, I., Dietschi, D., & Feilzer, A. J. (2010). A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 41(8), 695–702.
- Arocha, M. A., Basilio, J., Llopis, J., Di Bella, E., Roig, M., Ardu, S., & Mayoral, J. R. (2014). Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of Dentistry*, 42(7), 831–838. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.04.002>
- Ayatollahi, M. R., Yahya, H. Y., Karimzadeh, A., Nikkhooyifar, M., & Ayob, A. (2015). Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composite materials. *Materials Science and Engineering C*, 54, 69–75. <http://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.04.025>
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. (2015). Dental Ceramics : Part I – An Overview of Composition , Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13–18. <http://doi.org/10.12691/materials-3-1-3>
- Bhat, V., Prasad, K., Sood, S., & Bhat, A. (2011). Role of colors in prosthodontics: Application of color science in restorative dentistry. *Indian Journal of Dental Research*, 22(6), 804–809. <http://doi.org/10.4103/0970-9290.94675>
- Brook, A. H., Smith, R. N., & Lath, D. J. (2007). The clinical measurement of tooth colour and stain. *International Dental Journal*, 57, 324–330.
- Calvo, F., Sanz, A., Negre, A. a., & Fernandez, R. (2014). A Survey of Surface Texture Characterization with Two and Three-Dimensional Contact Methods. *Key Engineering Materials*, 615, 3–8. <http://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.615.3>

- Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., & Hung, C. C. (2015). Evaluation of the accuracy and limitations of three tooth-color measuring machines. *Journal of Dental Sciences*, *10*(1), 16–20. <http://doi.org/10.1016/j.jds.2013.04.004>
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, *89*, 549–560. <http://doi.org/10.1177/0022034510363765>
- Choi, M.-S., Lee, Y.-K., Rhee, S.-H., Yang, H.-C., & Lim, Y.-J. (2006). Changes in Color and Translucency of Porcelain-Repairing Resin Composites After Thermocycling. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, *78*(B), 1–6. <http://doi.org/10.1002/jbmb>
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, *38*(SUPPL. 2), 2–16. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001>
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(5), 389–404. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, *90*, 402–416. <http://doi.org/10.1177/0022034510381263>
- Da Costa, J., Adams-Belusko, A., Riley, K., & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, *38*, e123–e128. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.02.005>
- Da Silva, E., Rodrigues, C. de S., Dias, D., da Silva, S., Amaral, C., & Guimarães, J. (2014). Effect of toothbrushing-mouthrinse-cycling on surface roughness and topography of nanofilled, microfilled, and microhybrid resin composites. *Operative Dentistry*, *39*(5), 521–529. <http://doi.org/10.2341/13-199-L>
- Daswani, S., Aras, M., Chitre, V., & Rajagopal, P. (2014). Dental ceramics : material options and clinical recommendations. *J Adv Med Dent Scie*, *2*(2), 67–73.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, *21*, 999–1007. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2004.11.005>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, *24*(3), 299–307. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Dos Santos, P. H., Catelan, A., Guedes, A. P. A., Suzuki, T. Y. U., Godas, A. G. de L., Briso, A. L. F., & Bedran-Russo, A. K. (2015). Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, *73*, 176–181. <http://doi.org/10.3109/00016357.2014.971868>

- Drummond, J. L. (2008). Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of Dental Research*, 87, 710–719. <http://doi.org/10.1177/154405910808700802>
- Dudea, D., Lasserre, J. F., Alb, C., Culic, B., Pop Ciutrla, I. S., & Colosi, H. (2012). Patients' perspective on dental aesthetics in a South-eastern European community. *Journal of Dentistry*, 40, 72–81. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.016>
- Eaton, P., & West, P. (2010). *Atomic Force Microscopy*. New York: Oxford University Press Inc.
- Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., Ozsoy, A., & Topcu, F. T. (2013). Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 160–169. <http://doi.org/10.1016/j.jds.2012.05.007>
- Ertaş, E., Güler, A. U., Yücel, A. C., Köprülü, H., & Güler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25(2), 371–376. <http://doi.org/10.4012/dmj.25.371>
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22, 211–222. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.005>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite-state of the art. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27, 29–38. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Fradeani, M. (2004). Esthetic analysis: a systematic approach to prosthetic treatment. In *Esthetic rehabilitation in fixed prosthodontics* (pp. 137–153). Quintessence Publishing Co, Inc.
- García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal.*, 11, 215–220.
- Gawriolek, M., Sikorska, E., Ferreira, L., Costa, A., Khmelinskii, I., Krawczyk, A., ... Koczorowski, R. (2012). Color and Luminescence Stability of Selected Dental Materials In Vitro. *Journal of Prosthodontics*, 21(2), 112–122. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00808.x>
- Giacomelli, L., Derchi, G., Frustaci, A., Bruno, O., Covani, U., Barone, A., ... Chiappelli, F. (2010). Surface roughness of commercial composites after different polishing protocols: an analysis with atomic force microscopy. *The Open Dentistry Journal*, 4, 191–194. <http://doi.org/10.2174/1874210601004010191>
- Giordano, R., & McLaren, E. a. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(9), 682–684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. a., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. F. a. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–352. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005>
- Heymann, H. O., Swift Jr., E. J., & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Inc.
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. c. (2013). *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (Fourth). Quintessence Publishing Co Inc.
- Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices*, 5(6), 729–745. <http://doi.org/10.1586/17434440.5.6.729>
- ISO 25178-2. Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: Areal - Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters (2012).
- Jain, V., Platt, J. A., Moore, K., Spohr, A. M., & Borges, G. A. (2013). Color stability, gloss, and surface roughness of indirect composite resins. *Journal of Oral Science*, 55(1), 9–15. <http://doi.org/10.2334/josnusd.55.9>
- Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., & Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials*, 26(5), 416–425. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.09.014>
- Johnston, W. M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37(SUPPL. 1), 2–6. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.011>
- Joiner, A., Hopkinson, I., Deng, Y., & Westland, S. (2008). A review of tooth colour and whiteness. *Journal of Dentistry*, 36, 2–7. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.09.011>
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42–45; discussion 31. <http://doi.org/10.1038/sj.bdj.4810881>
- Kaizer, M. R., De Oliveira-Ogliari, A., Cenci, M. S., Opdam, N. J. M., & Moraes, R. R. (2014). Do nanofill or submicron composites show improved smoothness and gloss? A systematic review of in vitro studies. *Dental Materials*, 30(4), e41–e78. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.001>
- Kelly, J., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 84–96. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: what is this stuff anyway? *Journal of the American Dental Association*, 139, 4S–7S. <http://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0359>

- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(3), 193–199. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60028-7](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60028-7)
- Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. <http://doi.org/10.1111/jerd.12166>
- Lee, S.-H., Lee, Y.-K., & Lim, B.-S. (2004). Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, *15*(11), 1221–1226. <http://doi.org/10.1007/s10856-004-5676-x>
- Lee, Y.-K., Lim, B.-S., Rhee, S.-H., Yang, H.-C., & Powers, J. M. (2005). Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Operative Dentistry*, *30*(4), 436–442.
- Lee, Y.-K., Yu, B., Lim, H.-N., & Lim, J. I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, *19*(2), 154–160. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572011000200012>
- Lu, H., Lee, Y.-K., Oguri, M., & Powers, J. M. (2006). Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Operative Dentistry*, *31*, 734–740. <http://doi.org/10.2341/05-154>
- Magne, P., & Belser, U. (2004). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition A Biomimetic Approach*. Quintessence Publishing Co, Inc.
- Mclaren, E. a, & Cao, P. T. (2009). Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Inside Dentistry*, *7*(October), 94–103.
- Minami, H., Hori, S., Kurashige, H., Murahara, S., Muraguchi, K., Minesaki, Y., & Tanaka, T. (2007). Effects of thermal cycling on surface texture of restorative composite materials. *Dental Materials Journal*, *26*(3), 316–322. <http://doi.org/10.4012/dmj.26.316>
- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *20*, 113–125. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>
- Mortazavi, H., Baharvand, M., & Khodadoust, A. (2012). Colors in Tooth Discoloration : a new classification and literature review. *International Journal of Clinical Dentistry*, *7*(1).
- Mundim, F. M., Garcia, L. D. F. R., & Pires-de-Souza, F. D. C. P. (2010). Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, *18*(3), 249–254. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572010000300009>

- Musanje, L., & Darvell, B. W. (2004). Effects of strain rate and temperature on the mechanical properties of resin composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(8), 750–765. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2003.11.008>
- Nasim, I., Neelakantan, P., Sujeer, R., & Subbarao, C. V. (2010). Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins - An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38(1500), e137–e142. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.020>
- Pini, N. P., Aguiar, F. H. B., Leite Lima, D. A. N., Lovadino, J. R., Suga Terada, R. S., & Pascotto, R. C. (2012). Advances in dental veneers: Materials, applications, and techniques. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 4, 9–16. <http://doi.org/10.2147/CCIDEN.S7837>
- Poljak-Guberina, R., Celebic, A., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2011). Colour discrimination of dental professionals and colour deficient laypersons. *Journal of Dentistry*, 39, e17–e22. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.09.008>
- Prathap, S., Rajesh, H., Bloor, V. a, & Rao, A. S. (2013). Extrinsic stains and management : A new insight. *J. Acad. Indus. Res.*, 1(January), 435–442.
- Reddy, P. S., Tejaswi, K. L. S., Shetty, S., Annapoorna, B. M., Pujari, S. C., & Thippeswamy, H. M. (2013). Effects of commonly consumed beverages on surface roughness and color stability of the nano, microhybrid and hybrid composite resins: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(4), 718–723. <http://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1390>
- Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–1234. <http://doi.org/10.1177/0022034514553976>
- Samra, A. P. B., Pereira, S. K., Delgado, L. C., & Borges, C. P. (2008). Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian Oral Research*, 22(3), 205–210. <http://doi.org/10.1590/S1806-83242008000300003>
- Schmeling, M., De Andrada, M. A. C., Maia, H. P., & De Araújo, E. M. (2012). Translucency of value resin composites used to replace enamel in stratified composite restoration techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(1), 53–58. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00419.x>
- Sharma, N., Rosenstiel, S. F., Fields, H. W., & Beck, F. M. (2012). Smile characterization by U.S. white, U.S. Asian Indian, and Indian populations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(5), 327–335. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60085-7](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60085-7)
- Sharma, P. K., & Sharma, P. (2012). Dental Smile Esthetics: The Assessment and Creation of the Ideal Smile. *Seminars in Orthodontics*, 18(3), 193–201. <http://doi.org/10.1053/j.sodo.2012.04.004>

- Sikri, V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 249–255. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.73381>
- Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. H. F. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 377–383. <http://doi.org/10.4012/dmj.2011-238>
- Țălu, Ș., Stach, S., Lainović, T., Vilotić, M., Blažić, L., Alb, S. F., & Kakaš, D. (2015). Surface roughness and morphology of dental nanocomposites polished by four different procedures evaluated by a multifractal approach. *Applied Surface Science*, 330, 20–29. <http://doi.org/10.1016/j.apsusc.2014.12.120>
- Tholt de Vasconcellos, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–9. <http://doi.org/10.2341/05-54>
- Topcu, F. T., Sahinkesen, G., Yamanel, K., Erdemir, U., Oktay, E. A., & Ersahan, S. (2009). Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European Journal of Dentistry*, 3(1), 50–56.
- Venturini, D., Cenci, M. S., Demarco, F. F., Camacho, G. B., & Powers, J. M. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative Dentistry*, 31(1), 11–17. <http://doi.org/10.2341/04-155>
- Villalta, P., Lu, H., Okte, Z., Garcia-Godoy, F., & Powers, J. M. (2006). Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(February), 137–142. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.11.019>
- Villarroel, M., Fahl, N., De Sousa, A. M., & De Oliveira, O. B. (2011). Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(2), 73–87. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2010.00392.x>
- Witt, M., & Flores-mir, C. (2011). Laypeople's preferences regarding frontal dentofacial esthetics. *The Journal of the American Dental Association*, 142(8), 925–937.
- Yu, B., & Lee, Y. K. (2009). Difference in opalescence of restorative materials by the illuminant. *Dental Materials*, 25(8), 1014–1021. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.03.002>



## VIII. Anexos

### 1. Lista completa de material utilizado

- Matriz metálica com moldes de 10 x 2 mm (ISCSEM)
- Espátula angulada (ASA Dental – Bozzano, Italy)
- Espátula Reta (ASA Dental – Bozzano, Italy)
- Condensador metálico (ASA Dental – Bozzano, Italy)
- Cera de encerar
- Lamparina
- Sonda Periodontal (ASA Dental – Bozzano, Italy)
- Vaselina líquida (Sergipal – Coruche, Portugal) Lote 2015/0411
- 2 Placas de vidro
- 1 Folha de acetato
- Fotopolimerizador “Optilux 501” (Kerr – Middleton, USA)
- Radiómetro “Model 100 Curing Radiometer” (Demetron Research Corporation Danbury, USA)
- Sistema CAD/CAM - Roland DWX4
- Sistema de acabamento e polimento extra-oral para Lava Ultimate - Diashine® Lava™ (3M ESPE, Minnesota, USA)
- Forno injector - VITA VACUMAT® 6000 MP (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha)
- VITAPM® Revestimento (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) Lote 36050
- Vita AKZENT® Plus – Glaze LT Spray (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) Lote E36300
- IPS® Press Vest Speed (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote SL3028
- IPS e.max® Ceram Glaze and Stain Liquid allround (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote N31726
- IPS e.max® Ceram Glaze Paste (Ivoclar Vivadent - Schaan, Liechtenstein) Lote P46581
- Espátula de gesso (ASA Dental – Bozzano, Italy)
- Graal (ASA Dental – Bozzano, Italy)

- Máquina de vácuo - Twister (Renfert – Hilzingen, Germany)
- Forno Programix 50 (Ugin’ Dentaire – Seyssins, França) e Ellipse (Ugin’ Dentaire – Seyssins, França)
- Turbina, Contra-Ângulo, Peça de Mão e Micromotor NSK
- 1 disco para corte de cerâmica de peça de mão
- 1 Broca pedra verde para cerâmica de peça de mão
- 2 Borrachas de polimento para cerâmica de peça de mão
- 1 Borracha de polimento para resina composta para contra-ângulo
- Discos de Polimento para resina composta para contra-ângulo
- Recipientes específicos para armazenar as amostras
- Compressas (ADA swabs® - Paços de Ferreira, Portugal) Lote 08321SNE
- Estufa de Incubação - Memmert INE 400 (Memmert, Germany)
- Espectrofotómetro - Spectro-Shade Micro (MHT - Niederhasli, Switzerland)
- Microscópio de Forças Atómicas (The AFM Workshop, Califórnia, EUA)
- Termociclador- Refri 200 E (ALARAB, Parede, Portugal)

## 2. Soluções pigmentantes

<b>Soluções Pigmentantes</b>	
<b>Água Destilada</b>	Utilizada para armazenar o grupo de controlo das amostras não pigmentadas
<b>Chá Preto</b>	A 200 mL de água destilada a ferver, juntou-se uma saqueta de chá (1,5g) de <i>Chá Preto Continente</i> . Após 3 minutos de repouso, agitou-se a saqueta e retirou-se a mesma.
<b>Vinho Tinto</b>	Vinho Tinto Regional da Península de Setúbal <i>Adega de Pegões</i> , Ano 2013. Casta: Castelão.
<b>Coca-Cola®</b>	Bebida Refrigerante de extratos vegetais. Ingredientes: água, açúcar, dióxido de carbono, corante caramelo E-150d, acidificante E-338 e aromas naturais (incluindo cafeína).

### 3. Resultados obtidos após termociclagem

Valores médios de  $\Delta L^*$  após termociclagem

	$\Delta L^*$	$p^*$
VITAPM®9	$0,13 \pm 0,17$	
IPS e.max Press	$-0,30 \pm 0,72$	
Lava™ Ultimate	$-0,39 \pm 0,32$	0,029
Filtek™ Supreme XTE	$-0,01 \pm 0,18$	
Enamel™ plus Hri	$0,51 \pm 0,34$	

\* teste de Kruskal–Wallis ( $p < 0,05$ )

Valores médios de  $\Delta a^*$  após termociclagem

	$\Delta a^*$	$p^*$
VITAPM®9	$-0,87^{a,b} \pm 0,08$	
IPS e.max Press	$-0,87^a \pm 0,61$	
Lava™ Ultimate	$-1,26^{a,c} \pm 0,08$	0,004
Filtek™ Supreme XTE	$-0,4^{a,d} \pm 0,16$	
Enamel™ plus Hri	$0,4^{a,e} \pm 0,28$	

\*ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

Valores médios de  $\Delta b^*$  após termociclagem

	$\Delta b^*$	$p^*$
VITAPM®9	$-0,13^a \pm 0,18$	
IPS e.max Press	$-0,64^b \pm 0,37$	
Lava™ Ultimate	$-0,74^b \pm 0,32$	0,028
Filtek™ Supreme XTE	$-0,61^b \pm 0,16$	
Enamel™ plus Hri	$-0,82^b \pm 0,3^o$	

\*ANOVA one-way com teste post-hoc DMS (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

Valores médios de  $\Delta E$  após termociclagem

	$\Delta E$	$p^*$
<b>VITAPM®9</b>	0,91 ± 0,09	0,004
<b>IPS e.max Press</b>	1,40 ± 0,33	
<b>Lava™ Ultimate</b>	1,55 ± 0,22	
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	0,75 ± 0,23	
<b>Enamel™ plus Hri</b>	1,14 ± 0,13	

\* teste de Kruskal–Wallis ( $p < 0,05$ )Valores médios de  $\Delta R_a$  após termociclagem

	$\Delta R_a$	$p^*$
<b>VITAPM®9</b>	2,15 <sup>a</sup> ± 2,13	0,006
<b>IPS e.max Press</b>	2,00 <sup>a</sup> ± 1,27	
<b>Lava™ Ultimate</b>	-3,42 <sup>a,b</sup> ± 4,69	
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	-6,90 <sup>a,b</sup> ± 4,92	
<b>Enamel™ plus Hri</b>	-7,83 <sup>b</sup> ± 3,58	

\*ANOVA com correção Brown-Forsythe com teste post-hoc Games-Howell (letras diferentes indicam valores médios com diferenças significativas,  $p < 0,05$ )

#### 4. Resultados obtidos após imersão em pigmentos

Valores médios globais de  $\Delta L^*$  após imersão em soluções pigmentantes

	Água Destilada	Coca-Cola®	Chá	Vinho tinto
<b>VITAPM®9</b>	-0,13	-0,1	-0,1	-0,18
<b>IPS e.max Press</b>	-0,2	0,48	-0,88	-0,55
<b>Lava™ Ultimate</b>	-0,1	-0,35	-1,55	-3,3
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	-0,38	-0,13	-2,33	-9,85
<b>Enamel™ plus Hri</b>	-0,2	-1,98	-5,18	-15,5

Valores médios globais de  $\Delta a^*$  após imersão em soluções pigmentantes

	Água Destilada	Coca-Cola®	Chá	Vinho tinto
<b>VITAPM®9</b>	0,38	0,45	0,43	0,48
<b>IPS e.max Press</b>	0,83	0,63	0,98	0,68
<b>Lava™ Ultimate</b>	0,93	0,95	0,93	0,25
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	0,18	1,05	0,13	0,95
<b>Enamel™ plus Hri</b>	0,4	-0,28	-1,3	0,05

Valores médios globais de  $\Delta b^*$  após imersão em soluções pigmentantes

	Água Destilada	Coca-Cola®	Chá	Vinho tinto
<b>VITAPM®9</b>	0,4	0,05	0	0,05
<b>IPS e.max Press</b>	0,5	0,13	0,2	-0,1
<b>Lava™ Ultimate</b>	0,43	0,18	1,03	-1,35
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	-0,45	0,4	6,25	7,93
<b>Enamel™ plus Hri</b>	0,25	2,1	9,3	20,48

Valores médios globais de  $\Delta E$  após imersão em soluções pigmentantes

	Água Destilada	Coca-Cola®	Chá	Vinho tinto
<b>VITAPM®9</b>	0,56	0,46	0,44	0,51
<b>IPS e.max Press</b>	0,99	0,79	1,33	0,88
<b>Lava™ Ultimate</b>	1,02	1,03	2,08	3,57
<b>Filtek™ Supreme XTE</b>	0,61	1,13	6,67	12,68
<b>Enamel™ plus Hri</b>	0,51	2,9	10,72	25,68

Valores de  $\Delta R_a$  após imersão em pigmentos

	$\Delta R_a$	
<b>Água Destilada</b>	VITAPM®9	-2,3
	IPS e.max Press	-0,18
	Lava™ Ultimate	0
	Filtek™ Supreme XTE	2,3
	Enamel™ plus Hri	6,9
<b>Cola - Cola®</b>	VITAPM®9	7,3
	IPS e.max Press	4,1
	Lava™ Ultimate	12,38
	Filtek™ Supreme XTE	9
	Enamel™ plus Hri	12,8
<b>Chá</b>	VITAPM®9	3,6
	IPS e.max Press	0,5
	Lava™ Ultimate	5
	Filtek™ Supreme XTE	4,1
	Enamel™ plus Hri	4,5
<b>Vinho Tinto</b>	VITAPM®9	4,1
	IPS e.max Press	2,34
	Lava™ Ultimate	3,5
	Filtek™ Supreme XTE	3
	Enamel™ plus Hri	2,7