



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS

AVALIAÇÃO ESPECTROFOTOMÉTRICA DE DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

ARARAQUARA

2010

**UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

**AVALIAÇÃO ESPECTROFOTOMÉTRICA DE DIFERENTES SISTEMAS
CERÂMICOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

Araraquara
2010

Villarroel Cortés, Milko Javier

Avaliação espectrofotométrica de diferentes sistemas cerâmicos/

Milko Javier Cortés Villarroel.– Araraquara: [s.n.], 2010.

139 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Odontologia

Orientador : Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

1. Cerâmica 2. Materiais dentários 3. Espectrofotometria
4. Estética dentária 5. Espectrofotômetros I. Título

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

AVALIAÇÃO ESPECTROFOTOMÉTRICA DE DIFERENTES SISTEMAS
CERÂMICOS

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

2^o Examinador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

3^o Examinador: Prof. Dr. Edson Alves Campos

4^o Examinador: Prof. Dr. Leonardo Busso

4^o Examinador: Prof. Dr. Roberto Elias Campos

Araraquara, 24 de março de 2010.

DADOS CURRICULARES

Dados Curriculares

| | |
|--------------|--|
| Nascimento | 06 de maio de 1971 |
| Filiação | Carlos Villarroel Gloria Cortes |
| Naturalidade | Arica - Chile |
| 1993-2000 | Curso de Graduação em Odontologia na Faculdade Odontologia da Universidade de Valparaíso – Chile. |
| 2001 | Curso de aperfeiçoamento em Dentística Universidade de Valparaíso |
| 2001-2002 | Curso de aperfeiçoamento em Prótese Universidade de Valparaíso |
| 2002-2004 | Curso de Pós Graduação em Clínica Integrada, nível Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Ponta Grossa –Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa – PR. |
| 2006-2007 | Aperfeiçoamento de Prótese sobre Implantes |
| 2006-2009 | Curso de Pós Graduação em Dentística Restauradora, nível Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Araraquara – SP. |
| Associações | SBOE - Sociedade Brasileira de Odontologia Estética ALODYB - Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales |

DEDICATÓRIA E
AGRADECIMENTOS

DEDICATÓRIA

“A possibilidade de realizar um sonho é o que torna a nossa vida interessante”

Paulo Coelho

*“ Há homens que lutam um dia,
e são bons.
Há outros que lutam um ano,
e são melhores
Há aqueles que lutam muitos anos,
e são muito bons
Porem há os que lutam toda a vida,
esses são os imprescindíveis”*

Bertolt Brech

*A meus pais Gloria (sempre presente) e Carlos pelo exemplo de
superação, educação, dedicação e perseverança;*

*A meus irmãos Haybiz e Carlos, pelo apoio, amparo incondicional e por
acreditar nos sonhos loucos do meu coração;*

*A minha família Cristofer, Milko Nicolas, Carlos Ignacio, a futura “Pulgita”,
Bastian, Carla, Carola e Hely pelo amor e carinho;*

*A Andrea colocar uma palavra é muito pouco para falar de você, neste
último tempo você tem-se transformado na fonte de minha inspiração,
força e amor. Obrigado por acreditar nos meus sonhos, você me faz muito*

feliz

AGRADECIMENTOS

A meu orientador, **Osmir Batista de Oliveira Júnior**, primeiro que tudo muito obrigado pela liberdade concedida para trabalhar e construir meus sonhos, pela amizade, respeito e confiança;

Ao professor **Marcelo Ferrarezi de Andrade** pelas oportunidades dadas durante o curso;

Aos professores de Dentística Restauradora **Marcelo Ferrarezi de Andrade, Maria Salete Machado Candido** (in memorian), **José Roberto Cury Saad, Sizenando de Toledo Porto Neto e Osmir Batista de Oliveira Júnior** pelos ensinamentos transmitidos;

À professora **Maria Salete Machado Candido**, a senhora é uma mestre apaixonada e isso a senhora sabe transmitir a seus alunos. Muito obrigado pelos ensinamentos (in memorian);

À coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoa de Nível Superior – Capes- Brasil, pelo financiamento de minha estada e meus estudos em Araraquara;

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação por toda solicitude e carinho no atendimento a nós alunos;

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora, nas pessoas de **Creuza, Adriana, Dona Cidas, Vanderley e Marinho**, pela acolhida, amizade e trato durante todos estes anos de pós-graduação;

Ao laboratório do Instituto de Física da Universidade de São Carlos, pelo suporte laboratorial;

Adriano e Darlon muito obrigado pela amizade e por todos esses momentos vividos na “republica dos fundos” serão inesquecíveis;

Aos parceiros **Alemão “diretas”** e **Cabeludinho “indiretas”**, pelos momentos de trabalho e de inspiração. Muito obrigado por me ajudar a crescer e compartilhar comigo o grande talento que vocês possuem;

Aos amigos e colegas de Pós-Graduação, **Darlon, Adriano, Ubiracy, Renatinho, Simone, Priscila Benicia, Victor, Alemão, Rafa, Matheus, Esther, Fernando, Martin, Ju e Gislaine** pela convivência na pós-graduação;

Aos funcionários da biblioteca, nas pessoas de **Maria Helena, Ceres, Marley, Adriano, Sílvia, Inês e Elaine**, pelo pronto atendimento e simpatia;

Ao Laboratório Studio Dental, **Murilo Calgare** você sempre será eu parceiro e irmão, **Alexandre dos Santos** obrigado pela amizade e pelos conhecimentos de cerâmica. Especialmente quero agradecer a **Iverson, Julho, Adriano** pela colaboração na confecção dos corpos de prova;

À **Capes** por ter fornecido suporte financeiro para execução deste Trabalho;

A todos os demais que contribuíram de forma direta e indireta para a realização deste trabalho.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|------------|---|----|
| Figura 1: | Discos de cerâmica de infra-estrutura..... | 67 |
| Figura 2: | Matriz de silicone..... | 69 |
| Figura 3: | Matriz preenchida de cerâmica..... | 69 |
| Figura 4: | Forno BellaGlass HP..... | 69 |
| Figura 5: | Remoção da cerâmica da matriz..... | 69 |
| Figura 6: | Forno Inceramat II..... | 69 |
| Figura 7: | Pó glasspowder alumina e spinell..... | 69 |
| Figura 8: | Ajuste dos discos..... | 70 |
| Figura 9: | Discos calibrados..... | 70 |
| Figura 10: | Discos fixados no <i>sprue</i> | 72 |
| Figura 11: | Forno de injeção EP600..... | 72 |
| Figura 12: | Discos injetados de IPS e.max..... | 73 |
| Figura 13: | Discos calibrados..... | 73 |
| Figura 14: | Matrizes de acrílico..... | 74 |
| Figura 15: | Mistura da cerâmica d.SIGN..... | 75 |
| Figura 16: | Condensação da cerâmica na matriz..... | 75 |
| Figura 17: | Cerâmica retirada da matriz..... | 75 |
| Figura 18: | Discos concluídos..... | 75 |
| Figura 19: | Porta-espécime e corpo-de-prova..... | 78 |
| Figura 20: | Direção da luz e localização do receptor..... | 78 |
| Figura 21: | Mistura da cerâmica de cobertura..... | 81 |
| Figura 22: | Cerâmica condensada na matriz..... | 81 |

| | | |
|------------|-------------------------------|----|
| Figura 23: | Cerâmica levada ao forno..... | 81 |
| Figura 24: | Aplicação do glaze..... | 81 |
| Figura 25: | Conferindo a espessura..... | 81 |
| Figura 26: | Discos terminados..... | 81 |
| Figura 27: | Porta-espécime branco..... | 84 |
| Figura 28: | Porta-espécime preto..... | 84 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|------------|---|-----|
| Tabela 1: | Sistemas Cerâmicos selecionados para o estudo..... | 65 |
| Tabela 2: | Escâner de todos os Sistemas Cerâmicos..... | 66 |
| Tabela 3: | Cerâmicas de infra-estrutura e Infiltrado do sistema In-Ceram..... | 68 |
| Tabela 4: | Ciclo da sinterização e infiltração da cerâmica In-Ceram Alumina e Spinell..... | 70 |
| Tabela 5: | Cerâmicas de infra-estrutura e Infiltrado do sistema IPS e.max..... | 72 |
| Tabela 6: | Ciclo de injeção da cerâmica IPS e.max..... | 72 |
| Tabela 7: | Ciclo da queima e glazing da cerâmica IPS d.SIGN..... | 75 |
| Tabela 8: | Sistemas Cerâmicos selecionados para o estudo..... | 79 |
| Tabela 9: | Ciclo da queima e glazing..... | 82 |
| Tabela 10: | Valores de Transmitância direta para infra-estruturas e infra-estruturas + cobertura..... | 87 |
| Tabela 11: | Comparação das médias para cada grupo (infra-estruturas)..... | 90 |
| Tabela 12: | Comparação das médias para cada grupo (infra-estruturas com cobertura)..... | 91 |
| Tabela 13: | Valores das coordenadas CIE L*a*b* obtidos para cada sistema..... | 92 |
| Tabela 14: | Valores das diferenças de cada coordenada..... | 95 |
| Tabela 15: | Zonas de translucidez..... | 117 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | | |
|-------------|--|----|
| Gráfico 1: | Médias de T_d obtidas para infra-estruturas..... | 88 |
| Gráfico 2: | Médias de T_d obtidas para infra-estruturas com cobertura..... | 90 |
| Gráfico 3: | Médias de T_d obtidas para infra-estruturas e Infra-estrutura com cobertura..... | 91 |
| Gráfico 4: | Influência da cor do fundo nos valores de L^* | 93 |
| Gráfico 5: | Influência da cor do fundo nos valores de a^* | 94 |
| Gráfico 6: | Influência da cor do fundo nos valores de b^* | 94 |
| Gráfico 7: | Diferenças da coordenada L^* | 96 |
| Gráfico 8: | Diferenças da coordenada a^* | 97 |
| Gráfico 9: | Diferenças da coordenada b^* | 97 |
| Gráfico 10: | Diferenças da coordenada ΔE^*_{ab} | 98 |

LISTA DE SIGLAS

| | |
|-------------------------------|--|
| ADA | - American Dental Association |
| $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ | - Aumento da temperatura a cada minuto |
| ISO | - International standar organization |
| μm | - Micrometro |
| nm | - Nanômetro |
| ® | - Registred |
| T | - Temperatura final do forno |
| B | - Temperatura inicial do forno |
| V_1 | - Temperatura de ativação do vácuo |
| V_2 | - Temperatura de desativação do vácuo |
| $T^{\circ}1$ | - Temperatura inicial do forno |
| $T^{\circ}2$ | - Temperatura final do forno |
| $Vt^{\circ}\text{C}$ | - Temperatura inicial do forno |
| T° | - Temperatura final do forno |
| S | - Tempo de fechamento do forno |
| t | - Tempo de aumento da temperatura |
| H | - Tempo de permanência à temperatura máxima |
| → | - Tempo de permanência a uma temperatura determinada |
| ↗ | - Tempo do aumento gradual da temperatura |
| Tempo 1 | - Tempo de permanência a uma temperatura determinada |
| Tempo 2 | - Tempo de permanência a uma temperatura determinada |
| Tempo 3 | - Tempo de permanência a uma temperatura determinada |
| Tempo 4 | - Tempo de permanência a uma temperatura determinada |
| VAC | - Vácuo |

Villarroel MJC. Avaliação espectrofotométrica de diferentes sistemas cerâmicos [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar espectrofotometricamente a transmitância direta e refletância de diferentes sistemas cerâmicos. Foram selecionados 12 sistemas cerâmicos: Grupo I Cercon B (Dentsply); Grupo II Cercon A (Dentsply); Grupo III In-Ceram Alumina (Vita); Grupo IV In-Ceram Spinell (Vita); Grupo V Procera Zirconia 2 (Nobel Biocare); Grupo VI Procera Zirconia 3 (Nobel Biocare); Grupo VII Procera Zirconia 4 (Nobel Biocare); Grupo VIII Procera Zirconia 5 (Nobel Biocare); Grupo IX IPS e.max Press MO (Ivoclar-Vivadent); Grupo X IPS e.max Press HO (Ivoclar-Vivadent); Grupo XI Zirconforce (Cubo) e Grupo XII IPS d.sing (Ivoclar-Vivadent).

Utilizou-se um espectrofotômetro para corpos sólidos calibrado para registrar a transmitância da luz com comprimento de onda de 400 a 700nm. Foram confeccionados 5 corpos de prova de infra-estrutura cerâmica (15mm de diâmetro e 0,5mm de espessura) para cada grupo de acordo com a especificações do fabricante. Os valores de transmitância direta foram analisados mediante o teste ANOVA ($p < 0,05$). Pode-se observar que existem diferenças significativas entre os grupos G3, G9 e G12 que apresentaram um comportamento significativamente distinto entre si e entre todos os outros grupos. Não houve diferenças entre os grupos G4, G5, G6, G7, G8, G10 e G11 e entre G1 e G2 para os valores máximos de transmitância.

Posteriormente, em uma segunda etapa, os corpos de prova de infra-estrutura foram completados com cerâmicas de cobertura indicada pelo fabricante de cada

grupo, obtendo as seguintes dimensões: 15mm de diâmetro e 2mm de espessura. As amostras foram submetidas ao teste de transmitância direta e os resultados foram submetidos ao teste ANOVA ($p < 0,05$). A análise estatística demonstrou diferenças estatísticas entre os grupos em estudo em que G9 e G12 tiveram um comportamento significativamente distinto entre si e com todos os outros grupos. Atribuiu-se um comportamento semelhante para os grupos G5, G6, G7, G8, G10 e G11 e entre G1 e G2 e entre G3 e G4. Na seqüência, os corpos de prova de infra-estrutura com cobertura foram submetidos ao teste de refletância utilizando um espectrofotômetro de refletância CM 2600d (Konica Minolta), em que as medidas foram realizadas com fundos claros e escuros com intuito de verificar a influência destes. Os valores foram obtidos em coordenadas CIEL*a*b* e calculados os Delta E de cada grupo em estudo. A análise estatística (teste ANOVA, $p < 0,05$) relatou que os valores para o fundo claro e escuro apresentaram diferenças significativas. Considerando as limitações do estudo "in vitro", se conclui que a transmitância direta tanto para infra-estruturas como para infra-estruturas com cobertura foi variada e estão diretamente associadas a fatores como composição, índice de refração e cor. Todos grupos em estudo foram influenciados pelas alterações de fundo (claro e escuro).

Palavras-chave: cerâmica; materiais dentários; espectrofotometria; estética dentaria; espectrofotômetros.

Villarroel MJC. Spectrophotometric evaluation of different ceramic systems [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate spectrophotometrically the direct transmittance and reflectance of different ceramic systems. Twelve ceramic systems were selected: Cercon B – Dentsply (Group I), Cercon A – Dentsply (Group II), In-Ceram Alumina – Vita (Group III), In-Ceram Spinell – Vita (Group IV), Zirconia 2 Procera - Nobel Biocare (Group V), Procera Zirconia 3 - Nobel Biocare (Group VI), Zirconia 4 Procera - Nobel Biocare (Group VII), Procera Zirconia 5 - Nobel Biocare (Group VIII), IPS e.max Press MO - Ivoclar-Vivadent (Group IX) and IPS e.max Press HO - Ivoclar-Vivadent (Group X), Zirconforce – Cubo (Group XI) and IPS d.sing - Ivoclar-Vivadent (Group XII). Spectrophotometer for solids was used calibrated to register in the range of 400 to 700nm. Five ceramic copyings for testing were made (15mm in diameter and 0.5 mm in thickness) for each group according to manufacturer directions. Direct transmittance values were analyzed by ANOVA test ($p < 0.05$). It was observed significant differences between groups G3, G9 and G12 were significantly different behavior between them and all other groups. There were no differences between groups G4, G5, G6, G7, G8, G10, G11 and between G1 and G2 for maximum values of transmittance.

In a second stage test bodies were filled with covering ceramic getting the following dimensions: 15mm diameter and 2mm thick. The test bodies were subjected to direct transmittance test and the results were submitted to ANOVA test ($p < 0.05$). Statistical analysis revealed that there were statistical differences

between the study groups. G9 and G12 behavior were significantly different between them and all other groups. Same behavior was attributed to groups G5, G6, G7, G8, G10, G11 and between G1 and G2 and between G3 and G4.

Finally, complete test bodies were subjected to the reflectance test using the reflectance spectrophotometer CM 2600d (Konica Minolta). Measurements were made with light backgrounds and dark backgrounds to assess its influence. The values were obtained in CIEL*a*b* coordinates and Delta E values were calculated for each study group. Statistical analysis (ANOVA, $p < 0.05$) states that values for light and dark background differ significantly. Considering the limitations of the study in vitro we concluded that the direct transmittance for both infrastructure and for infrastructure coverage was varied and are directly linked to factors such as composition, color and refractive index. All study groups were influenced by changes in background (light and dark).

Keywords: ceramic; dental materials; spectrophotometry; esthetics dental; spectrophotometers.

SUMÁRIO

| | | |
|----------|--|-----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 21 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | 27 |
| 3 | PROPOSIÇÃO | 62 |
| 4 | MATERIAL E MÉTODOS | 64 |
| 4.1 | Confecção dos corpos-de-prova de infra-estrutura cerâmica... | 65 |
| 4.2 | Delineamento Experimental..... | 76 |
| 4.3 | Teste de espectrofotometria de Transmitância direta em infra-estruturas cerâmicas..... | 76 |
| 4.4 | Confecção dos corpos-de-prova de infra-estrutura com cobertura cerâmica..... | 78 |
| 4.5 | Espectrofotometria de Transmitância direta para corpos de prova de infra-estruturas com cobertura cerâmicas..... | 83 |
| 4.6 | Espectrofotometria de refletância de infra-estruturas com cobertura cerâmica..... | 83 |
| 4.7 | Planejamento Estatístico..... | 85 |
| 5 | RESULTADO | 87 |
| 5.1 | Análise dos dados de Transmitância direta..... | 87 |
| 5.2 | Análise dos dados de Refletância..... | 91 |
| 6 | DISCUSSÃO | 101 |
| 7 | CONCLUSÃO | 123 |
| | REFERÊNCIAS | 125 |

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A procura por restaurações que devolvam a forma, função e principalmente a cor natural dos dentes têm crescido significativamente nos últimos anos. Essa demanda é impulsionada, dentre outros fatores, pela necessidade pessoal de uma imagem que traduza diferenciação, aceitação e valorização social.

Dentre os materiais restauradores estéticos, as cerâmicas têm se destacado por apresentarem propriedades ópticas estéticas próximas da estrutura dentária natural. Observa-se na literatura que as cerâmicas constituem-se na principal alternativa de tratamento restaurador para a estrutura dental^{49,52}, devido à sua biocompatibilidade, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, resistência à compressão, resistência flexural^{10,62,69}, radiopacidade, integridade marginal, estabilidade de cor quando comparadas às resinas compostas⁶⁵ e, principalmente, elevado potencial para simular a aparência dos dentes naturais⁷¹. Nos últimos anos, foram desenvolvidos novos sistemas cerâmicos^{36,49,52,81} que melhoraram as propriedades mecânicas e estéticas do material através da incorporação de vidros cerâmicos e cerâmicas com adição de cristais com reforço de quartzo, alumina, zircônia, leucita e di-silicato de lítio^{10,16,18,20,36}.

Tradicionalmente, as cerâmicas são compostas por duas fases distintas, a fase cristalina, que geralmente possui cristais de alumina e leucita, e uma fase vítrea que basicamente é composta por feldspato de

potássio e vidro^{2,53}. Além disso, outros compostos são incorporados a fim de aprimorar propriedades específicas desses materiais. Os compostos metálicos normalmente incorporados são o alumínio, lítio, magnésio, potássio, estanho, titânio e zircônia e não metálicos: silício, boro, flúor e oxigênio^{2,31}. Esses são responsáveis por uma ou mais das seguintes propriedades: fundibilidade, moldabilidade, fluidez para utilização nas técnicas de injeção, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência para serem torneadas (fresadas), resistência ao desgaste, tenacidade e adaptação marginal^{18,39,60-61,63,71,77,83}.

Desde o início do século XX, esforços têm sido feitos pelas indústrias, no sentido de melhorar a composição das cerâmicas, principalmente em relação aos métodos de confecção de estruturas puras, a fim de produzir peças protéticas mais precisas e resistentes à fratura, feitas unicamente de materiais cerâmicos^{64,81}. Basicamente, podemos observar uma grande evolução desses novos materiais em relação a sua utilização associada a um reforço^{27,53}. A incorporação de alumina, zircônia, di-silicato de lítio ou leucita na fase vítrea desses materiais aumentou significativamente sua resistência à flexão o que possibilitou a indicação segura de coroas e próteses livres de metal tanto para o seguimento anterior como posterior da cavidade bucal, denominando esta nova fase de “odontologia *metal-free*”^{16,28,36,81}.

Na tentativa de imitar o dente natural, dentista e protético enfrentam quatro desafios fundamentais: 1) recriar a forma adequada a

um dente quando não há espaço, 2) obter profundidade e naturalidade quando não se possui espessura adequada, 3) ocultar remanescente desfavorável e 4) translucidez/vitalidade (vivacidade) quando há necessidade do uso de materiais opacos. Estas dificuldades podem resultar em restaurações inexpressivas e distantes da realidade, uma vez que a reprodução da translucidez e a obtenção do nível de profundidade adequado são fundamentais para a confecção de próteses esteticamente integradas à dentição natural. Nas metalo-cerâmicas estas propriedades são obtidas com dificuldade devido à presença de uma infra-estrutura metálica e da necessidade da utilização dos agentes opacificadores o que, de uma forma geral, resulta em efeitos ópticos desagradáveis resultando muitas vezes em restaurações mais opacas e sem vivacidade, ou então próteses excessivamente translúcidas e acinzentadas⁷². As restaurações cerâmicas *metal-free*, por outro lado, exibem um comportamento óptico mais semelhante ao dente natural^{39,71}, pois apresentam uma melhor transmissão da luz o que favorece resultados estéticos superiores.

As necessidades estéticas exigidas dos materiais cerâmicos têm uma íntima relação com os fenômenos físicos ópticos da luz, ou seja, o resultado estético de uma restauração está diretamente relacionado à interação da luz com a matéria⁷¹. Dessa forma, quando a luz incide sobre o dente ou material restaurador, essa pode ser refletida, absorvida, refratada ou transmitida⁸⁶. A qualidade biomimética de qualquer

restauração vai ser determinada pelo nível de semelhança desta interação com o padrão que ocorre na estrutura dental natural.

Entre os aspectos ópticos valorizados atualmente, e desejados nas cerâmicas está a translucidez, que pode ser definida como a propriedade de um material ou tecido em permitir a passagem de luz através dele. Poderíamos ainda considerar a translucidez como um estado intermediário entre os corpos absolutamente transparentes e totalmente opacos. Esta propriedade possui um papel importante, pois propicia uma maior naturalidade à restauração cerâmica^{29,82}.

O conhecimento prévio desse comportamento óptico é fundamental para a prática clínica uma vez que, a composição dos diferentes sistemas cerâmicos provavelmente irá influenciar diretamente nos resultados estéticos possíveis.

O mercado odontológico oferece uma gama enorme de novos materiais indiretos e sistemas livres de metal para confecção de próteses, o que proporciona novas opções, mas também novas dúvidas para decidir entre as alternativas disponíveis²⁷⁻²⁸. Dentro dessa perspectiva, poderíamos perguntar em relação aos sistemas cerâmicos *metal-free*: sistemas semelhantes vão apresentar o mesmo comportamento óptico? Diferentes composições resultarão em propriedades de interação luz/restauração nitidamente distintas?

Além disso, do ponto de vista estético, ainda é questionável se o material mais adequado está sendo indicado para as diferentes situações

clínicas. Acreditamos, que cada caso deve ser criteriosamente analisado e, somente após essa análise funcional e estética, é que sistema cerâmico que irá apresentar o melhor desempenho para o caso específico, será selecionado. A translucidez das restaurações cerâmica pura é uma vantagem; porém essa translucidez não controlada pode se transformar numa desvantagem.

REVISÃO DA
LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Fundamentos básicos em cor e colorimetria.

Halliday et al.³², em 1993, relataram que para a física óptica clássica a luz, do latim *lux-lucis*, é uma onda eletromagnética capaz de ser percebida pelo olho humano e cuja frequência determina sua cor. O espectro eletromagnético refere-se a um “mapa” de diferentes tipos de energia de radiação e seus correspondentes comprimentos de onda, que geralmente estão divididos em seis grupos: raios gama, raios X, ultravioleta, luz visível, infravermelho e ondas de rádio. O espectro eletromagnético mostra uma diminuição de energia, representada da esquerda para a direita. Entre as ondas do espectro eletromagnético, somente as energias eletromagnéticas com comprimento de onda entre 400 e 700nm provocam uma reação fotoquímica na retina causada pela ação sobre células especializadas. Esse estímulo é responsável por desencadear a percepção visual das formas e cores no cérebro. Por esse motivo, não é possível distinguir os raios ultravioletas e infravermelhos com comprimentos de onda inferiores a 380nm e superiores a 760nm, respectivamente. A luz visível é a representação mais clássica do espectro eletromagnético devido à sua detecção pelo olho humano, compreendendo uma porção muito pequena do espectro em relação às outras energias.

Steagall⁷⁵, em 2005, relatou que para entender a interação da luz com a matéria é necessário entender alguns fenômenos ópticos como a reflexão, refração, difração, transmissão e absorção.

Reflexão é o fenômeno pelo qual a superfície de um objeto pode ou não mudar a direção de um raio de luz que incide sobre ele. Um raio incidente pode ser refletido de duas formas, dependendo da regularidade da superfície. Se a superfície está totalmente lisa, os raios refletidos apresentarão a mesma angulação de incidência e paralelismo entre si, denominando-se reflexão especular. Porém, se a superfície é irregular, os raios refletidos apresentarão diferentes direções, denominando-se de reflexão difusa. A maioria das superfícies produz reflexões que são uma mescla entre reflexões especulares e difusas .

A alteração de direção que sofrem os raios luminosos ao passar de um meio ao outro, onde sua velocidade é distinta, se denomina refração. Este fenômeno é evidente quando observamos uma colher parcialmente submersa em copo de água, a qual parece dobrada quando observada em todo seu comprimento.

A difração é o fenômeno que ocorre quando a luz se propaga próximo a um objeto opaco, em que os raios são ligeiramente desviados devido à sua natureza ondulatória, sendo os maiores comprimentos de onda mais difratados.

A transmissão é a capacidade da luz em atravessar um corpo transparente e ou translúcido. Após este processo, se o raio de luz não é

desviado de sua trajetória, diz-se que a transmissão é regular, como ocorre nos vidros transparentes. Caso se difunda em todas as direções, obtém-se a transmissão difusa, como ocorre nos vidros translúcidos.

A absorção consiste em captar as diferentes luzes que compõem a luz branca. Em geral, os corpos não absorvem com a mesma intensidade todas as frequências do espectro, ou seja, produz-se uma absorção seletiva.

O *Optical Society of America*⁵⁹, em 1953, definiu os pontos mais importantes para percepção e medições de cor e luz, descrevendo no livro *The Science of Color* as variáveis que podem afetar estas medidas, porém chamando a atenção de que enquanto medições físicas podem nos fornecer dados objetivamente mensuráveis, a percepção de cor e todas as nuances envolvidas nesta, envolvem um fenômeno psicofísico, e, portanto, sujeito a variações subjetivas de difícil mensuração e expressão.

Snell⁷³, em 1978, relatou em seu capítulo do livro *Handbook of Optics* da *Optical Society of America*, a relação entre fatores e medidas físicas da óptica, como Absorbância, Transmitância e Refletância, suas variantes, definições e leis básicas. Além disto, é apresentado e discutido o modelo de medição e predição de cores baseado na percepção humana, o qual utiliza e amplia o significado das medições puramente físicas. Nesse sentido, os autores observam que luz, é o aspecto da energia radiante ao qual um observador humano é sensível através da

estimulação da retina dos olhos, e que, portanto, a luz é um fenômeno psicofísico. Ou seja, nem puramente físico, nem puramente psicológico.

Wyszecki⁸⁴ (1978), em capítulo do livro *Handbook of Optics* da *Optical Society of America* descreveu os conceitos básicos em colorimetria, conceitos fisiológicos e psicológicos relacionados com a ciência de medição de cor. Além disto, descreve os sistemas de colorimetria da Comissão Internacional de Iluminação e suas padronizações como observador padrão, iluminantes, padrões de reflexão, iluminação e captação para medições, cálculo dos estímulos tricromáticos e conceitos de pureza de excitação e colorimétricos. Além disso, ainda discorre a respeito das escalas uniformes de cor e os instrumentos utilizados em colorimetria.

A cor de um determinado objeto é determinada sob diversas circunstâncias, tais como, as características da fonte de luz sob a qual é observado; a forma como as ondas de luz que incidem sobre o objeto são absorvidas, transmitidas ou refletidas; os efeitos do ambiente na mente do observador, considerando também as suas condições físicas visuais; pois, a cor é só uma das inúmeras qualidades que o olho humano é capaz de perceber.

Para a percepção das propriedades ópticas como translucidez, opacidade e cor é necessário a interação de 3 elementos: Iluminantes (fonte de luz), um observador e um objeto.

Há muitas fontes de luz disponíveis no mercado que apresentam distribuições espectrais de potência bastante diferentes entre si, mesmo sendo comercializadas com a mesma designação. Como a iluminação influencia diretamente na cor dos objetos, estes apresentam mudanças significativas na aparência da cor quando submetidos a diferentes fontes luminosas, desta forma Billmeyer e Saltzman⁴ (1981) descreveram as diferentes fontes de luz padronizadas pela Commisione Internationale de l'Eclairage CIE.

O iluminante A representa a luz de um corpo negro de temperatura 2856K de acordo com a Escala Internacional de Temperatura de 1968. Um corpo negro é um corpo hipotético que emite (ou absorve) radiação eletromagnética em todos os comprimentos de onda, de forma que: - toda a radiação incidente é completamente absorvida, e - em todos os comprimentos de onda e em todas as direções a máxima radiação possível para a temperatura do corpo é emitida.

A radiação do corpo negro, também chamado de radiador de Planck, é isotrópica, isto é, não depende da direção. Desta forma, a fonte A é a fonte mais comum de luz artificial. Nesta categoria enquadram-se todas as lâmpadas incandescentes cuja temperatura de cor correlata se aproxime de 2856K.

Johnston⁴⁰ (1971) descreveu os iluminantes B e C, onde o iluminante B foi desenvolvido para representar a luz do sol, com uma temperatura de cor correlata de aproximadamente 4900K. A fonte B foi

desenvolvida para simular o iluminante B. Ela foi construída pela combinação da fonte A com um filtro contendo líquidos especiais em duas células.

O iluminante C foi desenvolvido para representar a luz média do dia, com uma temperatura de cor de aproximadamente de 6800K. Sua fonte C foi desenvolvida de forma similar à fonte B, substituindo-se os líquidos das células por outros com os mesmos componentes, mas em outras concentrações, modificando dessa forma a distribuição espectral de potência de 4900K (fonte B) para 6800K (fonte C).

Para Schanda⁶⁶ (1998), a CIE definiu iluminantes padrão de luz do dia série D com base na combinação de diferentes medições que variam tanto em relação à localização geográfica, quanto em relação aos horários de medição e às condições atmosféricas e climáticas. Foi em 1963 que a CIE recomendou o iluminante padrão D65. Ele apresenta uma temperatura correlata de cor de 6504K e é utilizado para representar a média da luz do dia, no espectro visível e também na região UV até 300nm. Os iluminantes B (4900K) e C (6800K) da CIE 1931 tinham e têm muito menos energia na região UV do que a luz do dia. Por esse motivo, para medições e avaliações de amostras fluorescentes, a quantidade correta de UV é muito importante. Os iluminantes da série D (D50, D55, D65 e D75) foram definidos a partir de equações de cromaticidade e de distribuição espectral de potência. Na codificação desses iluminantes da

CIE, determinou que os números representam D50, D65 e D75 correspondem a 5000K, 5500K e 7500K, respectivamente.

A visão é um processo perceptivo. Segundo Gomes et al.³⁰, em 2007, o olho humano, que atua como um transdutor capta as radiações eletromagnéticas de comprimento de onda na faixa de 380nm a 760nm e as transforma em impulsos nervosos. Os impulsos dirigem-se ao cérebro, onde são analisados e interpretados como luz. Devido ao seu peculiar caráter abstrato, a cor pode ser definida de várias formas. Ela é uma característica de objetos que emitem, refletem ou transmitem radiação na faixa visível. É, também, uma sensação criada pela radiação e interpretada ou lembrada pelo homem e alguns seres vivos. Mais precisamente e em consonância com os objetivos dessa dissertação, podemos defini-la, de acordo com os níveis físico, psicofísico e psicométrico.

Halliday et al.³², em 1993 descreve no seu livro que no nível físico, a luz é a distribuição espectral da radiação emitida, refletida ou transmitida. Nesse contexto, encontramos variáveis como a refletância (R_λ), a dispersão (S_λ) e a absorbância (K_λ), para um determinado valor de comprimento de onda (λ). No nível psicofísico, a luz é a reação do olho humano provocada pela radiação. Aqui, encontramos os valores triestímulos X, Y e Z e os valores das coordenadas de cromaticidade x, y e z. No nível psicométrico, ela é a melhor representação do espaço visual em números baseados em medição instrumental. Aqui surgem os

sistemas de representação de cor, que traduzem por números as cores dos objetos. Como exemplo, temos as variáveis L^* , a^* , b^* do sistema CIELab. Um parâmetro freqüentemente utilizado em colorimetria é a refletância (R_λ), que representa a relação entre os raios de luz refletidos pelo objeto e os raios de luz refletidos por uma amostra de branco padrão, identicamente iluminados, para os diversos comprimentos de onda do espectro. Uma aproximação prática para a amostra de branco padrão é o sulfato de bário e o já obsoleto óxido de magnésio.

A Commission Internationale de l'Eclairage-CIE¹³ (1986), relatou que a cor depende da percepção do observador, por tanto viu necessário padronizar este elemento. Em 1931, a CIE criou o observador padrão que foi derivado de experimentos de igualação de cores com um arranjo que significa que o estímulo ativou uma área da retina de 2 graus. A distribuição de bastonetes e cones sobre a superfície da retina não é uniforme implicando que os valores tristímulus obtidos dos dados 1931 são somente válidos para observações feitas sob condições de visualização de 2 graus. Isto é equivalente a visualização de uma pequena área de 1,7mm a uma distância do comprimento de um braço (50cm) e não corresponde particularmente bem com as condições de visualização freqüentemente utilizada na indústria de colorantes.

Devido ao observador padrão 1931 de 2 graus não ser apropriado para julgamento visual de cores em áreas maiores, a CIE definiu um segundo jogo de funções de observador em 1964 conhecido com dado

suplementar de observador baseado em experimentos de igualação de cores com um campo de 10 graus equivalente a visualização de uma pequena área de 8,8mm a uma distância do comprimento de um braço (50cm) . Observador padrão representa a sensibilidade do olho humano com a mistura das três cores primárias: vermelho, verde e azul. A padronização do campo visual do observador significa simplesmente a escolha de duas áreas distintas na retina: a parte central (fóvea, onde praticamente só há cones), e a “geral” (que inclui também uma área onde há bastonetes).

Quando a radiação interage com a matéria vários processos podem ocorrer, incluindo reflexão, transmissão, absorção, espalhamento, fluorescência, fosforescência e reações químicas. As cores refletidas ou transmitidas dos objetos dependem da quantidade espectral da luz incidente e do próprio caráter espectral dos objetos.

Para Cattaruzza⁸, em 2002, relatou no seu livro que o espalhamento é causado pela luz que incide em pequenas partículas com índice de refração diferente daquele do material circunvizinho, quando parte da luz é absorvida e reemitida no mesmo comprimento de onda e parte atravessa o material em outra direção. Quando há bastante espalhamento, a luz é difusamente refletida do material, se somente parte da luz que passa pelo material é espalhada e parte é transmitida, o material é translúcido; se o espalhamento é tão intenso que não passa pelo material, este é opaco. A cor do material depende da quantidade e

tipo de espalhamento e absorção presentes: se não há absorção, mas há a mesma quantidade de espalhamento para cada comprimento de onda, o material é branco; caso contrário é preto (absorção total) e se há a combinação de absorção e espalhamento, o material é colorido.

Do ponto de vista de cor, o efeito de um objeto na luz pode ser descrito pela curva de transmitância espectral ou de refletância espectral (para materiais transparente ou opaco, respectivamente), que mostram a fração da luz refletida ou transmitida para cada comprimento de onda pelo material.

Para Wyszecki⁸⁵, em 1982, relata que a fonte luminosa e o observador são definidos pela CIE e suas funções espectrais estão armazenadas nos instrumentos para medição da cor. As propriedades ópticas de um objeto são as únicas variáveis que precisam ser medidas. Os modernos instrumentos para medição da cor medem a quantidade de luz que é refletida por uma amostra colorida. Isto é feito para cada comprimento de onda e é chamado de dados espectrais. Desta forma um objeto preto não reflete nenhuma luz em todo o espectro (0% de reflexão) enquanto que uma amostra branca ideal reflete praticamente toda a luz (100% de reflexão). Todas as outras cores refletem a luz em determinadas partes do espectro.

A Comissão Internacional de Iluminação-CIE¹⁵ (1987), adaptou a seguinte definição para cor: *“Cor é o aspecto da percepção visual mediante o qual um observador pode distinguir entre dois campos do*

mesmo tamanho, forma e textura, pelas diferenças na composição espectral das radiações relacionadas com a observação”. Como se pode ver nesta definição o conceito da cor está unicamente relacionado à percepção e, portanto, entende-se como um aspecto psicológico da visão.

A Comisión Internationale de l’Eclairage-CIE¹³ (1986), propôs um modelo em 1931 como *standard* para a medição da cor. Em 1976, o sistema foi aperfeiçoado e publicado como sistema de cores CIE L*a*b*, que muda a forma de notificação e representa um avanço sobre os modelos anteriores por dimensionar a totalidade do espectro visível. O espaço CIE L*a*b* permite especificar estímulos de cor em um espaço tridimensional considerado uniforme e possuidor de três eixos especiais: L* – eixo luminosidade; a* – eixo vermelho-verde; e b* – eixo amarelo-azul.

O eixo vertical L* Pode oscilar entre 0 e 100, representando o plano acromático (luminosidade) do modelo. Os eixos a* e b* estão representados perpendicularmente a um plano horizontal ao eixo L* e são os eixos ortogonais do plano de cromaticidade da cor; apresentam-se baseados no critério de cores opostas, podendo-se observar as variações entre vermelho-verde (a*) e amarelo-azul (b*).

Plano a* - O vermelho é apresentado por $a^+ > 0$ e o verde $a^- < 0$. Dessa forma (eixo vermelho-verde), um valor positivo de a* significa que está sendo registrada uma cor com predomínio de vermelho, e um valor negativo determina o predomínio do verde.

Plano b^* - O amarelo apresenta $b^+ > 0$ e o azul $b^- < 0$. Dessa forma, um (eixo amarelo-azul) valor positivo de b^* significa que a cor registrada apresenta um predomínio do amarelo, e valores negativos representam predomínio do azul. Ambos os eixos podem estar compreendidos entre os +120 e -120. Os casos $a^* = b^* = 0$ são acromáticos, e o eixo L^* representa a escala acromática de cinzas que varia do branco ao preto.

Conceitos de translucidez e opacidade.

Quando a radiação interage com a matéria vários processos podem ocorrer, incluindo reflexão, transmissão, absorção, espalhamento, fluorescência, fosforescência e reações químicas. As cores refletidas ou transmitidas dos objetos dependem da quantidade espectral da luz incidente e do próprio caráter espectral dos objetos.

Johnston⁴⁰, em 1971 relatou que do ponto de vista da cor, o efeito de um objeto na luz pode ser descrito pela curva de transmitância espectral ou de refletância espectral (para materiais transparentes ou opacos, respectivamente), que mostram a fração da luz refletida ou transmitida para cada comprimento de onda pelo material.

Inokoshi et al.³⁸ em (1996) descreveram que a opacidade de materiais translúcidos depende da qualidade da superfície. Superfície ásperas ou rugosas aumentam as reflexões aleatórias alterando a translucidez dos materiais. Na medida que um corpo seja mais rugoso na superfície terá uma opacidade aparente aumentada.

Translucidez das cerâmicas

Em 1979, Crisp et al.¹⁹, publicaram um estudo com o objetivo de fazer uma mensuração quantitativa da opacidade dos materiais estéticos de restauração odontológica, estudando a opacidade dos materiais de cimentação empregados em odontologia. Segundo os autores, a translucidez dá uma sensação de profundidade ao material, e sem essa propriedade, o material poderia ter um aspecto escurecido e sem vida, resultando em um evidente contraste com os dentes naturais. O nível de translucidez é, segundo os autores, normalmente calculado com a mensuração da propriedade inversa, ou seja, da “opacidade”. Essa magnitude é dependente da diferença entre o índice de refração da matriz e das fases dispersas nesta matriz, e ainda do tamanho e número das partículas dispersas. A opacidade, ou raio de contraste, de um material é definida, segundo os mesmos autores, pela razão entre o raio de luz refletido na lâmina do material sobre um fundo preto e o raio de luz refletido na mesma lâmina sobre um fundo branco de conhecida refletividade. Essa relação pode ser representada pela simples expressão matemática $CR = r_o / r_R$, onde R é a refletividade da superfície branca do fundo; CR é a opacidade, ou raio de contraste, do material em relação a este fundo; r_o é o raio de luz refletido da lâmina sobre um fundo preto (opaco) e r_R é o raio de luz refletido da lâmina sobre um fundo branco. A opacidade do material não é uma característica absoluta do material, pois

também depende da reflectividade do fundo branco e da espessura da lâmina do material.

Em 1980, Brodbelt et al.⁶, estudaram sobre a translucidez das porcelanas odontológicas, comparando quatro sistemas de porcelanas utilizados em metalocerâmicas e um sistema de porcelana feldspática, empregando sempre porcelana de corpo. Foram empregados espectrofotômetros para avaliar dois tipos de passagem de luz pelas amostras das porcelanas, um tipo chamado de *transmitância direta*, na qual a amostra era interposta entre uma fonte de luz e um detector, e o outro tipo chamado de *transmitância total*, na qual a amostra era posicionada em um aparelho que continha uma esfera com a superfície interna refletiva e ainda com uma placa de sulfato de bário e um detector, de maneira que a luz, proveniente da fonte de luz, passava pela amostra de porcelana e incidia na placa, a qual refletia a luz em vários sentidos, e essa reflexão seria captada pelo detector que estava acoplado ao interior da esfera. Para os cálculos de translucidez, as leituras das medidas captadas pelo detector eram realizadas com a fonte de luz emitindo luz com um comprimento de onda de 525nm. Observaram que, com o aumento dos comprimentos de onda, entre 400 e 700nm, todas as porcelanas mostravam aumento na transmissão direta e na transmissão total de luz. Observaram também em seus estudos que a quantidade de luz transmitida diretamente através da amostra de porcelana é menor do que 1%, enquanto que a quantidade de transmissão total, a qual resulta

da soma de luz transmitida diretamente e da luz transmitida por difusão e espalhamento ficou na média de 26.8%. Em todas as cerâmicas, a transmissão direta aumentou com o aumento do comprimento de onda de 400 a 700nm. Os autores enfatizaram que estes resultados indicam um alto grau de dispersão da luz.

Brodbelt et al.⁵ (1981), ao estudarem a translucidez do esmalte humano úmido e seco, na espessura de 1mm, utilizaram o método de Transmitância total em comprimentos de onda entre 400 e 700nm (425; 525; 625; 700) medidos com espectrofotômetro. Os autores encontraram que o esmalte humano é tanto mais translúcido quanto maior o comprimento de onda da luz incidente, e que uma exposição de 10 segundos ao ar comprimido é suficiente para diminuir a translucidez em 82%, sendo que esta situação foi revertida completamente após re-hidratação.

Miyagawa et al.⁵⁶, em 1981, publicaram um artigo sobre as propriedades ópticas dos materiais restauradores diretos. Procuraram em seus estudos, desenvolver uma equação algébrica a partir dos dados obtidos no teste de reflexão com auxílio de um espectrofotômetro, anteriormente sugerido por Kubelka's, para calcular o raio de contraste, a reflexão de luz, o coeficiente de espalhamento e o coeficiente de absorção de luz. Os autores ressaltaram que a opacidade é uma importante propriedade a ser observada nos materiais odontológicos para restaurações estéticas e que o raio de contraste, o qual descreve a

opacidade, depende, além da espessura do material, da refletância do fundo sobre o qual está apoiado.

Em relação a diversos modificadores de cor (em forma de pó) para cerâmicas odontológicas, Johnston, O'Brien⁴², em 1982, analisaram a concordância entre as cores definidas pelos fabricantes, pelo Comitê Internacional para Iluminação e Materiais, e pelos fabricantes entre si. Utilizaram para tanto a espectrofotometria por Refletância e concluíram que estes modificadores de cor para cerâmica nem sempre possuem designações que concordam com o verificado pelos autores, havendo uma variação significativa entre os fabricantes no que diz respeito à mesma cor.

Em 1985, Yamamoto⁸⁷ sugeriu que, para a compreensão da propriedade óptica de translucidez, é necessário entender o fenômeno de dispersão de luz. O dente natural transmite luz por toda a área com uma variação de níveis. De fato, a luz penetra diretamente através da porção incisal que é mais translúcida, e que é composta por esmalte, e difunde-se na porção de dentina. A luz percebida pelos nossos olhos vindo da superfície vestibular poderá ser o resíduo da transmissão difundida ocorrendo dentro do dente natural. A difusão de luz envolvida na translucidez do esmalte de porcelana é causada pela dispersão de finas partículas com diferentes índices de refração na incolor e translúcida matriz de vidro feldspática. Quando analisando a translucência inerente ao esmalte natural e o comportamento da luz através dele, uma

compreensão da dispersão de luz pode ser baseada na teoria de Rayleigh's.

Cook, McAree¹⁷, em 1985, analisaram o espectro de reflexão difusa de cerâmicas e resinas compostas previstos pela teoria de Kubelka-Munk para materiais com comportamento de dispersão de luz levando em conta as variações que podem decorrer de reflexões internas e externas. Adicionalmente, obtiveram as constantes ópticas de esmalte e dentina com a finalidade de comparar com os materiais restauradores estudados. Os corpos-de-prova de resina composta foram obtidos por inserção em molde com dimensão de 32x14x1mm. Com a finalidade de verificar o efeito de camada dupla, foram confeccionados corpos-de-prova adicionais com combinação de cores. Os corpos-de-prova em cerâmica foram obtidos em espessuras entre 0,65 e 2,85mm com efeito de dupla camada obtido por duas queimas da cerâmica. Amostras de esmalte foram obtidas a partir de cortes da face vestibular de incisivos centrais. As medidas de refletância ao longo do espectro foram obtidas por espectrofotômetro de UV-visível série 634, com esfera de integração e arranjo de fundo claro / fundo escuro com colimador de 2mm de diâmetro. Nas medições de refletância de dentina e esmalte, foram tomados cuidados especiais para não desidratar a amostra. Os valores de refletância foram derivados para as constantes ópticas pela fórmula de Kubelka-Munk e as coordenadas X, Y e Z (CIE 1931, iluminante C) em intervalos de 10nm entre os comprimentos de onda de 380 e 770nm. Os autores utilizaram um fator de

correção para materiais opacos e com brilho anteriormente descrito. Concluíram que a fórmula de K-M pode ser utilizada para a análise de refletância espectral com diferentes fundos e espessuras e com predição acurada de valores. Entretanto, a considerável diferença nos espectros de refletância dos materiais em relação aos tecidos naturais pode ser um fator importante para a diferença de cor em situações que utilizem iluminantes diferentes dos utilizados nesta pesquisa.

Em 1986, Seghi et al.⁶⁸, realizaram um estudo analisando através de espectrofotometria, as diferenças de cores de três sistemas de porcelanas para trabalhos metalocerâmicos, comparando quatro tons de cada um dos sistemas. Os autores ressaltaram que a estética de qualquer restauração depende da forma de contorno, da textura de superfície, da translucidez, e da cor. Até o presente, a aparência de um dente vital não pode ser exatamente duplicada devido às propriedades de reflexão e de absorção de luz. Felizmente, os olhos não são tão sensíveis para captar minuto a minuto as mudanças de cor e translucidez devido às variações de textura de superfície e forma de contorno dos trabalhos protéticos. Embora a cor e a translucidez sejam consideradas como secundários para a aparência de um objeto, elas são sem dúvida nenhuma as mais difíceis de serem reproduzidas.

Strang et al.⁷⁶, em 1987, analisaram a porcentagem de passagem de luz através de cerâmicas indicadas para a confecção de facetas laminadas (Chamaleon e Mirage) em relação ao grau de conversão de

resinas compostas fotoativadas indicadas para cimentação. Para tanto, utilizaram um dispositivo composto por uma fonte de luz (fotoativador com ponteira de cabo de fibra óptica) associado a célula fotosensitiva. O grau de conversão das resinas compostas foi mensurado através de técnica de transmissão acústica. Os corpos-de-prova de cerâmica com espessuras de 0,5; 1,0 e 1,5mm e 7mm de diâmetro, foram posicionados entre os dois dispositivos para medição da passagem de luz e as resinas compostas ativadas com e sem a presença destas lâminas de porcelana. Os resultados demonstraram que não ocorreram diferenças e que a cor da porcelana (opaca ou translúcida) não afetou significativamente a quantidade de luz absorvida e não resultou em diferenças significativas no grau de conversão das resinas compostas, porém, o aumento na espessura das cerâmicas foi significativo.

Ainda em 1989, Seghi et al.⁶⁷, publicaram um artigo relatando a avaliação da performance dos dispositivos para colorimetria de porcelanas dentais. Os autores salientam que o nível de precisão para os quais essas técnicas e instrumentos serão empregados depende da capacidade e precisão que eles possam ser aplicados a superfícies translúcidas assim como a superfícies opacas. Com a análise dos resultados, observaram que cada um dos instrumentos avaliados foi capaz de produzir mensurações de cor com precisão, porém, o nível de precisão variou dependendo do instrumento usado e do tipo da superfície do material que estava sendo mensurado. O colorímetro *“tristimulus*

photo-electric” mostrou, no conjunto total, uma melhor performance nas superfícies de porcelanas, suportando que o seu uso pode ser um instrumento válido para avaliações de cor em odontologia.

O'Keefe et al.⁵⁸, em 1991, avaliaram a influência dos fatores, opacidade e espessura na Transmitância espectral de uma cerâmica comercial (Ceramco II, Ceramco Inc.). Neste sentido, utilizaram corpos-de-prova (n=5) com as espessuras de 1, 0,75 e 0,5mm; opacidades de 100%, 75% e 25% com misturas de componentes de acordo com as instruções do fabricante. As medições de Transmitância foram realizadas por meio de um dispositivo constituído de uma luz halógena (GE 77, GE) com filtro para calor que iluminava uma superfície reflexiva difusa em ângulo de 45°. Esta, por sua vez, iluminava uma abertura de 6,3mm localizada também a 45° onde estava localizada a amostra a ser caracterizada por espectroradiômetro modelo Pritchard (Modelo N°1980B, Photo Research). Foram realizadas três medições em intervalos de 10nm na faixa de 430 a 600nm (faixa de fotoiniciadores). Os valores foram expressos em termos de percentual de radiância da relação entre luz incidente sem o corpo-de-prova e com o corpo-de-prova no campo de passagem de luz. Os valores nas faixas de 460, 470 e 480nm foram utilizados para comparação estatística, sendo que os resultados estiveram entre 1,14% de Transmitância para 1mm de espessura, 75% de opacidade em 460nm, 3,19% de Transmitância para 0,5mm de espessura e 25% de opacidade em 480nm. Após análise estatística, os autores

encontraram que, dos fatores comprimento de onda, opacidade e espessura, somente o último foi significativo para a variação dos resultados, sendo, portanto, mais importante a espessura da cerâmica.

Anusavice et al.³, em 1994, demonstrou que a opacidade é resultado do espalhamento da luz refletida muitas vezes ao atravessar o material, e sua magnitude depende da diferença do índice de refração dos componentes do material e do número e tamanho das partículas dispersas. Normalmente, a opacidade do material é medida para se obter a propriedade inversa, a translucidez. Para medição de cor de amostras translúcidas é fundamental o controle da cor de fundo para produção de resultados uniformes e consistentes. A cor de fundo pode influenciar a aparência da amostra tornando-a mais escura ou mais clara, portanto, o material do fundo deve ser neutro e de fácil duplicação.

Tada et al.⁷⁸, em 1995, estudaram a influência da cristalização na resistência, cor e transparência dos vidros cerâmicos, observando que essas propriedades são altamente dependentes da temperatura de sinterização e da distribuição homogênea dos cristais na matriz vítrea. Os autores observaram que o titânio de magnésio precipitado durante a sinterização representou um importante fator na diminuição da total transmitância e na determinação da cor do vidro cerâmico.

Koutayas e Kern⁴⁵, em 1999, descreveram a fabricação de 4 tipos de restaurações com pinos e núcleos cerâmicos ressaltando a importância da utilização desses sistemas quando se busca produzir uma restauração

com aumento de translucidez em dentes tratados endodonticamente, já que a translucidez da restauração é influenciada por todas as camadas que a compõem.

Ainda em 1999, Douglas, Przybylska²³ realizaram um estudo com o objetivo de usar um aparelho de colorimetria para prever qual a espessura de porcelana de dentina translúcida é necessária para se produzir um instrumento de seleção de cor adequado para os vários sistemas de porcelana. Além disso, esse estudo buscou determinar também a dependência da espessura em porcelana translúcida desses sistemas para combinar com suas respectivas guias de cores. Foram produzidos corpos de prova com os sistemas In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina, IPS Empress, Vintage e VMK-95, sendo os três primeiros, sistemas de coroas metal-free e os dois últimos, sistemas metalocerâmicos. Os testes utilizaram três cores para cada sistema: A1; A3; e C2. Os autores consideraram os sistemas In-Ceram Spinell e IPS Empress como sistemas all-ceramics semitranslúcidos, e o In-Ceram Alumina como um sistema all-ceramics semi-opaco. Os autores ressaltaram ainda a inconsistência na capacidade pessoal, descrita na literatura, em realizar-se seleção de cores. Evidenciaram também que a cor das restaurações com sistemas all-ceramics semitranslúcidos é muito influenciada pela cor da estrutura dental subjacente. Os autores concluíram que, em menores espessuras, os sistemas all-ceramics semitranslúcidos permitem uma melhor combinação de cores do que os sistemas metalocerâmicos e o

sistema all-ceramics opaco, porém, aumentando-se a espessura, essa diferença não será tão significativa.

Zhang et al.⁸⁸, no ano 2000, realizaram uma pesquisa in vitro que abordou o efeito da estratificação no resultado final da cor em laminados de porcelana com o sistema Procera (Nobel Biocare). Realizaram análise colorimétrica de 15 amostras de 0,2mm de espessura do material de coping. Essas amostras receberam posteriormente 0,4mm de cerâmica de estratificação nas cores A1, A2 e B4, sendo cada cor aplicada sobre 5 amostras, e estas foram novamente submetidas à análise colorimétrica. Os autores observaram que essa técnica de restauração nessas condições pode sofrer interferência, ou mudanças de cor, dependendo do substrato sobre o qual forem aplicados.

Antonson, Anusavice¹ em 2001 estudaram a hipótese de que o raio de contraste das cerâmicas metal-free apresenta uma função linear com a espessura das cerâmicas. Foram selecionadas quatro cerâmicas de infraestrutura com forma de disco, e quatro cerâmicas de cobertura (15mm de diâmetro e 0,70; 1,10; 1,25 ou 1,50mm de espessura) e foram preparadas para análise. Os autores avaliaram amostras dos materiais de infraestrutura e das cerâmicas de estratificação, e encontraram diferenças significantes para as médias de raio de contraste dos materiais cerâmicos estudados. Os autores concluíram que a relação entre a taxa de contraste e espessura foi linear para todos, exceto cerâmica Vita VMK 68.

Lee et al.⁴⁷ (2001) demonstraram que a luminosidade também pode ser influenciada pela cor de fundo devido a espessura do corpo de prova. Em relação à translucidez, quanto menor a espessura do corpo de prova do material restaurador maior a influência da cor de fundo no resultado final. Mascaram a aparência de materiais subjacentes, como cimento e dentina, depende do poder de cobertura do material utilizado, que pode ser calculado a partir da razão de contraste. Fundos pretos e brancos são necessários para o cálculo de opacidade.

Meng et al.⁵⁴, em 2002, realizaram um estudo para determinar a transmitância spectral de um vidro cerâmico e comparar com o In-Ceram, avaliando a influência da cor, espessura e do glaze final. Os autores observaram que há influência desses fatores na transmitância spectral dos materiais estudados, especialmente a da espessura que com as diferentes variações influência diretamente na translucidez da cerâmica.

Heffernan et al.³⁴, em 2002, estudaram a translucidez de seis sistemas “all-ceramics” em espessuras apropriadas para uso clínico. Foram comparados os seguintes sistemas: IPS Empress; IPS Empress 2; In-Ceram Alumina; In-Ceram Spinell; In-Ceram Zircônio e Procera All Ceram. Preparam com material de infra-estrutura ou coping desses sistemas, seguindo as recomendações dos respectivos fabricantes, cinco corpos de prova (discos) de cada sistema, com 13mm de diâmetro e 0.5mm de espessura para todos os grupos, sendo que, para o grupo do

IPS Empress e IPS Empress 2, foram também produzidos corpos de prova com 0.8mm, que é a espessura recomendada pelo fabricante.

Como grupo controle positivo, ou seja, de alta translucidez, foram preparadas amostras de dentina Vitadur Alpha e como grupo de controle negativo, ou seja, alta opacidade, foram preparados corpos de prova com liga metálica ouro-paládio 52 SF. A mensuração quantitativa da translucidez foi feita pela comparação da luz refletida pelas amostras sobre um fundo com grande refletância (fundo claro) e um fundo com baixa refletância ou grande absorção de luz (fundo escuro). Esse procedimento produziu um raio de contraste (CR), o qual era calculado a partir do índice de reflexão da luz do material sobre a superfície escura (Y_b) pelo índice de reflexão da luz do material sobre a superfície clara (Y_w). Obteve-se então a fórmula $CR = Y_b/Y_w$, sendo que este raio de contraste tende em uma direção para materiais opacos, e em direção a zero para materiais translúcidos. Na análise dos resultados, os autores observaram que as amostras de 0.5mm de IPS Empress e In-Ceram Spinell foram as mais translúcidas, porém, foram ligeiramente mais opacas do que as amostras de Vitadur Alpha (controle positivo). Não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras de 0.5mm de IPS Empress 2 e In-Ceram Spinell ou entre as amostras de 0.8mm de IPS Empress, 0.8mm de IPS Empress 2 e as amostras de Procera. O In-Ceram Alumina foi considerado mais translúcido do que a liga metálica, porém o In-Ceram Zircônio foi considerado tão opaco quanto a liga

metálica. Os resultados para as amostras de materiais com a mesma espessura (0.5mm) mostraram uma diferença significativa, e a ordem dos materiais, iniciando-se pelo mais translúcido para o menos translúcido (mais opaco) foi a seguinte: Vitadur Alpha (controle positivo); IPS Empress; In-Ceram Spinell e IPS Empress 2; Procera; In-Ceram Alumina; In-Ceram Zircônio; e liga metálica SF 52 (controle negativo).

Heffernan et al.³⁵, ainda em 2002, publicaram um artigo com a segunda parte de seu trabalho, que consistia em estudar a translucidez dos sistemas cerâmicos “all-ceramics”, agora com a porcelana de recobrimento, ou estratificação, aplicada sobre os materiais de infraestrutura. Para cada sistema “all ceramic”, foi aplicada a porcelana de estratificação indicada pelo respectivo fabricante, de maneira que os corpos de prova, ao final do recobrimento, alcançassem uma espessura de 1.5mm, que é aproximadamente a média da espessura na superfície vestibular dos dentes anteriores superiores. O método de avaliação quantitativa da translucidez foi o mesmo método de calcular o raio de contraste (CR) a partir da luz refletida sobre um fundo claro (Y_w) e um fundo escuro (Y_b), aplicando-se a fórmula $CR = Y_b / Y_w$, observando-se que o raio de contraste mais próximo a zero indica maior translucidez. As mensurações do raio de contraste foram tomadas antes e após o procedimento de glaze das amostras de cerâmicas. Após a análise dos resultados, observaram uma diferença significativa entre os raios de contrastes das amostras. Não houve diferenças significantes entre as

amostras de IPS Empress, In-Ceram Spinell, e IPS Empress 2. O Procera foi ligeiramente mais opaco do que estes materiais, porém mais translúcido do que o In-Ceram Alumina. Os materiais de In-Ceram Zircônio e liga metálica SF 52 recobertos por porcelana de estratificação mostraram-se completamente opacos.

Nakamura et al.⁵⁷ (2002) confeccionaram amostras de fundo como núcleos fundidos em ouro e postes cerâmicos cobertos por coroas prensadas de leucita de diferentes espessuras, com objetivo de mensurar as diferenças de cor. Os autores encontraram que mediante um fundo de ouro, este influenciava a cor final da coroa cerâmica quando esta apresentava espessuras menores de 1,6mm. Quando as amostras de fundo eram postes cerâmicos, estes não apresentaram nenhum efeito evidente independente da espessura das coroas cerâmicas.

A influência quantitativa da espessura da camada de porcelana na cor final das restaurações de cerâmica foi determinada por Dozic' et al.²⁵ (2003). Os autores confeccionaram 5 amostras em forma de discos para cada espessura de aproximadamente: 0,25, 0,50, 0,75 e 1,0mm que consistiam de um disco de núcleo de 0,70 mm (Syntoceram) e discos de porcelana de revestimento de porcelana opaca (OP) e / ou translúcida (TP) (Sintagon Plus), com os discos OP sempre posicionados entre os discos de núcleo e os discos TP. Os valores CIELAB foram determinados por meio do espectrofotômetro Color-Eye 7000A (GretagMacbeth, New Windsor, NY) para as tonalidades da escala Vita A1, A2 e A3. Foi utilizada

água destilada para conseguir contato óptico entre as camadas. Fundos brancos ou pretos foram usados para avaliar a influência do fundo na cor final. Foram determinadas as diferenças de cor (ΔE) entre as camadas dos corpos de prova. Uma correlação entre a espessura e os valores de L^* , a^* e b^* foram calculados pela análise de correlação de Spearman. Os resultados indicaram que as alterações menores na proporção da espessura OP / TP podem influenciar perceptivelmente a cor final das camadas das amostras ($\Delta E > 1$). A vermelhidão a^* e amarelado b^* aumentaram com a espessura da OP para todas as tonalidades. A vermelhidão a^* ($p < 0,01$ para todas as tonalidades) foi correlacionada mais fortemente com a espessura do que o amarelado b^* ($p < 0,01$ para A1 e A3; $p < 0,05$ para A2). A luminosidade (L^*) foi dependente da tonalidade. A correlação (r) entre as espessuras de OP / TP e L^* foi de 0,975 ($p < 0,01$) para a tonalidade A1, 0,700 (sem significância estatística) para a tonalidade A2, e 0,900 ($p < 0,05$) para a tonalidade A3. Os autores concluíram que pequenas alterações na espessura e na tonalidade das camadas de porcelanas translúcidas e opacas podem influenciar a cor final das amostras de camadas de porcelana.

Zhang et al.⁸⁹ (2004) objetivou determinar se a variação da relação pó/líquido durante a condensação da cerâmica afeta sua porosidade e translucidez. Duceram dentina LFC, Duceram incisal LFC, IPS Eris dentina e cerâmicas IPS Eris incisal foram estudadas. Para cada amostra, 1,0 g de pó de cerâmica foi misturado com 1 de 3 diferentes volumes de

água deionizada para formar uma pasta com consistência fina, média ou grossa. As amostras apresentavam um diâmetro de 14mm e 1,10mm de espessura. Após inclusão dos espécimes em um líquido de imersão, a cor foi medida em coordenadas CIE Y_{xy} via análise colorimétrica. Translucidez foi avaliada pelo cálculo da razão de contraste do valor (Y) na frente dos fundos negros versus brancos. Os resultados demonstraram que a alteração da relação pó/líquido obteve um efeito significativo na densidade aparente e porosidade total da cerâmica. Entretanto, a alteração desta relação pó/líquido não afetou significativamente a translucidez.

O efeito da espessura do coping e do revestimento de porcelana nos parâmetros de cor de 2 sistemas de cerâmica pura foi estudado por Shokry et al.⁷⁰ (2006). Corpos-de-prova em forma de discos de 16 mm de diâmetro com espessuras de coping / camada (mm) de 0,8 / 0,2 (baseline); 0,8 / 0,7; 0,8 / 1,2; 1,0 / 0,5; 1,3 / 0,2 e 1,8 / 0,2 foram confeccionados de cerâmica reforçada com leucita (IPS Empress, tonalidade B2) e espessura (mm) de 0,5 / 0,5 (baseline); 0,5 / 1,0; 0,5 / 1,5; 0,8 / 0,7; 1,0 / 0,5 e 1,5 / 0,5 foram confeccionados de cerâmica spinell infiltrada com vidro (In – Ceram Spinell, tonalidade A2). Os parâmetros de cor L^* a^* e b^* do espaço de cor CIELAB foram mensurados contra um fundo cinza neutro por meio do colorímetro tristímulo Model CR-300, Minolta, Ramsey, (NJ), e a diferença de cor (ΔE) entre os grupos e os seus respectivos baseline foi calculada. A análise de variância foi

usada para determinar o efeito da espessura do coping e do revestimento sobre os parâmetros de cor dos materiais ($\alpha=0,05$). Os resultados demonstraram que ao aumentar a espessura total dos corpos de prova diminuía-se os valores de L^* ($p<0,001$) e aumentava-se os valores de a^* ($p<0,001$), de b^* ($p<0,001$) e de ΔE^* ($p=0,0236$). Para a cerâmica reforçada com leucita, a espessura do coping, do revestimento e sua interação exibiram influências significantes nos valores médios de a^* e b^* ($p<0,0028$) mas não nos valores médios de L^* . Para a cerâmica spinell, a espessura do coping e do revestimento exibiu influência significativa sobre os valores médios de L^* e b^* ($p<0,0272$), mas não nos valores de a^* ; a interação demonstrou influência significativa sobre b^* ($p=0,0003$), mas não sobre L^* e a^* . Foi concluído que a aparência dos corpos de prova de cerâmica é fortemente influenciada não apenas pela espessura do coping e do revestimento, mas também por sua interação.

Charsis et al.⁹, em 2006, realizaram um estudo espectrofotométrico com o objetivo de avaliar a influência de diferentes cores de fundos para laminados cerâmicos infiltrados por vidro. Foram utilizadas In-Ceram Spinell e In-Ceram Alumina para confecção das amostras, e como fundo utilizou-se cerâmica para dentina Vitadur Alpha 2M2. As amostras foram cimentadas sobre os discos utilizados como fundo com cimento resinoso. Para as leituras foi utilizado o espectrofotômetro Vita Easyshade, e como medidas de mensuração as coordenadas CIE $L^*a^*b^*$. Foram calculados os ΔE entre todos os grupos teste e grupo controle. Os resultados

sugeriram que as amostras são altamente influenciadas pelas mudanças de fundos.

Em 2007, Lee⁴⁷ realizou uma pesquisa com os objetivos de avaliar a diferença no parâmetro de translucidez (TP) pela iluminação, determinar a correlação entre a razão de contraste (CR) e três valores de TP em relação à iluminação e medir a correlação entre as diferenças no TP (DeltaTP) e cor (DeltaE_{ab}*) em porcelana dental e reparo de porcelana com resinas compostas. A cor e refletância espectral de três tonalidades de cerâmica odontológica e três cerâmicas reparadas por resina composta foram medidas antes e após a termociclagem por 3000 ciclos em relação à iluminação padrão CIE D65, A e F2 mediante um fundo branco e um fundo preto. As amostras apresentaram espessura de 1,8mm após o polimento. O autor concluiu que as diferenças na translucidez mediante diferentes iluminações devem ser consideradas para cerâmica e resina composta de reparo.

Kim et al.⁴³, em 2007, determinaram que cerâmicas dopadas com Al₂O₃ e sinterizadas a temperaturas de 1700⁰C com tratamentos de pré e pós sinterização a 800 ⁰C durante 5 horas melhora a transmitância no espectro visível (400-700nm). Esta melhora na transmitância foi explicada pela melhor homogeneização da cerâmica e menor quantidade de poros. Casolco et al.⁷ (2007) descreveram um método para melhorar a transmitância nas cerâmicas de óxido de policristais. Estas cerâmicas parcialmente ou totalmente estabilizadas com ítrio foram densificadas

usando uma técnica de corrente ativa. Os materiais resultantes têm um tamanho menor, produzindo materiais translúcidos no caso parcialmente estabilizado e materiais altamente transparentes totalmente estabilizados. Os materiais podem variar sua cor.

Chu et al¹¹, em 2007, determinaram as razões de contraste e capacidade de mascaramento de 3 tipos de laminados cerâmicos pela mensuração da sua luminosidade e diferenças nas cores mediante alternância de fundos brancos e pretos. As amostras na cor A2 dos sistemas Procera, Empress 2 e Vitadur Alpha apresentavam 8mm de diâmetro e 0,7mm de espessura. A luminosidade e a cor dos corpos de provas foram mensuradas mediante um colorímetro. A razão de contraste ($CR = Y_b / Y_w$) foi definida como a relação de luminosidade do material quando colocado sobre um fundo preto (Y_b) e quando colocado sobre um fundo branco (Y_w). A capacidade de mascaramento dos espécimes foi avaliada pelo cálculo da diferença de cor (ΔE) dos laminados sobre o fundo branco e preto. Os resultados demonstraram que o Vitadur Alpha apresentou uma razão de contraste significativamente menor e mais pobre em comparação com a capacidade de mascaramento do Procera ou Empress 2. A aplicação clínica da Vitadur Alpha como um laminado sobre dentes escurecidos deve ser cuidadosa. Embora a razão de contraste do Procera foi significativamente maior do que a de Empress 2, a habilidade de mascaramento desses materiais não foram significativamente diferentes entre si. A aplicação clínica destas duas

cerâmicas como material para confecção de laminados pode ainda ser limitada quando aplicado sobre dentes muito escurecidos, porque não podem mascarar completamente a cor de um fundo preto.

O objetivo do estudo de Koutayas e Charisis⁴⁴ (2008) foi avaliar a influência do núcleo de infra-estrutura (Spinell e alumina) e o modo de infiltração de vidro (com ou sem vácuo), na cor 2M2 de laminados Vita In-Ceram Alumina e Spinell para a restauração de discos descoloridos na cor 5M1. Um total de 40 discos com diâmetro de 10 mm e espessura de 0,4 mm foram infiltrados com vidro com e sem vácuo e cobertos com cerâmica Vitadur Alpha 2M2, completando uma espessura de 0,7 mm. As amostras foram cimentadas sobre os discos cerâmicos 5M1 (Vitadur Alpha) utilizando um cimento adesivo dual (Panavia F 2,0 Light, Kuraray). Para mensuração utilizou-se um espectrofotômetro Vita Easyshade e a unidade para medida foram as coordenadas CIE L*a*b*. Posteriormente, calculou-se a média das diferenças de cor usando a equação $(\Delta E) = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$. O material de infra-estrutura (Spinell ou alumina) influenciou significativamente a opacidade. Os autores sugeriram que em relação à aplicação clínica, os laminados In-Ceram Alumina demonstrariam um melhor desempenho da cor sobre dentes descoloridos em comparação com todos os outros grupos.

Li et al.⁵⁰ (2009) objetivaram avaliar a influência do núcleo de resinas compostas em restaurações cerâmicas e analisar a diferença de cor entre a combinação do núcleo de resina composta e restauração

cerâmica com uma escala de cores Vita Lumin. Os espécimes de espessura padronizada foram confeccionados a partir de três materiais cerâmicos, Empress 2, In-Ceram, Vita Mark 2. As combinações de cerâmica e resina foram usadas para simular restaurações totais cerâmicas. As combinações de cores A1/A3 da escala foram medidos com um espectrofotômetro. Os resultados foram convertidos para valores CIE $L^*a^*b^*$ e CIE $L^*C^*H^*$, e então as diferenças de cor (ΔE) e parâmetros de translucidez (TP) foram calculados para cada combinação e material cerâmico. Os autores concluíram que a cor do compósito do núcleo subjacente tem uma influência significativa sobre a cor resultante de uma restauração cerâmica.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem por objetivo de avaliar espectrofotometricamente a transmitância direta e refletância de diferentes sistemas cerâmicos em função dos seguintes fatores:

- a) Sistemas cerâmicos (12 níveis)
 - Cercon Zircônia B (branco)
 - Cercon Zircônia A (âmbar)
 - In-Ceram® Alumina
 - In-Ceram® Spinell
 - Procera AllZircon 2 (branco)
 - Procera AllZircon 3 (A1)
 - Procera AllZircon 4 (A3)
 - Procera AllZircon 5 (A4)
 - IPS e.max Press MO
 - IPS e.max Press HO
 - Zirconforce (branco)
 - IPS d.SIGN

- b) Influência da cor do fundo (2 níveis)
 - Fundo claro e fundo escuro na refletância de infra-estruturas com cobertura.

- c) Cerâmica de cobertura (2 níveis)
 - Presença ou ausência de cerâmica de cobertura na transmitância direta

MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

A presente metodologia seguiu o seguinte fluxograma de trabalho dividido em três etapas:

Experimento 1.

Teste de espectrofotometria de Transmitância direta de infra-estruturas cerâmicas de diferentes sistemas cerâmicos.

Experimento 2.

Teste de espectrofotometria de Transmitância direta de infra-estruturas com coberturas cerâmicas de diferentes sistemas cerâmicos.

Experimento 3.

Influência do fundo na refletância de infra-estruturas com coberturas cerâmicas de diferentes sistemas cerâmicos.

Para este estudo “in vitro” foram selecionados doze sistemas cerâmicos disponíveis no mercado, sendo onze com infra-estrutura e um sem infra-estrutura, utilizado como controle positivo, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Sistemas Cerâmicos selecionados para o estudo

| SISTEMA CERÂMICO (Infra-estrutura) | FABRICANTE | COMPOSTO BASE |
|---|---------------------|---|
| G1 Cercon Zircônia Branco | Dentsply | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G2 Cercon Zircônia Ambar | Dentsply | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G3 In-Ceram® Alumina | Vita | Óxido de alumínio |
| G4 In-Ceram® Spinell | Vita | Óxido de alumínio e magnésio |
| G5 Procera AllZircon 2 | Nobel Biocare | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G6 Procera AllZircon 3 | Nobel Biocare | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G7 Procera AllZircon 4 | Nobel Biocare | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G8 Procera AllZircon 5 | Nobel Biocare | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G9 IPS e.max Press MO | Ivoclar – Vivadent® | Di-silicato de lítio |
| G10 IPS e.max Press HO | Ivoclar – Vivadent® | Di-silicato de lítio |
| G11 Zirconforce | Cubo | Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio |
| G12 IPS d.SIGN – controle positivo | Ivoclar – Vivadent® | Leucita – Fluorapatita |

4.1 Confeção dos corpos-de-prova de infra-estrutura cerâmica.

Grupos G1, G2, G5, G6, G7, G8 e G11:

Os corpos-de-prova foram confeccionados a partir da utilização de um disco de acrílico com 0,5mm de espessura e 15mm de diâmetro. Estes sistemas cerâmicos utilizam a tecnologia CAD-CAM, sendo

necessárias duas etapas na sua confecção. A primeira consiste no escaneamento e a segunda na fresagem.

O disco de acrílico foi colocado no Scanner digital (Tabela 2), e previamente à leitura foi fixado na plataforma. O escaneamento foi feito com intervalos de 0,1 a 0,2mm mediante um leitor óptico a laser e três câmeras realizando uma leitura em 360°, sem necessidade de contato, o que aumenta a precisão do corpo-de-prova. Desta forma, se obtém uma imagem tridimensional. Todas as informações foram armazenadas e posteriormente encaminhadas via modem, para a central de usinagem onde os dados são decodificados pela fresadora controlada por computador.

Tabela 2 – Escâner de todos os Sistemas Cerâmicos

| SISTEMA CERÂMICO (Infra-estrutura) | FABRICANTE | ESCÂNER |
|---|-------------------|----------------------|
| Cercon Zircônia | Dentsply | Cercon Eye |
| Procera AllZircon | Nobel Biocare | Scanner NobelProcera |
| Zirconforce | Cubo | Dental Wings |

O bloco cerâmico pré-sinterizado foi desgastado na unidade de usinagem empregando a tecnologia CAM (Computer Aided Manufacturing). A fresagem foi feita sob medida, compensando exatamente a contração de cada bloco de zircônia que será posteriormente sinterizado. Para tal, previamente à fresagem, um código de barras no bloco de zircônia informa de modo preciso, a sua contração

para que esta seja compensada durante a fresagem, o que permite uma cópia perfeita.

Após a obtenção dos discos cerâmicos de infra-estrutura foi necessário submeter ao processo de sinterização. Os discos de cerâmica foram sinterizados no forno durante aproximadamente 6 horas, a uma temperatura final de 1350 °C. Ao final deste processo os corpos-de-prova estavam concluídos (Figura 1).



FIGURA 1- Discos de cerâmica de infra-estrutura.

Grupos G3 e G4:

Os corpos-de-prova foram confeccionados a partir da mistura de pó In-Ceram POWDER, líquido In-Ceram Powder Liquid e líquido aditivo (Tabela 3). A manipulação do material foi realizada mecanicamente através do misturador VITASONIC®, por 7 minutos, sendo completada no vácuo por 1 minuto. Essa mistura foi levada a uma matriz circular de silicone com diâmetro de 15mm e 2mm de espessura (Figura 2 e 3).

A cerâmica resultante da mistura com consistência fluida foi colocada na matriz de silicone. Esse procedimento foi realizado, preenchendo a matriz por completo, objetivando uma superfície lisa, livre de bolhas. Posteriormente, a matriz com a cerâmica foi levada ao forno BELLAGLASS HP à temperatura de 50°C por 10 minutos, para uma secagem superficial, com o objetivo de promover resistência ao material e evitar seu rompimento no momento da remoção da matriz (Figura 4 e 5).

Tabela 3 – Cerâmicas de infra-estrutura e Infiltrado do sistema In-Ceram

| SISTEMA CERÂMICO (Infra-estrutura) | FABRICANTE | Pó cerâmico | Pó de Infiltrado |
|---|-------------------|-----------------------------|-----------------------------------|
| In-Ceram® Alumina | Vita | In-Ceram alumina powder Al2 | In-Ceram glass powder alumina Al2 |
| In-Ceram® Spinell | Vita | In-Ceram spinell powder S12 | In-Ceram spinell glass powder S12 |

Na seqüência, os corpos-de-prova foram levados ao forno VITA INCERAMAT® II para a queima da porcelana (Figura 6), processo que possui um ciclo de dez horas, atingindo uma temperatura de 1120°C, que está descrito na Tabela 4. Esse processo é denominado sinterização. Uma vez terminado esse ciclo, a porcelana passou por outro processo denominado infiltração, que consiste na incorporação de vidro.



FIGURA 2 - Matriz de silicone.



FIGURA 3 – Matriz preenchida de cerâmica.



FIGURA 4 - Forno BellaGlass HP.



FIGURA 5 - Remoção da cerâmica da matriz.



FIGURA 6 - Forno Inceramat II.



FIGURA 7 - Pó glass powder alumina e spinell.

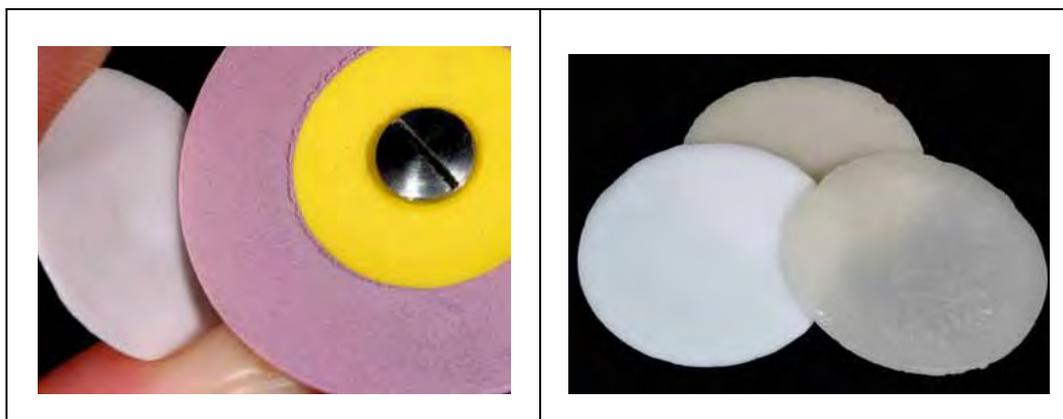


FIGURA 8 – Ajuste dos discos

FIGURA 9 - Discos calibrados

Para isso se fez a mistura do pó In-Ceram GLASS POWDER com água destilada, até obter uma mistura fluida, que foi aplicada com um pincel sobre os discos sinterizados, e levados novamente ao forno VITA INCERAMAT® II a uma temperatura de 1110°C, com um ciclo de aproximadamente três horas.

Tabela 4 - Ciclo da sinterização e infiltração da cerâmica In-Ceram Alumina e Spinell

| Ciclo | Tempo 1 h:min | Tempo 2 h:min | Tempo 3 h:min | Tempo 4 h:min | T° 1 | T° 2 |
|---------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------|---------------------|
| Sinterização | 6:00 | - | 2:00 | 2:00 | 120 ⁰ C | 1120 ⁰ C |
| Infiltração | - | - | 0:30 | 2:00 | 200 ⁰ C | 1110 ⁰ C |

Terminado o processo de infiltração os discos foram submetidos a um jateamento de Al₂O₃ de 50µm com pressão de 3 Bar para eliminar os excessos da infiltração. Os discos confeccionados em In-Ceram® foram calibrados a uma espessura de 0,5mm com discos de silicona (Giropearl MK – AMANNGIRRBACH, Germany) de granulação fina em baixa velocidade (Figura 8 e 9).

Grupos G9 e G10:

Para a confecção dos corpos-de-prova foi necessária a obtenção de discos de acrílico calcinável com dimensões de 15mm de diâmetro e $0,8 \pm 0,1$ mm de espessura. Cada disco foi fixado a um “*sprue*” preso à base do cilindro de injeção. Posteriormente, o cilindro de papel IPS e.max envolveu os discos fixados nos “*sprues*” junto à base do cilindro de injeção (Figura 10). Para maior estabilidade do cilindro foi colocado um anel de plástico na entrada do mesmo. A mistura do revestimento especial do sistema IPS e.max, a qual é feita mecanicamente no vácuo, foi colocada no interior do cilindro de injeção, preenchendo-o por completo e respeitando o tempo de presa do material. Realizados esses procedimentos, retirou-se o cilindro de papel. O cilindro de revestimento foi levado ao forno EP500 onde se iniciou o processo de cera perdida. Ao término dessa etapa, o cilindro de revestimento foi levado ao forno EP600 para o processo de injeção da cerâmica (Figura11). Na Tabela 5 é possível ver a duas cerâmicas selecionadas. O ciclo de injeção da cerâmica está descrito na Tabela 6. Terminada essa etapa, aguardou-se o resfriamento do cilindro de revestimento para proceder à eliminação do revestimento e obtenção dos discos cerâmicos injetados finais (Figura 12). Os discos cerâmicos injetados foram separados do “*sprue*” por um disco de diamante em baixa rotação, e calibrados em 0,5mm de espessura (Figura 13).

Tabela 5 – Cerâmicas de infra-estrutura e Injetado do sistema IPS e.max

| SISTEMA CERÂMICO (Infra-estrutura) | FABRICANTE | Tipo de cerâmica |
|---|---------------------|-------------------------|
| IPS e.max Press | Ivoclar Vivadent | MO |
| IPS e.max Press | Ivoclar Vivadent | HO |

Tabela 6 - Ciclo de injeção da cerâmica IPS e.max

| B | t | T | H | V₁ | V₂ | Pressão |
|----------|----------|----------|----------|----------------------|----------------------|----------------|
| 700°C | 60°C | 920°C | 20 | 500°C | 920°C | 5 bar |

FIGURA 10 - Discos fixados no *sprue*.

FIGURA 11 - Forno de injeção EP600.

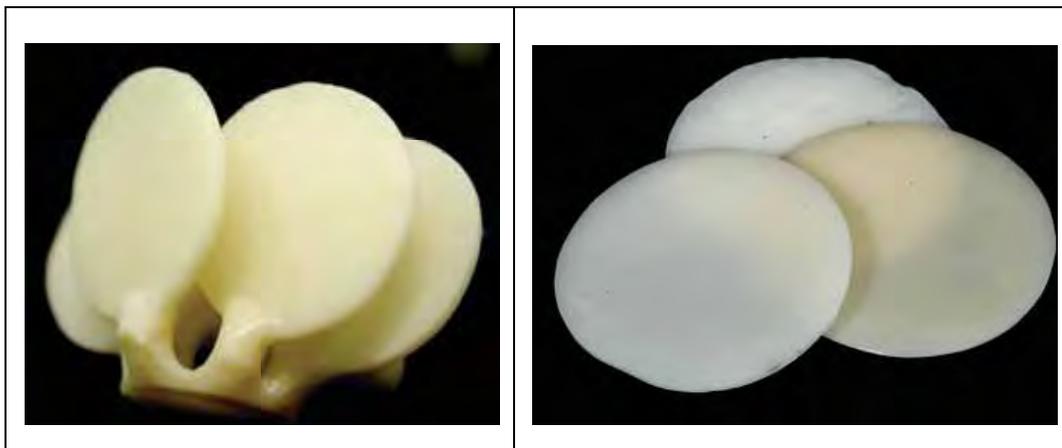


FIGURA 12 - Discos injetados de IPS e.max.

FIGURA 13 - Discos calibrados.

Grupo12:

A confecção dos corpos-de-prova se procedeu com a utilização da cerâmica IPS d.SIGN, a partir da mistura de pó Dentin Body A2 e Build-Up Liquid.

Foram utilizadas duas matrizes de acrílico (Figura 14). A mistura do material foi realizada por uma espátula para manipulação de cerâmica sobre o godê (Figura 15). Essa mistura foi inicialmente levada a uma matriz circular de acrílico com diâmetro de 17mm e espessura de 0,5mm, colocada sobre uma placa de vidro (Figura 16). A cerâmica foi condensada em pequenos incrementos na matriz de acrílico e com auxílio de papel absorvente removeu-se o excesso de líquido.

Esse procedimento foi repetido até o preenchimento completo da matriz de acrílico, visando à obtenção de uma superfície lisa, livre de bolhas e com aparência seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz de acrílico e levada ao forno

KERAMAT I KNEBEL para a etapa da primeira queima (Figura 17). Devido à contração de sinterização, os discos de cerâmica foram levados a outra matriz de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura e os espaços remanescentes foram novamente preenchidos com cerâmica e levados ao forno para a segunda queima. Realizado esse processo, os discos de cerâmica, presos a um dispositivo de 0,5mm de diâmetro, foram ajustados na espessura requerida com auxílio de uma fita de lixa, acoplada a uma esteira, que removia os excessos que ultrapassavam os 0,5mm de diâmetro do dispositivo.

Após a remoção dos excessos, aplicou-se sobre os discos uma camada de glaze líquido com pincel, os quais foram levados ao forno para a conclusão dos corpos-de-prova (Figura 18).

As temperaturas dos processos de primeira e segunda queima da cerâmica estão descritos na Tabela 7. O glaze pertencia ao Kit Glazing and staining liquid, e sua temperatura de queima está descrita na Tabela 7.

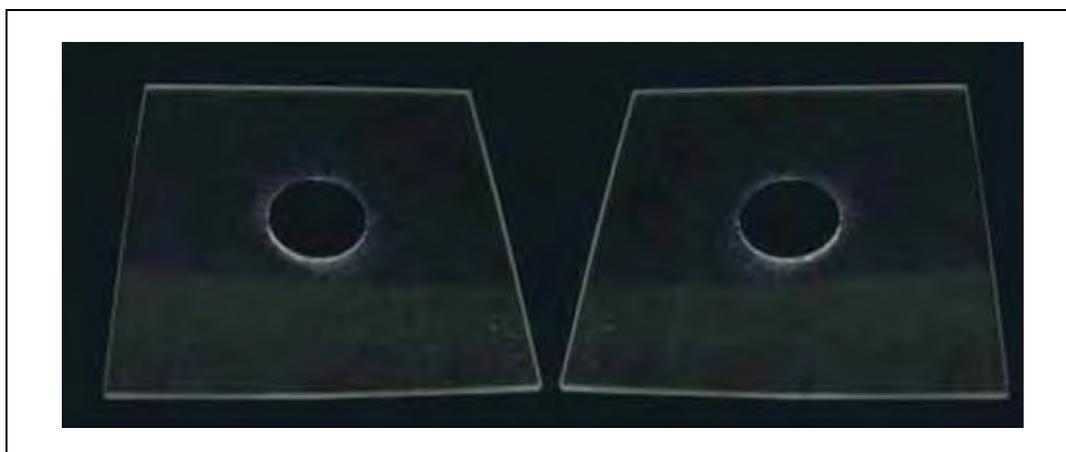


FIGURA 14 - Matrizes de acrílico.



FIGURA 15 - Mistura da cerâmica d.SIGN.

FIGURA 16 - Condensação da cerâmica na matriz.



FIGURA 17 - Cerâmica retirada da matriz.

FIGURA 18 - Discos concluídos.

Tabela 7 - Ciclo da queima e glazing da cerâmica IPS d.SIGN

| Ciclo | T | B | S | t | H | V ₁ | V ₂ |
|-----------------------|-------|-------|---------|------|---------|----------------|----------------|
| 1-2 queima | 870°C | 403°C | 4-6 min | 60°C | 1 min | 450°C | 869°C |
| glazing | 830°C | 403°C | 4 min | 60°C | 1-2 min | 450°C | 869°C |

Os corpos-de-prova foram obtidos pela confecção de discos cerâmicos de infra-estrutura segundo as especificações dos fabricantes.

Cada um deles possuía $15 \pm 0,01$ mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,01$ mm de espessura. O diâmetro dos corpos-de-prova foi padronizado de acordo com o diâmetro do porta-espécime contido no espectrofotômetro. A espessura dos corpos-de-prova foi determinada com a finalidade de simular as dimensões de um coping de coroa de cerâmica pura, as quais utilizam em média uma infra-estrutura de 0,5mm de espessura. As superfícies dos corpos-de-prova eram lisas e livres de qualquer irregularidade. Foram confeccionados 5 espécimes para cada marca comercial de cerâmica selecionada para o estudo.

Experimento 1

4.2 Delineamento Experimental

Neste estudo, foi avaliada a luz transmitida através de diferentes infra-estruturas cerâmicas, de 12 diferentes sistemas cerâmicos (Tabela 1). Assim, o teste apresentou um $n=5$. Para o teste de transmitância direta foi utilizado o espectrofotômetro SpectraPro-150/Acton Research Corporation.

4.3 Teste de espectrofotometria de Transmitância direta em infra-estruturas cerâmicas.

A Transmitância direta gerada durante o teste foi registrada através de um Espectrofotômetro UV-visível (SpectraPro-150/Acton Research Corporation) para corpos sólidos que possui um monocromador com 150 mm de comprimento focal e grade de difração de 1200g/mm. As

medições foram realizadas numa faixa de comprimento de onda entre 400nm e 700nm⁵⁻⁶.

A limpeza dos corpos-de-prova procedeu-se mediante a utilização de flanelas embebidas em álcool 90% (Álcool etílico Da Ilha), de maneira que não deixasse qualquer tipo de resíduo nas superfícies dos mesmos, abolindo-se com isso qualquer variável que pudesse alterar os resultados das medições.

Os corpos-de-prova foram posicionados individualmente no orifício central de um dispositivo de teflon preto permitindo um perfeito ajuste entre eles (Figura 19). Uma vez posicionado o corpo-de-prova no dispositivo de Teflon, foi colocado um anteparo de 10mm de diâmetro com objetivo de delimitar a área de leitura. Este conjunto foi levado ao espectrofotômetro de UV-visível, para o ensaio de Transmitância direta em comprimento de onda entre 400 e 700nm, faixa em que se enquadra a luz visível. O dispositivo de Teflon teve a função de posicionar o corpo-de-prova na célula de leitura, mantendo-o na área óptica de leitura para obter uma angulação de 0°/0° em relação à luz incidente^{6,58,75-76}. A luz transmitida foi captada pelo receptor localizado atrás do corpo-de-prova (Figura 20).

Para cada corpo-de-prova foi realizada uma leitura, em tempo não superior a 5 segundos, com ângulo de incidência e leitura em 0°/0° e intervalo de 1nm. As condições de uso do equipamento incluem um

tempo de aquecimento do filamento não inferior a 5 minutos, temperatura de 22 +/- 2°C e umidade relativa em faixa de 50+/- 5 %.

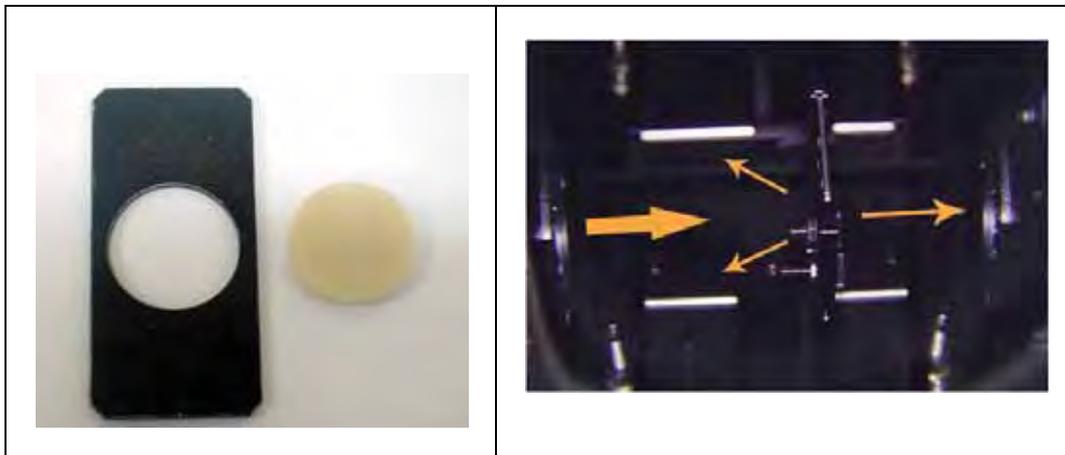


FIGURA 19 - Porta-espécime e corpo-de-prova.

FIGURA 20 – Direção da luz e localização do receptor.

Os valores numéricos da Transmitância direta do material na faixa de 400 a 700nm foram inicialmente armazenados em forma de arquivo no *software* do equipamento – SC-1 Spectracard e analisados no programa Origin 6.1 (Origin Co), sendo posteriormente transferidos para planilhas do programa Microsoft Office Excel para análise quantitativa dos espectros resultantes.

4.4 Confeção dos corpos-de-prova de infra-estrutura com cobertura cerâmica.

As infra-estruturas cerâmicas obtidas na etapa 1 para cada grupo em estudo (Tabela 1) foram utilizadas como base para a aplicação das cerâmicas de cobertura. Para a confecção da cobertura foi utilizada a cerâmica específica para cada sistema preconizada pelo fabricante (Tabela 8).

Tabela 8 – Sistemas Cerâmicos selecionados para o estudo

| Infra-Estrutura | Composto Base | Marca Comercial | Cerâmica de Cobertura cor A2 | Composto Base |
|---|--------------------------------------|------------------------|-------------------------------------|------------------------|
| G1 Cercon Zircônia B | Y-TZP | Dentsply | Cercon Ceram Kiss | Feldspática |
| G2 Cercon Zircônia A | Y-TZP | Dentsply | Cercon Ceram Kiss | Feldspática |
| G3 In-Ceram® Alumina | Al ₂ O ₃ | Vita | Vita VM 7 | Feldspática |
| G4 In-Ceram® Spinell | MgAl ₂ O ₄ | Vita | Vita VM 7 | Feldspática |
| G5 Procera AllZircon 2 | Y-TZP | Nobel Biocare | NobelRondo™ Zirconia | Feldspática |
| G6 Procera AllZircon 3 | Y-TZP | Nobel Biocare | NobelRondo™ Zirconia | Feldspática |
| G7 Procera AllZircon 4 | Y-TZP | Nobel Biocare | NobelRondo™ Zirconia | Feldspática |
| G8 Procera AllZircon 5 | Y-TZP | Nobel Biocare | NobelRondo™ Zirconia | Feldspática |
| G9 IPS e.max Press MO | SiO ₂ – Li ₂ O | Ivoclar – Vivadent® | IPS e.max Ceram | A base de fluorapatita |
| G10 IPS e.max Press HO | SiO ₂ – Li ₂ O | Ivoclar – Vivadent® | IPS e.max Ceram | A base de fluorapatita |
| G11 Zirconforce | Y-TZP | Cubo | IPS e.max Ceram | A base de fluorapatita |
| G12 IPS d.SIGN – controle positivo | | Ivoclar – Vivadent® | - | Leucita - Fluorapatita |

Inicialmente foi colocada a infra-estrutura no interior de uma matriz circular de acrílico com diâmetro de 17mm e espessura de 2mm. A confecção dos corpos-de-prova se finalizou a partir da mistura de pó

Dentin e líquido Build-Up Liquid. A mistura do material foi realizada por uma espátula para manipulação de cerâmica sobre o godê de mistura (Figura 21). Essa mistura foi levada à matriz colocada sobre uma placa de vidro, onde previamente tinha se colocado a infra-estrutura. A cerâmica foi condensada em pequenos incrementos na matriz de acrílico e com auxílio de papel absorvente removeu-se o excesso de líquido. Esse procedimento foi repetido até o preenchimento completo da matriz de acrílico, visando à obtenção de uma superfície lisa, livre de bolhas e com aparência seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz de acrílico e levada ao forno PROGRAMAT® P100 para a etapa de queima (Figura 22). Devido à contração de sinterização, os discos de cerâmica foram levados a outra matriz de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura e os espaços remanescentes foram novamente preenchidos com cerâmica e levados ao forno para a segunda queima. Realizado esse processo, os discos de cerâmica, foram ajustados na espessura requerida com auxílio de uma fita de lixa acoplada a uma esteira, que removia os excessos que ultrapassavam os 2mm de diâmetro do dispositivo. Após a remoção dos excessos, aplicou-se sobre os discos uma camada de glaze líquido com pincel, os quais foram levados ao forno para a conclusão dos corpos-de-prova (Figura 24).



FIGURA 21 - Mistura da cerâmica de cobertura.



FIGURA 22 - Cerâmica condensada na matriz.

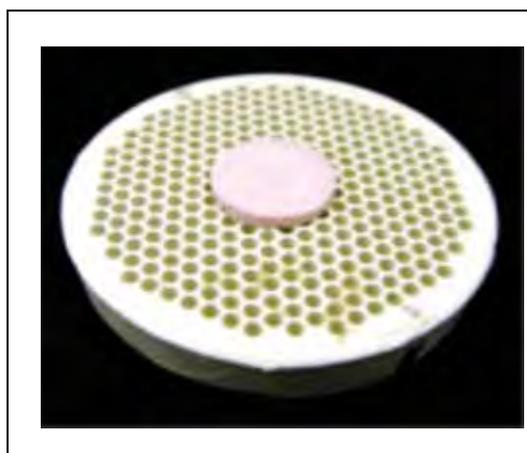


FIGURA 23 - Cerâmica levada ao forno.



FIGURA 24 - Aplicação do glaze.



FIGURA 25 - Conferindo a espessura.



FIGURA 26 - Discos terminados.

As temperaturas dos processos de primeira e segunda queima da cerâmica estão descritos na Tabela 9. O glaze pertencia ao Kit Glazing and staining liquid, e sua temperatura de queima está descrita na Tabela 9.

Tabela 9 - Ciclo da queima e glazing

| | T | B | S | t | H | V₁ | V₂ |
|-----------------------------|--------------------|--------------------|----------|-------------------|----------|----------------------|----------------------|
| 1-2 Queima | 870 ⁰ C | 403 ⁰ C | 4-6 min | 60 ⁰ C | 1 min | 450 ⁰ C | 869 ⁰ C |
| glazing | 830 ⁰ C | 403 ⁰ C | 4 min | 60 ⁰ C | 1-2 min | 450 ⁰ C | 869 ⁰ C |

Calibração dos corpos-de-prova

Os discos de cerâmica (infra-estrutura com cobertura) foram calibrados a uma espessura de 2mm, retirando os excessos de forma manual com discos de silicona, resultando em uma superfície lisa. Posteriormente, foram conferidas as dimensões $15 \pm 0,01$ mm de diâmetro e $2 \pm 0,01$ mm de espessura com um espessímetro análogo (Calipetto-S – Renfert, Germany) (Figura 25). O diâmetro dos corpos-de-prova foi padronizado de acordo com o diâmetro do porta-espécime contido no espectrofotômetro. A espessura dos corpos-de-prova foi determinada com a finalidade de simular as dimensões de uma coroa de cerâmica pura, as quais utilizam em média uma infra-estrutura de 0,5mm de espessura e 1,5mm de cobertura. As superfícies dos corpos-de-prova eram lisas e livres de qualquer irregularidade (Figura 26). Foram confeccionados 5

espécimes para cada marca comercial de cerâmica selecionada para o estudo.

Experimento 2

4.5 Espectrofotometria de Transmitância direta para corpos de prova de infra-estruturas com cobertura cerâmicas.

Para verificação da transmitância direta da luz em infra-estruturas com cobertura cerâmica procedeu-se da mesma forma descrita no Experimento 1. Os corpos-de-prova foram obtidos pela confecção de discos cerâmicos, segundo as especificações dos fabricantes.

Experimento 3

4.6 Espectrofotometria de refletância de infra-estruturas com cobertura cerâmica.

Os corpos-de-prova foram limpos com uma flanela com álcool 90% (Álcool etílico Da Ilha). Foi utilizado o espectrofotômetro de refletância CM 2600d (Konica Minolta Sensing, INC). De acordo com o fabricante, é importante ter o receptor em íntimo contato quando possível e perpendicular ao corpo-de-prova, para assim coletar a quantidade máxima de luz proveniente do espécime⁹. A calibração do espectrofotômetro foi realizada mediante a leitura de um fundo branco fornecido pelo fabricante de refletância conhecida.

A mensuração quantitativa foi feita pela comparação da luz refletida pelos corpos-de-prova sobre um fundo com grande reflexão (fundo claro)

e um fundo com baixa reflexão ou grande absorção de luz (fundo escuro)^{1,3,11,25,34-35,48,56-57}.

As primeiras leituras foram realizadas colocando os corpos-de-prova sobre um disco (1mm de espessura e 15mm de diâmetro) de cerâmica de dentina cor A2 (fundo claro)⁹. Entre estas superfícies foi colocado Try-In (Ivoclar Vivadent) transparente, exercendo uma pressão de 300mg para retirar os excessos, deixando uma camada uniforme⁴⁴. Posteriormente, os corpos-de-prova foram colocados em um porta-espécime branco para serem levados na câmara de leitura (Figura 27). Uma vez colocados os corpos-de-prova na base experimental, estes foram imobilizados através de um encaixe não permitindo que o conjunto (porta-espécime + corpos-de-prova) se movimentasse na base experimental durante os testes. Nesta posição o leitor do espectrofotômetro foi posicionado de forma perpendicular em íntimo contato sobre o centro dos corpos-de-prova (superfície com glaze).



Figura 27 – Porta-espécime branco

Figura 28 – Porta-espécime preto

Foi realizado um registro para cada corpo-de-prova, os quais tiveram como unidade de medida as coordenadas CIE L*a*b*. Este mesmo procedimento foi executado mudando o fundo de alta reflexão por um disco de metal (1mm de espessura e 15mm de diâmetro) de baixa reflexão (fundo escuro) e mudando também o porta-espécime por um preto para todas as amostras³⁵ (Figura 28).

Os valores numéricos das coordenadas CIE L*a*b* da refletância do material na faixa de 400 a 700nm foram inicialmente armazenados em forma de arquivo no *software* próprio do equipamento, sendo posteriormente transferidos para planilhas do programa Microsoft Excell para análise quantitativa dos espectros resultantes. As diferenças de valores de cor (ΔE) entre o grupo de controle e cada um dos grupos de estudo foi calculada mediante a equação ΔE :

$$\Delta E = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}.$$

4.7 Planejamento Estatístico

O procedimento estatístico da análise de variância de dois fatores foi utilizado para avaliar a transmitância direta e a refletância das amostras. Essa análise foi complementada por comparações múltiplas de médias pelo teste t. A análise de variância pressupõe que sejam satisfeitas, aproximadamente, algumas condições. Os erros experimentais são estimados pelos resíduos que são as diferenças entre os valores individuais de resistência e a média de resistência do grupo experimental aos quais os valores pertencem. Adotou-se, em todos os testes, o nível usual de 5% de significância para a tomada de decisão.

RESULTADO

5 RESULTADO

Os dados obtidos nos testes de transmitância direta e refletância foram tabulados para a realização da análise descritiva (médias e desvio-padrão). Os dados obtidos foram analisados pelo Teste ANOVA com um nível de significância de 5%.

5.1 Análise dos dados de Transmitância direta.

As médias e o desvio-padrão de todos os grupos submetidos ao teste de transmitância direta estão demonstrados na Tabela 10.

Tabela 10 - Valores de Transmitância direta para infra-estruturas e infra-estruturas + cobertura

| Grupos | Infra-estruturas | Infra-estruturas + cobertura |
|--------|------------------------|------------------------------|
| | Médias e Desvio Padrão | Médias e Desvio Padrão |
| G1 | 15,04 ±0,18 | 6,28 ±0,31 |
| G2 | 13,18 ±0,33 | 5,60 ±0,27 |
| G3 | 23,40 ±0,38 | 10,80 ±0,44 |
| G4 | 34,54 ±0,23 | 11,44 ±0,28 |
| G5 | 33,20 ±0,29 | 14,16 ±0,37 |
| G6 | 32,34 ±0,30 | 13,44 ±0,33 |
| G7 | 31,12 ±0,34 | 13,02 ±0,26 |
| G8 | 30,34 ±0,42 | 12,50 ±0,20 |
| G9 | 41,08 ±0,38 | 19,70 ±0,35 |
| G10 | 29,56 ±0,26 | 13,84 ±0,15 |
| G11 | 27,82 ±0,38 | 12,86 ±0,18 |
| G12 | 76,42 ±0,56 | 56,06 ±0,27 |

Quando comparadas as amostras de infra-estrutura para o teste de Transmitância direta, pode se observar algumas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos para todos os valores de Transmitância direta (Gráfico 1), onde G3, G9 e G12 tiveram um comportamento significativamente distinto entre si e com todos os outros grupos. Não houve diferenças entre os grupos G5, G6, G7 e G8, entre G4 e G5, entre G8, G10 e G11 e entre G1 e G2 para os valores máximos dessa medição ($p < 0,05$). Na tabela 11 é possível observar a comparação das médias entre os grupos.

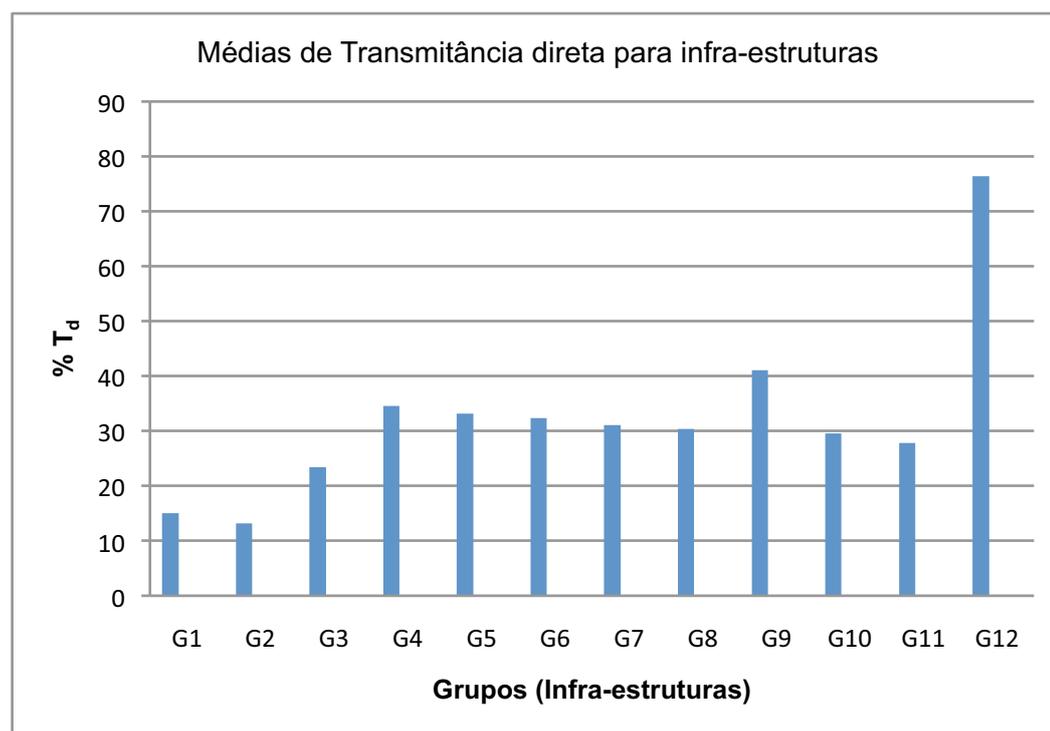


GRÁFICO 1 - Médias de T_d obtidas para infra-estruturas.

Tabela 11 – Comparação das médias para cada grupo (infra-estruturas)

| Grupo | Comparação entre Grupos (infra-estruturas) | | | | | | |
|--------------|---|---|---|---|---|---|---|
| G1 | x | | | | | | |
| G2 | x | | | | | | |
| G3 | | x | | | | | |
| G4 | | | x | | | | |
| G5 | | | x | x | | | |
| G6 | | | | x | | | |
| G7 | | | | x | | | |
| G8 | | | | x | x | | |
| G9 | | | | | | x | |
| G10 | | | | | x | | |
| G11 | | | | | x | | |
| G12 | | | | | | | x |

* Grupos com colunas coincidentes indicam similaridade estatística ($p < 0,05$)

Quando foram comparadas as amostras de infra-estrutura com cobertura através dos resultados da Análise de Variância verificou-se que houve diferenças significativas entre os grupos (Gráfico 2), em que G9 e G12 tiveram um comportamento significativamente distinto entre si e com todos os outros grupos. Atribuiu-se um comportamento semelhante para os grupos G5, G6, G7 e G10, entre G1 e G2 e entre G3 e G4.

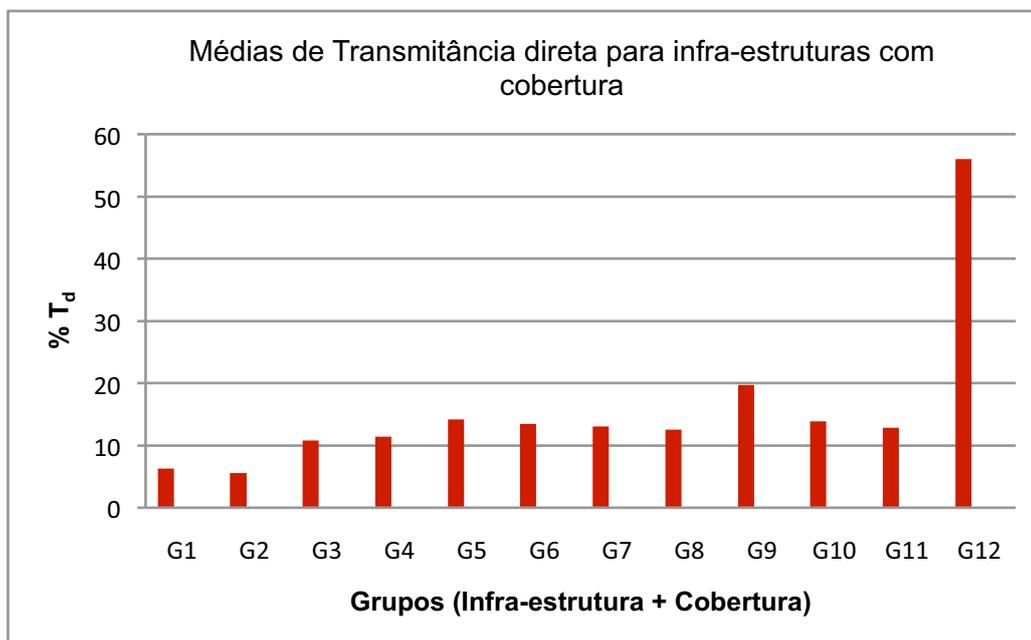


GRÁFICO 2 - Médias de T_d obtidas para infra-estruturas com cobertura.

Tabela 12 – Comparação das médias para cada grupo (infra-estruturas com cobertura)

| Grupo | Comparação entre Grupos (infra-estrutura+cobertura) | | | | | |
|-------|---|---|---|---|---|---|
| G1 | x | | | | | |
| G2 | x | | | | | |
| G3 | | X | | | | |
| G4 | | X | | | | |
| G5 | | | X | | | |
| G6 | | | X | x | | |
| G7 | | | X | x | | |
| G8 | | | | x | | |
| G9 | | | | | x | |
| G10 | | | X | | | |
| G11 | | | | x | | |
| G12 | | | | | | x |

* Grupos com colunas coincidentes indicam similaridade estatística ($p < 0,05$)

No Gráfico 3 podemos observar o comportamento das infra-estruturas com sua correspondente cerâmica de cobertura. Em azul os valores de infra-estrutura e em vermelho os valores de infra-estrutura + cobertura. O fato de se aumentar a espessura das amostras (infra-estrutura + cobertura) faz com que a transmitância tenha uma queda importante em algumas delas de até a metade do valor.

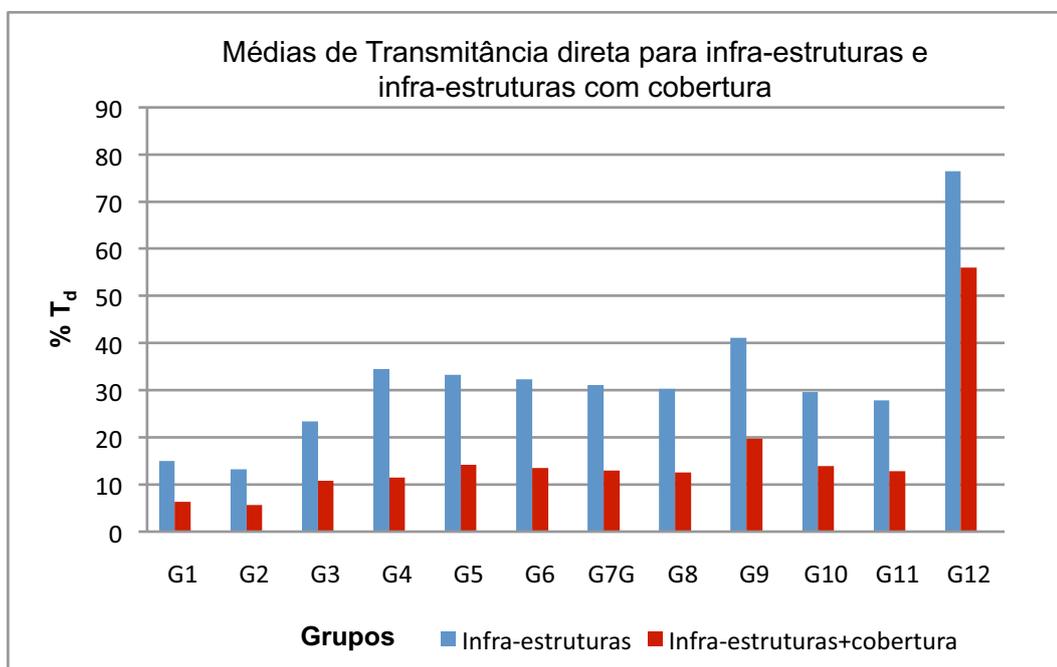


GRÁFICO 3 - Médias de T_d obtidas para infra-estruturas e Infra-estrutura com cobertura.

5.2 Análise dos dados de Refletância.

A partir dos valores de refletância espectral foram calculadas as coordenadas do espaço de cor CIE $L^*a^*b^*$, considerando o iluminante padrão D_{65} e o observador padrão de 10° (1964). As tabelas 11 mostram os valores (média de cinco corpos de prova) das coordenadas L^* , a^* e b^* e desvio padrão obtidos para cada uma das amostras de cerâmica com

fundo branco e com fundo preto, respectivamente, para cada sistema cerâmico.

Na Tabela 13 estão os valores de Refletância, de cada corpo-de-prova (infra-estrutura com cobertura), em coordenadas CIE L*a*b.

Tabela 13 - Valores das coordenadas CIE L*a*b* obtidos para cada sistema

| | Fundo Branco | | | Fundo preto | | |
|------------|---------------|--------------|---------------|---------------|--------------|---------------|
| | L* | a* | b* | L* | a* | b* |
| G1 | 71,912 ±0,016 | 1,978 ±0,013 | 11,828 ±0,008 | 53,960 ±0,025 | 1,130 ±0,035 | 8,684 ±0,040 |
| G2 | 72,502 ±0,026 | 3,122 ±0,043 | 16,900 ±0,029 | 51,748 ±0,016 | 1,982 ±0,047 | 12,126 ±0,045 |
| G3 | 61,468 ±0,250 | 3,102 ±0,102 | 16,182 ±0,102 | 45,630 ±4,374 | 1,620 ±0,128 | 11,726 ±0,178 |
| G4 | 64,564 ±0,316 | 3,614 ±0,224 | 13,496 ±0,223 | 48,832 ±0,191 | 2,040 ±0,146 | 9,244 ±0,198 |
| G5 | 65,676 ±0,394 | 2,084 ±0,076 | 15,690 ±0,130 | 49,700 ±0,283 | 0,762 ±0,123 | 9,422 ±0,336 |
| G6 | 70,120 ±0,302 | 1,852 ±0,048 | 15,514 ±0,115 | 50,526 ±0,145 | 0,802 ±0,082 | 9,580 ±0,119 |
| G7 | 66,096 ±0,103 | 2,420 ±0,064 | 16,354 ±0,197 | 49,732 ±0,055 | 0,910 ±0,084 | 10,474 ±0,144 |
| G8 | 65,780 ±0,238 | 2,936 ±0,070 | 15,876 ±0,123 | 50,648 ±0,149 | 1,184 ±0,070 | 10,212 ±0,084 |
| G9 | 62,532 ±0,266 | 3,948 ±0,051 | 16,602 ±0,146 | 47,268 ±0,065 | 1,622 ±0,042 | 10,184 ±0,054 |
| G10 | 64,754 ±0,062 | 3,536 ±0,064 | 16,316 ±0,064 | 46,846 ±0,059 | 1,942 ±0,048 | 9,858 ±0,042 |
| G11 | 64,840 ±0,168 | 2,394 ±0,038 | 14,624 ±0,104 | 48,732 ±0,058 | 1,194 ±0,050 | 9,824 ±0,073 |
| G12 | 68,122 ±0,045 | 2,036 ±0,065 | 17,886 ±0,032 | 47,552 ±0,046 | 0,314 ±0,043 | 9,104 ±0,058 |

A maior ou menor luminosidade de uma cor está determinada pelos valores de L^* , e isto é percebido como mais claro ou mais escuro. O Gráfico 4 mostra os valores de L^* , comparando a média de cada amostra com fundo branco e com fundo preto. Podemos observar que os valores de L^* para fundo branco foram maiores que com fundo escuro, influenciando na coordenada L^* . Isto acontece porque o fundo branco é mais refletivo.

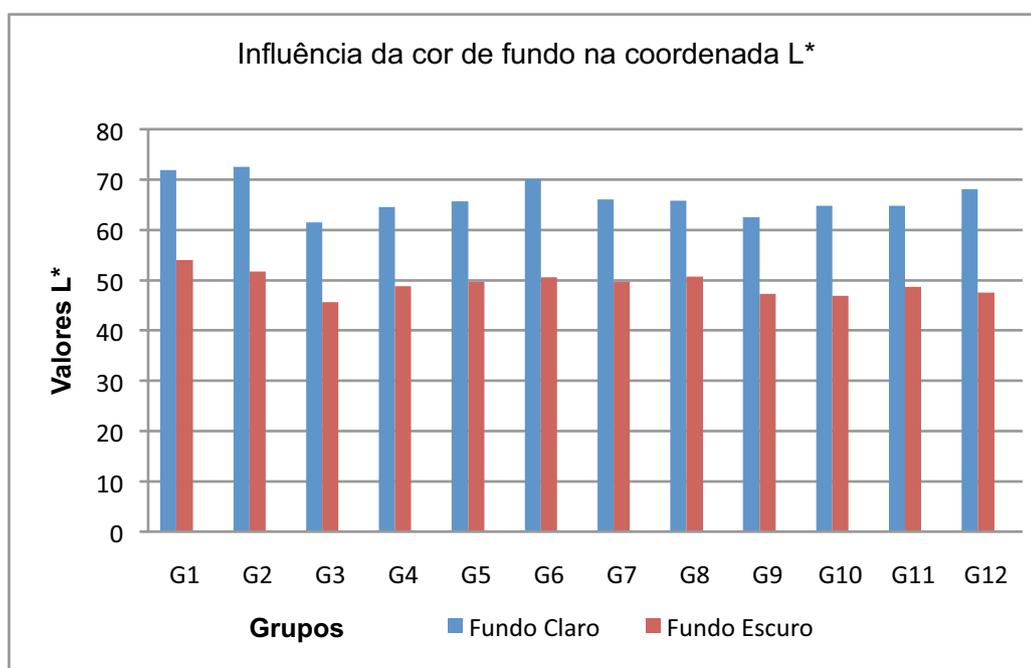


GRÁFICO 4 - Influência da cor do fundo nos valores de L^* .

A influência do fundo claro e escuro no comportamento da coordenada a^* (eixo vermelho/verde) está representada no Gráfico 5. Esta mudança de fundo é altamente influente nos valores da coordenada a^* , em que o fundo preto deixou todas as amostras menos vermelhas.

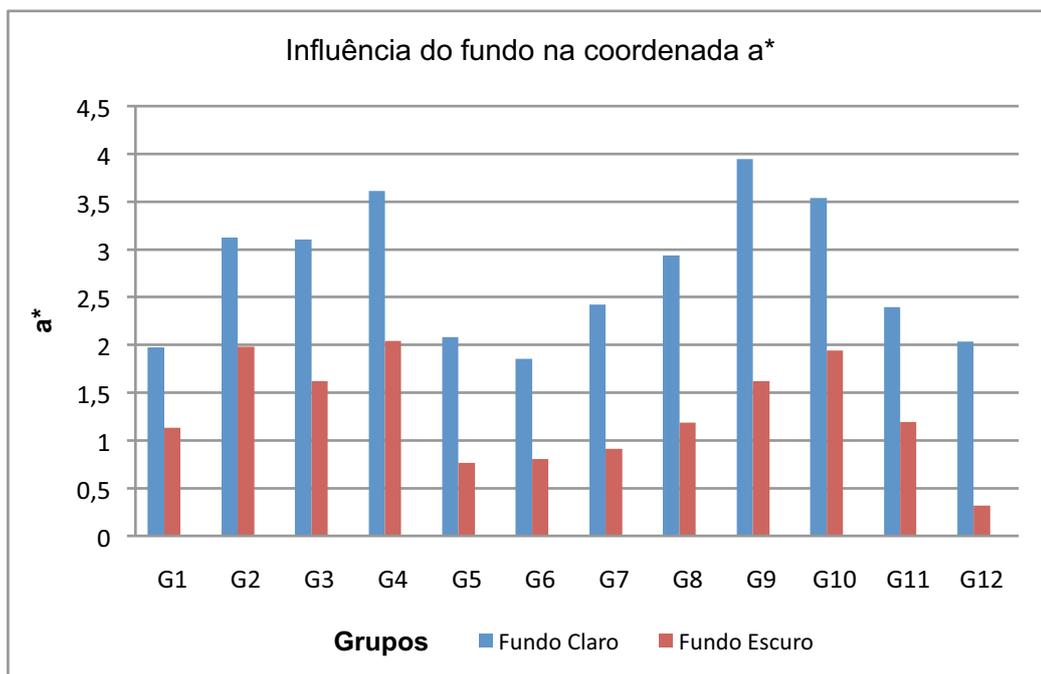


GRÁFICO 5 - Influência da cor do fundo nos valores de a*.

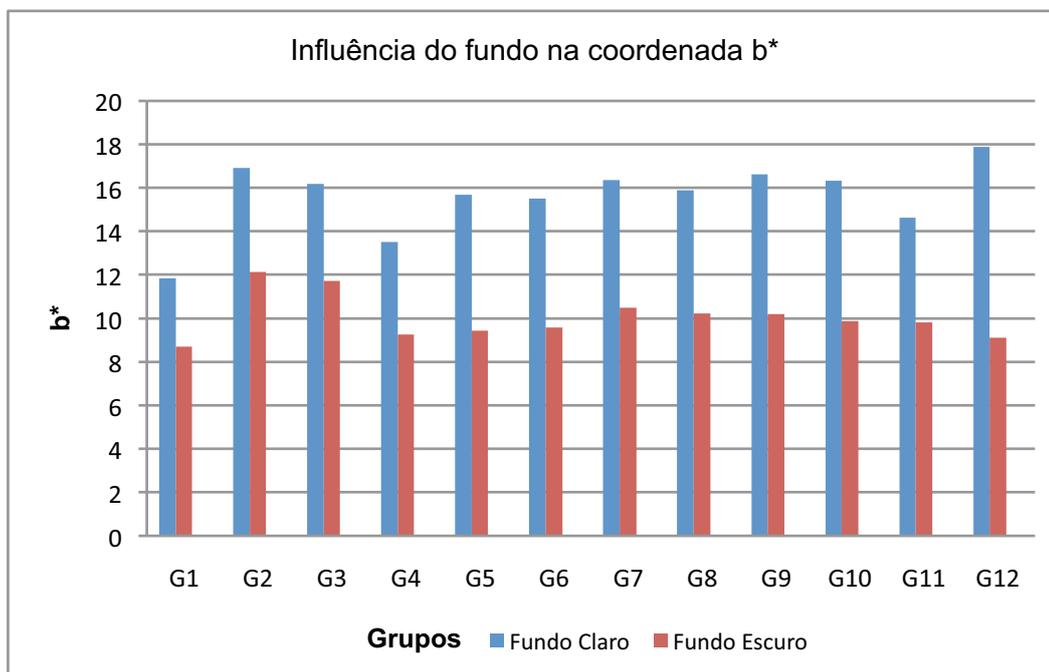


GRÁFICO 6 - Influência da cor do fundo nos valores de b*.

O Gráfico 6 mostra o comportamento da coordenada b* (eixo amarelo/azul) com relação à mudança da cor de fundo. Para as amostras

a coordenada b^* é altamente influenciada pela cor de fundo. O fundo branco deixou todas as amostras muito mais amarelas.

Considerando as coordenadas CIE $L^*a^*b^*$ obtidas para o fundo claro e para o fundo escuro, para cada uma das amostras, é possível calcular ΔE . A tabela 14 apresenta estas diferenças.

Tabela 14 - Valores das diferenças de cada coordenada

| Grupos | ΔL^* | Δa^* | Δb^* | ΔE^*_{ab} |
|---------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|
| G1 | 17,952 | 0,848 | 3,144 | 18,245 |
| G2 | 20,754 | 1,140 | 4,774 | 21,326 |
| G3 | 15,838 | 1,482 | 4,456 | 16,520 |
| G4 | 15,732 | 1,574 | 4,252 | 16,372 |
| G5 | 15,976 | 1,322 | 6,268 | 17,212 |
| G6 | 19,594 | 1,050 | 5,934 | 20,500 |
| G7 | 16,364 | 1,510 | 5,880 | 17,454 |
| G8 | 15,132 | 1,752 | 5,664 | 16,252 |
| G9 | 15,264 | 2,326 | 6,418 | 16,721 |
| G10 | 17,908 | 1,594 | 6,458 | 19,103 |
| G11 | 16,108 | 1,200 | 4,800 | 16,851 |
| G12 | 20,570 | 1,722 | 8,782 | 22,432 |

As diferenças do ΔE^*_{ab} menores que 1 unidade são consideradas imperceptíveis e que as diferenças de cor entre 1 e 2 unidades, em geral são consideradas aceitáveis. Clinicamente, as diferenças entre 3,3 e 3,7 unidades são consideradas aceitáveis.

A coordenada L^* foi altamente influenciada pela cor de fundo, como mostra o Gráfico 7. Nele pode-se observar que todos os valores das

amostras apresentaram valores superiores a 3.7 unidades consideradas aceitável. Sendo a luminosidade a mais afetada pela mudança do fundo claro e escuro. Os valores positivos do ΔL^* nos indicam que apresentam maior luminosidade.

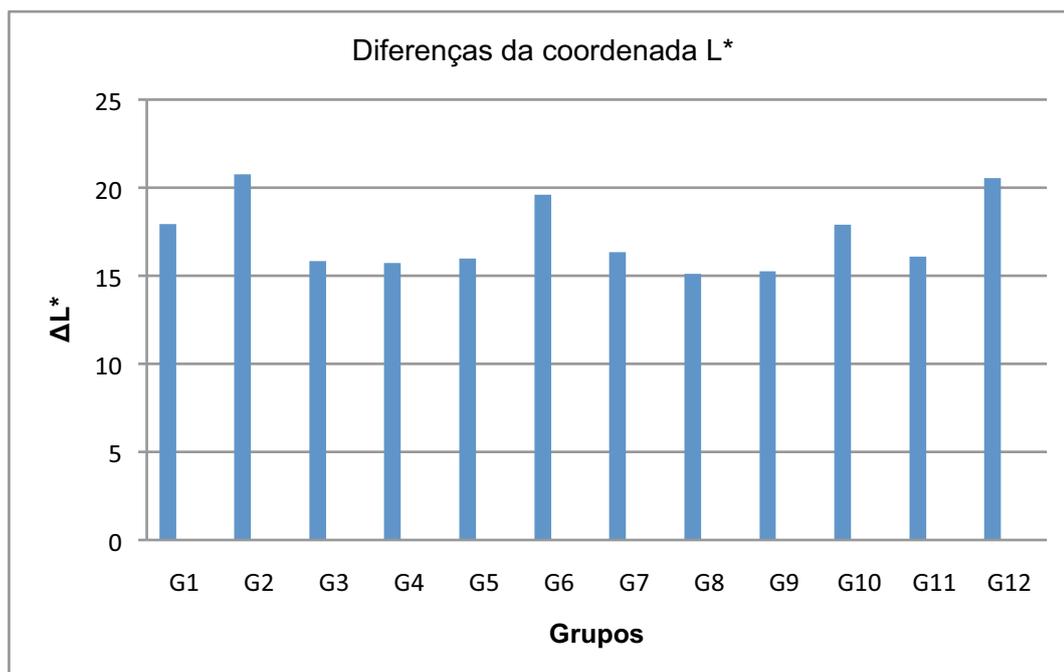
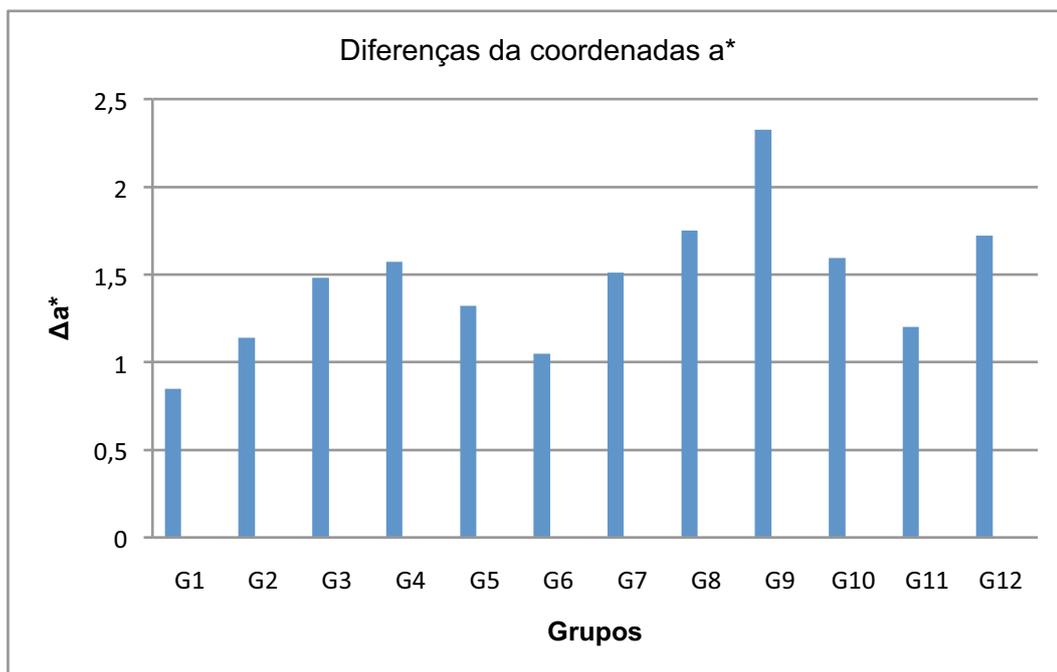
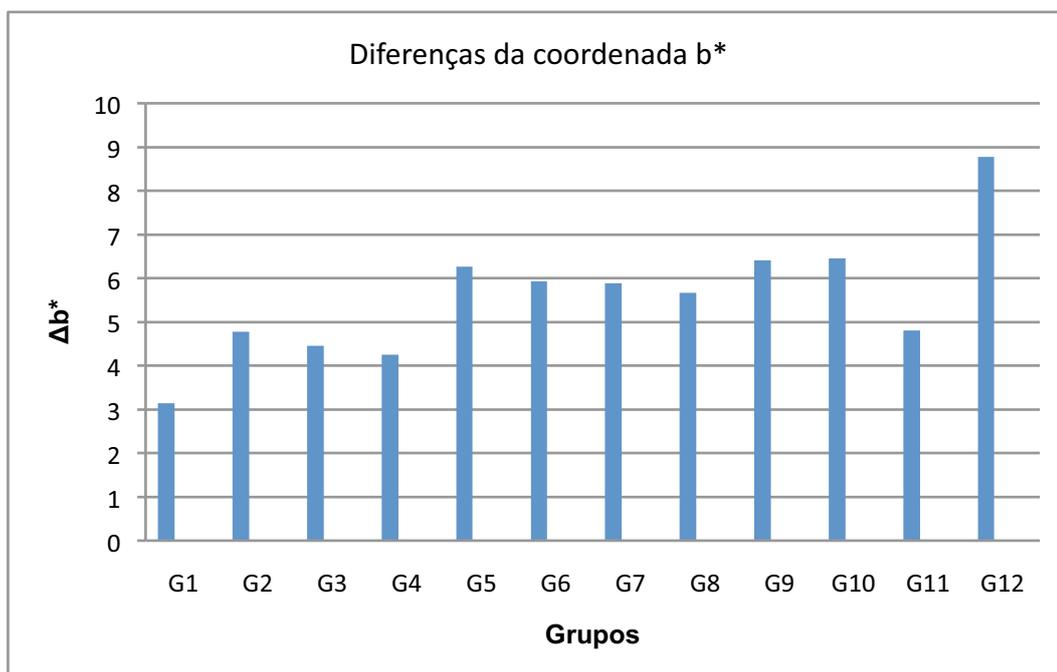


GRÁFICO 7 - Diferenças da coordenada L*.

Os valores positivos para as coordenadas de Δa^* (eixo vermelho-verde) significam que está sendo registrada uma cor com predomínio do vermelho. Os valores de Δa^* apresentando valores inferiores a 3,7 são considerados aceitáveis (Gráfico 8). Desta forma a influência do fundo claro e escuro é clinicamente imperceptível.

GRÁFICO 8 - Diferenças da coordenada a^* .GRÁFICO 9 - Diferenças da coordenada b^* .

Os valores positivos do Δb^* (eixo amarelo-azul) apresentam uma tendência ao amarelo. As diferenças do fundo tornaram as amostras mais

ou menos amarelas. A influência da cor do fundo para a coordenada b^* é grande (Gráfico 9). Todos os valores encontrados apresentam valores superiores a 3,7 de unidade, com a exceção de G1.

A magnitude de ΔE^*_{ab} informa o tamanho da diferença total, mas não fornece indicação do caráter da diferença de cor, isto é, não indica a quantidade relativa e direção das diferenças de luminosidade, croma e matiz. Estas informações só podem ser obtidas se cada uma das componentes que formam a ΔE^*_{ab} forem analisadas separadamente. No Gráfico 10 é possível observar as diferenças totais (ΔE^*_{ab}) para todos os grupos em estudo.

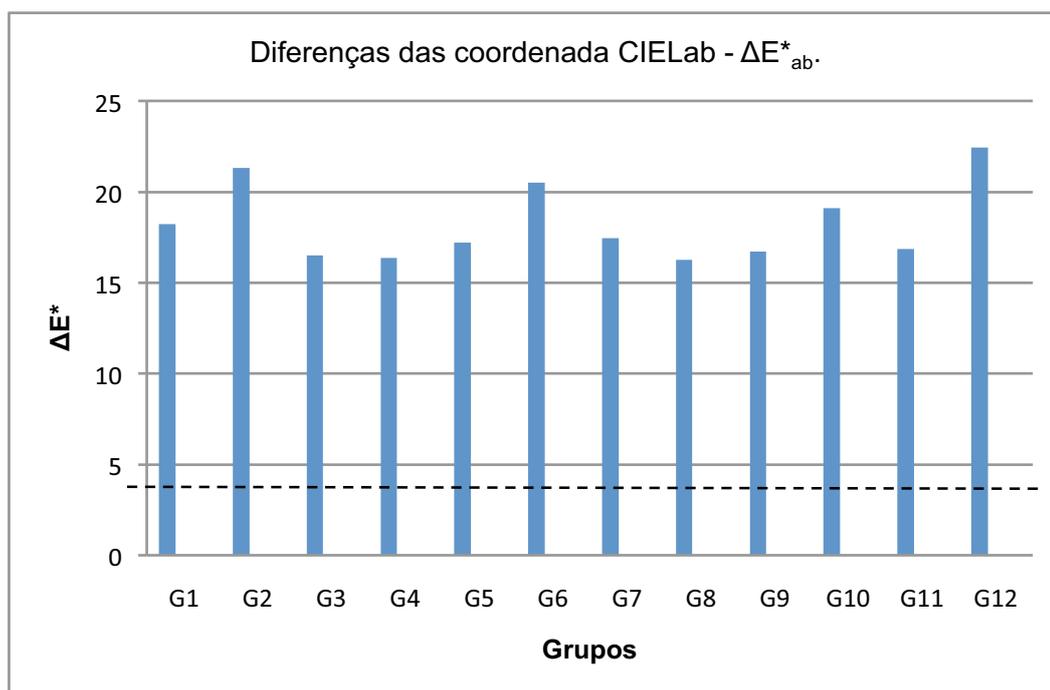


GRÁFICO 10 - Diferenças da coordenada ΔE^*_{ab} .

As diferenças de cor total (ΔE^*_{ab}) são compostas pelas diferenças das coordenadas L^* , a^* e b^* , conforme equação. Quando cada coordenada é analisada de forma individual (L^* , a^* e b^*) é possível

observar que existem algumas amostras dentro do limite de aceitabilidade clínica, no entanto, analisando ΔE^*_{ab} total nenhuma das amostras seria aceitável. Todas as amostras apresentaram valores superiores ao limite de aceitabilidade clínica de 3,7 unidades (linha descontínua) de diferença de cor total, portanto, a diferença de cor total é significativamente influenciada pela cor de fundo.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A luz é constituída de partículas denominadas fótons, representadas pelos diferentes comprimentos das ondas eletromagnéticas. A percepção humana da luz compreende ondas eletromagnéticas com comprimentos de 400 a 700nm^{32,75}. A luz visível é na realidade uma mistura de ondas de diferentes comprimentos, denominada luz branca.

Quando a luz incide em um objeto, esta pode proporcionar alguns fenômenos como a absorção, transmissão ou reflexão, sendo que a interação da luz com a matéria resulta da união de dois ou mais fenômenos^{31-32,86}.

Em condições naturais, a luz que ilumina um objeto é a luz branca, resultado da mistura de todas as cores do espectro³⁰. Este mesmo objeto apresenta uma cor porque sua superfície está em condições de absorver determinados comprimentos de onda da luz incidente, refletindo um ou mais comprimentos de onda, o qual é percebido como uma cor particular. Assim, o objeto é branco quando reflete todos os comprimentos de onda dos quais se compõem a luz; vermelho quando absorve todos os comprimentos de onda relacionados ao violeta, azul, verde, laranja, amarelo e refletindo o vermelho; negro quando absorve integralmente todos os comprimentos de onda da luz^{8,12,80,84}. Estas definições nos levam a observação de que um objeto manifestará mais sua cor

proporcionalmente à sua opacidade, relacionada à sua capacidade de absorver e refletir luz. Partindo-se deste princípio, um corpo translúcido apresentará cor de forma inversamente proporcional com o grau de sua translucidez.

Baseado no conceito da transmissão da luz, que é a capacidade de um corpo permitir a passagem de luz em seu interior, o meio transmissor, relacionado com a luz incidente, pode ser basicamente classificado em opaco, transparente e translúcido^{31,32,80}. Se ocorrer a passagem da luz através deste, este se denomina transparente ou translúcido, caso contrário, é denominado opaco. O comportamento óptico de cada meio será determinado pelo grau de dispersão, refração, transmissão e absorção do raio de luz ao interagir com o corpo⁸⁶.

De acordo com as características de interação da luz com a matéria, estes são considerados opacos quando não transmitem nenhuma quantidade de luz nele incidida, sendo esta apenas absorvida e/ou refletida³¹. A opacidade normalmente é observada em um material não transmissor de luz, e geralmente utilizada para descrever materiais que absorvem ou refletem toda a luz, não permitindo sua passagem, neste caso sendo denominado de opacidade total^{12,80,86}.

Um meio transparente permite passagem de luz em seu interior sem sofrer modificações em sua trajetória, isto significa que um observador poderá ver através dele sem distorções dos objetos e suas formas^{59,87}. Em contrapartida, os corpos e os materiais translúcidos se

caracterizam por permitir a passagem de luz incidente em seu interior, porém modificando sua direção, não sendo possível observar claramente os objetos que se encontram atrás do meio observado^{8,12,31}.

Na literatura existe um consenso na utilização de espectrofotômetros para a mensuração de corpos translúcidos. Os espectrofotômetros medem e gravam a quantidade de luz refletida ou transmitida por um objeto, sendo que os dados devem ser transformados em um formato útil como curvas espectrais. O efeito de um objeto na luz pode ser descrito pelas curvas de transmitância espectral ou de refletância espectral, que mostram a fração da luz refletida ou transmitida pelo material para cada comprimento de onda. A proporção entre a luz transmitida no ar e da amostra nos diversos comprimentos de onda é chamada de transmitância¹⁴. As peculiaridades de picos e depressões do espectro obtido (em um dos modos de análise) são altamente características dos materiais que compõem a amostra, e são utilizadas para identificação e análise. As curvas espectrais fornecidas pelos espectrofotômetros podem ser transferidas na forma de dados para o computador.

Pesquisas que^{4,15,40,73,84} avaliaram a translucidez e a cor das amostras empregaram, respectivamente, o método do espectrofotométrico “tristimulus photoelectric”, e o sistema colorimétrico CIELab^{13,14,42,67,85}. Uma calibração padrão para o espectrofotômetro de refletância é trabalhar com um observador de 10°. A fonte de luz padrão é

a D_{65} , que apresenta uma temperatura correlata de cor de 6504K e é utilizada para representar a média da luz do dia^{4,15,40,66,73}.

Os espectrofotômetros de refletância medem a luz refletida por uma amostra em muitos intervalos no comprimento de onda visível^{9,44,50,70,88}. O espectro de refletância de uma amostra pode ser usado em conjunto com a função do observador padrão da CIE e a distribuição relativa da energia espectral do iluminante, para calcular os valores tristímulos CIE $L^*a^*b^*$ daquela amostra sob aquele iluminante¹³. A operação de um espectrofotômetro é basicamente iluminar a amostra com luz branca e calcular o montante de luz que é refletido pela amostra em cada intervalo do comprimento de onda. O instrumento é calibrado usando-se uma amostra branca cuja refletância é conhecida e comparada a uma superfície que permita uma perfeita difusão.

Os dentes naturais apresentam diferentes nuances, como base cromática, translucidez, caracterizações internas e externas que devem ser reproduzidas pelas cerâmicas³³. Entre os aspectos ópticos valorizados atualmente e desejados nas cerâmicas está a translucidez. Esta propriedade possui um papel importante, pois propicia uma maior naturalidade à restauração cerâmica⁸².

Existem alguns fatores de variação da translucidez importantes a considerar na mensuração de um corpo translúcido: composição, índice de refração, presença ou ausência de cor, espessura do material, influência do fundo e a textura superficial⁷⁴.

O grau de translucidez de um corpo é inerente à composição do material, sendo sua marca característica³¹. A luz não atravessa o material sempre com a mesma direção de incidência, uma parte importante é desviada pela ação de partículas ou irregularidades do material que atravessa, sendo este efeito denominado de difusão da luz transmitida³².

A translucidez das cerâmicas é em grande parte dependente da dispersão da luz^{6,8}. Foi demonstrado mediante espectrofotometria que se a maioria da luz que passa através da cerâmica se dispersa intensamente e com alta reflexão, o material se apresenta mais opaco⁴⁰. Se uma parte da luz é dispersa e parte transmitida, o material se apresentará mais translúcido. A quantidade da luz que é absorvida, refletida, transmitida e refratada depende da quantidade de cristais dentro da matriz, de sua composição, da natureza química do material e do tamanho das partículas comparadas ao comprimento de onda da luz incidente^{34,86}.

Tradicionalmente as cerâmicas apresentam duas fases distintas, a fase cristalina, que geralmente possui cristais de alumina e leucita, e uma fase vítrea que basicamente é composta por feldspato de potássio e vidro². Neste sentido os grupos G9 e G12 apresentam uma maior quantidade de fase vítrea. Os grupos G3 e G4 possuem na sua composição uma alta concentração de óxido de alumínio e uma mistura de óxido de alumínio e de magnésio respectivamente. A composição da infra-estrutura dos grupos G1, G2, G5, G6, G7, G8 e G11 apresentam uma altíssima concentração de zircônia tetragonal policristalina

estabilizada com Ítrio. Neste sentido, quanto menor o conteúdo da fase cristalina, menor é a dispersão e maior a translucidez². Os grupos G9 e G12 possuem uma menor concentração de cristais na matriz vítrea em comparação com os outros grupos. Isto pode ser corroborado com os valores de transmitância direta nos quais os grupos G9 e G12 (para valores de infra-estrutura e infra-estrutura com cobertura) apresentaram os maiores valores de transmitância para amostras de diferente composição na mesma espessura. A composição base das infra-estruturas dos grupos G9 e G10 é dissilicato de lítio, mas os valores de transmitância de G10 foram menores, isto é possível pela alta opacidade (HO) da cerâmica que compõe este grupo, o que poderia ter sido causado por uma maior concentração de cristais. No trabalho de Hefferman et al.³⁴ (2002) os dados demonstraram que cerâmicas com alta concentração de óxido de alumínio apresentaram maior opacidade. Entretanto, nossos resultados indicaram que a maior opacidade se encontrou no G1 e G2 (para valores de infra-estrutura e infra-estrutura com cobertura), compostos por zircônia tetragonal policristalina. Quando comparados, as infra-estruturas de todos os grupos a base de zircônia tetragonal policristalina (G1, G2, G5, G6, G7, G8 e G11) os grupos G1 e G2 apresentaram valores de transmitância significativamente menores, o que pode ser decorrente de uma maior concentração de cristais.

Partículas semelhantes em tamanho ao comprimento de onda da luz têm o maior efeito de dispersão. A natureza química das partículas

(que transmitem e absorvem) e o índice de refração relativo das partículas influenciaram na quantidade de dispersão da luz^{34,86}.

Cerâmicas de partículas pequenas (aproximadamente 0.1 μ m em diâmetro) terão um comportamento menos opaco quando a luz passa através delas, por uma menor refração e absorção⁷. Partículas grandes (aproximadamente 10 μ m em diâmetro) causam reflexão de superfície, refração e absorção. Portanto, os materiais de partículas maiores têm reduzido o número de partículas por unidade de volume, e com isso exibem maior dispersão e opacidade^{2,86}. Para uma dispersão e opacidade máxima, necessita-se de uma partícula que produza uma dispersão levemente maior que o tamanho do comprimento de onda da luz e com um índice de refração diferente da matriz. Para Tada et al.⁷⁸ (1995) e Kim et al.⁴³ (2007) o processo de sinterização é altamente dependente da temperatura e é determinante na hora de obter uma distribuição homogênea dos cristais na matriz vítrea, favorecendo a transmitância.

Como mencionado anteriormente, a translucidez está relacionada diretamente com a difusão da luz transmitida e estes dois conceitos são dependentes do índice de refração do material. À medida que se aumenta este índice, se eleva o grau de dispersão da luz e, como consequência diminui a translucidez do material³¹⁻³².

O índice de refração de um mineral corresponde à proporção entre a velocidade da luz no vácuo e no mineral. Como por exemplo, o índice de refração do quartzo é em torno de 1,55 ($n = 1,55$) e, portanto, a

velocidade da luz dentro do quartzo é $1/1,55$ em comparação com o vácuo³². A maioria dos minerais transparentes e translúcidos apresenta índice de refração em torno de 1,5. A fluorita é um mineral típico de baixo índice, 1,43, e o diamante é um mineral com alto índice, 2,42.

A luz se propaga em diferentes meios, respectivamente, com uma velocidade da luz diferente. Quanto maior o índice de refração, maior será a refração da luz incidente, independentemente do ângulo de incidência da luz. Diz-se então, que um meio que possui um alto índice de refração apresenta uma alta densidade óptica (opacidade) e, ao contrário, um meio que possui um baixo índice de refração apresenta uma baixa densidade óptica (translucidez).

A composição básica das infra-estruturas dos grupos G1, G2, G5, G6, G7, G8 e G11 é zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítrio, e os grupos G3 e G4 possuem na sua composição uma alta concentração de óxido de alumínio e uma mistura de óxido de alumínio e de magnésio respectivamente. Os grupos G9 e G10 possuem dissilicato de lítio e o grupo G12 cerâmica feldspática reforçada por leucita. O composto predominante de cada sistema determina seu índice de refração e, portanto, o grau de espalhamento da luz.

Alguns cristais como a Fluorapatita sintética possui um índice de refração de 1,63,. O índice de refração dos cristais de leucita e do dissilicato de lítio utilizado nas cerâmicas é de 1,52 e 1,55²⁰, respectivamente, sendo muito próximo ao da matriz vítrea que é de 1,50.

Por outro lado, o zircônio apresenta 2,20, a alumina 1,76, e o spinell 1,72 de índice de refração, fornecendo uma maior dispersão da luz, conseqüentemente, uma maior opacidade³⁴.

A dentina apresenta o mais baixo índice de refração dos tecidos dentários, 1,540. Para o esmalte dentário, foi determinado um índice de refração relativo dentro do espectro visível de 1,631⁵⁵. Entretanto, é necessário estar consciente de que não existe um índice de refração uniforme para o esmalte. Por um lado, existem grandes variações individuais entre os seres humanos, bem como diferenças no próprio indivíduo, de acordo com a idade e o estado dos dentes⁵.

Muitos sistemas cerâmicos apresentam um aspecto semitranslúcido próximo aos dentes naturais. De acordo com o grau de translucidez/opacidade dos sistemas, as infra-estruturas podem ser ordenadas basicamente das mais translúcidas até as mais opacas segundo Heffernan et al.³⁴, em 2002: IPS Empress, In-Ceram Spinell, IPS Empress 2, Procera, In-Ceram Alumina e In-Ceram zircônio.

De acordo com o que foi relatado, pode-se considerar que quanto menor o conteúdo cristalino e o índice de refração próximo ao da matriz, menor será a dispersão da luz, e conseqüentemente, maior a translucidez.

Em relação à cor, podemos encontrar corpos translúcidos acromáticos e cromáticos³⁰. Um corpo translúcido acromático permite a passagem de luz, dispersando-a em seu interior e deixando-a sair, não

ocorrendo variação de cor. Isto ocorre por haver transmissão de todos os comprimentos de onda através do corpo. Já o corpo translúcido cromático permite a passagem de luz, dispersando-a em seu interior e apresentando um único comprimento de onda refletido³². Este tipo de corpo apresenta uma transmissão de quase todos os comprimentos de onda, com exceção de um restrito comprimento de onda que é refletido, dando cor a este corpo translúcido¹².

Desta forma, a percepção de um mesmo objeto que está sendo visto através de um corpo translúcido acromático é muito diferente da percepção da cor através de um corpo translúcido cromático, pois neste, a percepção do objeto é influenciada pela cor do meio interposto⁸⁵.

Este conceito aplicado às cerâmicas obedece aos mesmos princípios, pois as cerâmicas de infra-estrutura se apresentam com diferentes pigmentos ou completamente brancos, representando uma translucidez cromática e acromática respectivamente. Portanto, a percepção da cor da cerâmica de cobertura será influenciada pela cerâmica de infra-estrutura. Em nosso estudo, todas as infra-estruturas cerâmicas apresentaram pigmentação nas infra-estruturas, com exceção dos grupos G1, G4, G5, G10 e G11 que foram brancas.

Os grupos G5, G6, G7 e G8 possuem a mesma composição (mesmo fabricante) à diferença que G5 é branco e os outros apresentam coloração (A1, A3 e A4 correspondência aproximada). Pode-se observar que estes grupos tiveram o mesmo comportamento para os valores de

transmitância e a mudança de cor das infra-estruturas não influenciou de forma significativa na transmissão da luz. Esta coloração das infra-estruturas se faz favorável na hora da aplicação da cobertura e seleção do caso. Em vista dos resultados, grupos da mesma composição (G1, G2, G5, G6, G7, G8 e G11) e com diferentes cores de infra-estrutura apresentaram um comportamento muito próximo, à exceção de G1 e G2 que demonstraram uma menor transmitância. É importante destacar que G9 e G10 possuem a mesma composição e diferentes cores, (G9-possui cor e G10-branco). Os valores de transmitância direta entre eles foram significativamente diferentes; G10 apresentou um comportamento semelhante aos grupos G5, G6, G7, G8 e G11.

A espessura do material é um fator de variação da translucidez de um corpo translúcido³². Mediante esta característica, um corpo semitranslúcido pode modificar sua translucidez, deixando um mesmo material com maior ou menor translucidez, ou seja, para um mesmo material com 3 espessuras diferentes (0,5mm, 1mm e 2mm), o de maior espessura apresentará menor translucidez. Antonson e Anusavice¹, em 2001, avaliaram amostras dos materiais de infra-estrutura e das cerâmicas de cobertura, e encontraram um comportamento linear entre opacidade e espessura. Desta forma, o fator espessura é determinante na transmitância das cerâmicas⁴⁷.

Alguns trabalhos de pesquisa simularam a espessura de laminados cerâmicos em diferentes espessuras, e demonstraram que na medida em

que se aumenta a espessura da cerâmica, diminui a translucidez desta^{17,20,23,58,76}. Outros trabalhos utilizaram como amostras infra-estruturas com cobertura simulando uma restauração cerâmica, numa faixa de 0,2 até 2 mm^{25,35,54,88}, e foi concluído que a aparência dos corpos de prova de cerâmica é fortemente influenciada não apenas pela espessura do coping e da cobertura, mas também por sua interação. Heffernan et al.³⁴, em 2002, trabalharam com espessuras de infra-estruturas de dissilicato de lítio de 0,5 e 0,8mm, com a finalidade de imitar a realidade clínica. Mediante a razão de contraste (RC), eles determinaram que as amostras de um mesmo material a uma espessura maior apresentam uma significativa alteração em relação à transmitância. Os autores observaram que existe influência desses fatores na transmitância espectral dos materiais estudados, especialmente a espessura, que com as diferentes variações influencia diretamente na translucidez da cerâmica.

Em nosso trabalho, foi padronizada a espessura de todas as amostras de infra-estrutura (0,5 mm) e das amostras de infra-estruturas com coberturas (2mm) para simular uma situação clínica e evitar que o fator de variação espessura alterasse os resultados.

Sabe-se que as infra-estruturas de cerâmica pura são semi-translucidas e, assim, na seleção dos materiais adequados, é importante saber o quanto de translucidez cada sistema fornece e de como estes são influenciados pelas mudanças do fundo.

Para amostras translúcidas é fundamental o controle da cor de fundo para produção de resultados uniformes e esteticamente consistentes. A cor de fundo pode influenciar a aparência da amostra não só tornando-a mais escura ou mais clara, mais também alterando seu croma e matiz. É possível observar em nossos resultados que as mudanças do fundo claro e escuro para as coordenadas L^* , a^* e b^* do sistema CIELab influenciaram significativamente em todos os grupos em estudo, principalmente a luminosidade (L^*) que apresentou as maiores diferenças em concordância com Lee et al.⁴⁷. Estas diferenças são clinicamente perceptíveis, pois ficaram acima de 3,7 unidades, valor considerado como limite aceitável^{21-22,24,41,46}, ou seja, todos os valores de ΔE obtidos no trabalho são inaceitáveis. Como consequência do anterior a percepção da cor das amostras também foi alterada. Dentes com remanescente escurecido, presença de núcleos possuem o potencial de influir quando são utilizadas as cerâmicas translúcidas^{26,37,45}.

Outro ponto a considerar é a espessura, em que as de menores dimensões terão uma maior influência do fundo⁴⁷. Como relatado anteriormente, mediante diferentes espessuras um material pode ficar mais ou menos translúcido. Desta forma, infra-estruturas de menores espessuras terão maior influência do fundo devido à transmitância estar aumentada. Sendo assim, a cor da infra-estrutura e a aparência do remanescente dentário poderiam influenciar a restauração final como sugere Koutayas e Charisis⁴⁴ (2008). Li et al.⁵⁰ (2009) e Nakamura et al.⁵⁷

(2002) trabalharam com diferentes materiais para núcleos e sugeriram que a cor do núcleo subjacente tem uma influência significativa sobre a cor resultante de uma restauração cerâmica⁵¹. Sistemas que apresentam infra-estrutura, sempre apresentaram menores influências do fundo quando comparados a sistemas que não apresentam infra-estrutura¹¹. Na presente pesquisa, o grupo G12 não apresentava infra-estrutura, sendo conseqüentemente o grupo mais influenciado entre todos.

Portanto, para uma amostra e duas cores de fundo, branco ou preto, a cerâmica terá um melhor comportamento sobre um fundo branco, por ter o valor aumentado e poder compensar o déficit cromático. As cerâmicas altamente translúcidas são mais sensíveis que as opacas em um fundo branco, pois a luminosidade se vê aumentada e o croma diminuído e em fundos escuros a luminosidade se faz diminuída e o croma aumentado. Clinicamente, trabalhar em fundos claros representados por remanescente dentário de cor normal é mais favorável se comparado com fundos escuros representados por um remanescente de estrutura dental escurecida e núcleos metálicos. Isto acontece pela possibilidade da cerâmica em diminuir a luminosidade e aumentar o croma, o que no sentido inverso (fundos escuros) é muito difícil, pois seria necessário aumentar o valor e diminuir o croma. Para uma mesma cerâmica com diferentes espessuras, o mais delgado apresentará menos saturação e mais translucidez proporcionando maior evidência do fundo se comparado a um de maior espessura^{3,9,19-20,25,56,70,88}. Sob esta visão é

necessário selecionar materiais de infra-estrutura com um potencial de mascarar o substrato dentário desfavorável.

A textura superficial determina uma característica importante na percepção da translucidez e transparência de um objeto. Quanto mais uma superfície reflete a luz, menos se observa a absorção desta pelo objeto³². Se as condições da superfície acentuam a reflexão da luz, reduz-se proporcionalmente a transmissão da mesma, e ao aumentar esta reflexão, a cor do objeto tende majoritariamente a uma maior luminosidade (maior luminosidade). Em corpos que apresentam certo grau de transmissão de luz, a reflexão devido à superfície reduz a quantidade de luz que atravessa o objeto. Um vidro jateado, devido à alta reflexão da luz por sua superfície irregular, perde drasticamente sua transparência, se tornando mais luminoso por ser mais reflexivo e ao mesmo tempo mais opaco na sua superfície, já que a reflexão limita a translucidez ou transparência. A superfície não apenas modifica a percepção da cor, mas também a percepção do objeto^{43,68,89}.

Desta forma, para Inokoshi et al.³⁸ (1996) a opacidade de materiais translúcidos depende da qualidade da superfície. Superfícies ásperas ou rugosas aumentam as reflexões aleatórias.

Segundo os resultados obtidos para os valores de transmitância direta das infra-estruturas, estas podem ser ordenados do menos translucido ao mais translucido: Cercon A < Cercon B < In-Ceram Alumina < Zirconforce < IPS e.max Press HO < Procera AllZircon 5 < Procera

AllZircon 4 < Procera AllZircon 3 < Procera AllZircon 2 < In-Ceram Spinell < IPS e.max Press MO < IPS d.SIGN.

A ordem crescente para os valores de transmitância direta das infra-estruturas com cobertura de acordo com os resultados obtidos é: Cercon A < Cercon B < In-Ceram Alumina < In-Ceram Spinell < Procera AllZircon 5 < Zirconforce < Procera AllZircon 4 < Procera AllZircon 3 < IPS e.max Press HO < Procera AllZircon 2 < IPS e.max Press MO < IPS d.SIGN.

Se de forma arbitrária os grupos em estudo fossem divididos em 3 zonas de translucidez (alta – média – baixa) é possível observar uma coincidência dos sistemas cerâmicos localizados na zona de baixa translucidez (verde) entre infra-estrutura e infra-estrutura com cobertura. Na zona de alta translucidez (rosa) também é possível observar uma correspondência dos grupos de infra-estrutura e infra-estrutura com cerâmica de cobertura, com exceção do In-Ceram Spinell que migrou desta zona, para uma área de translucidez média. É interessante observar que o Spinell com cerâmica de cobertura diminuiu consideravelmente sua transmitância, fazendo com que ele passasse a ocupar a primeira posição da zona de média translucidez.

Em relação à zona de média translucidez (amarela), houve uma correspondência dos materiais apenas de infra-estrutura e de infra-estrutura com cerâmica de cobertura, havendo apenas uma variação de posição entre os mesmos materiais, exceto pelo Procera 2 que migrou

para a zona de alta translucidez, o que se justifica pela ingresso do Spinell na zona de média translucidez.

Tabela 15 – Zonas de translucidez

| Infra-estruturas | Médias da transmitância | Infra-estruturas + cobertura | Médias da transmitância |
|-------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|
| Cercon A | 13,18 | Cercon A | 5,60 |
| Cercon B | 15,04 | Cercon B | 6,28 |
| In-Ceram Alumina | 23,40 | In-Ceram Alumina | 10,80 |
| Zirconforce | 27,82 | **Spinell | 11,44 |
| IPS e.max HO | 29,56 | Procera 5 | 12,50 |
| Procera 5 | 30,34 | Zirconforce | 12,86 |
| Procera 4 | 31,12 | Procera 4 | 13,02 |
| Procera 3 | 32,34 | Procera 3 | 13,44 |
| Procera 2 | 33,20 | IPS e.max HO | 13,84 |
| **Spinell | 34,50 | Procera 2 | 14,16 |
| IPS e.max MO | 41,08 | IPS e.max MO | 19,70 |
| IPS d.Sign | 76,42 | IPS d.Sign | 56,06 |

A estética natural dos dentes está na dependência da interação da luz com as estruturas dentárias. Devido a uma melhor transmissão da luz dos sistemas metal-free em comparação com sistemas metalo-cerâmicos, sua utilização tem sido cada vez maior.

As duas técnicas restauradoras mais utilizadas em dentes anteriores são os laminados e as coroas. De forma geral, os laminados apresentam em média espessuras de 0,5 – 0,8mm, podendo utilizar

cerâmicas com ou sem infra-estruturas (infra-estrutura de alta translucidez). Já para coroas, se faz necessário um espaço maior de trabalho que se encontra em torno de 2mm, e de forma geral são utilizados sistemas com infra-estrutura. Sob esta perspectiva, os resultados deste trabalho nos fazem pensar que do ponto de vista da translucidez, o profissional que se deparar com situações clínicas com remanescentes dentários favoráveis (sem alteração de cor), sistemas com ou sem infra-estrutura que apresentam uma maior translucidez poderiam ser uma primeira eleição (G12, G9, G4). Ao contrário, mediante um remanescente desfavorável com uma alteração média de cor, sistemas com infra-estrutura apresentarão um bom comportamento pela facilidade de mascaramento do substrato. Em contrapartida, para uma alteração severa do remanescente dental ou núcleo metálico é necessário a utilização de baixa ou média translucidez, porém, esta escolha deve estar associada a procedimentos técnicos de laboratório como o uso de liners e/ou opacificadores para melhorar a capacidade de mascaramento da cerâmica, já que neste tipo de situação, como o resultado desse trabalho demonstraram muitos sistemas cerâmicos não têm a capacidade de mascarar o substrato por si só

Clinicamente, outros fatores devem ser considerados como a cor dos agentes cimentantes. No mercado existem diferentes sistemas de cimentação do tipo resinoso os quais podem apresentar diferentes cores, todos eles com a finalidade de melhorar a integração das restaurações

com a estrutura dentária. Alguns desses kits possuem pastas de prova para a seleção correta do cimento. A nossa consideração em relação à cor final da restauração é que esta deve ser fornecida pela restauração e não pela mistura de cores do substrato+cimento+cerâmica, já que isto não é previsível. Para restaurações do tipo laminado a situação é mais crítica, fato dado pela espessura da restauração e pelo uso de cerâmicas sem infra-estrutura ou de sistemas com infra-estruturas de alta translucidez. Neste caso, o cimento teria uma influência importante no aspecto final da restauração. Em se tratando de coroas que apresentam infra-estruturas de média e baixa translucidez, a influência do cimento não seria tão crítica quanto para um laminado, porém ainda assim se faz importante a conferência da cor do mesmo. Para os autores, um teste na boca com glicerina determinaria se a cor final está dada pela restauração, e mediante um resultado positivo não existe a necessidade de modificação da cor pelo cimento e conseqüentemente, estaria indicado o uso de um cimento transparente. Caso a cor da restauração mostre alguma deficiência, o profissional deve testar e optar pelo uso de agentes cimentantes matizados ou pela confecção de uma nova restauração na cor apropriada. Cabe ressaltar que o uso de agentes cimentantes matizados potencialmente irá modificar o nível de translucidez da restauração final, podendo prejudicar o resultado estético desejado.

A cor do substrato dentário é de suma importância no momento de considerar a realização de uma coroa ou laminado cerâmico, pois

determina o grau de opacidade necessário para a confecção da restauração. Desta forma, um critério de seleção do sistema cerâmico é o substrato onde se utilizará o sistema, além disso, irá determinar a necessidade de procedimentos técnicos de laboratório como uso de liners e/ou opacificadores para um melhor mascaramento de substratos desfavoráveis. Os clínicos se deparam com diferentes situações como: dentes vitais sem alteração de cor, núcleos estéticos, dentes tratados endodonticamente altamente escurecidos ou núcleos metálicos, e cada cenário influencia diretamente na seleção do material.

A forma mais simples de registrar e transmitir esta informação ao técnico em prótese se faz mediante a fotografia do remanescente dentário. Esta tem como objetivo registrar a cor do substrato de trabalho, informação necessária para o técnico em prótese executar a restauração, determinando os procedimentos laboratoriais necessários para se obter restaurações estéticas excelentes ou então identificar as limitações da técnica e do sistema cerâmico utilizado. Esta fotografia deve ser realizada com uma escala de cor mais próxima a da cor do remanescente dentário. Podem ser utilizadas guias de cor tradicionais ou guias específicas para a seleção do remanescente dentário. De qualquer modo TPD deve ser adequadamente informado das condições do substrato e exigências do caso, (cor e translucidez) a fim de poder planejar a melhor forma de se obter os resultados estéticos esperados. Uma adequada comunicação e o profundo conhecimento do profissional em relação aos sistemas

cerâmicos e suas propriedades ópticas é fundamental para uma adequada comunicação CD/TPD e contribui enormemente para que os resultados estéticos sejam obtidos de forma previsível.

Os fenômenos resultantes da interação da luz com a matéria são de fundamental importância nas restaurações estéticas, por permitir a reprodução fiel das características da dentição natural. Porém, a análise inadequada do comportamento óptico desta, pode levar ao fracasso dos procedimentos restauradores.

A composição, base cromática, translucidez, espessuras, fundo e textura superficial determinarão o aspecto estético final das cerâmicas, estando sujeitas às leis físicas que regulam a percepção da cor e interação da luz através da matéria. O conhecimento prévio desse comportamento óptico é fundamental para a prática clínica uma vez que fornece de critérios de indicação e seleção dos diferentes sistemas cerâmicos.

Pode-se finalizar, recordando que vários são os fatores de variância envolvidos e inter-relacionados na translucidez das cerâmicas, contribuindo em diferentes graus para os resultados observados. Sendo assim, a discussão que o assunto promove frente às dúvidas suscitadas, faz com que muitos estudos ainda sejam necessários para a compreensão minuciosa dos fenômenos associados, como análise de novos sistemas cerâmicos e suas respectivas cerâmicas de cobertura.

CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada e com os resultados concluiu-se que:

- Para os níveis de transmitância direta foram encontrados diferentes valores em relação aos diferentes sistemas cerâmicos, tanto para infra-estruturas como para cerâmicas de cobertura, determinados pela composição, índice de refração, cor, espessura e textura superficial do material.
- As mudanças de fundo claro e escuro influenciaram em todos os grupos em estudo. Todas as amostras apresentaram valores superiores ao limite de aceitabilidade clínica, portanto, a percepção final dos sistemas cerâmicos foi significativamente influenciada pela cor de fundo.
- Os valores de transmitância direta gerados para as infra-estruturas de todos os grupos estudados foram diminuídos pela presença de cerâmica de cobertura decorrente do aumento da espessura total.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS*

1. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 316-20.
2. Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. In: Anusavice KJ. Phillip's materiais dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p. 619-72.
3. Anusavice KJ, Zhang NZ, Moorhead JE. Influence of P205, AgNO₃, and FeCl₃ on color and translucency of lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater.* 1994;10: 230-5.
4. Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1981. p.1-110.
5. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL, Frazer-Dib JG, Yu R. Translucency of human dental enamel. *J Dent Res.* 1981; 60: 1749-53.
6. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res.* 1980; 59: 70-5.

*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

7. Casolco S, Casolco J, Xu J, Garay. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. *Scripta Materialia*. 2008; 58: 516-9.
8. Cattaruzza M. Il Colore. In: Cattaruzza M. *Odontoiatria conservativarestauri adesivi diretti fondamenti sul colore e sue applicazioni*. Italia: Promoden, 2002. p.112-89.
9. Charisis D, Koutayas SO, Kamposiora P, Doukoudakis A. Evaluation of the influence of different backgrounds on the color of glass-infiltrated ceramic veneers. *Eur J Esthet Dent*. 2006; 1:142-56.
10. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 183-88.
11. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*. 2007; 98 :359-64.

12. Chu SJ, Devigus A, Mieleszco A. Fundamentals of color – shade matching and communication in esthetic dentistry. New York: Quintessence; 2004.
13. Commission Internationale de l'Eclairage – CIE. CIE. Colorimetry. 2nd ed. Austria: Central Bureau of the CIE; 1986; 15.2: 1-74.
14. Commission Internationale de l'Eclairage – CIE. Recommendations of uniform color spaces, color difference equations, psychometrics color terms. Supplement n^o.2 of CIE. Bureau Central de la CIE, Paris; 1978; 15: 53-9.
15. Commission Internationale de l'Eclairage – CIE. CIE. International Lighting Vocabulary. Austria: Central Bureau of the CIE; 1987; 50: 845.
16. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 98: 389-404.
17. Cook WD, McAree DC. Optical properties of esthetic restorative materials and natural dentition. J Biomed Mater Res. 1985; 19: 469-88.

18. Correr L. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 255-62.
19. Crisp S, Abel G, Wilson AD. The quantitative measurement of the opacity of aesthetic dental filling materials. *J Dent Res.* 1979; 58: 1585-96.
20. Ding Y, Jiang S, Luo T, Miura Y, Peyghambarian N. Lithium disilicate crystalline slab waveguides from surface crystallised glass. *Electron Lett.* 1999; 35: 504-5.
21. Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 254-60.
22. Douglas RD, Brewer JD. Variability of porcelain color reproduction by commercial laboratories. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 339-46.
23. Douglas RD.; Przybylska, M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 143-9.

24. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 200-8.
25. Dozic' A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, Zel JVD, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 563-70.
26. Fazi G, Vichi A, Corciolani G, Ferrari M. Spectrophotometric evaluation of color match to VITA classical shade guide of four different veneering porcelain systems for metal ceramic restorations. *Am J Dent.* 2009; 22: 19-22.
27. Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *Gen Dent.* 2000; 48: 38-40.
28. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996; 17: 779-82.
29. Goldstein R. Predictable translucency and aesthetic success with pressed ceramics. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001; 13: 365-7.

30. Gomes JC, Villarroel M, Gomes OMM. Estudo da cor para aplicação em restaurações estéticas. In: Lubiana NF. Pro-odonto: Estética - programa de atualização em Odontologia estética. Porto Alegre: Artimed/Panamericana, 2007. p.11-58.
31. Graig RG, Powers JM. Optical, thermal, and electrical properties. In: Graig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11^{ed}. St Louis: Mosby, 2002.
32. Halliday D, Resnick R, Walker J. Fundamentals of Physics. New York, NY: John Wiley & Sons, 1993.
33. Hasegawa A. Color and translucency of in vivo natural central incisors. J Prosthet Dent. 2000; 83: 418-23.
34. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent. 2002; 88: 4-9.
35. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002; 88: 10-5.

36. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glassceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 297-303.
37. Holloway JA, Miller RB. The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1997; 9: 567-74.
38. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent.* 1996; 21: 73-80.
39. Ironside JG. Light transmission of a ceramic core material used in fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol.* 1993; 16: 103-6.
40. Johnston RM. What is color? An introduction to colorimetry. In: Johnston RM, Saltzman M. *Industrial color technology.* Washington: American Chemical Society; 1971. p. 4-16.
41. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance matches by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989; 68: 819-22.

42. Johnston WM, O'Brien WJ. Color analysis of dental modifying porcelains. *J Dent Res.* 1982; 61: 484-8.
43. Kim DS, Lee JH, Sung RJ, Kim SW, Kim HS, Park JS. Improvement of translucency in Al₂O₃ ceramics by two-step sintering technique. *J Eur Ceramic Society.* 2007; 27: 3629–32.
44. Koutayas SO, Charisis D. Influence of the core material and the glass infiltration mode on the color of glass-infiltrated ceramic veneers over discolored backgrounds. A spectrophotometric evaluation. *Eur J Esthet Dent.* 2008; 3: 160-73.
45. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and core: the state of the art. *Quintessence Int., Berlin.* 1999; 30: 383-92.
46. Lagouvardos PE, Diamanti H, Polyzois G. Effect of individual shades on reliability and validity of observers in color matching. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2004; 12: 51-6.
47. Lee SY, Nathanson D, Giordano R. Colour stability of a new light-cured ceramic stain system subjected to glazing temperature. *J Oral Rehab.* 2001; 28: 457-62.

48. Lee YK. Changes in the translucency of porcelain and repairing resin composite by the illumination. *Dent Mater.* 2007; 23: 492-7.
49. Leinfelder K. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 47-51.
50. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater.* 2009; 25: 158-65.
51. Lund PS, Campbell SD, Giordano RA. Translucency of core and veneer materials for all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1996; 75: 285-86.
52. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 61-6.
53. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965; 119: 251-67.
54. Meng Y, Chao Y, Liao Y. Spectral transmittance of GI-II glass/alumina composite. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2002; 20: 367-9.

55. Meng Z, Yao XS, Yao H, Liang Y, Liu T, Li Y, et al. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2009; 14: 034010.
56. Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res.* 1981; 60: 890-4.
57. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 805-9.
58. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prost Dent.* 1991; 66: 434-8.
59. Optical Society of America. Committee on Colorimetry. The science of color. Binghamton: Thomas Y. Crowell, 1953.
60. Pera P. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J. Prosthet Dent.* 1994; 72: 585-90.

61. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.* 1992; 23: 25-31.
62. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003; 19: 603-11.
63. Rinke S. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 303-10.
64. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128: 297-303.
65. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3: 246-51.
66. Schanda JD. Colorimetry. In: DeCusatis C. *Handbook of applied photometry.* New York: Optical Society of America Springer-Verlag; 1998. p. 327-412.

67. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessment of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989; 68: 1760–4.
68. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 35-40.
69. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 239-46.
70. Shokry TA, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thickness on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 124-9.
71. Sieber C. Illumination in anterior teeth. *Quintessence Dent Tech.* 1992; 15: 81-8.
72. Sieber C. Variations in light conduction and light intensity. *Quintessence Dent Tech.* 1994; 17: 95-101.

73. Snell JF. Radiometry and photometry. In: Optical Society of America. Driscoll WG, Vaughan W ed. Handbook of optics. New York: McGraw-Hill, 1978. p. 1-30.
74. Southan DE. Factors affecting the translucency of dental porcelain. Quintessence Int. 1987; 18: 197-202.
75. Steagall W. Contribuição para o estudo da propagação da luz através do esmalte e da dentina humanos [dissertação mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.
76. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. British Dent J. 1987;163: 149-51.
77. Sulaiman F. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. Int J Prosthodont. 1997; 10: 478-84.
78. Tada Y, Kawano F, Kon M, Matsumoto N, Asaoka K. Influence of crystallization on strength and color of castable glass-ceramics containing two crystals. J Biomed Mater Eng. 1995; 5: 233-43.

79. Touati B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic restorations. *J Esthet Dent*. 1993; 5: 11-8.
80. Touati B. Transmissão de luz e cor. In: Touati B. *Odontologia estética e restaurações cerâmicas*. São Paulo: Santos, 2000. p.39-60.
81. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999; 20: 1115-24.
82. Villarroel M, Hirata R, Sousa AM. Avaliação comparativa da translucidez do esmalte dentário e de resinas compostas para esmalte. *Rev Dental Press Estet*. 2005; 2: 20-32.
83. Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dentistry*. 1994; 22: 112-7.
84. Wyszecki G. Colorimetry. In: Wyszecki G. *Handbook of optics*. New York: McGraw-Hill Book Company; 1978. p.1-40a.
85. Wyszecki G, Stiles WS. *Color science*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1982.

86. Yamamoto M. A newly developed "Opal" ceramic and its clinical use, with special attention to its relative refractive index. *Quintessence Dent Tech.* 1989; 13: 9-34.
87. Yamamoto, M. *Metal-ceramics: principles and methods of Makoto Yamamoto.* Chicago: Quintessence Books, 1985.
88. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 425-31.
89. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 128-35.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 24 de março de 2010

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS