



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

TRANSLUCIDEZ DE DIFERENTES ZIRCÓNIAS

Trabalho submetido por

Ana Filipa da Cruz Pereira

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

junho de 2018



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

TRANSLUCIDEZ DE DIFERENTES ZIRCÓNIAS

Trabalho submetido por

Ana Filipa da Cruz Pereira

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes

e coorientado por

Prof. Doutora Alexandra Pinto

junho de 2018

Agradecimentos

À minha orientadora, Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes, por todo o seu empenho, disponibilidade, exigência, confiança e apoio dado ao longo deste trabalho.

À minha coorientadora, Prof. Doutora Alexandra Pinto, por todo o seu rigor, disponibilidade e colaboração na organização deste trabalho.

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

Ao Dr. Ricardo Pitschieller, que tornou possível a elaboração deste estudo, através da disponibilidade cedida para a confeção dos espécimes, no seu laboratório de prótese Cerâmica Pura.

À técnica de prótese Ana Lopes, por toda a sua dedicação, paciência, e colaboração ao longo desta etapa.

Ao Prof. Doutor Luís Proença, pela sua simpatia e disponibilidade para a elaboração da análise estatística deste estudo.

Aos meus pais e ao meu irmão, por me terem permitido alcançar este grande sonho e acreditarem sempre em mim. Agradeço-vos toda a dedicação, força e amor que me deram ao longo de toda a vida.

Ao meu namorado, por toda a paciência que teve ao longo desta caminhada para me ouvir a todas as horas sobre os meus maiores receios. Obrigada por acreditares sempre em mim e seres tão positivo.

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi comparar a translucidez de diferentes tipos e espessuras de zircónia.

Materiais e métodos: Foram fresados 20 espécimes de zircónia monolítica UT (Bloomden W00098014UT) e 20 espécimes de zircónia *multilayer* ST (Bloomden W00098016ST- ML-A2), pré-sinterizados, através do sistema CAD/CAM. Definiram-se 4 grupos segundo a espessura (0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mm) tanto no grupo da zircónia monolítica como no grupo da zircónia *multilayer*, n=5. Os espécimes de zircónia monolítica foram submersos no corante (BloomZir® UT Coping Crown A2) durante 2 minutos, segundo as indicações do fabricante. Posteriormente, todos os espécimes foram sinterizados no forno (IMES-Wieland Zeno® Fire). Por fim, todos os espécimes foram submetidos a um banho de ultrassons. Os valores de L^* , a^* e b^* foram medidos através do espectrofotómetro SpectroShade Micro em 6 localizações diferentes. A translucidez dos espécimes foi calculada através de duas fórmulas distintas: a relação de contraste ($CR = \frac{L_b}{L_w}$) e o parâmetro de translucidez ($TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$). Todos os dados foram analisados estatisticamente.

Resultados: Os valores de TP variaram entre 14,092 a 26,666 na zircónia UT monolítica e 9,997 a 18,624 na zircónia ST *multilayer*. Com o aumento da espessura verificou-se um decréscimo no TP em ambos os materiais. Os valores de CR variaram entre 0,718 a 0,862 na zircónia UT monolítica e 0,804 a 0,905 na zircónia ST *multilayer*. Com o aumento da espessura verificou-se um aumento no CR em ambos os materiais. Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na translucidez entre os materiais ($p < 0.001$), entre as diferentes espessuras ($p < 0.001$) e entre a interação da espessura com o material ($p < 0.001$).

Conclusões: A zircónia UT monolítica demonstrou-se mais translúcida do que a zircónia ST *multilayer*. A translucidez foi afetada tanto pelo tipo de material como pela espessura. Quanto maior a espessura do material menor a translucidez.

Palavras-chave: Translucidez, zircónia, monolítica, *multilayer*

Abstract

Objective: The aim of this study was to compare the translucency of different types and thicknesses of zirconia.

Materials and methods: 20 specimens of pre-sintered UT monolithic zirconia (Bloomden W00098014UT) and 20 specimens of pre-sintered ST multilayer zirconia (Bloomden W00098016ST- ML-A2) were cut through the CAD/CAM system. Four groups were defined according to thickness (0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mm) in both monolithic and multilayer zirconia (n=5). The monolithic zirconia specimens were colored with coloring liquid (BloomZir® UT Coping Crown A2) for 2 minutes, according to the manufacturer's instructions. Subsequently, all zirconia specimens were sintered in the furnace (IMES-Wieland Zeno® Fire). Finally, all specimens were cleaned in an ultrasonic bath. The values of L^* , a^* and b^* were measured using the spectrophotometer SpectroShade Micro at 6 different locations. The translucency of the specimens was calculated using two different formulas: the contrast ratio ($CR = \frac{L_b}{L_w}$) and the translucency parameter ($TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$). All data was analyzed statistically.

Results: TP values ranged from 14.092 to 26.666 in UT monolithic zirconia and 9.997 to 18.624 in ST multilayer zirconia. With the increase of thickness there was a decrease in TP in both materials. CR values ranged from 0.718 to 0.862 in UT monolithic zirconia and 0.804 to 0.905 in the ST multilayer zirconia. The increase in thickness showed an increase in CR in both materials. There were statistically significant differences in the translucency between the material ($p < 0.001$), the different thicknesses ($p < 0.001$) and between the interaction of thickness and material ($p < 0.001$).

Conclusions: UT monolithic zirconia was more translucent than the ST multilayer zirconia. The translucency was affected by both the type of material and thickness. The greater the thickness of the material the lower the translucency.

Keywords: Translucency, zirconia, monolithic, multilayer

Índice Geral

I-	Introdução.....	15
II-	Revisão bibliográfica.....	19
	1. Constituição do dente.....	19
	1.1. Esmalte.....	19
	1.2. Dentina.....	20
	2. Conceitos de estética e biomimetismo.....	21
	3. Propriedades óticas.....	22
	3.1. Luz.....	22
	3.1.1. Espectro eletromagnético.....	22
	3.1.2. Reflexão.....	23
	3.1.3. Refração.....	23
	3.1.4. Transmissão e absorção.....	23
	3.2. Cor.....	24
	3.3. Propriedades Primárias.....	26
	3.3.1. Matiz.....	26
	3.3.2. Valor.....	26
	3.3.3. Croma.....	26
	3.4. Propriedades Secundárias.....	27
	3.4.1. Translucidez.....	27
	3.4.2. Fluorescência.....	28
	3.4.3. Opalescência.....	29
	3.4.4. Metamerismo.....	30
	4. SpectroShade Micro.....	30
	5. Zircónia.....	32
	5.1. Características.....	32
	5.2. Propriedades mecânicas.....	32
	5.3. Degradação a temperatura baixa.....	33
	5.4. Monolítica.....	33
	5.5. <i>Multilayer</i>	34
	5.6. Fresagem.....	34
	5.7. Sinterização.....	35

5.8. Cimentação.....	36
5.9. Aplicações clínicas.....	36
III- Objetivos e hipóteses de estudo.....	39
IV- Materiais e métodos.....	41
V- Resultados.....	49
VI- Discussão.....	55
VII- Conclusões.....	59
VIII- Bibliografia.....	61
IX- Anexos	

Índice de Figuras

Figura 1 – Constituição do dente natural e do periodonto (adaptado de Nanci, 2013, p.1).....	19
Figura 2 – Túbulos dentinários, dentina peritubular e dentina intertubular (adaptado de Hilton et al., 2013).....	20
Figura 3 – Espectro eletromagnético (adaptado de Walker, Halliday & Resnick, 2008).....	22
Figura 4 – Fenómenos de reflexão da luz; a) fenómeno de reflexão especular; b) fenómeno de reflexão difusa (adaptado de Science Learning Hub, 2012a).....	23
Figura 5 – Métodos de medição da cor; a) escala <i>Vita</i> clássica; b) <i>Vita EasyShade Compact</i> (adaptado de Chu et al., 2017).....	24
Figura 6 – Sistema Munsell (adaptado Chu et al., 2017).....	25
Figura 7 – Sistema CIELAB (adaptado Chu et al., 2017).....	25
Figura 8 – Ampliação do terço incisal do dente natural onde se observa a translucidez característica do bordo incisal (adaptado de Fondriest, 2012).....	28
Figura 9 – Ilustração que enfatiza as diferenças de fluorescência do dente natural (adaptado de Chu et al., 2017).....	29
Figura 10 – Ilustração do fenómeno de metamerismo, onde um objeto apresenta a mesma cor sobre determinada fonte de luz e cores diferentes sobre outra fonte de iluminação.....	30
Figura 11 – Calibração do SpectroShade Micro.....	31
Figura 12 – Opções de análise no SpectroShade Micro; a) avaliação global da cor do dente; b) mapa detalhado das cores presentes no dente; c) análise da translucidez; d) avaliação dos terços incisal, médio e cervical (adaptado de <i>SpectroShade Micro User's Dental</i>).....	31
Figura 13 – Caracterização de próteses totais; a) Caracterização de prótese total superior através de métodos de coloração; b) Caracterização de prótese total inferior através da aplicação de cerâmica (adaptado de Carames et al., 2015).....	37
Figura 14 – Recursos tecnológicos para o design dos espécimes; a) Computador HP 15-Bs011Np AMD A8-7410 APU; b) Computador Ixtreme M5740 Inter(R) Core(TM) i5 CPU; c) Computador Dell Inspiron 16400 Inter(R) Core(TM) 2CPU; d) <i>Pen</i> USB Sandisk Cruzer Blade 32 GB.....	42

Figura 15 – Discos de zircónia usados; a) Disco de zircónia monolítica – Bloomden W00098014UT; b) Disco de zircónia <i>multilayer</i> – Bloomden W00098016ST- ML-A2.....	42
Figura 16 – Materiais utilizados para a fresagem e para retirar os espécimes dos discos de zircónia; a) Fresadora Zeno 4030 M1; b) Broca de tungsténio; c) Micromotor e peça de mão.....	42
Figura 17 – Materiais utilizados para a coloração dos espécimes de zircónia monolítica; a) Corante A2 BloomZir; b) Taça de borracha; c) Forno Elta® el-mb210 12L 1200W.....	43
Figura 18 – Materiais utilizados para determinar a espessura, sinterizar e limpeza dos espécimes; a) Micrómetro digital; b) Forno sinterizador – IMES-Wieland Zeno® Fire; c) Máquina de ultrassons – VGT-2120QTD 20.....	43
Figura 19 – Materiais utilizados para a medição da translucidez dos espécimes; a) Espectrofotómetro SpectroShade Micro Optic; b) Cartolina preta; c) Cartolina branca.....	43
Figura 20 – Imagem ilustrativa do espécime de 10x12x2.0 mm desenhada no SolidWorks.....	44
Figura 21 – Espécimes distribuídos no disco de zircónia.....	44
Figura 22 – Fresagem; a) fresadora em funcionamento; b) espécime após fresagem.....	45
Figura 23 – Espécime a ser retirado do disco.....	45
Figura 24 – Coloração da zircónia monolítica com corante (BloomZir® UT Coping Crown A2); a) espécimes de zircónia monolítica submersas no corante; b) espécimes de zircónia monolítica a secar no forno.....	45
Figura 25 – Micrómetro digital com as espessuras de cada grupo; a) espessura de 0.5mm; b) espessura de 1.0 mm; c) espessura de 1.5 mm; d) espessura de 2.0 mm.....	46
Figura 26 – Calibração do SpectroShade Micro; a) Base do espectrofotómetro onde se pode observar o azulejo branco e o verde; b) Mensagem informativa acerca da correta calibração do instrumento.....	46

Figura 27 – Medição da translucidez de um espécime; a) sobre o fundo branco; b) sobre o fundo preto.....	47
Figura 28 – Esquema das amostras do estudo.....	48
Figura 29 – Gráfico que compara os valores médios de TP dos dois tipos de zircónias.....	50
Figura 30 – Gráfico que compara os valores médios de CR dos dois tipos de zircónias.....	52

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Descrição dos valores médios±desvio-padrão e respectivos intervalos de confiança a 95% do parâmetro de translucidez (TP) calculado para todas as espessuras dos dois materiais analisados.....	49
Tabela 2 – Valores do eta parcial quadrado para o cálculo do parâmetro de translucidez.....	51
Tabela 3 – Descrição dos valores médios±desvio-padrão e respectivos intervalos de confiança a 95% da relação de contraste (CR) calculado para todas as espessuras dos dois materiais analisados.....	51
Tabela 4 – Valores do eta parcial quadrado para o cálculo da relação de contraste.....	53

Lista de Abreviaturas

Y-TZP	<i>Yttria-Tetragonal Zirconia Polycrystal</i>
Mg-PSZ	<i>Magnesium partially stabilized zirconia</i>
3Y-TZP	<i>Yttrium partially stabilized tetragonal zirconia polycrystals</i>
ZTA	<i>Zirconia-toughened alumina</i>
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing</i>
CIE	<i>Comission Internationale de L'Eclairage</i>
TZP	<i>Tetragonal Zirconia Polycrystal</i>
CR	<i>Contrast ratio / Relação de contraste</i>
TP	<i>Translucency parameter / Parâmetro de translucidez</i>
T%	Percentagem de transmitância
Td%	Percentagem de transmitância direta
Tt%	Percentagem de transmitância total
LTD	<i>Low temperature degradation / Degradação a temperatura baixa</i>
LED	<i>Light emitting diode</i>
HT	<i>High translucent / Alta translucidez</i>
ST	<i>Super translucency / Super translucidez</i>
UT	<i>Ultra translucent / Ultra translucidez</i>
ML	<i>Multilayer / Multicamadas</i>

I- Introdução

Hoje em dia, a percepção e as preocupações estéticas dos pacientes estão a tornar-se cada vez mais evidentes. Consequentemente, assiste-se a uma crescente demanda de indivíduos que desejam alterar a sua estética dentária (Mahn et al., 2018). Para isso, poderemos recorrer a fotografias e/ou modelos de estudo, de modo a captar as características da dentição natural existente, visando alcançar restaurações individuais e atrativas (Berkun, Hasanreisoglu, & Gökdeniz, 2002).

Os resultados finais devem satisfazer as expectativas do paciente em relação à forma e harmonia dos dentes, sendo que frequentemente a arquitetura original fica alterada (Mahn et al., 2018). Assim, quando o médico dentista planeia um tratamento restaurador tem que captar a harmonia, a beleza, o equilíbrio e a proporção do sorriso percebido pela sociedade (Anderson, Behrents, McKinney, & Buschan, 2005).

O objetivo da dentisteria restauradora é realizar restaurações dentárias com função e aparência dos dentes naturais. Para que isso seja alcançado é necessário que haja uma seleção criteriosa dos materiais a usar, tendo em conta a forma, a superfície, a textura, a translucidez e a cor (Shahmiri, Standard, Hart, & Sorrell, 2018). Com vista a alcançar uma aparência natural, a interação da luz com os materiais restauradores deve mimetizar a interação existente entre a luz e os dentes naturais (Ferraris, Diamantopoulou, Acunzo, & Alcidi, 2014).

A cor dos dentes é influenciada por diversos fatores, tais como, a distribuição espectral da energia presente na luz circundante, a sensibilidade ótica do observador e a cor do próprio substrato dentário (Pires, Novais, Araújo, & Pegoraro, 2017). Sendo que o último fator referido é resultante da interação entre o esmalte, a dentina e a polpa. Estes tecidos têm constituições estruturais diferentes e por isso exibem distintas propriedades quando expostos à mesma fonte de luz (Ferraris et al., 2014).

Podem distinguir-se propriedades óticas primárias como o valor, a matiz e o croma que descrevem a cor do dente, e propriedades óticas secundárias como a translucidez, a opalescência e a fluorescência que podem afetar fortemente a aparência geral (Ferraris et al., 2014). A espessura dos diferentes constituintes do dente em combinação com as propriedades óticas determinam a cor final (Ferraris et al., 2014). A translucidez é definida como a quantidade de luz que passa pela unidade de espessura do material e é vista como uma das características mais importantes aquando da mimetização entre o material restaurador e o dente natural (Carrabba et al., 2017).

Estudos anteriores reportam o uso do espectrofotómetro para a medição quantitativa da translucidez e da cor (Awad, Stawarczyk, Liebermann, & Ilie, 2015). Esta propriedade ótica é considerada tão importante porque afeta a aparência natural das restaurações (Vichi, Carrabba, Paravina, & Ferrari, 2014).

A translucidez do esmalte e da dentina varia de acordo com a espessura, sendo que quanto maior é a espessura do esmalte, maior é a translucidez. Por este facto, como a espessura do esmalte apresenta-se maior no bordo incisal e menor a cervical, pode-se observar nos dentes naturais uma maior translucidez ao nível do terço incisal. Contudo, a menor espessura de esmalte existente no terço cervical permite que a dentina expresse a sua cromaticidade em maior grau (Ferraris et al., 2014; Fondriest, 2012).

A translucidez e a opacidade dos materiais depende também de como e em que medida a luz incidente é refletida, dispersada, refratada, transmitida e absorvida.

De modo a alcançar restaurações estéticas têm-se vindo a desenvolver vários estudos que investigam as propriedades óticas, tendo como objetivo reproduzir a cor e translucidez da dentição natural (H. Kim & S. Kim, 2016).

A zircónia é um material que foi usado com grande sucesso ao longo de mais de uma década, essencialmente como infraestrutura, pela biocompatibilidade e ótimas propriedades mecânicas que apresentava (Sedda et al., 2015). No entanto, devido à sua cor branca opaca, exibiam uma aparência pouco natural, sendo que por esta razão não estavam indicadas para restaurações estéticas (H. Kim & S. Kim, 2016). De forma a conferir propriedades estéticas foram realizadas diversas pesquisas para melhorar a translucidez deste material (Zhang, 2014). Assim, esta propriedade tem vindo a ser melhorada e em conjunto com várias tecnologias de coloração é possível alcançar restaurações com resultados estéticos satisfatórios (H. Kim & S. Kim, 2016). É de salientar que a zircónia é um material polimórfico, que apresenta três fases distintas, de acordo com a temperatura (Piconi & Maccauro, 1999):

- Fase monoclinica: desde da temperatura ambiente até 1170°C;
- Fase tetragonal: entre 1170°C e 2370°C;
- Fase cúbica: acima dos 2370°C até à temperatura de fusão (Piconi & Maccauro, 1999).

Aquando do arrefecimento, após sinterização, a zircónia passa da fase tetragonal para a fase monoclinica, sendo acompanhada por um aumento de volume na ordem dos 3% a 5% (Shahmiri et al., 2018). Este facto traduz-se num acréscimo do stress

compressivo residual com conseqüente endurecimento, o que resulta em microfaturas e redução das propriedades mecânicas (Zhang, Sailer, & Lawn, 2013). Assim, de modo a manter a zircónia na fase tetragonal à temperatura ambiente, foram adicionados óxidos estabilizadores, como o óxido de cálcio, de magnésio, de ítrio ou de cério (Lameira, Buarque e Silva, Andrade e Silva, & De Souza, 2015).

A zircónia pode ainda ser classificada quanto ao uso biomédico em três tipos (Chen, Moussi, Drury, & Wataha 2016):

- *Magnesium partially stabilized zirconia* (Mg-PSZ);
- *Yttrium partially stabilized tetragonal zirconia polycrystals* (3Y-TZP);
- *Zirconia-toughened alumina* (ZTA) (Chen, et al., 2016).

Destaca-se o 3Y-TZP, pois em comparação com os outros tipos de zircónias, exhibe maior força e dureza. Por este facto, tem sido o tipo com maior aplicação nas áreas da Medicina e da Medicina Dentária (Chen et al., 2016).

Com o avanço das tecnologias de *computer-aided design* (CAD) / *computer-aided manufacturing* (CAM) é possível a partir de uma só peça a produção rápida e precisa de zircónias monolíticas. São assim designadas porque são constituídas apenas por uma camada homogénea, com cor uniforme ao longo de toda a estrutura. Como a translucidez deste tipo de zircónia era baixa os fabricantes têm vindo a executar transformações na composição, tais como: alterar o tamanho dos grãos constituintes, melhorar a proporção de aditivos e modificar o processo de sinterização, pretendendo conferir-lhes melhores propriedades estéticas (Stober, Bermejo, & Rammelsberg, 2014). Por outro lado, temos as zircónias *multilayers*, que são assim designadas porque são constituídas por várias camadas, com tonalidades diferentes, visando reproduzir a camada de esmalte e de dentina à semelhança do que acontece nos dentes naturais. As diferentes tonalidades são obtidas através da quantidade e da composição dos óxidos metálicos que são adicionados ao pó de zircónia (Wille, Zumstrull, Kaidas, Jessen, & Kern, 2018).

Devido às excelentes características mecânicas que a zircónia apresenta, têm-se vindo a desenvolver vários estudos com vista a melhorar as suas propriedades óticas (Ebeid et al., 2014; Ilie & Stawarczyk, 2015; Klimke, Trunec, & Krell, 2011; Zhang, 2014). Encontram-se na literatura alguns estudos que comparam as características óticas de diferentes materiais restauradores com as zircónias (Awad et al., 2015; Harada et al., 2016) e outros que analisam os efeitos do tratamento de superfície nas propriedades óticas (Akar, Pekkan, Çal, Eskitaşioğlu, & Özcan, 2014; H. Kim, S. Kim, Lee, & Ha, 2015).

Em termos de comparação entre as zircónias monolíticas e as *multilayers* existem artigos que contrastam as suas propriedades mecânicas (Lameira et al., 2015; Wille et al., 2018). No entanto, verifica-se uma escassez de estudos que comparem as propriedades óticas da zircónia monolítica com a *multilayer*.

Posto isto, pretende-se com este estudo avaliar a translucidez de zircónias monolíticas e *multilayers* de modo a verificar se há ou não resultados disparem, assim como, dentro do mesmo tipo de zircónia a influência da espessura nos valores obtidos.

II- Revisão bibliográfica

1. Constituição do dente natural

O dente é considerado o tecido mais mineralizado do corpo humano e divide-se em duas porções: a coroa que se situa acima da mucosa oral e é revestida por esmalte e a raiz que é a porção localizada abaixo da mucosa oral revestida por cimento (figura 1). A porção radicular é rodeada por tecido conjuntivo, cujo nome é ligamento periodontal, que através das suas fibras de colagénio insere-se no cimento e no osso alveolar permitindo a conexão e a suspensão do dente dentro do alvéolo. O órgão dentinário é constituído por tecidos duros altamente mineralizados – o esmalte, a dentina e o cimento e por tecidos moles, não mineralizados, que integram vasos sanguíneos e fibras nervosas – a polpa (Jágr et al., 2014; Mescher, 2013).

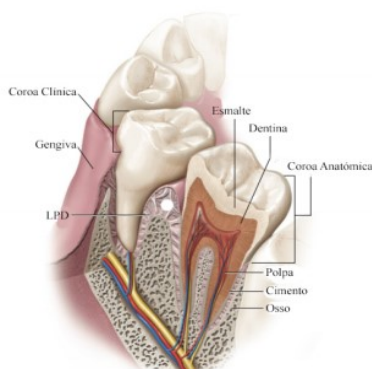


Figura 1 – Constituição do dente natural e do periodonto (adaptado de Nanci, 2013, p.1).

1.1. Esmalte

O esmalte constitui a parte mais externa do dente protegendo a dentina e a polpa das agressões. É considerado o tecido mais duro do corpo humano pois é altamente mineralizado sendo que a sua composição é de 96% de minerais inorgânicos, essencialmente cristais de hidroxiapatite alinhados em prismas e 4% de matriz orgânica sendo maioritariamente constituída por água. Distinguem-se duas principais fases na formação do esmalte – a secreção e a maturação. Primariamente os ameloblastos sintetizam e secretam a matriz amelária, sendo que a proteína predominante são as amelogeninas que guiam o início e o crescimento dos cristais de hidroxiapatite durante a mineralização que ocorre logo de seguida. Durante a formação e a maturação do esmalte

a matriz amelária é maioritariamente removida através de proteases por degradação enzimática, resultando num endurecimento e deposição extensiva de minerais à base de cálcio (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013; Jágr et al., 2014).

Tratando-se este tecido de uma imensa massa mineral há alterações provocadas na sua superfície que são reparadas por constituintes como os iões de cálcio e os de fosfato, provenientes da saliva, que permitem a manutenção e a integridade da superfície do esmalte (West & Joiner, 2014).

1.2. Dentina

A dentina constitui a parte intermédia do dente, localizada entre o esmalte e a polpa. É um tecido menos mineralizado e menos duro do que o esmalte que por isso funciona como amortecedor para as cargas mecânicas exercidas sobre o dente. A sua estrutura é constituída por 70% de matéria mineral, essencialmente cristais de hidroxiapatite, 20% de matéria orgânica, fundamentalmente fibras de colagénio tipo I e 10% de água. Está organizada em túbulos rodeados por dentina peritubular hipermineralizada e por uma matriz intertubular onde o material orgânico se encontra concentrado (figura 2) (Hilton et al., 2013).

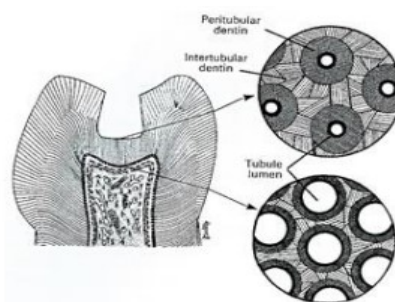


Figura 2 – Túbulos dentinários, dentina peritubular e dentina intertubular (adaptado de Hilton et al., 2013).

A dentina tem a capacidade de responder a estímulos fisiológicos bem como patológicos devido aos odontoblastos que são células que comunicam com as fibras nervosas existentes na polpa e que são ainda responsáveis pela produção da matriz dentinária (Heymann, Swift, & Ritter, 2013). Os prolongamentos odontoblásticos encontram-se dentro dos túbulos dentinários em conjunto com o fluído dentinário. Ao contrário do esmalte a fase de secreção encontra-se separada da fase de mineralização e a formação de dentina continua ao longo da vida do indivíduo. Primariamente é

depositada a matriz orgânica e posteriormente é então adicionada a matéria mineral (Jágr et al., 2014). Distinguem-se três tipos de dentina, segundo o padrão de desenvolvimento (Hilton et al., 2013):

- Dentina primária: formada desde do desenvolvimento do dente até à formação da raiz;
- Dentina secundária: após a formação completa da raiz forma-se a uma taxa mais lenta do que a dentina primária, durante toda a vida, que é responsável pela diminuição do volume da cavidade pulpar;
- Dentina terciária ou reacional: forma-se em resposta a estímulos agressivos como são exemplo as lesões de cárie ou os traumas (Hilton et al., 2013).

2. Conceitos de estética e biomimetismo

O conhecimento da anatomia e da natureza biológica do dente é fulcral para o sucesso da dentisteria clínica (Hilton et al., 2013). Atualmente os nossos doentes demonstram uma preocupação crescente com a sua estética dentária. Deste modo, os materiais dentários têm vindo a ser melhorados, de modo a devolver a forma e a função dos dentes naturais através de técnicas minimamente invasivas (Mahn et al., 2018). Com vista a alcançar um biomimetismo perfeito entre as restaurações e os dentes naturais existentes é essencial que haja uma comunicação eficiente entre o médico dentista e o técnico de laboratório (Gómez-Polo et al., 2016).

Pressupõe-se que para alcançar uma estética facial ótima, as formas do rosto, da arcada e dos dentes devam estar em harmonia (Berksun et al., 2002). Assim sendo, aquando da observação devem-se ter em consideração diversos aspetos como a simetria, a cor e a forma das peças dentárias (Gurrea et al., 2016; Hussain, Louca, Leung, & Sharma 2016).

Devido às excelentes propriedades mecânicas apresentadas pela zircónia, as características óticas, como o brilho de superfície e a translucidez, têm vindo a ser estudadas de modo a melhorar as suas propriedades estéticas (Sulaiman et al., 2015a).

3. Propriedades óticas

3.1. Luz

3.1.1. Espectro eletromagnético

Em 1666, Isaac Newton foi o primeiro a desmistificar a física da cor ao demonstrar que a incidência de um feixe de luz branca sobre um prisma resulta na decomposição da mesma em várias cores, isto é, em vários comprimentos de onda. Estes comprimentos de onda que variam aproximadamente entre os 380 e os 780 nm são percebidos pelos recetores do olho humano e por isso denominados atualmente como espectro de luz visível (figura 3) (Chu, Paravina, Sailer, & Mieleszko 2017).

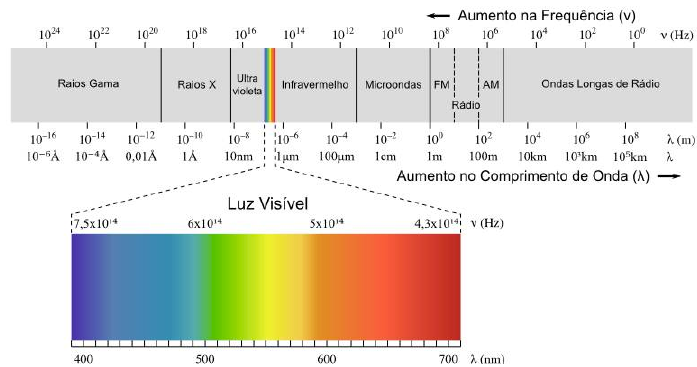


Figura 3 – Espectro eletromagnético (adaptado de Walker, Halliday & Resnick, 2008).

Maxwell em 1867 unificou conceitos importantes sobre ondas eletromagnéticas induzindo à elaboração da teoria do campo eletromagnético e do campo elétrico. Por esta época o espectro eletromagnético conhecido estendia-se apenas do infravermelho até ao ultravioleta (Villate, 2013).

Uma onda eletromagnética é formada pela combinação de campos elétricos e magnéticos que apresentam uma velocidade, uma frequência e um comprimento de onda que se relacionam através da seguinte fórmula: $v = f \lambda$ (Villate, 2013).

A radiação eletromagnética na região visível interage com um objeto através da reflexão a partir da sua superfície, absorção, refração e/ou transmissão (Villate, 2013).

3.1.2. Reflexão

A capacidade de um feixe de luz incidir numa determinada superfície e retornar ao seu meio de origem designa-se por fenómeno de reflexão da luz. Em superfícies lisas ocorre o fenómeno de reflexão especular, cujos raios refletidos são paralelos entre si e os ângulos de incidência correspondem aos ângulos de reflexão (Figura 4a). Já numa superfície rugosa verifica-se o fenómeno de reflexão difusa em que os raios refletidos são projetados em diferentes direções (Figura 4b) (Science Learning Hub, 2012a).

Nos dentes, a luz incidente é predominantemente refletida pela dentina devido à translucidez do esmalte (Chu et al., 2017).

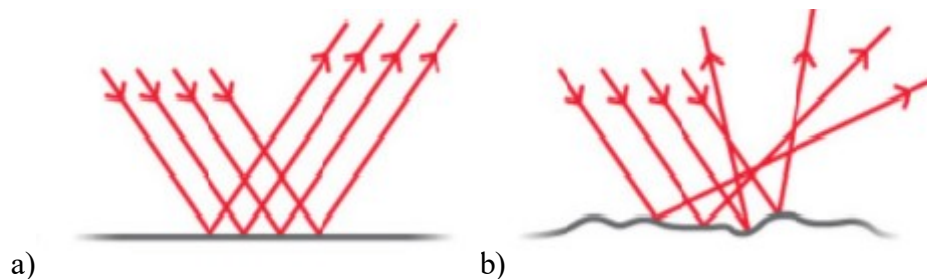


Figura 4 – Fenómenos de reflexão da luz; **a)** fenómeno de reflexão especular; **b)** fenómeno de reflexão difusa (adaptado de Science Learning Hub, 2012a).

3.1.3. Refração

Quando um feixe de luz sofre alteração no seu meio de propagação processa-se o fenómeno ótico de refração. A luz propaga-se através de ondas eletromagnéticas e quando há alterações no seu meio de propagação, por exemplo do ar para a água, verificam-se alterações na velocidade, o que se traduz no desvio do feixe luminoso (Science Learning Hub, 2012b).

3.1.4. Transmissão e absorção

O fenómeno de transmissão ocorre quando um feixe de luz atravessa um material. Se a transmissão for total, isto é, se nenhum comprimento de onda for absorvido pelo material, este apresentará cor branca. Por outro lado, se o material for totalmente opaco todos os comprimentos de onda serão absorvidos e conseqüentemente não haverá reflexão de luz, ou seja o corpo apresentará cor preta. Contudo, na maioria dos casos, estes

fenómenos ocorrem em simultâneo. A cor percebida resulta da transmissão dos comprimentos de onda não absorvidos (Chu et al., 2017).

3.2. Cor

A percepção da cor só é possível através da interação de uma fonte de luz com um objeto, que a transmite, reflete e/ou absorve (Chu et al., 2017).

A reprodução da cor dos dentes naturais através dos materiais restauradores existentes é um dos principais objetivos em dentisteria clínica. A determinação visual é o método mais usado para a seleção da cor na prática clínica, recorrendo-se essencialmente à escala *Vita* clássica (Figura 5a) e à escala *Vita 3D Master*. Este método, por si só, demonstra ser subjetivo e inconsistente pois há numerosas variáveis que influenciam a percepção da cor do objeto visualizado, tais como: a idade, o género, a fadiga ocular, as condições de luminosidade, a disparidade binocular, os fatores psicológicos, entre outros. Para além das variações existentes entre diferentes indivíduos, verificam-se alterações na percepção da cor na mesma pessoa, ao longo do tempo. Por conseguinte, desenvolveram-se equipamentos digitais, como é exemplo, o *Vita EasyShade Compact* da *Vident* (Figura 5b), que através de uma leitura à superfície do dente fornece informação acerca da cor de uma maneira simples e rápida (Chu et al., 2017; Paravina et al., 2015; Pecho, Ghinea, Alessandretti, Pérez, & Della Bona, 2016)



Figura 5 – Métodos de medição da cor; **a)** escala *Vita* clássica; **b)** *Vita EasyShade Compact* (adaptado de Chu et al., 2017).

Albert H. Munsell em 1912, criou o *Munsell Color System* tornando-se assim pioneiro no que diz respeito à descrição da cor em três dimensões: a matiz, o croma e o valor (Figura 6). No entanto, este sistema é raramente utilizado na caracterização da cor em Medicina Dentária (Chu et al., 2017).

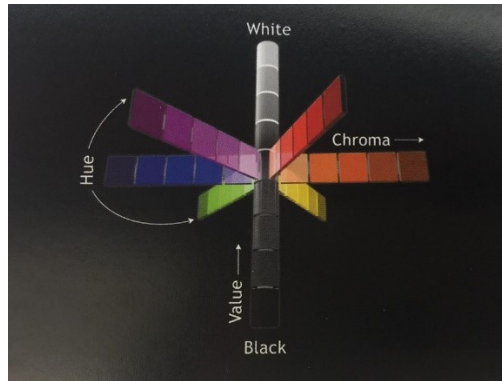


Figura 6 – Sistema Munsell (adaptado Chu et al., 2017).

Atualmente existem outros sistemas para classificar a cor: o CIELAB e o CIEDE2000, desenvolvidos pela *Comission Internationale de L'Eclairage* (CIE) (Chu et al., 2017).

Em 1931, foi desenvolvido o sistema CIELAB, onde cada cor é definida pela sua localização dentro do sistema, através de três coordenadas: L^* , a^* e b^* (Figura 7). A coordenada L^* corresponde à luminosidade, variando do preto (0) ao branco (100). Os valores de a^* e b^* definem as características cromáticas da cor. A coordenada a^* define a tonalidade da cor e refere-se ao eixo vermelho-verde, em que o vermelho corresponde a valores positivos e o verde a valores negativos. Enquanto que o valor de b^* define a intensidade da cor e refere-se ao eixo amarelo-azul, correspondendo o amarelo a valores positivos e o azul a valores negativos (Chu et al., 2017; Kim-Pusateri, Brewer, Davis, & Wee, 2009).

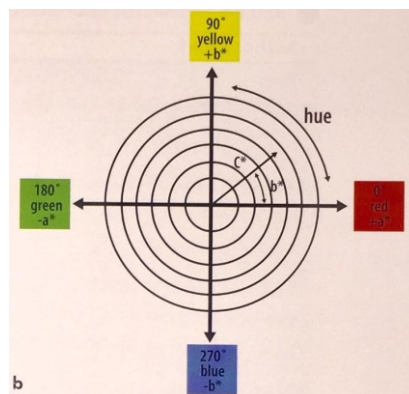


Figura 7– Sistema CIELAB (adaptado Chu et al., 2017).

O CIEDE2000 é o sistema mais recentemente desenvolvido pela CIE, que recomenda o seu uso, pois apresenta melhor *performance* e melhores resultados na

avaliação visual da cor, quando comparado com o CIELAB (Chu et al., 2017). A fórmula do CIEDE2000 apresenta maiores vantagens no contexto clínico uma vez que consegue calcular de forma mais eficaz as diferenças de cor que são percebidas pelo olho humano (Wee, Lindsey, Shroyer, & Johnston, 2007).

3.3. Propriedades primárias

3.3.1. Matiz

A matiz corresponde à tonalidade da cor, isto é, ao comprimento de onda dominante que é refletido dentro do espectro da luz visível. A determinação da matiz de um dente ou de uma restauração resulta da interpretação biológica e psicológica do observador. A distinção entre diferentes matizes torna-se mais difícil quanto menor for a sua intensidade. Porém, nos dias de hoje, a cor dos dentes naturais tem vindo a ser desvalorizada, pois há uma grande facilidade em alterar esta variável através dos branqueamentos dentários (Chu et al., 2017; Fondriest, 2012).

3.3.2. Valor

O valor ou brilho define-se como o grau de luminosidade da cor, ou seja, corresponde à quantidade de luz que é refletida por um objeto. A cor branca corresponde à luminosidade máxima, enquanto que a cor preta não apresenta qualquer luminosidade. Esta propriedade primária está intimamente relacionada com a textura da superfície do dente e pode ser considerada como a componente mais importante da cor. Por este facto esta é a característica eleita aquando da seleção da cor e através dela podem criar-se ilusões de posição e de tamanho, conferindo a anatomia dentária desejada. O terço médio do dente é o que apresenta geralmente mais valor seguido do terço cervical e do terço incisal (Fondriest, 2012; Magne & Belser, 2002).

3.3.3. Cromo

O croma representa o grau de saturação da cor. Este é maior quando um objeto reflete apenas uma cor correspondente a um comprimento de onda específico, ao inverso

do que acontece se vários comprimentos de onda forem refletidos. Os valores de croma e de valor são inversamente proporcionais, isto significa que quando o croma aumenta o valor diminui. A saturação da cor é conferida maioritariamente pela dentina e por isso a espessura e opacidade do esmalte envolvente influenciam o grau apresentado. Verifica-se um aumento do croma com o avançar da idade (Chu et al., 2017; Fondriest, 2012; Magne & Belser, 2002).

3.4. Propriedades secundárias

3.4.1. Translucidez

A translucidez é definida como a quantidade de luz que passa pela unidade de espessura do material, resultante de um equilíbrio entre os fenómenos de transparência e opacidade. Em regiões com elevada exigência estética é essencial reproduzir as propriedades óticas primárias e secundárias, dando especial atenção à translucidez pois esta é considerada a característica mais importante (Brodbelt, O'Brien & Fan, 1980; Carrabba et al., 2017; Wang, Takahashi, & Iwasaki, 2013).

O esmalte devido à sua composição confere a maioria da translucidez existente nas peças dentárias, apesar da dentina apresentar alguma translucidez. Os dentes jovens apresentam grande translucidez, especialmente na região dos bordos incisais devido às grandes quantidades de esmalte e ausência de dentina (figura 8). Por outro lado, no terço cervical a espessura de esmalte existente é significativamente menor, o que permite que o croma da dentina transpareça em maior grau, resultando numa diminuição da translucidez nesta região. O esmalte apresenta maior translucidez quanto maiores forem os comprimentos de onda incidentes, daí a importância da fonte de luz existente, pois poderá influenciar os resultados estéticos. Contudo, a translucidez do esmalte varia de dente para dente e de indivíduo para indivíduo. Com o avançar da idade verifica-se uma diminuição da translucidez dentária (Fondriest, 2012; Villarroel, Fahl, De Sousa, & De Oliveira, 2011).

Estudos anteriores apresentam diversos métodos para calcular a translucidez e a opacidade de materiais restauradores usando o espectrofotómetro, são eles:

- A relação de contraste: Powers, Dennison e Lepeak em 1978 relataram a relação de contraste (CR) como meio de medir a translucidez de resinas compostas. Esta

fórmula permite obter o valor da translucidez através do quociente entre o valor de luminescência no fundo preto e o valor de luminescência no fundo branco $CR = \frac{L_b}{L_w}$. Os valores variam de 0 a 1, sendo que o 0 corresponde a materiais transparentes e o 1 a materiais opacos (Powers, Dennison, & Lepeak, 1978; Tuncel, Eroglu, Sari, & Usumez, 2013).

- O parâmetro de translucidez: Em 1995, foi introduzido por Johnston, Ma e Kienle o parâmetro de translucidez (TP) que avalia as diferenças de cores entre espessuras uniformes do material, sobre um fundo preto e sobre um fundo branco $TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$. Os valores variam de 0 a 100 e quanto mais alto for o valor de TP mais alta é a translucidez e mais baixa é a opacidade do material (Johnston, Ma, & Kienle, 1995; Wang et al., 2013).
- A percentagem de transmitância: A percentagem de transmitância (T%) é também uma ferramenta disponível para a medição da translucidez. O valor é obtido através da medição do feixe de luz que chega ao detetor e do feixe de luz que atravessa o material, que depois é dispersado. Para a avaliação da translucidez de cerâmicas dentárias dispomos de dois tipos de percentagem de transmitância: a transmitância direta (Td%) e a transmitância total (Tt%) (Brodgelt et al., 1980; Harada et al., 2016).

Contudo, a maioria dos estudos utiliza a relação de contraste e o parâmetro de translucidez para a avaliação da translucidez dos materiais restauradores (Carrabba et al., 2017; H. Kim & S. Kim, 2016; Harada et al., 2016; Tuncel et al., 2013; Wang et al., 2013).

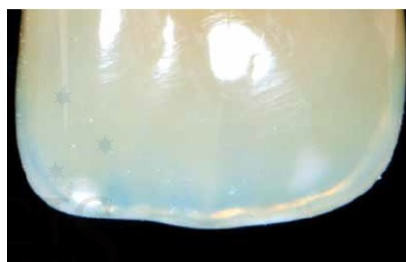


Figura 8 – Ampliação do terço incisal do dente natural onde se observa elevada translucidez, característica do bordo incisal (adaptado de Fondriest, 2012).

3.4.2. Fluorescência

A fluorescência é a propriedade na qual um objeto tem a capacidade de absorver energia radiante ultravioleta e posteriormente emití-la num comprimento de onda visível.

Na dentina, devido ao conteúdo em matéria orgânica presente, a fluorescência é três vezes mais intensa do que no esmalte (figura 9). Desta forma, sobre luz natural a dentina confere luminescência interna, o que se traduz num valor mais elevado. Sobre luz de baixo comprimento de onda, o dente reflete cor branca ou azul-clara. Por outro lado, quanto maior for o croma do dente, menor será a fluorescência apresentada. Contudo, constata-se extrema dificuldade em reproduzir a fluorescência do esmalte e da dentina através dos materiais restauradores. Incidindo uma fonte de luz modificada, como a luz negra, consegue-se avaliar de forma eficiente a fluorescência dos materiais restauradores e compará-los com os dentes naturais (Lee, 2015; Magne & Belser, 2002).

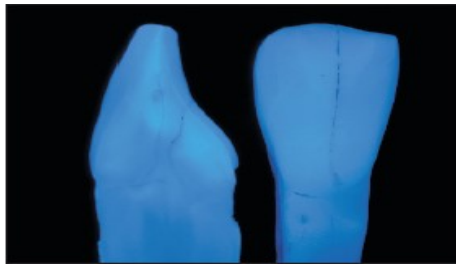


Figura 9 – Ilustração que enfatiza as diferenças de fluorescência do dente natural (adaptado de Chu et al., 2017).

3.4.3. Opalescência

A opalescência é uma propriedade exclusiva do esmalte dentário que possui a capacidade de dispersar determinados comprimentos de onda da luz visível, através de fenômenos de reflexão e transmissão, que resultam numa aparência azulada e amarelo/avermelhada, respetivamente (Shiraishi & Watanabe, 2016). Este fenómeno é essencialmente observado no terço incisal pela sua abundância na quantidade de esmalte, livre de dentina. São os cristais de hidroxiapatite, presentes em grande número no esmalte, que permitem a reflexão dos comprimentos de onda menores, causando o aspeto azulado característico do halo incisal. A opalescência, quando presente, confere uma aparência natural às restaurações dentárias. No entanto, reproduzir esta característica revela-se uma tarefa complexa. Por este motivo, são adicionados componentes aos materiais restauradores que apresentam índices de refração diferentes, de modo a que estes interajam com a luz incidente de maneira semelhante à que ocorre com os dentes naturais (Fondriest, 2012; H. Kim et al., 2016; Shiraishi & Watanabe, 2016).

3.4.4. Metamerismo

O fenómeno de metamerismo ocorre quando dois objetos com coloração diferente aparentam ter a mesma cor sobre um determinado ambiente e cores diferentes num ambiente distinto (figura 10). Assim, perante diversas condições luminosas os objetos podem exibir comportamentos diferentes. Através do fenómeno de metamerismo é possível que as restaurações dentárias apresentem a mesma cor, resultando num biomimetismo perfeito entre dois substratos que apresentam espectros de refletância diferentes. A perceção da cor depende da fonte de iluminação e dos comprimentos de onda que são refletidos. Quando os dois objetos com cores diferentes apresentam a mesma cor sobre determinada iluminação designam-se por par metamérico. Sobre a iluminação presente no consultório as restaurações podem aparentar cores iguais, porém quando o paciente é exposto a outras fontes de luz no seu dia a dia surgem diferenças que poderão ser motivo de retorno ao consultório (Chu et al., 2017; Shiraishi & Watanabe, 2016).



Figura 10 – Ilustração do fenómeno de metamerismo, onde um objeto apresenta a mesma cor sobre determinada fonte de luz e cores diferentes sobre outra fonte de iluminação.

4. SpectroShade Micro

O dispositivo SpectroShade™ Micro é fabricado em Itália e combina na sua constituição uma câmara digital com um espectrofotómetro de tecnologia LED (*light emitting diode*). Foi desenvolvido para a medição da cor de modo a facilitar a comunicação entre profissionais, uma vez que é capaz de determinar com precisão diferentes cores existentes nos dentes naturais bem como em materiais restauradores (Chu, Trushkowsky, & Paravina, 2010). Segundo Kim-Pusateri et al. (2009), o Spectroshade™ Micro tem uma precisão de 80,2% e uma fiabilidade de 96,9% (Kim-Pusateri et al., 2009).

Antes de qualquer medição é necessário calibrar o instrumento colocando-o primeiro contra o azulejo branco, seguido do azulejo verde, existente na base do mesmo, segundo as indicações do fabricante (figura 11).



Figura 11 – Calibração do SpectroShade Micro.

Após a calibração, ao disparar o SpectroShade Micro é direcionada uma fonte de luz contra o objeto que permite que o *software* analise cerca de dois milhões de pontos de referência (SpectroShade | Clon3D, 2018). Desta forma segundo o fabricante, este equipamento permite de uma forma fácil e rápida uma avaliação global da cor do dente (figura 12a), um mapa detalhado das cores presentes no dente (figura 12b), uma análise da translucidez (figura 12c) e uma avaliação dos terços incisal, médio e cervical (figura 12d).

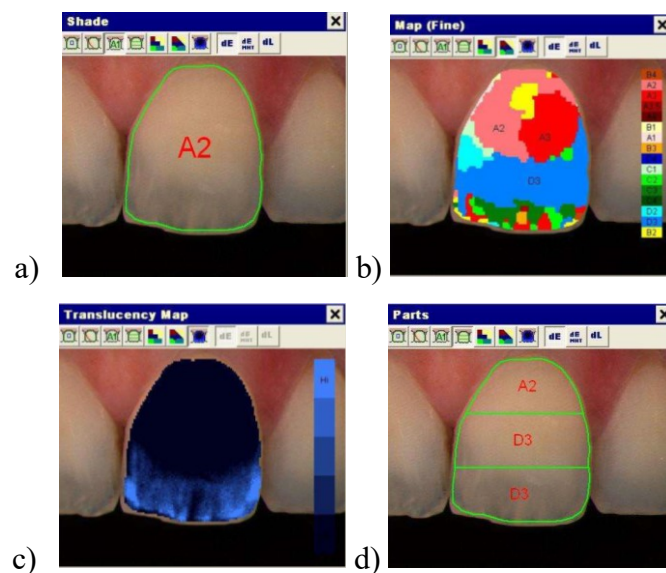


Figura 12 - Opções de análise no SpectroShade Micro; **a)** avaliação global da cor do dente; **b)** mapa detalhado das cores presentes no dente; **c)** análise da translucidez; **d)** avaliação dos terços incisal, médio e cervical (adaptado de *SpectroShade Micro User's Dental*).

5. Zircónia

O dióxido de zircónio (ZrO_2), designado usualmente como zircónia é um material que tem sido alvo de diversos estudos ao longo dos últimos anos devido às excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade. É vulgarmente equiparada ao metal devido à resistência à fratura, à flexão e à fadiga que apresenta (Bona, Pecho & Alessandretti, 2015). Começou a ser introduzida na Medicina Dentária por volta dos anos noventa para a confeção de *brackets* ortodônticos, espigões radiculares, pilares e implantes (Madfa, F. Al-Sanabani, Al-Qudami, J. Al-Sanabani, & Amran, 2014).

Ao longo dos últimos anos a sua aplicação tem vindo a crescer devido a possibilidade de ocorrência de reações alérgicas e tóxicas, a certas ligas, que levam a uma maior procura por restaurações livres de metal, assim como pela crescente exigência estética (Madfa et al., 2014).

Independentemente do tipo de zircónia, se monolítica, se *multilayer* podem distinguir-se zircónias de translucidez *standard*, de alta translucidez (*high translucent - HT*), de super translucidez (*super translucency - ST*) e de ultra translucidez (*ultra translucent - UT*).

5.1. Características

Trata-se de um material polimórfico que sofre alterações na sua estrutura cristalina quando sujeito a variações de temperatura. À temperatura e pressão ambiente, a zircónia, apresenta-se na forma monoclínica. Contudo, quando a temperatura atinge os 1170 °C apresenta-se na fase tetragonal e aos 2370 °C na fase cúbica (Denry & Kelly, 2008). Com vista a melhorar a resistência e a durabilidade deste material pretende-se mantê-lo na fase tetragonal à temperatura ambiente. Para isso, adicionou-se óxidos metálicos como o óxido de cálcio (CaO), o óxido de magnésio (MgO), o óxido de cério (CeO_2) ou o óxido de ítrio (Y_2O_3), resultando numa zircónia parcialmente estabilizada na fase tetragonal (TZP) (Lameira et al., 2015).

5.2. Propriedades mecânicas

A adição de óxidos funciona como estabilizador e confere melhores propriedades ao material quando sujeito a fadiga. A zircónia estabilizada por 3mol% de óxido de ítrio

(3Y-TZP) é a que apresenta melhores propriedades em Medicina Dentária e é por isso a mais usada (Chen et al., 2016). A concentração de ítria (óxido de ítrio) adicionada está relacionada com o tamanho dos grãos, sendo que quanto maior é a concentração adicionada maior é a resistência à transformação. Grãos de menor tamanho apresentam menor taxa de conversão da fase tetragonal para a monoclinica. Assim sendo, pretende-se que o tamanho dos grãos seja reduzido de modo a diminuir a taxa de conversão. As condições de sinterização apresentam um forte impacto ao nível da estabilidade e das propriedades mecânicas, uma vez que determinam o tamanho do grão. Tempos de sinterização longos em concomitância com temperaturas elevadas refletem-se no aumento do tamanho dos grãos (Denry & Kelly, 2008).

Para além do 3Y-TZP existem disponíveis outros dois tipos de zircónias na área da Medicina Dentária, são elas: a zircónia parcialmente estabilizada com magnésio (Mg-PSZ) e a zircónia reforçada com alumina (ZTA). No entanto, o seu uso é menor quando comparado com o 3Y-TZP (Denry & Kelly, 2008).

5.3. Degradação a baixa temperatura

Apesar da zircónia apresentar propriedades favoráveis como a baixa adesão da placa bacteriana, biocompatibilidade e propriedades estéticas razoáveis, existem limitações como o fenómeno de *low temperature degradation* (LTD) - degradação a baixa temperatura. Isto é, quando a zircónia é sujeita a stress local em presença de água sofre uma transição da fase tetragonal para a fase monoclinica que provoca micro e macro fraturas que se estendem do exterior para o interior do material, o que se reflete numa diminuição das propriedades mecânicas. Existem vários fatores que podem aumentar a suscetibilidade a este fenómeno, tais como: um baixo conteúdo em óxido de ítrio, grãos de dimensões elevadas e o envelhecimento da zircónia (Cattani-Lorente, Scherrer, Ammann, Jobin, & Wiskott, 2011; Pereira et al., 2015; Wille et al., 2018).

5.4. Monolítica

No passado, a zircónia devido à opacidade que apresentava era apenas usada como infraestrutura. Deste modo, as propriedades óticas, como é o caso da translucidez eram fornecidas através do recobrimento com um material cerâmico mais translúcido. Contudo,

constatou-se uma falha na adesão entre os dois materiais, o que se traduzia em restaurações mais frágeis e conseqüentemente com menor resistência mecânica. Dado este problema começaram-se a desenvolver restaurações totalmente em zircónia que foram sujeitas a algumas modificações no processo de confecção e na temperatura de sinterização, assim como na adição de corantes, com vista a aumentar a translucidez e a estética destas restaurações monolíticas. São assim designadas porque são constituídas por uma única camada homogénea ao longo de toda a estrutura (Harada et al., 2016; Malkondu, Tinastepe, Akan, & Kazazoğlu, 2016; Stober, Bermejo, Rammelsberg, & Schmitter, 2014). Existem zircónias monolíticas que não possuem qualquer tipo de coloração e que por isso têm que ser coradas após a fresagem e outras que já vêm em blocos previamente corados. Esta última pode apresentar resultados mais favoráveis do que a zircónia que não possui qualquer tipo de coloração porque apenas uma pequena quantidade de coloração adicional ou mesmo nenhuma permite obter restaurações com uma aparência natural de uma forma mais rápida. Numa situação clínica, como por exemplo em caso de necessidade de um ajuste oclusal, as zircónias previamente coradas apresentam maior estabilidade da cor quando comparadas com as zircónias que foram coradas após a fresagem (H. Kim & S. Kim, 2016).

5.5. Multilayer

Recentemente, surgiram as zircónias *multilayers*, que são assim denominadas porque apresentam camadas com diferentes valores de croma e translucidez visando reproduzir os efeitos estéticos do esmalte e da dentina (Shamseddine & Majzoub, 2017). As múltiplas camadas são obtidas através da composição e da quantidade de óxidos metálicos que são adicionados ao pó de zircónia (Wille et al., 2018). As camadas dispõem-se paralelamente e podem apresentar as mesmas espessuras ou pode haver predominância de umas camadas em detrimento das outras, consoante o objetivo estético pretendido (Jung, Yonil, Kim, & Jun, 2017).

5.6. Fresagem

As restaurações em zircónia são fabricadas a partir de amostras pré-sinterizadas ou totalmente sinterizadas através do sistema CAD/CAM. Encontram-se disponíveis

amostras em forma de paralelepípedo ou discos com diferentes dimensões para fresagem (Jung et al., 2017). Através do sistema CAD/CAM é possível a fresagem de peças em zircónia com alta precisão de forma simples e rápida. O seu modo de funcionamento divide-se em três etapas principais (Bona et al., 2015):

- Obtenção dos dados digitais através do *software* CAD;
- Processamento dos dados gerados no CAD através do CAM;
- Confeção da estrutura através do CAM (Bona et al., 2015).

Quando a fresagem é efetuada após a sinterização completa poder-se-á induzir uma transformação da fase tetragonal para a monoclinica e formação de fissuras, para além de um maior desgaste nas peças de corte e produção de calor. Contudo, através desta técnica as estruturas apresentam elevada precisão pois não há lugar para que ocorra contração do material, conseqüente da sinterização (Bona et al., 2015; Denry & Kelly, 2014; Ebeid et al., 2014). A outra técnica é a mais usada pelos fabricantes e é realizada em amostras pré-sinterizadas, o que facilita a fresagem. Após a obtenção da estrutura em zircónia, esta é sinterizada com vista a adquirir a estrutura e resistência mecânica final. Como resultado, há uma contração do material, aproximadamente 25%, que varia entre fabricantes e que tem que ser tida em conta aquando da fresagem, de modo a obter as dimensões desejadas após sinterização (Bona et al., 2015; Denry & Kelly, 2014; Ebeid et al., 2014).

5.7. Sinterização

A microestrutura e as propriedades da zircónia são diretamente afetadas pelos parâmetros de sinterização (Chevalier, 2006). A quantidade de luz que é absorvida, transmitida e refletida através do material depende da microestrutura constituinte. Posto isto, têm sido efetuados diversos estudos para avaliar o efeito de diferentes tempos de sinterização e de temperatura na translucidez e no tamanho dos grãos da zircónia (Ebeid et al., 2014). Durante o processo de sinterização, com o aumento da temperatura ocorre a junção dos grãos. Conseqüentemente há uma eliminação das porosidades acompanhada por uma contração do material. Assim, obtêm-se estruturas com elevada densidade e superior resistência mecânica. O tempo e a temperatura de sinterização da zircónia devem ser estabelecidos segundo as indicações do fabricante, uma vez que os valores variam consoante o tipo de constituição da zircónia (Ebeid et al., 2014; Sulaiman et al., 2015b).

5.8. Cimentação

Apesar do uso da zircónia em Medicina Dentária ter aumentado nos últimos anos, ainda não há um consenso acerca do melhor protocolo de cimentação entre a zircónia e o dente. Segundo diversos estudos, os cimentos de resina são os que apresentam melhores resultados devido à sua composição, fluidez e molhabilidade. Quando comparados com os cimentos convencionais, a cimentação adesiva através dos cimentos de resina demonstra maior estabilidade, adaptação marginal, resistência à fratura e resultados estéticos favoráveis. Contudo, para alcançar uma adequada resistência adesiva diversos fabricantes têm alterado as propriedades superficiais da zircónia de forma mecânica e química de modo a melhorar a cimentação (Menani, Farhat, Tioosi, Ribeiro, & Guastaldi, 2014).

A aplicação de ácido, nomeadamente de ácido fluorídrico, não aumenta a energia de superfície da zircónia devido ao alto conteúdo cristalino, razão pela qual não é usado para criar microrretenções mecânicas na superfície da mesma (Thompson, Stoner, Piascik, & Smith, 2011).

O jateamento, quer com óxido de alumínio quer com óxido de alumínio revestido por sílica permite aumentar a rugosidade na superfície da zircónia e assim aumentar a resistência de união. No entanto, este tratamento por si só pode não garantir uma cimentação duradoura. Por isso, este jateamento deve ser seguido por silanização ou pela aplicação de *primers*. A utilização de *primers* contendo monómeros adesivos como o 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) melhoram a adesão devido às ligações não covalentes que estabelecem com os óxidos metálicos presentes na zircónia e com o cimento de resina (Özcan & Bernasconi, 2015).

5.9. Aplicações clínicas

No passado, a zircónia começou a ser utilizada em Medicina Dentária para a confeção de espigões intrarradiculares e *brackets* ortodônticos. No entanto, devido às suas características, não demonstrou vantagens em relação a outros materiais e por isso deixou de ser usada para esses fins (Madfa et al., 2014). Por outro lado, a elaboração de implantes dentários em zircónia demonstrou excelentes resultados tanto a nível estético como a nível funcional. Como já foi referido anteriormente a zircónia é um material

biocompatível e devido ao facto de não inibir o crescimento dos osteoblastos permite que haja uma ótima osteointegração do material, para além de acumular pouca placa bacteriana. Por estas razões continua a ser utilizada na área da implantologia atualmente, tanto em implantes como em pilares sobre implantes (Madfa et al., 2014).

Em prótese parcial fixa pode ser utilizada como infraestrutura, como coroa totalmente em zircónia e como coroa híbrida. Devido às propriedades mecânicas anteriormente mencionadas e pela procura cada vez maior de restaurações livres de metal, as infraestruturas em zircónia surgiram com vista a substituir as infraestruturas metálicas. Utilizando a zircónia como infraestrutura consegue-se uma aparência mais estética, eliminando a linha escura que pode surgir entre a infraestrutura metálica e a cerâmica de recobrimento nas restaurações metalo-cerâmicas (Sedda et al., 2015). As coroas totalmente em zircónia apresentam como vantagem preparos mais conservadores em comparação com as coroas metalo-cerâmicas. Com o intuito de alcançar restaurações totalmente em zircónia com uma aparência mais natural está recomendado realizar uma coloração externa antes da sinterização (H. Kim et al., 2016). Quando a exigência estética é muito elevada, tem-se como alternativa às coroas totalmente em zircónia, as coroas híbridas. Estas são igualmente confeccionadas totalmente em zircónia mas na face vestibular e incisal são recobertas por cerâmicas mais estéticas, como é o caso da cerâmica feldspática (Harada et al., 2016).

Outra aplicação da zircónia na prática clínica é na elaboração de próteses totais sobre implantes, onde estas podem ser confeccionadas totalmente em zircónia e depois caracterizadas através de métodos de coloração (figura 13a) ou podem ser recobertas por outras cerâmicas (figura 13b) para melhorar o resultado estético. Podem ainda fabricar-se infraestruturas para este tipo de próteses (Carames, Tovar Suinaga, Yu, Pérez, & Kang, 2015).

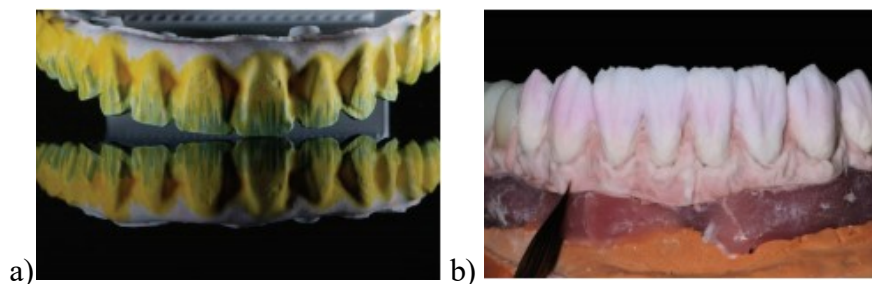


Figura 13 – Caracterização de próteses totais; **a)** Caracterização de prótese total superior através de métodos de coloração; **b)** Caracterização de prótese total inferior através da aplicação de cerâmica (adaptado de Carames et al., 2015).

III- Objetivos e hipóteses de estudo

Objetivos:

1. Comparar a translucidez de diferentes tipos de zircónia.
2. Comparar a translucidez de diferentes espessuras de zircónia.

Hipóteses de estudo:

- Hipótese nula 1: Não se verificam diferenças de translucidez entre diferentes tipos de zircónia.
- Hipótese nula 2: Não se verificam diferenças de translucidez entre diferentes espessuras de zircónia.
- Hipótese alternativa 1: Verificam-se diferenças de translucidez entre diferentes tipos de zircónia.
- Hipótese alternativa 2: Verificam-se diferenças de translucidez entre diferentes espessuras de zircónia.

IV- Materiais e métodos

Materiais:

1. Computador HP 15-Bs011Np AMD A8-7410 APU;
2. Computador Ixtreme M5740 Inter(R) Core(TM) i5 CPU;
3. Computador Dell Inspiron 16400 Inter(R) Core(TM) 2CPU;
4. *Software* CAD SOLIDWORKS®;
5. *Software* Wieland CAM;
6. *Software* CNC remote;
7. *Pen* USB Sandisk Cruzer Blade 32 GB;
8. Disco de zircónia monolítica – Bloomden W00098014UT (Bloomden Bioceramics, Changsha, China);
9. Disco de zircónia *multilayer* – Bloomden W00098016ST- ML-A2 (Bloomden Bioceramics, Changsha, China);
10. Fresadora – Zeno® 4030 M1 (Wieland Dental, Pforzheim, Alemanha);
11. Broca de tungsténio tronco-cónica de risca vermelha – C-61070 (DT&SHOP GmbH, Bad Bocklet, Alemanha);
12. Micromotor – W&H Knieranlasser MF-TECTORQUE 9908 #8867 (Wehadent Iberica, Valencia, Espanha);
13. Peça de mão – W&H REF 14124500 (Wehadent Iberica, Valencia, Espanha);
14. Corante A2 – BloomZir® UT Coping Crown A2 BL17042801 (Bloomden Bioceramics, Changsha, China);
15. Taça de borracha – Dentaleader REF. 1-760 (Dentaleader, Lisboa, Portugal);
16. Forno – Elta® el-mb210 12L 1200W (Elta GmbH, Rödermark, Alemanha);
17. Forno sinterizador – IMES-Wieland Zeno® Fire (Wieland Dental, Pforzheim, Alemanha);
18. Micrómetro digital – Insize INS-1112-150 (Insize, Gujarat, Índia);
19. Máquina de ultrassons – VGT-2120QTD 20L (GuangDong GT Ultrasonic Co., Shenzhen, China);
20. Água destilada;
21. Seringa de ar;
22. Espectrofotómetro - Spectroshade Micro Optic, Software Version 2.40 (MHT S.p.A., Arbizzano di Negar, Itália);

23. Cartolina branca;

24. Cartolina preta.



Figura 14 – Recursos tecnológicos para o design dos espécimes; **a)** Computador HP 15-Bs011Np AMD A8-7410 APU; **b)** Computador Ixtreme M5740 Inter(R) Core(TM) i5 CPU; **c)** Computador Dell Inspiron 16400 Inter(R) Core(TM) 2CPU; **d)** Pen USB Sandisk Cruiser Blade 32 GB.

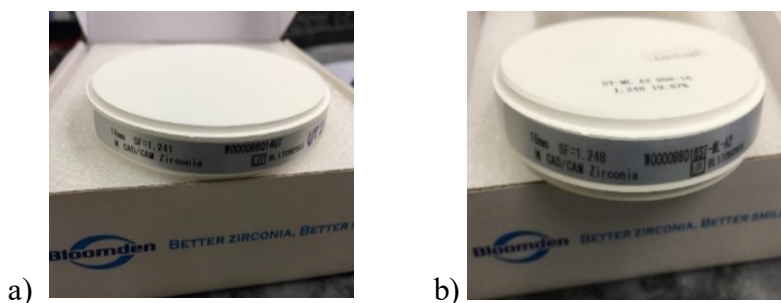


Figura 15 – Discos de zircónia usados; **a)** Disco de zircónia monolítica – Bloomden W00098014UT; **b)** Disco de zircónia multilayer – Bloomden W00098016ST- ML-A2.

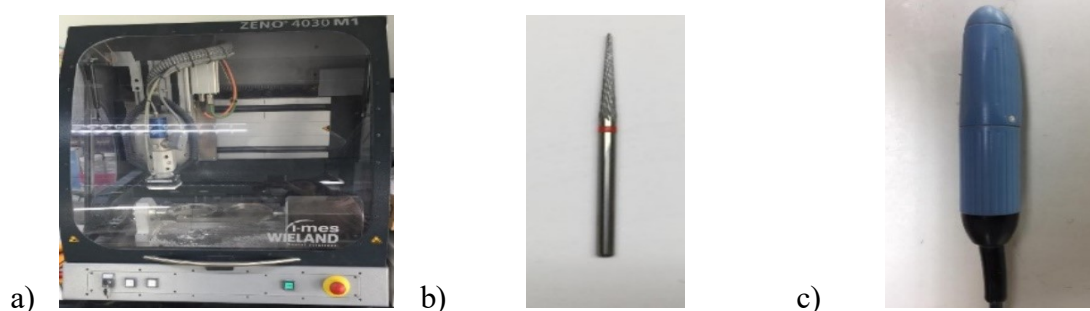


Figura 16 – Materiais utilizados para a fresagem e para retirar os espécimes dos discos de zircónia; **a)** Fresadora Zeno 4030 M1; **b)** Broca de tungsténio; **c)** Micromotor e peça de mão.



Figura 17 – Materiais utilizados para a coloração dos espécimes de zircónia monolítica; **a)** Corante A2 BloomZir; **b)** Taça de borracha; **c)** Forno Elta® el-mb210 12L 1200W.



Figura 18 – Materiais utilizados para determinar a espessura, sinterizar e limpeza dos espécimes; **a)** Micrómetro digital; **b)** Forno sinterizador – IMES-Wieland Zeno® Fire; **c)** Máquina de ultrassons – VGT-2120QTD 20L.

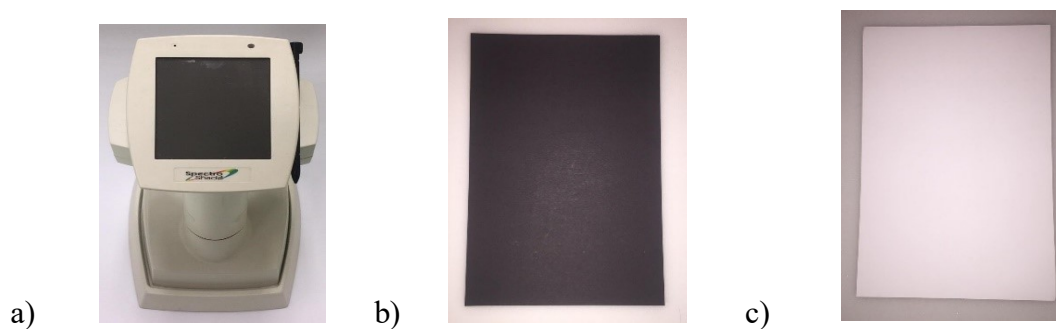


Figura 19 – Materiais utilizados para a medição da translucidez dos espécimes; **a)** Espectrofotómetro SpectroShade Micro Optic; **b)** Cartolina preta; **c)** Cartolina branca.

Métodos:

1. Foram desenhadas 4 figuras geométricas em forma de paralelepípedo no computador (HP 15-Bs011Np AMD A8-7410 APU), através do programa SolidWorks® 2013, com dimensões de 10x12x0.5, 10x12x1.0, 10x12x1.5 e 10x12x2.0 mm e exportadas em ficheiro .STL;

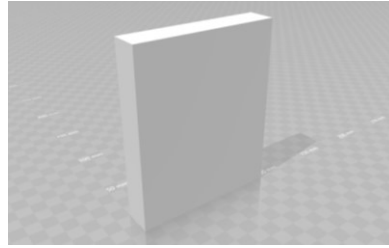


Figura 20 – Imagem ilustrativa do espécime de 10x12x2.0 mm desenhada no SolidWorks.

2. As figuras foram transferidas através de uma *pen* (USB Sandisk Cruzer Blade 32 GB) para o programa Wieland CAM presente no computador (Ixtreme M5740 Inter(R) Core(TM) i5 CPU) de modo a serem distribuídas pelos discos de zircónia monolítica e *multilayer* que foram inseridos previamente no programa. As dimensões dos espécimes são alteradas automaticamente pelo programa, consoante o coeficiente de contração de cada material, de modo a ser possível obterem-se os espécimes com as dimensões pretendidas;

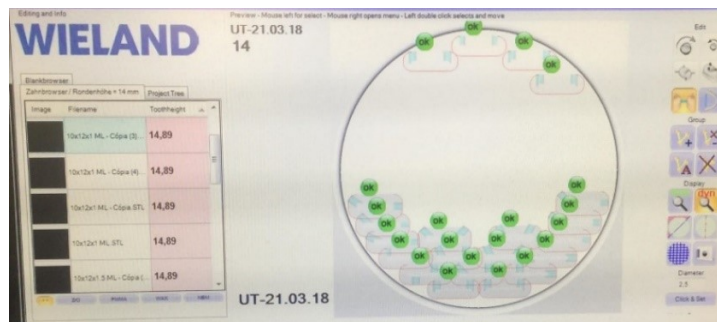


Figura 21 – Espécimes distribuídos no disco de zircónia.

3. De seguida a informação anterior é transferida para o programa CNC remote presente no computador (Dell Inspiron 16400 Inter(R) Core(TM) 2CPU) que coloca a fresadora Zeno 4030 M1 (Wieland Dental, Pforzheim, Alemanha) em funcionamento de modo a obter 20 espécimes de zircónia monolítica e 20 espécimes de zircónia *multilayer*;

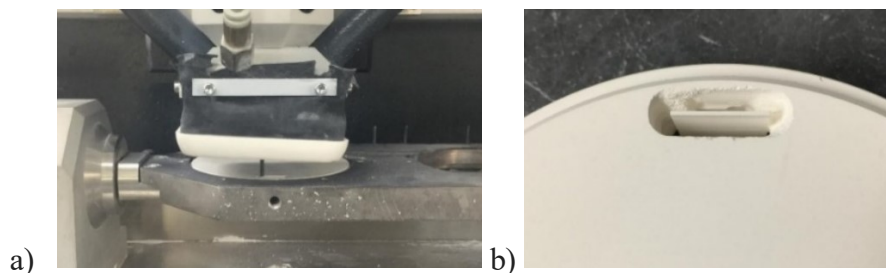


Figura 22 – Fresagem; a) fresadora em funcionamento; b) espécime após fresagem.

- Após a fresagem os espécimes são retirados do disco através de uma peça de mão (Wehadent Iberica, Valencia, Espanha) com uma broca de tungsténio (DT&SHOP GmbH, Bad Bocklet, Alemanha);



Figura 23 –Espécime a ser retirado do disco.

- Os espécimes de zircónia monolítica foram submersas no corante BloomZir® UT Coping Crown A2 (Bloomden Bioceramics, Changsha, China) durante 2 minutos, de acordo com as indicações do fabricante. De seguida, os espécimes foram secos no forno Elta® el-mb210 12L 1200W (elta GmbH, Rödermark, Alemanha) pré-aquecido a 150°C num total de 30 minutos, 15 minutos para cada lado;

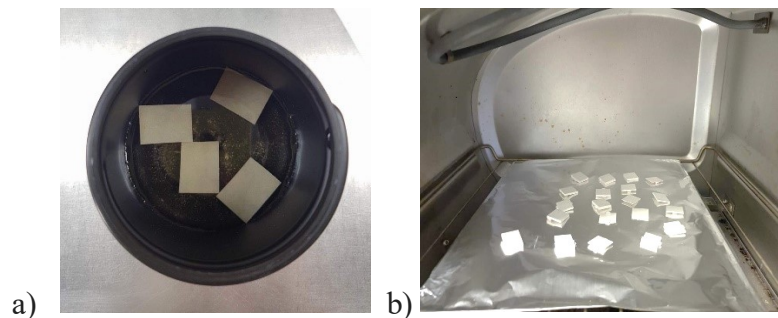


Figura 24 – Coloração da zircónia monolítica com corante (BloomZir® UT Coping Crown A2); **a)** espécimes de zircónia monolítica submersas no corante; **b)** espécimes de zircónia monolítica a secar no forno.

- Os espécimes de zircónia monolítica foram posteriormente sinterizados a uma temperatura compreendida entre os 1500 °C e 1550 °C e os espécimes de zircónia *multilayer* a uma temperatura entre os 1500 °C e 1530 °C, durante 120 minutos no forno sinterizador IMES-Wieland Zeno® Fire (Wieland Dental, Pforzheim, Alemanha), segundo as indicações do fabricante;
- A espessura final foi determinada através de um micrómetro digital (Insize, Gujarat, Índia) com precisão de ± 0.01 mm;

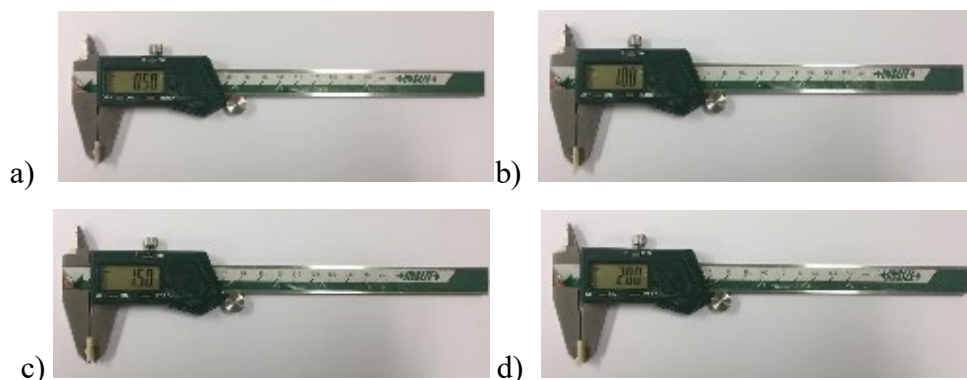


Figura 25 – Micrómetro digital com as espessuras de cada grupo; **a)** espessura de 0.5mm; **b)** espessura de 1.0 mm; **c)** espessura de 1.5 mm; **d)** espessura de 2.0 mm.

8. Todos os espécimes foram submetidos a um banho de ultrassons (GuangDong GT Ultrasonic Co., Shenzhen, China) em água destilada durante 10 minutos e secos com seringa de ar, durante 20 segundos, antes da leitura no espectrofotômetro SpectroShade Micro Optic (MHT S.p.A., Arbizzano di Negar, Itália) (Carrabba et al., 2017);
9. Antes de cada leitura no espectrofotômetro SpectroShade Micro Optic (MHT S.p.A., Arbizzano di Negar, Itália), o equipamento foi calibrado, colocando-o primeiro contra o azulejo branco seguido do azulejo verde, existente na base do mesmo, segundo as instruções do fabricante;

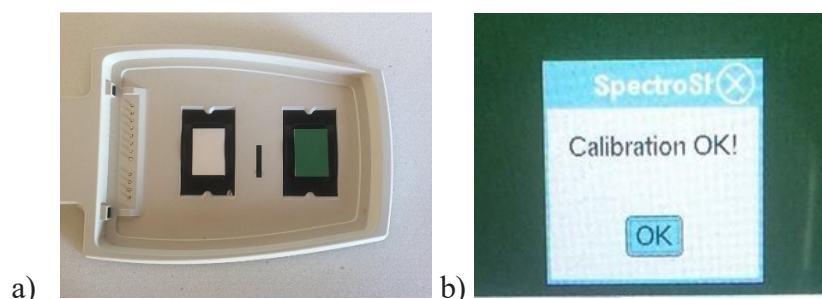


Figura 26 – Calibração do SpectroShade Micro; **a)** Base do espectrofotômetro onde se pode observar o azulejo branco e o verde; **b)** Mensagem informativa acerca da correta calibração do instrumento.

10. Foram efetuadas 12 medições em cada espécime, 6 sobre um fundo branco (CIE $L^* = 95.6$ $a^* = 0,8$ $b^* = 0,1$) e 6 sobre um fundo preto (CIE $L^* = 13,2$ $a^* = 0,8$ $b^* = -0,7$), de modo a obter os valores de L^* , a^* e b^* , sobre luz natural (D65), o que fez um total de 480 medições. Todas as medições foram efetuadas à mesma distância dos espécimes e com uma janela de medição retangular de 35x20 mm através do espectrofotômetro SpectroShade Micro Optic (MHT S.p.A., Arbizzano

di Negar, Itália), presente no laboratório de Biomateriais do Instituto Universitário Egas Moniz;

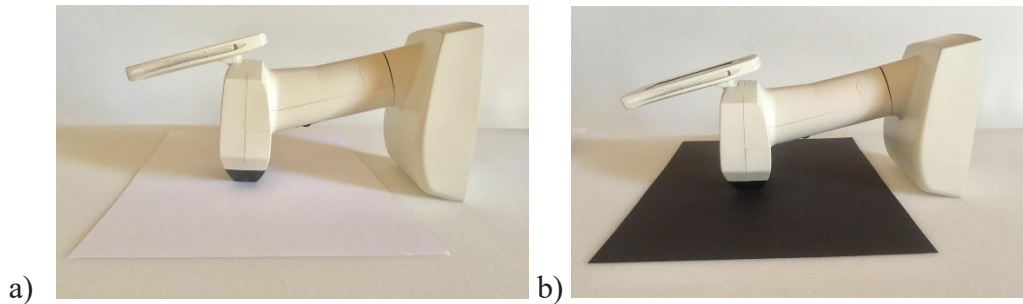


Figura 27 – Medição da translucidez de um espécime; **a)** sobre o fundo branco; **b)** sobre o fundo preto.

11. Todos os valores foram registados no *Microsoft Excel* de modo a permitir uma disposição organizada de todos os dados e facilitar o cálculo da translucidez de cada espécime através das fórmulas da relação de contraste (CR) e do parâmetro de translucidez (TP):

- $CR = \frac{L_b}{L_w}$ descrita por Powers et al., 1978;
- $TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$ descrita por Johnston et al., 1995.

Sendo que os valores de b e de w correspondem às medições efetuadas sobre o fundo preto e branco, respetivamente;

12. A análise estatística foi efetuada através do *software* SPSS. Antes de proceder à análise todos os valores foram verificados através de testes de normalidade para garantir que estavam reunidos todos os pressupostos necessários para aplicação da análise de variância *two-way* ANOVA. Concluindo-se que nenhum dos valores teria que ser excluído da análise estatística;
13. Foram criados 2 grupos experimentais, 1 grupo correspondente à zircónia *multilayer* e outro grupo correspondente à zircónia monolítica, sendo que cada um é constituído por 4 subgrupos segundo a espessura (0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mm) com 5 elementos cada (figura 28). Para cada subgrupo foi calculada a média, o desvio-padrão e o intervalo de confiança a 95% para os valores de TP e de CR.

20 espécimes de zircónia *multilayer*

20 espécimes de zircónia monolítica

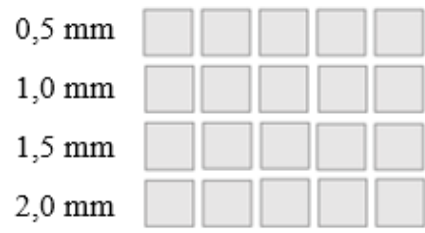
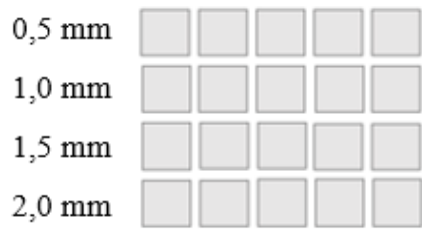


Figura 28 – Esquema das amostras do estudo.

V - Resultados

Os valores médios de TP são apresentados em forma de tabela (tabela 1) e de um gráfico de perfil (figura 29) sendo que o x corresponde à espessura dos espécimes e o y ao valor médio do parâmetro de translucidez. Da mesma forma os valores médios de CR são apresentados em forma de tabela (tabela 3) e de um gráfico de perfil (figura 30) sendo que o x corresponde à espessura e o y ao valor médio da relação de contraste.

Tabela 1 – Descrição dos valores médios±desvio-padrão e respetivos intervalos de confiança a 95% do parâmetro de translucidez (TP) calculado para todas as espessuras dos dois materiais analisados.

Material	Espessura (mm)	Média±Desvio-padrão	Intervalo de confiança
Bloomden W00098016ST- ML-A2 (ST <i>Multilayer</i>)	0,5	18,624±0,308	[18,242-19,001]
	1,0	14,986±0,256	[14,668-15,303]
	1,5	12,072 ±0,467	[11,493-12,652]
	2,0	9,997±0,366	[9,463-10,371]
Bloomden W00098014UT (UT Monolítica)	0,5	26,666±0,429	[26,132-27,199]
	1,0	19,246±0,335	[18,830-19,662]
	1,5	16,535±0,216	[16,268-16,803]
	2,0	14,092±0,298	[13,721-14,462]

A tabela 1 permite-nos aferir que tanto na zircónia *multilayer* como na zircónia monolítica os valores de TP diminuem à medida que a espessura aumenta. Sendo que a zircónia monolítica a 0.5 mm de espessura exibe o valor médio mais elevado do parâmetro de translucidez e a zircónia *multilayer* a 2.0 mm de espessura expressa o valor médio mais baixo. O intervalo de confiança a 95% diz-nos que caso estes materiais sejam medidos nas mesmas condições os valores médios de TP encontram-se nesta janela de intervalo em 95% dos casos.

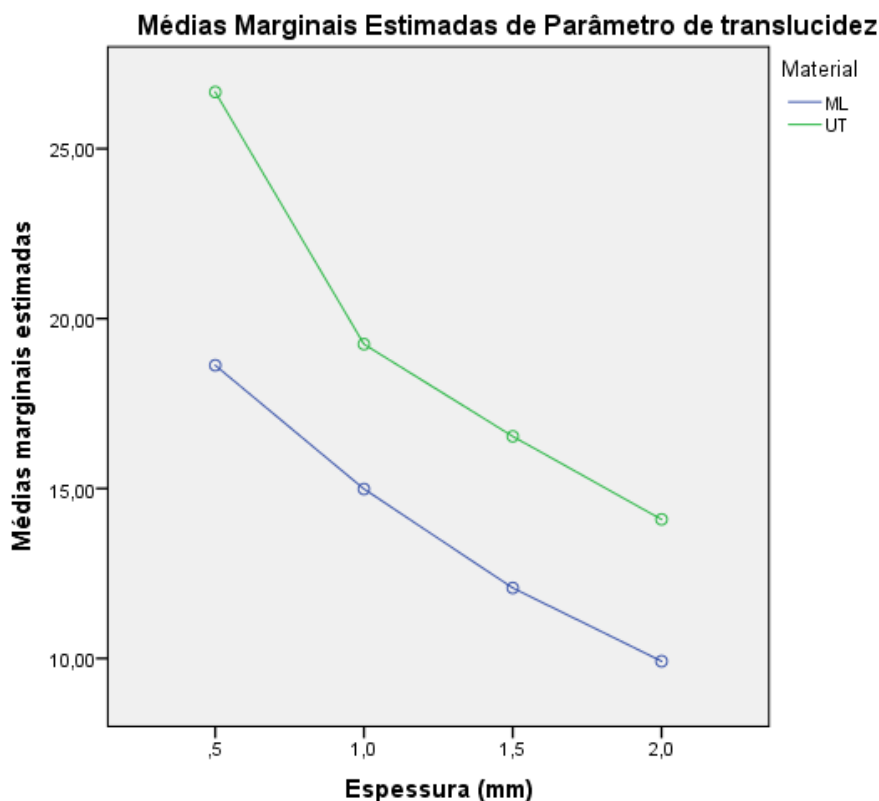


Figura 29 - Gráfico que compara os valores médios de TP dos dois tipos de zircónias.

Através da análise do gráfico (figura 29) a zircónia UT apresenta uma translucidez superior à zircónia ML. Tal como observado nos dados da tabela anterior (tabela 1) constata-se que os valores médios de TP diminuem à medida que a espessura aumenta, isto significa que a translucidez diminui com o aumento da espessura. É de notar que há um decréscimo maior no valor médio de TP da zircónia UT a 0.5 mm para a mesma a 1.0 mm, contudo os restantes valores médios diminuem de forma similar à semelhança do que acontece com a zircónia ML.

Foram verificadas diferenças significativas nos valores médios de TP entre os diferentes materiais ($p < 0.001$), entre as diferentes espessuras ($p < 0.001$) e entre a interação da espessura com o material ($p < 0.001$).

Tabela 2 – Valores do eta parcial quadrado para o cálculo do parâmetro de translucidez.

Variável	Eta parcial quadrado
Material	0,986
Espessura	0,994
Material x Espessura	0,875

Os valores do eta parcial quadrado (tabela 2) permitem concluir que a espessura influencia mais os valores de TP do que o tipo de material, apesar das diferenças não serem estatisticamente significativas. Quanto mais próximo for o valor de 1 maior a influência que este fator tem.

Tabela 3 – Descrição dos valores médios±desvio-padrão e respetivos intervalos de confiança a 95% da relação de contraste (CR) calculado para todas as espessuras dos dois materiais analisados.

Material	Espessura (mm)	Média±Desvio-padrão	Intervalo de confiança
Bloomden W00098016ST- ML-A2 (ST <i>Multilayer</i>)	0,5	0,804±0,003	[0,801-0,808]
	1,0	0,853±0,003	[0,849-0,857]
	1,5	0,885±0,004	[0,880-0,890]
	2,0	0,905±0,007	[0,897-0,914]
Bloomden W00098014UT (UT Monolítica)	0,5	0,718±0,005	[0,712-0,724]
	1,0	0,798±0,003	[0,795-0,802]
	1,5	0,831±0,004	[0,823-0,836]
	2,0	0,862±0,004	[0,857-0,868]

A tabela 3 permite-nos aferir que tanto na zircónia *multilayer* como na zircónia monolítica os valores médios de CR aumentam à medida que a espessura aumenta. Sendo que a zircónia *multilayer* a 2.0 mm de espessura exhibe o valor médio mais elevado da relação de contraste e a zircónia monolítica a 0.5 mm de espessura expressa o valor médio mais baixo. Os valores médios de CR variam de 0 a 1, sendo que quanto menor é o valor médio apresentado maior é a translucidez do material.

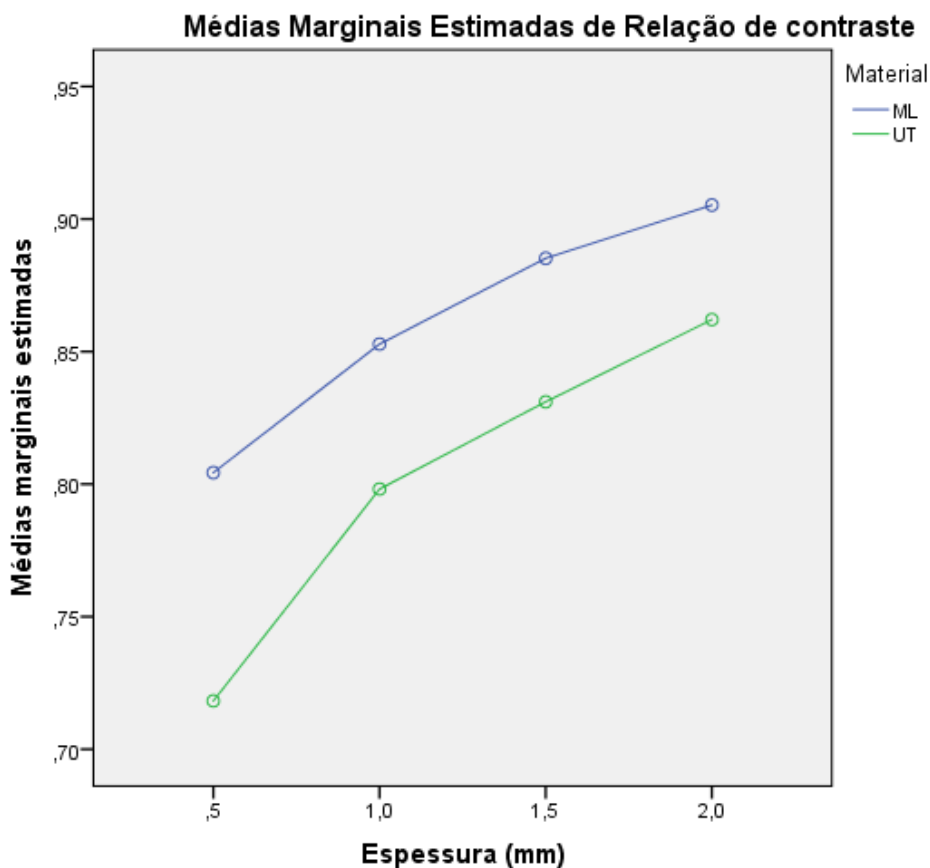


Figura 30 - Gráfico que compara os valores médios de CR dos dois tipos de zircónias.

A análise do gráfico presente na figura 30 que compara os valores de CR nos dois tipos de zircónias demonstra que a média dos valores de CR aumenta com o aumento da espessura, o que se traduz numa diminuição da translucidez, à semelhança do que se verifica na análise do gráfico exibido na figura 29 que compara os valores médios de TP nos dois tipos de zircónias.

Foram também verificadas diferenças significativas nos valores médios de CR entre os diferentes materiais ($p < 0.001$), entre as diferentes espessuras ($p < 0.001$) e entre a interação da espessura com o material ($p < 0.001$).

Tabela 4 - Valores do eta parcial quadrado para o cálculo da relação de contraste.

Variável	Eta parcial quadrado
Material	0,984
Espessura	0,993
Material x Espessura	0,813

Os valores do eta parcial quadrado apresentados na tabela 4 demonstram que a espessura é o fator que mais influencia os valores de CR, apesar das diferenças não serem estatisticamente significativas.

VI – Discussão

Um dos principais objetivos dos materiais restauradores, como são exemplo as restaurações em zircónia, é conseguir mimetizar as características óticas dos dentes naturais. Para isso, é necessário reunir três fatores chave: a cor, a textura de superfície e a translucidez (Ueda et al., 2015).

A translucidez é a propriedade ótica secundária que afeta a estética em maior grau, razão pela qual tem sido alvo de vários estudos ao longo dos últimos anos (Carrabba et al., 2017; H. Kim & S. Kim, 2016; Harada et al., 2016; Tuncel et al., 2013; Wang et al., 2013). E por isso é considerada como uma das características mais importantes aquando da mimetização entre o material restaurador e o dente natural (Carabba et al., 2017).

Ao longo de vários anos a zircónia demonstrou inúmeras características vantajosas, nomeadamente as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade. No entanto, era um material branco opaco, motivo pelo qual não era usado em restaurações estéticas. Assim, com vista a melhorar a estética deste material, conferindo-lhe translucidez, pretendeu-se aliar as excelentes propriedades mecânicas às propriedades estéticas. O objetivo não é que as restaurações em zircónia apresentem elevada translucidez, mas sim uma translucidez semelhante aos dentes naturais. Há situações em que a elevada translucidez do material restaurador apresenta desvantagens, como por exemplo quando temos um substrato escurecido e queremos mascarar-lo através da restauração. Assim sendo, dependendo da situação clínica poderemos optar por zircónias mais translúcidas ou mais opacas.

Para aumentar a translucidez das zircónias as impurezas e os poros devem ser reduzidos ao máximo pois criam alterações na microestrutura do material que levam a índices de refração diferentes, o que prejudica as propriedades óticas da restauração final (Harada et al., 2016). Alguns estudos descrevem que se consegue aumentar a translucidez da zircónia se melhorarmos as propriedades do pó e modificarmos os métodos de prensagem deste material (Yamashita, Nagayama & Tsukuma, 2008; Yamashita & Tsukuma, 2011).

Como já foi referido anteriormente a zircónia tem diversas aplicações clínicas, contudo com este estudo pretende-se avaliar a translucidez de duas zircónias: a monolítica ultra translúcida - Bloomden W00098014UT (Bloomden Bioceramics, Changsha, China) e a *multilayer* super translúcida - Bloomden W00098016ST-ML-A2 (Bloomden

Bioceramics, Changsha, China), de modo a comparar os valores obtidos e aferir se estas poderão ser uma opção para restaurações estéticas no setor anterior. A translucidez destas zircónias foi avaliada através do espectrofotómetro SpectroShade™ Micro (MHT S.p.A., Arbizzano di Negar, Itália) que através dos valores de L^* , a^* e b^* permitiu calcular a relação de contraste (CR) e o parâmetro de translucidez (TP), uma vez que são as fórmulas mais usadas nos estudos feitos anteriormente. Assim, podem avaliar-se os resultados de estudos que calcularam a translucidez através da relação de contraste, bem como com o parâmetro de translucidez. Quanto mais aproximado de 0 for o valor da relação de contraste maior é a translucidez do material e quanto mais alto for o valor do parâmetro de translucidez maior é a translucidez do material (Barizon et al., 2013).

A fresagem das amostras, nomeadamente na zircónia *multilayer* ST que apresenta diferentes camadas ao longo do disco, foi realizada de modo a incluir todas as camadas no paralelepípedo. Deste modo, os valores de translucidez obtidos são resultantes de uma média da translucidez das diferentes camadas, uma vez que não se encontrou diferenças significativas entre estas.

O presente estudo rejeita as hipóteses nulas de que não se verificam diferenças de translucidez entre diferentes tipos e espessuras de zircónias, uma vez que se verificaram diferenças significativas nas médias dos valores de TP e de CR calculados para os diferentes grupos de zircónia monolítica e *multilayer* ($p < 0.001$), nas diferentes espessuras ($p < 0.001$) e na interação do material com a espessura ($p < 0.001$).

Heffernan et al. (2002), concluíram que os valores de translucidez variam consoante o tipo de material restaurador, devido às diferentes composições cristalinas (Heffernan et al., 2002a). Os resultados do presente estudo também confirmam que há diferenças significativas ($p < 0.001$) na translucidez entre os dois tipos de zircónias analisadas. Além disso, verifica-se que há um aumento da translucidez com a diminuição da espessura do material.

Os valores de TP apresentam diferenças significativas entre as diferentes espessuras analisadas ($p < 0.001$), sendo que a zircónia *multilayer* ST apresenta valores entre 9.997 a 18.624 e a zircónia monolítica UT entre 14.092 a 26.666. Os valores de TP para 1 mm de espessura de esmalte e de dentina dos dentes naturais medidos através do espectrofotómetro CM-3500d (Minolta, Osaka, Japan) é de 18.7 e 16.4, respetivamente (Yu, Ahn, & Lee, 2009). Estudos anteriores mediram a translucidez através do espectrofotómetro Crystaleye (Olympus Corp, Tokyo, Japan) de outros tipos de zircónias: Cercon Base (Degudent GmbH, Hanau, Alemanha), Zenotec Zr Bridge (Wieland dental,

Pforzheim, Alemanha), Lava Standard (3M ESPE, Seefeld, Áustria), Lava Standard FS3 (3M ESPE, Seefeld, Áustria) e Lava Plus High Translucency (3M ESPE, Seefeld, Áustria) que apresentaram valores de TP entre 5.5 e 13.5 para 1 mm de espessura de material (Wang et al., 2013). Segundo Chen et al. (2008), valores de TP abaixo de 2 devem ser considerados como materiais que não apresentam translucidez, correspondendo por isso a materiais opacos (Chen, Smales, Yip, & Sung 2008). As zircónias analisadas a 1 mm de espessura no presente estudo apresentaram valores de TP de 14.986 na zircónia *multilayer* ST e de 19.246 na zircónia monolítica UT. O que significa que os valores de TP a 1 mm de espessura da zircónia *multilayer* ST são inferiores aos valores apresentados pelo esmalte e pela dentina e que os valores de zircónia monolítica UT são superiores. Contudo, ambos os materiais apresentam valores de TP compatíveis com os valores apresentados pelos dentes naturais.

Pode portanto supor-se que a zircónia monolítica UT ao apresentar maiores valores de TP poderá ser usada com menor espessura oclusal, isto é, com menor desgaste da estrutura dentária alcançando excelentes resultados ao nível da translucidez da restauração. Sendo que 1 mm é a espessura mínima sugerida para restaurações indiretas em zircónia na face oclusal, enquanto que por exemplo as restaurações em dissilicato de lítio requerem no mínimo 1.5 a 2 mm de espessura na face oclusal para resistirem às forças mecânicas (Harada et al., 2016). Portanto quando comparamos a translucidez destes dois materiais não os deveremos comparar a 1 mm de espessura, uma vez que, na prática clínica o dissilicato de lítio não pode ser usado a esta espessura na face oclusal, devido à menor resistência mecânica que apresenta em comparação com a zircónia (Harada et al., 2016).

Os valores de CR apresentam diferenças significativas entre as diferentes espessuras analisadas ($p < 0.001$), sendo que a zircónia *multilayer* ST apresenta valores entre 0.804 e 0.905 e a zircónia monolítica UT entre 0.718 e 0.862. Estes valores traduzem a mesma conclusão que foi retirada através da análise dos valores de TP, isto é, a zircónia monolítica UT apresenta maior translucidez do que a zircónia *multilayer* ST. Num estudo feito por Heffernan et al. (2002), concluiu através do espectrofotómetro Lambda20 (Perkin-Elmer Corp., Norwalk, Connecticut) que a zircónia In-Ceram Zirconia (VITA, Bad Säckingen, Alemanha) apresenta um valor de CR similar às restaurações metálicas (Heffernan et al., 2002b). Este material foi desenvolvido para eliminar o metal das restaurações fixas devido à crescente exigência estética dos pacientes e dos médicos dentistas, assim como eliminar as reações alérgicas e tóxicas que existem a certas ligas

metálicas. Por este facto esta zircónia não pode ser usada em restaurações estéticas uma vez que é totalmente opaca. Outro estudo feito por Vichi et al. (2016), avaliou duas zircónias que a 1 mm de espessura apresentaram valores de CR de 0.78 para a zircónia IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) e 0.89 para a zircónia Sirona InCoris AL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), através do espectrofotómetro PSD1000 (OceanOptics, Flórida, USA) (Vichi, Sedda, Fabian Fonzar, Carrabba, & Ferrari, 2016). Na presente investigação os valores de CR obtidos para 1 mm de espessura de material foram de 0.853 para a zircónia *multilayer* ST e de 0.798 para a zircónia monolítica UT. Liu et al. (2010), concluiu no seu estudo que diferenças iguais ou superiores a 0.07 nos valores de CR são percecionadas clinicamente pelo olho humano (Liu et al., 2010).

Como limitações do estudo podemos referir o tamanho da amostra que é relativamente pequeno, apenas constituído por 5 espécimes, por cada grupo. O facto dos espécimes não terem sido polidos poderá ter sido um fator que influenciou a translucidez das amostras. Os dois grupos de zircónias foram medidos através do espectrofotómetro em dias diferentes pelo que a luz natural presente poderá não ter sido exatamente a mesma devido às condições atmosféricas. E por fim, o facto de não haver um protocolo acerca dos critérios específicos para medir a translucidez de um material. Como por exemplo o número de medições que deve ser feito por cada espécime, o tamanho da janela de medição e as diferentes fórmulas usadas para calcular a translucidez tornam difícil de comparar os valores obtidos nos diversos estudos.

Como sugestões para estudos futuros seria interessante aumentar o número de espécimes e incluir mais tipos de zircónias com diferentes marcas comerciais para verificar se há diferenças na translucidez. Assim como analisar outras propriedades óticas como a fluorescência e a opalescência dos espécimes. Poder-se-ia ainda cimentar os espécimes de zircónia em dentes naturais e verificar as possíveis alterações na translucidez.

VII – Conclusões

O presente estudo avaliou a translucidez de uma zircónia monolítica UT (Bloomben W00098014UT) e de uma zircónia *multilayer* ST (Bloomben W00098016ST- ML-A2) a diferentes espessuras (0.5, 1.0, 1.5, 2.0 mm). Tendo em conta as limitações deste estudo, retiram-se as seguintes conclusões:

- A zircónia monolítica UT apresenta uma translucidez superior à zircónia *multilayer* ST;
- O aumento da espessura do material provoca uma diminuição da translucidez tanto na zircónia monolítica como na *multilayer*;
- A translucidez é afetada tanto pelo tipo de zircónia como pela espessura apresentada.

Bibliografia

VIII – Bibliografia

Akar, G., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşçıoğlu, G., & Özcan, M. (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 314-21. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.033>.

Anderson, K., Behrents, R., McKinney, T., & Buschan, P. (2005). Tooth shape preferences in an esthetic smile. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(4), 458-65. Doi:10.1016/j.ajodo.2004.07.045.

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. *The journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 534-40. Doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.003.

Barizon, K., Bergeron, C., Vargas, M., Qian, F., Cobb, D., Gratton, D., & Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401. Doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.008.

Berksun, S., Hasanreisioğlu, U., Gökdeniz, B. (2002). Computer-based evaluation of gender identification and morphologic classification of tooth face and arch forms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 578-84. Doi: <http://dx.doi.org/10.1067/mpr.2002.129381>.

Bona, A., Pecho, O., & Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a Dental Material. *Materials*, 8(8), 4978-4991. Doi:10.3390/ma8084978.

Brodbelt, R., O'Brien, W., & Fan, P. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59(1), 70-5. Doi: <https://doi.org/10.1177/00220345800590011101>.

Carames, J., Tovar Suinaga, L., Yu, Y., Pérez, A., & Kang, M. (2015). Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1-7. Doi: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/392496>.

Carrabba, M., Keeling, A., 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(1), 70-76. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>.

Cattani-Lorente, M., Scherrer, S., Ammann, P., Jobin, M., & Wiskott, H. (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia*, 7(2), 858-65. Doi: [10.1016/j.actbio.2010.09.020](http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2010.09.020).

Chen, Y., Moussi J., Drury J., & Wataha J. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*, 13(10), 945-963. Doi: [10.1080/17434440.2016.1230017](http://dx.doi.org/10.1080/17434440.2016.1230017).

Chen, Y., Smales, R., Yip, K., & Sung, W. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24(11), 1506-11. Doi: [10.1016/j.dental.2008.03.010](http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.010).

Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*, 27(4), 535-43. Doi: [10.1016/j.biomaterials.2005.07.034](http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034).

Chu, S., Paravina, R., Sailer, I., & Mielezsko, A. (2017). *Color in Dentistry: A Clinical Guide to Predictable Esthetics*. Hanover Park, USA. Quintessence publishing USA.

Chu, S., Trushkowsky, R., & Paravina, R. (2010). Dental Color Matching Instruments and Systems. Review of Clinical and Research Aspects. *Journal of Dentistry*, 38(2), e2–16. Doi: [10.1016/j.jdent.2010.07.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001).

Denry I., & Kelly J. (2008). State of the art of zirconia dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307. Doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007.

Denry, I., & Kelly, J. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-42. Doi: 10.1177/0022034514553627.

Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., & Kern, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*, 30(12), 419-24. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.003>.

Ferraris, F., Diamantopoulou, S., Acunzo, R., & Alcidi, 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. PMID: 25126618.

Fondriest, J. (2012). The optical characteristics of natural teeth. *Inside dentistry*.

Gómez-Polo, C., Portillo Muñoz, M., Lorenzo Luengo, M., Vicente, P., Galindo, P., & Martín Casado, A. (2016). Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 482-8. Doi: 10.1016/j.prosdent.2015.07.013.

Gurrea, J., Gurrea, M., Bruguera, A., Sampaio, C., Janal, M., Bonfante, E., Coelho, P., & Hirata, R. (2016). Evaluation of Dental Shade Guide Variability Using Cross-Polarized Photography. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 36(5), e76-81. Doi: 10.11607/prd.2700.

Harada, K., Raigrodski, A., Chung, K., Flinn, B., Dogan, S., & Mancl, L. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 257-63. Doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019.

Heffernan, M., Aquilino, S., Diaz-Arnold, A., Haselton, D., Stanford, C., & Vargas, M. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9. PMID: 12239472.

Heffernan, M., Aquilino, S., Diaz-Arnold, A., Haselton, D., Stanford, C., & Vargas, M. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-5. PMID: 12239473.

Heymann, H. O., Swift, E. J., & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's art and science of operative dentistry (6^a ed.)*. Canadá: Elsevier.

Hilton, T., Ferracane, J., & Broome, J. (2013). *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry (4^a ed.)*. Illinois: Quintessence Books.

Hussain, A., Louca, C., Leung, A., & Sharma, P. (2016). The influence of varying maxillary incisor shape on perceived smile aesthetics. *Journal of Dentistry*, 50, 12-20. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2016.04.004>.

Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 114-21. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.08.013>.

Jágr, M., Eckhardt, A., Pataridis, S., Broukal, Z., Dusková, J., & Miksík, I. (2014). Proteomics of human teeth and saliva. *Physiological Research*, 63(1), 141-54. PMID: 24564654.

Johnston, W.M., Ma, T., & Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International Journal of prosthodontics*, 8(1), 79-86. PMID: 7710631.

Jung, Y., Yonil, D., Kim, Y., & Jun, Y. (2017). Non-pre-colored multi-layer zirconia dental blank that has a gradual change in translucency through a thickness after sintering. United States.

Kim, H., & Kim, S. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55(1), 75-81. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.001>.

Kim, H., Kim, S., Lee J., & Ha, S. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773-9. Doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.020.

Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193–9. Doi: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60028-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60028-7).

Klimke, J., Trunec, M., & Krell, A. (2011). Transparent Tetragonal Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850-1858. Doi: 10.1111/j.1551-2916.2010.04322.x.

Lameira, D., Buarque e Silva, W., Andrade e Silva, F., & De Souza, G. (2015). Fracture Strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed Research international*, 2015, 1-7. Doi: 10.1155/2015/418641.

Lee, Y. (2015). Fluorescence properties of human teeth and dental calculus for clinical applications. *Journal of biomedical optics*, 20(4), 040901-1–040901-8. Doi: 10.1117/1.JBO.20.4.040901.

Liu, M., Aquilino, S., Lund, P., Vargas, M., Diaz-Arnold, A., Gratton, D., & Qian, F. (2010) Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *The Journal of Prosthodontics*, 19(3), 187-93. Doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00542.x.

Madfa, A., Al-Sanabani, F., Al-Qudami, N., Al-Sanabani, J., & Amran, A. (2014). Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal*, 5, 1-9. Doi: 10.2174/1876502501405010001.

Magne P., & Belser, U. (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach*. Berlin: Quintessence books.

Mahn, E., Walls, S., Jorquera, G., Valdés, A., Val, A., & Sampaio, C. (2018). Prevalence of tooth forms and their gender correlation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(1), 45-50. Doi: 10.1111/jerd.12341.

Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., & Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-652. Doi: <https://doi.org/10.1080/13102818.2016.1177470>.

Menani, L., Farhat, I., Tiozzi, R., Ribeiro, R., & Guastaldi, A. (2014). Effect of surface treatment on the bond strength between yttria partially stabilized zirconia ceramics and resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 357-64. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.025>.

Mescher, A.L., (2013). *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas*, 13^a Edição, pp 294-298, The McGraw-Hill Companies, Inc. ISBN-13: 978-0071780339.

MHT. SpectroShade Micro User's Manual Dental Software Version 2.40.

Nanci, A. (2013). *Structure of the Oral Tissues*. In *Ten Cate's Oral Histology* (8th ed.). St. Louis: Elsevier.

Özcan, M., & Bernasconi, M. (2015). Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The journal of adhesive dentistry*, 17(1), 7-26. Doi: 10.3290/j.jad.a33525.

Paravina, R., Ghinea, R., Herrera, L., Bona, A., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Perez Mdel, M. (2015). Color Difference Thresholds in Dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(1), 1-9. Doi: 10.1111/jerd.12149.

Pecho, O., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M., & Della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental materials*, 32(1), 82-92. Doi: 10.1016/j.dental.2015.10.015.

Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F., & Valandro, L. (2015). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 151-163. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.017>.

Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. PMID:9916767.

Pires L., Novais P., Araújo V., & Pegoraro L. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144-149. Doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.003.

Powers, J., Dennison J., & Lepeak, P. (1978). Parameters that affect the color of direct restorative resins. *Journal of dental research*, 57(9-10), 876-80. Doi: 0.1177/00220345780570090701.

Science Learning Hub. (2012). Reflection of light. Disponível em <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/48-reflection-of-light> .

Science Learning Hub. (2012). Refraction of light. Disponível em <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/49-refraction-of-light>.

Sedda, M., Vichi, M., Carrabba, M., Capperucci, A., Louca, C., & Ferrari, M. (2015). Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *The journal of*

prosthetic dentistry, 114(1), 98-102.
Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.001>.

Shahmiri, R., Standard, O., Hart, J., & Sorrell, C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.009>.

Shamseddine, L., & Majzoub, Z. (2017). Relative Translucency of a Multilayered Ultratranslucent Zirconia Material. *The Journal of Contemporary dental practice*, 18(12), 1099-1106. PMID: 29208782.

Shiraishi T., & Watanabe, I. (2016). Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dental materials*, 32(5), 660-7. Doi: 10.1016/j.dental.2016.02.004.

SpectroShade | Clon3D (2018, Maio, 10). Disponível em http://www.clon3d.com/?page_id=6864.

Stober, T., Bermejo, J., Rammelsberg, P., & Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral rehabilitation*, 41(4), 314-22. Doi: 10.1111/joor.12139.

Sulaiman, T., Abdulmajeed, A., Donovan, T., Ritter, A., Vallittu, P., Närhi, T., & Lassila, L. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials*, 31(10), 1180-7. Doi:10.1016/j.dental.2015.06.016.

Sulaiman, T., Abdulmajeed, A., Donovan, T., Vallittu, P., Närhi, T., & Lassila, L. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, 34(5), 605–10. Doi:10.4012/dmj.2015-054.

Thompson, J., Stoner, B., Piascik, J., & Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?. *Dental materials*, 27(1), 71-82. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.022>.

Tuncel, I., Eroglu, E., Sari, T., & Usumez, A. (2013). The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *The Journal of advanced prosthodontic*, 5(4), 448-51. Doi: 10.4047/jap.2013.5.4.448.

Ueda, K., Güth, J., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental material journal*, 34(3), 310-4. Doi: 10.4012/dmj.2014-238.

Vichi, A., Carrabba M., Paravina, R., & Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-31. Doi: 10.1111/jerd.12105.

Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., & Ferrari, M. (2016). Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), S32-9. Doi: 10.1111/jerd.12172.

Villarroel, M., Fahl, N., De Sousa, A., & De Oliveira, O. (2011). Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(2), 73-87. Doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00392.x.

Villate, J. (2013). Eletricidade, magnetismo e circuitos. Disponível em file:///C:/Users/filip/Downloads/Villate_livro_6.pdf.

Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14-20. Doi: 10.1016/S0022-3913(13)60333-9.

Wee, A., Lindsey, D., Shroyer, K., & Johnston, W. (2007). Use of porcelain color discrimination test evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 101-9. Doi: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60043-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60043-2).

West, N. X., & Joiner, A. (2014). Enamel mineral loss. *Journal of Dentistry*, 42, S2–11. Doi: 10.1016/S0300-5712(14)50002-4.

Wille, S., Zumstrull, P., Kaidas, V., Jessen, L., & Kern, M. (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: phase transformation and flexural strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 171-175. Doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.09.010.

Yamashita, I., Nagayama, H., & Tsukuma, K. (2008). Transmission Properties of Translucent Polycrystalline Alumina. *Journal of the American Ceramic Society*, 91(8), 2611-2616. Doi: <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2008.02527.x>.

Yamashita, I., & Tsukuma, K. (2011). Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 119(2), 133-135. Doi: <https://doi.org/10.2109/jcersj2.119.133>

Yu, B., Ahn, J., & Lee, K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64. Doi: 10.1080/00016350802577818.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*, 30(10), 1195–203. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>.

Zhang, Y., Sailer, I., & Lawn, B. (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(12), 1135-47. Doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.

IX – Anexos

Material	L_w	a_w	b_w	L_b	a_b	b_b	TP	CR
ML 0,5	88,8	-2,1	13	71,2	-2,3	6,9	18,6282	0,801802
	88,4	-2	12,6	71	-2,2	6,8	18,3423	0,803167
	87,6	-1,6	16	70,8	-2	8,7	18,32184	0,808219
	86,3	-1,7	16,4	69,8	-2,3	9,8	17,78117	0,808806
	87	-1,6	17,8	70,6	-2,4	10	18,17801	0,811494
	85,5	-1,7	17,4	69,6	-2,3	9,9	17,59034	0,814035
ML 0,5	90,8	-2,2	11,4	72,4	-2,2	5,7	19,26266	0,797357
	90,4	-1,9	11,5	72,2	-2	5,8	19,07197	0,798673
	89,2	-1,7	14,3	71,7	-2	7,7	18,70561	0,803812
	87	-1,8	15,6	70,2	-2,2	7,8	18,52674	0,806897
	87,8	-1,9	16	70,4	-2,4	8,8	18,83746	0,801822
	87,5	-1,8	15,9	70,5	-2,2	8,8	18,42743	0,805714
ML 0,5	90,5	-2,2	11,8	72,4	-2,4	6,5	18,86107	0,8
	90,2	-2	12,2	72,2	-2,1	6,4	18,91164	0,800443
	88,9	-1,4	15,6	71,9	-2	8,4	18,4716	0,808774
	88,1	-1,6	15,6	71,5	-2,1	8,3	18,14111	0,811578
	88,7	-1,7	16,1	71,5	-2,3	9	18,61746	0,806088
	88	-1,9	16,5	71	-2,4	9,2	18,50784	0,806818
ML 0,5	90,7	-2	11,6	72	-2,2	5,6	19,64001	0,793826
	90,1	-1,8	11,5	71,9	-2,1	5,6	19,13479	0,798002
	89	-1,5	15,6	71,5	-2	8,1	19,046	0,803371
	88,4	-1,7	15	70,7	-2,3	9,1	18,66708	0,799774
	88,3	-1,7	16,4	71,2	-2,1	9,2	18,55829	0,806342
	88,7	-1,6	16,4	71,3	-2,1	9,6	18,68823	0,803833
ML 0,5	90,9	-2,1	12,2	72,6	-2,2	6,1	19,29015	0,79868
	90,3	-1,9	11,7	72,4	-2,1	6,1	18,7566	0,801772
	89,7	-1,7	14,2	72,5	-2	7,3	18,53483	0,80825
	88,9	-1,5	14,5	71,9	-2	8,4	18,0682	0,808774
	89	-1,9	15,7	71,6	-2,4	8,5	18,83746	0,804494
	88,2	-1,8	15,5	71,2	-2,3	8,7	18,31639	0,807256
ML 1,0	86,5	-2,1	16,3	73,1	-2,8	8,7	15,42109	0,845087
	86,2	-1,9	14,8	71,4	-2,6	8,8	15,98531	0,828306
	84,4	-0,9	18,9	71,8	-2,4	10,3	15,32873	0,850711
	83,6	-0,5	19,8	72,8	-2,2	11,3	13,84847	0,870813
	84,7	-0,9	21,4	72,7	-2,4	12,7	14,89765	0,858323
	84,1	-1,1	20,8	72,2	-2,4	12,4	14,62395	0,858502
ML 1,0	86,6	-1,9	16,7	73,6	-2,8	9,1	15,08542	0,849885
	85	-1,7	16,2	72	-2,5	9	14,8822	0,847059
	82,8	-0,8	19,1	70,5	-2,3	10,4	15,14034	0,851449
	82,6	-0,5	19,8	70,5	-2,2	11,4	14,82768	0,853511
	83,3	-0,3	21,9	72,3	-2,1	13	14,26359	0,867947

Anexos

	82,9	-0,8	21,2	71,5	-2,4	12,4	14,49	0,862485
ML 1,0	86,8	-1,9	16,1	73,1	-2,6	8,7	15,58653	0,842166
	85,7	-1,6	16,3	72,7	-2,4	8,9	14,97999	0,848308
	83,7	-0,6	19,9	71,9	-2,1	11,2	14,73703	0,85902
	82,1	-0,1	21,1	71,3	-2	12,8	13,75282	0,868453
	82,4	-0,3	21,6	70,5	-2,2	12,3	15,22202	0,855583
	82,3	-0,7	21,2	71,1	-2,4	12,8	14,10284	0,863913
ML 1,0	87,4	-2	16,1	73,2	-2,6	9	15,88742	0,837529
	88,2	-1,9	15,4	73,7	-2,5	9,1	15,82087	0,835601
	86,2	-1,1	19,7	72,9	-2,3	11,1	15,88364	0,845708
	83,7	-0,5	21,5	72,4	-2,3	12,1	14,80844	0,864994
	83,9	-1,1	21,1	71,5	-2,4	12,5	15,14629	0,852205
	83	-0,7	21,4	71,1	-2,3	12,9	14,71122	0,856627
ML 1,0	86,8	-2	16,2	72,8	-2,8	8,6	15,94992	0,83871
	85,6	-1,7	16,5	71,3	-2,4	9,3	16,0256	0,832944
	84,2	-0,8	19,9	72,2	-2,3	11,1	14,95627	0,857482
	82,9	-0,3	20,9	71,9	-2,1	12	14,26359	0,86731
	84,1	-0,7	20,4	71,9	-2,2	13	14,34747	0,854935
	83,3	-1	21,1	71,6	-2,4	12,5	14,58801	0,859544
ML 1,5	85	-1,4	18,1	73,1	-2,8	10	14,46306	0,86
	83,9	-1,5	17,2	73,4	-2,7	10,3	12,62141	0,874851
	82,1	0,1	21,5	72,8	-2,1	13,2	12,6578	0,886724
	79,5	-0,4	19	69,6	-2	11,3	12,64358	0,875472
	80,3	0,2	22,7	71,1	-2	14,4	12,58451	0,88543
	80	0,1	22,2	71,4	-2	14,3	11,86507	0,8925
ML 1,5	84,5	-1,7	15	73,5	-2,8	9,5	12,34747	0,869822
	85,4	-1,5	16,7	75,3	-2,7	10,2	12,07063	0,881733
	82,8	0	20,4	74,6	-2,1	12,4	11,64689	0,900966
	79,6	-0,2	17,9	72	-2	11,3	10,22546	0,904523
	79,5	-0,1	20,3	70,6	-2,3	12,6	11,97247	0,88805
	79,4	0,6	21,5	71,7	-1,7	14,2	10,8568	0,903023
ML 1,5	81	-1,3	16,1	69,8	-2,4	10	12,80078	0,861728
	83,4	-1,7	16	73,8	-2,7	9,4	11,69273	0,884892
	80,7	0	20,9	72,3	-2	12,7	11,90798	0,895911
	80	-0,6	18,6	71,2	-2,3	11,1	11,68674	0,89
	78,4	-0,4	20,5	68,8	-2,2	12,8	12,43744	0,877551
	78,2	0,4	21,6	70,4	-1,8	14	11,11036	0,900256
ML 1,5	81,8	-1,4	17,5	72,2	-2,6	9,8	12,36487	0,882641
	84	-1,6	16,7	73,5	-2,8	9,4	12,84445	0,875
	79,6	0,3	20,8	71	-1,8	13,2	11,66748	0,89196
	79,9	-0,5	18,3	70,8	-2,2	10,8	11,91428	0,886108
	80	-0,6	20,1	70,1	-2,3	12,2	12,77928	0,87625
	79,7	0,2	21,9	71,9	-2	14,3	11,11036	0,902133
ML 1,5	84	-1,6	16,6	73,1	-2,6	10,4	12,57975	0,870238
	82,6	-1,6	15,9	71,8	-2,5	9,5	12,5861	0,869249

Translucidez de diferentes zircónias

	80	0,2	20,8	71	-1,8	13	12,07642	0,8875
	78,7	-0,4	17,9	70	-2,1	10,4	11,61163	0,889454
	79,4	0	21,3	70,7	-2,1	13,4	11,93776	0,890428
	78,9	0,2	21,8	71,1	-2	14,2	11,11036	0,901141
ML 2	80,3	-1,1	17	71,9	-2,5	10,5	10,71308	0,895392
	79,7	-1,2	16,3	72,7	-2,7	10,6	9,150956	0,912171
	78,2	0,6	19,7	71,5	-1,6	13,3	9,52313	0,914322
	76,3	-0,1	17,3	70	-2,1	11,1	9,06256	0,917431
	76,8	0,3	20,6	69,4	-1,9	14	10,15677	0,903646
	76,8	0,5	21,2	70,6	-1,7	14,9	9,108787	0,919271
ML 2	81,9	-1,1	17,8	73,8	-2,7	11,2	10,57024	0,901099
	79,3	-0,9	17,4	72,6	-2,6	11,3	9,219002	0,915511
	78,3	0	18,8	71,1	-2,1	12,2	9,990495	0,908046
	77,5	0,5	20,4	72	-1,9	14,1	8,700575	0,929032
	76,8	0,6	22,3	70,8	-1,7	15,7	9,211406	0,921875
	76,3	0,1	20,5	69,8	-1,9	14,7	8,938121	0,91481
ML 2	79,3	-1,2	16,7	71	-2,7	10	10,77172	0,895334
	80,7	-1,6	17	73	-2,9	10,8	9,970958	0,904585
	75,2	0,2	19,3	66,9	-1,9	13,1	10,57071	0,889628
	73,9	0	18	67,2	-1,9	11,7	9,390953	0,909337
	76,8	-0,3	19,8	68,7	-2,2	14	10,14199	0,894531
	77,2	0	21,5	70,1	-1,9	15,1	9,745768	0,908031
ML 2	80,4	-1,2	17,2	72,5	-2,7	10,7	10,33973	0,901741
	80,5	-1,1	17,3	72,6	-2,5	10,9	10,26304	0,901863
	76,3	0,5	20,9	68,5	-1,7	13,6	10,90734	0,897772
	75,2	0	17,7	67,4	-1,8	12,1	9,76934	0,896277
	77,7	0	20,8	69,1	-1,9	14,3	10,94623	0,889318
	76,9	0,4	21,7	70,2	-1,7	15,4	9,433451	0,912874
ML 2	80,4	-1,1	17	71,1	-2,7	10,4	11,51564	0,884328
	80,2	-1,2	16,6	71,6	-2,6	10,3	10,75221	0,892768
	75,3	0,5	19,7	68	-1,7	13,9	9,579666	0,903054
	74	0,3	18	67,6	-2	11,8	9,202717	0,913514
	76,3	0,3	20,7	68,7	-1,9	14,3	10,17644	0,900393
	76,4	0,7	21,9	69,5	-1,6	15,5	9,688137	0,909686

Material	L _w	a _w	b _w	L _b	a _b	b _b	TP	CR
UT 0,5	87,9	-2,3	12,5	62,2	-3,7	3,1	27,40091	0,707622
	87,6	-2,3	12,2	62,1	-3,9	2,5	27,32947	0,708904
	88,9	-2,3	13,8	63,7	-3,7	3,4	27,29762	0,716535
	88,4	-2,5	13,1	63,4	-3,8	2,8	27,06991	0,717195
	88,8	-2,2	12,5	63,3	-3,7	2,7	27,35946	0,712838
	88,7	-2,5	12,4	63,5	-3,9	2,4	27,14774	0,715896
UT 0,5	87	-2,1	12,9	62,2	-3,5	3,8	26,45392	0,714943
	85,6	-2,1	13,1	60,9	-3,5	3,4	26,57329	0,711449
	87,5	-2	14,2	63,2	-3,4	4,2	26,31444	0,722286

Anexos

	86,4	-2,2	14,2	62,3	-3,5	4,5	26,01134	0,721065
	87,4	-2,1	13,3	62,3	-3,6	3,6	26,95088	0,712815
	86,2	-2,2	13	61,8	-3,6	3,6	26,18549	0,716937
UT 0,5	88,5	-2,2	12,2	62,9	-3,6	3	27,23894	0,710734
	87,5	-2,2	12,1	62,4	-3,6	3	26,73537	0,713143
	89,1	-2,2	13,7	64,3	-3,6	3,9	26,70281	0,721661
	88,1	-2,2	13,1	63,4	-3,6	3,1	26,68427	0,719637
	88,3	-2,2	12,5	62,8	-3,8	3	27,25913	0,711212
	88,8	-2,3	12,2	63,4	-3,7	2,6	27,1897	0,713964
UT 0,5	87,9	-2,2	12,7	63	-3,6	3,6	26,54769	0,716724
	88,9	-2,1	12,6	64,9	-3,7	3,2	25,82479	0,730034
	88,4	-2,1	14,6	65,1	-3,6	4	25,64176	0,736425
	89	-2,3	13,5	63,5	-3,6	3,5	27,42152	0,713483
	88,9	-2,2	13,3	64,2	-3,7	3,5	26,61541	0,72216
	87,3	-2,4	12,7	63,5	-3,6	3,3	25,61718	0,727377
UT 0,5	89,2	-2,1	13,5	64,1	-3,5	3,7	26,98166	0,71861
	88,2	-2,1	13,2	64,4	-3,5	4	25,55465	0,730159
	89	-2	14,5	64,3	-3,5	4,7	26,61541	0,722472
	88,8	-2,3	14	64,3	-3,5	4,5	26,30475	0,724099
	88,2	-2,2	13,2	63,3	-3,6	3,8	26,65202	0,717687
	86,7	-2,3	13,2	62,3	-3,7	3,5	26,29468	0,71857
UT 1	88,3	-2,2	17,5	70,4	-3,5	9	19,85825	0,797282
	86,9	-2,2	16,8	69,6	-3,4	8,4	19,26889	0,800921
	88,9	-1,9	18,8	71,3	-3,2	9,4	19,99525	0,802025
	87,3	-2,1	18	69,7	-3,3	8,8	19,89573	0,798396
	88,1	-2,1	17,3	70,2	-3,3	8,7	19,89497	0,796822
	86,9	-2,3	16,9	69,3	-3,4	8,5	19,53279	0,797468
UT 1	84	-1,8	17,9	66,3	-3	9,3	19,71522	0,789286
	84	-2,1	17,2	67	-3,2	9,3	18,77818	0,797619
	84,8	-1,7	19,5	68,2	-2,9	10,7	18,82658	0,804245
	83,8	-1,8	18,3	67,4	-3,1	9,8	18,51756	0,804296
	84,1	-1,8	17,9	67,1	-3,1	9,7	18,91904	0,79786
	83,8	-2	17,9	66,9	-3,2	9,6	18,86637	0,798329
UT 1	85,2	-2	17,5	67,1	-3,3	8,8	20,12436	0,787559
	83,7	-1,9	16,9	66,9	-3,2	8,6	18,7835	0,799283
	84,6	-1,7	19,1	68	-3	10,2	18,88015	0,803783
	84,1	-1,8	18,7	67,5	-3,1	9,9	18,83322	0,802616
	85,6	-1,8	16,9	68	-3,2	8,8	19,42498	0,794393
	84,6	-2,1	17,3	66,8	-3,3	9	19,67664	0,789598
UT 1	84,8	-1,8	17,7	67,5	-3,2	9,5	19,19609	0,795991
	84,2	-2,1	17,7	67,7	-3,3	9,2	18,59946	0,804038
	85,5	-1,7	19,1	68,8	-2,9	10,4	18,86849	0,804678
	85,1	-1,9	18,3	68,6	-3,1	9,8	18,59946	0,80611
	86	-1,9	17,4	68,8	-3,2	9,2	19,09895	0,8
	87	-2,2	17,1	69,7	-3,4	8,8	19,2255	0,801149

Translucidez de diferentes zircónias

UT 1	86	-2	17,4	68,5	-3,3	9,1	19,41211	0,796512
	82,6	-1,9	17,8	65,5	-3	9,4	19,0835	0,792978
	84,9	-1,7	17,6	66,9	-2,9	9,1	19,94217	0,787986
	86	-1,7	18,6	69,1	-3	9,8	19,09817	0,803488
	85,6	-2	16,9	67,8	-3,1	8,8	19,58724	0,792056
	84,2	-2	17,2	67,1	-3,1	9,3	18,86876	0,796912
UT 1,5	83,5	-1,5	20,6	69,3	-2,8	12,1	16,6006	0,82994
	82	-1,3	21,2	68,7	-2,7	12,3	16,06425	0,837805
	83	-1,2	20,7	68,3	-2,7	11,7	17,30145	0,822892
	81,2	-1,3	19,6	67,1	-2,7	10,9	16,62709	0,826355
	84,2	-1,5	19,5	69,3	-2,9	10,9	17,26065	0,82304
	82,2	-1,6	19,2	67,3	-2,8	10,9	17,09795	0,818735
UT 1,5	83,5	-1,5	19,9	68,2	-2,7	11,2	17,64143	0,816766
	81,6	-1,4	18,5	67,3	-2,6	10,5	16,42955	0,824755
	83,6	-1,2	21,5	69,5	-2,7	11,9	17,12367	0,83134
	81,7	-1,2	21,1	69,1	-2,6	12,2	15,48967	0,845777
	84,4	-1,4	19,7	69,7	-2,8	11,3	16,98853	0,825829
	82,6	-1,5	19,6	68,6	-2,7	11,2	16,37071	0,830508
UT 1,5	84,1	-1,6	18,4	70,1	-3	9,9	16,43807	0,833532
	83,9	-1,3	19,7	70,4	-2,9	10,5	16,41493	0,839094
	83,8	-1,4	19,5	71	-2,9	10,6	15,66206	0,847255
	83,9	-1,5	18,6	70,7	-3	10,6	15,50774	0,84267
	86,3	-1,6	18,1	72,8	-2,8	10,3	15,63746	0,843569
	85,7	-1,4	17,1	69,1	-2,7	9,5	18,30328	0,806301
UT 1,5	83,1	-1,5	19,3	68,9	-3	10,8	16,61746	0,829122
	82,6	-1,7	18,9	67,5	-2,8	10,3	17,41206	0,817191
	84,3	-1,5	19,6	70,6	-3,1	10,4	16,57981	0,837485
	81,9	-1,5	19,5	68,5	-2,9	10,4	16,25823	0,836386
	84,1	-1,5	17,4	70,4	-3	9,9	15,69044	0,837099
	82,8	-1,7	18,3	68,4	-2,8	10,3	16,50969	0,826087
UT 1,5	82,6	-1,3	20,6	69,1	-2,8	12	16,07669	0,836562
	83,1	-1,1	21,1	69,6	-2,7	12,3	16,19413	0,837545
	82,4	-1	20,7	67,9	-2,5	11,6	17,18459	0,824029
	82	-1,2	20,2	68,8	-2,8	11,1	16,11242	0,839024
	84,2	-1,4	19	69,7	-2,8	10,8	16,71676	0,827791
	83,1	-1,5	18,7	69,6	-2,8	10,7	15,74611	0,837545
UT 2	82,3	-1,2	19,8	70,8	-3	11,7	14,18097	0,860267
	80,8	-1,4	18,6	69,6	-2,9	11,2	13,50741	0,861386
	82	-0,9	22	70,7	-2,6	12,9	14,60787	0,862195
	81	-0,8	21,4	70,3	-2,6	12,5	14,03353	0,867901
	81,8	-1,1	19,7	69	-2,7	11,2	15,4483	0,843521
	80,8	-1,3	19,2	69,2	-2,7	11,1	14,21724	0,856436
UT 2	83,4	-1,3	20,8	70,4	-2,9	11,9	15,83572	0,844125
	82	-1,4	19,1	70,6	-2,9	11,3	13,89424	0,860976
	84,1	-0,9	21,7	72,8	-2,9	13,2	14,28076	0,865636

	82,9	-0,9	21,4	72,3	-2,7	12,6	13,89388	0,872135
	82,3	-1	20	69,9	-2,7	11,9	14,90839	0,849332
	82,4	-1,4	18,9	72	-2,9	11,3	12,96804	0,873786
UT 2	82	-1,1	19,8	70,1	-2,8	11,6	14,55129	0,854878
	81,4	-1,4	18,7	69,5	-2,8	10,8	14,352	0,853808
	82,2	-0,7	21,2	71,6	-2,6	12,7	13,71933	0,871046
	80,7	-0,9	21	70,6	-2,6	12,6	13,24613	0,874845
	81,9	-1,1	19,8	70,2	-2,7	11,9	14,20774	0,857143
	81,1	-1,3	19,1	69,7	-2,8	11,5	13,78296	0,859433
UT 2	84,7	-1,3	19,8	73,5	-3	11,9	13,81087	0,867769
	83,4	-1,3	18,6	73	-2,9	11,3	12,80664	0,8753
	84,3	-1	21,1	73,7	-2,7	12,5	13,75536	0,874259
	84,6	-1	20,5	73,1	-2,7	12,6	14,05525	0,864066
	84,2	-1,2	20,2	72,4	-2,7	11,6	14,67822	0,859857
	82,1	-1,3	19,5	72	-2,8	12,1	12,61031	0,876979
UT 2	82,2	-1,1	19,7	70	-2,9	11,3	14,92113	0,851582
	81,7	-1,4	18,5	70,2	-2,9	10,8	13,92085	0,859241
	81,5	-0,6	21,1	69,6	-2,5	12,2	14,98099	0,853988
	79,9	-0,8	19,7	68,2	-2,6	11,3	14,51516	0,853567
	83,6	-1,2	19,8	72,3	-2,8	11,9	13,8802	0,864833
	81,6	-1,1	19,8	71,1	-2,7	12	13,17763	0,871324

Composição química e características físicas da zircónia Bloomden W00098016ST-ML-A2 (retirado de http://www.bloomden.com/product_show/176.html, acessido a 18 de maio de 2018):

Componentes	ST Multilayer
Pó de zircónia	≥98%
CeO2	<0.5%
Fe2O3	<0.5%
Er2O3	<0,5%
Outros óxidos	<0.15

Valores retirados de http://www.bloomden.com/product_show/176.html.

Propriedades	ST Multilayer
Densidade antes da sinterização (g.cm-3)	3,10-3,20
Densidade após sinterização (g.cm-3)	6,08-6,10

Coefficiente de expansão térmica (25-500°C)(K-1)	10,5
Resistência à flexão após sinterização (Mpa)	1150
Conteúdo da fase monoclinica na superfície de envelhecimento acelerado	<15%
Transmitância de luz	41%
Solubilidade química após sinterização ($\mu\text{g. cm}^{-2}$)	<100
Citotoxicidade	0
Radioatividade (Bq.g-1)	<0,1
Temperatura de sinterização (°C)	1500-1530

Valores retirados de <http://www.bloomden.com/material.html>.

Composição química e características físicas da zircónia Bloomden W00098014UT (retirado de <http://www.bloomden.com/material.html>, acessido a 18 de maio de 2018):

Componentes	UT
ZrO₂+HfO₂+Y₂O₃	≥99%
Y₂O₃	4,5%-6,0%
Al₂O₃	<0,25%
Outros óxidos	<0,15%

Valores retirados de <http://www.bloomden.com/material.html>.

Propriedades	UT
Densidade antes da sinterização (g.cm-3)	3,10-3,20
Densidade após sinterização (g.cm-3)	6,08-6,10
Coefficiente de expansão térmica (25-500°C)(K-1)	10,5
Resistência à flexão após sinterização (Mpa)	1350

Conteúdo da fase monoclinica na superfície de envelhecimento acelerado	<15%
Transmitância de luz	49%
Solubilidade química após sinterização ($\mu\text{g. cm}^{-2}$)	<100
Citotoxicidade	0
Radioatividade (Bq.g-1)	<0,1
Temperatura de sinterização(°C)	1500-1550

Valores retirados de <http://www.bloomden.com/material.html>.

Estatísticas Descritivas

Variável dependente: Parâmetro de translucidez

Material	Espessura (mm)	Média	Erro Desvio	N
ML	,5	18,6241	,30761	5
	1,0	14,9855	,25586	5
	1,5	12,0725	,46650	5
	2,0	9,9170	,36590	5
	Total	13,8998	3,36813	20
UT	,5	26,6659	,42932	5
	1,0	19,2457	,33485	5
	1,5	16,5352	,21561	5
	2,0	14,0916	,29843	5
	Total	19,1346	4,84677	20
Total	,5	22,6450	4,25300	10
	1,0	17,1156	2,26285	10
	1,5	14,3039	2,37692	10
	2,0	12,0043	2,22260	10
	Total	16,5172	4,89874	40

Estatísticas Descritivas

Variável dependente: Relação de contraste

Material	Espessura (mm)	Média	Erro Desvio	N
ML	,5	,8043	,00277	5
	1,0	,8528	,00302	5
	1,5	,8852	,00433	5
	2,0	,9053	,00701	5
	Total	,8619	,03936	20

Translucidez de diferentes zirconias

UT	,5	,7182	,00474	5
	1,0	,7981	,00270	5
	1,5	,8311	,00357	5
	2,0	,8621	,00448	5
	Total	,8024	,05510	20
Total	,5	,7613	,04553	10
	1,0	,8255	,02896	10
	1,5	,8581	,02877	10
	2,0	,8837	,02344	10
	Total	,8321	,05606	40