



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA CONSERVADORA

NICOLE CAMOZZATO

ANÁLISE DO ÍNDICE DE REFRAÇÃO DO TECIDO DENTAL HUMANO E DE
COMPÓSITOS RESTAURADORES DIRETOS

Porto Alegre

2021

NICOLE CAMOZZATO

ANÁLISE DO ÍNDICE DE REFRAÇÃO DO TECIDO DENTAL HUMANO E DE
COMPÓSITOS RESTAURADORES DIRETOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Curso de Graduação em Odontologia da
Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul, como requisito
parcial para obtenção do título de Cirurgião-
Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Melara

Porto Alegre

2021



AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e meu irmão, que sempre me apoiaram e torceram por mim, me dando força e incentivo para alcançar meus objetivos, não medindo esforços para me fazer feliz. Além disso, vocês são exemplos de superação.

Ao amor da minha vida, que me compreende e me apoia de uma maneira tão especial. Nossa história teve início nessa faculdade, e nos levará a um caminho tão emocionante unidos.

Aos meus sogros, tão acolhedores, que são grandes exemplos de união e de caráter.

À minha melhor amiga, que desde sempre esteve comigo, compartilhando momentos de todas as fases da vida.

Ao meu orientador, que é um exemplo de profissional competente e trabalhador, e que tanto me ajudou e me incentivou durante meu percurso.

Aos meus colegas de graduação e a todas pessoas que de alguma maneira participaram dessa trajetória, me inspirando a seguir em busca dos meus sonhos. Muito obrigada.

RESUMO

Introdução: Vários fenômenos ópticos resultam do contato da luz com algum objeto, dentre eles estão: reflexão, refração, absorção, dispersão e transmissão. Conhecer as propriedades ópticas dos tecidos dentários e compósitos restauradores é fundamental para a escolha e utilização correta desses materiais, resultando no sucesso do tratamento restaurador.

Objetivo: através de uma revisão de literatura, avaliar a relação dos diferentes índices de refração dos tecidos dentais e dos componentes dos compósitos restauradores diretos com suas respectivas propriedades ópticas, bem como avaliar a sua influência nos procedimentos restauradores diretos.

Materiais e Métodos: uma pesquisa bibliográfica foi realizada nas bases de dados PUBMED e Google Acadêmico. Para a realização da busca foram usados os seguintes termos de forma isolada e cruzada: índice de refração, esmalte, dentina e compósitos restauradores diretos. Foram aceitos os idiomas inglês e português. Artigos com ano de publicação entre 1987 e 2019 foram usados. Foram encontrados assim 139 artigos. Uma exclusão manual por títulos foi feita e 65 artigos foram mantidos, dos quais, após leitura do resumo, 30 foram incluídos na revisão, por se adequarem ao foco do estudo. Artigos adicionais foram incluídos após busca manual nas referências dos artigos já selecionados. O estudo finalmente incluiu 30 artigos relevantes encontrados nas bases de dados e 19 referências relacionadas.

Conclusão: o esmalte apresenta uma característica isotrópica pois o esmalte cortado transversalmente apresenta valores de índice de refração semelhantes ao cortado longitudinalmente, enquanto a dentina apresenta um comportamento anisotrópico. A translucidez dos compósitos está amplamente associada à incompatibilidade entre os índices de refração das cargas e dos monômeros, sendo ela maior, quanto mais próximos forem esses valores. Durante a confecção de restaurações deve-se ter atenção na modulação das espessuras das camadas de resina, principalmente as de esmalte, pois há uma maior chance de diminuição do valor.

Palavras-chave: Índice de Refração. Componentes Dentários. Resinas Compostas.

ABSTRACT

Introduction: Several optical phenomena result from the contact of light with an object, among them are: reflection, refraction, absorption, dispersion and transmission. Knowing the optical properties of dental tissues and restorative composites is essential for the choice and correct use of these materials, resulting in the success of the restorative treatment.

Objective: through a literature review, to evaluate the relationship of different refractive indexes of dental tissues and components of direct restorative composites with their respective optical properties, as well as to evaluate their influence on direct restorative procedures.

Materials and Methods: a bibliographic search was carried out in the PUBMED and Google Scholar databases. To perform the search, the following terms were used in an isolated and crossed form: refractive index, enamel, dentin and direct restorative composites. English and Portuguese were accepted. Articles published between 1987 and 2019 were used. Thus, 139 articles were found. A manual exclusion by titles was made and 65 articles were kept, of which, after reading the abstract, 30 were included in the review, as they fit the focus of the study. Additional articles were included after manual search in the references of the articles already selected. The study finally included 30 relevant articles found in the databases and 19 related references.

Conclusion: the enamel has an isotropic characteristic because the enamel cut transversely presents values of refractive index similar to the cut longitudinally, while dentin presents an anisotropic behavior. The translucency of composites is largely associated with the incompatibility between the refractive indexes of the loads and the monomers, the higher this being, the closer these values are. When making restorations, attention should be paid to modulating the thickness of the resin layers, especially those of enamel, as there is a greater chance of decreasing the value.

Keywords: Refractive Index. Tooth Components. Composite Resins.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Refração da luz de um raio oblíquo (a) e refração de um raio normal (b).....	45
Figura 2 - Refração da luz na interface de dois meios com índices de refração diferentes.....	46
Figura 3 - Refração da luz na passagem de um meio com maior índice de refração para outro de menor índice de refração.....	47



SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	08
2 OBJETIVOS.....	10
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	11
4 REVISÃO DE LITERATURA.....	12
5 DISCUSSÃO.....	45
5.1 Índice de Refração - Conceitos Físicos.....	45
5.2 Relação do Índice de Refração de Esmalte e Dentina com suas Propriedades Ópticas.....	47
5.3 Relação do Índice de Refração dos Materiais Restauradores e seus Constituintes com suas Propriedades Ópticas.....	49
5.4 Aplicação Clínica e Influência nos Procedimentos Restauradores.....	52
6 CONCLUSÃO.....	53
REFERÊNCIAS.....	54

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos compósitos restauradores tem possibilitado a obtenção de materiais cada vez mais similares às características dos tecidos dentários, possibilitando a realização de restaurações com um melhor desempenho estético, tornando-as mais naturais (NAHSAN *et al.*, 2012).

Segundo Pachaly *et al.* (2008), além da seleção de materiais com propriedades similares aos tecidos dentários, é importante o conhecimento do profissional sobre os fenômenos ópticos e dos fatores atuantes sobre eles, porque a aparência natural do dente é resultado da combinação das propriedades ópticas de esmalte e dentina (NAKAJIMA *et al.*, 2012). Dentre as propriedades ópticas primárias, encontra-se matiz, saturação (croma) e luminosidade (valor), juntas definindo cor. Já as propriedades ópticas secundárias são: fluorescência, opalescência, iridescência, brilho de superfície e translucidez (CORREIA; OLIVEIRA; SILVA, 2005). Vários fenômenos ópticos resultam do contato da luz com algum objeto, dentre eles estão: reflexão, refração, absorção, dispersão e transmissão (ELGENDY *et al.*, 2019). Considerando-se o comportamento óptico do dente, tem-se como desafio desenvolver materiais restauradores que mimetizem a estrutura dental, a fim de propiciar o melhor resultado estético possível. Nem todas as resinas compostas desenvolvem o mesmo efeito quanto à dispersão de luz, por isso é tão importante escolher materiais que mimetizem as diferentes características de esmalte e dentina, o que pode afetar também a percepção de cor final da restauração (Maia *et al.*, 2018).

Os conceitos de translucidez e opacidade são importantes para se entender as características dos tecidos dentários, principalmente esmalte e dentina, bem como das resinas compostas, que podem ser classificadas de acordo com as propriedades ópticas das estruturas dentais que pretendem substituir (QUAGLIATTO; SOARES; CALIXTO, 2012). Dentro deste contexto, a translucidez tem um importante impacto sobre a capacidade de mascaramento, combinação da cor e a quantidade de luz que passa pelo material restaurador (LEE, 2015). Dessa forma, estruturas translúcidas permitem que parte da luz seja refletida, e parte seja refratada (TERRY *et al.*, 2002).

Neste contexto, é de suma importância o conhecimento do fenômeno óptico da refração da luz incidente quando esta atravessa um objeto. Este fenômeno ocorre quando a luz muda de meio de propagação, sofrendo uma mudança na sua velocidade. Quando a luz se propaga em um meio heterogêneo, a sua velocidade de propagação não é constante,

resultando em um processo de refração contínua. Se a incidência da luz for oblíqua, a refração é acompanhada de mudança de direção, o que não ocorre se a incidência for perpendicular à superfície (PAIVA, 2014). Esse comportamento da luz pode afetar a percepção óptica dos dentes e dos materiais restauradores de diferentes formas, quando esta entra em contato com essas estruturas.

O conhecimento das propriedades ópticas dos tecidos dentários e dos materiais restauradores é fundamental para a escolha e utilização correta destes materiais, resultando no sucesso do tratamento restaurador. Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi avaliar a relação dos diferentes índices de refração dos tecidos dentais e dos componentes dos compósitos restauradores diretos com suas respectivas propriedades ópticas, bem como avaliar a sua influência nos procedimentos restauradores diretos.

2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi avaliar a relação dos diferentes índices de refração dos tecidos dentais e dos componentes dos compósitos restauradores diretos com suas respectivas propriedades ópticas, bem como avaliar a sua influência nos procedimentos restauradores diretos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Uma pesquisa bibliográfica foi realizada nas bases de dados PUBMED e Google Acadêmico. Para a realização da busca foram usados os seguintes termos de forma isolada e cruzada: índice de refração, esmalte, dentina e compósitos restauradores diretos. Foram aceitos os idiomas inglês e português. Artigos com ano de publicação entre 1987 e 2019 foram usados. Foram encontrados assim 139 artigos. Uma exclusão manual por títulos foi feita e 65 artigos foram mantidos, dos quais, após leitura do resumo, 30 foram incluídos na revisão, por se adequarem ao foco do estudo. Artigos adicionais foram incluídos após busca manual nas referências dos artigos já selecionados. O estudo finalmente incluiu 30 artigos relevantes encontrados nas bases de dados e 19 referências relacionadas.

4 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1987, Goodkind e Schwabacher desenvolveram um estudo que teve a finalidade de medir a cor dos dentes anteriores naturais (superiores e inferiores) in vivo e comparar os resultados com os de um estudo anterior que usou dentes extraídos. Para tal, quinhentos indivíduos cujos dentes anteriores nas áreas de medição estavam livres de cáries ou restaurações foram usados neste estudo. Um calorímetro Chromascan padrão foi montado em uma plataforma horizontal especial fixada ao braço padrão do sistema de aferição de cor odontológica. As medições dos dentes in vivo exigiram modificações no colorímetro. A sonda de fibra óptica foi montada em um suporte que permitiu ao operador alinhar a ponta de fibra óptica perpendicular à superfície do dente a ser medida. Um adaptador com um apoio de borda incisal foi colocado de forma que a sonda pudesse ser deslocada em segmentos precisos de 2 mm enquanto paralela à superfície vestibular do dente. A ponteira de fibra óptica foi posicionada nos terços incisal, médio e cervical de cada dente, sendo realizadas 3 leituras repetidas. Pôde-se observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os operadores na medição da cor dos dentes. A partir desse estudo, os autores puderam concluir que os dentes não possuem uma única cor uniforme, sendo que o terço médio representa melhor a cor dental, enquanto que os sítios incisal e cervical parecem ser mais afetados pelas estruturas vizinhas; as mulheres, em média, têm dentes mais claros, menos saturados e menos avermelhados; os dentes tendem a ficar mais escuros e avermelhados com o avançar da idade; os caninos são mais escuros do que os incisivos e os incisivos centrais superiores têm um maior valor (luminosidade) em relação aos outros locais.

Osborn, em 1990, publicou um artigo que procurou explicar as diferenças nas formas das bandas Hunter-Schreger em diferentes dentes e em diferentes áreas de um dente. Um modelo computadorizado foi usado para construir lâminas verticais de prismas de esmalte, cujos cursos poderiam variar em 3 dimensões. O resultado foi visto como uma figura tridimensional dos prismas, ou como uma figura bidimensional das bandas de Hunter-Schreger, ou como uma seção longitudinal mostrando o padrão dos prismas (parazonas ou diazonas). Em um plano transversal dos dentes, as curvas dos prismas adjacentes verticalmente estão levemente fora de fase, já dentes seccionados longitudinalmente produzem o fenômeno das bandas de Hunter-Schreger. Elas apresentam em torno de 50 μ m de largura, iniciando na junção amelo-dentinária e geralmente curvadas em direção à cúspide. Secções longitudinais de incisivos, caninos, pré-molares e molares, foram cortadas e polidas,

a fim de mostrar as formas das bandas de Hunter-Schreger vistas por microscopia de luz refletida. Uma parte das superfícies de três dessas seções foi condicionada com ácido hidrocloreídrico e então tingida com nitrato de prata para tornar visível toda a extensão das bordas do prisma. Os efeitos nas formas das bandas pelas mudanças de parâmetros descrevendo o curso dos prismas foram muitas vezes inesperados. O seguinte pareceu ser importante para o esmalte humano: as formas da junção amelo-dentinária e as linhas de crescimento; a espessura do esmalte; a quantidade pela qual os prismas se alargam à medida que passam para a superfície; cursos do prisma no plano longitudinal e a quantidade pela qual as oscilações dos prismas no plano transversal foram progressivamente diminuídas. Concluiu-se que modelar prismas em 3 dimensões, e verificar a aparência das superfícies cortadas do modelo, fornece a única maneira segura de entender o arranjo tridimensional dos prismas na maioria dos esmaltes que contêm bandas de Hunter-Schreger. As semelhanças das bandas de Hunter-Schreger em uma espécie e suas diferenças com as de outras espécies deixam claro que suas formas são geneticamente controladas. Porém, a genética não explica as forças que movem os ameloblastos, as células que secretam prismas, ao longo de seus cursos sinuosos.

Fernandes e Chevitarese, em 1991, desenvolveram um estudo que investigou a orientação histológica e a direção dos prismas de esmalte em relação à superfície externa e ao longo eixo central do dente. Os prismas de esmalte são comumente aceitos como orientados perpendicularmente à superfície do dente e esse conceito influenciou o desenho dos preparos cavitários. Para o estudo, quinze molares humanos foram selecionados aleatoriamente e seccionados nas direções vestibulo-lingual, mesiodistal e coronal. Para os cortes vestibulo-linguais, a verificação da junção amelo-cementária, no primeiro 0,5 mm, mostrou um esmalte irregular e com falta de definição ou forma. Desta região, para 1 mm da junção amelo-cementária, a orientação dos prismas de esmalte é perpendicular à superfície ou levemente inclinada em direção à cervical. Já na região da cúspide vestibular os prismas assumem ângulos agudos em relação à superfície externa do dente. Já na ponta da cúspide vestibular, os prismas são alinhados perpendicularmente à superfície externa. Próximo ao sulco central, uma leve inclinação dos prismas em direção ao longo eixo é visível, enquanto na base do sulco central a orientação é quase perpendicular à superfície. Em direção à cúspide lingual o comportamento de orientação dos prismas assemelha-se com a vestibular. Para os cortes méso-distais, em direção ao topo da crista marginal mesial e distal, os prismas de esmalte se inclinam para fora e em direção à área oclusal, em relação ao longo eixo do dente, enquanto sustenta um constante ângulo agudo com a superfície externa. Os prismas aparecem

perpendiculares à superfície externa no topo das cristas mesial e distal. Para os cortes coronais, um padrão comum de orientação dos prismas de esmalte foi encontrado para todas as cúspides, aparecendo com formatos circulares, enquanto os prismas localizados no meio da coroa tem uma forma oblíqua, revelando a inclinação em direção à superfície oclusal. Os autores concluíram que os prismas do esmalte são direcionados para a superfície externa e para a superfície oclusal dos dentes; que os prismas não são alinhados perpendicularmente à superfície dental, exceto na ponta das cúspides e na borda das cristas interproximais.

Em 1991, Suzuki *et al.* desenvolveram um estudo com os objetivos de sintetizar pó de vidro de $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ pelo processo sol-gel e de avaliar sua utilidade como carga de índice de refração ajustável para compósitos polimerizados por luz visível. Para sintetizar o pó de vidro de $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ pelo processo sol-gel, as matérias-primas utilizadas foram tetraetoxisilano puro, $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$ (LS-2430, Shinetsu Chemical Co., Tóquio, Japão) e tetraisopropóxido de titânio, $\text{Ti}[\text{OCH}(\text{CH}_3)_2]_4$ (Wako Junyaku Co., Osaka, Japão). Quanto ao método, as relações de peso entre os dois alcóxidos foram escolhidos para fornecer vidro de $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2$ com 0, 3, 5, 7, 10, 15 e 20% em peso de TiO_2 . Foi avaliado também o índice de refração utilizando diferentes proporções de monômeros TEGDMA/Bis-GMA sendo respectivamente (100/0, 80/20, 60/40, 40/60, 20/80 e 0/100). Foram formuladas 2 resinas compostas experimentais. Uma com 100% de SiO_2 de carga (índice de refração de 1,46) e 40% de TEGDMA e 60% de Bis-GMA como matriz orgânica (índice de refração de 1,52). A outra formulação apresentou 15% de TiO_2 e 85% de SiO_2 de carga (índice de refração de 1,52) e 40% de TEGDMA e 60% de Bis-GMA como matriz orgânica (índice de refração de 1,52). Os resultados mostraram que a variação medida da proporção dos monômeros TEGDMA / Bis-GMA (100/0 a 0/100) influenciou nos valores de índice de refração. Com o aumento do conteúdo de Bis-GMA na mistura de monômeros, houve um aumento linear do índice de refração de 1,46 até 1,53. Em relação à proporção de carga $\text{TiO}_2/\text{SiO}_2$, com o aumento da quantidade de TiO_2 de 0% para 20% na proporção em relação ao SiO_2 , ocorreu um aumento linear do índice de refração de 1,46 a 1,53, enquanto que a transmitância diminuiu linearmente de 95% para 55%. Já para as 2 formulações de resinas compostas experimentais usadas, a primeira (100% de SiO_2 de carga + 40% de TEGDMA e 60% de Bis-GMA como matriz orgânica) apresentou transmitância de 1,3 (demonstrando uma característica clínica de alta opacidade) e a segunda formulação (15% de TiO_2 e 85% de SiO_2 de carga + 40% de TEGDMA e 60% de Bis-GMA como matriz orgânica) apresentou transmitância de 15,2 (demonstrando uma característica clínica de alta translucidez). Estes resultados confirmaram que foi possível realizar o ajuste do índice de refração da mistura de $\text{TiO}_2/\text{SiO}_2$ através do ajuste da quantidade de TiO_2 . Os resultados

também demonstraram através da avaliação da transmitância, que quando ocorreu uma aproximação dos valores dos índices de refração da carga e da matriz orgânica (segunda formulação da resina experimental), ocorreu um aumento da transmitância. Visto que é importante equilibrar a necessidade de translucidez aumentada com a necessidade de uma aparência estética, os autores concluíram que é altamente desejável desenvolver cargas de vidro que transmitam a luz em certas faixas de comprimento de onda, mas que possam absorver a luz em muitas outras faixas de comprimentos de onda.

Vaarkamp, Bosch e Verdonshot, em 1995, publicaram um estudo que teve o intuito de melhor compreender a propagação da luz através dos dentes, a partir da investigação em material dentário sadio. Barras quadradas de esmalte e dentina com 0,85mm de espessura e altura variando de 2,5 a 5,0mm foram cortadas das superfícies proximais de pré-molares humanos. Um total de 15 amostras de esmalte e 15 de dentina foram cortadas e armazenadas em soro fisiológico. Para tal, as intensidades de luz emanadas das superfícies das barras de esmalte e dentina foram medidas quando essas barras foram iluminadas com um bastão de fibra de vidro que transporta a luz de um laser HeNe ($\lambda = 633 \text{ nm}$) como fonte de luz. O sensor detector foi posicionado de diferentes formas ao redor das amostras para captar os valores de fluxo radiante relativo na frente das amostras, lateralmente e também atrás. A partir das intensidades medidas, os fluxos radiantes que emanaram das superfícies foram calculados. Para explicar a dependência direcional desses fluxos, a anisotropia óptica em material dentário foi investigada comparando a intensidade da luz transmitida em uma direção perpendicular e paralela à superfície proximal do dente do qual a amostra foi cortada. Os fluxos radiantes relativos perpendiculares e paralelos à superfície proximal do dente, na frente, ao lado e atrás das amostras de esmalte e dentina foram obtidos. Os valores medidos pelo sensor posicionado na frente das amostras foram Dentina-Perpendicular: 0,20; Dentina-Paralelo: 0,07; Esmalte-Perpendicular: 0,48; Esmalte-Paralelo: 0,56. Portanto, a translucidez foi maior para o esmalte na direção paralela à superfície proximal do dente. A proporção destas intensidades transmitidas nas direções perpendicular/paralela, medidas na frente das amostras foi de $0,86 \pm 0,06$ para o esmalte e $2,88 \pm 0,43$ para dentina, demonstrando uma anisotropia menor para o esmalte. Além disso, para o esmalte o parâmetro de assimetria, g , foi estimado. O valor médio foi $g = 0,68 \pm 0,09$. Os autores concluíram que propriedades ópticas anisotrópicas foram demonstradas para esmalte e dentina. Para a dentina a anisotropia óptica medida apoia a ideia de que os túbulos são a causa predominante de espalhamento na dentina. Para o esmalte, como a transmissão na direção paralela foi maior que na perpendicular, pode-se concluir que a contribuição das estruturas dos prismas de esmalte na

dispersão de luz é pequena quando comparada com a contribuição dos cristais de hidroxiapatita.

Ten Bosch e Coops, em 1995, publicaram um artigo que testa a hipótese de que, uma vez que os caminhos da luz no interior dos elementos dentários são determinados por espalhamento, existe uma relação entre a cor e os coeficientes de espalhamento. Para tal, cento e dois dentes ântero-superiores extraídos (73 IC, 27 IL e 2 C) foram fixados em formalina, montados em posição padronizada em suportes de latão e então cortados. Uma faceta foi preparada próximo à borda incisal na vestibular para permitir medições de dureza Knoop com uma carga de 500 gramas. Assim, o espalhamento da luz pelo esmalte foi medido em uma geometria $45^\circ/0^\circ$ e o espalhamento da luz tanto pelo esmalte quanto pela dentina foi medido em uma geometria $0^\circ/0^\circ$. O espectro de reflexão do dente foi medido a partir do plano vestibular com um espectrorradiômetro na geometria $45^\circ/0^\circ$, com iluminante padrão A e iluminante padrão D65. Para incluir toda a luz refletida por volume, foi usada iluminação de dente inteiro e medição de pequenas áreas. Um uma série adicional de experimentos para determinar a influência da camada de esmalte na cor dos dentes, uma seleção aleatória de 28 dentes foi usada novamente, tendo o seu esmalte vestibular removido. As coordenadas de cor CIELAB foram calculadas a partir dos espectros. Como resultado, foi visto que nem espectros nem coordenadas mostraram evidências de uma contribuição da fluorescência para a cor do dente. Os valores médios e desvios padrão para L^* , a^* , b^* foram 69,9 (4,1), -0,22 (1,4) e 17,9 (2,9), respectivamente. Ambos os coeficientes de dispersão foram em média 0,6 (0,43) e a dureza Knoop média foi de 271 (39). L^* correlacionou-se com a^* ($r = -0,51$), com o coeficiente de dispersão do esmalte ($r = 0,60$) e ligeiramente com a dureza ($r = 0,17$, $p = 0,03$). Dessa forma, quanto mais dispersão de luz ocorre no esmalte, maior a luminosidade do dente (L^*). Além disso, a cor dos 28 dentes dos quais o esmalte foi removido, demonstrou forte correlação com a cor do dente completo. Este estudo confirmou quantitativamente que a cor do dente é determinada principalmente pela dentina, com o esmalte desempenhando apenas um papel menor por meio da dispersão em comprimentos de onda na faixa do azul.

Arikawa et al. (1998) desenvolveram um trabalho com o objetivo de examinar as características de transmitância de luz de vários tons de resinas compostas fotopolimerizáveis e de avaliar o efeito das características de transmitância de luz na cor das resinas. Para tal, foram utilizadas onze tonalidades de duas resinas compostas. Amostras com quatro espessuras diferentes (0,5, 1,0, 2,0 e 3,0 mm) foram preparadas. A transmitância em comprimentos de onda de 400 a 700nm foi medida. Além disso, os valores de cor e as diferenças de cor entre as espessuras de uma amostra no sistema de cores CIE $L^* a^* b^*$ foram

determinados por um medidor de croma digital. As diferenças na transmitância, valores de cor e diferença de cor foram determinadas usando uma análise de variância de uma via (ANOVA) combinada com um teste de Tukey. Diferenças significativas foram encontradas na dependência do comprimento de onda da transmitância entre os dois grupos de materiais (microparticuladas e híbridas) e entre as tonalidades de cada material. As transmitâncias dos tons mais escuros de um material foram significativamente menores em comprimentos de onda mais baixos do que os outros tons, mas foram quase iguais ou significativamente maiores em comprimentos de onda mais altos. Houve uma correlação significativa entre a variação da razão de transmitância e a diferença de cor. A diferença de cor (ΔE) aumentou com a diminuição da espessura para todas as cores, nas espessuras de 0,5, 1,0 e 2,0 mm comparadas com a espessura de 3,0mm. Dois materiais mostraram diferenças significativas em Δa^* e Δb^* do componente cromático da diferença de cor. Esses resultados indicam que as características de transmitância de luz, incluindo a dependência do comprimento de onda, desempenham um papel importante para a cor de uma resina composta. Embora a cor de um material não possa ser determinada apenas por uma propriedade ótica, parece que a medição da característica de transmitância da luz é uma das formas eficazes de avaliar a cor da resina. Clinicamente, deve-se ressaltar que a cor das tonalidades mais escuras, principalmente em uma pequena faixa de espessura, pode ser afetada mais pelo ambiente do assoalho da cavidade dos dentes do que as tonalidades mais claras, e também quase as mesmas tonalidades de diferentes materiais podem mostrar uma mudança diferente na cor, apesar da mesma situação. Novos estudos para investigar os efeitos da composição das resinas compostas nas características de transmitância da luz serão necessários, utilizando resinas experimentais. Terry *et al.*, em 2002, publicaram um estudo no qual procuraram focar nos parâmetros de cor e estética em restaurações diretas, a partir da descrição da técnica adesiva e de um protocolo direto para o desenvolvimento de restaurações naturais na dentição posterior integrando os conceitos de função, forma e cor. O sucesso da determinação e transferência de cor para uma reprodução estética da dentição natural depende da compreensão do clínico sobre a interrelação dessas propriedades óticas com a morfologia anatômica do dente. Os materiais compostos contemporâneos permitem a reprodução de efeitos policromáticos dentro de um dente. Forma e função são aspectos interdependentes da fórmula restauradora. O clínico pode integrar conceitos restauradores tradicionais de função e forma com uma compreensão da cor e morfologia anatômica para o desenvolvimento de restaurações estéticas. Um protocolo preciso é necessário para a aplicação incremental de resinas compostas, corantes e modificadores para permitir a criação de restaurações de aparência natural. Independentemente do tipo de restauração selecionada, o resultado estético definitivo

será baseado na capacidade do profissional de criar uma "forma que segue a função" e imaginação e arte para garantir que a forma anatômica defina a cor.

Girija e Stephen, em 2003, desenvolveram um estudo que caracterizou os componentes lipídicos da matriz orgânica em esmalte humano maduro usando Microscopia Confocal de Varredura a Laser (CLSM) acoplada a uma sonda fluorescente hidrofóbica. Para os materiais e métodos, foram fixados vinte e quatro cortes longitudinais de esmalte humano com paraformaldeído 3,7% (PFA), parcialmente descalcificado com 0,5M de EDTA e marcados com uma sonda fluorescente (vermelho do Nilo) antes da caracterização do CLSM. Com base nos espectros de fluorescência do vermelho do Nilo em etanol (1mg / ml), cada seção de esmalte foi avaliada com fonte de luz de 543 nm e com filtro de 590 nm. A análise espectrofotométrica foi realizada para caracterizar a autofluorescência e a fluorescência lipídica ao vermelho do Nilo em esmalte maduro. Parâmetros ópticos especiais do microscópio foram escolhidos para desconsiderar a fluorescência intrínseca das amostras e aquela induzida por PFA. Como resultado, a intensidade da autofluorescência e da fluorescência induzida por PF foram desprezíveis acima de 565 nm; enquanto a fluorescência do vermelho do Nilo atingiu o pico em cerca de 600 nm. O material lipídico foi identificado nas estrias cruzadas, nas linhas de Retzius, nas bandas de Hunter-Schreger, nos espaços interprismáticos e nos espaços intraprisimáticos no esmalte humano maduro. Constatou-se que o novo método desenvolvido neste estudo foi útil para a investigação do componente lipídico da matriz orgânica do esmalte humano maduro. A coloração fluorescente permite a visualização de microestruturas nas áreas de superfície e subsuperfície de seções de esmalte com preparação mínima da amostra, e pode ser promissor na avaliação das alterações dos elementos orgânicos do esmalte nas condições de desenvolvimento, patológicas ou experimentais.

Em 2003, Khatri *et al.* realizaram um estudo que teve como objetivo sintetizar derivados de Bis-GMA contendo substituintes n-alquil uretano pendentos, além de caracterizar e avaliar suas propriedades físico-químicas. Para concretizar a pesquisa, quantidades estequiométricas de Bis-GMA e n-alquil isocianatos foram reagidas em diclorometano com dilaurato de dibutilestanho como catalisador. A contração volumétrica, a absorção de água, o grau de conversão de vinil, o índice de refração e a viscosidade dos monômeros de uretano resultantes e do Bis-GMA foram medidos. Além desses, as resistências à flexão de seus homopolímeros correspondentes e do Bis-GMA também foram medidas. Os resultados obtidos demonstraram que os tipos estudados de derivados de uretano de Bis-GMA exibiram viscosidades mais baixas e foram mais hidrofóbicos do que Bis-GMA.

Na maioria, a viscosidade desses monômeros experimentais diminuiu com o aumento do comprimento da cadeia do substituinte alquil uretano. A fotopolimerização dos novos monômeros levou a altos graus de conversão de vinil em comparação com Bis-GMA. Os monômeros experimentais também produziram polímeros com menores contrações de polimerização em graus equivalentes de conversão de vinil, do que Bis-GMA. Uma importante consideração nas formulações de resinas compostas é não apenas o alto grau de conversão com baixa contração de polimerização, mas também como o índice de refração da matriz orgânica combina com o índice de refração das partículas de carga. Típicas partículas radiopacas como aquelas contendo bário, estrôncio e zircônia tem índice de refração de aproximadamente 1,55. Com relação ao IR dos monômeros uretano experimentais testados, os valores foram comparáveis ao Bis-GMA (1,549) mas diminuíram um pouco com o aumento do comprimento da cadeia alquil (1,530 a 1,513) . O IR do TEGDMA é de apenas 1,460, um diluente para o Bis-GMA amplamente usado. Por isso, sua adição ao Bis-GMA irá não apenas reduzir a viscosidade da resina mas também diminuir o IR do sistema de resina, desse modo reduzindo sua combinação óptica com as partículas de carga mais usadas. Assim, o IR desta mistura testada (50:50 de Bis-GMA/TEGDMA) é igual a 1,507. Um monômero alternativo ao Bis-GMA amplamente usado é o UDMA, que tem um IR de 1,480, comparável ao IR desta mistura de 50:50 de Bis-GMA/TEGDMA (1,507). A partir desse estudo, concluíram que devido às suas boas propriedades gerais, esses novos derivados de Bis-GMA têm potencial como monômeros dentais que podem melhorar muitas propriedades de materiais dentais à base de resina que utilizam sistemas de monômero de metacrilato. A combinação de baixa contração de polimerização com alta conversão de vinil, sorção de água reduzida e menor potencial de penetrabilidade no tecido, com biocompatibilidade potencialmente aprimorada, parece tornar esses novos tipos de monômeros dignos de investigações adicionais.

Lee, Lu e Powers, em 2005, desenvolveram um estudo que teve o objetivo de determinar a opalescência de resinas compostas com um espectrofotômetro de medição de cor. Para isso, a cor de resinas A2, esmalte ou tons translúcidos de quatro resinas compostas e de uma resina sem carga, medidas nos modos de refletância e transmitância, foram comparadas. As resinas e respectivas cores avaliadas foram: Esthet X / ESX (A2, GE e YE), Filtek Supreme /FSP (A2, GT e YT), Palfique Estelite / PQE (A2 e Incisal), Estelite Sigma / PQS (A2 e Incisal) e Adesivo Scotchbond Multipurpose / SCMP (resina sem carga). A espessura aproximada das amostras foi de 1mm. O parâmetro de opalescência (OP) foi calculado como a diferença nas coordenadas azul-amarelo (Δb^*) e vermelho-verde (Δa^*)

entre as cores refletidas e transmitidas de amostras de 1 mm de espessura. O efeito de mascaramento (ΔME^*_{ab}) foi calculado como sendo a diferença de cor existente (ΔE^*_{ab}) entre a cor de um fundo preto e a cor da amostra sobre esse fundo preto. Assim, altos valores de ΔME^*_{ab} significa grande diferença de cor, tendo assim um maior efeito de mascaramento. Como resultados encontrados nas resinas com carga, a faixa de OP em resinas compostas foi 5,7 (Filtek Supreme A2) a 23,7 (Filtek Supreme GT), que foram maiores do que a resina sem carga (3,5). Contudo, houve diferença significativa entre as marcas e cores das resinas compostas. Esses valores foram influenciados pelo tipo da resina e pela cor. As resinas ESX mostraram altos valores de OP independentemente da cor, enquanto as resinas PQE e PQS mostraram baixos valores independentemente da cor (5,9 a 6,5). Quanto às correlações entre OP e Δa^* o valor foi de 0,076, entre OP e Δb^* foi de 0,999, entre OP e ΔE^*_{ab} foi de 0,681. Não houve correlação significativa entre OP e ΔC^*_{ab} e entre OP e TP. As correlações entre OP, TP e ΔME^*_{ab} foram calculadas usando a análise de múltipla regressão. Os valores foram: entre TP e ΔME^*_{ab} (-0,995) e entre OP e ΔME^*_{ab} (0,107). Alguns dos compostos de resina realmente exibiram opalescência. Assim, pode-se concluir que tal propriedade contribuiu para o mascaramento da cor de fundo juntamente com o parâmetro de translucidez.

Fujita *et al.* (2005) publicaram um estudo em 2005 que visou examinar o efeito da transmitância de luz visível através de uma resina composta e a profundidade de polimerização e a dureza Knoop da resina composta. Para tal, os índices de refração dos monômeros e seus polímeros foram medidos a 25°C usando um refratômetro de Abbe. Os polímeros foram obtidos a partir da polimerização em massa a 130°C durante 15 minutos usando peróxido de benzoíla. As partículas de sílica não tratadas foram dispersas em solventes mistos, cujos índices de refração foram previamente determinados. A suspensão foi então mantida em estado estacionário por 10 minutos. A transmitância da luz visível através da suspensão foi observada a 468nm usando um espectrofotômetro a 25°C. O índice de refração da sílica foi determinado com base no índice de refração do solvente cuja suspensão forneceu o valor máximo. Os respectivos valores de IR dos monômeros antes e após polimerização foram: TEGDMA (1,460/1,508), TEGDMA/UDMA (1,474/1,510), UDMA (1,484/1,511), UDMA/BMPEPP (1,511/1,539), BMPEPP (1,540/1,565). O valor do IR da carga de sílica foi de 1,458. Notou-se que após a polimerização houve um aumento do IR em todos os monômeros avaliados. O monômero que teve seu IR mais próximo ao da sílica foi o TEGDMA. No que refere-se à quantidade de luz transmitida (%) através da resina composta, variando o tipo de monômero, os valores foram: TEGDMA (81,6), TEGDMA/UDMA (67,2), UDMA (41,2), UDMA/BMPEPP (21,9), BMPEPP (12,8). Pôde-se observar que a quantidade

transmitida de luz visível foi fortemente dependente da magnitude da diferença do índice de refração que existia entre a resina e a carga de sílica. Mais especificamente, as diferenças surgiram do tipo de monômero de base usado. Quanto maior foi a diferença entre o IR da matriz orgânica e o IR da carga, menor foi a quantidade de luz transmitida. A quantidade de luz visível transmitida exibiu uma boa correlação com a profundidade de cura e a razão de dureza Knoop da superfície inferior da resina em relação à superfície superior. Os autores concluíram que quanto maior a quantidade de luz que passa pela resina composta, maior será a profundidade de polimerização e maior será a conversão de polimerização da resina composta. Para melhorar a conversão de polimerização do assoalho da cavidade, é importante reduzir a diferença do índice de refração que existe entre a matriz orgânica e a carga de sílica, a fim de diminuir a dispersão de luz que ocorre na interface matriz orgânica/sílica, aumentando assim a transmitância.

Emami, Sjudahl, Soderholm em 2005, publicaram um estudo fundamentado a partir da hipótese de que ao padronizar variáveis como fontes de luz, tipos de carga e tratamento de superfície da carga, deveria ser possível usar a lei de Beer-Lambert para prever a absorção de luz em compósitos dentais fotopolimerizáveis. Foi utilizada uma mistura de 50% em peso de Bis-GMA e 50% em peso de TEGDMA para a qual foi preparado um fotoiniciador (0,35% em peso de canforoquinona) e um co-iniciador (0,7% em peso de dimetilaminoetilmetacrilato). Três tipos diferentes de carga (HBB, SBB e KU) foram adicionados a essa mistura em oito diferentes percentuais de volume. As partículas de carga tiveram suas superfícies tratadas ou não com silano. As amostras foram feitas com espessuras de 1–5 mm. O número total de 1200 espécimes foram confeccionados para este estudo. A transmissão de luz foi obtida por uma fonte de halógena e luz laser, o que fez o número de observações ser de 2400. Os valores de absorbância dos diferentes materiais foram analisados em Matlab com relação às diferenças na fração de carga e espessura da amostra. Os resultados obtidos revelaram que das duas fontes de luz, mais luz foi absorvida pelo compósito quando o laser foi usado. Quanto à determinação dos índices de refração os valores foram os seguintes: Bis-GMA/TEGDMA (1,5020), Silano (1,4297), SBB (1,5509), HBB (1,5481) e KU (1,5454). Assim sendo, todas as partículas de carga tiveram índice de refração significativamente maior que a matriz orgânica. A maior diferença em relação à matriz orgânica foi para a carga SBB e a menor para a carga KU. Em relação à densidade da carga e tamanho de partícula, a partícula com maior densidade e tamanho (HBB) teve a maior mudança na absorção à medida que a fração de carga aumentou, enquanto partícula com menor densidade e menor tamanho (KU) teve a menor mudança na absorção. Entre os diferentes tipos de carga, a carga HBB

absorveu mais luz e a carga KU menos. Houve diferenças significativas ($p < 0,05$) na absorção de luz entre os três tipos de carga. A partir desta pesquisa, ao comparar as superfícies modeladas geradas pelo Matlab para diferentes materiais, foi possível determinar como diferentes variáveis como tipo de carga, tratamento da superfície da carga e fonte de luz afetam a atenuação da luz. A característica da luz incidente afetou a absorção de luz, o que significa que não apenas a composição do compósito precisa ser considerada nos estudos de absorção de luz de compósitos odontológicos.

Sidhu *et al.* em 2006, publicaram um estudo que avaliou alterações de cor e translucidez causadas pela fotopolimerização de resinas compostas. Para seus materiais e métodos, os parâmetros CIELAB (L^* , a^* e b^*) de discos de cor A2 e A2 opacos de Charisma (Heraeus-Kulzer), Solare (GC) e Filtek Supreme (3M) foram avaliados nos fundos de preto, branco e o próprio material antes e depois da fotopolimerização para avaliar as mudanças de cor e translucidez (por meio do cálculo do ΔE^* e do parâmetro de translucidez, respectivamente). Como resultados, Solare e Filtek Supreme mostraram mudanças de cor significativamente menores durante a fotopolimerização do que Charisma, porém o valor de ΔE^* de todas as resinas e cores ainda esteve na faixa clinicamente inaceitável. Com relação às mudanças de translucidez durante a fotopolimerização, os tons A2 e A2 opaco da Charisma apresentaram um aumento estatisticamente significativo de translucidez, embora nenhuma diferença tenha sido observada nos demais produtos. Eles concluíram que Solare e Filtek Supreme tendem a mostrar menos mudanças na translucidez e cor durante a fotopolimerização em comparação com a resina Charisma. No entanto, as mudanças na cor durante a fotopolimerização ainda estiveram na faixa de mudança de cor inaceitável. Portanto, a combinação direta de cores desses materiais para uma combinação precisa de cores deve ser realizada usando o material já fotopolimerizado.

Em 2006, Kienle *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de comprovar que o efeito anisotrópico da dentina é causado por dispersão múltipla nos túbulos dentinários e não por efeitos de fibra óptica como assumido anteriormente por outros trabalhos. Os autores utilizaram discos de dentina preparados a partir da dentina coronal de molares humanos extraídos. Um disco de dentina com espessura de 1mm foi colocado em uma grade com padrão quadriculado iluminado por fonte de luz branca (lâmpada Xe) e imagens foram obtidas da luz transmitida nas direções oclusal para pulpar e pulpar para oclusal. Para investigar a propagação de luz anisotrópica quantitativamente, os discos foram iluminados por 3 feixes colineares de um laser HeNe com a mesma intensidade. A luz transmitida foi capturada por uma câmera, então os discos foram girados 180°, iluminando o correspondente

ao outro lado dos discos e a luz foi novamente fotografada. Os autores utilizaram o método Monte Carlo que consiste em uma técnica padrão para calcular a propagação da luz em tecidos biológicos. Os principais dispersores de luz na dentina são os túbulos. Sendo assim para o cálculo da dispersão tubular os autores definiram os mesmos como cilindros longos infinitos, devido ao seu comprimento ser muito maior que o seu diâmetro e que o comprimento de onda da luz. Usando um microscópio óptico, estudaram o curso dos túbulos da polpa à junção esmalte-dentina de várias placas de dente e descobriram que uma distribuição matemática descreveu aproximadamente a distribuição média dos túbulos na dentina. Além dos túbulos, a influência das fibras de colágeno, que formam uma rede entre os túbulos, foi considerada no cálculo da propagação da luz na dentina. Presumiram que as fibras de colágeno foram alinhadas aleatoriamente, de modo que a propagação da luz era isotrópica. Como resultados, encontraram uma ampliação da grade quando o disco de dentina foi iluminado da direção pulpar para oclusal, e uma demagnificação quando a direção da iluminação foi invertida. Os 3 feixes de laser puderam ser claramente identificados nas imagens captadas e a distância entre os feixes diminuiu de 2mm para aproximadamente 1,5 mm (direção oclusal para pulpar) e aumentou de 2mm para 2,6mm na direção oposta. De forma análoga os diâmetros dos feixes transmitidos diminuíram e aumentaram, respectivamente. Além disso, a intensidade dos feixes incidentes de oclusal para pulpar foi maior que para a outra direção. Em conclusão a esses achados, os autores mostraram neste estudo que a ampliação pode ser totalmente explicada pela múltipla dispersão de luz pelos túbulos, pelo qual a luz é guiada ao longo dos túbulos devido ao espalhamento. Além das propriedades ópticas anisotrópicas devido ao espalhamento pelos túbulos, levaram em consideração o espalhamento de luz pelas fibras de colágeno na dentina. Foi enfatizado o entendimento da propagação de luz nos dentes como um pré-requisito para explicar sua cor.

Vichi *et al.* publicaram em 2007, um estudo produzido com o objetivo de avaliar a influência da espessura da camada na cor final para diferentes combinações de cor e de opacidade em uma simulação de laboratório de uma técnica de estratificação de 2 camadas. Discos de resina de diferentes espessuras foram feitos. De um sistema de resina composta (Point4, Kerr Co.), quatro cores de dentina foram selecionadas (A1, A2, A3, A4). Para cada tonalidade, foram produzidos discos de 0,5/1,0/1,5/2,0/2,5/3,0 mm de espessura, com aumentos de espessura aumentando gradualmente em 0,5mm. Além disso, a partir das três cores translúcidas do mesmo sistema (T1, T2, T3) foram feitos discos de 0,5/1,0/1,5/2,0 mm de espessura,, novamente com aumentos de espessura aumentando gradualmente em 0,5mm. Para todas as 288 combinações de resina de base com a resina translúcida, a cor foi

determinada com um espectrofotômetro. A espessura de cada camada desempenhou um papel significativo na percepção das cores. Por exemplo, mantendo a espessura de T fixa e aumentando a espessura da base A, diferenças de cor de até 5,1 foram encontradas (T1 0,5 com A1 3,0 em relação a T1 0,5 com A1 0,5). A influência da espessura de camada da cor de base foi mais dominante que a camada translúcida, mas a espessura da camada translúcida também foi capaz de influenciar a cor final. As 3 cores T atuaram de forma variada. Para T1 variando de 0,5 a 2,0mm de espessura com uma base A2 de 2,00 mm não foi suficiente para produzir mudanças perceptíveis de cor. Para T2, variando de 0,5 a 2,0mm de espessura com uma base A2 de 2,00 mm, o aumento de espessura de T levou a mudanças de ΔE^* clinicamente perceptíveis. Para T3 o comportamento foi semelhante à T1, dificilmente influenciando o ΔE^* . Entretanto, vale ressaltar que as diferenças ocorreram principalmente nos valores de L^* , o que significa que clinicamente podem influenciar no valor. Comparando as 3 cores T na espessura de 0,5mm entre elas, com bases iguais (A2 com 2,00 mm) fica claro as cores T são capazes de realizar correções perceptíveis de cor na técnica incremental, pois tiveram variações diferente e significativas de ΔE^* .

Lee e Yu desenvolveram uma pesquisa em 2007 com o objetivo de determinar a opalescência do esmalte dentário com espectrofotômetros de reflexão. Para tal, a cor do esmalte bovino (36) e humano (21) intactos foi medida nos modos de refletância e transmitância. Dois tipos de espectrofotômetros foram usados para bovinos e um tipo foi usado para esmalte humano. O parâmetro de opalescência (OP) foi calculado como a diferença na coordenada de cor amarelo-azul (CIE Δb^*) e coordenada de cor vermelho-verde (CIE Δa^*) entre as cores refletidas e transmitidas. Os resultados encontrados mostraram que o valor médio de opalescência (OP) do esmalte bovino foi de 10,6 ($\pm 1,4$) a 19,0 ($\pm 2,1$), e variou de acordo com a configuração dos espectrofotômetros. O valor médio de OP do esmalte humano foi de 22,9 ($\pm 1,9$). Houve uma forte correlação entre OP e Δb^* [eixo de cor amarelo (b^+) / azul (b^-)], tanto para esmalte humano quanto bovino. Dessa forma, esse valor poderia ser usado ao invés dos valores de OP para o esmalte dental. Após a análise dos dados, os autores concluíram que a opalescência variou de acordo com a configuração do espectrofotômetro de medição e com as espécies de esmalte. Esses valores poderiam ser usados como referência no desenvolvimento de materiais restauradores estéticos, tanto para compósitos de resina quanto para materiais cerâmicos.

Arikawa *et al*, em 2007, realizaram um estudo que examinou o efeito do tamanho e forma da partícula de carga, bem como o conteúdo de carga nas características de transmissão de luz e cor de resinas compostas experimentais. Foi preparada uma mistura de 30 mol% Bis-

GMA e 70 mol% TEGDMA como um monômero base, ao qual um fotoiniciador (canforoquinona) e um co-iniciador (N, N-dimetilaminoetil metacrilato) foram adicionados. Quatro diferentes tipos de carga de formato irregular e esférico com um tamanho médio de partícula de 1,9-11,1 μ m (VX-X/Irregular/1,9 μ m, VX-SR/Irregular/3,6 μ m, EMB-10/Esférica/5,4 μ m e EMB-20/Esférica/11,1 μ m) foram adicionados à mistura em três diferentes conteúdos de carga de 20, 30 e 40 em percentual de volume. Características de transmitância de luz, incluindo características de difusão de luz, foram então avaliadas. Quanto aos resultados, os autores visualizaram que materiais contendo cargas menores e de forma irregular mostraram maior transmissão de luz e distribuição do ângulo de difusão com um pico mais afilado (menor dispersão de luz), em comparação com aqueles contendo cargas maiores e de formato esférico (maior dispersão de luz). A incorporação de carga à matriz orgânica, mesmo que de tamanho pequeno, levaram a uma significativa redução na transmissão de luz através da resina composta, provavelmente pelas múltiplas dispersões de luz que devem ter ocorrido dentro do material entre a carga e a matriz orgânica. Houve uma tendência de diminuição da transmissão de luz com a diminuição dos comprimentos de onda. Verificou-se também que houve uma correlação significativa entre a área de superfície específica da carga e a diferença de cor dos materiais contendo as cargas. Como conclusão, os autores indicaram que a forma das partículas de carga, bem como o tamanho da partícula e o conteúdo de carga, afetaram significativamente as características de transmitância de luz, incluindo as características de difusão de luz, e a cor das resinas compostas.

Yong-Keun Lee, em 2008, apresentou um estudo que teve o objetivo de determinar a influência do tamanho e da quantidade de partículas de carga na diferença entre as cores transmitidas e refletidas e sobre a translucidez de resinas compostas experimentais. A cor das resinas compostas experimentais (38 mm de diâmetro e 1 mm de espessura) foi medida nos modos de transmitância e refletância. O parâmetro de opalescência (OP) foi calculado como a diferença nas coordenadas azul-amarelo e vermelho-verde, entre as cores transmitidas e refletidas. O parâmetro de translucidez (TP) foi calculado como a diferença de cor entre as cores refletidas sobre um fundo branco e preto. Obteve como resultado uma faixa de OP entre 1,0 e 5,7, que variou de acordo com o tamanho e a quantidade de carga. O parâmetro de translucidez diminuiu à medida que a quantidade de carga aumentou, quando o tamanho de carga foi o mesmo. A hipótese nula foi rejeitada porque o tamanho e a quantidade de cargas influenciaram a diferença nas cores transmitidas e refletidas das resinas compostas experimentais. Dentro das limitações do presente estudo, as cargas de vidro investigadas não aumentaram a opalescência das resinas compostas experimentais para o valor aceitável (OP>

9). Sendo assim, concluiu-se que os controles sobre o tamanho e a quantidade adequados de carga e sobre o índice de refração das partículas deveriam ser estudados adicionalmente para modificar a opalescência e a translucidez das resinas compostas, considerando também a influência da carga nas propriedades mecânicas.

Em 2008, Hubbezoglu *et al.* investigaram os efeitos de três agentes clareadores (Whiteness Perfect, Whiteness Super e Whiteness HP) sobre a mudança de cor e índice de refração de três compósitos dentais (Admira, Durafill VS e Gradia Direct). Para tal, foram preparados vinte espécimes em forma de disco (10×2 mm) de cada compósito e divididos em quatro subgrupos ($n= 5$). Um grupo foi usado como controle, enquanto os demais espécimes nos três subgrupos foram clareados com um dos agentes clareadores, respectivamente. A mudança de cor foi avaliada de acordo com o sistema de cores CIELAB e os índices de refração foram determinados por elipsometria espectroscópica modulada em fase. Como resultado, as diferenças de cor (ΔE) entre o clareamento das amostras e o valor inicial (Baseline) foram menores que 3,3 para todos os grupos (cl clinicamente aceitáveis). No entanto, o clareamento com Whiteness HP levou a mudanças de cor perceptíveis para Admira e Durafill VS ($\Delta E > 1$). Embora este agente não tenha efeito sobre os índices de refração desses compósitos, os outros dois agentes contendo peróxido de carbamida (Whiteness Perfect e Whiteness Super) aumentaram seus índices de refração. Concluindo, os resultados sugeriram que a substituição de tais restaurações com resinas compostas pode ser necessária após o clareamento.

Pachaly, et al (2008) realizaram um trabalho como objetivo de avaliar a translucidez/opacidade e fluorescência de 16 resinas compostas, na cor universal A2, selecionadas aleatoriamente, a partir das quais foram confeccionados corpos de prova, com 1mm de espessura e 10mm de diâmetro, que foram submetidos a avaliação das propriedades ópticas, sendo classificados como alta, média e baixa translucidez/opacidade e fluorescência. Nos testes W de Kendall e ao teste de Friedman a 5% de significância, verificou-se que as resinas Opallis D, Four Season D, Concept E, Concept D e FillMagic apresentaram baixa translucidez. As resinas Opallis E, Charisma, Tetric Ceram, Four Season E, Natural Look, Z350 e Z250 apresentaram média translucidez/opacidade e as resinas Nova Charisma, Durafill e Supreme XT, alta translucidez. Para fluorescência, as resinas Charisma, Z350, Supreme XT e Z250 apresentaram baixa fluorescência. As de média fluorescência foram Opallis E, Opallis D, Nova Charisma, Durafill, Natural Look, TPH Spectrum, Tetric Ceram, Four Season E e Four Season D. Por fim, as resinas compostas Concept E, Concept D e Fill Magic apresentam alta fluorescência. A partir dos resultados, os autores concluíram que as

resinas compostas avaliadas apresentaram diferentes graus de translucidez/opacidade e fluorescência. Possivelmente, estas diferenças estiveram relacionadas às variações na sua composição, as quais podem não ser claramente demonstradas nas informações técnicas dos fabricantes. As informações apresentadas neste estudo influenciam a prática clínica, à medida que restaurações com envolvimento estético dependem da correta seleção do material restaurador, o qual demanda conhecimento das propriedades ópticas das resinas compostas.

Shortall, Palin e Burtscher, em 2008, publicaram um estudo que testou a hipótese de que a transmissão de luz durante a polimerização e a profundidade de polimerização resultante dos compósitos são influenciados tanto pela reatividade do monômero quanto pela diferença do índice de refração entre a matriz e a carga. Para analisar a hipótese, a transmissão de luz durante a polimerização foi registrada para compósitos baseados em partículas de vidro de estrôncio (índice de refração 1,51) ou vidro de bário (índice de refração 1,53). As cargas de estrôncio e bário, com tamanho médio de 1 μm , foram misturadas (70% em peso) com uma matriz orgânica contendo bis-GMA e TEGDMA em quatro proporções (bis-GMA 85:15 TEGDMA, bis-GMA 70:30 TEGDMA, bis-GMA 41:59 TEGDMA, bis-GMA 10:90 TEGDMA). Após a polimerização, a profundidade de cura e os parâmetros de translucidez pré e pós-cura foram determinados. Os índices de refração das resinas antes e após a polimerização foram [bis-GMA 85:15 TEGDMA (1,53/1,56), bis-GMA 70:30 TEGDMA (1,52/1,55), bis-GMA 41:59 TEGDMA (1,49/1,53), bis-GMA 10:90 TEGDMA (1,47/1,51)]. Profundidade de polimerização e parâmetros de translucidez pré e pós polimerização foram determinados. Pôde-se observar como resultado que houve mudanças na transmissão e profundidades de polimerização relacionadas à reatividade do monômero e em relação à diferença de índice de refração entre a carga e resina. Tanto para as diferentes formulações de matriz orgânica estudadas (antes e após polimerização), quanto para os 2 tipos de carga utilizados nessas matrizes orgânicas (antes e após polimerização), quando houve uma aproximação dos valores de índice de refração da carga com a matriz orgânica, houve também maiores valores de parâmetro de translucidez. Quando essa diferença aumentou, a translucidez, por sua vez, diminuiu. Os compósitos tornaram-se mais opacos ou translúcidos durante a polimerização. A otimização da diferença do índice de refração entre carga e resina fornece maior profundidade de polimerização e auxilia na correspondência de cores. Consequentemente, é possível formular um compósito cuja translucidez não se altere durante a polimerização, se o índice de refração do sistema monomérico diferir do índice de refração da carga na mesma medida antes e depois da polimerização, o que otimizaria a combinação de cores das resinas compostas.

Em 2008, dos Santos *et al.* desenvolveram um estudo com os objetivos de examinar, para diferentes espessuras, as características de transmitância de luz de dois compósitos de resina fotopolimerizáveis; de correlacionar a transmitância de luz através dos compósitos de resina e o conteúdos de cargas; e de determinar a profundidade de penetração da luz em função do comprimento de onda. Para isso, os autores utilizaram duas resinas (Filtek Z250, cor A2 e Filtek Supreme XT, cor A2E). Amostras de seis espessuras diferentes (0,15, 0,25, 0,30, 0,36, 0,47 e 0,75 mm) foram preparadas (n = 3). A transmitância em comprimentos de onda de 400 a 800 nm foi medida usando um espectrofotômetro UV-visível, antes e depois da fotopolimerização. Quanto à análise dos resultados, diferenças significativas foram encontradas na transmitância comprimento de onda dependente entre os dois materiais e entre os estágios não polimerizado e polimerizado de cada resina composta. As amostras polimerizadas apresentaram uma maior transmitância que quando não polimerizadas. Primeiramente, após a polimerização, os compósitos de resina passaram por um processo de vitrificação que leva ao estágio de vidro. Nesta fase, o ar aprisionado em micro espaços congelados dentro da rede de polímero permitiria um ganho de transmissão óptica. Em segundo lugar, a ordenação da rede de polímero, após a polimerização, permitiria que a luz passasse mais facilmente através das amostras. Em comprimentos de onda mais baixos, a transmitância de luz da resina composta Filtek Supreme XT foi menor do que a do Filtek Z250. Em comprimentos de onda mais elevados, no entanto, Filtek Supreme XT apresentou maior transmitância de luz, fato esse relacionado ao tamanho de partícula da resina nanoparticulada. Para ambas as resinas compostas, a profundidade de penetração foi maior após a polimerização. No entanto, Filtek Supreme XT mostrou um ganho maior na transmitância na espessura de 0,15 mm. A diferença nas características de transmitância de luz das resinas pode afetar sua profundidade de polimerização.

Em 2008, Lim *et al* relataram que a simulação das propriedades ópticas dos dentes naturais deveria ser o objetivo final dos materiais restauradores estéticos. Assim sendo, eles desenvolveram um trabalho que visou determinar a influência do tamanho e da quantidade de carga sobre os parâmetros de cor de resinas compostas experimentais, visto que a distribuição da carga nas resinas compostas determina a dispersão de luz nestes materiais, a qual por sua vez deveria influenciar os parâmetros de cor como valor, croma e matiz. Quanto à metodologia, a cor de 11 resinas compostas experimentais com duas cargas de vidro com tamanhos médios diferentes (LG: 0,77 μm e SG: 0,50 μm) foi determinada. As partículas LG foram usadas em 10, 20, 30, 40, 50 e 70% em peso. As partículas SG foram usadas em 10, 20, 30, 40 e 50% em peso. A matriz orgânica usada foi compreendida por uma mistura de

BisGMA, UDMA e TEGDMA na proporção de 1:1:1. Três amostras de 1mm de espessura foram confeccionadas para cada grupo, sendo polimerizadas por 20 segundos, tanto no topo quanto na base. Coordenadas de cor (CIE L*, a* e b*), croma e matiz foram determinados. Foram calculadas constantes ópticas incluindo coeficiente de espalhamento (S), coeficiente de absorção (K) e refletividade de luz (RI). Para determinar a influência da quantidade de carga nos parâmetros ópticos, foram calculadas as correlações de Pearson entre a quantidade de carga (%) e os parâmetros de cor e constantes ópticas. Foram calculadas as correlações entre as constantes ópticas (S, K e RI) e os parâmetros de cor ($p < 0,05$). De acordo com os resultados, o valor de S (espalhamento) aumentou à medida que a quantidade de carga aumentou. O valor de RI (refletividade de luz), em boa parte dos resultados, aumentou à medida que a quantidade de carga aumentou para o grupo de carga LG e aumentou para o grupo de carga SG até a carga de 40%, diminuindo após. O valor CIE L* aumentou conforme a quantidade de carga aumentou em ambos grupos de carga LG e SG. O valor CIE L* foi altamente correlacionado com os valores S e RI para ambos os grupos de carga ($r = 0,961-0,974$). Os autores concluíram que a luminosidade (valor) foi altamente correlacionada com a quantidade de carga, valores de S e de RI ($r = 0,932-0,974$). Entretanto, os coeficientes de correlação entre a quantidade de carga e croma/matiz foram moderados ($r = 0,406-0,827$); portanto, pigmentos deveriam ser adicionados para simular a cor das resinas compostas com a do dente natural. Propriedades ópticas das resinas compostas poderiam ser parcialmente simuladas em relação aos dentes pelo controle da distribuição de carga, e a translucidez e a opalescência das resinas deveriam ser consideradas ao se controlar a distribuição de carga nesses materiais.

Johnston em 2009, publicou uma revisão de literatura que visou fornecer a ligação entre os aspectos espectrais, tridimensionais e aspectos de diferença de cor e enfatizar aspectos geométricos importantes de todos os sistemas de medição. Além disso, procurou revisar avaliações de exatidão e precisão de sistemas de medição e considerações de aceitabilidade e perceptibilidade de uma diferença de cor, além de introduzir as aplicações de medições de cores para características de aparência importantes de materiais naturais e restauradores. As medições da cor de materiais craniofaciais e dentários naturais e restauradores têm muitas aplicações importantes na prática clínica e na pesquisa. Embora a especificação da cor no nível do observador humano envolva apenas três dimensões ou uma diferença de cor entre duas cores, um ponto de vista mais técnico da determinação da cor envolve o espectro visível. O autor concluiu através do estudo, que a cor de um objeto envolve a modificação da energia espectral do iluminante pelo objeto e o processamento por

um observador dessa energia espectral modificada do objeto em relação à energia direta do iluminante. Essa complexidade requer atenção à precisão e confiabilidade de qualquer sistema de medição espectral ou de cor, com mais atenção aos parâmetros estatísticos adequados para avaliar a precisão e a confiabilidade.

Em 2009, Meng *et al.* publicaram um artigo onde descreveram um método simples baseado no comprimento de trajeto óptico (OPL) combinado durante o escaneamento por tomografia de coerência óptica (OCT) para medição precisa do índice de refração de dentes humanos *in vitro*. Este método apresenta a vantagem de ser operacionalmente fácil e rápido, além de apresentar alta precisão especialmente quando comparado com o método OCT tradicional. Foram medidas 20 amostras de fatias de dente humano *in vitro* separadamente, com 300 a 400 μ m, mantidas hidratadas em água destilada quando não estavam em uso. Não foi levado em conta o efeito de polarização nas medições, então os dados resultantes foram a média dos índices ordinários e extraordinários. Como resultado, obtiveram os índices de **refração do esmalte ($1,631 \pm 0,007$), dentina ($1,540 \pm 0,013$) e cimento ($1,582 \pm 0,010$), havendo diferença estatística entre os grupos. Eles também obtiveram o perfil de distribuição do índice de refração dos dentes humanos *in vitro*. Tal determinação precisa do índice de refração dos dentes nas diferentes regiões dos mesmos, é importante para o diagnóstico precoce da cárie dentária, a qual pode causar mudanças locais no índice de refração.**

Azzopardi *et al.* em 2009 publicaram um estudo com objetivo de investigar o efeito da matriz de resina na translucidez de resinas compostas experimentais. Para tal, três matrizes de resinas sem carga foram formuladas e fotopolimerizadas. Além disso, seis diferentes resinas compostas dentais experimentais com conteúdo carga constante (75% de partículas de sílica silanizadas), mas variando no tipo de monômero (25%) e o conteúdo de BisGMA, foram fabricadas. Discos de cada material de teste com 12 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foram preparados (n= 3) e fotopolimerizados. Os valores de transmitância total e difusa para cada amostra foram medidos usando um espectrofotômetro UV/VIS, com uma esfera integradora, com faixa de leituras de 380 a 700 nm. A diferença de cor foi medida usando o sistema CIE Lab. As análises estatísticas por one-way ANOVA, seguido do teste de Tukey, mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de transmitância entre as três resinas não preenchidas por carga, apresentando valores de L* muito parecidos entre elas e próximos do branco. No entanto, com a adição de carga, as resinas compostas contendo BisGMA mostraram valores de transmitância significativamente maiores do que as resinas compostas baseadas em UDMA e TEGDMA, com diminuição

também do valor (L^*). Esse aumento da transmitância pode estar relacionado ao fato do índice de refração do BisGMA (1,55) ser mais próximo ao da sílica usada como carga, em relação ao UDMA (1,48) e TEGDMA (1,46). Partículas de carga em geral apresentam índice de refração próximos de 1,55. A análise de regressão revelou que houve uma correlação linear entre a porcentagem de BisGMA na matriz da resina e a translucidez total e difusa. Dessa forma, pode ser assumido que a adição de BisGMA ao TEGDMA aumentará o índice de refração dos sistema resinoso desse modo potencialmente melhorando a combinação óptica com o sistema de carga de sílica. A partir dos resultados do estudo, eles concluíram que a translucidez das resinas sem carga testadas neste estudo não foi afetada pelo tipo de monômero. No entanto, a translucidez das resinas compostas experimentais contendo carga foi significativamente influenciada pela composição da matriz resinosa. Houve também, uma correlação linear entre a translucidez e o percentual de BisGMA usado na matriz de resina de compósitos dentais contendo partículas de carga de sílica.

Em 2010, Li *et al.* publicaram um artigo que visou comparar as características ópticas de quatro compósitos translúcidos e esmalte natural. Para a realização do estudo, foram avaliadas trinta placas de esmalte natural e 120 réplicas de compósitos ($n = 30$) usando quatro marcas de compósitos translúcidos (Polofil Supra, Brilliant Esthetic, Gradia Direct e Vit-l-escence), nas espessuras de 1,0mm e 0,8mm, as quais foram obtidas a partir da moldagem das amostras de esmalte com silicona. As placas de esmalte e as amostras de resina correspondentes foram posicionadas sobre fundos diferentes, compostos por um resina composta A3 (4mm de espessura), um fundo branco e um fundo preto, e então os parâmetros de cor foram medidos usando um espectrofotômetro. Um líquido refrativo foi aplicado entre as camadas para obter a conexão óptica. No entanto, isso não poderia simular idealmente o estado real da junção esmalte-dentina (EDJ) e a adesão química de compósitos de múltiplas camadas. Portanto, os resultados deste estudo *in vitro* podem ser ligeiramente diferentes da situação clínica. Outro ponto importante sobre a metodologia do estudo, é que todas as placas de esmalte foram coletadas de jovens doadores, logo as propriedades ópticas do esmalte envelhecido devem ser investigadas em estudos futuros. Foram calculadas as diferenças de cor (ΔE^*) dos pares de esmalte/resina e o parâmetro de translucidez (TP) de cada amostra. Os espectros de reflexão foram registrados no comprimento de onda de 380 nm a 780 nm. Testes t-pareados foram realizados para avaliar as diferenças de coordenadas de cor (L^* , a^* , e b^*) e valores de TP entre os compósitos translúcidos e o esmalte natural. Os resultados mostraram que houve diferenças significativas nas coordenadas de cor (L^* , a^* e b^*) entre o esmalte e os compósitos translúcidos ($P < 0,05$). Embora nenhuma diferença estatística dos

valores de TP tenha sido encontrada nos pares esmalte-compósito com Polofil Supra e compósitos Brilliant Esthetic. Os principais picos dos espectros de reflectância do esmalte foram diferentes das quatro marcas dos compósitos translúcidos. Um deslocamento avermelhado dos principais picos de reflexão foi observado, enquanto a espessura das amostras compostas diminuiu de 1,0 mm para 0,8 mm. Já o pico de reflexão principal não foi alterado no esmalte dos dentes. A partir da análise dos resultados, os autores concluíram que os compósitos translúcidos apresentaram diferenças significativas em relação ao esmalte natural quanto aos aspectos de cor e refletância.

Lynch et al., em 2010, realizaram uma pesquisa que teve como objetivo examinar os padrões das bandas de Hunter-Schreger (HSB) nas superfícies axial e oclusal/incisal de 160 dentes humanos, seccionados nos planos vestibulo-lingual e mesio-distal, a partir da utilização do método de microscopia de luz. Quanto aos resultados, foram observadas variações regionais nas densidades de HSB (número de HSBs por mm de comprimento da junção amelo-dentinária) e padrões ao longo da coroa de cada classe de dentes superiores e inferiores examinados (incisivo, canino, pré-molar e molar). As densidades de HSBs se mostraram mais concentradas em regiões expostas à maior demanda funcional, como nas superfícies oclusais dos dentes posteriores para mastigação e as superfícies incisais de caninos e incisivos. A partir disso, foi possível inferir que o comportamento dos ameloblastos formando prismas de esmalte durante a amelogênese é guiado por controles genéticos-evolutivos que atuam no aumento da resistência à fratura e ao desgaste do esmalte dental humano. Sendo assim, os autores concluíram que as densidades e padrões de concentração HSB devem ser considerados como um fator importante nos tratamentos clínicos modernos, como união de restaurações adesivas ao esmalte, e no desenvolvimento de certas condições clínicas, como síndrome do dente rachado e abfração.

Hadis *et al.* em 2010 escreveram um trabalho que teve como objetivo investigar a mudança nas características ópticas através da polimerização de monômeros fotopolimerizáveis. Os processos de fotopolimerização são acompanhados pela absorção do fotoiniciador, mudanças na densidade e contração volumétrica, as quais alteram as propriedades ópticas e afetam a eficiência da polimerização através da profundidade. Quanto à metodologia, foi demonstrado o uso de uma nova técnica de interferometria de baixa coerência para medição simultânea de propriedades ópticas (índice de refração) e físicas (contração) através da fotopolimerização de monômeros fotoativos contendo várias concentrações de TEGDMA e BisGMA em porcentagem de massa (M1: 15/85, M2: 30/70, M3: 59:41 e M4: 90:10), respectivamente. Os resultados que a confiabilidade da técnica de

interferometria, que foi comparada com um refratômetro Abbé, mostrou uma relação de regressão linear significativa ($p < 0,001$; R^2 ajustado $> 0,99$) para resinas polimerizadas e não-polimerizadas. A extensão e a taxa de alteração do índice de refração e a magnitude da tensão de contração foi dependente da formulação do monômero. Independentemente da técnica de medição, o índice de refração diminuiu significativamente à medida que a concentração de TEGDMA aumentou, para ambas mensurações pré e pós polimerização, embora a mudança no índice de refração tenha sido maior para resinas ricas em TEGDMA seguidas de polimerização. Essa diminuição está relacionada à baixa viscosidade do TEGDMA, bem como ao baixo peso molecular e densidade da mistura. Assim que a polimerização se desenvolve, ocorre um aumento do índice de refração devido ao aumento do grau de conversão e ao aumento da densidade da resina pela contração de polimerização. A avaliação da contração de polimerização revelou aumento da contração para aumento do conteúdo de TEGDMA ($M4 > M3 > M2 > M1$). A habilidade para medir a mudança do índice de refração durante a polimerização em tempo real irá permitir o desenvolvimento de formulações de compósitos, os quais exibem ótima evolução de translucidez (quando o IR da resina se aproxima do IR da carga) e permite um controle preciso da qualidade estética, penetração de luz através do material e profundidade de polimerização). Os autores concluíram que o desenvolvimento desta técnica de interferometria fornece uma ferramenta não invasiva poderosa que será útil para melhorar a transmissão de luz através de resinas fotoativadas e de resinas com carga pelo controle preciso das propriedades ópticas através do volume do material, eliminando o risco de restaurações sub polimerizadas na prática clínica.

Em 2011, Eimar *et al.* escreveram um estudo que teve como objetivo investigar como as variações na ultraestrutura do esmalte podem afetar as propriedades ópticas do dente, visto que a cor do dente é influenciada por uma combinação de manchas extrínsecas que são absorvidas à superfície do esmalte, e por sua cor intrínseca resultante da interação da luz com as estruturas dentais. Para metodologia, cem dentes extraídos foram coletados de pacientes adultos. Foram utilizados espectrofotometria de cor, FTIR e XRD para avaliar a cor do dente, a composição química do esmalte e a cristalografia. Os dados obtidos foram analisados por análise de correlação de Pearson e análise de regressão linear múltipla. A significância estatística foi estabelecida em $P < 0,05$. Como resultado, os parâmetros de cor dos dentes variaram dramaticamente na população estudada. A análise de correlação de Pearson demonstrou que a tonalidade (matiz) do dente foi associada ao tamanho do cristal de hidroxiapatita (HA) do esmalte ($R = -0,358$; $B = -0,866$; $P = 0,007$), o croma do dente foi associado à carbonização da HA do esmalte ($R = -0,419$; $B = -99,06$; $P = 0,005$), e a

luminosidade do dente foi associada com o tamanho do cristal HA do esmalte ($R = -0,313$; $B = -1,052$; $P = 0,019$) e com o grau de carbonização da HA ($R = -0,265$; $B = -57,95$; $P = 0,033$). A análise de regressão linear múltipla demonstrou que o tamanho dos cristais de HA do esmalte e o conteúdo relativo de carbonato mineral foram os preditores mais importantes para a luminosidade da cor do dente ($P = 0,018$) e croma ($P = 0,008$), respectivamente. Em contraste, o conteúdo orgânico do esmalte não teve correlação com a cor do dente. Os autores concluíram que a cor do dente é regulada pelo tamanho dos cristais de HA do esmalte. Além disso, a variação no grau de carbonização de HA do esmalte também pode afetar a cor do dente. Esses achados são de grande relevância na odontologia, pois proporcionam um melhor entendimento da estética dentária.

Em 2011, Churchley *et al.* publicaram um estudo onde compararam a imagem pulsada em terahertz (TPI) com microrradiografia transversal (TMR) e microindentação para medir a remineralização de lesões de cárie artificiais. Para tal, quarenta e oito espécimes de esmalte (5×5 mm) foram preparados a partir de dentes bovinos livres de manchas brancas, rachaduras e outros defeitos. As lesões foram formadas utilizando uma solução de ácido láctico 0,1 M / Carbopol C907 0,2% e 50% saturada com hidroxiapatita ajustada para pH 5,0. O protocolo experimental de 20 dias consistiu em quatro períodos de tratamento de 1 min com dentifrícios contendo 10, 675, 1385 e 2700 ppm de flúor, um desafio ácido de 4 h / dia e, para o tempo restante, as amostras foram armazenadas em um pool humano 50:50 / mistura de saliva artificial. Cada amostra foi capturada no ponto focal do feixe terahertz (espaçamento de ponto de dados = $50\mu\text{m}$). Os dados no domínio do tempo foram usados para calcular o perfil percentual do volume do índice de refração em toda a lesão, e as diferenças nas áreas integradas entre os perfis da linha de base e pós-tratamento foram utilizadas para calcular Z (THz). Além disso, a alteração da linha de base na profundidade da lesão e na intensidade do pulso refletido da interface ar / esmalte foi determinada. Coeficientes de correlação de Pearson estatisticamente significativos foram observados entre TPI e TMR / microindentação ($P < 0,05$). Os autores concluíram que a imagem pulsada em terahertz (TPI) tem potencial para detectar alterações minerais e medir a profundidade da lesão no esmalte após a remineralização com dentifrícios contendo flúor. Esta técnica também foi suficientemente sensível para discriminar entre os níveis de remineralização produzidos pelos diferentes dentifrícios e poderia ser adequada para monitorar as mudanças minerais ao longo do tempo em estudos de desmineralização e remineralização.

Villarroel *et al.*, em 2011, publicaram um estudo com o objetivo de fornecer uma revisão dos fenômenos de translucidez e opacidade na dentição natural e em resinas

compostas, no âmbito da óptica, e descrever como implementar esses conceitos no cenário clínico. Como considerações finais, os autores trazem que de todas as estruturas dentais, o esmalte parece ser a entidade óptica mais difícil de imitar. Há uma tendência comum entre os profissionais de estratificar o esmalte artificial e a dentina artificial de acordo com a espessura real do esmalte natural e da dentina ausentes. Entretanto, isso se mostra inútil, porque nenhum compósito conhecido se comporta exatamente como o esmalte ou dentina naturais. Uma restauração criada de acordo com a “abordagem anatômica” pode parecer incômoda no início, mas vale a pena. Usando resinas compostas para imitar o esmalte dentário e, ao buscar princípios anatômicos e significativos para imitar a variabilidade cromática do dente, a restauração definitiva será esteticamente agradável. Atualmente, os fabricantes de resinas compostas estão buscando maneiras de melhorar suas propriedades ópticas para imitar melhor as propriedades naturais da dentição humana. Por esse motivo, muitas resinas compostas de última geração demonstram translucidez semelhante à dos dentes naturais. No entanto, com uma compreensão completa do comportamento da luz e das propriedades ópticas das estruturas dentais, bem como utilizando restaurações de resina composta de última geração, os profissionais devem ser capazes de fornecer aos pacientes restaurações naturais.

Em 2011, Ota *et al.* publicaram um estudo com objetivo de determinar características de cor de resinas compostas experimentais para saber a influência de diferentes índices de refração nos parâmetros ópticos. Para isso, quatro resinas compostas experimentais fotopolimerizadas com a mesma cor, mas com parâmetros de refração diferentes foram usadas. Os quatro compósitos estudados apresentaram diferentes características quanto ao IR do polímero, IR da carga, % em peso de Bis-GMA e % em peso de TEGDMA, sendo respectivamente: Compósito A (1,525 / 1,525 / 38 / 62), Compósito B (1,540 / 1,525 / 54 / 46), Compósito C (1,555 / 1,525 / 71 / 29) e Compósito D (1,560 / 1,525 / 87 / 13). O IR da carga foi o mesmo para todos os grupos e o tamanho médio de partícula foi de 1 μm (vidro de silicato de alumínio). Os valores colorimétricos das amostras foram medidos contra fundo branco e preto usando um espectrofotômetro. Os resultados foram convertidos para valores de espaço-cor CIE $L^*a^*b^*$. O croma (C^*ab), a diferença de cor (ΔE), o parâmetro de translucidez (TP), opacidade (OP), que é uma propriedade oposta ao TP, e brilho de superfície (GS) foram calculados. Os resultados mostraram que os valores de L^* , a^* e ΔE^*ab aumentaram com o aumento da diferença do índice de refração. Por outro lado os valores de b^* e C^*ab permaneceram independentes das diferenças no IR. Os valores de OP e GS aumentaram e o TP diminuiu à medida que a diferença no IR entre carga e polímero

aumentou. Os resultados da regressão linear mostraram que os valores de L^* e C^*ab aumentaram com o aumento do IR. TP, OP e GS foram altamente correlacionados com os valores de IR. O TP diminuiu enquanto que OP e GS aumentaram com o aumento dos valores de IR, à medida que a diferença entre o IR da carga e do polímero também aumentaram. Como conclusão os autores colocam que o índice de refração das resinas compostas é capaz de afetar os parâmetros de cor, bem como o GS, que se origina da distribuição geométrica da luz refletida pela superfície. Sendo assim, é importante levar em conta o potencial do IR a fim de aprimorar a aparência de cor das resinas compostas.

Nakajima *et al.*, em 2012, desenvolveram um trabalho com o intuito de avaliar as características de transmissão de luz de dentina e resinas compostas com diferentes espessuras. Para tal, discos de dentina bovina e três resinas compostas (Estelite S, Beautifil II e Clearfil Majesty) de cor OA2 foram preparadas com várias espessuras (0,5, 1,0 e 2,0 mm). Usando um goniofotômetro, os gráficos de distribuição da intensidade de transmissão de luz de cada espécime foram obtidos, e o fator de difusão (DF) como um indicador para uma propriedade de transmissão difusa e o ganho de pico (GO) para uma propriedade de transmissão em linha reta foram calculados. Suas cores foram medidas em fundos pretos e brancos usando um espectrofotômetro de reflexão para calcular o parâmetro de translucidez (TP). Os dados de cada valor (GO, DF e TP) foram analisados por ANOVA de duas vias e T3 de Dunnett para teste post hoc ($p = 0,05$). Análises de regressão foram utilizadas para determinar a correlação entre os valores de GO, DF, TP e a espessura. Obtiveram como resultados que, independentemente da espessura, a dentina apresentou valores de TP inferiores aos das resinas compostas. As amostras de 0,5 mm de espessura de dentina e resina composta produziram vários valores de GO e DF, com a dentina exibindo GO significativamente menor e maior DF do que as resina composta ($p < 0,05$), enquanto que com as amostras de 1,0 e 2,0 mm de espessura, eles tiveram valores próximos. Para dentina, GO e DF aumentaram na proporção inversa à espessura. Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que a dentina com túbulos dentinários cortados de forma oblíqua, possui características diferentes de transmissão de luz (reta e difusão) da resina composta, dependendo da espessura. As características de transmissão de luz da dentina poderiam ser usadas como um valor de referência no desenvolvimento de resinas compostas, no entanto, a resina composta deveria apresentar uma ampla faixa de reserva nas características de transmissão de luz quando replicando opticamente o substrato de dentina.

Em 2012, Nahsan *et al.* publicaram um artigo com o intuito de embasar a compreensão e aplicação de princípios artísticos e científicos na escolha dos materiais

restauradores. As restaurações diretas de resina composta têm se tornado uma alternativa viável para pacientes que necessitam de procedimentos restauradores anteriores para serem integrados aos demais dentes que compõem o sorriso, principalmente por apresentarem resultados estéticos satisfatórios e desgaste mínimo da estrutura dentária. A evolução tecnológica aliada a um melhor entendimento do comportamento dos tecidos dentais à incidência de luz tem permitido o desenvolvimento de novas resinas compostas com melhores propriedades mecânicas e ópticas, possibilitando uma abordagem mais artística para restaurações anteriores. A combinação da crescente demanda dos pacientes por estética e a capacidade de preservar a estrutura dentária resultou no desenvolvimento de diferentes técnicas incrementais para restaurar dentes anteriores fraturados de forma natural. Neste estudo, foram abordados os critérios de seleção da cor e do material para obter uma reprodução natural das estruturas dentais perdidas e uma restauração imperceptível através do melhor entendimento do comportamento dos tecidos dentais sob incidência de luz. Os autores concluíram que as características estéticas das resinas compostas atuais e o melhor entendimento do comportamento dos tecidos dentais sob luz incidente permitem a realização de uma restauração imperceptível. É fundamental ter um conhecimento preciso da translucidez e das cores dos materiais utilizados.

Em 2012, Hariri *et al.* realizaram um estudo com objetivo de investigar as propriedades ópticas do esmalte e dentina humana em relação à orientação estrutural dos prismas de esmalte e dos túbulos dentinários por tomografia de coerência óptica (OCT). A metodologia utilizada para realização do estudo consistiu em discos de 300-400 μ m de espessura, incluindo esmalte com prismas cortados transversalmente ou no sentido do seu longo eixo, e dentina coronal média com túbulos cortados transversal, no seu longo eixo e de forma oblíqua, que foram obtidos a partir de 28 terceiros molares humanos recém extraídos e não cariados, seccionados em diferentes direções. Cada disco foi colocado sobre uma placa de metal e imagens B-scan foram obtidas por uma fonte de OCT (tomografia de coerência óptica). O índice de refração (n) foi calculado a partir do comprimento do percurso óptico (OPL) e espessura real, e a inclinação do sinal da OCT (OCTSS) em relação à orientação estrutural foram comparadas estatisticamente entre os grupos. Os discos foram seccionados e observados em MEV (microscopia eletrônica de varredura) para confirmar as orientações dos prismas e dos túbulos. Não foram encontradas diferenças significativas no n e no OCTSS entre os cortes transversal e no longo eixo nos grupos de esmalte ($p>0,05$). No entanto, na dentina, houve diferença significativa em ambas variáveis em diferentes regiões. Na orientação transversal dos túbulos, os valores médios de n e OCTSS foram significativamente

menores quando comparados aos outros dois grupos (corte no longo eixo dos túbulos e oblíquo ao longo eixo) ($p < 0,05$). Quando a orientação do corte foi transversal, o feixe de luz incidente foi paralelo ou formou um pequeno ângulo, em relação aos túbulos dentinários, em comparação com os outros 2 grupos. Houve diferença significativa nas duas variáveis entre esmalte e dentina ($p < 0,05$). Após análise dos resultados, concluiu-se que, ao contrário do esmalte, o índice de refração e os padrões de sinal da OCT na dentina variaram de acordo com a orientação estrutural, com túbulos dentinários desempenhando o papel principal. A atenuação da intensidade do sinal da OCT foi pequena no esmalte. Estes resultados podem contribuir para uma melhor compreensão das interações da luz com o tecido dental. Registros precisos de índices de refração e padrões de sinais da OCT podem ser importantes para o diagnóstico clínico de cárie e para medição da profundidade estrutural para fins restauradores usando esta tecnologia. Efeitos da orientação estrutural da dentina no índice de refração e padrão de dispersão devem ser considerados quando observamos dentes humanos por meio de imagens de OCT.

Foi publicado em 2013 um estudo realizado por Hariri *et al.*, onde tiveram como propósito elucidar a relação entre o índice de refração local (n) e o conteúdo mineral (MC) do esmalte e da dentina. Lesões desmineralizadas e re-mineralizadas em blocos de esmalte e dentina bovinos foram seccionadas em fatias de 300 a 400 μm de espessura, e então colocadas em placa de metal para a captação de imagens de tecido hígido, desmineralizado e remineralizado, por tomografia de coerência óptica (OCT). A média de n em cada nível de profundidade da lesão (20 ou 40 μm para esmalte ou dentina) foi medida pelo método de correspondência de comprimento de caminho óptico e usada para traçar o n através da profundidade da lesão. Os espécimes foram posteriormente polidos e processados para microrradiografia transversal para análise de MC. Como resultado, o n e o MC variaram de 1,52 a 1,63 e 50 a 87 (vol.%) no esmalte, e de 1,43 a 1,57 e 11 a 48 (vol.%) na dentina, respectivamente. Fortes correlações lineares positivas foram encontradas entre n e MC (r de Pearson = 0,95 e 0,91 para esmalte desmineralizado e remineralizado e $r = 0,94$ e 0,91 para dentina, respectivamente, $p < 0,001$). A des-remineralização do esmalte e da dentina resultou em mudanças mensuráveis de n , e por sua vez, as mudanças de MC do tecido poderiam ser estimadas com boa precisão a partir desta propriedade óptica (n), por essa forma de análise.

Em 2014, Ferraris *et al.* desenvolveram um estudo para avaliar a influência da espessura nas propriedades ópticas de dois compósitos de cor de esmalte, um com um alto índice de refração e um com índice de refração tradicional. Um esmalte de médio valor foi

selecionado das resinas compostas Enamel Plus HRi (UE2) e Enamel Plus HFO (GE2), sendo Enamel Plus HRi um compósito de alto índice de refração. Amostras foram fabricadas em cinco espessuras diferentes: 0,3, 0,5, 1, 1,5 e 2 mm, com 12 mm de diâmetro a partir de uma matriz de aço.. Três amostras por material e espessura foram fabricados. Três medidas por amostra, sobre fundo branco, preto e sobre resina de dentina (cor UD3 / HRi, com 3 mm de espessura) foram gerados com um espectrofotômetro (Spectroshade Micro, MHT). Entre as amostras e os respectivos fundos, foi utilizado um fluido óptico com o objetivo de eliminar uma interface com ar e garantir um melhor contato entre o esmalte e o substrato. Valor, croma, translucidez e diferenças de cor (ΔE) dos espécimes foram calculados. Os resultados foram analisados pelo teste de correlação de Pearson, ANOVA e teste post-hoc de Tukey. Os resultados revelaram que conforme aumentou a espessura das camadas de esmalte, diminuiu a translucidez e o croma do substrato para ambos os materiais testados. Para HRi o aumento da espessura resultou em um aumento do valor, enquanto para HFO ele resultou na redução do valor. Os dois compósitos mostraram uma diferença significativa entre eles (análise inter-grupo) de valor para cada espessura, mas não em translucidez e croma. A diferença de cor considerada perceptível entre eles ($\Delta E=1,8$) foi encontrada em camadas iguais ou superiores a 0,5 mm. Os autores concluíram que o compósito de esmalte (HRi) com alto índice de refração exibiu comportamento óptico diferente em comparação com o compósito tradicional (HFO). Com o aumento da espessura do esmalte HFO, o valor e o croma do substrato de dentina diminuiu, de forma similar a muitos compósitos. De forma contrária, a resina de esmalte HRi comporta-se de forma mais parecida ao esmalte natural à medida que o aumento da espessura da camada de esmalte levou a um aumento do valor também. Para ambos os materiais testados o aumento da espessura reduziu a translucidez.

Em 2014, Paiva publicou um estudo a respeito do fenômeno de refração da luz, indicando que ele ocorre apenas com mudança de meio de propagação, sofrendo uma variação na sua velocidade. Quando a luz se propaga num meio heterogêneo, a sua velocidade de propagação não é constante, originando um processo de refração contínua. Se a incidência da luz for oblíqua, a refração é acompanhada de mudança de direção, o que não ocorre se a incidência for perpendicular. Opticamente, um meio homogêneo e transparente é caracterizado pelo seu índice de refração absoluto. O índice de refração absoluto (n) de um meio, para determinada luz monocromática, é a razão entre a velocidade da luz no vácuo (c) e a velocidade da luz no meio em questão (v). Por essa equação, o índice de refração do vácuo é igual a 1. Para o ar, o índice de refração é praticamente igual a 1, pois a velocidade de propagação da luz no ar é aproximadamente igual à velocidade de propagação no vácuo. A

refração da luz é regida por duas leis: 1ª Lei. o raio incidente, o raio refratado e a normal à superfície de separação dos dois meios pertencem ao mesmo plano e na 2ª Lei ou Lei de Snell-Descartes, diz que para incidência oblíqua da luz, quando esta passa de um meio com menor índice de refração para outro com maior índice, o raio luminoso aproxima-se do eixo normal (perpendicular à superfície. Já quando a luz monocromática se propaga de um meio com maior índice de refração para outro de menor índice de refração, nem todo o raio luminoso sofre refração (incidência normal, onde o raio refratado é perpendicular à interface dos dois meios, não havendo desvio em relação ao ângulo incidente). Já para para incidência oblíqua, o raio luminoso afasta-se da normal ($R > i$).

Yong-Keun Lee em 2015 realizou um trabalho com o objetivo de revisar a translucidez dos dentes humanos e materiais dentários relacionados que deveriam ser considerados para o desenvolvimento de materiais restauradores estéticos. Os seguintes assuntos relacionados à translucidez de dentes humanos e substituição de materiais restauradores foram considerados com base em artigos revisados por pares: (1) relevância clínica e significância da translucidez em dentes e materiais restauradores dentais, (2) métodos de medição variados para translucidez, (3) influência da microestrutura do dente na translucidez, (4) translucidez normal e dependente da idade dos dentes humanos, e (5) controle da translucidez em materiais restauradores. Os autor concluiu que a translucidez do esmalte e da dentina humanos aumentou em proporção direta ao comprimento de onda na faixa de luz visível. A translucidez da dentina humana mostrou alterações limitadas com o envelhecimento, enquanto a translucidez do esmalte aumentou com o envelhecimento. Baseado nas características de translucidez do esmalte e dentina humanos, os materiais restauradores estéticos usados para substituir cada tecido deveriam ser otimizados para obter a melhor performance estética. À medida que a translucidez dos materiais estéticos influencia a capacidade de mascaramento, o efeito de mascaramento, e o grau de polimerização pela luz através destes materiais, ótimo alcance de translucidez que possa cobrir todos aspectos de requerimentos deveriam ser determinados. Como para os índices de translucidez, transmissão de luz, TP (parâmetro de translucidez) e CR são geralmente empregados, e o significado físico destes índices deveriam ser mais investigados. Contrast Ratio (CR) é a razão entre a reflectância aparente de uma amostra (normalmente com 1mm de espessura) quando apoiada por um padrão preto (Y_b) e sua reflectância quando apoiada por um padrão branco (Y_w). A equação definida para CR é: $CR = Y_b/Y_w$. O valor de CR de um material transparente perfeito é igual a 0, enquanto que para um material completamente opaco é igual a 1. No que diz respeito ao ajuste de translucidez dos materiais estéticos, métodos inovadores baseados

nos princípios biomiméticos deveriam ser tentados. Outro aspectos relacionados como a faixa e categorização da translucidez de materiais estéticos, mudanças de translucidez após a polimerização, idade ou tratamento, e correlação com outras propriedades físicas deveriam ser revisadas separadamente.

Pop-Ciutrla *et al.* em 2015 realizaram um estudo com objetivo de investigar a translucidez e as coordenadas CIE Lab da dentina humana em dentes anteriores (incisivos e caninos) e posteriores (molares) usando métodos de avaliação com espectrofotômetro e espectrorradiômetro. Sua metodologia consistiu em amostras uniformes de dentina do terço médio da coroa, com 2mm de espessura, retiradas de 33 incisivos centrais e laterais, 7 caninos e 33 molares (todos dentes superiores). As coordenadas de cor CIE Lab foram medidas com um espectrofotômetro clínico (Easysshade Compact) e um espectrorradiômetro sem contato (SpectraScan PR-704). O parâmetro de translucidez (TP) foi calculado. Gráficos de Bland-Altman e testes de classificação de Wilcoxon para amostras pareadas foram usados para avaliar a concordância das 2 técnicas de medição. As diferenças entre espécimes de dentina anterior e posterior em relação às coordenadas de cor e o parâmetro de translucidez foram analisados usando testes de Mann-Whitney-Wilcoxon. Os resultados encontrados pelos autores mostra diferenças estatisticamente significativas entre as medições das coordenadas de cor TP e CIELab com espectrofotometro e espectrorradiômetro encontradas em ambos os grupos de espécimes de dentina ($P < 0,05$). Os valores do parâmetro de translucidez dos espécimes de dentina de molares foram significativamente maiores do que os dos anteriores, independentemente do método de avaliação. Espécimes de dentina de dentes anteriores exibiram maiores valores L^* , mas menores valores a^* e b^* em ambos fundos (pretos e brancos) quando comparados com espécimes de dentina de molares. Os autores concluíram que existem diferenças importantes entre as medidas espectrofotométricas e espectrorradiométricas de todas as coordenadas de cores da mesma amostra e que a dentina humana dos dentes anteriores é mais clara, mas menos translúcida do que a dentina humana de molares.

Em 2016, Oguro *et al.* publicaram um trabalho que teve o propósito de investigar o papel da espessura do esmalte e do índice de refração (n) na cor do dente. A cor e a espessura do esmalte de quinze incisivos centrais humanos extraídos, foram determinadas de acordo com a escala de cores CIELab usando espectrofotômetro (Crystaleye) e tomografia de coerência óptica (SS-OCT), respectivamente. Posteriormente, o esmalte vestibular foi cortado em aproximadamente 100 μm , e a cor e a espessura remanescente do esmalte foram investigadas novamente. Este ciclo foi repetido até o aparecimento da dentina. Blocos de

esmalte foram preparados a partir dos mesmos dentes e seus n foram obtidos usando SS-OCT. A análise de regressão múltipla foi realizada para revelar quaisquer efeitos da espessura de esmalte e n na diferença de cor (ΔE_{00}) e diferenças nos parâmetros de cor com escalas de cores CIE LCh e CIE Lab. A análise de regressão múltipla revelou que a espessura do esmalte ($p = 0,02$) e n do esmalte ($p < 0,001$) foram preditores estatisticamente significativos da diferença de cor (ΔE_{00}) após o corte completo do esmalte. O n foi também um preditor significativo para mudança de cor Δh ($p=0,01$). Espessura do esmalte e n não foram fatores preditores estatisticamente significativos de ΔL , ΔC , Δa^* e Δb^* . Os autores concluíram o entendimento do papel do esmalte na cor dos dentes poderia contribuir para o desenvolvimento de materiais restauradores estéticos que imitam a cor do dente natural com mínima redução do esmalte existente.

Pecho *et al.* em 2016 realizaram um estudo com objetivo de avaliar as propriedades ópticas relevantes dos materiais restauradores diretos estéticos com foco em cores de dentes clareados branqueados e translúcidas. A metodologia desse estudo avaliou cores de esmalte (E), corpo (B), dentina (D), translúcido (T) e de dentes clareados (Wh) para E (WhE) e B (WhB) de um sistema restaurador (Filtek Supreme XTE, 3M ESPE). As cores avaliadas foram: AT, BT, CT e GT (Translúcidas); A1E, A2E, A3E, WE e XWE (Esmalte); A1B, A2B, A3B, A3,5B, WB e XWB (Corpo); A2D, A3D e A4D (Dentina). Foram preparadas amostras com 1mm de espessura. Reflectância espectral (R%) e as coordenadas de cor (L^* , a^* , b^* , C^* e h) foram medidas contra fundos preto e branco, utilizando um espectrorradiômetro, em uma cabine de visualização. Coeficientes de dispersão (S), absorção (K) e transmitância (T%) foram calculadas usando as equações de Kubelka-Munk. Os parâmetros de translucidez (TP) e de opalescência (OP) e o índice de branco (W^*) foram obtidos a partir de diferenças das coordenadas de cor CIELAB. As curvas R%, S, K e T% de todas as tonalidades foram comparadas utilizando o coeficiente VAF (Variance Accounting For) com desigualdade de Cauchy-Schwarz. Coordenadas de cores e parâmetros ópticos foram analisados estaticamente utilizando-se um teste ANOVA de uma via, teste de Tukey com correção de Bonferroni($=0,0007$). Os resultados sugeriram que o comportamento espectral de R% e S foram diferentes para as core T. Além disso as cores T mostraram os menores valores de R%, S e K, bem como os maiores valores de T%, TP e OP. Na maioria dos casos as cores WB e XWB mostraram diferentes cores e propriedades ópticas (incluindo TP e W^*) que suas correspondentes cores de corpo. As cores WE e XWE mostraram similares médias de valores W^* e maiores médias de T% e TP que as demais cores de esmalte. Ao usar compósitos para

dentos clareados ou translúcidos, a cor final é influenciada não apenas pelo fundo intraoral, mas também pela cor e propriedades ópticas das multicamadas usadas na restauração estética.

Maia *et al.*, em 2018, escreveram um trabalho com objetivo de avaliar e comparar a transmitância de luz em tecidos dentais e restaurações de resina composta usando a técnica de camada dupla incremental com espessura de camada variável. Para isso, placas de dentes naturais na cor B1 foram comparadas à restaurações dentárias confeccionadas com compósitos nanoparticulados, supra-nanoparticulados, microparticulados e micro-híbridos nas cores A2D e B1E. A camada de esmalte variou de 0,3, 0,5 ou 1,2 mm de espessura, e a camada de dentina variou para fornecer uma espessura total de amostra padronizada de 3,7 mm (n= 10). As espessuras de dentina foram então 3,4, 3,2 e 2,5, respectivamente. Todos os incrementos foram fotopolimerizados com um LED de múltiplas ondas (Valo, Ultradent). Usando um espectrofotômetro, as amostras foram irradiadas por um feixe de laser RGB. Um voltímetro registrou o sinal de saída de luz para calcular a transmitância de luz através dos espécimes. Os dados foram analisados por meio da análise de variância de uma via, seguida do teste post hoc de Tukey (p= 0,05). Os resultados mostram que a média de transmitância de luz observada nas camadas finais de esmalte mais espessas foi significativamente menor do que aquela observada nas camadas finais mais finas de esmalte. Com 1,2 mm de espessura final da camada de resina de esmalte (FERL), todos os compósitos foram semelhantes aos tecidos dentais, com exceção do compósito nanoparticulado. No entanto, dentro da espessura de FERL de 0,5 mm, apenas o compósito supra-nanoparticulado não apresentou diferença em relação aos tecidos dentais. Com espessura de FERL de 0,3 mm, nenhum dos compósitos foi semelhante aos tecidos dentais. O significado clínico deste estudo é que diferenças na transmitância de luz através dos compósitos dentais e tecidos dentais afetam a capacidade de mimetismo das restaurações. Apesar do fato da técnica incremental parecer ser efetiva na reprodução da transmitância de luz similar aos tecidos dentais, a espessura da camada de esmalte, bem como o tipo de resina, são importantes fatores que podem influenciar o padrão de transmissão de luz. Portanto, os clínicos deveriam estar conscientes de que a espessura final de resina de esmalte pode necessitar ser variável com os diferentes tipos de resina a fim de reproduzir a mesma cor e proporcionar restaurações estéticas. Os autores concluíram que o compósito supra-nanoparticulado teve o padrão de transmissão de luz mais semelhante quando comparado aos dentes naturais. No entanto, para outros compósitos (nanoparticulados, microparticulados e micro-híbridos), uma camada final de resina de esmalte (FERL) mais espessa têm uma chance maior de corresponder à transmitância de luz dos tecidos dentais naturais.

Elgendy, *et al.* (2019) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a propagação de luz através de: absorção (A), transmitância (T), atenuação (K) e coeficiente de dispersão anisotrópica (g) nos tecidos dentais e em resinas compostas nanoparticuladas. Este estudo usou 3 diferentes técnicas incrementais, as quais incluíram 1 cor (corpo), 2 cores (dentina e esmalte) e 3 cores (esmalte, translúcido e dentina). Vinte terceiros molares não erupcionados recentemente extraídos (cor B1) foram usado para obter 40 placas de dentes. As amostras foram distribuídas aleatoriamente em 4 grupos experimentais. O Grupo Controle Positivo incluiu tecido dental com esmalte, junção amelo-dentinária e dentina. O Grupo Técnica 1 (T1) incluiu 1 cor de resina, B1B; o Grupo Técnica 2 (T2) incluiu 2 cores de resina, A2D e B1E; o Grupo Técnica 3 (T3) incluiu 3 cores de resina, A2D, Translúcido e B1E. Preparo cavitário foi padronizado e usando o espectrofotômetro, cada amostra foi irradiada por 3 lasers (azul, verde e vermelho). Um voltímetro gravou o sinal de saída de luz e destes dados, as seguintes constantes ópticas foram registradas (A, T, K e g). Teste ANOVA, seguido de teste de Tukey revelou que a absorção (A) e transmitância (T) em tecidos dentais foram significativamente diferentes quando comparados às 3 técnicas incrementais. Entretanto, quando avaliando o coeficiente de atenuação não houve diferença entre os tecidos dentais e os grupos T2 e T3 nas leituras feitas pelos lasers azul e vermelho. Também não houve nenhum efeito significativo dos tipos de testes no valor de g para o laser azul entre os 4 grupos experimentais. Dentro das limitações do estudo os autores concluíram que nenhuma das técnicas incrementais foram capazes de reproduzir as propriedades ópticas dos tecidos dentais incluindo absorção (A), transmitância (T), atenuação (K) e coeficiente de dispersão de luz (g); os grupos T2 e T3 resultaram em um padrão similar de propagação de luz entre eles; os grupos T2 e T3 mostraram padrões de propagação de luz próximos quando comparados aos tecidos dentais naturais. Para o coeficiente de atenuação de luz (K), T2 e T3 foram similares aos tecidos dentais para o laser azul e vermelho. Para o fator anisotrópico de dispersão (g), T2 e T3 foram similares aos tecidos dentais para os lasers azul e verde.

5 DISCUSSÃO

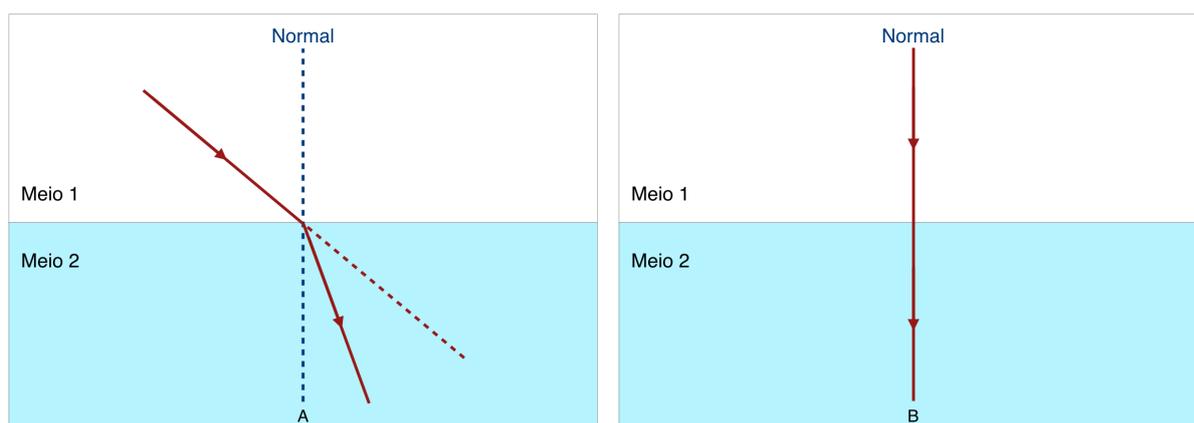
5.1 Índice de Refração - Conceitos Físicos

Os tecidos dentais possuem diferentes características estruturais e, conseqüentemente, eles exibem diferentes características de ondas de luz. Segundo Bosch e Coops (1995), é predominantemente determinada pela dentina, enquanto que o esmalte contribui na forma de dispersão em comprimentos de onda na faixa azul. As propriedades ópticas e a espessura desses tecidos determinam a cor final do dente.

O índice de refração (n) é um importante parâmetro óptico dos tecidos biológicos, especialmente para os elementos dentários. De acordo com o estudo de Kidd e Fejerskov (2004), o n do tecido pode servir como um indicador de suas propriedades de espalhamento, já que o próprio espalhamento é o resultado final da variação local de n , o que explica a aparência clínica das lesões de manchas brancas após a secagem ao ar da superfície do esmalte, pela variação do n . A diferença no índice de refração entre a água e o esmalte afeta a dispersão da luz e faz com que a lesão pareça opaca. Quando há a secagem da superfície, o ar (índice de refração de 1,0), substitui o da água (índice de refração de 1,33), resultando em uma maior diferença de índices, tornando a lesão subsuperficial ainda mais aparente. Hariri *et al.* (2012) também observaram em seu estudo que a estrutura porosa com menor conteúdo mineral e maior teor de água possui um n menor.

De acordo com Hadis *et al.* (2010) quando a luz passa pela interface de um meio para outro, a mudança na velocidade também é acompanhada por um desvio de caminho óptico (Figura 1).

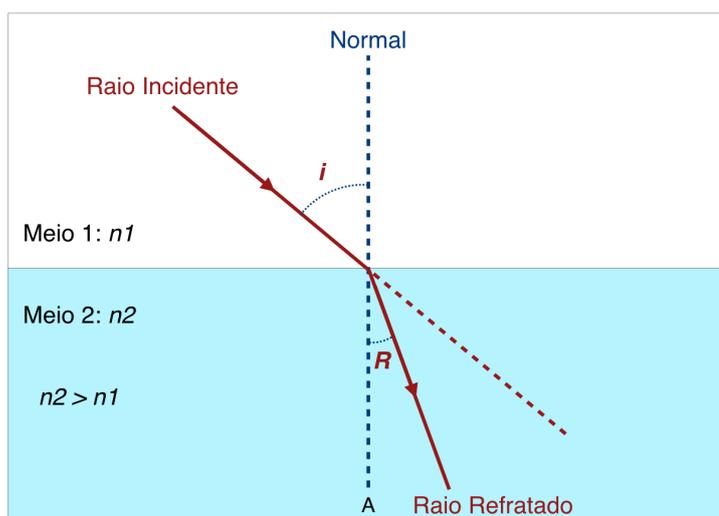
Figura 1 - Refração da luz de um raio oblíquo (a) e refração de um raio normal (b).



Opticamente, um meio homogêneo e transparente é caracterizado pelo seu índice de refração absoluto. O índice de refração absoluto (n) de um meio, para determinada luz monocromática, é a razão entre a velocidade da luz no vácuo (c) e a velocidade da luz no meio em questão (v). Por essa equação, o índice de refração do vácuo é igual a 1. Para o ar, o índice de refração é praticamente igual a 1, pois a velocidade de propagação da luz no ar é aproximadamente igual à velocidade de propagação no vácuo (Paiva, 2014).

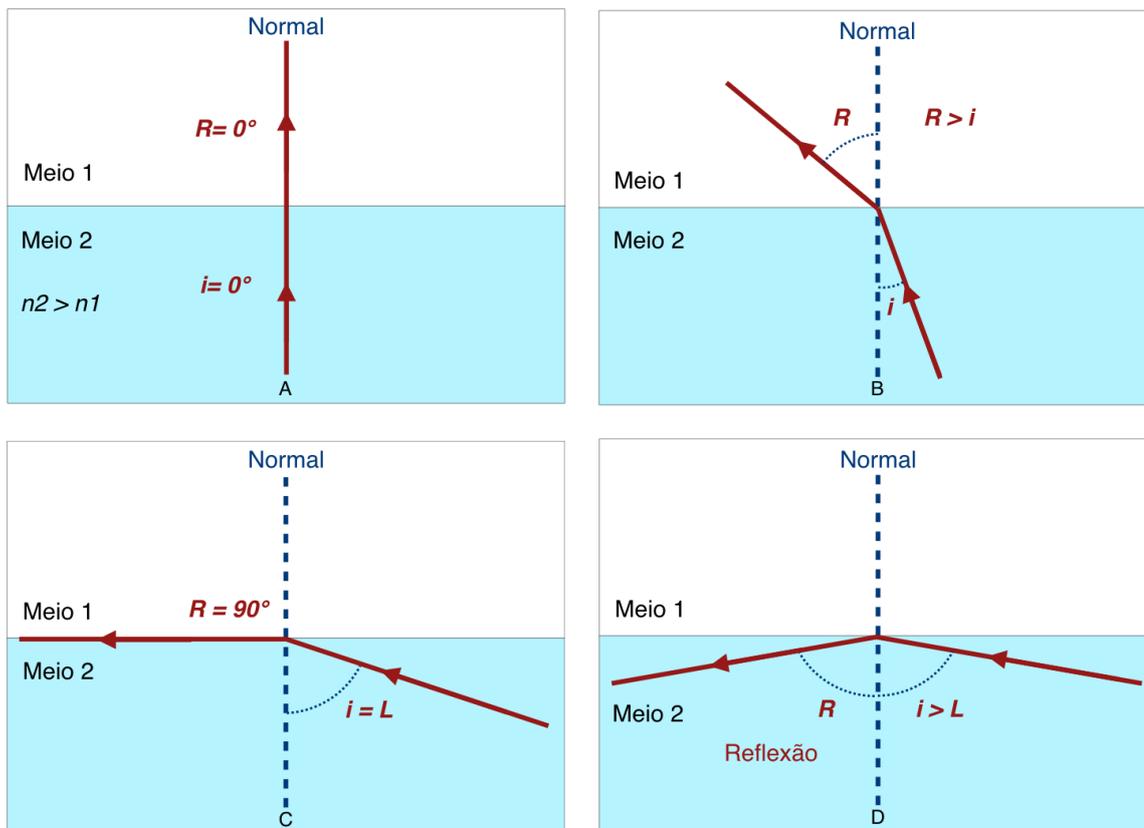
Considerando um raio de luz monocromática propagando-se de um meio (meio 1) de índice de refração n_1 para um outro meio (meio 2) com um maior índice de refração, n_2 , onde i é o ângulo de incidência; devido à refração na interface dos dois meios, o raio incidente dá origem a um raio refratado que se propaga no segundo meio (Paiva, 2014). O raio refratado aproxima-se do eixo normal formando com esta um ângulo (R), denominado ângulo de refração (Figura 2).

Figura 2 - Refração da luz na interface de dois meios com índices de refração diferentes.



Já quando a luz monocromática se propaga de um meio com maior índice de refração para outro de menor índice de refração (Figura 3), nem todo o raio luminoso sofre refração, como no caso de uma incidência normal, onde o raio refratado é perpendicular à interface dos dois meios, não havendo assim desvio em relação ao ângulo incidente. Já para uma incidência oblíqua, o raio luminoso refratado afasta-se da normal ($R > i$) (Paiva, 2014).

Figura 3 - Refração da luz na passagem de um meio com maior índice de refração para outro de menor índice de refração.



5.2 Relação do Índice de Refração de Esmalte e Dentina com suas Propriedades Ópticas

Segundo Ferraris *et al.* (2014), o esmalte dentário possui uma estrutura prismática altamente mineralizada, com baixo conteúdo orgânico e uma pequena quantidade de água. De acordo com Girija e Stephen (2003), o esmalte dentário é composto quase inteiramente de arranjos e cristais de hidroxiapatita densamente compactados (HAp), que são organizados em bastonetes chamados prismas de esmalte. Os prismas do esmalte são consistentemente paralelos ao longo eixo do dente, e perpendiculares à superfície na borda das cúspides e ocasionalmente, na área cervical (FERNANDES E CHEVITARESE, 1991).

Quanto à composição do esmalte dentário, Eimar *et al.* (2011) demonstraram em seu estudo que tanto o conteúdo de carbonato quanto o tamanho dos cristais de apatita do esmalte desempenham um importante papel na aparência da cor do dente, porém relatam que a matriz orgânica do esmalte dentário não afeta a cor geral do dente. Hariri *et al.* (2013) ainda demonstraram que a apatita carbonatada, que é o cristal dominante em esmalte humano, tem um índice de refração (n) menor do que hidroxiapatita pura, enquanto que a apatita fluoretada

tem um n mais alto, o que torna essa propriedade um bom meio de mensurar as mudanças de conteúdo mineral do tecido. Churchley *et al.* (2011) ainda afirmam que a diminuição de n depende da extensão da desmineralização que o tecido sofreu.

No estudo de Hariri *et al.* (2013), embora diferentes grupos de esmalte tenham demonstrado níveis diferentes de padrões morfológicos em MEV, os grupos de esmalte de corte transversal e de corte longitudinais apresentaram valores de índice de refração semelhantes. De acordo com Lynch *et al.* (2010) e Osborn (1990), observações microscópicas longitudinais de luz no esmalte dentário revelaram que o arranjo dos prismas do esmalte dá origem a um padrão claro e escuro denominado bandas de Hunter-Schreger (HSBs). HSB é um fenômeno óptico causado pela interação da luz incidente e a direção alternada de grupos adjacentes de prismas de esmalte, conforme eles passam pelo corpo do esmalte da junção amelo-dentinária para a superfície externa do esmalte. Ainda afirmam que essa aparência é provavelmente causada pela reflexão da luz por bainhas de prisma e material interprismático.

A dentina, por sua vez, possui uma estrutura mais complexa e consiste em três componentes principais: minerais (principalmente hidroxiapatita), uma matriz orgânica à base de colágeno e túbulos que permeiam todo o volume da dentina. Os cristais de hidroxiapatita da dentina são menores do que os do esmalte. O principal componente estrutural da dentina são os túbulos dentinários, de tamanho micrométrico, que se irradiam com uma curva em forma de "S" da cavidade pulpar para periferia. Os atributos dos túbulos (diâmetro e densidade) variam muito entre a profundidade da dentina, dentes ou indivíduos. Na porção mais profunda da dentina (perto da polpa), o diâmetro do túbulo é de 3–4 μm , com densidade numérica de $7,5 \times 10^4 / \text{mm}^2$; na parte mais rasa, perto da junção amelo-dentinária, os túbulos são estreitos, com uma densidade mais baixa, de aproximadamente $3 \times 10^4 / \text{mm}^2$ (HARIRI *et al.*, 2012).

Bosch, Zijp e Groenhuis (1995) ainda afirmam que a seção do túbulo parece desempenhar um papel importante na propagação da luz dentro da dentina humana. A luz é guiada ao longo dos espaços tubulares que podem conter água, ar, depósitos minerais ou fluido dentinário, com diferentes índices de refração, afetando assim a transmitância, refletividade, espalhamento e absorção de luz, além de fornecer um efeito de fibra óptica (WALTON; OUTHWAITE; PASHLEY, 1976). Kienle; Michels e Hibst (2006) demonstraram que as fibras de colágeno eram o principal componente para o fenômeno de espalhamento dentro da dentina. Foi observado que o colágeno-hidroxiapatita foi o principal

responsável pela propagação da luz, com os túbulos dentinários atuando como espaços preenchidos com um meio de baixo índice de refração (ar, água ou fluido intratubular).

Segundo o estudo de Hariri *et al.* (2012), nos grupos de dentina, uma diminuição significativa do índice de refração foi detectada em locais com túbulos transversalmente cortados, em relação às amostras onde os túbulos dentinários eram paralelos ou formavam um pequeno ângulo com a direção do feixe de luz. O resultado indicou que o efeito guiador de luz dos túbulos dentinários transversais localizados na porção central das secções transversais médio-coronais, resultou em um comprimento do caminho óptico (OPL) mais curto. No caso de túbulos dentinários de corte oblíquo ou longitudinal, o resultado foi diferente, levando a um comprimento do caminho óptico (OPL) mais longo.

Outro ponto importante a se considerar sobre as propriedades ópticas dos tecidos dentais, é que o esmalte tem a translucidez aumentada ao longo da vida devido ao desgaste, o que diminui sua espessura, enquanto na dentina ocorre o oposto, pois a formação de dentina secundária, e a deposição de minerais dentro dos túbulos dentinários, diminui a translucidez dentinária (GOODKIND; SCHWABACHER, 1987).

5.3 Relação do Índice de Refração dos Materiais Restauradores e seus Constituintes com suas Propriedades Ópticas

Os compósitos resinosos contêm uma matriz de resina e cargas com diferentes índices de refração (YU e LEE, 2007; LEE, 2007). O efeito da matriz orgânica e inorgânica nas propriedades ópticas dos compósitos odontológicos está associado ao índice de refração de cada material específico e sua formulação particular, que comumente varia de 1,45 a $1,55 \pm 0,20$ (MAIA *et al.*, 2018).

No estudo de Ota *et al.* (2011), investigando a influência do índice de refração (IR) da matriz de resina nas propriedades ópticas de resinas compostas experimentais, os valores de translucidez (TP), opacidade (OP) e grau de saturação (GS) foram altamente correlacionados com o valor do índice de refração ($r = 0,979 \sim 0,986$). O valor de translucidez (TP) diminuiu, enquanto os valores de opacidade (OP) e grau de saturação (GS) aumentaram conforme o valor do índice de refração da matriz orgânica aumentou. Isso sugeriu que a aparência da cor dos materiais translúcidos estéticos dependia do IR dos componentes. No mesmo estudo, maiores diferenças de IR entre as cargas inorgânicas e a matriz orgânica das resinas

compostas levaram a uma maior OP dos materiais, devido à múltiplas reflexões/refrações nas interfaces das partículas de carga/matriz orgânica. Maia et al. (2018) corroboram com esses resultados no momento que observaram que quanto maior for a diferença entre o índice de refração da matriz orgânica da resina e as partículas de carga, menor será a translucidez do compósito dental.

Lim et al. (2008) também observaram em seu estudo que a dispersão da luz ocorre devido à refração e reflexão da luz nas interfaces entre a matriz orgânica da resina e as inclusões, como partículas de carga, pigmentos ou espaços vazios devido à porosidade. Os índices de refração do BisGMA, UDMA e TEGDMA são determinados como 1,55, 1,48 e 1,46, respectivamente. Preenchimentos radiopacos típicos, como aqueles contendo bário, estrôncio e zircônio, têm índices de refração de cerca de 1,55 (Khatri *et al.*, 2003). Os índices de refração das partículas de carga variam entre o tipo de preenchimento, mas permanecem constantes durante a polimerização dentro de uma matriz de resina (SHORTALL; PALIN; BURTSCHER, 2008).

No estudo de Azzopardi *et al.* (2009) sobre a composição da matriz resinosa, afirmaram que comparando três resinas sem carga, sendo elas compostas por BisGMA, UDMA e TEGDMA, não houve diferença significativa entre a translucidez. Isso significa que a translucidez, em resinas sem carga, não foi afetada pelo tipo de monômero utilizado em sua composição. Também mostraram que o principal componente das resinas compostas sem carga que significativamente afetou a sua translucidez foi o preenchimento inorgânico. Pequenas quantidades de óxidos inorgânicos, como óxido férrico (vermelho) e hidróxido férrico (amarelo), são frequentemente adicionadas aos compósitos dentais para obter tons semelhantes aos dentes (EMAMI; SJODAHL; SODERHOLM, 2005).

No entanto, a translucidez das resinas compostas contendo cargas é influenciada significativamente pela composição da matriz resinosa, sendo o BisGMA o monômero que apresenta maior translucidez e também uma correlação linear entre a translucidez e a porcentagem de BisGMA utilizada na matriz resinosa contendo carga de sílica. Isso se deve ao fato de o BisGMA ter um índice de refração mais próximo do índice de refração da sílica, do que o TEGDMA e o UDMA, assim, como suas características químicas estruturais que afetam propriedades críticas, como viscosidade, difusividade, contração de polimerização, propriedades mecânicas e ópticas. Com as observações deste estudo, Azzopardi et al. (2009) indicam que a quantidade de BisGMA usado na mistura de resina pode ser outro fator que contribui para ajustar a translucidez dos materiais compósitos.

Shortall, Palin e Burtshcer (2008) afirmam que a translucidez dos compósitos de resina está amplamente associada à incompatibilidade entre os índices de refração de cargas e monômeros, com a translucidez do material polimerizado sendo maior quanto maior for a compatibilidade entre os índices de refração da carga e dos monômeros. Em outro estudo (SUZUKI *et al.*, 1991) foi observado que quando o índice de refração do material de carga correspondia ao da mistura de monômeros, o composto se tornava muito translúcido, resultando em um grau melhorado de conversão de monômero na fotopolimerização. Segundo o estudo de Lee (2007), o tamanho e a fração de volume das cargas em resinas compostas devem ser controlados para uma melhor reprodução da cor, considerando os índices de refração da carga e da matriz de resina.

Segundo Hadis *et al.* (2010), durante a fotopolimerização há um desvio da relação linear inicial de alteração do índice de refração. Conforme a matriz de resina (normalmente, co-monômero de misturas de BisGMA e TEGDMA) fotopolimeriza, suas propriedades ópticas mudam e o seu índice de refração aumenta devido a um rápido aumento em densidade de reticulação e viscosidade, e as moléculas se conectam à crescente cadeia de polímeros. O índice de refração aumenta à medida que a resina é convertida de um sistema móvel para um sistema sólido vítreo, onde a mobilidade e a viscosidade são proporcionais à concentração de TEGDMA. Durante a polimerização, há formação de uma rede, e portanto, a taxa de mudança de IR é significativamente afetada pela Razão TEGDMA/BisGMA. A alta mobilidade das resinas ricas em TEGDMA domina a reação, resultando em um atraso para alcançar a mudança máxima no IR e tensão de contração. As resinas contendo razões BisGMA mais altas exibem menos contração volumétrica (menos densidade, mais translucidez) e o desvio da linearidade é menos pronunciado em comparação com resinas ricas em TEGDMA. Além da composição da matriz de resina, o índice de refração das partículas de cargas influenciam na transmissão de luz no momento da fotopolimerização do compósito. Assim, Shortall, Palin e Burtshcer (2008) afirmam que como o índice de refração da resina se aproxima daquela da carga, $n_{\text{carga}}/n_{\text{resina}}$ interfacial, o espalhamento é reduzido e a transmissão de luz é aumentada. Também observaram em seu estudo que a diminuição do índice de refração com o aumento do conteúdo de TEGDMA é o resultado de sua menor viscosidade, de acordo com seu menor peso molecular, diminuindo a densidade das misturas de resina.

Hyun *et al.* (2017) observaram que é possível que a transmissão de luz através dos compósitos durante a polimerização esteja relacionada a diversos fatores, incluindo a espessura do compósito, a mudança dinâmica no índice de refração e a relação de cor e

contraste do compósito. Assim, demonstraram com os resultados do seu estudo que o índice de refração (IR) da carga foi maior do que o IR da resina pós-polimerizada e pré-polimerizada. Entretanto, à medida que o monômero se transformou em polímero e tornou-se mais denso, o IR do polímero e da carga tornaram-se mais próximos e a transmitância de luz através do compósito aumentou conseqüentemente.

5.4 Aplicação Clínica e Influência nos Procedimentos Restauradores

Uma vez que a cor natural do dente deriva da combinação das propriedades ópticas de esmalte e dentina, parece razoável tentar imitar esta estrutura em camadas usando dois materiais restauradores opticamente diferentes. Para este propósito, resinas compostas foram desenvolvidas para exibirem propriedades ópticas semelhantes, porém segundo Li et al. (2010) e Nakajima et al. (2012), as resinas compostas não são idênticas aos tecidos que eles pretendem restaurar. Logo, os autores consideram que nem sempre é aconselhável colocar a camada de esmalte na mesma espessura que o esmalte natural.

Geralmente, resinas compostas usadas para restauração de dentina são menos translúcidas e altamente cromáticas, em comparação com os compósitos para esmalte, que são altamente translúcidos e menos cromáticos. Ao utilizar uma estratificação anatômica com camadas sucessivas de compósitos de dentina e esmalte, uma profundidade de cor mais realista pode ser alcançada. Tecidos dentários duros e os materiais restauradores costumam apresentar diferentes índices de refração. Conseqüentemente, se o compósito for colocado na mesma espessura do esmalte natural, a integração óptica não terá sucesso (LI et al., 2010) (NAKAJIMA et al., 2012). De acordo com Vichi et al. (2007), a espessura da camada e a proporção de espessuras de resina de dentina e de esmalte influenciam muito o aspecto final de uma restauração estratificada.

Dessa forma, é importante que o profissional conheça as características ópticas dos sistemas de resina que utiliza, tais como translucidez, opacidade, matiz, croma e valor, de acordo com sua experiência clínica, e também baseada em achados da literatura, para que possa, com muito treinamento, conseguir selecionar resinas compostas que apresentem as melhores propriedades ópticas para cada caso específico, para assim produzir restaurações que realmente mimetizem as diferentes estruturas dentais envolvidas.

6 CONCLUSÃO

Através desta revisão de literatura, foi possível concluir que:

O conteúdo de carbonato e o tamanho dos cristais de apatita do esmalte desempenham um importante papel na aparência da cor do dente, entretanto o esmalte apresenta uma característica isotrópica, pois o esmalte cortado transversalmente apresenta valores de índice de refração semelhantes ao cortado longitudinalmente. A dentina, por sua vez, apresenta um comportamento anisotrópico, pois túbulos transversalmente cortados apresentam uma diminuição significativa do índice de refração em comparação com túbulos longitudinalmente cortados.

Nos compósitos diretos a dispersão da luz ocorre devido às várias refrações e reflexões da luz nas interfaces entre a matriz orgânica e as inclusões, como partículas de carga, pigmentos ou espaços vazios devido à porosidade. Já a translucidez dos compósitos está amplamente associada à incompatibilidade entre os índices de refração das cargas e dos monômeros, sendo ela maior, quanto mais próximos forem esses valores.

Durante a confecção de restaurações deve-se ter atenção na modulação das espessuras das camadas de resina, principalmente as de esmalte, pois se forem utilizadas na mesma espessura do esmalte natural, a integração óptica poderá não ter sucesso, com maior chance de diminuição do valor da restauração.

REFERÊNCIAS

1. ARIKAWA, H; FUJII, K; KANIE, T; INOUE, K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. **Dent Mater**, v. 14, p. 405-411; 1998.
2. ARIKAWA, H; KANIE, T; FUJII, K; TAKAHASHI, H; BAN, S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. **Dental Materials Journal**, v. 26, n.1, p.38-44, 2007.
3. AZZOPARDI, N. et al. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. **Dental Materials**, Manchester, v. 25, n. 12, p.1564-1568, September, 2009.
4. CHURCHLEY, D; LYNCH, RJ; LIPPERT, F; EDER, JS; ALTON, J; Gonzalez-Cabezas C: Terahertz pulsed imaging study to assess remineralization of artificial caries lesions. **J Biomed Opt** 16:026001; 2011.
5. CORREIA, A.; OLIVEIRA, M. A.; SILVA, M. J. Conceitos de Estratificação nas Restaurações de Dentes Anteriores com Resinas Compostas. **Rev. Port.Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial**, v. 46, n. 3, p. 171-178, setembro, 2005.
6. EIMAR, H; MARELLI, B; NAZHAT, S.N.; AbiNADER, S; AMIN, W.M.; TORRES, J. The role of enamel crystallography on tooth shade, **J. Dent.**, v. 39, n.1, p. 1-3, 2011.
7. ELGENDY, H. et al. Comparison of light propagation in dental tissues and nano-filled resin based composite. **Clin. Oral Invest.**, Germany, v. 23, p.423-433, Apr. 2019.
8. EMAMI N, SJODAHL M, SODERHOLM KJ. Howfiller properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light at tenuation in particulate filled resin composites. **Dent Mater** 21:721-30, 2005.
9. FERNANDES CP, CHEVITARESE O. The orientation and direction of rods in dental enamel. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 65:793-800, 1991.
10. FERRARIS F, DIAMANTOPOULOU S, ACUNZO R, ALCIDI R. Influence of enamel composite thickness on value, chroma and translucency of a high and a non-high refractive index resin composite. **Int J Esthet Dent** 9:382-401, 2014.
11. FUJITA K, NISHIYAMA N, NEMOTO K, OKADA T, IKEMI T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. **Dent Mater J** 24:403-408, 2005.

12. GIRIJA V, STEPHEN H C. Characterization of lipidin mature enamel using confocal laser scanning microscopy. **Journal of Dentistry** 31:303–311, 2003.
13. GOODKIND, R.; SCHWABACHER, W. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Augusta, v. 58, n. 5, p.535–542, November, 1987.
14. HARIRI, Ilnaz *et al.* Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomographystudy. **Journal Of Dentistry**, v. 40, n. 5, p. 387-396, maio 2012.
15. HARIRI I, SADR A, NAKASHIMA S, SHIMADA Y, TAGAMI J, SUMI Y. Estimation of the enamel and dentin mineral content from the refractive index, **Caries Res.**, v. 47, p. 18–26, 2013.
16. HADIS MA, TOMLINS PH, SHORTALL AC, PALIN WM. Dynamic monitoring of refractive index change through photoactive resins. **Dental Materials** 26:1106–1112, 2010.
17. HUBBEZOGLU I, AKAOGLU B, DOGAN A, KESKIN S, BOLAYIR G, OZÇELIK S, DOGAN OM. Effect of Bleaching on Color Change and Refractive Index of Dental Composite Resins. **Dental Materials Journal**, v.27, n.1, p.105-116, 2008.
18. HYUN HK, CHRISTOFERSON CK, PFEIFER CS, FELIX C, FERRACANE JL. Effect of shade, opacity and layer thickness on light transmission through a nano-hybrid dental composite during curing. **J Esthet Restor Dent.** 29:362–367, 2017.
19. J.J.tenBosch, J.C.Coops, Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness, **J.Dent. Res.**, v. 74, p. 374–380, 1995.
20. JOHNSTON WM. Color measurement in dentistry. **J Dent**, v. 37, n. 1, p 2–6, 2009.
21. KHATRI CA, STANSBURY JW, SCHULTHEISZ CR, ANTONUCCI JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. **Dent Mater** 19:584-588, 2003.
22. KIDD EA, FEJERSKOV O: What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. **J Dent Res.**, v.83, p.C35–C38, 2004.
23. KIENLE A, MICHELS R, HIBST R. Magnification—a new look at a long-known optical property of dentin. **Journal of Dental Research** v.85, n.10, p.955–959, 2006.
24. LEE YK, LU H, POWERS JM. Measurement of opalescence of resin composites. **Dent Mater** 21:1068-1074, 2005.

25. LEE YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. **Dent Mater** 23:124-131, 2007.
26. LEE, Y. K. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. **Dent. Mater.**, Manchester, v. 24, n. 9, p.1243–1247, September, 2008.
27. LEE YK, YU B. Measurement of opalescence of tooth enamel. **Journal of Dentistry** 35:690-694, 2007.
28. LEE, Y. K. Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. **J. Biomed. Opt.**, Bellingham, v. 20, n. 4, p.1-8, April, 2015.
29. LI Q, XI BT, LI R, WANG YN. Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. **J Dent**, v. 38, n.2, p. e117-e122, 2010.
30. LIM YK, LEE YK, LIM BS, RHEE SH, YANG HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. **Dent Mater** 24:67–73, 2008.
31. LYNCH CD, O’Sullivan VR, DOCKERY P, McGillicuddy CT, SLOAN AJ. Hunter–Schreger Band patterns in human tooth enamel. **Journal of Anatomy** 217:106–15, 2010.
32. MAIA, R. R. et al., Comparison of light-transmittance in dental tissues and dental composite restorations using incremental layering build-up with varying enamel resin layer thickness. **Restor. Dent. Endod.**, Korea, v. 43, n. 22, p. 1-9, Mar. 2018.
33. MENG A, YAO XS, YAO H. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. **J Bio-med Opt**, v. 14, n. 3, p.134-7, 2009.
34. NAHSAN, F. P. S. et al. Clinical strategies for esthetic excellence in anterior tooth restorations: understanding color and composite resin selection. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 20, n. 2, p. 151-156, Apr. 2012.
35. NAKAJIMA M, ARIMOTO A, PRASANSUTTIPORN T, THANATVARAKORN O, FOXTON RM, TAGAMI J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. **Journal of Dentistry** 40:e77–e82, 2012.
36. OGURO R, NAKAJIMA M, SEKI N, SADR A, TAGAMI J, SUMI Y. The role of enamel thickness and refractive index on human tooth colour. **Journal of Dentistry** 51:36-44, 2016.
37. OSBORN JW. A 3-dimensional model to describe the relation between prism directions, parazonal and diazonal, and the Hunter–Schreger bands in human tooth enamel. **Archives of Oral Biology** v. 35, n. 11, p. 869–78, 1990.

38. OTA, Maiko *et al.* Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 70, n.5, p. 362-367, jul. 2011.
39. PACHALY, R. et al. Evaluation of Optical Properties of Different Restorative Composite Resins. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**, Porto Alegre, v. 49, n. 3, p. 9-13, dezembro, 2008.
40. PAIVA, R. Refração da luz. **Rev. Ciência Elem.** Cidade do Porto, v.2, n.1, p. 1-4, 2014.
41. PECHO, Oscar E. *et al.* Relevant optical properties for direct restorative materials. **Dental Materials** v. 32, n. 5, p. 105-112, 2016.
42. POP-CIUTRILA, Ioana S.*et al.* Dentin translucency and color evaluation in human incisors, canines, and molars. **The Journal Of Prosthetic Dentistry** v. 4, n.115, p. 475-481, 2015.
43. Dos SANTOS GB, ALTO RV, FILHO HR, da SILVA EM, FELLOWS CE. Light transmission on dental resin composites. **Dent Mater** 24:571-6, 2008.
44. SHORTALL AC, PALIN WM, BURTSCHER P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. **J Dent Res** v.87, n.1, p.84-88, 2008.
45. SIDHU S, IKEDA T, OMATA Y, FUJITA M, SANO H. Change of color and translucency by light curing in resin composites. **OperDent** v.31, n.5, p.598–603, 2006.
46. SUZUKI H, TAIRA M, WAKASA K, YAMAKI M. Refractive-index-adjustable fillers for visible-light-cured dental resin composites: preparation of TiO₂- SiO₂ glass powder by the sol-gel process. **J Dent Res.**, v.70, n.5, p.883-888, 1991.
47. TERRY, D. A. et al. Anatomical form defines color: function, form and aesthetics. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, New York, v. 14, n. 1, p. 59-67, 2002.
48. VICHI A, FRAIOLI A, DAVIDSON CL, FERRARRI M. Influence of thickness on color in multi-layering technique. **Dent Mater** 23:1584–1589, 2007.
49. VILLARROEL M, FAHL N, De SOUSA AM, De OLIVEIRA OB. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. **J Esthet Restor Dent** v.23, n.2, p. 73–87, 2011.