



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**TRANSLUCIDEZ DE DIFERENTES ESPESSURAS DE
DISSILICATO DE LÍTIO**

Trabalho submetido por
Maria Beatriz Pereira Courela
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2018



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**TRANSLUCIDEZ DE DIFERENTES ESPESSURAS DE
DISSILICATO DE LÍTIO**

Trabalho submetido por
Maria Beatriz Pereira Courela
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professora Doutora Inês Caldeira Fernandes
e coorientado por
Professora Doutora Alexandra Pinto Rodrigues

Setembro de 2018

Agradecimentos

À minha orientadora Professora Doutora Inês Caldeira Fernandes, pela disponibilidade, apoio, ajuda e calma transmitidas, essenciais para a concretização deste trabalho.

À minha coorientadora Professora Doutora Alexandra Pinto, pela sua disponibilidade, ajuda e tempo despendido neste trabalho.

Ao Professor Doutor Mário Polido pela disponibilidade e acesso ao Laboratório de Biomateriais.

Ao Professor Doutor Luís Proença, pela ajuda prestada na análise estatística.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz pela formação de excelência ao longo de todos estes anos.

Ao meu Pai e à minha Mãe, por serem as pessoas que mais admiro, por todos os valores que me transmitiram e pelo apoio incondicional. Sem eles não teria sido possível.

Ao meu irmão, especialmente, por toda a paciência, preciosa ajuda e pelo seu companheirismo.

Aos meus queridos avós, por estarem sempre presentes e disponíveis para me ajudar.

Aos meus amigos Raquel Caramelo e Tiago Caramelo pelo carinho, pelo apoio e sugestões preciosas, que tornaram possível este projeto.

Às minhas colegas e amigas do coração, que levo comigo, Joana Marreiros, Mafalda Branquinho da Fonseca, Teresa Girão e Catarina Santos por todos os momentos especiais que partilhámos e por se terem tornado tão importantes na minha vida.

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo consistiu na avaliação e comparação *in vitro* da translucidez de diferentes espessuras de dissilicato de lítio HT e LT obtidas pelo método CAD/CAM.

Materiais e Métodos: Foram sinterizados blocos de dissilicato de lítio IPS e.max CAD A3 (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein), com dois níveis de translucidez, HT e LT, e posteriormente cortados em 40 espécimes quadrangulares (dimensão 15x15 mm e com quatro espessuras diferentes, 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm e 2 mm) (n=5). Foi feita a medição da translucidez através do espectrofotómetro SpectroShade™ Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negrar, Itália), que possibilitou a recolha dos resultados de acordo com o sistema de cores CIE L*a*b*, obtendo-se um valor para cada um dos parâmetros “L*”, “a*” e “b*” e, para cada espécime, foram feitas seis medições em locais distintos, sobre um fundo branco e sobre um fundo preto. Obtidos os valores, foi calculado o parâmetro de translucidez (PT) e a relação de contraste (RC), através das seguintes fórmulas: $PT = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{\frac{1}{2}}$ e $RC = \frac{Y_B}{Y_W}$. Os dados foram analisados estatisticamente.

Resultados: Os valores médios de PT para IPS e.max CAD LT variaram entre 27,5 e 13,6. Para IPS e.max CAD HT, variaram entre 31,6 e 15,5. Com o aumento da espessura verificou-se uma diminuição no PT para ambos os materiais. Os valores médios de RC para IPS e.max CAD LT variaram entre 0,71 e 0,88. Para IPS e.max CAD HT, variaram entre 0,65 e 0,84. Com o aumento da espessura verificou-se um aumento de RC para ambos os materiais. Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na translucidez entre os materiais ($p < 0,001$) e entre as espessuras ($p < 0,001$). Para o PT foi identificada uma interação significativa ($p = 0,029$) entre o tipo de material e a espessura, não se verificando o mesmo para RC ($p = 0,220$). Foi encontrada ainda uma correlação forte e significativa entre os valores de PT e RC ($\rho = -0,986$, $p < 0,001$).

Conclusões: Com base nos resultados deste estudo, concluiu-se que espessuras mais finas apresentaram uma translucidez mais elevada. A cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT apresentou uma translucidez superior à sua respetiva LT. A forte correlação encontrada entre PT e RC permitiu considerar estes dois parâmetros igualmente fiáveis na medição da translucidez de sistemas cerâmicos.

Palavras-Chave: Translucidez, Dissilicato de lítio, CAD/CAM, Propriedades óticas.

Abstract

Objective: The aim of this *in vitro* study was to evaluate and compare the translucency of different HT and LT lithium disilicate specimens with different thicknesses, obtained by the CAD/CAM method.

Materials and Methods: IPS e.max CAD A3 (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) lithium disilicate blocks, with two levels of translucency, HT and LT, were sintered, and then cut into 40 quadrangular specimens (size 15x15 mm and with four different thicknesses, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm and 2 mm) (n = 5). The spectrophotometer SpectroShade™ Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negrar, Itália) was used to obtain the results of the CIE L*a*b* color system, obtaining a value for each of the parameters "L*", "a*" and "b*", each specimen was measured six times at different locations on a white background and on a black background. After obtaining the values, the translucency parameter (TP) and the contrast ratio (CR) were calculated, using the following formulas: $TP = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{\frac{1}{2}}$ and $CR = \frac{Y_B}{Y_W}$. The data were analysed statistically.

Results: The mean values of TP for IPS e.max CAD LT varied between 27.5 and 13.6. For IPS e.max CAD HT, they varied between 31.6 and 15.5. As the thickness increased, there was a decrease in TP for both materials. The mean values of CR for IPS e.max CAD LT varied between 0.71 and 0.88. For IPS e.max CAD HT, they varied between 0.65 and 0.84. As the thickness increased, there was an increase in CR for both materials. There were statistically significant differences in the translucency between the materials (p < 0.001) and between the thicknesses (p < 0.001). For TP, a significant interaction (p = 0.029) was identified between the type of material and its thickness, although the same was not observed for CR (p = 0.220). A strong and significant correlation was found between TP and CR values ($\rho = -0.986$, p < 0.001).

Conclusions: Based on the results of the present study it was concluded that thinner specimens had higher translucency. The lithium disilicate ceramic IPS e.max CAD HT showed higher translucency than the equivalent LT one. The strong correlation found between TP and CR allowed us to consider these two equally reliable parameters for measuring the translucency of ceramic systems.

Keywords: Translucency, Lithium Disilicate, CAD/CAM, Optical properties.

Índice

I.	Introdução.....	14
II.	Revisão bibliográfica.....	16
1.	Conceitos de Estética e Biomimetismo	16
2.	Constituição do Dente Natural.....	17
2.1.	Esmalte	17
2.2.	Dentina	18
3.	Propriedades Óticas	19
3.1.	Cor	19
3.2.	Primárias: Matiz, Valor e Croma.....	21
3.3.	Luz.....	22
3.3.1.	Espectro Eletromagnético	22
3.3.2.	Reflexão	23
3.3.3.	Refração	23
3.4.	Secundárias.....	24
3.4.1.	Translucidez	24
3.4.2.	Opalescência	27
3.4.3.	Fluorescência	27
3.4.4.	Metamerismo	28
4.	Sistemas cerâmicos dentários	29
4.1.	Evolução das cerâmicas dentárias	29
4.2.	Cerâmicas vítreas.....	32
4.2.1.	Cerâmicas feldspáticas.....	32
4.2.2.	Cerâmicas sintéticas.....	33
4.2.2.1.	A cerâmica de dissilicato de lítio	33
4.2.3.	Cerâmicas infiltradas por vidro.....	35
4.3.	Cerâmicas policristalinas.....	35
4.4.	Cerâmicas com matriz de resina.....	36
5.	Sistema CAD/CAM	36
III.	Objetivos e Hipóteses de estudo	38
IV.	Materiais e Métodos	40
1.	Materiais utilizados	40

2. Métodos	41
2.1. Preparação dos espécimes	41
2.2. Análise Espectrofotómetro SpectroShade™ Micro	42
2.3. Análise Estatística	44
V. Resultados	46
VI. Discussão	51
VII. Conclusões	57
VIII. Referências Bibliográficas	59

Índice de Figuras

Figura 1. Esmalte; a) Microestrutura do esmalte (adaptado de Y.-R. Zhang et al. (2014)); b) Translucidez do esmalte isolado. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	18
Figura 2. Dentina; a) Microestrutura da dentina. (adaptado de Y.-R. Zhang et al. (2014)); b) Dentina exposta evidenciando o croma acentuado. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	19
Figura 3. Cor. Interações complexas de luz e aparência do dente. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	19
Figura 4. Cor. O Sistema de Cores de Munsell. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	20
Figura 5. Espectro Eletromagnético. (adaptado de Cutnell e Johnson (2012))	22
Figura 6. Reflexão. a) Reflexão especular; b) Reflexão difusa (adaptado de Cutnell e Johnson (2012))	23
Figura 7. Translucidez: Aparência policromática do dente natural; progressão da cor de cervical para incisal; de cromático para translúcido. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	24
Figura 8. Translucidez: Translucidez e penetração da luz no dente; a) A luz penetra profundamente através do esmalte e posteriormente na dentina antes de ser refletida. Confere efeito estético realista; b) A penetração de luz é limitada por resina opaca entre o dente e a faceta. Compromete a vitalidade estética. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	25
Figura 9. Opalescência: Halo incisal; linha distinta do reflexo opalescente no bordo incisal. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))	27
Figura 10. Evolução das cerâmicas dentárias: Desenvolvimento das cerâmicas dentárias e as suas tecnologias de processamento ao longo dos anos. (adaptado de Y. Zhang e Kelly (2017))	31
Figura 11. Evolução das cerâmicas dentárias: Panorama geral do sistema de classificação proposto para materiais cerâmicos e tipo cerâmicos. (adaptado de Gracis et al. (2015))	32
Figura 12. A cerâmica de dissilicato de lítio. A. Silicato de lítio (CAD HT) pré- cristalizado. B. Dissilicato de lítio (CAD HT) totalmente cristalizado. C. Silicato de	

lítio (CAD LT) pré-cristalizado. D. Dissilicato de lítio (CAD LT) totalmente cristalizado. (adaptado de Denry e Holloway (2010)).....	35
Figura 13. Bloco IPS e.max CAD pré-cristalizado e após o processo de cristalização.	41
Figura 14. Forno cerâmico VITA VACUMAT 6000 MP (VITA., Bad Säckingen, Alemanha)	41
Figura 15. Espécimes de IPS e.max CAD HT e LT cortados e ordenados por espessura e material.	42
Figura 16. Calibração do equipamento; a) Medição da cor branca; b) Medição da cor verde.	43
Figura 17. Medição dos espécimes; a) Imagem representativa das seis medições em locais distintos do espécime; b) e c) Em fundo preto; d) e e) Em fundo branco....	44

Índice de Tabelas

Tabela 1. Valores de Parâmetro de Translucidez (PT), referente a cada material para as diferentes espessuras, apresentados na forma: Média (MD) \pm Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança a 95% para a média (IC 95%).	46
Tabela 2. Valores de Relação de Contraste (RC), referente a cada material para as diferentes espessuras, apresentados na forma: Média (MD) \pm Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança a 95% para a média (IC 95%).	48
Tabela 3. Correlação dos valores de PT e RC.	50

Índice de Gráficos

Gráfico 1. Representação gráfica dos valores médios estimados do parâmetro de translucidez (PT) em função do material, para as diferentes espessuras.....	47
Gráfico 2. Representação gráfica dos valores médios estimados do parâmetro de translucidez (PT) em função da espessura, para os materiais considerados.....	47
Gráfico 3. Representação gráfica dos valores médios estimados da relação de contraste (RC) em função do material, para as diferentes espessuras.	49
Gráfico 4. Representação gráfica dos valores médios estimados da relação de contraste (RC) em função da espessura, para os materiais considerados.	49

Lista de abreviaturas

CAD/CAM - *computer-aided design, computer-aided manufacturing*

CIE - *comission internationale de l'Eclair*

HT – *high translucency* (alta translucidez)

IC – Intervalo de confiança

LT - *low translucency* (baixa translucidez)

µm - micrómetros

mm – milímetros

MPa – megapascal

nm – nanómetros

PT – Parâmetro de translucidez

RC – Relação de contraste

UV – ultravioleta

I. Introdução

O principal objetivo de qualquer restauração estética, direta ou indireta, é replicar a forma, cor, translucidez e textura de superfície de um dente, tendo sempre em vista a sua funcionalidade e a saúde do paciente. Assim, é de extrema importância a compreensão das propriedades óticas dos dentes naturais e dos materiais restauradores a fim de poderem ser criadas restaurações “invisíveis” e naturais (Ferraris, Diamantopoulou, Acunzo, & Alcidi, 2014).

O aumento da procura por restaurações altamente estéticas tem impulsionado o desenvolvimento de restaurações em cerâmica pura, que têm sido preferidas em áreas esteticamente exigentes, devido às suas características óticas. Assim, estas cerâmicas dentárias são sistemas multifásicos e contêm uma fase cristalina e uma fase vítrea. Estas fases e a proporção entre elas influenciam as características das cerâmicas conferindo-lhes determinadas propriedades (Ho & Matinlinna, 2011a, 2011b; Walczak et al., 2018).

Dando um maior enfoque à cerâmica de dissilicato de lítio, esta foi introduzida no mundo da Medicina Dentária em 1998 pela Ivoclar Vivadent® (Schaan, Liechtenstein) e, após ter sido descontinuada pelo fabricante, foi reformulada e otimizada na sua composição, sendo novamente introduzida no mercado com o nome de IPS e.max Ivoclar Vivadent® (Schaan, Liechtenstein). Desta forma, este material, patenteado, é exclusivamente fabricado pela Ivoclar Vivadent® (Schaan, Liechtenstein) e está disponível em duas versões: injetado (IPS e.max Press), através do método de cera perdida, e fresado (IPS e.max CAD), utilizando a técnica de CAD/CAM (Pieger, Salman, & Bidra, 2014; Willard & Gabriel Chu, 2018).

Devido à natureza recente destes materiais, as pesquisas sobre a ciência dos mesmos, as suas propriedades mecânicas e óticas e as aplicações clínicas ainda estão em curso (Willard & Gabriel Chu, 2018).

Atualmente, vivemos numa era em que a tecnologia domina e, nos últimos anos, a Medicina Dentária tem sido alvo de grandes avanços em termos tecnológicos. Áreas como a Prostodontia e a Dentisteria Restauradora têm sofrido uma enorme evolução devido às restaurações dentárias produzidas com auxílio a computadores (*computer-aided design, computer-aided manufacturing*) que se tornaram mais comuns, permitindo o fabrico de peças individuais altamente precisas e visando a qualidade e reprodutibilidade das mesmas (Alghazzawi, 2016; Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008).

A integração destes sistemas tecnológicos com o avanço de biomateriais, bem como a utilização da cerâmica de dissilicato de lítio têm revolucionado a educação e a assistência ao doente (Alghazzawi, 2016).

O dissilicato de lítio fresado, através da técnica CAD/CAM, é um material com indicação, segundo o fabricante, para uso no fabrico de *inlays*, *onlays*, facetas, coroas anteriores e posteriores e coroas sobre implantes. As suas propriedades mecânicas têm-se mostrado mais favoráveis em comparação com as cerâmicas dentárias convencionais possuindo excelentes propriedades óticas. Em comparação com a zircónia, foi considerado superior ao nível da translucidez mas inferior em termos de propriedades mecânicas (Harada et al., 2016; Li, Chow, & Matinlinna, 2014).

A translucidez natural é uma propriedade ótica característica do esmalte e da dentina e que deve ser considerada no fabrico de novas restaurações. Deste modo, a obtenção de uma translucidez que confira um efeito realista à restauração é essencial, aliada a uma forma e textura que combinem com os dentes adjacentes naturais. Os sistemas cerâmicos envolvem combinações de camadas com diferentes níveis de translucidez e espessura para a obtenção de uma aparência natural (Kursoglu, Karagoz Motro, & Kazazoglu, 2015).

Em diversos estudos, a translucidez das cerâmicas dentárias foi estudada principalmente para determinadas medidas de espessura, geralmente, a mais fina recomendada pelos fabricantes. Na prática clínica, as restaurações de cerâmica com várias espessuras são necessárias, dependendo do remanescente dentário a ser restaurado. Assim, estas restaurações são influenciadas não só pela cor do substrato dentário que pode mudar com o tempo devido a hábitos alimentares mas também devido ao envelhecimento, por exemplo, entre outras condições. Esta propriedade está ainda intimamente relacionada com a transmissão de luz e com a eficiência da polimerização de cimentos à base de resina (Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018; Wang, Takahashi, & Iwasaki, 2013).

O presente estudo pretende assim avaliar a translucidez de diferentes espessuras de dissilicato de lítio fresado de alta translucidez (HT) e de baixa translucidez (LT).

II. Revisão bibliográfica

1. Conceitos de Estética e Biomimetismo

O conceito de estética pode ser definido relativamente ao estudo da beleza. Em particular, na Medicina Dentária, é visto como “a teoria e a filosofia que se relacionam com a beleza e o belo, especialmente no que diz respeito à aparência de uma restauração dentária, tal como é alcançada através da sua forma e/ou cor. São esses elementos e princípios, subjetivos e objetivos, subjacentes à beleza e atratividade de um objeto, *design* ou princípio” (Driscoll et al., 2017).

A busca pela beleza remonta às primeiras civilizações: tanto os fenícios (800 a.C.) como os etruscos (900 a.C.) utilizaram animais para simular a forma e a tonalidade dos dentes naturais. Foi apenas a partir do século XVIII que a Medicina Dentária foi reconhecida como uma disciplina separada e as suas diversas áreas foram estabelecidas com o impulso do francês Pierre Fauchard (1678-1761), líder do movimento e considerado “o pai da Medicina Dentária moderna”, que promoveu, modernizou e defendeu práticas estéticas (Bhuvaneshwaran, 2010).

A preservação das estruturas biológicas remanescentes aliada a resultados estéticos notáveis constituem o grande desafio da Dentisteria Restauradora. A interação entre as propriedades óticas do tecido duro e do material restaurador constituem fatores dos quais dependem a aparência estética de uma restauração e do dente natural. Durante muito tempo, a longevidade de uma restauração em si era o foco da atenção mas, hoje em dia, o paradigma alterou-se, sendo mais importante preservar o dente subjacente e o funcionamento da dentição como um todo. Assim, para que se alcance um resultado final agradável, o material restaurador deve ser semelhante à estrutura dentária natural (Cortellini & Canale, 2012; Güth, 2016; Opdam, Frankenberger, & Magne, 2016).

Segundo a essência da abordagem da biomimética, o objetivo não é criar a mais forte restauração, mas sim uma restauração que seja compatível com as propriedades mecânicas, biológicas e óticas dos tecidos subjacentes. No que respeita à técnica restauradora, esta pode ser direta ou indireta. Nos casos em que a forma e a estética ideais são indispensáveis, as técnicas indiretas têm vantagens, especialmente quando são utilizados materiais cerâmicos. As restaurações diretas são preferidas em técnicas minimamente invasivas (Opdam et al., 2016).

É, por isso, importante ter em conta as cerâmicas dentárias utilizadas, já que estas são materiais que têm tido um rápido desenvolvimento no contexto científico por

apresentarem inúmeras qualidades como excelente estética e dureza e pela sua aparência semelhante ao dente natural. Possuem ainda propriedades óticas adequadas e durabilidade química. O desenvolvimento de materiais inovadores como as cerâmicas modernas têm como grande objetivo satisfazer o crescente aumento da exigência estética imposta pela sociedade contemporânea (Gomes, Assunção, Rocha, & Santos, 2008).

2. Constituição do Dente Natural

O tecido dentário humano, considerado o tecido mais duro do corpo humano, é constituído por duas partes: o tecido duro, no qual incluímos o esmalte, a dentina e o cimento, que são caracterizados por propriedades mecânicas únicas; e por uma parte mole, da qual faz parte a polpa dentária com fibras nervosas e vasos sanguíneos. Podemos considerar ainda o ligamento periodontal que liga o dente ao osso alveolar e que é formado por tecido conjuntivo (Jágr et al., 2014; Y.-R. Zhang, Du, Zhou, & Yu, 2014).

2.1. Esmalte

O esmalte é a parte mais mineralizada do dente, apresentando na sua constituição material inorgânico que constitui cerca de 96% do esmalte maduro. A sua unidade estrutural básica são os primas de esmalte, considerada uma estrutura tipo "fechadura" com um diâmetro de aproximadamente 5 μm , perpendicular à junção dentina-esmalte e composta principalmente por cristais de hidroxiapatite. No esmalte, os cristais encontram-se dispostos em ângulos agudos e formam uma aparência de "escama de peixe" (figura 1a) ou "fechadura", conhecida como bainha do prisma. Esta estrutura é hipomineralizada, apresentando na sua constituição mais proteína quando comparada com outras áreas do esmalte. O esmalte é ainda constituído por proteínas e outros componentes, como a água. Todas estas características conferem ao esmalte uma propriedade mecânica anisotrópica (Jágr et al., 2014; Y.-R. Zhang et al., 2014).

Quanto às propriedades óticas, se o esmalte fosse isolado da dentina, teria um aspeto acromático, isto é, transparente ou como vidro fosco branco (figura 1b). A translucidez e o valor do esmalte podem variar dependendo de fatores como a espessura e a idade. O esmalte com maior espessura tem, geralmente, um valor maior em relação ao esmalte fino. Em dentes anteriores, o esmalte vai ficando mais fino à medida que nos aproximamos da região incisal, podendo parecer cinzento a azulado contra o fundo escuro da cavidade oral (Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

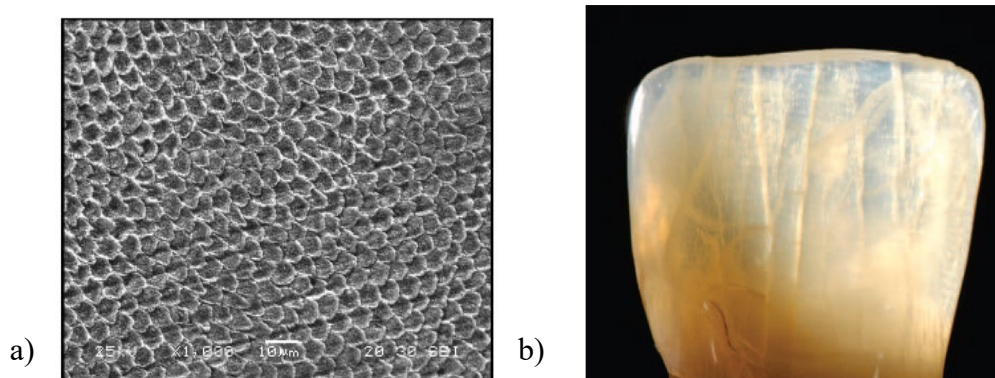


Figura 1. Esmalte; a) Microestrutura do esmalte (adaptado de Y.-R. Zhang et al. (2014)); b) Translucidez do esmalte isolado. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

2.2. Dentina

A dentina forma a estrutura principal do dente e é o tecido que fica imediatamente por baixo do esmalte. Constituindo a maior parte do dente, envolve a câmara pulpar e os canais radiculares e apresenta-se como um tecido altamente mineralizado e com alguma flexibilidade. A microestrutura da dentina (figura 2a) consiste em túbulos dentinários que se irradiam através da dentina, desde a polpa até o cimento externo. A dentina peritubular e a dentina intertubular contêm fibras ricas em colágeno. Os túbulos dentinários são envolvidos com a dentina peritubular. O tamanho, a quantidade e a espessura da parede dos túbulos dentinários variam de fora para dentro. A dentina madura é de aproximadamente 70% de mineral, 20% de matriz orgânica e 10% de água (Jágr et al., 2014; Linde, 1989; Y.-R. Zhang et al., 2014).

Quanto às propriedades óticas, a dentina contribui significativamente para a cor do dente, sendo particularmente perceptível na região cervical, onde está presente apenas uma fina camada de esmalte. Nesta região, o croma diminui progressivamente desde o meio do dente até ao terço incisal, sendo, por isso, a zona mais cromática (figura 2b) (Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

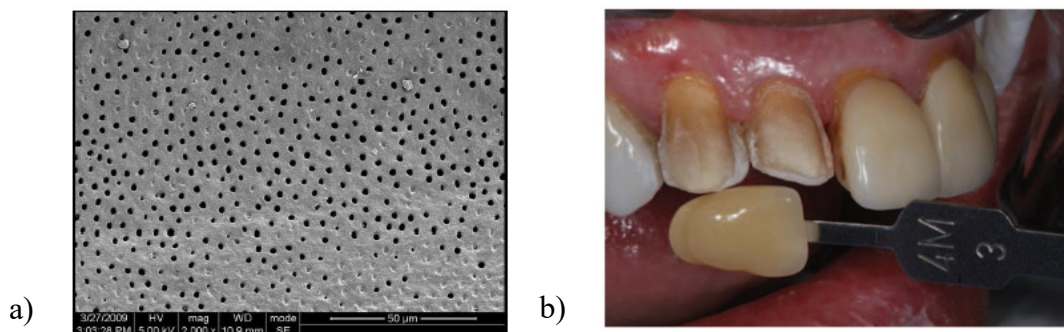


Figura 2. Dentina; a) Microestrutura da dentina. (adaptado de Y.-R. Zhang et al. (2014)); b) Dentina exposta evidenciando o croma acentuado. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

3. Propriedades Óticas

3.1. Cor

É crucial ter em consideração a luz incidente e a sua natureza, já que são determinantes no que concerne à quantidade de luz refletida/transmitida por um objeto. O processo através do qual as várias reflexões e transmissões de luz se integram para gerar as cores percebidas em dentes humanos é complexo e não está totalmente compreendido. A aparência policromática dos dentes deve-se às interações relativas dos sinais luminosos e das percepções visuais (figura 3) (LEE, 2016; Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

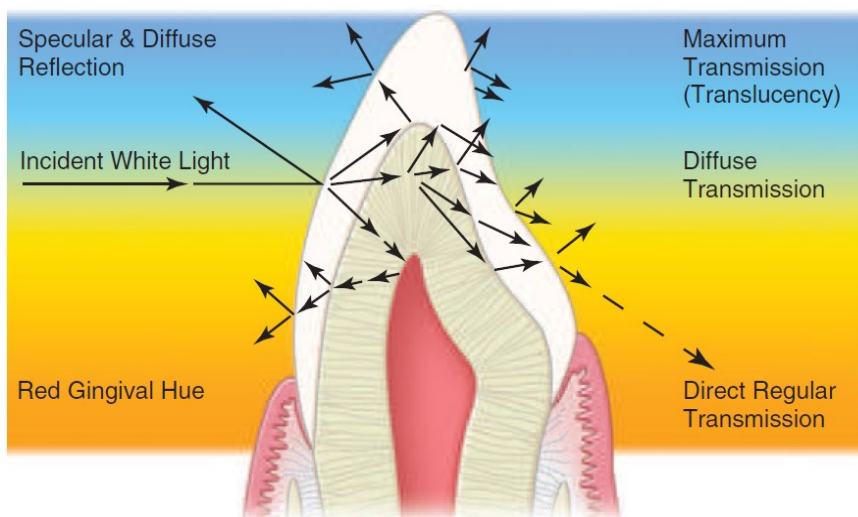


Figura 3. Cor. Interações complexas de luz e aparência do dente. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

Assim, para que o aspecto de uma restauração seja próximo do de um dente natural, esta interação com a luz é um fator a ter em conta visto que, tal como é definida em física, a cor é fundamentalmente luz (LEE, 2016).

A cor é um dos parâmetros estéticos mais importantes em Medicina Dentária e o método de avaliação mais frequentemente utilizado é a crítica visual. Na medição de cor e tonalidade, o objetivo final é obter resultados próximos dos obtidos em estruturas naturais, mas através de uma restauração protética. No entanto, a cor do dente, apesar de alvo de muita atenção, não foi a única vista que a pele do rosto e as cores gengivais, também foram descritas como importantes para a estética (Johnston, 2009).

Estão disponíveis inúmeros sistemas de cores mas, em Dentisteria, o sistema de eleição em todo o mundo para correspondência de cores é o Sistema de Cores de Munsell (figura 4), devido ao seu reconhecimento, flexibilidade, consistência e simplicidade (Sproull, 2001).

Munsell foi o primeiro a separar as cores em dimensões perceptivamente uniformes e independentes de matiz, valor e croma, e foi o primeiro a ilustrá-las sistematicamente no espaço tridimensional (Johnston, 2009).

Assim, a determinação da cor pode ser visual, como descrito acima, ou instrumental, sendo o método visual o mais frequentemente aplicado na prática clínica, tendo sido considerado, no entanto, inconsistente (Agrawal & Kapoor, 2013).

O método instrumental veio corrigir algumas falhas do visual mas, ainda assim, não é fiável. Desta forma, e neste método, o espaço de cores consiste em três coordenadas: L^* , a^* e b^* , estabelecido pela *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIE). O L^* traduz a luminosidade e seu valor varia de 0, para preto perfeito, a 100, para branco perfeito. A^* representa as coordenadas de cromaticidade no eixo vermelho-verde e b^* representa as coordenadas de cromaticidade no eixo amarelo-azul (Agrawal & Kapoor, 2013).

Para quantificar numericamente as diferenças de cores e ajudar a chegar a uma cor padrão objetiva, podem ser utilizados instrumentos digitais. Estes instrumentos de

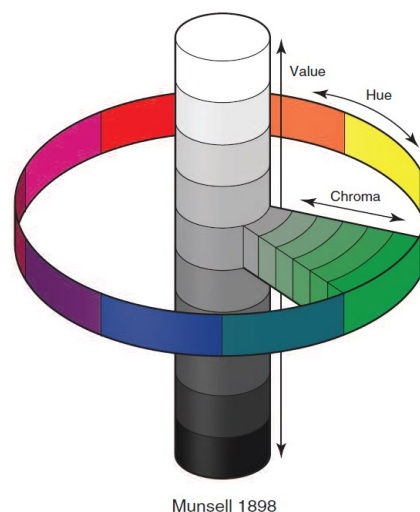


Figura 4. Cor. O Sistema de Cores de Munsell. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

medição de cor são concebidos para replicar a forma como o olho humano percebe a cor, mas sem a subjetividade do sistema visual humano. São utilizados vários dispositivos em Medicina Dentária, incluindo câmaras digitais, *scanners*, espectrofotômetros e colorímetros. Independentemente do dispositivo, a base para todas as medições instrumentais de cor é um hipotético observador *standard*. Os espectrofotômetros medem a luz refletida do alvo em relação à luz total. A quantidade de luz refletida em cada comprimento de onda ao longo do espectro visível é calculada e traduzida em terminologia de tonalidade que faça sentido para o profissional de saúde. Os colorímetros recebem e reduzem a luz aos seus componentes, vermelho-verde-azul, semelhantes aos dos três recetores de cor (cones) da retina. O colorímetro expressa essas informações em termos de três valores, convertendo as informações numéricas numa cor de destino padrão (Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

3.2. Primárias: Matiz, Valor e Cromo

Como visto anteriormente a cor é descrita de acordo com o sistema de cores Munsell em termos de matiz, valor e croma.

A matiz é a grandeza que distingue uma família de cores de outra. É, então, entendida como a faixa dominante de comprimentos de onda no espectro visível que produz a cor percebida, mesmo que o comprimento de onda exato da cor percebida não esteja presente. Em Medicina Dentária, é muito utilizada a Escala Vita Clássica (VITA, Bad Säckingen, Alemanha), onde a matiz é representada pelas letras A, B, C ou D (Agrawal & Kapoor, 2013; J. Fondriest, 2004).

Podemos definir valor ou brilho, segundo Munsell, como a grandeza através da qual distinguimos uma cor clara de uma cor escura ou, ainda, como a quantidade total de luz refletida por um objeto quando iluminado. Representa-se por uma escala em tons de cinzento que varia entre preto, com um valor de 0, e branco, com um valor de 10, em que dentes menos acinzentados são mais brilhantes e dentes mais acinzentados têm um valor mais baixo e, conseqüentemente, são mais escuros (Agrawal & Kapoor, 2013; J. Fondriest, 2004; J. F. Fondriest, 2012).

Por fim, o croma é definido como a saturação, intensidade ou força da matiz. O croma e o valor estão inversamente relacionados, quando o croma aumenta o valor diminui. A dentina é a principal responsável pelo croma de um dente natural, e a espessura e a opacidade do esmalte subjacente determinam a influência cromática que a dentina

tem. Quando o esmalte é fino no terço gengival, mas espesso em incisal, é criado um gradiente de croma (Agrawal & Kapoor, 2013; J. Fondriest, 2004; J. F. Fondriest, 2012).

3.3. Luz

3.3.1. Espectro Eletromagnético

Foi o físico inglês Isaac Newton que observou pela primeira vez que a luz do sol se decompunha em faixas de cores brilhantes quando projetada através de um prisma. A luz branca era "refratada" ou dividida nas cores do espectro, que se originavam assim a partir de ondas de luz que correspondiam a diferentes comprimentos de onda ou oscilações de energia eletromagnética. Desta forma, o espectro de luz visível distribuiu-se de forma ininterrupta do vermelho ao violeta (J. Fondriest, 2004).

Entende-se por espectro eletromagnético (Figura 5) a série ordenada de frequências de ondas eletromagnéticas ou comprimentos de onda. Verifica-se no espectro o limite entre regiões adjacentes evidenciado como uma linha nítida no desenho. No entanto, na prática, este limite não é tão bem definido e as regiões sobrepõe-se frequentemente. Analisando o espectro da esquerda para a direita (sentido crescente de valores de frequência), estão presentes em primeiro lugar as ondas de rádio, de mais baixa frequência, seguidas da radiação infravermelha. Posteriormente surge a luz visível, com frequências superiores, antecedendo radiações de frequência ainda mais elevada, os ultravioleta, os raios X e, por fim, os raios gama (Cutnell & Johnson, 2012).

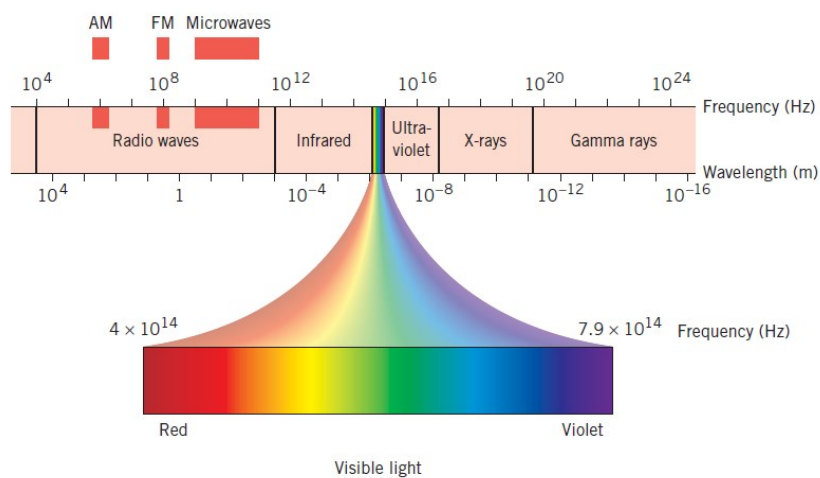


Figura 5. Espectro Eletromagnético. (adaptado de Cutnell e Johnson (2012))

3.3.2. Reflexão

Ao incidir luz sobre a superfície de um objeto, uma parte desta é geralmente refletida. Caso a superfície seja polida, como um espelho, existe reflexão total e é possível definir o ângulo de reflexão (ângulo que o raio refletido faz com a normal à superfície) através da lei da reflexão, que o relaciona com o ângulo de incidência da radiação (ângulo que o raio incidente faz com a normal). Contudo, é necessário ter em consideração que nem todas as superfícies são completamente regulares, fazendo com que a lei de reflexão apenas se aplique individualmente a cada raio, resultando em dois tipos de reflexão: especular (figura 6a), se a superfície não apresentar irregularidades, e difusa (figura 6b), quando o mesmo não acontece (maioria das situações) (Cutnell & Johnson, 2012).

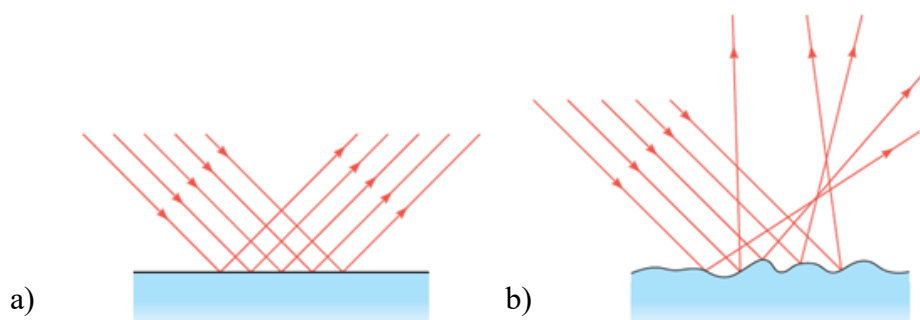


Figura 6. Reflexão. a) Reflexão especular; b) Reflexão difusa (adaptado de Cutnell e Johnson (2012))

3.3.3. Refração

A luz consegue atravessar diferentes meios como o ar, a água ou o vidro e, em cada meio, apresenta velocidades diferentes. Sabe-se que a velocidade da luz no vácuo é $c = 3,00 \times 10^8$ m/s. Os átomos, nos diferentes meios, absorvem, reemitem e dispersam a luz e, assim, a luz, ao atravessar estes meios, apresenta uma velocidade menor que c , pois a velocidade real irá depender da natureza do meio em questão. Portanto, quando se verifica uma mudança na velocidade de um raio de luz que se propaga de um material/meio para outro, fazendo com que o raio se desvie de sua direção incidente, esta mudança de direção é chamada de refração (Cutnell & Johnson, 2012).

3.4. Secundárias

3.4.1. Translucidez

Para além das propriedades óticas primárias acima descritas, há outra dimensão importante quando existe a preocupação de mimetizar as estruturas dentárias adjacentes, falamos da translucidez. A translucidez pode ser definida como o gradiente entre o transparente e o opaco ou, por outras palavras, a quantidade relativa de luz transmitida através de um material. Os dentes humanos são caracterizados por diferentes graus de translucidez, conferidos pelo esmalte e pela dentina (figura 7) (Brodbelt, O'Brien, Fan, Frazer-Dib, & Yu, 1981; J. Fondriest, 2004; Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

Num dente e/ou numa restauração, zonas com maior translucidez terão um valor baixo, já que a luz atravessa e se afasta do observador. O esmalte translúcido apresenta ainda a característica de opalescência, abordada no tópico seguinte, fazendo com que o esmalte do dente reflita uma luz azul. Esta luz tende a refratar, acumulando-se dentro dele e conferindo-lhe uma aparência azulada a partir de uma visão frontal, ainda que seja intrinsecamente incolor (J. F. Fondriest, 2012).



Figura 7. Translucidez: Aparência policromática do dente natural; progressão da cor de cervical para incisal; de cromático para translúcido. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

A translucidez tem sido enfatizada como um dos principais fatores no controlo do resultado estético, fazendo com que as restaurações de cerâmica e de resina apresentem um aspeto mais natural. É também um dos parâmetros cruciais na escolha de um sistema totalmente em cerâmica e é significativamente influenciada tanto pelo material como pela espessura. Isto deve-se ao facto do grau de translucidez estar relacionado com a profundidade com que a luz penetra num dente ou numa restauração, nomeadamente no esmalte e, posteriormente, na dentina (figura 8a). É assim conferido um aspeto natural ao

dente que, em casos de penetração superficial da luz, não é verificado. Esta característica é observável aquando da utilização de facetas diretas ou indiretas que, como se verifica na figura 8b, impedem uma maior penetração da luz retirando a aparência natural do dente. A utilização de cerâmicas dentárias tenta, assim, imitar a aparência do dente visualizando as suas dimensões visuais como um todo. Desta forma, durante a execução do trabalho existem três fatores importantes que devem ser medidos e registados para posterior comunicação com o laboratório de prótese dentária, são eles: a sombra de base; a caracterização do esmalte incisal; e o brilho de superfície (Awad, Stawarczyk, Liebermann, & Ilie, 2015; J. Fondriest, 2004; Kelly & Benetti, 2011; Kursoglu et al., 2015; Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, 2018).

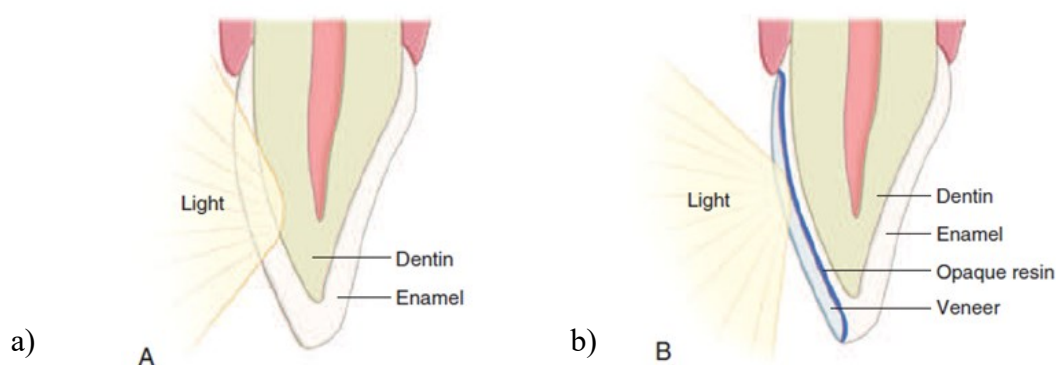


Figura 8. Translucidez: Translucidez e penetração da luz no dente; a) A luz penetra profundamente através do esmalte e posteriormente na dentina antes de ser refletida. Confere efeito estético realista; b) A penetração de luz é limitada por resina opaca entre o dente e a faceta. Compromete a vitalidade estética. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

As propriedades óticas dos sistemas cerâmicos podem ser influenciadas por fatores como: diferente composição, microestrutura, conteúdo e fases cristalinas. Assim, quando se aumenta o conteúdo cristalino para obter maior resistência geralmente resulta numa maior opacidade (Della Bona, Nogueira, & Pecho, 2014).

A avaliação da translucidez tem sido alvo de muita investigação e pode ser obtida usando os seguintes parâmetros: parâmetro de translucidez (PT), relação de contraste (RC) e transmitância. Porém, não existe padrão ou consenso sobre o método de escolha para quantificar a translucidez de materiais restauradores estéticos, ainda que o PT e o RC sejam frequentemente os mais utilizados para medir a translucidez e alguns estudos referiram que existe uma forte correlação entre eles. Isto possibilita a utilização destes dois parâmetros para avaliar a translucidez de sistemas cerâmicos (Barizon et al., 2013; Della Bona et al., 2014; Kursoglu et al., 2015; Nogueira & Della Bona, 2013; Walczak et al., 2018).

Verificou-se que o PT corresponde diretamente à percepção visual e é um dos métodos mais utilizados para avaliar a translucidez (Wang et al., 2013).

O PT é calculado diretamente da diferença de cor dos materiais em fundo preto e em fundo branco. O substrato de fundo influencia a aparência definitiva de um material de cerâmica e a espessura do material translúcido afetará significativamente a cor. Os fundos preto e branco são assim usados para determinar a influência da espessura da cerâmica na tonalidade definitiva das restaurações (Johnston, 2014; Kursoglu et al., 2015).

O PT pode ser obtido através da seguinte fórmula:

$PT = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{\frac{1}{2}}$, em que L^* , a^* e b^* correspondem a luminosidade, coordenadas de cromaticidade no eixo vermelho-verde e coordenadas de cromaticidade no eixo amarelo-azul, respetivamente. B e W referem-se a coordenadas de cor sobre um fundo preto ideal e sobre um fundo branco ideal, respetivamente. Quanto maior o valor de PT, maior a translucidez da amostra (Della Bona et al., 2014).

A relação de contraste, RC, descreve a opacidade dos materiais e é igualmente necessário o valor L^* para calcular a reflectância espectral, Y (luminosidade dos valores tricromáticos XYZ) presente na fórmula: $Y = \left(\frac{L+16}{116}\right)^3 \times Y_n$, sendo que, em geral, Y_n deverá assumir o valor de 100. Através dos valores de Y_b (amostra em fundo preto) e Y_w (amostra em fundo branco), é calculado a relação de contraste (RC) pela fórmula: $RC = \frac{Y_b}{Y_w}$, em que o resultado pode variar de 0 (material transparente) a 1 (material totalmente opaco). Sendo uma medida direta da opacidade, RC diminui à medida que a translucidez aumenta (Barizon et al., 2013; Della Bona et al., 2014; Johnston, 2014; Walczak et al., 2018).

Existe também outro parâmetro descrito na literatura, mas menos utilizado e documentado, a transmitância, usado para medições de opacidade. (Johnston, 2014)

Portanto, têm havido avanços significativos no que respeita aos métodos para determinar a translucidez de materiais restauradores estéticos, no entanto, os detalhes técnicos podem limitar, de certa forma, possíveis comparações entre estudos já publicados (Johnston, 2014).

Assim, para avaliar a translucidez e com o intuito de poder comparar os resultados com outros estudos reportados é necessário escrutinar critérios e técnicas utilizadas. Enumerando todos os fatores que devem ser especificados e que influenciam os valores de translucidez: 1. Os instrumentos de medição e o método utilizado; 2. As espessuras

dos espécimes; 3. As propriedades óticas dos fundos; 4. As condições de iluminação (Lee, 2016).

3.4.2. Opalescência

A opalescência é, também, uma propriedade ótica dos dentes naturais que devemos ter em conta nas restaurações estéticas dentárias. O esmalte dentário humano é opalescente, tornando o dente azulado na cor refletida e laranja/acastanhado na cor transmitida. A opalescência pode ser entendida como um fenómeno no qual o objeto aparenta ter uma cor quando reflete a luz e uma cor diferente ao refratá-la. O opalescente natural é um dissilicato que se comporta como um prisma ao decompor a luz incidente em componentes espectrais através da refração. O esmalte tem uma composição mineral primária de hidroxiapatite, que é o fosfato de cálcio cristalino. Os cristais de hidroxiapatite alinham-se em unidades organizadas e compactadas para formar prismas de esmalte e a refração ocorre à medida que a luz passa através de cada prisma e também nas superfícies internas, no caso de *cracks* de esmalte, e externas do dente (J. F. Fondriest, 2012; LEE, 2016).

O efeito de halo natural nos dentes é um subproduto da curvatura opalescente da luz incidente na superfície externa lingual e incisal do esmalte (Figura 9). Nas cerâmicas dentárias, a aparência do dente é imitada com sucesso como uma soma de todas as suas dimensões visuais (J. F. Fondriest, 2012).



Figura 9. Opalescência: Halo incisal; linha distinta do reflexo opalescente no bordo incisal. (adaptado de Ritter, Andre V., Lee W. Boushell (2018))

3.4.3. Fluorescência

A opalescência e a translucidez são críticas para os materiais restauradores dentários no sentido de mimetizar as propriedades óticas e a aparência dos dentes naturais e, com o mesmo protagonismo, surge a fluorescência. Esta propriedade, até agora vista

em Medicina Dentária como uma propriedade ótica pouco efetiva, tem mostrado fornecer uma aparência vital e esconder a diferença metamérica entre a restauração e dentição natural, não importando qual a condição de luz usada, especialmente em condições de iluminação escuras. Ter a fluorescência em consideração torna-se ainda mais importante devido à crescente utilização de iluminação artificial (Lee, 2015; Mualla, 2016).

A fluorescência é, por definição, a absorção de luz UV (luz com comprimento de onda de 1 a 400 nm) por parte de um objeto e a sua emissão espontânea em comprimentos de onda maiores (luz com comprimento de onda de 430 a 450 nm) perante uma estimulação de 10^{-8} segundos (Lee, 2015).

Quanto à reprodução estética da estrutura dentária, as características óticas dos dentes naturais são essenciais para mascarar a restauração e são determinadas pela interação de substratos dentários com a luz e com diferentes graus de translucidez e opacidade. A dentina de um dente natural, devido à maior quantidade de material orgânico presente, apresenta maior fluorescência. A fluorescência dos materiais restauradores permite uma representação mais próxima da do esmalte e da dentina humana e proporciona um aspeto mais branco e brilhante (Mualla, 2016).

Em suma, a fluorescência é importante para avaliação de restaurações estéticas já que, idealmente, um material restaurador deve ter fluorescência semelhante à dos dentes naturais. Esta propriedade pode ser ainda utilizada, com comprimentos de onda específicos, para a deteção de cáries e identificação de materiais restauradores (Lee, 2015; Mualla, 2016).

3.4.4. Metamerismo

O fenómeno através do qual dois objetos que, sob determinadas condições de visualização, aparentam ser idênticos, mas, quando alteradas estas condições, apresentam diferenças significativas, denomina-se metamerismo. Assim, existem objetos que, apesar de possuírem diferentes distribuições espectrais, parecem corresponder quando vistos sob determinada tonalidade (Agrawal & Kapoor, 2013; Driscoll et al., 2017; J. F. Fondriest, 2012).

O metamerismo ocorre quando a perceção de cor de dois objetos é diferente porque uma das variáveis da tríade de cor (objeto, fonte de luz ou observador) é alterada, enquanto as outras duas permanecem iguais. Por exemplo, ao observar uma restauração sob uma luz artificial, pode ter-se a ideia de que tem um aspeto distinto,

comparativamente com uma iluminação natural. Desta forma, é importante selecionar cerâmicas dentárias com as mesmas propriedades óticas quando se reconstroem as camadas de dentina e esmalte a fim de minimizar este efeito de metamerismo (Agrawal & Kapoor, 2013; J. F. Fondriest, 2012).

4. Sistemas cerâmicos dentários

4.1. Evolução das cerâmicas dentárias

A definição de cerâmica data pela primeira vez de 1859 e pode ser definida como “composto de um ou mais metais (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, estanho, titânio e zircônio) com um elemento não metálico (silício, boro, flúor ou oxigênio); formados por substâncias químicas e bioquimicamente estáveis, fortes, duras, frágeis e não condutores inertes de energia térmica e elétrica” (Driscoll et al., 2017; Gomes et al., 2008).

Assim, os principais constituintes da cerâmica dentária são materiais inorgânicos à base de silício (Si), como feldspato, quartzo e sílica. As cerâmicas tradicionais à base de feldspato são conhecidas como “Porcelanas”. A grande diferença entre uma cerâmica regular e uma cerâmica dentária é a proporção de feldspato, quartzo e sílica presentes na sua composição. Uma cerâmica dentária é um sistema multifásico, que contém uma fase cristalina dispersa envolvida por uma fase vítrea translúcida. A fase vítrea apresenta propriedades usuais do vidro, como fragilidade, padrão de fratura não direcional e translucidez, e é composta por óxido de silício (SiO₄). A proporção Si:O relaciona-se com a viscosidade e expansão térmica da cerâmica. Já a fase cristalina contribui para a sua resistência geral, ou seja, assegura as propriedades mecânicas e óticas. São produzidas pelo aquecimento a altas temperaturas e posterior arrefecimento dos compostos. As cerâmicas dentárias atuais contêm uma proporção maior da fase cristalina que melhora significativamente as suas propriedades biomecânicas. Exemplos destas cerâmicas altamente cristalinas incluem o dissilicato de lítio e a zircônia (Gomes et al., 2008; Ho & Matinlinna, 2011a).

As cerâmicas têm-se tornado cada vez mais populares entre os materiais restauradores devido à sua estética, inércia e biocompatibilidade (Y. Zhang & Kelly, 2017).

Foi o farmacêutico parisiense Alexis Duchateau que introduziu a cerâmica na Medicina Dentária quando criou a primeira prótese completa usando um material

cerâmico, criação esta que foi considerada uma revolução em termos estéticos e de higiene oral. Mais tarde, em 1886 Charles Land introduziu, *inlays*, *onlays* e a primeira coroa de cerâmica feldspática o que levou à criação de restaurações cerâmicas estéticas e funcionais (Conrad, Seong, & Pesun, 2007; Y. Zhang & Kelly, 2017).

Nos últimos 50 anos, devido à grande popularidade das cerâmicas, foram várias as estratégias desenvolvidas para melhorar as propriedades das mesmas. Apresenta-se na Figura 10 o desenvolvimento das cerâmicas dentárias e as tecnologias de processamento ao longo dos anos, que irão ser detalhados nos tópicos abaixo (Y. Zhang & Kelly, 2017).

As primeiras cerâmicas dentárias a surgir no mercado foram as feldspáticas, que apresentavam um alto conteúdo de vidro feldspático e eram muito quebradiças e fracas (60 MPa). Anos mais tarde, a partir de 1960 começam a estar disponíveis os sistemas metalo-cerâmicos, em que se verificou uma associação entre uma subestrutura de metal e uma cerâmica de revestimento. Estas cerâmicas de revestimento, as cerâmicas feldspáticas, sofreram alterações na sua constituição base tendo sido reforçadas por leucite, com o intuito de aumentar o coeficiente de expansão térmica e torná-las, desta forma, compatíveis com a sub-estrutura de metal. Este mineral cristalino é uma partícula de preenchimento que se adiciona à fase vítrea para reforçar a cerâmica. O reforço de partículas pode ser ainda conseguido através do tratamento térmico da fase vítrea e, assim, as cerâmicas produzidas através deste processo são denominadas cerâmicas vítreas (Denry & Holloway, 2010; Gomes et al., 2008; Y. Zhang & Kelly, 2017).

Os sistemas metalo-cerâmicos foram durante mais de 40 anos amplamente usados e com um desempenho muito positivo. No entanto, devido à grande procura por restaurações mais estéticas e livres de metais, começa a assistir-se à introdução de sistemas totalmente em cerâmica com desempenhos cada vez melhores do ponto de vista mecânico, contendo uma quantidade significativamente maior de fase cristalina. E, associado à introdução destas novas cerâmicas, verificou-se também o desenvolvimento de técnicas de processamento inovadoras como a técnica CAD/CAM (Denry & Holloway, 2010).

Mais desenvolvimentos foram feitos como se mostra na figura 10. Assim, apesar das melhorias significativas no desempenho das cerâmicas dentárias, a estabilidade estrutural dos sistemas totalmente cerâmicos permanece menos confiável comparativamente com os sistemas metalo-cerâmicos, nos quais apenas as complicações

não biológicas são consideradas (Denry & Holloway, 2010; Y. Zhang & Kelly, 2017).

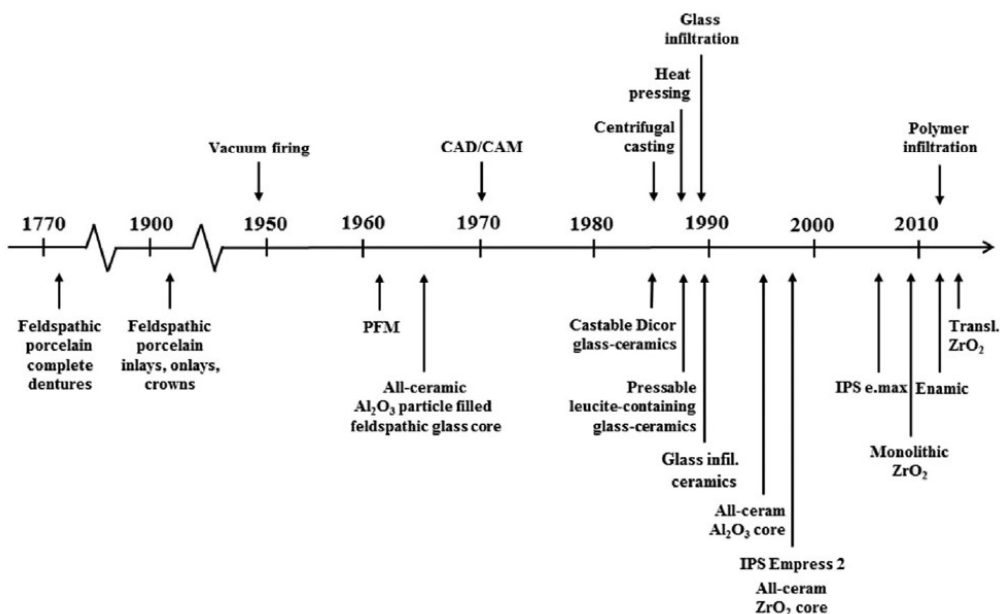


Figura 10. Evolução das cerâmicas dentárias: Desenvolvimento das cerâmicas dentárias e as suas tecnologias de processamento ao longo dos anos. (adaptado de Y. Zhang e Kelly (2017))

Quanto as suas propriedades óticas, as cerâmicas podem ser muito translúcidas a muito opacas. Em geral, quanto mais vítrea for a microestrutura (ou seja, não cristalina), mais translúcida será a cerâmica; quanto mais cristalina, mais opaca. Outros fatores que contribuem para a translucidez incluem o tamanho de partícula, a densidade de partículas, o índice de refração e a porosidade, por exemplo. Também a espessura do núcleo de cerâmica e os materiais de revestimento influenciam a tonalidade final de uma restauração. As restaurações totalmente em cerâmica apresentam vantagens no que respeita à estética por apresentarem alta translucidez (Conrad et al., 2007; Giordano & McLaren, 2010).

Assim, a maneira pela qual uma cerâmica é processada influencia muito o seu comportamento mecânico e, portanto, o seu comportamento clínico. Desta forma, é importante classificar as cerâmicas dentárias com base na sua composição e na sua forma de processamento para ajudar o clínico na escolha apropriada da cerâmica, podendo adaptar cada situação clínica quanto à localização, anterior ou posterior, ao tipo de restauração, parcial ou total, e quanto à forma adesão ou cimentação (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015; Ho & Matinlinna, 2011a; McLaren & Figueira, 2015).

Muitas foram as classificações atribuídas às cerâmicas, mas verificaram-se demasiado generalizadas, impraticáveis ou até mesmo confusas para o clínico. Deste modo, irá ser seguida uma classificação agrupada em três grupos, com base na presença

de atributos específicos na sua formulação: 1. Cerâmicas vítreas; 2. Cerâmicas policristalinas; 3. Cerâmicas com matriz de resina, (Figura 11) (Gracis et al., 2015).

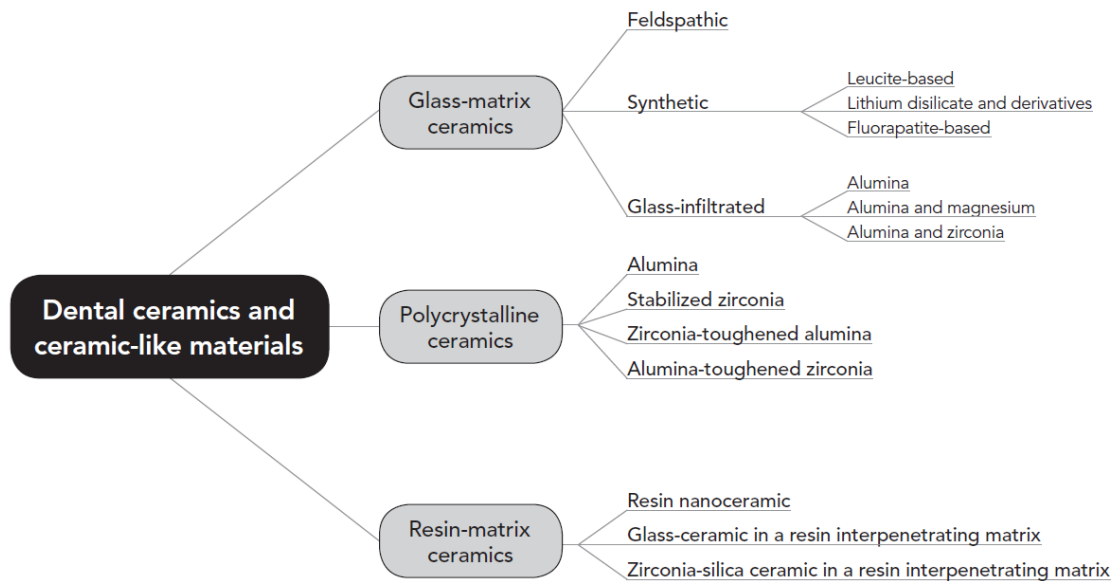


Figura 11. Evolução das cerâmicas dentárias: Panorama geral do sistema de classificação proposto para materiais cerâmicos e tipo cerâmicos. (adaptado de Gracis et al. (2015))

4.2. Cerâmicas vítreas

São materiais cerâmicos inorgânicos e não metálicos que contêm uma fase vítrea (Gracis et all 2015).

4.2.1. Cerâmicas feldspáticas

Este tipo de cerâmicas são as tradicionais, apresentando na sua constituição base argila, quartzo e feldspato. A temperaturas elevadas, este último elemento, decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina formada por leucite. Estas cerâmicas são consideradas as mais translúcidas mas também as mais frágeis (Gomes et al., 2008; Gracis et al., 2015; McLaren & Figueira, 2015).

As cerâmicas feldspáticas são utilizadas em casos mais conservadores, onde se verifica um extenso remanescente dentário ou estrutura dentária sã e como material estético aderido ao esmalte dentário, tendo-se mostrado bem-sucedido a longo prazo. São

ainda utilizadas como materiais de revestimento em ligas metálicas bem como em substratos cerâmicos (Gracis et al., 2015; McLaren & Figueira, 2015).

4.2.2. Cerâmicas sintéticas

Recentemente, a indústria cerâmica começou a incluir nas formulações das cerâmicas materiais sintéticos. As composições variam de fabricante para fabricante mas, genericamente, apresentam dióxido de sílica (SiO_2), óxido de potássio (K_2O), óxido de sódio (Na_2O) e óxido de alumínio (Al_2O_3). Estas cerâmicas podem ser divididas em 3 grupos: cerâmica à base de leucite; cerâmica de dissilicato de lítio e derivados; e cerâmica à base de fluorapatite (Gracis et al., 2015).

Quando são usadas como materiais de revestimento em estruturas totalmente em cerâmica, são modificadas para corresponder ao coeficiente de expansão térmica das respetivas estruturas. É ainda possível melhorar as suas propriedades mecânicas quando são usadas como materiais de subestrutura, reforçando a fase cristalina (Gracis et al., 2015).

4.2.2.1. A cerâmica de dissilicato de lítio

Desde a sua introdução no mercado que o dissilicato de lítio tem mostrado ser um material altamente estético e possuir excelentes propriedades mecânicas. Esta verdadeira cerâmica vítrea foi lançada no mercado pela Ivoclar Vivadent® (Schaan, Liechtenstein) com a linha IPS e.max, a qual está disponível em duas formas: um bloco para fresagem com o sistema CAD/CAM (IPS e.max CAD) e um bloco para injeção segundo o método de cera perdida (IPS e.max Press) (Willard & Gabriel Chu, 2018).

Segundo o fabricante, este material tem como indicação: facetas, *inlays*, *onlays*, coroas parciais, coroas anteriores e posteriores, supra-estruturas de implantes para restaurações unitárias (regiões anterior e posterior) e coroas telescópicas primárias. Assim, as restaurações feitas a partir desta cerâmica, devido à presença da fase vítrea, permitem uma cimentação adesiva ao dente, mas requerem um tratamento de superfície prévio (Meirelles, 2017; Vivadent, 2014, 2015).

O dissilicato de lítio IPS e.max CAD apresenta-se na sua forma inicial como um bloco composto por metasilicato de lítio (Li_2SiO_3) pré-cristalizado “azul”. É então fresado e, posteriormente, submetido a um processo de sinterização, a 850°C durante 20 a 25 minutos. Só após este processo está completamente cristalizado, resultando assim na

cerâmica de dissilicato de lítio propriamente dita. Esta cerâmica apresenta propriedades mecânicas notáveis. Na sua forma pré-cristalizada demonstra uma resistência à flexão de 130 MPa e na sua forma totalmente cristalizada de 360 MPa (Denry & Holloway, 2010; Meirelles, 2017; Willard & Gabriel Chu, 2018; Y. Zhang & Kelly, 2017).

No que respeita às propriedades óticas, o dissilicato de lítio IPS e.max CAD está disponível em diversos tons e níveis de translucidez. Esta última, e dependendo do pré-tratamento de cristalização, está disponível em 3 níveis: alta translucidez (HT), baixa translucidez (LT) e opacidade média (MO). Assim, existem diferenças ao nível da microestrutura do material, no que respeita ao tamanho dos cristais. No estado pré-cristalizado, os cristais de metassilicato de lítio de alta translucidez (HT) são menos e maiores (Figura 12A), enquanto que os cristais de metassilicato de baixa translucidez (LT) são menores e em maior número (Figura 12C) (Denry & Holloway, 2010; Meirelles, 2017; Willard & Gabriel Chu, 2018).

Concluído o processo de cristalização, a cerâmica HT apresenta cristais de 1,5 x 0,8 μm , em camadas, dispersos numa matriz vítrea (Figura 12B). A cerâmica LT apresenta uma alta densidade de pequenos cristais de dissilicato de lítio interligados, de 0,8 x 0,2 μm (Figura 12D) (Denry & Holloway, 2010; Willard & Gabriel Chu, 2018).

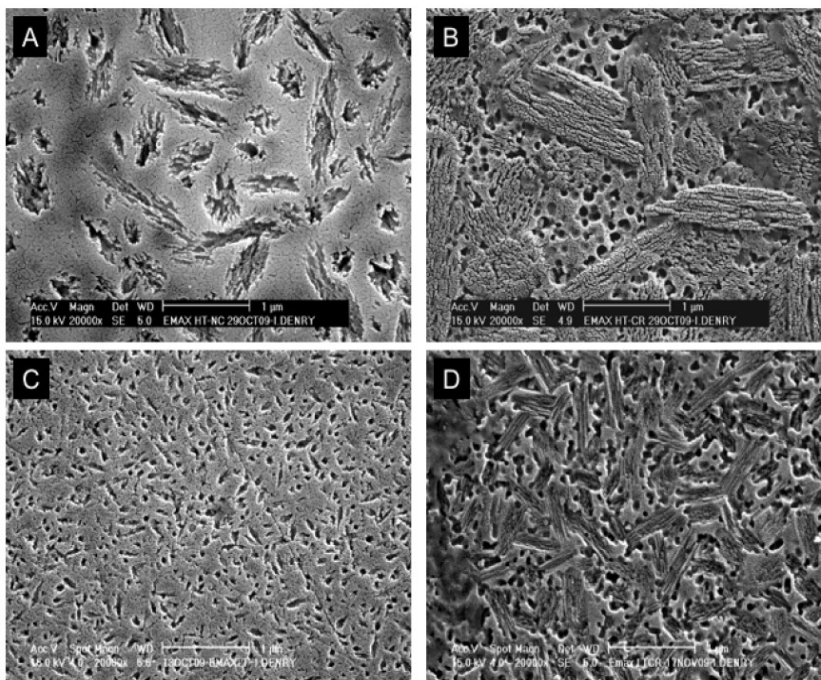


Figura 12. A cerâmica de dissilicato de lítio. A. Silicato de lítio (CAD HT) pré-cristalizado. B. Dissilicato de lítio (CAD HT) totalmente cristalizado. C. Silicato de lítio (CAD LT) pré-cristalizado. D. Dissilicato de lítio (CAD LT) totalmente cristalizado. (adaptado de Denry e Holloway (2010))

4.2.3. Cerâmicas infiltradas por vidro

As cerâmicas infiltradas por vidro foram desenvolvidas com o objetivo de aperfeiçoar os problemas referentes à resistência à fratura. Apresentam na sua constituição 2 fases: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio), que são confeccionadas com base em alumina porosa que é, depois, infiltrada por vidro. Estas cerâmicas são divididas em 3 categorias: alumina; alumina e magnésio; alumina e zircónia. A sua utilização está a diminuir devido à grande popularidade da zircónia e do dissilicato de lítio para CAD/CAM (Gomes et al., 2008; Gracis et al., 2015).

4.3. Cerâmicas policristalinas

Quanto às cerâmicas policristalinas, são materiais cerâmicos inorgânicos e não metálicos que não contêm nenhuma fase vítrea. Estas podem ser divididas em 4 grupos: alumina; zircónia estabilizada; zircónia fortalecida com alumina; alumina fortalecida com zircónia. Estas cerâmicas contêm uma estrutura cristalina de grão fino sendo, por isso, a sua principal característica, característica essa que lhes confere dureza e resistência à fratura, tendendo, no entanto, a apresentar uma translucidez limitada (Gracis et al., 2015; Y. Zhang & Kelly, 2017).

4.4. Cerâmicas com matriz de resina

Este grupo de cerâmicas apresenta-se como sendo polímeros contendo predominantemente compostos refratários inorgânicos que podem incluir porcelanas, vidros, cerâmicas e vitrocerâmicas (Gracis et al., 2015).

O desenvolvimento deste tipo de cerâmica teve como propósito a obtenção de um material que se assemelhe ao módulo de elasticidade da dentina, comparativamente com as cerâmicas tradicionais. Tinha ainda o objetivo de desenvolver um material fácil de fresar e cuja reparação ou modificação com resina composta seja facilitada. A composição deste tipo de cerâmica varia substancialmente e está especificamente formulada para a técnica CAD/CAM (Gracis et al., 2015).

5. Sistema CAD/CAM

Os métodos tradicionais de fabrico de restaurações em cerâmica têm sido descritos como demorados, de técnica sensível e, muitas vezes, imprevisíveis devido a inúmeros fatores. Desta forma, a técnica CAD/CAM pode ser uma boa alternativa tanto para médicos dentistas como para técnicos de laboratório (Li et al., 2014).

Nos últimos 25 anos os conceitos *Computer-aided design* (CAD) e *computer-aided manufacturing* (CAM) têm-se tornado cada vez mais populares no mundo da Medicina Dentária, isto, por serem uma tecnologia que permite ser usada tanto no consultório como no laboratório de prótese dentária. Refere-se a um sistema de computador que é usado para projetar e fabricar restaurações dentárias (por exemplo: *inlays*, *onlays*, facetas e coroas) (Davidowitz & Kotick, 2011; Della Bona et al., 2014; Silva, Lima, Miranda, Favero, & Cesar, 2017).

A tecnologia CAD utiliza um *software* para definir a forma e as dimensões da restauração, enquanto que a tecnologia CAM introduz o modelo projetado numa máquina de controlo numérico computadorizado para fresar a restauração, geralmente a partir de um bloco feito de material dentário, através da técnica de fabrico subtrativa. Dependendo das variações anatómicas de cada restauração, as fresadoras combinam brocas com diferentes tamanhos e atingem uma precisão de fresagem que envolve cerca de 10 µm (Bilgin, Baytaroglu, Erdem, & Dilber, 2016; Silva et al., 2017).

Este sistema é composto por três partes principais: (1) o *scanner*, o qual pode ser ótico ou mecânico, constituindo uma unidade de aquisição de dados, através de scanners intraorais é possível recolher os dados da área da preparação e estruturas adjacentes,

convertendo-os em impressões virtuais; (2) o *software* de *design*, que projeta restaurações virtuais num modelo de trabalho virtual; (3) o dispositivo de processamento, um dispositivo de fresagem computadorizado para fabricar a restauração a partir de um bloco sólido de material restaurador, através da técnica subtrativa ou aditiva (Alghazzawi, 2016; Beuer et al., 2008).

Desta forma, dependendo do sistema de produção, existem vários materiais para processamento através desta técnica. Estes materiais têm vindo a tornar-se cada vez mais populares devido à demanda por parte dos pacientes, que procuram opções de aparência mais natural. Assim, os avanços significativos nas técnicas de fabrico digital e o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos, mais fortes, possibilitam a combinação entre a capacidade estética e a durabilidade (Beuer et al., 2008; Meirelles, 2017).

III. Objetivos e Hipóteses de estudo

✓ **Objetivo:**

Avaliar e comparar a translucidez de diferentes espessuras de dissilicato de lítio HT e LT obtidas pelo método CAD/CAM.

✓ **Hipóteses Nulas**

H01 – Não se verificam diferenças significativas de translucidez entre diferentes espessuras do material.

H02 – Não se verificam diferenças significativas de translucidez entre HT e LT.

H03 – Não existe correlação entre os valores de PT e RC.

✓ **Hipóteses Alternativas**

H1 – Verificam-se diferenças significativas de translucidez entre diferentes espessuras do material.

H2 – Verificam-se diferenças significativas de translucidez entre HT e LT.

H3 – Existe correlação entre os valores de PT e RC.

Objetivos e Hipóteses de estudo

IV. Materiais e Métodos

1. Materiais utilizados

1. 3 Blocos de dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT A3/ B40 (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein). Lote W44775. (composição química e física em anexo)
2. 3 Blocos de dissilicato de lítio IPS e.max CAD LT A3/ B32 (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein). Lote W2928. (composição química e física em anexo)
3. Paquímetro digital (INSIZE CO., LTD, São Paulo, Brasil)
4. Folha de papel cor preta
5. Folha de papel cor branca
6. Forno cerâmico VITA VACUMAT® 6000 MP (VITA., Bad Säckingen, Alemanha)
7. Micrótopo de tecidos duros Accutom -50 (STRUERS INC., Cleveland OH, EUA)
8. Espectrofotômetro SpectroShade™ Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negrar, Itália)

2. Métodos

2.1. Preparação dos espécimes

1. Sinterização dos blocos de dissilicato de lítio (Figura 13) no forno cerâmico VITA VACUMAT 6000 MP (VITA., Bad Säckingen, Alemanha) (Figura 14).



Figura 13. Bloco IPS e.max CAD pré-cristalizado e após o processo de cristalização.



Figura 14. Forno cerâmico VITA VACUMAT 6000 MP (VITA., Bad Säckingen, Alemanha)

2. Preparação/corte dos espécimes de dissilicato de lítio com diferentes espessuras através do micrótopo de tecidos duros Accutom -50 (Struers Inc., Cleveland OH, EUA):

- Espécimes quadrangulares de dissilicato de lítio - IPS e.max CAD HT (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) (n=5) (Figura 15) com as seguintes dimensões:
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 0,5 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 1,0 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 1,5 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 2,0 mm.

- Espécimes quadrangulares de dissilicato de lítio - IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) (n=5) (Figura 15) com as seguintes dimensões:
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 0,5 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 1,0 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 1,5 mm;
- 5 unidades com 15 mm por 15 mm de largura e espessura de 2,0 mm.



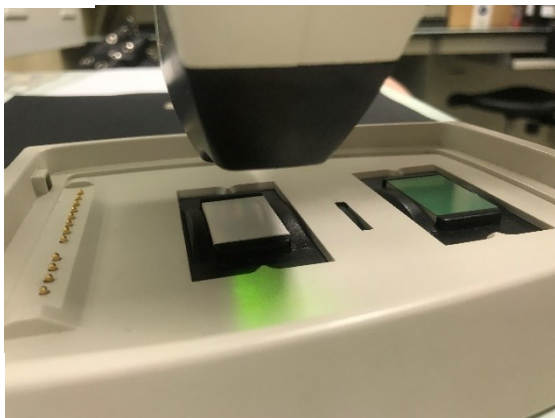
Figura 15. Espécimes de IPS e.max CAD HT e LT cortados e ordenados por espessura e material.

2.2. Análise Espectrofotómetro SpectroShade™ Micro

1. Medição através do espectrofotómetro SpectroShade™ Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negrar, Itália) com $\lambda=410$ a 680nm.

1.1 Ligar e calibrar o equipamento e fazer uma medição da cor branca (Figura 16a) e da cor verde (Figura 16b) presentes na base do aparelho;

a)



b)

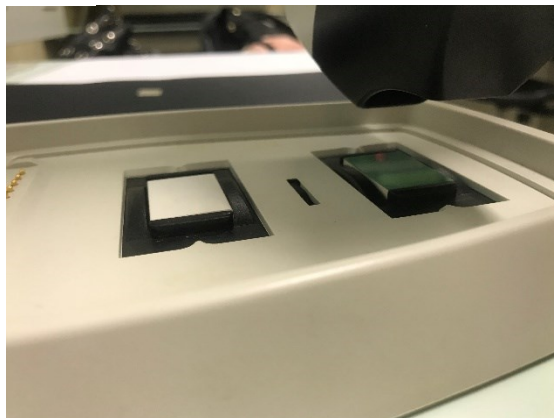


Figura 16. Calibração do equipamento; a) Medição da cor branca; b) Medição da cor verde.

1.2. Fazer seis medições em locais distintos em cada espécime (Figura 17a), de modo a obter os valores de L^* , a^* e b^* . Medir sobre um fundo preto (Figura 17b, c) e sobre um fundo branco (Figura 17d, e).

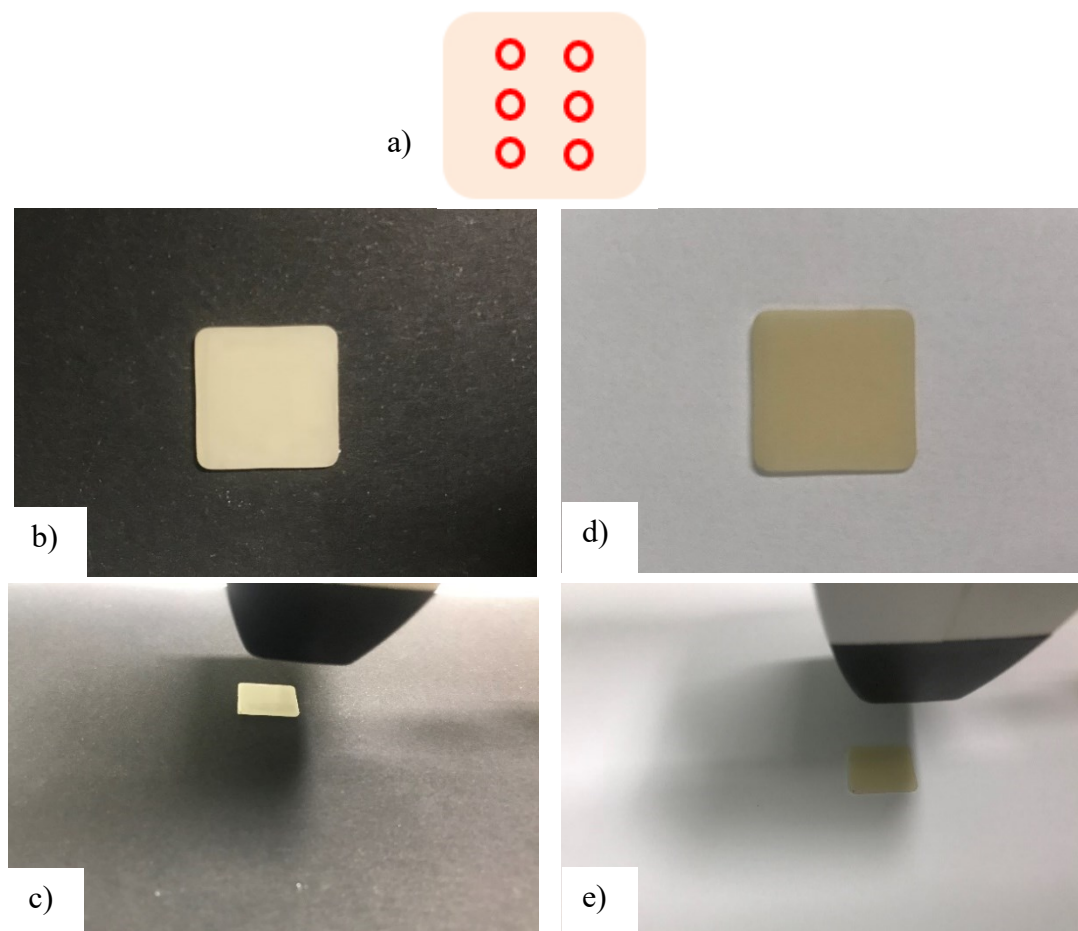


Figura 17. Medição dos espécimes; a) Imagem representativa das seis medições em locais distintos do espécime; b) e c) Em fundo preto; d) e e) Em fundo branco.

1.3. Calcular a média correspondente ao valor de L^* , a^* e b^* para cada espécime;

A partir destes valores a translucidez será calculada com a fórmula do parâmetro de translucidez (PT) e com a fórmula da relação de contraste (RC).

$$PT = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{\frac{1}{2}}$$

$$RC = \frac{Y_B}{Y_W}, \text{ em que } Y = \left(\frac{L+16}{116}\right)^3 \times Y_n \text{ e } Y_n = 100$$

Sendo que B representa os valores para o fundo preto e W para o fundo branco.

2.3. Análise Estatística

A análise dos dados foi efetuada com recurso ao *software* IBM SPSS Statistics, v.24.0 para Windows, utilizando-se metodologias de análise estatística descritiva e inferencial (testes de hipóteses e estimativas por intervalos de confiança). Na comparação

dos valores médios de PT e de RC foi utilizado o teste estatístico ANOVA two-way, após validação dos pressupostos de aplicação do mesmo. O teste foi executado tendo por base os fatores tipo de material e espessura, sendo igualmente avaliada a interação entre eles. Foi estabelecido um nível de significância de 5% em todas as análises inferenciais.

V. Resultados

Na tabela 1 são apresentados os valores médios do Parâmetro de Translucidez (PT) referente a cada material nas diferentes espessuras. Com base na tabela 1, apresentam-se o gráfico 1, referente aos valores médios de PT (Y) em função do material (X), para as diferentes espessuras, e o gráfico 2, referente aos valores médios de PT (Y) em função da espessura (X), para os materiais considerados.

Da análise dos valores constantes na tabela 1 é possível verificar que se obtêm valores médios de PT mais elevados para o material HT e para espessuras menores. É possível verificar também diferenças estatisticamente significativas na translucidez entre os materiais ($p < 0,001$), entre as espessuras ($p < 0,001$). E, foi ainda identificada uma interação significativa ($p=0,029$) entre os fatores tipo de material e espessura.

Tabela 1. Valores de Parâmetro de Translucidez (PT), referente a cada material para as diferentes espessuras, apresentados na forma: Média (MD) \pm Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança a 95% para a média (IC 95%).

	Parâmetro de Translucidez (PT)		
	Espessura (mm)	MD \pm DP	IC 95%
IPS e.max CAD LT	0,5	27,5 \pm 1,2	[26,0 – 28,9]
	1	20,8 \pm 0,8	[19,9 – 21,8]
	1,5	17,0 \pm 0,5	[16,4 – 17,5]
	2	13,6 \pm 0,2	[13,4 – 13,8]
IPS e.max CAD HT	0,5	31,6 \pm 2,3	[28,8 – 34,5]
	1	22,4 \pm 0,7	[21,6 – 23,2]
	1,5	18,7 \pm 0,6	[17,9 – 19,5]
	2	15,5 \pm 0,4	[15,0 – 16,1]

* ANOVA two-way: $p < 0,001$ (tipo de material); $p < 0,001$ (espessura); $p=0,029$ (interação tipo de material/espessura)

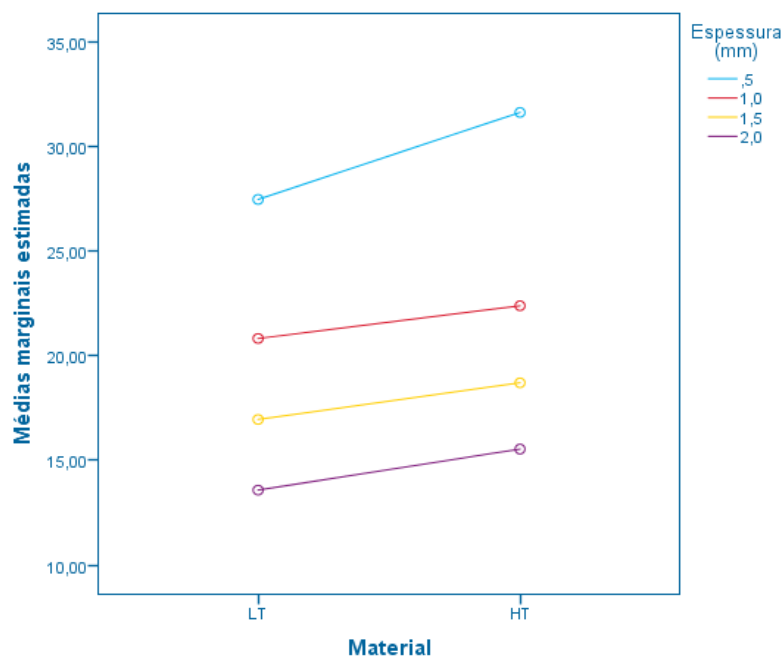


Gráfico 1. Representação gráfica dos valores médios estimados do parâmetro de translucidez (PT) em função do material, para as diferentes espessuras.

Através da análise dos gráficos 1 e 2, IPS e.max CAD HT apresenta uma translucidez superior a IPS e.max CAD LT. Tal como observado na tabela 1, verifica-se que os valores médios de PT diminuem à medida que a espessura aumenta, significando que a translucidez diminui com o aumento da espessura.

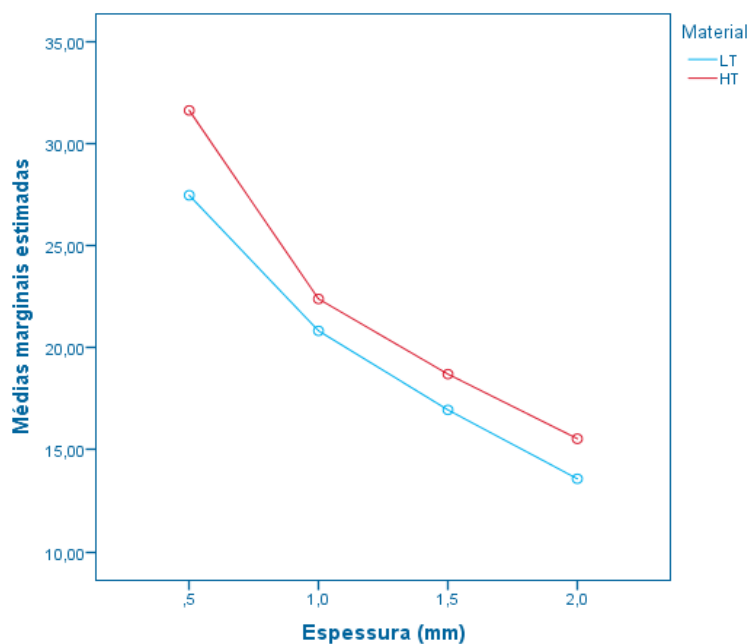


Gráfico 2. Representação gráfica dos valores médios estimados do parâmetro de translucidez (PT) em função da espessura, para os materiais considerados.

Na tabela 2 são apresentados os valores médios da Relação de Contraste (RC) referente a cada material nas diferentes espessuras. Com base na tabela 2, apresentam-se o gráfico 3, referente aos valores médios de RC (Y) em função do material (X), para as diferentes espessuras, e o gráfico 4, referente aos valores médios de RC (Y) em função da espessura (X), para os materiais considerados.

Da análise dos valores constantes na tabela 2 é possível verificar que se obtêm valores médios de RC mais baixos para o material HT e para espessuras menores. Neste caso, é possível verificar diferenças estatisticamente significativas na translucidez entre os materiais ($p < 0,001$), entre as espessuras ($p < 0,001$). Mas contrariamente ao PT, para RC não foi identificada uma interação significativa ($p=0,220$) entre os fatores tipo de material e espessura.

Tabela 2. Valores de Relação de Contraste (RC), referente a cada material para as diferentes espessuras, apresentados na forma: Média (MD) \pm Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança a 95% para a média (IC 95%).

	Relação de contraste (RC)		
	Espessura (mm)	MD \pm DP	IC 95%
IPS e.max CAD LT	0,5	0,71 \pm 0,01	[0,69 – 0,72]
	1	0,79 \pm 0,01	[0,78 – 0,80]
	1,5	0,84 \pm 0,01	[0,84 – 0,85]
	2	0,88 \pm 0,001	[0,88 – 0,88]
IPS e.max CAD HT	0,5	0,65 \pm 0,03	[0,62 – 0,68]
	1	0,76 \pm 0,01	[0,75 – 0,77]
	1,5	0,80 \pm 0,01	[0,79 – 0,81]
	2	0,84 \pm 0,01	[0,84 – 0,85]

* ANOVA two-way: $p < 0,001$ (tipo de material); $p < 0,001$ (espessura); $p=0,220$ (interação tipo de material/espessura)

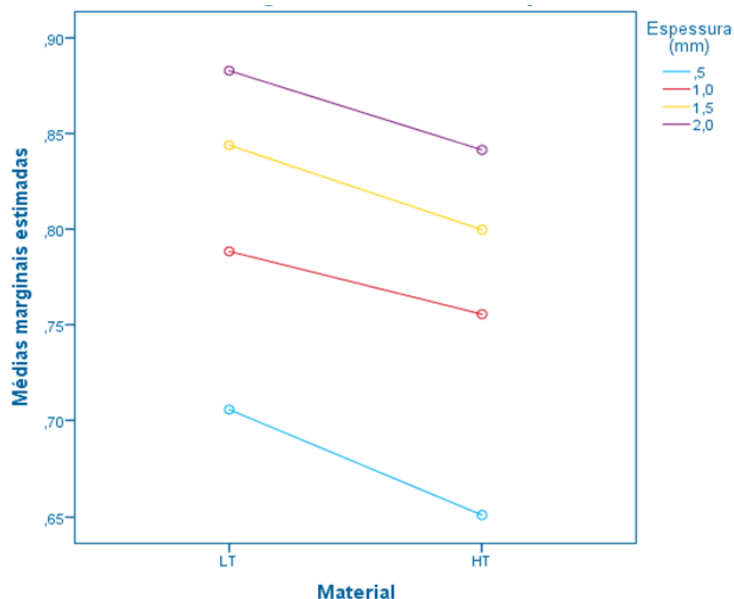


Gráfico 3. Representação gráfica dos valores médios estimados da relação de contraste (RC) em função do material, para as diferentes espessuras.

Os gráficos 3 e 4 que comparam os valores de RC para IPS e.max CAD HT e IPS e.max CAD LT demonstram que a média dos valores de RC aumenta com o aumento da espessura, traduzindo-se numa diminuição da translucidez. Sendo, assim, semelhante ao que se verifica na análise dos gráficos 1 e 2 que comparam os valores médios de PT dos materiais considerados.

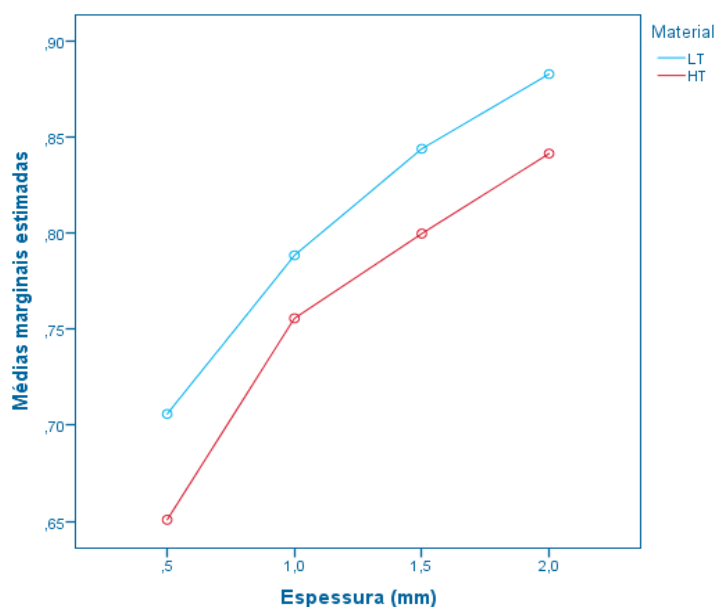


Gráfico 4. Representação gráfica dos valores médios estimados da relação de contraste (RC) em função da espessura, para os materiais considerados.

Na tabela 3 são apresentados os resultados da avaliação da correlação entre os valores de PT e RC obtidos para todos os espécimes. Foi encontrada uma correlação forte e significativa entre os valores de PT e RC ($\rho = -0,986$, $p < 0,001$).

Tabela 3. Correlação dos valores de PT e RC.

Correlação	Coefficiente de correlação de Spearman	ρ
PT vs RC	-0,986	<0,001

VI. Discussão

A translucidez é uma propriedade ótica fundamental e é um fator determinante no momento da seleção de materiais restauradores para zonas altamente estéticas. Na prática clínica, é muito importante que o Médico Dentista esteja familiarizado com as propriedades e características dos novos materiais restauradores que são constantemente introduzidos no mercado (por exemplo os sistemas cerâmicos para CAD/CAM) para escolher o material mais adequado a uma situação clínica específica (Sen & Us, 2018).

A grande vantagem da utilização de um sistema totalmente cerâmico é obter um resultado estético superior através do aumento da translucidez. Os núcleos cerâmicos mais fortes, como por exemplo a zircônia, tendem a ser mais opacos, o que pode ser uma vantagem em substratos escurecidos, mas pode limitar a sua aplicação quando é requerida uma translucidez mais elevada e são, assim, mais indicados para o segmento posterior. Contrariamente, as cerâmicas feldspáticas e à base de leucite, por exemplo, devido à sua elevada translucidez e baixa força mecânica, são indicadas para o segmento anterior. Já a cerâmica de dissilicato de lítio tende a combinar um certo grau de translucidez com boas propriedades mecânicas, fazendo com que possa ser utilizada tanto no segmento anterior como no posterior (Conrad et al., 2007).

A medição da translucidez tem sido descrita na bibliografia, essencialmente, através de três parâmetros: o parâmetro de translucidez (PT), a relação de contraste (RC) e a transmitância. No presente estudo foram utilizados dois desses parâmetros, PT e RC, por serem os mais descritos na literatura, para haver alguma comparabilidade entre artigos e para averiguar uma eventual correlação entre estes dois parâmetros.

Nos diversos estudos analisados tentou perceber-se qual o equipamento utilizado para medir a translucidez de modo a uniformizar os resultados, tendo-se verificado que apenas um deles utilizou o mesmo equipamento do presente estudo. No presente estudo a medição feita através do SpectroShadeTM Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negrar, Itália) possibilitou a recolha dos resultados feita pelo sistema de cores CIE L*a*b*, obtendo-se um valor para cada um dos parâmetros “L*”, “a*” e “b*”, para cada amostra e, deste modo, foi possível fazer a medição da translucidez através da fórmula do parâmetro de translucidez e da relação de contraste, descrita acima. Este espectrofotómetro desenvolvido para uso clínico permite obter uma imagem digital através de uma análise espectrofotométrica (Agrawal & Kapoor, 2013; Zhao, Sun, Zhang, & Zhang, 2018).

Após uma extensa pesquisa, é de notar que investigações com metodologias e/ou materiais utilizados semelhantes ao deste estudo são escassas. Muitas avaliam a translucidez de vários sistemas cerâmicos geralmente com uma variedade de espessuras muito reduzida ou a fim de avaliar outras variáveis associadas à translucidez, como por exemplo a resistência à flexão. Não obstante, para complementar a discussão de resultados do presente estudo, foram comparados os valores obtidos com os de diferentes estudos que avaliam a translucidez de várias espessuras de diversos sistemas cerâmicos. Os valores selecionados foram considerados como sendo de interesse para comparar com os obtidos.

Na presente investigação, para o parâmetro de translucidez, verificou-se que a espessura 0,5 mm registou os valores mais elevados, decrescendo gradualmente até à espessura 2 mm, com os valores mais baixos, demonstrando que o PT diminuiu significativamente ($p < 0,001$) com o aumento da espessura, implicando uma translucidez gradualmente inferior. Para a relação de contraste, verificou-se que a espessura 0,5 mm registou os valores mais baixos e a espessura 2 mm os valores mais elevados, demonstrando que o RC aumenta com o aumento da espessura, implicando uma translucidez inferior. Assim, a primeira hipótese nula foi rejeitada após a análise estatística revelar que se verificam diferenças de translucidez entre diferentes espessuras do material, o que está em concordância com outros estudos que referem que a espessura afeta diretamente a translucidez e que estas duas variáveis estão inversamente relacionadas (Al-Juaila et al., 2018; Awad et al., 2015; Barizon et al., 2014; Wang et al., 2013).

Segundo Barizon et al. (2014), a grande vantagem da cerâmica de dissilicato de lítio é a possibilidade de fabricar facetas finas sem comprometer as suas propriedades biomecânicas e, por isso, obter restaurações mais translúcidas. Este mesmo estudo compara vários sistemas cerâmicos, incluindo a cerâmica IPS e.max CAD HT, e verificou que as cerâmicas feldspáticas convencionais são mais translúcidas, apresentando um valor de PT superior ao das primeiramente referidas. O valor para a cerâmica IPS e.max CAD HT é diferente do expectável, já que, sendo referente a um espécime de espessura 0,7 mm, não apresenta um valor de PT inferior ao obtido no presente estudo para os espécimes da mesma cerâmica com 0,5 mm de espessura, isto porque uma maior espessura deveria implicar um menor valor de PT. O mesmo autor, noutro estudo e com os mesmos espécimes, analisa a relação de contraste e obtém para a cerâmica IPS e.max CAD HT um valor de RC superior ao das cerâmicas feldspáticas convencionais, para os

mesmos valores de PT utilizados anteriormente, contrastando com o valor de RC obtido neste estudo que, por sua vez, se mostrou ser muito superior a qualquer um destes (Barizon et al., 2013).

Na investigação de Nogueira e Della Bona (2013), em que para uma espessura de 1 mm foi feita a medição da translucidez através de PT e RC e comparados sistemas cerâmicos como: dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT e LT, duas cerâmicas vítreas reforçadas por leucite de diferentes fabricantes e uma cerâmica feldspática; os resultados demonstraram que: a translucidez mais elevada foi a da cerâmica vítrea reforçada por leucite IPS Empress CAD, a cerâmica IPS e.max CAD HT apresentou uma translucidez superior à cerâmica feldspática que, por sua vez, foi superior à cerâmica IPS e.max CAD LT. Estes valores, quando comparados com os do presente estudo para a mesma espessura quer sejam LT ou HT, apresentam valores ligeiramente diferentes, sendo que a relação entre valores de PT para HT e LT dos dois estudos é muito próxima, não se verificando o mesmo para os valores de RC. Foi possível assim rejeitar a segunda hipótese nula pois, tal como referido noutros estudos, também na presente investigação foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,001$) de translucidez entre o material HT e LT (Al-Juaila et al., 2018; Della Bona et al., 2014; Kwon, Lawson, McLaren, Nejat, & Burgess, 2018; Nogueira & Della Bona, 2013).

Ainda, para a mesma espessura, 1 mm, e para referência, num estudo de Yu, Ahn e Lee (2009), os valores de PT para o esmalte e para a dentina foram inferiores aos obtidos neste estudo para os dois tipos HT e LT.

Segundo o estudo de Sen e Us (2018), a cerâmica IPS e.max CAD HT para uma espessura de 1,2 mm apresentou um valor de PT que ficou abaixo do da zircónia reforçada por cerâmica vítrea, do da resina nanocerâmica e do da cerâmica feldspática. Comparando com a espessura mais próxima medida no presente estudo, 1 mm, não se verificou o esperado: a amostra de espessura mais fina tem um valor de PT inferior à de maior espessura. Ainda no estudo de Sen e Us (2018), foi estudada a resistência à flexão biaxial e a cerâmica IPS e.max CAD HT apresentou a segunda média mais elevada a seguir à zircónia reforçada por cerâmica vítrea. Verificou-se ainda que as propriedades óticas e mecânicas destas cerâmicas parecem ser afetadas pela diferente composição química e estrutural dos materiais, concordando com o estudo de Della Bona et al. (2014), que refere também que a quantidade relativa, a natureza, a forma, a distribuição da fase cristalina, a porosidade e, essencialmente, o tamanho das partículas podem explicar as diferenças nos valores de PT. Ficou também assim em concordância com Awad et al. (2015) que, de

entre vários materiais, encontrou diferenças significativas entre a cerâmica de dissilicato de lítio e a zircónia reforçada por cerâmica vítrea, tendo esta última apresentado uma maior translucidez. A diferença de translucidez entre estes dois materiais foi explicada, também, devido ao tamanho das partículas e devido às diferenças na estrutura cristalina. Segundo os autores, após o processo de cristalização, os cristais na zircónia reforçada por cerâmica vítrea apresentam uma média de tamanho das partículas entre os 500 e os 700 nm, que é cerca de 4 a 8 vezes mais pequeno que os cristais da cerâmica de dissilicato de lítio. Ainda, em dois estudos recentes (Al-Juaila, Osman, Segaan, Shrebaty, & Farghaly, 2018; Harada et al., 2016), que compararam vários tipos de zircónia translúcida com dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT e LT, verificou-se que este último material (tanto HT como LT) apresenta uma translucidez mais elevada do que todos os outros materiais analisados. Mostrou-se também, tal como neste estudo, que a espessura é um dos principais fatores que afetam a translucidez de uma restauração.

No estudo de Della Bona et al. (2014), em que são comparados sistemas cerâmicos como: dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT e LT, duas cerâmicas vítreas reforçadas por leucite (de fabricantes diferentes) e uma cerâmica feldspática, todos eles com diferentes tons: A1, A2 e A3; e para uma espessura de 1 mm, mostrou-se que, para o tom A1, as duas cerâmicas vítreas reforçada por leucite apresentaram os valores de PT mais elevados, já a IPS e.max CAD LT registou o valor mais baixo. Para os tons A2 e A3, novamente as duas cerâmicas vítreas reforçadas por leucite apresentaram os valores de PT mais elevados, no entanto os valores mais baixos registados foram não só da IPS e.max CAD LT como também da cerâmica feldspática. Para a relação de contraste, IPS e.max CAD LT registou o valor mais elevado para o tom A1; para o tom A2 e A3 IPS e.max CAD LT e a cerâmica feldspática registaram os valores mais elevados. Para os três tons, as duas cerâmicas vítreas reforçadas por leucite apresentaram sempre os valores mais baixos. Portanto, tal como Della Bona et al. (2014) verificou que o tom influencia a translucidez, Barizon et al. (2014) verificou ainda que a espessura afeta mais a translucidez do que o tom.

No estudo de Carrabba et al. (2017), onde comparou três tipos de zircónia com IPS e.max CAD LT e onde também foi estudada a relação entre a resistência à flexão e a translucidez, esta última foi medida através do RC para uma espessura de 1 mm e a cerâmica de dissilicato de lítio registou um valor de RC inferior ao registado no presente estudo, sendo mais distante ainda do que os valores de Della Bona et al. (2014). Obteve, assim, a translucidez mais elevada de entre as zircónias e também a resistência à flexão

mais baixa. Este estudo mostrou que a translucidez e a resistência à flexão são variáveis inversamente proporcionais. Estes resultados estão ainda de acordo com a recente investigação de Kwon, Lawson, McLaren, Nejat e Burgess (2018), mostrando que a cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT e LT 1,1 mm obteve os valores de PT mais elevados em comparação com 3 tipos de zircónia. Já a resistência à flexão foi superior neste último material. Os valores desta investigação, quando comparados com a do presente estudo, apresentam diferenças significativas em HT e LT.

Todas estas discrepâncias entre valores podem ser explicadas por inúmeros fatores como: diferenças no equipamento e nas suas calibrações; diferenças nas condições de realização dos testes, principalmente a nível ótico; utilização de métodos, cores e/ou espessuras distintas das utilizadas neste estudo.

Por fim, foi confirmada a forte correlação significativa entre os valores de PT e RC ($\rho = -0,986$, $p < 0,001$) e a sua proporcionalidade inversa, podendo, desta forma, rejeitar a terceira hipótese nula: à medida que PT aumenta, RC diminui e, segundo a bibliografia consultada e o presente estudo, são ambos igualmente fiáveis na medição da translucidez. (Barizon et al., 2013; Della Bona et al., 2014; Nogueira & Della Bona, 2013)

Em suma, e como visto ao longo da discussão, a presente investigação mostrou que tanto a espessura como o tipo de material de um espécime têm uma influencia direta na sua translucidez. No caso do parâmetro de translucidez foi identificada uma interação significativa ($p=0,029$) entre os fatores tipo de material e espessura, não se verificando o mesmo no caso da relação de contraste ($p=0,220$). Adicionalmente foi verificada uma correlação forte e significativa entre o parâmetro de translucidez e a relação de contraste, permitindo assim a rejeição das três hipóteses nulas inicialmente consideradas.

Em investigações futuras poderá ser interessante a comparação com uma maior variedade de sistemas cerâmicos, a medição da translucidez e de outras propriedades óticas como a fluorescência, tendo em conta o substrato dentário e o cimento utilizado.

VII. Conclusões

Tendo em consideração as limitações de um estudo *in vitro*, isto é, as condições deste estudo não simulam a 100% as condições clínicas reais, ao comparar a translucidez de diferentes espessuras de dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT e LT (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) obtidas pelo método CAD/CAM, obtiveram-se as seguintes conclusões:

1. Foram verificadas diferenças estatisticamente significativas de translucidez entre as diferentes espessuras do material. Espessuras mais finas apresentaram uma translucidez mais elevada.

2. Foram verificadas diferenças estatisticamente significativas de translucidez entre os materiais HT e LT. HT apresentou uma translucidez mais elevada do que LT.

3. Uma vez que foi encontrada uma forte correlação significativa entre PT e RC, podemos considerar estes dois parâmetros igualmente fíaveis na medição da translucidez de sistemas cerâmicos.

VIII. Referências Bibliográficas

- Agrawal, V., & Kapoor, S. (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Universal Research Journal of Dentistry*, 3(3), 120. <https://doi.org/10.4103/2249-9725.123975>
- Al-Juaila, E., Osman, E., Segaan, L., Shrebaty, M., & Farghaly, E. A. (2018). Comparison of translucency for different thicknesses of recent types of esthetic zirconia ceramics versus conventional ceramics ... (in vitro study). *Future Dental Journal*, (April), 0–1. <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2018.05.003>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2016.01.003>
- Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534–540. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.003>
- Barizon, K. T. L., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., & Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397–401. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.008>
- Barizon, K. T. L., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., & Geraldeli, S. (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 864–870. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.016>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Bhuvaneshwaran, M. (2010). Principles of smile design. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 225. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73387>
- Bilgin, M. S., Baytaroğlu, E. N., Erdem, A., & Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, 10(2), 286–291. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.178304>
- Brodbelt, R. H. W., O'Brien, W. J., Fan, P. L., Frazer-Dib, J. G., & Yu, R. (1981).

- Translucency of Human Dental Enamel. *Journal of Dental Research*, 60(10), 1749–1753. <https://doi.org/10.1177/00220345810600100401>
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Cortellini, D., & Canale, A. (2012). Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: a minimally invasive treatment concept. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(1), 7–10. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a22708>
- Cutnell, J. D., & Johnson, K. W. (2012). *Physics* (9th ed.). John Wiley & Sons, Inc.
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- Della Bona, A., Nogueira, A. D., & Pecho, O. E. (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202–1209. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.07.005>
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351–368. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>
- Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., Mcgarry, T. J., Goldstein, G., ... Vanblarcom, C. (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), C1-e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>
- Ferraris, F., Diamantopoulou, S., Acunzo, R., & Alcidì, R. (2014). Influence of enamel composite thickness on value, chroma and translucency of a high and a nonhigh refractive index resin composite. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 9(3), 382–401.
- Fondriest, J. (2004). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(6), 553. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.03.015>
- Fondriest, J. F. (2012). The Optical Characteristics of Natural Teeth. *Inside Dentistry*, 8(11), 1–5.

- 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.
- Gomes, E. A., Assunção, W. G., Rocha, E. P., & Santos, P. H. (2008). Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, 54(331), 319–325. <https://doi.org/10.1590/S0366-69132008000300008>
- Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., & Bonfante, E. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Güth, J. (2016). Optical integration of CAD / CAM materials. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 49(0), 394–409.
- Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K. H., Flinn, B. D., Dogan, S., & Mancl, L. A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 257–263. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.019>
- Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011a). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*, 3(3), 109–115. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9078-7>
- Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011b). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. *Silicon*, 3(3), 117–123. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9079-6>
- Jágr, M., Eckhardt, A., Pataridis, S., Broukal, Z., Dušková, J., & Mikšík, I. (2014). Proteomics of human teeth and saliva. *Physiological Research*, 63(SUPPL.).
- Johnston, W. M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37(SUPPL. 1), 2–6. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.011>
- Johnston, W. M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 217–223. <https://doi.org/10.1111/jerd.12112>
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kursoglu, P., Karagoz Motro, P. F., & Kazazoglu, E. (2015). Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *Journal of Prosthetic Dentistry*,

- 113(1), 48–53. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.011>
- Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
- Lee, Y.-K. (2015). Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications. *Journal of Biomedical Optics*, 20(4), 040901. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.20.4.040901>
- Lee, Y.-K. (2016). Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 41(3), 159. <https://doi.org/10.5395/rde.2016.41.3.159>
- LEE, Y.-K. (2016). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal*, 35(6), 845–854. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-091>
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>
- Linde, A. (1989). Dentin matrix proteins: Composition and possible functions in calcification. *The Anatomical Record*, 224(2), 154–166. <https://doi.org/10.1002/ar.1092240206>
- McLaren, E. A., & Figueira, J. (2015). Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 36(6), 400–405.
- Meirelles, L. (2017). Ceramic CAD / CAM Materials : An Overview of Clinical Uses and Considerations. *ADA Professional Product Review*, 12(1), (April), 6872. Retrieved from ADA.org/ppr
- Mualla, S. K. (2016). Fluorescence And Dentistry. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences Ver. IX*, 15(3), 2279–2861. <https://doi.org/10.9790/0853-1503096575>
- Nogueira, A. D., & Della Bona, A. (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(SUPPL. 3), e18–e23. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.005>
- Opdam, N., Frankenberger, R., & Magne, P. (2016). From ‘Direct Versus Indirect’ Toward an Integrated Restorative Concept in the Posterior Dentition.’ *Operative Dentistry*, 41(S7), S27–S34. <https://doi.org/10.2341/15-126-LIT>
- Pieger, S., Salman, A., & Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate

- single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), 22–30. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.005>
- Ritter, Andre V., Lee W. Boushell, R. W. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (9th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Sen, N., & Us, Y. O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 593–599. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.012>
- Silva, L. H. da, Lima, E. de, Miranda, R., Favero, S., & Cesar, P. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(58), 13. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058>
- Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453–457. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119827>
- Vivadent, I. (2014). Instruções de Uso Laboratório IPS e.max CAD. Liechtenstein, 252.
- Vivadent, I. (2015). Scientific Documentation IPS e.max CAD. Liechtenstein.
- Walczak, K., Meißner, H., Range, U., Sakkas, A., Boening, K., Wieckiewicz, M., & Konstantinidis, I. (2018). Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics*, 1–6. <https://doi.org/10.1111/jopr.12771>
- Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14–20. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60333-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60333-9)
- Willard, A., & Gabriel Chu, T. M. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238–242. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.012>
- Yu, B., Ahn, J. S., & Lee, Y. K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57–64. <https://doi.org/10.1080/00016350802577818>
- Zhang, Y.-R., Du, W., Zhou, X.-D., & Yu, H.-Y. (2014). Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 61–69. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797–819. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005>

Zhao, M., Sun, Y., Zhang, J., & Zhang, Y. (2018). Novel Translucent and Strong Submicron Alumina Ceramics for Dental Restorations. *Journal of Dental Research*, 97(3), 289–295. <https://doi.org/10.1177/0022034517733742>

IX. Anexos

(1) Composição química dos blocos de IPS emax CAD (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein) (% por peso) (Retirado de: Vivadent, I. (2015). Scientific Documentation IPS e.max CAD. Liechtenstein):

SiO₂ 57.0 – 80.0

Li₂O 11.0 – 19.0

K₂O 0.0 – 13.0

P₂O₅ 0.0 – 11.0

ZrO₂ 0.0 – 8.0

ZnO 0.0 – 8.0

Al₂O₃ 0.0 – 5.0

MgO 0.0 – 5.0

Óxidos corantes 0.0 – 8.0

Propriedades Físicas:

Coefficiente de expansão térmica:

(100 - 400 °C) $10.15 \pm 0.4 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$

Coefficiente de expansão térmica:

(100 - 500 °C) $10.45 \pm 0.4 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$

Propriedades Físicas	Estado parcialmente cristalizado	Estado totalmente cristalizado
Força bixial (ISSO 6872)	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Tenacidade à fratura (SEVNB)	0.9 – 1.25 MPa m ^{1/2}	2.0 – 2.5 MPa m ^{1/2}
Dureza de Vickers	5400 ± 200 MPa	5800 ± 200 MPa
Módulo de elasticidade		95 ± 5 GPa
CTE (100- 500 °C)		$10.45 \pm 0.4 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$
Densidade		2.5 ± 0.1 g/cm ³
Encolhimento linear durante o tratamento térmico	0.2 %	
Solubilidade química	100 – 160 µg/cm ²	30 – 50 µg/cm ²