

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS SOCIAIS
APLICADAS
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Guilherme Sousa Barros

**TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA:
Avaliação de restaurações dentárias de resina composta.**

São Bernardo do Campo – SP

2017

Guilherme Sousa Barros

**TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA:
Avaliação de restaurações dentárias de resina composta.**

Trabalho de graduação apresentado como requisito para obtenção do grau de Engenheiro Biomédico pela Universidade Federal do ABC, sob a orientação da Prof^a Dr^a Patricia Aparecida da Ana.

São Bernardo do Campo – SP

2017

RESUMO

A técnica de tomografia por coerência óptica (TCO) teve seu campo de atuação ampliado nos últimos anos, passando a ser investigada como meio de obtenção de imagens não apenas em oftalmologia, mas também em dermatologia e odontologia. Neste trabalho, a técnica de TCO foi utilizada como meio de avaliação da qualidade de restaurações feitas com resinas compostas do tipo “*bulk fill*”. Trinta dentes terceiros molares humanos foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos com 5 dentes cada, sendo cada amostra submetida ao processo de restauração utilizando um tipo diferente de resina composta. Todas as restaurações efetuadas foram escaneadas em um equipamento de tomografia por coerência óptica (Callisto 930 nm OCT /Thorlabs, New Jersey, USA). As fendas nas interfaces dente-resina visualizadas nas imagens foram mensuradas por meio do software *ImageJ*. Realizou-se então análise estatística dos resultados obtidos, a qual apontou que não há diferenças estatisticamente significativas (ANOVA, $p < 0,05$) nas restaurações dos diferentes tipos de resina, em termos da qualidade da adesão marginal desta com o esmalte. Contudo, a análise qualitativa mostrou que restaurações com determinados tipos de resinas apresentaram ocorrência significativamente maior de bolhas e acúmulos de cargas, o que pode prejudicar a estrutura e longevidade da restauração. A detecção de erros de polimento, uso excessivo de material restaurador e trincas também foram possíveis com o uso da TCO, demonstrando a viabilidade desta técnica na avaliação da qualidade e monitoramento da performance clínica de restaurações com imageamento de alta resolução.

PALAVRAS CHAVE: tomografia por coerência óptica, resina composta, esmalte dentário.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	5
1.1 Estado da arte.....	5
1.2 Justificativa.....	6
1.3 Objetivos.....	6
2 DESENVOLVIMENTO	7
2.1 Revisão da literatura	7
2.1.1 Princípios da TCO.....	7
2.1.2 Interação luz-tecido.....	17
2.1.3 Aplicações clínicas da TCO em tecidos dentais.....	23
2.1.4 Resinas compostas " <i>bulk fill</i> ".....	25
2.2 Materiais e Métodos	26
2.2.1 Delineamento experimental.....	26
2.2.2 Preparo das amostras.....	26
2.2.3 Aquisição das imagens de TCO.....	29
2.2.4 Análise das imagens.....	31
2.2.5 Análise estatística dos dados.....	34
2.3 Resultados e Discussão	34
2.3.1 Análise de falhas marginais.....	34
2.3.2 Análise estrutural.....	39
2.3.3 Análise morfológica.....	47
3 CONCLUSÃO	52
4 ANEXOS	53
REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 Estado da arte

A técnica de tomografia por coerência óptica (TCO) é uma técnica de diagnóstico que permite obtenção de imagens de corte de alta resolução, para análises *in vitro*, *ex vivo* e *in vivo* e em tempo real. Atualmente, esta técnica é amplamente usada em oftalmologia, sendo uma rotina de exame padrão ouro para diagnóstico de doenças que acometem a retina, tais como glaucoma, degeneração macular e demais alterações na retina. Tipicamente uma imagem de TCO atinge a profundidade de cerca 2 mm em tecidos espalhadores como a pele, e até 2 cm em tecidos transparentes para o comprimento de onda do infravermelho próximo, como o olho humano (PAN et al, 1996; AMARAL, 2012).

Recentemente esta técnica vem sendo utilizada para diversos propósitos, ampliando ainda mais o seu campo de atuação e gerando pesquisas em outras áreas da saúde como dermatologia, odontologia e cardiologia. Novas técnicas buscam diminuir o tempo para realização das varreduras ou mesmo extrair outras informações a partir do perfil de retro-espalhamento, como por exemplo, a funcionalidade do tecido detectado pela polarização da luz refletida pelo tecido (MARSCHALL, 2011). Diversas fontes de luz e combinações com espelhos também estão sendo testadas a fim de aumentar a resolução e qualidade de imagem da técnica (RAELE, 2009).

Há mais de 15 anos a técnica vem sendo estudada como método para obtenção de imagem intravascular. Demonstrando eficiência em identificar sinais de aterosclerose das coronárias, devido à alta resolução comparado com outras técnicas de imagem (YONETSU et al, 2013).

Os avanços na tecnologia da TCO são notáveis. Em meados de 2009 a resolução espacial comum da técnica era de cerca de 20 μm . A literatura mostrou que a resolução espacial ao longo do eixo axial (profundidade) pode chegar a 7,7 μm ou até 4,5 μm dependendo da espessura do tecido que os feixes de luz precisam atravessar para atingir o alvo, e da potência na geração dos feixes (HARIRI et al, 2009). Hoje, com a implementação da técnica de TCO no domínio das frequências é possível obter resoluções de 3 μm (KARTH, 2017).

Na odontologia, a TCO surge como método para o diagnóstico precoce de cáries, doenças que afetam o tecido periodontal e até mesmo câncer de boca. Devido novamente à sua excelente resolução espacial, a TCO sai à frente da radiografia para detecção de patologias nos estágios iniciais. Além disso, a possibilidade de reconstrução de imagens em 3D desta técnica supera outra das limitações da radiografia odontológica (HSIEH et al, 2013). Estudos também mostraram que o uso de TCO para detecção de micro-fraturas e linhas de ruptura é confiável e até mesmo mais eficiente que técnicas como transiluminação, demonstrando ser eficiente na detecção de patologias como a síndrome do dente gretado (LEE et al, 2016).

1.2 Justificativa

Estudos anteriores mostram que a TCO pode ser uma ferramenta eficiente na detecção de falhas marginais de restaurações odontológicas, principalmente as restaurações de resina composta localizadas nas faces proximais (mesial e distal) dos dentes, assim como no acompanhamento do desgaste destas restaurações, tendo em vista a resolução limitada das radiografias interproximais ou a ausência de visualização direta por meio de exame clínico convencional (realizado com sonda exploradora e espelho clínico). Contudo, ainda não há estudos que avaliem a adaptação e vedação marginal de resinas compostas do tipo “bulk fill” (de baixa tensão de contração) por meio da TCO, o que motivou a realização do presente estudo.

1.3 Objetivos

Este trabalho teve por objetivo avaliar a integridade marginal e quantificar os defeitos em restaurações de resina composta do tipo “bulk fill” feitas em dentes molares humanos, através de imagens obtidas por técnica de tomografia por coerência óptica (TCO). Além disso, objetivou-se desenvolver metodologia para análise quantitativa das imagens obtidas.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão da literatura

2.1.1 Princípios da TCO

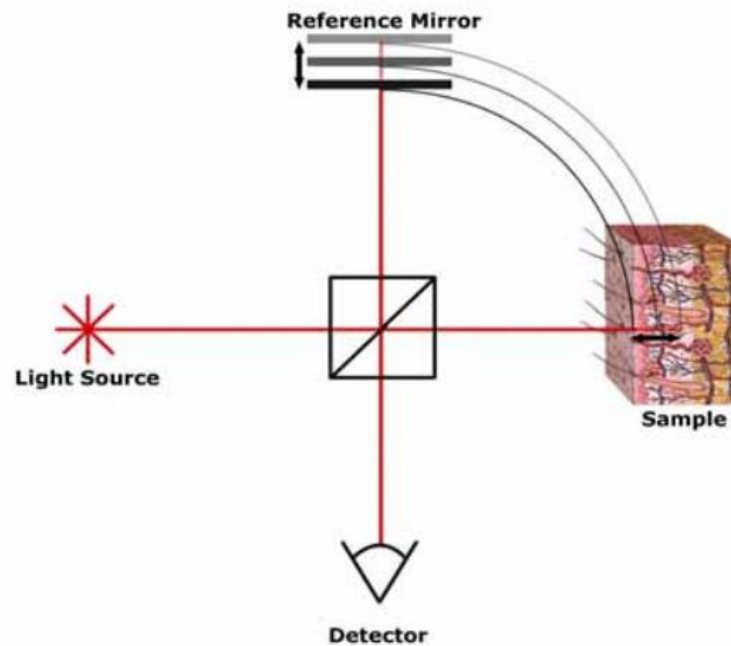
A tomografia por coerência óptica (TCO) é uma técnica baseada na interferometria de baixa coerência. É uma técnica que utiliza luz para adquirir imagens tomográficas de alta resolução, em tempo real e *in situ*. Além disso, por não usar radiação ionizante, não causa danos à saúde do paciente nem efeitos colaterais.

O princípio fundamental da TCO pode ser comparado ao princípio de aquisição de imagens por ultrassom. Onde as diferentes porções do tecido analisado refletem de maneiras diferentes, as ondas sonoras que as atingem devido a suas propriedades acústicas, e também devido as áreas de interfaces entre diferentes tecidos. A amplitude e o tempo de atraso das ondas sonoras que são refletidas por cada porção do tecido são mensurados, trazendo informações de volta ao equipamento, possibilitando a reconstrução de imagens. O mesmo princípio é aplicado à TCO, porém utilizando luz ao invés de som.

A TCO utiliza como mecanismo de funcionamento um interferômetro de Michelson, que consiste em uma fonte de luz direcionada a um espelho divisor, o qual divide a onda incidente em duas componentes iguais. Um destes feixes é direcionado a um espelho fixo localizado na direção da propagação da onda de luz inicial e o outro é direcionado a um espelho móvel localizado a 90°. Os feixes são refletidos e recombinados no mesmo espelho divisor. O feixe resultante então é captado por um detector (SUBHASH, 2011).

A TCO utiliza do princípio de correlação por interferometria. Desta forma, o atraso da luz refletida pela amostra é calculado por meio da comparação com tempo em que a luz oriunda de mesma fonte necessita para percorrer um caminho de referência conhecido, usando um interferômetro de Michelson, esquematizado na Figura 1 (SUBHASH, 2011).

Figura 1 - Esquema de um interferômetro de Michelson usado em um sistema de TCO no domínio do tempo.



Fonte: AMARAL, 2012.

Se a fonte de luz utilizada neste sistema for uma fonte de luz monocromática, após a divisão do feixe, um dos feixes é direcionado para o espelho de referência e o outro feixe é direcionado para a amostra. O espelho está localizado na extremidade do chamado braço de referência e reflete o feixe de luz incidente de volta para o divisor. O feixe de luz direcionado para a amostra sofre espalhamento em todas as direções, uma porção dos fótons retornam na mesma direção mas em sentido oposto ao do feixe inicial, sendo os feixes retro-espalhados. Conforme os feixes refletido e retro-espalhado retornam ao divisor, eles são recombinados. Então diferentes interações podem ocorrer. Se a fonte de luz for monocromática e o caminho percorrido pelos feixes até a mostra e até o espelho de referência forem iguais, ao serem recombinados, os feixes estarão em fase e ocorrerá interferência construtiva. O mesmo ocorreria para todos os caminhos ópticos múltiplos inteiros do comprimento de onda. Deste modo, não seria possível determinar a profundidade exata da amostra da qual os feixes retro-espalhados são referentes, uma vez que se obteria forte sinal para todos caminhos ópticos iguais a múltiplos inteiros do comprimento de onda da fonte de luz (DE FREITAS et al, 2011; WANG e TUCHIN, 2014).

Uma alternativa teoricamente plausível para remediar este problema seria enviar rápidos pulsos de luz monocromática ao invés de uma emissão contínua. Pulsos retro-espalhados por estruturas mais superficiais na amostra percorreriam um menor caminho óptico e portanto retornariam ao divisor muito antes que o pulso do braço de referência. Pulsos retro-espalhados por estruturas mais profundas percorreriam um maior caminho óptico e retornariam ao divisor muito depois que o pulso do braço de referência. Deste modo, apenas os pulsos que forem retro-espalhados a uma mesma distância que o espelho de referência seriam recombinados com o pulso refletido do braço de referência, exatamente como ocorre na técnica de ultrassom. Contudo, a velocidade do som é cerca de 1500 m/s enquanto que a luz viaja à uma velocidade de aproximadamente 3×10^8 m/s. A resolução temporal requerida para a detecção acurada de estruturas através de atrasos das ondas sonoras é de cerca de 100 ns, o que está dentro dos limites dos equipamentos eletrônicos para detecção atuais. Porém, para obter-se uma resolução temporal apropriada com uma fonte de luz, seria necessário um pulso da ordem de 30 fs (30×10^{-15} s) o que está muito além da capacidade de qualquer equipamento atual (FUJIMOTO, 2009).

Para superar essa limitação, a técnica de interferometria de baixa coerência é utilizada. Coerência óptica é a propriedade que diz respeito à correlação entre as fases das ondas que compõem um feixe de luz. A coerência temporal analisa essa correlação no sentido de propagação do feixe. Uma fonte de luz perfeitamente coerente mantém constante a relação de fase entre suas ondas, ou seja, é uma fonte que produz apenas luz em um único comprimento de onda e em apenas uma direção de propagação, dita luz monocromática.

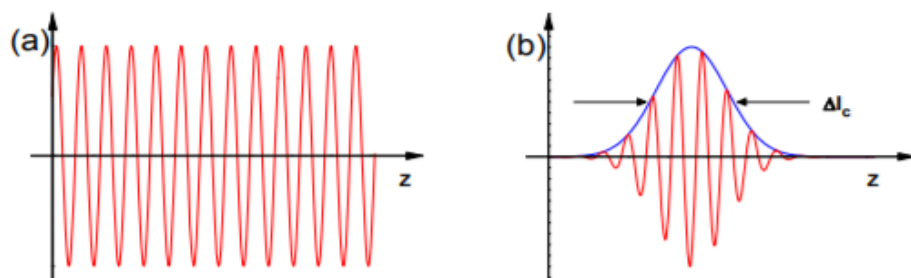
Para um feixe de luz que apresenta banda espectral mais larga, as ondas que compõem o feixe possuem diferentes comprimentos de onda, logo diferentes frequências de propagação. Como resultado, conforme essas ondas se propagam, a diferença entre as fases das ondas que compõem o feixe aumenta gradativamente. Deste modo, para distâncias muito pequenas quando as ondas que compõem o feixe ainda estão em fase, é possível dizer que a luz é coerente, sendo capaz de causar interferência construtiva. Para distâncias maiores, os diversos comprimentos de

onda do feixe passam a estar descolados uns dos outros, resultando em uma interferência aleatória e destrutiva entre as componentes. Esta distância limite até a qual as ondas da fonte de luz estão em fase é chamada de comprimento de coerência (l_c) cujo valor é proporcional ao comprimento de onda central ao quadrado dividido pela largura da banda espectral, como apresentado na equação (1).

$$l_c \propto \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$

Portanto, o comprimento de coerência é responsável por estreitar a largura do sinal de interferência obtido, de modo que este traga informação de retro-espalhamento de uma profundidade específica da amostra. A Figura 2 mostra o padrão do sinal de interferência de uma luz monocromática e o estreitamento do sinal de interferência obtido com uma luz de larga banda espectral. Dentro dos limites de largura de banda que permite a utilização da técnica de TCO, quanto maior for a banda espectral, menor será o comprimento de coerência. Esta propriedade é a responsável pela resolução espacial do sistema da TCO.

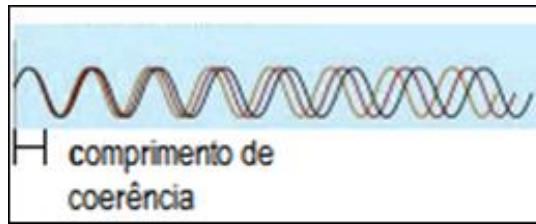
Figura 2 – Padrão de interferência obtido em um interferômetro de Michelson usando uma fonte de luz monocromática (a) e uma fonte de larga banda espectral (b).



Fonte: CARVALHO, 2006.

A Figura 3 apresentada a propagação de um feixe formado por três comprimentos de onda, é possível observar o aumento gradual da diferença de fases dos feixes, onde o comprimento de coerência também é ilustrado.

Figura 3 - Propagação de um feixe formado por três diferentes comprimentos de onda.



Fonte: Adaptado de: <http://hannah2.be/optische_communicatie/MELLES_HENE/index.html>. Acesso em: 09 Out 2016.

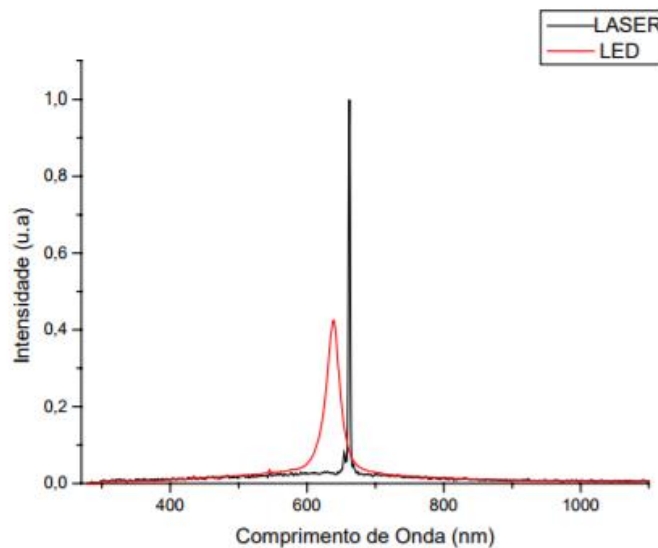
Assim, quando utilizando uma fonte de luz com larga banda espectral, após o feixe ser dividido em dois, um dos feixes viaja a distância necessária até atingir o espelho de referência e o outro viaja até atingir a amostra, então ambos são refletidos de volta para o divisor. Se a diferença entre os caminhos percorridos por ambos os feixes for menor que o comprimento de coerência, então ocorrerá interferência construtiva quando estes forem recombinados, sendo possível sua detecção pelo fotodetector. Caso a diferença entre os caminhos percorridos pelos feixes for maior que o comprimento de coerência, não será possível extrair informação da interferência, pois a resultante da sobreposição das ondas gera um sinal de baixa amplitude. Assim, é possível obter com acurácia apenas informação da região que está à mesma distância do divisor que o espelho de referência. E alterando-se o caminho óptico percorrido pelo feixe no braço de referência, obtém-se informação de todo volume da amostra (AMARAL, 2012; BREZINSKI, 2006).

É importante salientar que fontes de luz com banda espectral muito grandes, como a luz branca que engloba todas as frequências, resultam em comprimentos de coerência tão pequenos sendo classificada como luz incoerente, impossibilitando a utilização neste sistema. Portanto, a melhor opção de fonte de luz para um sistema de TCO é uma fonte de luz que não seja totalmente coerente (monocromática) nem incoerente (luz branca), mas sim uma fonte de luz de baixa coerência, como o laser ou diodo superluminescente.

Os lasers possuem emissão de luz majoritariamente em apenas um comprimento de onda, mas ainda assim com uma banda espectral de aproximadamente 10 nm, sendo que os feixes são colimados e coerentes. De modo similar, os diodos superluminescentes também emitem feixes coerentes e colimados, porém com emissão em uma banda espectral mais larga (30 a 50 nm). O LED

possui emissão em uma banda espectral larga, cerca de 70 a 100 nm (Figura 4), que proporcionaria uma boa resolução espacial para a TCO, entretanto sua emissão não é colimada e coerente, ou seja, os feixes divergem conforme sua propagação (CORAZZA, 2012).

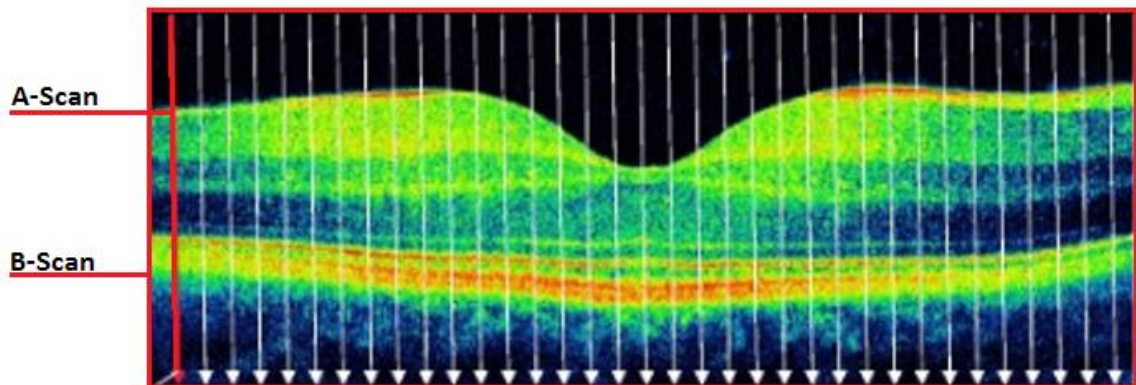
Figura 4 -Representação da banda espectral de um LED e uma laser. O LED apresenta banda muito mais larga que o laser.



Fonte: CORAZZA, 2012.

Uma única detecção da intensidade do retro-espalhamento provê informação unidimensional de uma determinada profundidade do tecido analisado. Para um único ponto na superfície da amostra, o espelho de referência é transladado, realizando detecções sucessivas da intensidade do espalhamento para cada ponto, até completar toda profundidade do eixo axial da amostra, chamado A-scan que produz um perfil de retro-espalhamento daquele ponto da amostra. Então o sistema é apontado para um ponto transversalmente a seguir do original, e repete-se toda a medição ao longo do eixo axial através do processo de movimentação do espelho de referência, obtendo-se outro A-scan. E assim sucessivamente até completar a distância do corte escaneado na amostra. A combinação de todos os A-scans através de uma linha resulta em um B-scan, que consiste na imagem de corte em 2D da estrutura analisada (MONTEIRO et al. 2012), como exemplificado na Figura 5.

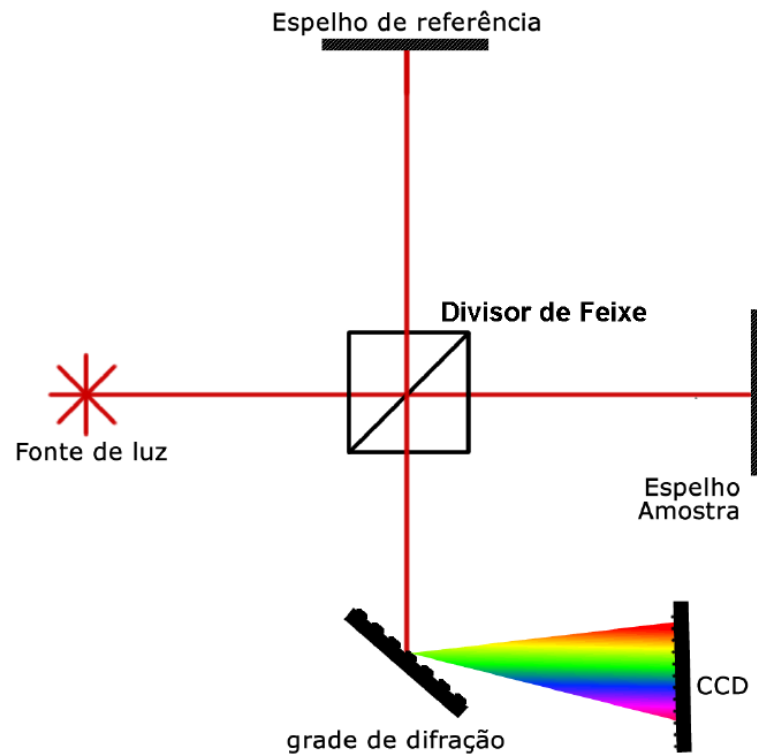
Figura 5 – Representação do A-scan que consiste no escaneamento em profundidade, o conjunto de diversos A-scans consecutivos formam um B-scan, que forma na imagem bidimensional



Fonte: CORAZZA, 2012.

Este é o princípio de funcionamento de um sistema de tomografia por coerência óptica no domínio do tempo. Contudo, nos dias atuais outro método de detecção mais eficiente vem sendo amplamente usado, a chamada tomografia por coerência óptica no domínio espectral. Nesta técnica, o interferômetro de Michelson possui uma pequena diferença em sua conformação. O espelho de referência é fixo e no lugar de um fotodiodo como detector, há uma grade de difração e um espectrômetro ou filtro de frequência sintonizável, como mostrado na Figura 6. As informações de interferência não são mais obtidas no domínio do tempo, mas sim no domínio das frequências. A luz recombinada, vinda do espelho de referência e da amostra, incide em uma grade de difração, gerando assim um espectro da interferência. Este espectro contém informações de todas as profundidades da amostra, como discutido a seguir.

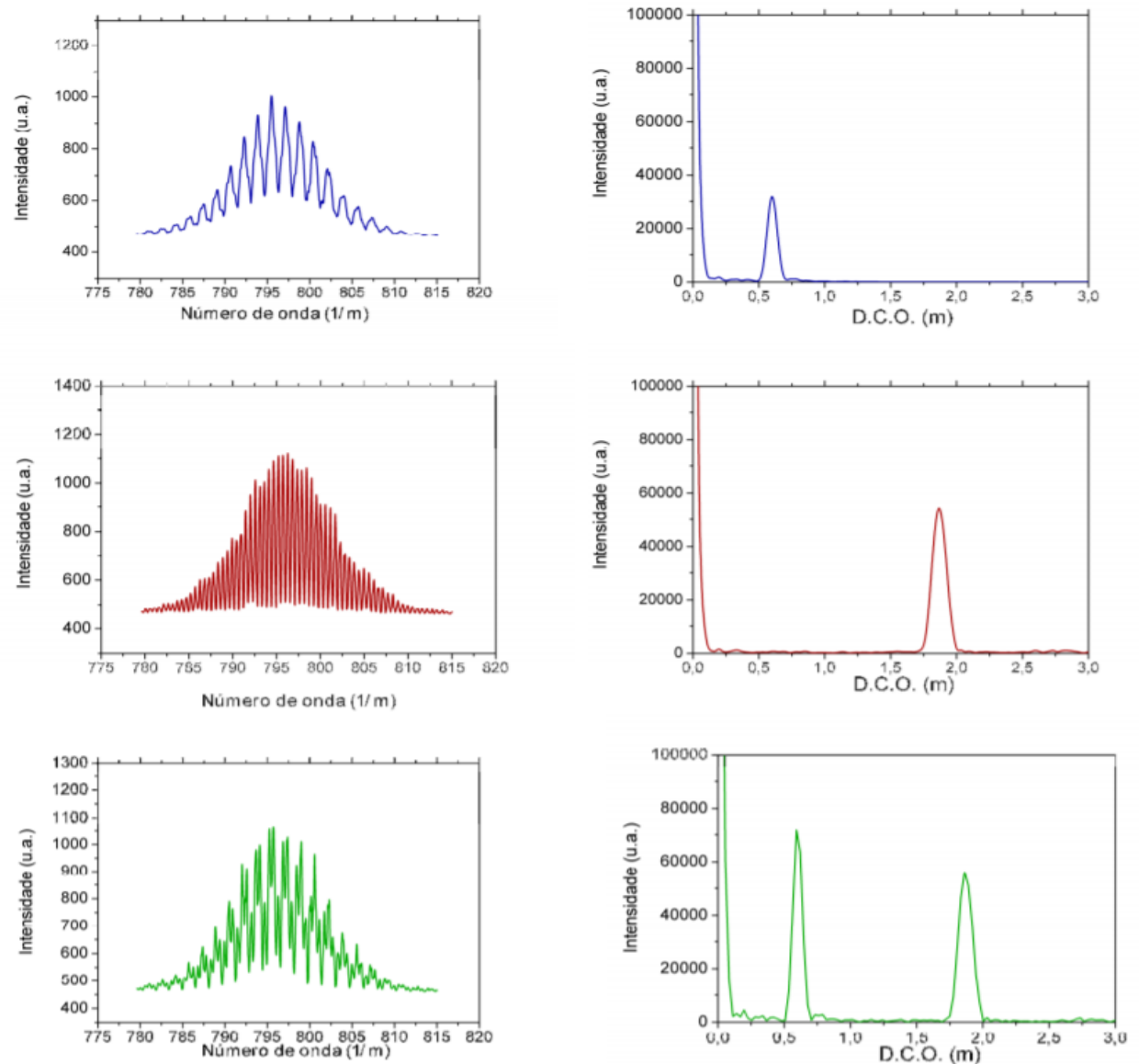
Figura 6 – Esquema de um interferômetro de Michelson utilizado em um sistema de TCO no domínio da frequência. O espelho de referência é fixo e a grade de difração e a CCD representam o espectrômetro usado para obtenção do espectro de interferência.



Fonte: AMARAL, 2012.

Foi demonstrado experimentalmente utilizando um interferômetro de Michelson que, quando a diferença entre os caminhos ópticos percorridos pelos dois feixes divididos no interferômetro aumentava, o número de picos do espectro de interferência aumentava. Ainda, este aumento era proporcional, portanto, quanto maior era a diferença entre os caminhos ópticos maior eram os números de picos do espectro, ou seja, maior era a frequência de oscilação do espectro (TAPLIN et al, 1993). Deste modo, cada camada de uma amostra modula a periodicidade do espectro de uma determinada maneira, de acordo com sua posição em relação à posição do espelho de referência fixo. A Figura 7 mostra o aumento das periodicidades do espectro de acordo com o aumento da diferença de caminhos ópticos.

Figura 7 - Representação do espectro de interferência produzido por uma determinada diferença de caminho óptico. A relação entre o aumento do caminho óptico e o aumento da periodicidade no espectro interferométrico pode ser notada.



Fonte: AMARAL, 2012.

A TCO no domínio espectral utiliza dessa propriedade para realizar o A-scan, ao invés de utilizar a movimentação do espelho como feito na TCO no domínio do tempo. Toda informação de interferência, de todas as profundidades da amostra analisada é obtida de uma única vez através do espectro interferométrico, resultante da combinação das diversas modulações geradas a cada profundidade. Utilizando a transformada de Fourier no sinal espectral obtido é possível obter o perfil de espalhamento linear da amostra, muito similar ao obtido pelo TCO no domínio do

tempo (YAQOOB, 2005). Assim, uma das vantagens da TCO no domínio da frequência é o menor tempo para aquisição das imagens, uma vez que o A-scan é realizado de uma única vez, ocorrendo apenas a varredura latitudinal para obter o B-scan. Equipamentos de TCO no domínio espectral chegam a gerar imagens 2D até 100 vezes mais rápido que sistemas que funcionam no domínio de tempo. Além disso, a resolução obtida com a TCO no domínio espectral é de 4 a 7 μm contra 10 μm da TCO no domínio do tempo.

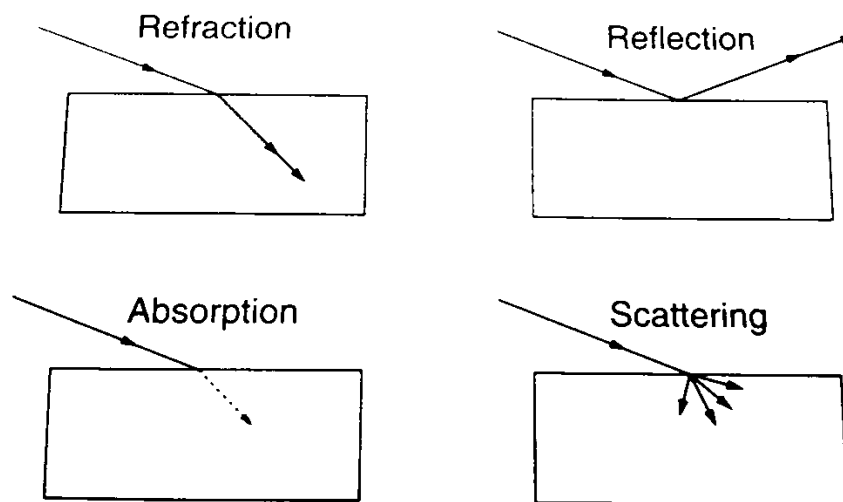
Os diversos tecidos biológicos e regiões de interfaces entre duas estruturas apresentam diferentes coeficiente de espalhamento, devido à composição química e arranjo dos átomos que as compõem. Desta forma, diferentes tecidos de uma amostra analisada em um sistema de TCO retro-espalham diferentes quantidades de fótons, resultando em ondas retro-espalhadas de diferentes amplitudes. Uma estrutura pouco espalhadora, pela qual a luz é transmitida totalmente, produz uma onda retro-espalhada de baixa amplitude, sendo representada por um pixel negro na imagem. Uma estrutura muito espalhadora, que reflete de volta grande quantidade de fótons, gera uma onda de grande amplitude e é representada por pixels brancos na imagem de TCO. Essencialmente, a imagem gerada de TCO é um mapa do coeficiente de espalhamento das estruturas internas da amostra, ao quais são atribuídos tonalidades de uma escala de cinza (BREZINSKI, 2006; ABTAHIAN e JANG, 2012).

Enquanto técnicas de imagem como ultrassom, tomografia computadorizada e ressonância magnética apresentam profundidade de penetração muito elevada podendo gerar imagens de secção transversal do corpo humano todo, a TCO possui profundidade de penetração da ordem de poucos milímetros. Contudo, a resolução lateral da técnica de TCO é muito maior que a das outras técnicas citadas, sendo capaz de revelar detalhes das estruturas do tecido analisado que não podem ser visualizadas pelas técnicas acima. Portanto, a técnica de TCO se atua em uma área de diferente das outras técnicas de imagem, onde o detalhamento fino das estruturas se faz necessário (REGAR et al, 2017).

2.1.2 Interação luz–tecido

Ao interagir com a matéria, a luz pode sofrer diferentes fenômenos conhecidos como reflexão, refração, absorção, transmissão e espalhamento (Figura 8). Como os tecidos biológicos são compostos por diversas células, eles se comportam da mesma forma que qualquer matéria bruta. Portanto a luz pode sofrer estes cinco efeitos quando em contato com os tecidos biológicos (PRASAD, 2003).

Figura 8 - Representação dos fenômenos de interação da luz com a matéria. Refração, reflexão, absorção e espalhamento, este último contempla também a transmissão.



Fonte: PRASAD, 2003.

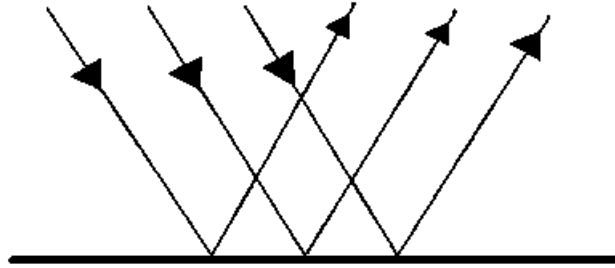
Quando a luz passa de um meio para outro distinto, uma porção da radiação eletromagnética é refletida enquanto outra é transmitida. Contudo, a luz transmitida não descreve o mesmo caminho óptico da luz incidente, pois os meios possuem índices de refração diferentes. O índice de refração diz respeito à velocidade que a luz se propaga no meio. Deste modo, a diferença nas velocidades de propagação da luz nos meios resulta na mudança do ângulo da propagação descrita pela luz ao atravessar de um meio para outro. Esta angulação da luz é dada pela lei de Snell(2), onde o ângulo da luz incidente no meio 1 com a normal é dado por θ_1 ; o ângulo da luz no meio 2 com a normal é θ_2 ; a velocidade da radiação no meio 1 é v_1 ; a velocidade da radiação no meio 2 é v_2 ; n_1 e n_2 são os coeficientes de refração dos meios 1 e 2, respectivamente (PRASAD, 2003; ZILIO, 2009).

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{v_2}{v_1} \quad (2)$$

A reflexão também ocorre na interface entre dois meios que possuem índices de refração diferentes. Porém neste caso, a luz retorna para o meio de origem. A intensidade e o ângulo da porção de luz refletida dependem do ângulo de incidência da luz e também de sua polarização. As leis de Fresnel descrevem o comportamento de reflexão da luz, o ângulo da luz refletida em relação ao eixo normal à superfície é igual ângulo entre a luz incidente e este mesmo eixo. Além disso, a partir das equações de Fresnel é possível determinar a amplitude do campo elétrico da luz transmitida. É sabido também que, luz incidente a 90° em relação à superfície da interface gera a maior absorção possível de luz pela matéria, portanto, para ângulos maiores, a intensidade da luz refletida aumenta gradativamente (PRASAD, 2003; GUTIÉRREZ-REYES et al, 2012).

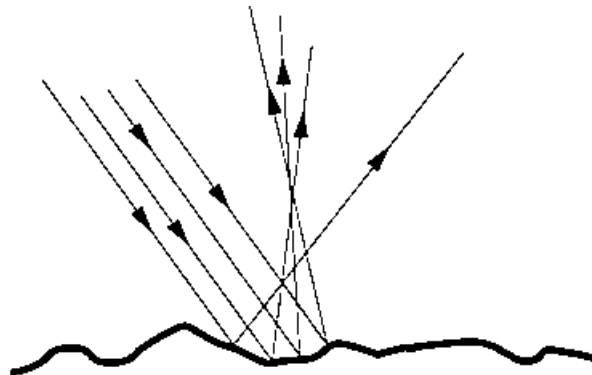
A característica da interface entre os meios pode influenciar no tipo de reflexão. Quando a superfície é praticamente lisa, considera-se que as irregularidades desta sejam menores que o comprimento de onda da luz incidente, quando ocorre a chamada reflexão especular, onde os raios refletidos estão todos paralelos entre si, como mostrado na Figura 9. Porém, quando as rugosidades da superfície são maiores ou pelo menos iguais ao comprimento de onda da luz, ocorre a reflexão difusa, Figura 10. Neste caso, os ângulos de incidência dos feixes de luz que atingem o meio não são todos os mesmos, pois o eixo normal em relação à superfície muda conforme as irregularidades da superfície. Os ângulos de reflexão ainda são iguais aos de incidência, como dito pela lei de Fresnel, porém a reflexão percebida como um todo mostra que os feixes refletidos não estão mais em paralelo. A reflexão difusa é muito comum nos tecidos biológicos, já que estes são compostos por diversas estruturas, como moléculas, organelas e proteínas, o que torna suas superfícies irregulares (SILVA, Daniela, 2016; SILVA Domiciano, 2016).

Figura 9 - Raios de luz sendo refletidos por uma superfície lisa na interface entre dois meios, reflexão especular.



Fonte: SILVA, D.C. M., 2016.

Figura 10- Raios paralelos de luz incidindo sobre uma superfície rugosa, reflexão difusa.

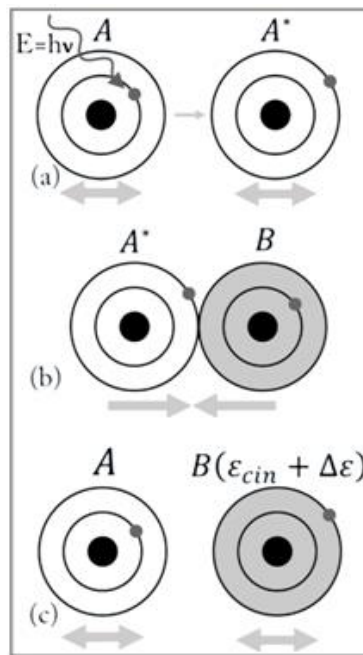


Fonte: SILVA, D.C. M., 2016.

Quando a luz interage com um meio, a radiação incidente pode não ser refletida nem propagada através do meio, nestes casos a energia da radiação é capturada pelos átomos que compõem o meio. Esta radiação capturada, faz com que os átomos sofram excitação, passando de um estado de mais baixa energia, para outro de maior energia. A seguir o átomo excitado retorna ao seu estado natural emitindo um fóton ou então dissipando a energia extra do estado excitado em outra forma de energia, como calor. No primeiro caso ocorre o espalhamento e no segundo a absorção. Portanto, apesar de tratarmos separadamente os fenômenos, ambos são mutuamente relacionados (BOHREN e HUFFMAN, 2004).

Na absorção, a radiação incidente é absorvida pelos átomos e é transformada em energia cinética, calor ou produz uma reação química. Neste fenômeno, a frequência da radiação que atinge o meio é próxima da frequência natural das partículas do meio, ocorrendo ressonância, o que produz amplitudes altas nas vibrações das partículas (Figura 11). Este movimento vibracional das partículas é responsável pela dissipação da energia absorvida, efeito conhecido como estado eletrônico-vibracional (PRASAD, 2003; BOHREN e HUFFMAN, 2004).

Figura 11 – Esquema da geração de calor em tecido biológico: (a) um fóton com energia $h\nu$ incide na molécula A , que passa para o estado excitado A^* . (b) a molécula A^* colide com B . (c) A^* transfere sua energia para B ; B se torna $B(\epsilon_{cin} + \Delta\epsilon)$ e passa a vibrar mais intensamente.

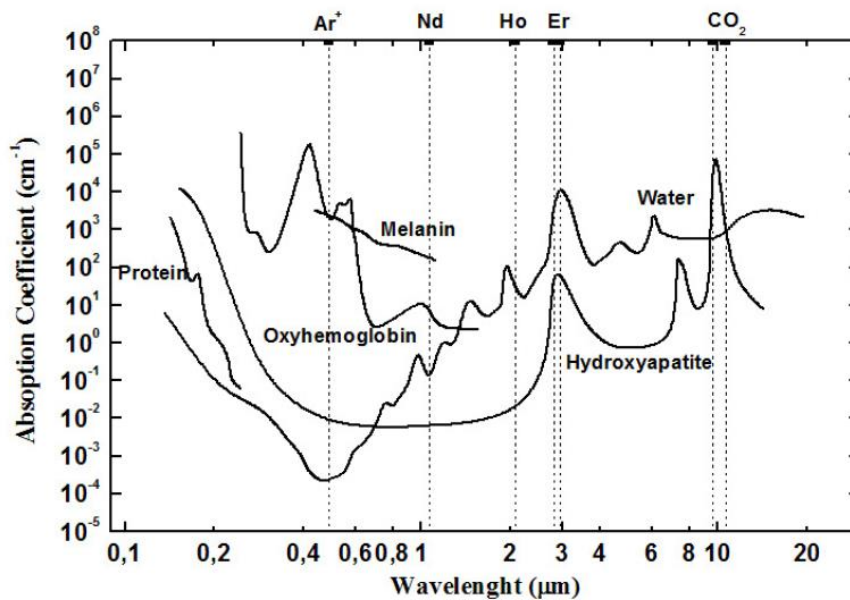


Fonte: ZECELL et al, 2011.

A transparência de um meio é causada pelo grau de absorção de um determinado comprimento de onda. Um meio transparente transmite toda radiação incidente. Já no meio opaco, as ondas eletromagnéticas que atingem são atenuadas, ou seja, a intensidade de luz transmitida é menor que a intensidade da luz incidente ou mesmo zero. A habilidade de um meio em absorver radiação depende de fatores microscópicos estruturais como comprimento de onda da radiação, composição eletrônica dos elementos do meio e também de fatores

macroscópicos como espessura, temperatura e concentração. Moléculas de água e proteínas não absorvem bem radiação entre 600 nm e 1.200 nm, portanto a luz nesta faixa de comprimento de onda é pouco atenuada em tecidos biológicos, propagando-se mais profundamente nos tecidos (Figura 12). Por esse motivo luz nessa faixa de comprimento de onda é usada em terapias a laser (SILVA, Daniela, 2016).

Figura 12 – Coeficientes de absorção dos principais cromóforos do corpo humano.



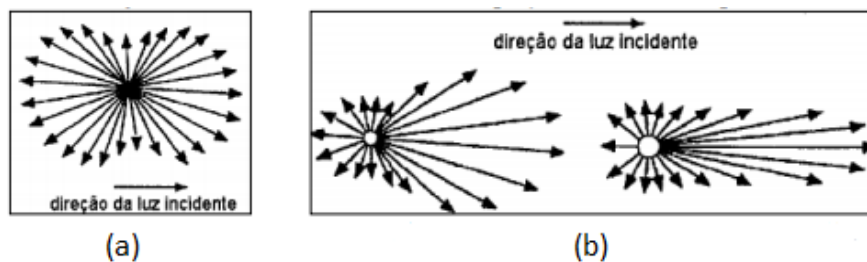
Fonte: ANA et al, 2006.

Quando a frequência da onda eletromagnética incidente não corresponde com a frequência natural das partículas que compõem o meio, ocorre o fenômeno do espalhamento. Como os tecidos biológicos são compostos de diversas macromoléculas, organelas, íons e água, todos com diferentes frequências de vibração, o resultado é um meio extremamente heterogêneo que causa grande efeito de espalhamento. A oscilação resultante desta interação é dada pela vibração forçada das partículas do meio, que normalmente adquire a mesma frequência e direção da radiação incidente. Porém a amplitude desta vibração é menor que a da radiação incidente e a fase também diferem do original, que resulta em fótons com menor velocidade (SILVA Daniela, 2016).

No espalhamento, as partículas do meio capturam a radiação incidente, e depois as reemite em forma de fótons em diferentes direções. Este fenômeno, dentre os quatro mencionados, é o que ocorre com maior frequência nos tecidos biológicos, pois estes possuem muitos elementos espalhadores (PRASAD, 2003).

No espalhamento elástico, os fótons incidente e espalhado possuem a mesma energia. Se as partículas espalhadoras forem muito menores que o comprimento de onda incidente, este fenômeno pode ser explicado pelo modelo de Rayleigh, onde os fótons são espalhados igualmente para frente e para trás e suas energias são mantidas. Em contraste, se as partículas espalhadoras forem comparáveis ou maiores que o comprimento de onda da luz incidente, o modelo de Mie governa o comportamento do fenômeno. No modelo de Mie, o espalhamento ocorre preferencialmente para frente, como mostrado na Figura 13 (MIYAKAWA, 2004).

Figura 13- Esquema do espalhamento da luz. Segundo modelo de Rayleigh(a) e segundo o modelo de Mie (b).



Fonte: MIYAKAWA, 2004.

No espalhamento inelástico, a energia dos fótons espalhados pode ser menor ou maior que a dos fótons incidentes. O espalhamento inelástico ocorre apenas em uma pequena fração e nos tecidos biológicos este tipo de espalhamento possui presença fraca (MIYAKAWA, 2004).

Porém, ambos os modelos de Rayleigh e Mie falham em explicar o espalhamento elástico que ocorre em tecidos biológicos, por conta da complexidade deste. A luz se espalha preferencialmente para frente nos tecidos, portanto o modelo de Rayleigh não pode descrever este espalhamento. Ainda mais, a dependência do comprimento de onda no espalhamento em tecidos biológicos é menor que a

descrita pelo modelo de Rayleigh e maior que a dependência no modelo de Mie (PRASAD, 2003; SILVA Daniela, 2016).

2.1.3 Aplicações clínicas da TCO em tecidos dentais

A tomografia por coerência óptica vem sendo utilizada em diversas áreas clínicas nos últimos anos, como oftalmologia e dermatologia. Porém, o uso em tecido duro, como na odontologia é mais recente.

Estudos utilizaram a TCO para avaliar o surgimento e a progressão de trincas em restaurações de resina. Defeitos gerados espontaneamente no interior de resinas compósitas puderam ser observados nas imagens de TCO. Além disso, depois de repetitivos ciclos de carga sobre as restaurações, foi possível visualizar as áreas de início da fratura e propagação da trinca, como indicado na literatura. Provou-se que a técnica de TCO é eficiente para a detecção de falhas que levem a defeitos maiores antes que estas sejam perceptíveis clinicamente, contribuindo para o diagnóstico precoce (BRAZ et al, 2009; MONTEIRO et al, 2011).

A principal causa de cáries secundárias em restaurações de resinas compostas está relacionada à contração da resina após a polimerização. Esta contração da resina provoca frestas entre a restauração e o tecido, possibilitando a entrada de bactérias nesta região, desenvolvendo assim lesão de cárie secundária. A contração linear das resinas compósitas pode ser analisada utilizando a técnica de tomografia por coerência óptica, conforme apresentado em testes laboratoriais. Ainda mais, pode-se obter o índice de refração e espessura física das resinas usadas. Estas medidas são importantes pois mudança no índice de refração está diretamente relacionada com a relação monômero – polímero da resina, indicando o grau de polimerização (MONTEIRO et al, 2011).

Outros estudos analisaram diferentes técnicas para detecção de frestas propositalmente inseridas em restaurações de resina. Através da comparação de imagens de microscopia com os interferogramas obtidos com a tomografia por coerência óptica, mostrou-se que a TCO tem capacidade de detectar frestas de dimensões próximas a 50 µm entre as restaurações e o tecido do dente, enquanto

que a microscopia detectou apenas ordens de 150 μm . No mesmo estudo, imagens de radiografia também foram obtidas, porém foram incapazes de detectar qualquer fresta. Embora a penetração das imagens de TCO obtida neste estudo seja de apenas de 0,5 mm, todo o tecido do esmalte foi visualizado nas imagens. Além disso, outras fontes de luz com comprimentos de ondas diferentes podem proporcionar uma penetração de até 3 mm no interior do dente (DE MELO et al, 2005).

A tomografia por coerência óptica também foi comparada com as técnicas de microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica para detecção de propagação de fendas em restaurações de resinas. Testes mostraram que a TCO se mostrou muito eficiente para a caracterização de fendas internas nas restaurações, tanto direcionadas vertical quanto horizontalmente, fato que não foi possível ser alcançado com as duas outras técnicas. A possibilidade de acompanhar a propagação das fendas internas até a fratura final é importante para se estabelecer um parâmetro de comparação do grau de fragilidade da resina, o que foi possível também com este estudo. Além disso, a TCO é uma técnica mais barata que a microscopia eletrônica de varredura, apresentando outra vantagem, além do fato de poder ser utilizada clinicamente, o que não aconteceu com as demais técnicas avaliadas (MATHEUS et al, 2010).

As resinas compostas fluidas (*flowable* ou resinas do tipo *flow*) também podem ser usadas de modo preventivo como selantes para dentes com sulcos muito profundos. Contudo, não há um consenso sobre a indicação e aplicação correta deste método, normalmente é indicada em casos onde há detecção de cárie incipiente, que se caracteriza por uma mancha branca que caracteriza o início da cárie (RASKA, 2003). Pesquisas mostraram que a TCO também oferece vantagens para detecção de cáries incipientes e sulcos proeminentes quando comparada a técnicas de exame comum como inspeção visual e uso sonda exploradora. A visualização de bolhas e falhas nos selantes de resina também foi possível com a TCO, demonstrando a capacidade desta técnica para acompanhamento do desempenho dos selantes em longo prazo (BRAZ et al, 2011).

2.1.4 Resinas compostas "*bulk fill*"

As resinas compostas são constituídas de uma matriz de monômeros e uma fase dispersa de vidros inorgânicos. O processo da polimerização permite que os monômeros se unam em uma reação em cadeia, formando grandes cadeias poliméricas ou mesmo ligações cruzadas entre elas, resultado assim em uma estrutura rígida. A polimerização é iniciada pela ativação de uma molécula fotoiniciadora presente na matriz, através da irradiação do material por luz azul (LEPRINCE et al, 2013).

A fotopolimerização de resinas compostas gera redução de seu volume, de 1,8% - 3,3%, fato que ocorre devido à mudança de estrutura da matriz. Inicialmente os monômeros estão dispersos por todo o volume da matriz, após a fotoativação, ligações covalentes formadas entre as cadeias poliméricas contraem material em todas as direções, diminuindo seu volume. Como consequência desse comportamento, a polimerização das resinas compostas comuns devem ser feitas em incrementos de até 2 mm (JÚNIOR, 2015).

Em meados de 2009 surgiu no mercado as resinas compostas chamadas "*bulk fill*" com o objetivo de superar esse desvantagem das resinas compostas convencionais. A porcentagem de fase dispersa inorgânica neste tipo de resina (44 – 55%) é menor que nas convencionais, o que resulta na maior translucidez deste material. Desta forma, esse tipo de resina composta pode ser inserida na cavidade dentária em incrementos de 4 mm a 5mm, uma vez que a luz azul é capaz de penetrar adequadamente em todo o volume e iniciar a cadeia de polimerização da matriz, garantido as propriedades mecânicas necessárias para a restauração. Além disso, a contração de polimerização apresentada por esse tipo de resina é menor que as convencionais. Portanto, as resinas "*bulk fill*" oferecem redução no tempo de procedimento e também podem apresentar melhor adaptação com o esmalte dentário (JÚNIOR, 2015; HOLANDA et al, 2016).

2.2 Materiais e Métodos

2.2.1 Delineamento experimental

Foi realizado um estudo *in vitro* randomizado no qual 30 dentes molares humanos com cavidades do tipo OM (ocluso-mesial) ou OD (ocluso-distal) foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos experimentais distintos de 5 amostras cada, para serem restaurados com resina composta, conforme descrito na Tabela 1. Após, ambas as restaurações de cada dente foram avaliadas por meio de TCO, na qual foram realizados 8 escaneamentos em cada restauração, sendo quatro no sentido vestibulo-lingual e quatro no sentido cervico-oclusal. As imagens foram avaliadas empregando-se software ImageJ, sendo quantificadas as dimensões das fendas marginais (interface dente-restauração) nas paredes vestibular, lingual e cervical das restaurações, assim como a presença de irregularidades e bolhas. Para a análise da distância dente-restauração, foi realizada análise estatística por meio de Análise de Variância e teste de Tukey, considerando o nível de significância estatística de 5%. A análise estatística foi realizada individualmente para cada parede das restaurações, considerando-se as restaurações como unidade experimental, a marca comercial da resina composta como fator de variação e a distância, em micrometros, como variável resposta.

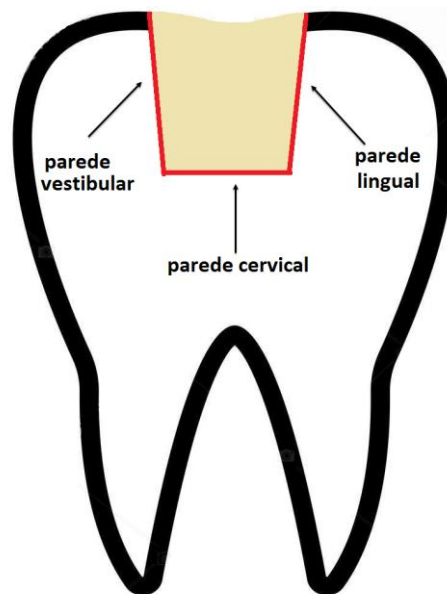
2.2.2 Preparo das amostras

Para este estudo, foram empregados 30 dentes terceiros molares humanos íntegros, os quais foram cedidos pelo Biobanco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP. Este trabalho foi realizado de acordo com a aprovação do Conselho de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do ABC, sob o número CAAE 49461415.1.0000.5594.

Após limpeza e remoção de indutos orgânicos, foram realizadas cavidades do tipo OM e OD (Figura 14) em cada um dos dentes utilizando caneta de alta rotação e brocas com pontas de diamante, sendo que uma broca foi utilizada a cada cinco cavidades feitas. Tentou-se obedecer ao seguinte padrão de dimensão para as

cavidades: 3 mm de largura mesio-distal, 3 mm de altura e 1mm de profundidade, com todas as bordas internas arredondadas. As amostras então foram aleatoriamente distribuídas em seis grupos com 5 dentes em cada, onde cada grupo de dentes foi restaurado com uma resina composta diferente , conforme Tabela 1.

Figura 14 – Esquema das restaurações feitas nas amostras, região amarela representa volume preenchido com resina composta.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Dentre as 6 diferentes resinas utilizadas, 5 são do tipo “*bulk fill*” e 1 é nanohíbrida de técnica incremental (IPS Empress Direct). As resinas são constituídas de diferentes materiais poliméricos para matriz e também para fase dispersa. A tabela 1 mostra as características de cada uma das resinas compostas.

Tabela 1 – Tipo e composição das resinas compostas utilizadas no presente estudo.

	Tipo	Matriz da resina	Fase dispersa
SonicFill (Kerr)	Nanohíbrida.	Bis-GMA, TEGDMA, EBPADMA.	SiO ₂ , vidros e óxidos. 83,5% em peso, 67% em volume.
Surefil SDR (Dentsply)	Baixa viscosidade para base.	UDMA modificado, EBPADMA, TEGDMA.	Vidro de Ba-Al-F-B-Si, vidro de St-Al-F-Si. 68% em peso, 44% em volume.
TetricEvoCeram (Ivoclar Vivadent)	Nanohíbrida.	Bis-GMA, UDMA, EBPADMA.	Vidro de Ba-Al-Si, partículas pré-polymerizadas, óxidos esféricos. 79-81% em peso, 60-61% em volume.
IPS Empress Direct (Ivoclar Vivadent)	Nanohíbrida.	Matriz vítrea.	Vidro de Ba-Al-Si, trifluoreto de itérbio, dióxido de sílica, óxidos mistos. 75-79% em peso.
X-tra Base (Voco)	Baixa viscosidade para base.	MMA, Bis-EMA.	Grãos inorgânicos, ácido sílico pirogênico. 75% em peso e 58% em volume.
Filtek Bulk Fill (3M)	Baixa viscosidade para base.	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, EBPADMA.	Zircônia, sílica, trifluoreto de itérbio. 64,5% em peso, 42,5% em volume.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a realização das restaurações, todas as paredes foram condicionadas com ácido fosfórico 37% (FGM Produtos Odontológicos, Santa Catarina, Brasil) por 15 segundos; em seguida, as cavidades foram lavadas com água por 10 segundos e secas com leve jato de ar. Após, foi aplicado o sistema adesivo (Adper Single Bond 2, 3M ESPE, EUA) com auxílio de um microbrush, seguido da fotopolimerização por 10 segundos. As resinas compostas foram inseridas nas cavidades camada única empregando-se espátula anti-aderente, sendo polimerizada por meio de fotopolimerizador de lâmpada de halogênio (Optilight Plus™/Gnatus, São Paulo, Brasil) por 20 segundos e obedecendo as instruções do fabricante das resinas.

As amostras foram então armazenadas em água destilada em temperatura ambiente por 24h. Então os excessos de resina foram removidos das amostras por meio de motor de alta rotação com brocas de diamante finas (no.3118F KG Sorensen, São Paulo, Brasil), subsequentemente o acabamento foi realizado usando um motor de baixa rotação com pontas de borracha (Enhance/Dentsply, Rio de Janeiro, Brasil), de feltro (Edenta, Hauptstrasse, Switzerland) e pasta de polimento com grãos de óxido de alumínio (Diamond R/FGM, Joinville, Brasil), nesta ordem.

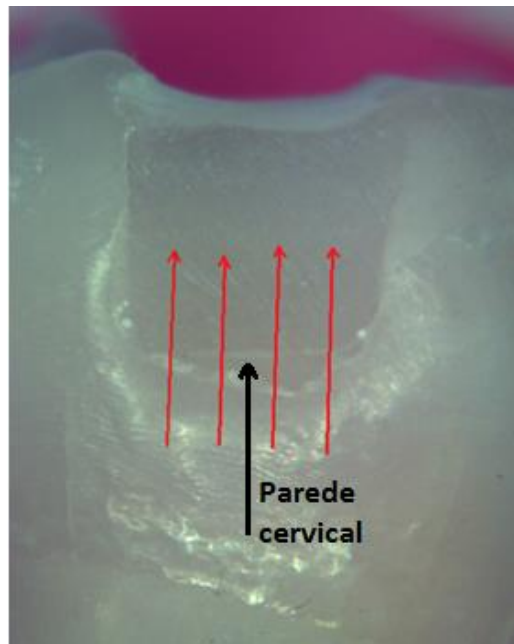
Para a eliminação de possíveis detritos remanescentes, as amostras foram lavadas durante 15 minutos com água destilada em banho ultrassônico (Biowash/Bioart Equipamentos Odontológicos, São Carlos, Brasil), e então foram armazenadas novamente por 24h imersas em água destilada. As amostras foram armazenadas em solução aquosa a fim de evitar o ressecamento até que as imagens fossem adquiridas.

2.2.3 Aquisição das imagens de TCO

Para a aquisição das imagens foi utilizado um sistema de tomografia por coerência óptica disponível comercialmente (Callisto 930 nm OCT /Thorlabs, New Jersey, USA), pertencente à Central Multiusuário da UFABC. Este sistema de TCO no domínio espectral possui diodo superluminescente como fonte de luz, emitindo luz com comprimento de onda central de 930 nm. A resolução espacial do sistema é de 7 μm , conseguindo atingir uma profundidade de até 1,7 mm (THORLABS WEBSITE, 2017).

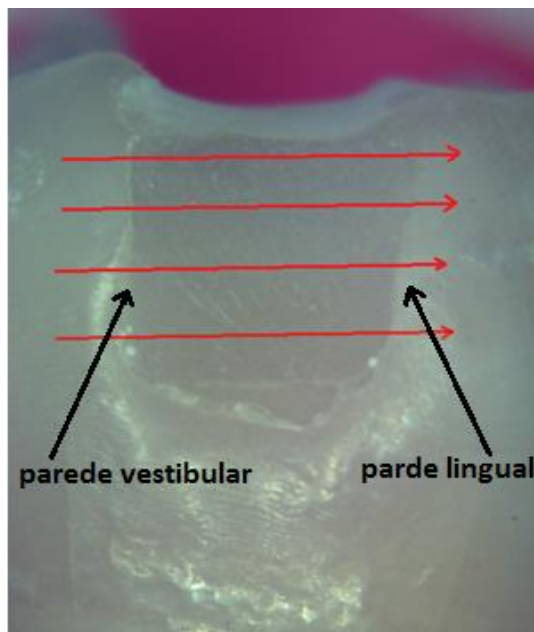
Foram avaliadas ambas as restaurações de cada dente. Em cada uma das restaurações, realizaram-se quatro escaneamentos verticais (sentido cervico-oclusal) e quatro escaneamentos horizontais (sentido vestibulo-lingual) como indicado nas Figuras 15 e 16. No escaneamento cervico-oclusal, foi possível avaliar a parede cervical das restaurações, enquanto que, no escaneamento vestibulo-lingual, foi possível avaliar as paredes vestibular e lingual das restaurações. Os escaneamentos foram feitos de modo que a extensão do escaneamento contemplasse áreas sobre o dente e sobre a resina.

Figura 15 – Escaneamentos verticais realizados em uma das faces da amostra.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 – Escaneamentos horizontais realizados em umas das faces da amostra.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para realização dos escaneamentos, posicionou-se uma amostra por vez sobre o suporte do equipamento de TCO. Com auxílio de uma massa de modelar foi possível deixar a amostra em uma posição em que sua superfície estivesse o mais paralela possível da posição horizontal. Deste modo, imagens com boa qualidade e boa área de cobertura puderam ser obtidas.

Os parâmetros para obtenção de cada escaneamento foram alterados conforme cada amostra de forma obter a imagem o mais nítida possível e com poucas reflexões. O comprimento do eixo x de cada imagem foi estabelecido conforme a estrutura da amostra, de forma que a imagem obtida mostrasse porção significativa tanto da resina quanto do esmalte do dente.

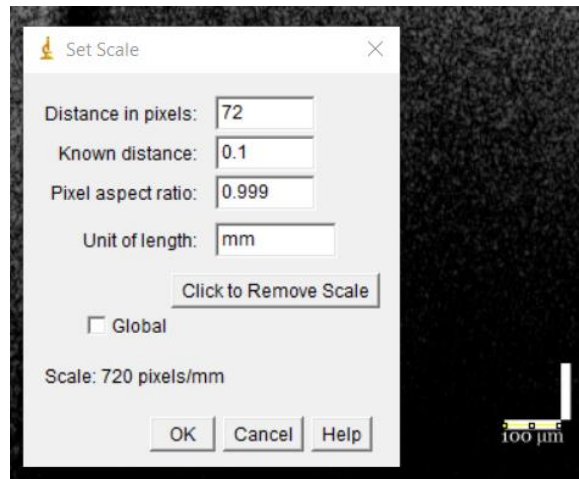
Foram obtidas um total de 16 imagens para cada uma das 30 amostras. As imagens tomográficas foram salvas em formato *.tiff*, bem como suas respectivas imagens de referência, que mostram a exata região que a imagem tomográfica foi obtida. As imagens de referência são importantes para localização e visualização de falhas na superfície das amostras, facilitando a análise das imagens tomográficas.

2.2.4 Análise das imagens

A análise teve por objetivo medir o comprimento de possíveis fendas na interface entre a resina e o dente. Para tal, utilizou-se o software *ImageJ*, o qual oferece vantagem por ser de livre acesso e por ser de fácil utilização.

Para calibração da ferramenta de medição do software, a barra de escala obtida na imagem de TCO foi utilizada. Através do recurso de *linhas à mão livre* do *ImageJ*, traçou-se uma reta do comprimento da barra de escala da imagem de TCO e determinou-se que a quantidade de pixels contidos nesta reta corresponderiam a 100 μ m, como pode ser observado na Figura 17. Uma vez que cada imagem possui um comprimento diferente, foi necessário realizar a calibração em cada uma das imagens obtidas antes de sua análise e medição.

Figura 17 – Calibração da ferramenta de medida no ImageJ.

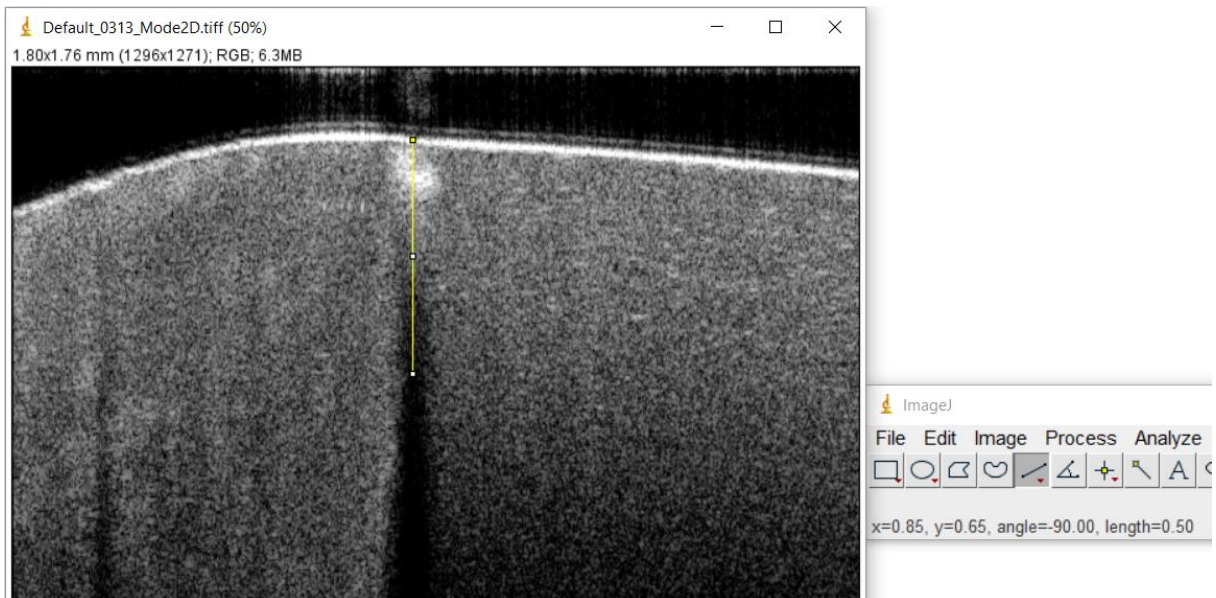


Fonte: Elaborado pelo autor.

Todas as medições foram realizadas a uma profundidade de 500 μm , pois em muitos casos a largura da fresta aumentava conforme maior a profundidade da região analisada. Então, todas as medições foram obtidas na mesma profundidade, a fim de evitar medidas discrepantes entre si que pudessem levar a interpretações erradas na análise quantitativa quando comparados os resultados dentre as diferentes resinas.

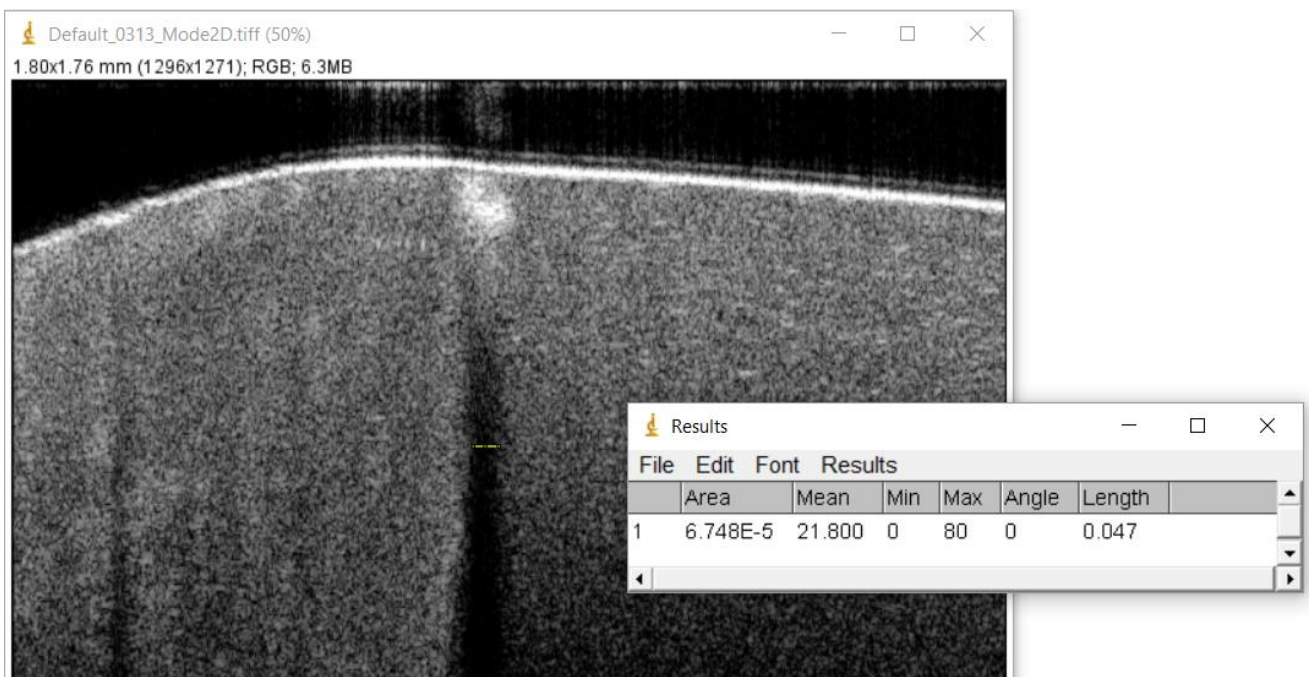
A Figura 18 exemplifica como a determinação da profundidade foi realizada. Após a calibração, utilizou-se o recurso de *linha a mão livre* para percorrer um trajeto com início na superfície e que se estendeu até que a linha atingisse o comprimento de 500 μm . Então, na região de término da linha, a medida da espessura da fresta foi realizada. A medição da espessura da região de fresta entre o tecido biológico do dente e a resina pode ser observada na Figura 19.

Figura 18 - Profundidade onde a medição da largura da fresta foi realizada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 - Realização da medição da largura da fresta na interface dente-resina.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Realizou-se 3 vezes cada medida da espessura da fresta, de modo a levar em consideração o erro de medição do operador, uma vez que as medidas são feitas a mão livre.

2.2.5 Análise estatística dos dados

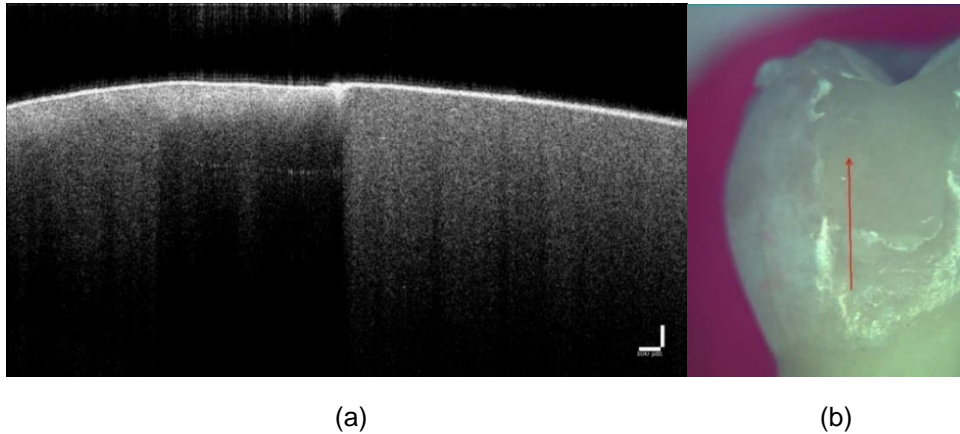
As medidas das distâncias presentes entre dente-restauração, nas três faces de cada restauração (vestibular, lingual e cervical) foram avaliadas estatisticamente, de forma separada para cada face, em relação às homogeneidades e normalidades das variâncias, empregando-se os testes de Shapiro-Wilk e Levene, confirmando-se, assim, os pressupostos para a realização de análise de variância. Desta forma, os dados foram analisados por análise de variância (ANOVA) e teste *post hoc* de Tukey, ao nível de significância estatística de 5%, empregando-se o software estatístico Biostat 5.0.

2.3 Resultados e Discussão

2.3.1 Análise de falhas marginais

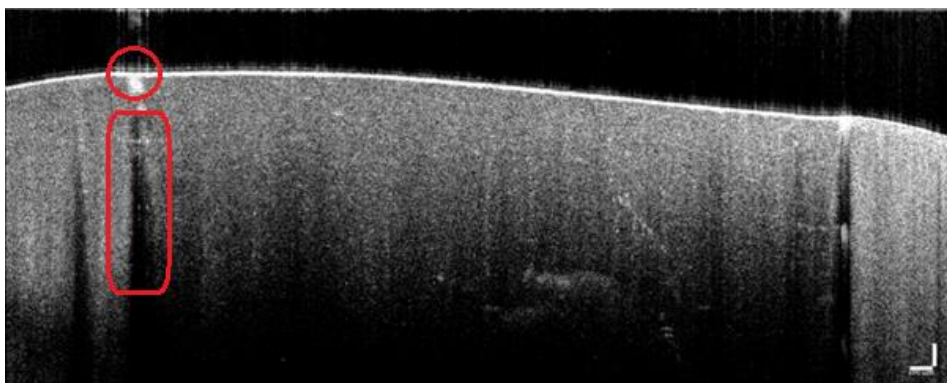
Dentre as diversas imagens de TCO obtidas, algumas apresentaram região do esmalte dental diretamente seguida pela região da resina composta, sem nenhuma fresta separando estas duas partes. A Figura 20 mostra claramente a diferença de retro-espalhamento do esmalte e da resina. Uma interpretação possível seria a boa adesão entre a resina e o esmalte, sem a criação de uma lacuna entre eles, o que evitaria a deposição e procriação de bactérias do biofilme.

Figura 20 – Imagem de TCO (a) e imagem de referência (b) de um escaneamento feito em um dente restaurado com resina composta. Representa boa adesão entre resina composta e o esmalte.

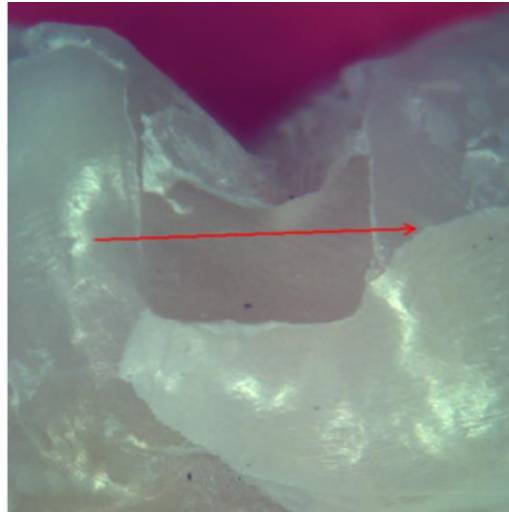


A Figura 21 mostra uma restauração onde é possível observar a região de fresta na interface dente-resina. Uma possível falha durante o polimento resultou em uma pequena irregularidade na superfície entre a resina e o dente, havendo o acúmulo de material de polimento da restauração (pasta de óxido de alumínio). Este acúmulo de abrasivo reflete grande parte da luz que vem da TCO, o resultado é uma região esbranquiçada na superfície que gera uma grande lacuna negra do interior do dente, uma vez que praticamente toda luz foi refletida e não percorre o restante do volume mostrado na imagem.

Figura 21 – Imagem das lacunas na interface entre o dente e a resina, círculo vermelho indica a região altamente refletora e o retângulo vermelho indica a região de lacuna resultante. (a) imagem do corte, (b) imagem de referência.



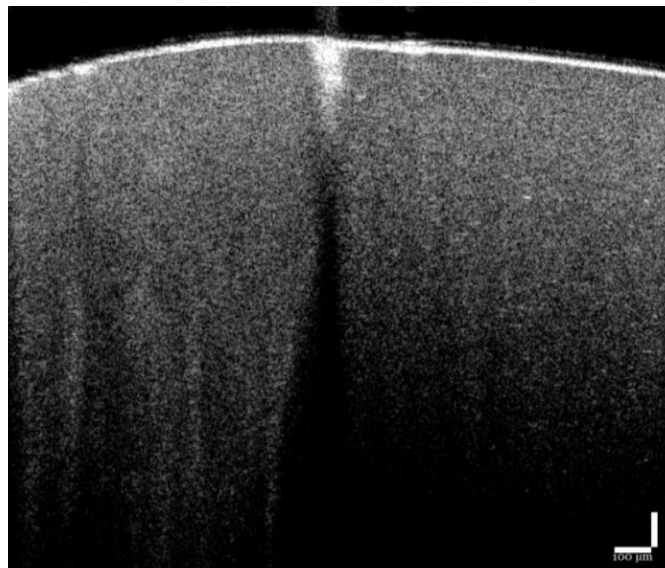
(a)



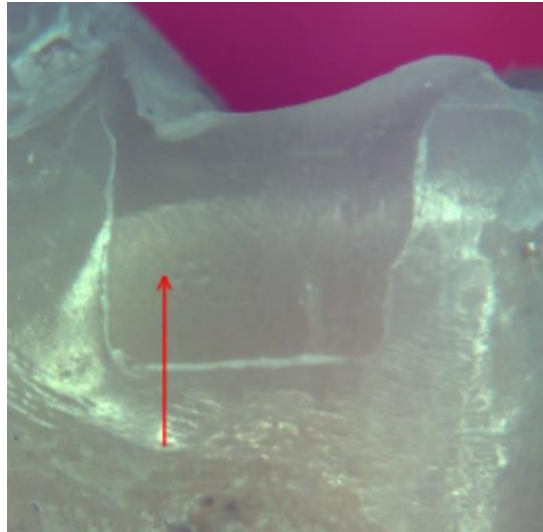
(b)

A Figura 22 também apresenta uma imagem de TCO onde é evidente a região de lacuna entre o dente e a resina, demonstrando uma má adesão da resina com o esmalte que resulta em regiões passíveis de deposição de biofilme que pode comprometer a função da restauração, originando cárie secundária. Com base na imagem de referência que mostra onde o corte da TCO foi obtido, é possível verificar na imagem tomográfica onde está localizada a região de interface entre o dente e a restauração.

Figura 22 - Imagem de TCO (a) e imagem de referência (b) de um escaneamento feito em um dente restaurado com resina composta. Outro exemplo de uma região de fresta.



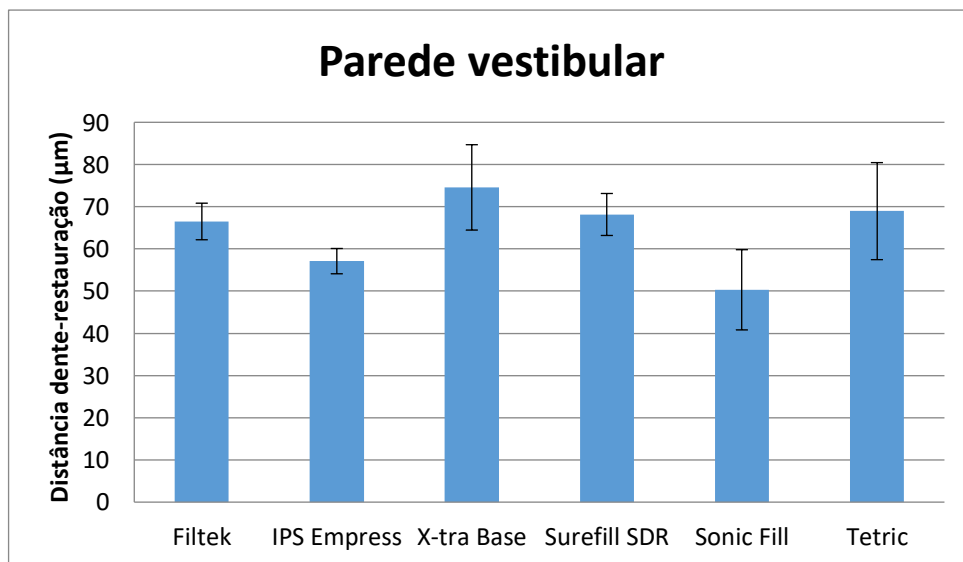
(a)



(b)

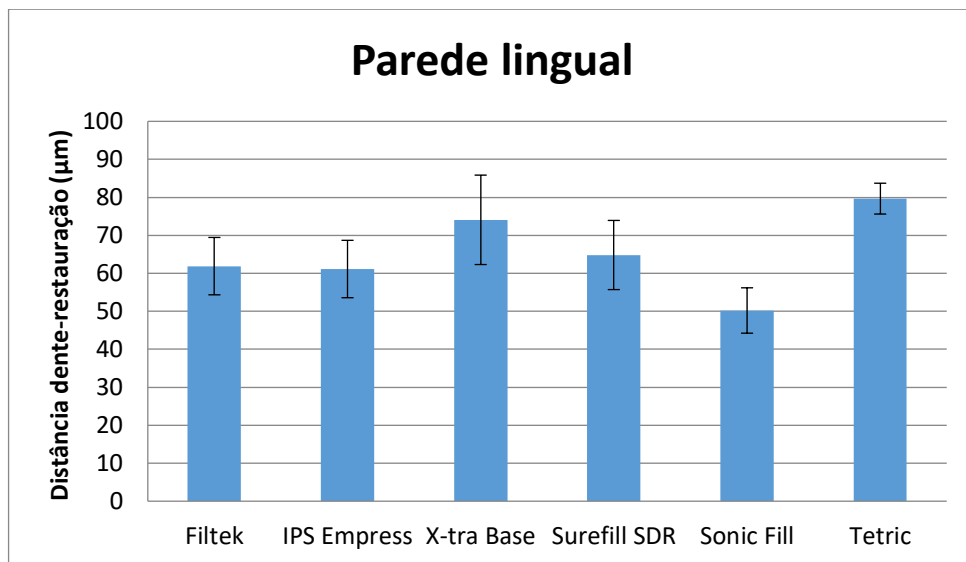
Os resultados estatísticos da avaliação da fenda marginal (interface dente-restauração) são ilustrados nas Figuras 23, 24 e 25. É possível evidenciar que as médias das larguras das frestas das diferentes resinas divergiram consideravelmente. As larguras médias das frestas, nas paredes vestibular e lingual são muito próximas, em todos os grupos de resina. Este resultado é esperado, uma vez que são faces paralelas e as imagens de TCO dessas paredes são obtidas no mesmo escaneamento.

Figura 23 - Média das distâncias entre dente e parede vestibular das restaurações de resina composta obtidas para os diferentes grupos experimentais. As barras indicam erro-padrão.



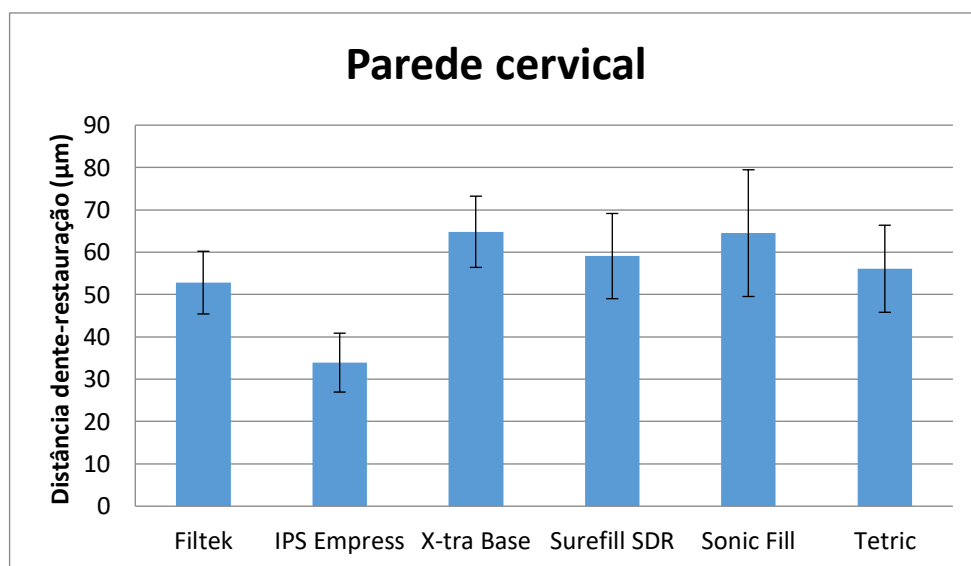
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24- Média das distâncias entre dente e parede lingual das restaurações de resina composta obtidas para os diferentes grupos experimentais. As barras indicam erro-padrão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Média das distâncias entre dente e parede cervical das restaurações de resina composta obtidas para os diferentes grupos experimentais. As barras indicam erro-padrão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Contudo, a análise de variância (ANOVA), em que se comparou os valores das médias das distâncias em cada parede da restauração, para cada resina empregada, resultou em p-valores maiores que 5%, como mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 – P-valores obtidos com a análise de variância para cada uma das paredes das restaurações.

	Parede vestibular	Parede lingual	Parede cervical
P-valor	31.47%	17.89%	29.82%

Fonte: Elaborado pelo autor.

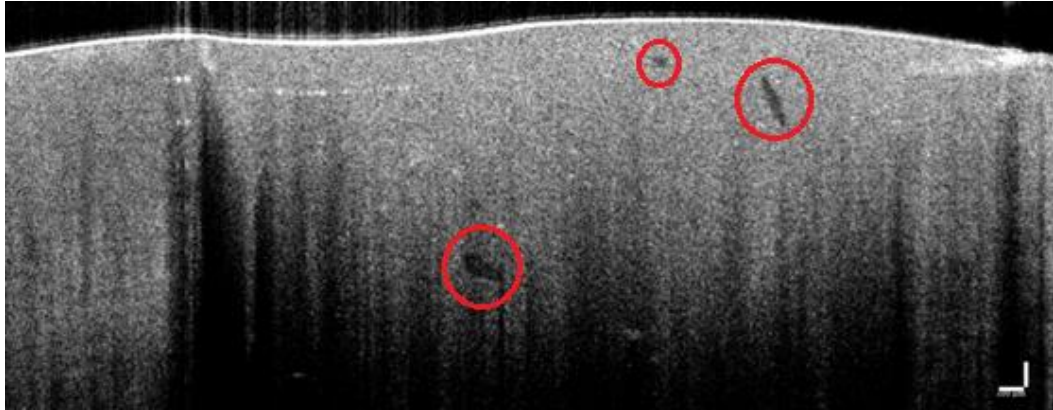
Esta resposta mostra que apesar das discrepâncias observadas nos gráficos das médias, todas as amostras apresentam falhas de proporções iguais, ou seja, nenhuma média se diferencia das demais. Portanto não é possível inferir que uma resina apresenta melhor adaptação marginal que outra, uma vez que todas apresentaram fendas de mesma magnitude.

2.3.2 Análise estrutural

Além das frestas identificadas nas regiões de interface, algumas falhas também podem ser observadas no interior do volume da resina. A partir da quantificação destas falhas, foi possível realizar análise da estrutura do material das restaurações.

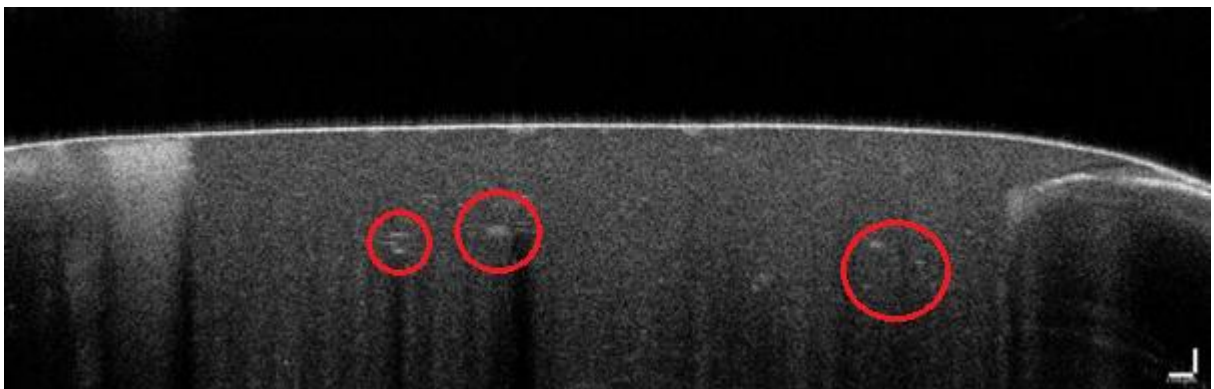
Algumas destas falhas aparecem como manchas escuras na imagem de TCO, mostrando que nenhuma porção da luz incidente foi retro-espalhada naquela região. Por esse motivo, é provável que sejam a representação de bolhas de ar formadas no interior da resina devido ao processo de acomodação da mesma durante o procedimento restaurador. A figura 26 mostra algumas bolhas de ar detectadas em umas das imagens.

Figura 26 – Imagem de TCO. Os círculos vermelhos mostram regiões de bolhas de ar no interior da resina.

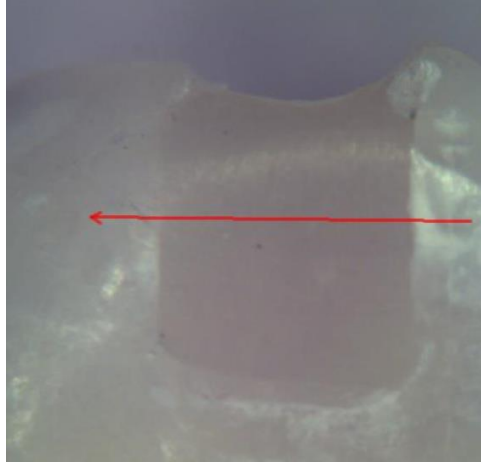


Na figura 27 é possível também notar algumas irregularidades no interior da resina, contudo estas aparecem como manchas claras na imagem de TCO. As regiões claras indicam onde grande parte da luz incidente foi retro-espalhada para o sistema de captação da TCO. Portanto, essas manchas claras podem representar estruturas de maior densidade que o restante da resina, como por exemplo acúmulo de cargas da resina.

Figura 27 – Imagem de TCO (a) e imagem de referência (b) de um escaneamento feito em um dente restaurado com resina composta. Regiões de acúmulo de cargas, os círculos vermelhos, mostram regiões espalhadoras no interior da resina.



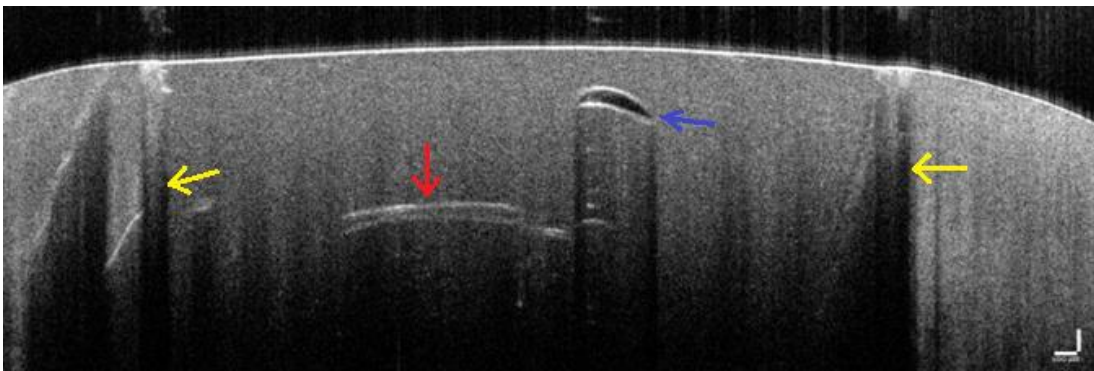
(a)



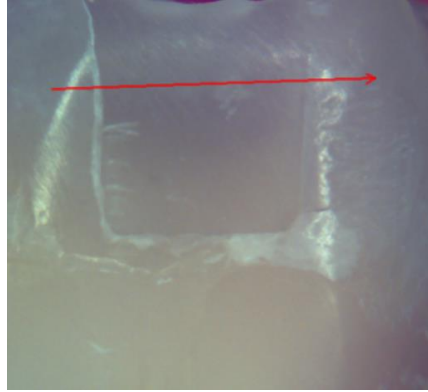
(b)

Neste outro exemplo mostrado pela figura 28 também é possível notar falhas no interior da resina, resultando em bolhas de ar (indicado pela seta azul). Manchas brancas também são observadas (seta vermelha) as quais podem indicar acúmulo de cargas da resina, uma vez que grande porção de luz foi retro-espalhada nesta região. Além das falhas no interior da resina, a região de interface apresenta largas frestas (setas amarelas), o que indica má adaptação na restauração no esmalte. Portanto, esta imagem de TCO é um exemplo de uma restauração de baixa qualidade.

Figura 28 - Imagem de TCO representando diversas falhas, seta azul indica região de bolha de ar, seta vermelha indica irregularidade na estrutura da resina, setas amarelas representam as frestas nas interfaces. Imagem do corte (a) e imagem de referência (b).



(a)



(b)

Realizou-se análise comparativa da ultraestrutura das restaurações, com o objetivo de comparar todos os 6 tipos de resinas utilizadas. Cada dente analisado possui 2 restaurações, cada uma realizada em uma face da amostra. Como há 5 amostras para cada tipo de resina, um total de 10 restaurações foram feitas com cada tipo de resina. Todas as restaurações, de todos os dentes, foram analisadas em busca de indícios de formação de bolhas de ar e acúmulos de carga.

O número de falhas encontradas nas imagens foi contabilizado manualmente e estão representados na Tabela 3. Para cada restauração, se alguma falha fosse encontrada, esta restauração era contabilizada.

Tabela 3 – Quantificação das restaurações, de cada resina composta, que apresentam características de acúmulo de carga ou bolha.

	Filtek Bulk Fill	IPS Empress	X-tra Base	Surefill SDR	Sonic Fill	Tetric EvoCeram
Número de acúmulos de cargas	85	63	13	7	16	144
Faces com acúmulos de cargas	10	10	5	4	6	10
Número de bolhas	2	39	7	2	0	2
Faces com bolhas	1	10	3	2	0	1

Fonte: Elaborado pelo autor.

Algumas resinas apresentaram número significativamente maior de acúmulo de carga do que outras. Todas as 10 restaurações feitas com as resinas *Filtek Bulk Fill* e *Tetric EvoCeram* apresentaram acúmulo de cargas. Tal fato sugere que os materiais constituintes destas resinas, ou suas proporções, podem não ser os mais adequados para esta finalidade, pois resultam em restaurações de estrutura heterogênea, assemelhando-se às características da resina *IPS Empress*, usada neste trabalho como grupo controle.

Em contrapartida, as restaurações feitas com as resinas *Sonic Fill*, *X-tra Base* e *Surefill SDR* apresentaram poucas evidências de acúmulo de cargas, aproximadamente em apenas metade das restaurações. Além disso, mesmo em restaurações onde estes acúmulos estavam presentes, as quantidades apresentadas são consideravelmente menores quando comparadas com as duas resinas mencionadas anteriormente, mostrando assim uma estrutura mais homogênea destes materiais. Embora o sistema da resina *Sonic Fill* seja constituído por uma peça de mão que permite a ativação sônica desta resina, observa-se que a mesma não apresentou maior homogeneidade quando comparada às resinas *X-tra Base* ou *Surefill SDR*.

As Figuras 29, 30 e 31 mostram a comparação de imagens de TCO de restaurações feitas com *Tetric EvoCeram*, *Filtek Bulk Fill* e *Sonic Fill*. A diferença de homogeneidade entre estas duas resinas é facilmente observada.

Figura 29 – Imagem de TCO mostrando o acúmulo de cargas (círculos vermelhos) no interior da restauração feita com a resina *Filtek Bulk Fill*.

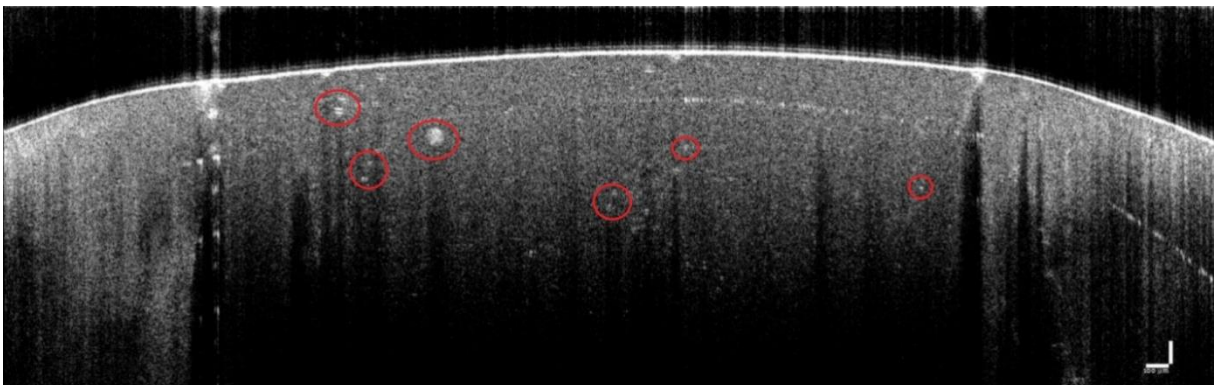
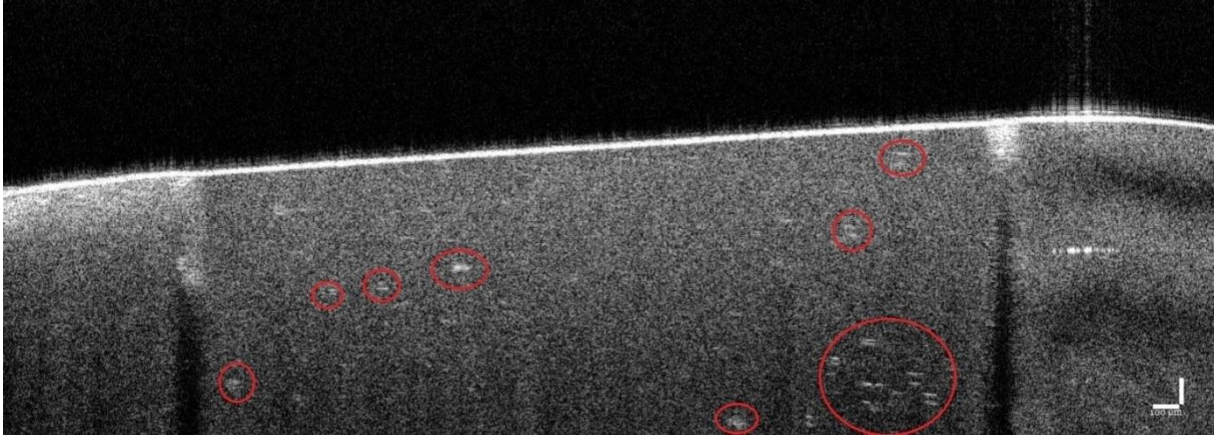
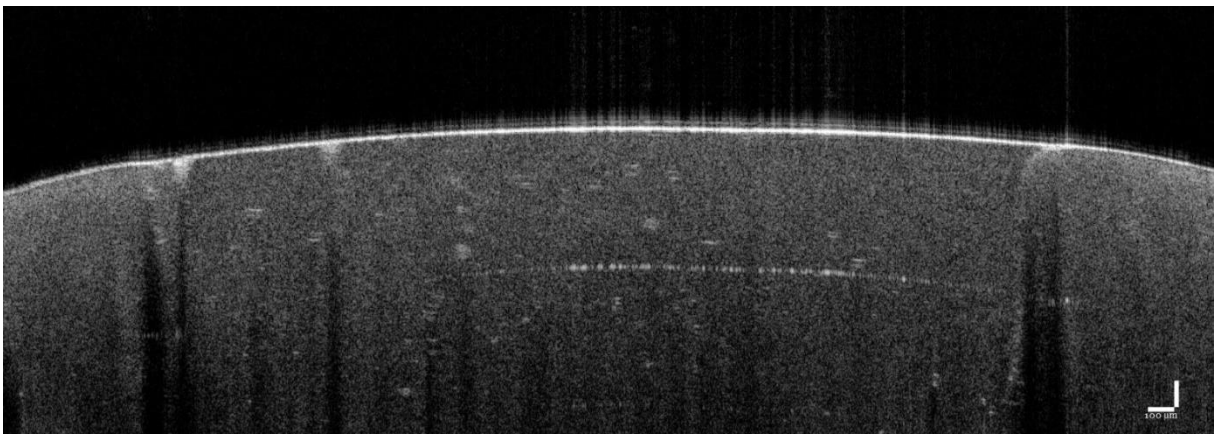


Figura 30 - Imagem de TCO mostrando o acúmulo de cargas no interior de restaurações feitas com a resina Tetric EvoCeram. (a) os círculos vermelhos indicam a presença de acúmulos cargas, (b) tais acúmulos são observáveis facilmente mesmo sem estarem indicados.

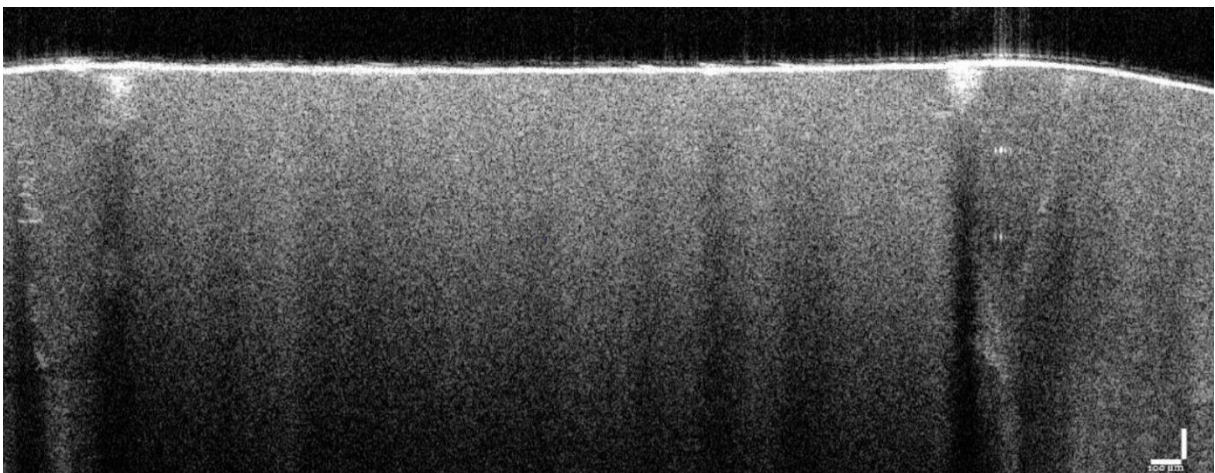


(a)



(b)

Figura 31 - Imagem de TCO mostrando a ausência total de acúmulo de cargas no interior da restauração de Sonic Fill. Notável a homogeneidade.

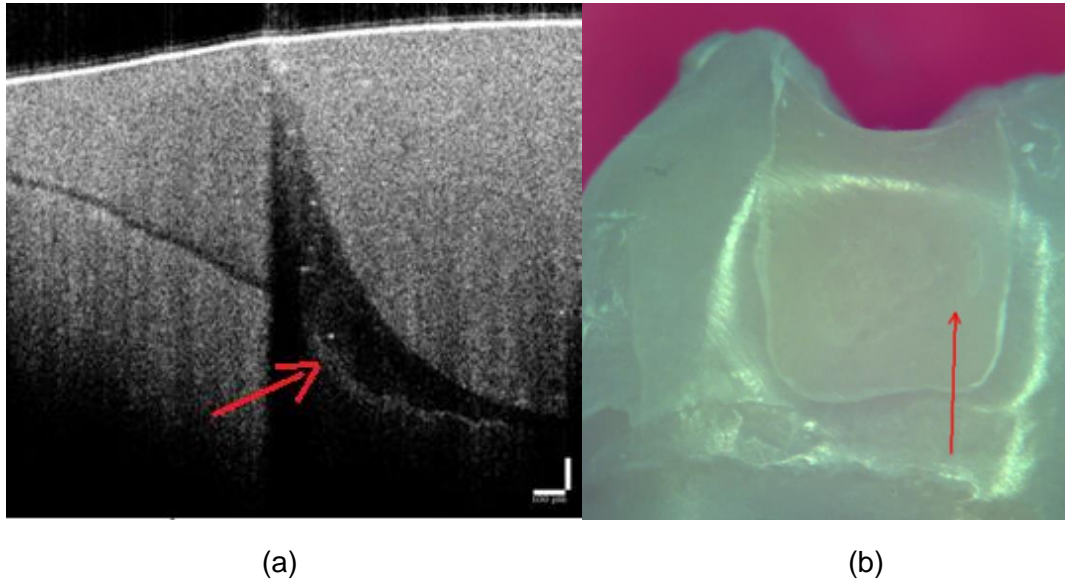


As restaurações feitas com a resina *Sonic Fill* também apresentaram excelente desempenho em termos formação de bolhas de ar. Nenhuma das 10 restaurações feitas com esta resina apresentou este tipo de falha, mostrando a ótima capacidade deste material de se espalhar e preencher o volume completo da cavidade. É importante salientar que o método de aplicação da resina *Sonic Fill* é diferente das demais, utilizando um sistema ultrassônico para que a resina se espalhe durante a aplicação. Ao passo que as outras resinas são aplicadas da maneira clássica, sendo que seu espalhamento pelo volume da cavidade se dá pela compressão manual utilizando espátula.

Uma evidência interessante é que a resina que apresentou maior número de bolhas de ar, a *IPS Empress*, é justamente a única resina tradicional dentre todas utilizadas neste estudo. Este tipo de resina exige sua aplicação em incrementos de no máximo 2mm, seguidos sempre de fotopolimerização. Ainda que porções pequenas da resina sejam usadas em cada incremento, o que teoricamente permitiria que a resina fosse melhor distribuída durante a aplicação, a contração deste material devido à sua polimerização parece ser mais alta. Esse resultado indica a superioridade das resinas “*bulk fill*” tanto quanto sua melhor adaptação quanto a maior agilidade do processo de restauração do dente.

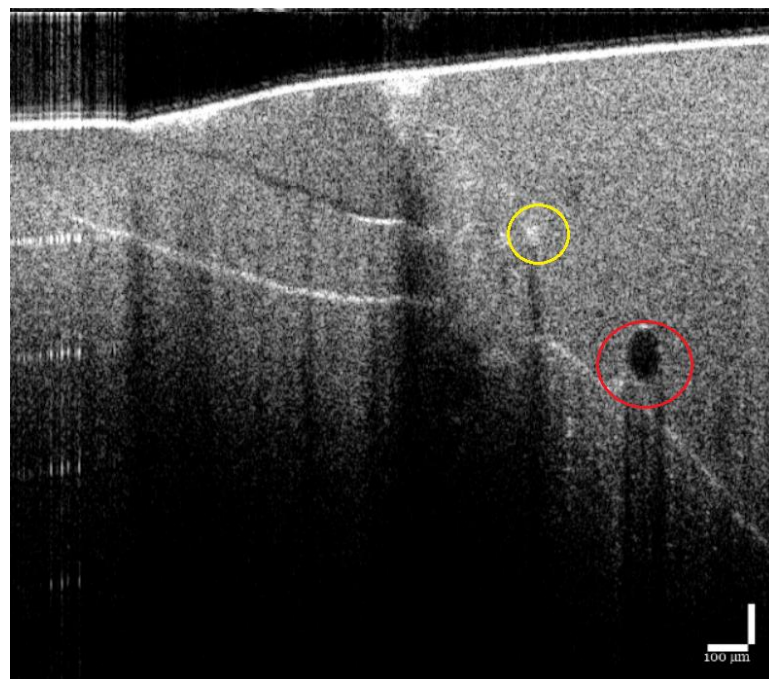
A Figura 32 mostra uma imagem de TCO de uma das restaurações feitas com *IPS Empress*. É facilmente notável uma grande mancha negra na região mais inferior da resina, onde praticamente nenhuma porção de luz é retro-espalhada, mas sim toda transmitida. É possível que a cavidade feita no dente não tenha sido totalmente preenchida pela resina composta, mas sim parece haver uma grande espessura de material adesivo nesta (indicada pela seta vermelha). Vale a pena ressaltar que a espessura recomendada pela literatura da camada do sistema adesivo empregado no presente trabalho varia entre 4,2 a 6,4 μm (para dentina e esmalte, respectivamente, ZHENG et al., 2001). Assim, observa-se que a camada de adesivo evidenciada pela Figura 31 apresenta-se de espessura muito maior que a recomendada (em torno de 150 μm), o que representa risco para a longevidade da restauração.

Figura 32 - Imagem de TCO de uma restauração de IPS Empress com má adaptação. (a) imagem de do corte, (b) imagem de referência.



Neste outro exemplo da Figura 33, é possível observar bolha de ar e acúmulo de carga no interior da mesma restauração feita com resina *IPS Empress*.

Figura 33 – Imagem de TCO de restauração feita com IPS Empress. Círculo vermelho indica formação de bolha, círculo amarelo presença de acúmulo de carga.

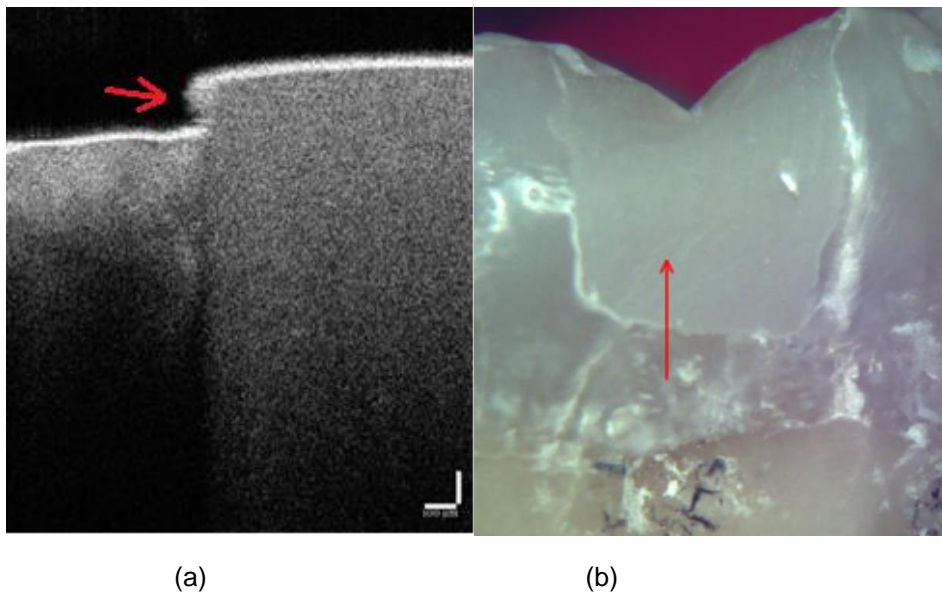


2.3.3 Análise morfológica

Outra análise possível através das imagens obtidas é a avaliação da morfologia das restaurações. Nesta análise o principal fator relevante é a habilidade do profissional, uma vez que muitos dos erros encontrados são causados por erros no procedimento de restauração.

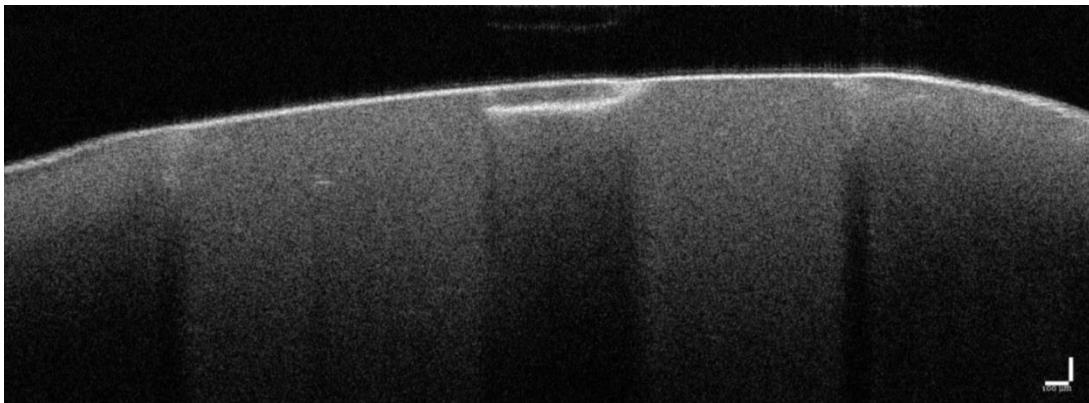
Neste exemplo (Figura 34) nota-se como o mau polimento da resina resultou em um desnível de superfície muito grande entre a resina e o dente, de cerca de 100 μm . Observando a imagem de referência é notável que o desnível ocorre exatamente na região de interface dente-restauração, na parede cervical da restauração. Este desnível é um sítio extremamente propício para deposição e procriação de bactérias, uma vez que estas possuem tamanhos variáveis da ordem de 1 μm (ARAUJO et al, 2010). Analisando apenas a olho nu, não seria possível ter conhecimento da grandeza deste desnível, o que também não é detectável pelos exames radiográficos odontológicos convencionais.

Figura 34 - Imagem de TCO mostrando o resultado do mau polimento da resina. (a) imagem de corte onde a seta vermelha indica a irrelularidade na superfície da amostra, (b) imagem de referência.

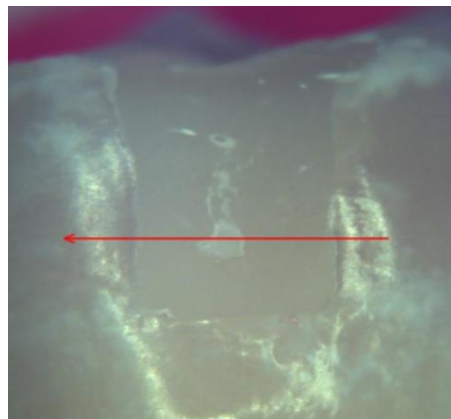


Na imagem de referência da Figura 35 é possível notar que existe uma irregularidade nítida no padrão da superfície da resina na porção central onde o corte da tomografia óptica foi feito. Na imagem de TCO é possível notar como essa falha de superfície é representada pela imagem obtida pela técnica. Nota-se que defeitos de polimentos, por mais que sejam superficiais, podem comprometer a qualidade da restauração. Sendo propícios a tornarem-se trincas, as quais podem causar comprometimento mecânico e afetam da longevidade da restauração.

Figura 35 - Imagem de TCO indicando falha no polimento da superfície da resina. Imagem do corte (a) e imagem de referência (b).



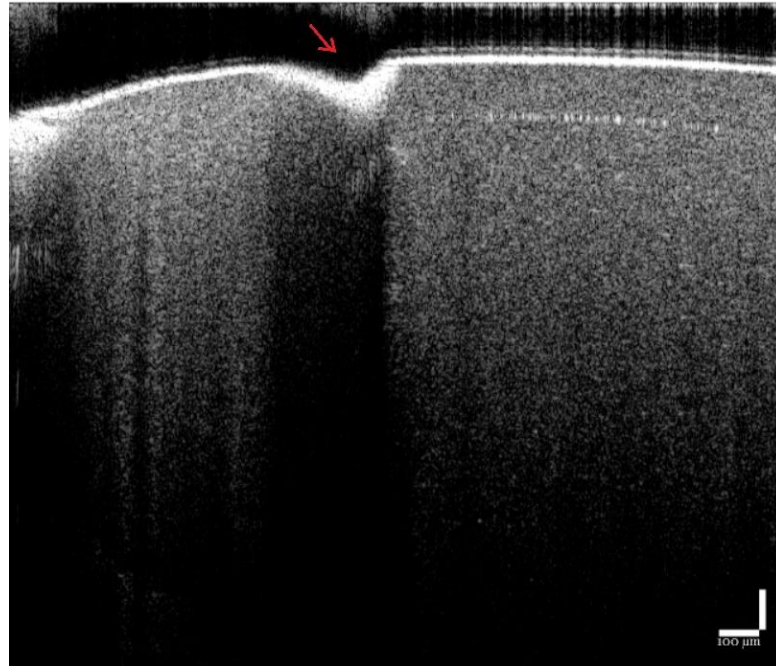
(a)



(b)

A Figura 36 é outro exemplo do resultado obtido devido ao mau polimento da resina. A região marginal da restauração não foi nivelada adequadamente com o dente, resultando em uma vala, a qual causa muito espalhamento da luz. Além de impedir a visualização correta da interface dente-resina, esta vala pode permitir maior acúmulo de biofilme.

Figura 36 – Imagem de TCO de uma restauração feita com a resina composta, a seta vermelha indica defeito no polimento marginal da restauração.



A Figura 37 exibe outro erro causado durante o procedimento, o excesso de resina na margem da restauração. É comum que os profissionais sobreponham a região do dente próxima à restauração, com o objetivo de dificultar o percurso necessário para que a bactéria se aprofunde no dente. Um exemplo onde esta técnica foi realizada corretamente pode ser observado na Figura 38, onde é possível ver a angulação feita na borda do dente e a resina recobrindo esta porção.

Figura 37 – Seta vermelha indicando excesso de resina na margem da restauração. Seta amarela indica a interface dente-resina.

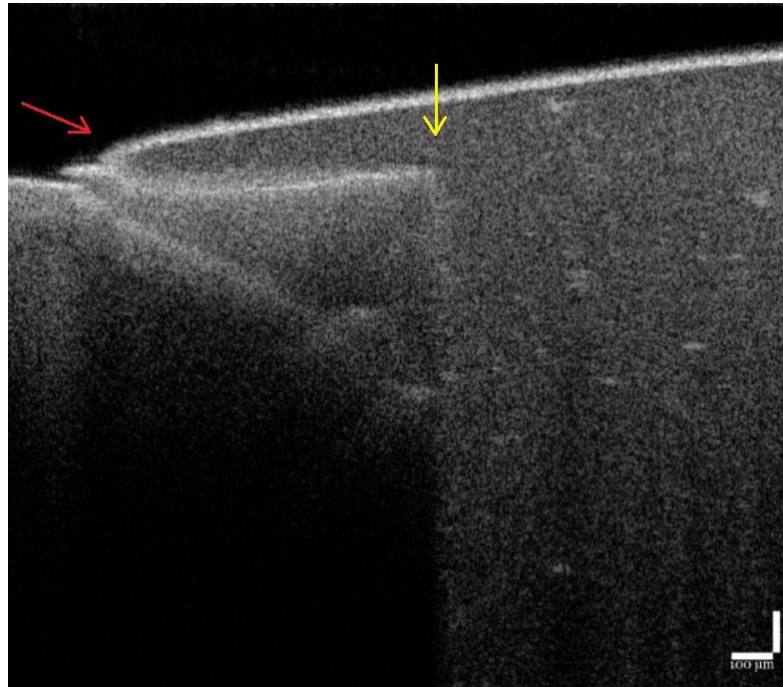
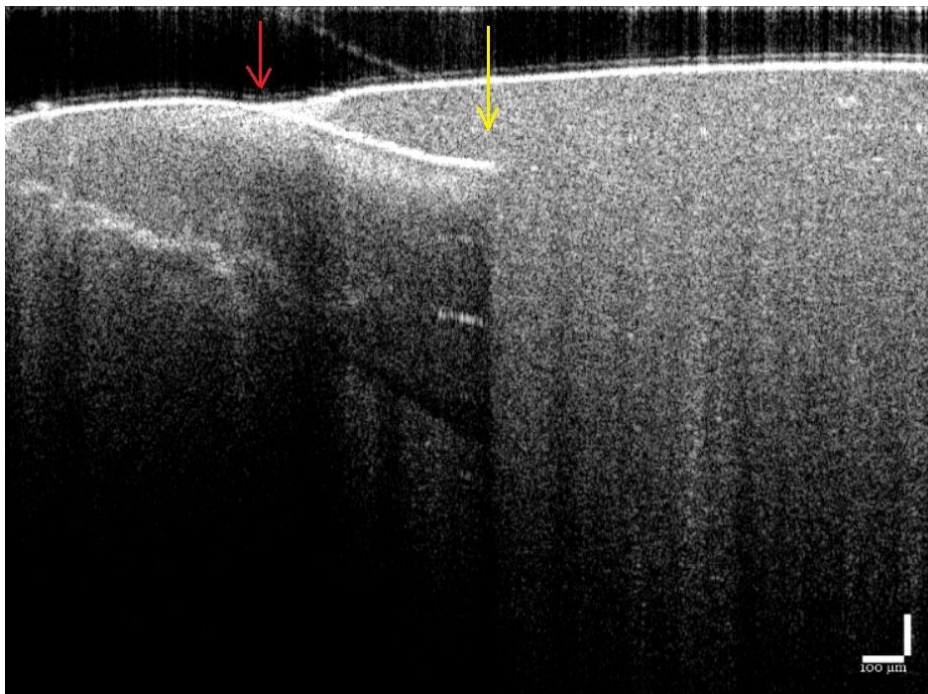
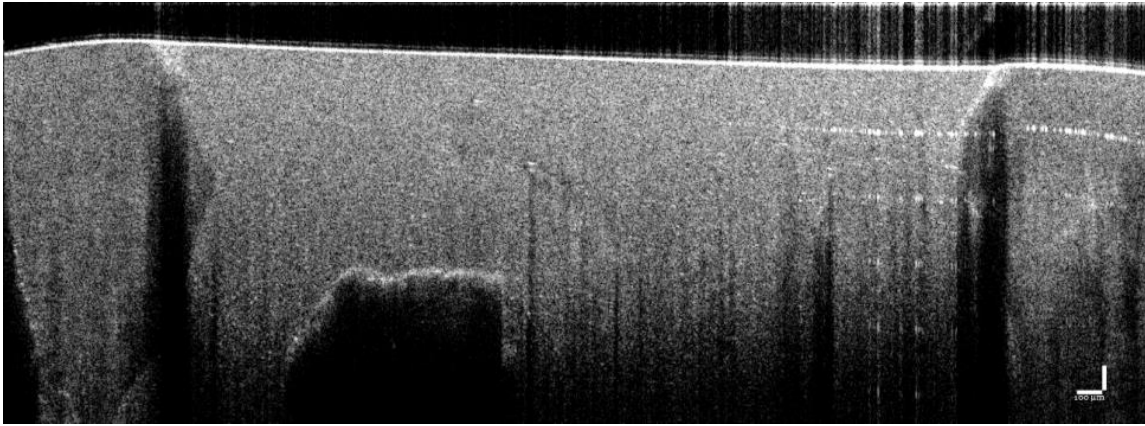


Figura 38 - Seta vermelha indica o bom polimento do recobrimento de resina sobre o dente. Seta amarela indica a interface dente-resina .



Neste outro exemplo, mostrado pela Figura 39, pode-se notar a má adaptação da resina ao tecido biológico. Nota-se uma bolha de proporções enormes na porção inferior da restauração, mostrando um espaço vazio o qual foi deixado sem recobrimento adequado do polímero adesivo ou da resina. Além disso, as frestas marginais são largas, da ordem de 100 μ m, sendo extremamente propícias à invasão por bactérias.

Figura 39 – Imagem de TCO mostrado a má adaptação da resina ao dente.



3 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, é possível concluir que a técnica de tomografia por coerência óptica é uma técnica útil que permite a avaliação de restaurações de resina composta, possibilitando a quantificação de defeitos, bolhas, degraus, partículas grandes de carga e fendas na interface dente-restauração, assim como excessos de margem ou falhas de polimento das restaurações. Ainda assim, concluiu-se que, embora as resinas compostas do tipo “*bulk-fill*” tenham comportamentos ópticos diferentes entre si, as mesmas comportam-se de forma similar a uma resina composta nanohíbrida em relação à sua adaptação marginal.

4 ANEXOS

Tabelas mostrando as medidas dos comprimentos das frestas na interface dente-resina.

Tabela 4 – Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina IPS Empress.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5		
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical
Face 1	Scan 1	7	7	7	34	41	94	40	53	100	75	111	7	74	52	30
		7	7	7	34	34	97	40	67	113	75	104	7	81	45	37
		7	7	7	31	34	100	43	53	113	79	104	7	81	52	35
	Scan 2	37	33	7	55	58	33	103	42	117	90	59	7	52	90	33
		33	37	7	45	58	33	103	48	117	90	62	7	61	100	38
		30	37	7	42	68	26	90	52	113	97	59	7	58	103	36
	Scan 3	48	70	60	54	30	64	100	55	31	7	115	7	55	107	31
		48	70	67	51	24	69	100	61	29	7	107	7	59	100	27
		41	67	67	49	27	73	100	55	31	7	107	7	59	102	29
	Scan 4	85	30	7	69	7	49	61	91	59	31	58	87	50	100	61
		85	33	7	66	7	56	61	88	52	31	54	91	50	100	59
		93	26	7	63	7	53	55	82	54	31	50	91	50	100	57
Face 2	Scan 1	75	109	7	7	50	7	96	65	41	68	54	26	63	93	30
		69	116	7	7	50	7	85	62	37	68	54	26	63	93	32
		66	119	7	7	50	7	85	65	44	71	57	26	59	93	40
	Scan 2	85	52	7	43	43	7	71	42	36	56	56	7	45	83	7
		88	55	7	43	49	7	68	35	34	52	52	7	41	83	7
		88	48	7	43	46	7	77	32	27	56	48	7	45	76	7
	Scan 3	97	55	7	64	73	7	56	34	43	81	56	7	30	107	23
		97	61	7	61	70	7	50	34	43	89	59	7	45	104	27
		94	61	7	67	76	7	50	41	43	93	63	7	41	103	20
	Scan 4	84	131	57	83	53	7	7	7	37	7	7	7	50	77	70
		78	125	61	80	53	7	7	7	39	7	7	7	50	71	73
		81	125	57	89	53	7	7	7	39	7	7	7	50	71	70

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 – Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina Filtek Bulk Fill.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5		
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical
Face 1	Scan 1	31	59	31	61	87	23	39	57	39	61	58	72	50	32	147
		34	50	38	57	109	23	46	46	42	65	58	72	57	29	153
		38	56	31	48	100	24	39	54	43	65	65	85	46	32	153
	Scan 2	53	84	45	41	41	18	60	93	66	110	23	7	100	45	53
		44	66	39	41	50	23	73	93	59	107	27	7	90	52	53
		41	78	39	27	64	23	77	97	69	110	37	7	72	45	61
	Scan 3	64	55	34	59	70	47	59	78	92	80	7	149	128	107	50
		58	55	39	52	74	47	59	96	92	70	7	136	117	114	50
		61	58	39	48	73	55	74	104	95	70	7	138	121	97	50
	Scan 4	129	48	53	42	71	31	112	125	53	7	7	46	97	59	35
		123	52	50	46	96	23	104	133	58	7	7	44	91	59	32
		119	52	47	58	71	31	100	142	53	7	7	44	97	69	30
Face 2	Scan 1	80	96	57	96	30	32	41	59	55	7	69	59	61	46	37
		84	96	60	100	35	32	47	53	55	7	79	56	50	46	30
		96	84	64	104	61	26	50	62	57	7	76	51	61	50	28
	Scan 2	112	32	56	104	73	47	50	75	7	33	104	100	55	38	36
		112	32	59	96	88	56	56	84	7	48	89	100	45	45	24
		116	32	56	92	88	44	50	72	7	41	93	100	51	55	24
	Scan 3	52	34	42	93	37	39	72	94	31	34	45	127	32	48	43
		59	33	42	74	37	37	75	97	31	38	41	117	32	52	43
		48	33	30	78	30	37	66	100	33	31	41	112	35	55	37
	Scan 4	63	25	46	92	96	42	116	87	57	67	53	103	64	42	28
		59	21	54	96	83	42	123	90	55	53	43	89	64	45	31
		59	29	54	83	92	47	116	119	52	57	47	100	55	48	26

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 – Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina X-tra Base.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5		
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical
Face 1	Scan 1	81	erro	30	26	56	104	170	50	51	207	60	7	139	200	61
		69	erro	32	26	56	107	147	50	56	213	60	7	142	201	70
		73	erro	27	37	48	111	150	43	59	213	70	7	132	197	58
	Scan 2	45	62	30	26	77	117	100	93	70	58	21	7	130	183	65
		48	55	25	26	68	121	85	96	74	58	27	7	127	177	70
		45	59	27	29	68	112	85	96	72	67	24	7	147	187	70
	Scan 3	97	43	70	103	41	118	65	45	49	63	97	7	100	7	43
		103	47	68	106	44	100	58	42	40	66	100	7	100	7	40
		100	43	70	97	44	114	61	55	47	59	106	7	100	7	45
	Scan 4	58	56	127	7	7	69	125	75	80	46	85	52	100	7	77
		62	50	118	7	7	73	111	93	82	45	85	59	100	7	74
		69	42	123	7	7	71	121	86	82	42	85	55	100	7	72
Face 2	Scan 1	68	87	57	7	96	72	29	86	65	58	35	64	74	223	168
		74	87	63	7	89	77	29	79	56	58	38	64	74	210	170
		71	94	60	7	85	77	39	82	63	62	31	62	74	200	178
	Scan 2	71	77	7	52	90	49	87	73	26	60	60	56	119	162	124
		77	77	7	48	93	51	90	70	41	63	67	53	119	153	136
		74	81	7	48	97	53	87	73	39	60	53	56	109	147	131
	Scan 3	65	77	73	57	86	7	100	109	72	83	93	72	58	135	64
		61	77	68	68	86	7	106	103	77	77	87	69	58	132	75
		68	81	68	54	89	7	109	100	57	83	100	72	68	132	71
	Scan 4	61	42	43	38	45	109	90	7	107	7	7	51	52	74	58
		61	42	41	45	34	102	100	7	100	7	7	59	52	64	65
		64	46	36	38	38	100	87	7	102	7	7	51	52	80	63

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 7 – Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina Surefil SDR.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5		
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical
Face 1	Scan 1	7	77	111	96	63	7	63	34	120	50	97	70	93	35	84
		7	73	107	93	59	7	60	37	133	50	106	70	87	36	86
		7	75	107	93	63	7	57	26	125	53	103	72	90	36	86
	Scan 2	57	80	89	63	77	7	74	45	66	60	40	66	39	23	81
		67	83	82	60	70	7	68	52	59	60	40	61	39	19	86
		63	87	75	60	77	7	71	52	59	63	37	61	39	19	84
	Scan 3	97	97	41	56	85	28	55	65	60	73	67	93	93	20	76
		100	103	39	56	85	26	55	65	64	65	55	91	83	20	76
		93	93	36	63	81	24	52	69	62	67	57	88	90	20	76
	Scan 4	63	78	91	79	71	7	69	31	20	64	97	47	98	69	48
		70	82	91	82	78	7	76	34	20	70	97	53	103	72	45
		67	90	89	82	71	7	66	35	20	61	97	53	100	69	45
Face 2	Scan 1	43	39	84	20	100	36	81	74	64	41	116	61	52	52	71
		43	46	76	20	100	36	89	70	67	41	112	59	45	58	76
		39	43	79	20	100	38	93	74	56	41	116	55	45	55	73
	Scan 2	145	55	58	114	85	48	52	44	28	55	42	30	56	34	116
		138	59	56	104	67	39	44	44	23	55	42	30	53	38	116
		138	48	63	111	82	45	48	48	26	48	36	30	53	42	114
	Scan 3	100	38	36	86	157	56	81	44	25	43	106	38	143	54	124
		100	48	25	86	171	53	78	41	25	39	109	24	143	50	114
		103	52	25	89	161	51	74	41	34	39	112	26	146	46	119
	Scan 4	7	7	74	143	100	71	7	120	7	75	40	35	65	7	132
		7	7	74	136	96	69	7	128	7	71	46	40	67	7	132
		7	7	70	136	100	71	7	138	7	71	43	44	59	7	123

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 8– Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina Sonic Fill.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5			
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	
Face 1	Scan 1	30	54	7	55	59	36	123	74	47	7	7	158	7	86	232	
		30	54	7	55	69	34	113	71	47	7	7	157	7	100	235	
		30	57	7	48	66	30	123	77	51	7	7	160	7	87	254	
	Scan 2	30	43	7	75	57	37	75	34	57	64	7	7	7	7	115	130
		30	37	7	82	54	37	66	34	55	75	7	7	7	7	111	138
		30	37	7	79	64	44	72	31	57	72	7	7	7	7	118	143
	Scan 3	116	55	7	55	100	43	50	7	64	7	7	235	7	7	212	
		116	52	7	52	100	50	47	7	61	7	7	245	7	7	218	
		116	48	7	48	100	45	44	7	61	7	7	250	7	7	202	
	Scan 4	116	55	95	54	61	57	134	41	107	71	7	50	7	7	171	
		123	61	107	61	54	43	125	35	111	71	7	50	7	7	174	
		119	61	104	61	68	43	131	38	105	64	7	50	7	7	190	
Face 2	Scan 1	7	7	7	100	144	7	56	35	7	50	66	53	30	74	44	
		7	7	7	100	144	7	53	36	7	50	66	51	30	78	49	
		7	7	7	100	137	7	53	44	7	50	66	43	30	78	47	
	Scan 2	7	7	7	50	54	56	68	59	7	50	107	7	30	77	7	
		7	7	7	57	57	54	74	68	7	50	100	7	30	81	7	
		7	7	7	50	50	59	71	56	7	50	107	7	30	81	7	
	Scan 3	7	62	45	75	62	7	37	34	37	50	87	68	72	60	7	
		7	55	46	71	63	7	30	37	37	50	90	65	76	60	7	
		7	62	55	75	67	7	30	37	39	50	98	59	72	64	7	
	Scan 4	7	7	102	96	7	58	73	64	57	7	63	200	58	31	7	
		7	7	102	100	7	56	70	58	64	7	70	195	50	31	7	
		7	7	102	102	7	56	76	55	67	7	63	197	50	38	7	

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 9 – Medidas das frestas marginais das restaurações feitas com resina Tetric EvoCeram.

		Dente 1			Dente 2			Dente 3			Dente 4			Dente 5		
		Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical	Vestibular	Lingual	Cervical
Face 1	Scan 1	7	103	7	20	43	63	7	7	7	115	92	75	116	50	38
		7	100	7	20	50	60	7	7	7	119	88	80	125	53	41
		7	104	7	20	47	63	7	7	7	115	81	77	125	53	41
	Scan 2	96	117	52	64	85	36	174	100	95	200	213	81	56	59	40
		100	128	50	70	91	36	163	89	84	203	217	86	53	56	45
		96	121	50	70	88	38	163	104	84	197	223	92	50	59	45
	Scan 3	36	50	112	7	100	7	158	92	95	148	110	86	64	61	7
		36	46	116	7	100	7	165	92	95	139	110	95	67	61	7
		36	46	109	7	100	7	169	100	95	139	110	83	64	58	7
	Scan 4	7	155	7	7	167	66	7	100	100	7	7	60	52	77	78
		7	155	7	7	167	68	7	100	100	7	7	58	52	87	80
		7	160	7	7	177	63	7	100	100	7	7	60	48	87	73
Face 2	Scan 1	58	94	48	184	75	7	61	97	100	71	52	43	72	87	46
		58	94	48	196	68	7	55	94	100	68	52	48	72	87	46
		58	94	48	187	75	7	61	106	100	77	45	41	75	87	46
	Scan 2	7	57	47	77	90	7	59	138	100	103	63	125	68	97	55
		7	50	47	74	107	7	63	138	100	110	70	123	71	103	50
		7	46	49	86	103	7	66	141	100	96	70	133	68	100	52
	Scan 3	36	36	45	55	62	7	96	54	100	121	73	52	57	30	53
		43	39	43	52	58	7	93	54	100	117	85	55	57	36	51
		46	36	43	58	69	7	89	54	100	130	85	57	61	24	51
	Scan 4	7	54	28	67	7	52	63	121	100	61	32	59	61	45	53
		7	61	30	74	7	57	59	116	100	75	26	50	58	39	51
		7	57	33	78	7	52	59	109	100	64	32	50	58	48	58

Fonte: Elaborado pelo autor.

REFERÊNCIAS

- AMARAL, M. M. **Análise de Sinais de Tomografia por Coerência Óptica: Equação Lidar e métodos de Inversão**. 2012. 97 f. Tese (Doutorado em Ciência na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2012.
- ANA, P. A.; BACHMANN L.; ZECELL D. M. **Lasers effects on enamel for caries prevention**. Laser Physics, 2006, v. 16, n. 5, p. 865-875.
- ABTAHIAN, F., JANG, I-K. **Optical Coherence Tomography: Basics, current applications and future potential**. Current Opinion in Pharmacology, Vol 12, Issue 5, pp 583-591, 2012.
- ARAUJO, E. A. et al. **Aspectos coloidais da adesão de micro-organismos**. Quím. Nova, São Paulo. Vol 33, Issue 9, pp 1940-1948, 2010.
- BRAZ, A. K. S.; KYOTOKU, B. B. C.; BRAZ, R.; GOMES, A. S. L. **Evaluation of crack propagation in dental composites by optical coherence tomography**. Dental Materials, Vol 25, pp 74-79, 2009.
- BRAZ, A. K. S.; AGUIAR, C.M.; GOMES, A. S. L. **Evaluation of the integrity of dental sealants by optical coherence tomography**. Dental Materials, Vol 27, pp 60-64, 2011.
- BREZINSKI, M. E. **Optical Coherence Tomography: Principles and Applications**. Elsevier Inc. 2006.
- BOHREN, C. F.; HUFFMAN, D. R. **Absorption and scattering of light by small particles**. Weinheim, 2004.
- CARNEIRO, P. M. A.; RAMOS, T. M.; DE AZEVEDO, C. S.; DE LIMA, E.; DE SOUZA, S. H. J.; TURBINO, M. L.; CESAR, P. F.; MATOS, A. B. **Influence of Finishing and Polishing Techniques and Abrasion on Transmittance and Roughness of Composite Resins**. Operative Dentistry, Vol 41, Issue 6, pp 634 – 641, 2016.
- CARVALHO, M. T. **Técnica de interferometria óptica aplicadas à medicina, odontologia e comunicações ópticas**. 2016. 187 f. Tese (Doutorado em Física) – Departamento de Física, Universidade Federal de Pernambuco, Recife. 2006.
- CORAZZA, A. V. **Fotobiomodulação comparativa entre o Laser e LED de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas de ratos**. 2005. 89f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos. 2005.

DE FREITAS, A. Z., AMARAL, M. M.; RAELE, M. P. **Optical Coherence Tomography: Development and Application.** Laser Pulse Phenomena and Applications. pp 409 – 413, 2010.

DE MELO, L. S. A.; DE ARAUJO, R. E.; FREITAS A. Z.; ZECELL, D.; VIEIRA, N. D.; GIRKIN, J.; HALL, A.; CARVALHO, M. T.; GOMES, A. S. L. **Evaluation of enamel dental restoration interface by optical coherence tomography.** Journal of Biomedical Optics, Vol 10, Issue 6, 2005.

FUJI-MOTO J. G.; FARKAS, D. L. **Biomedical Optical Imaging.** Oxford University Press, 2009.

GUTIÉRREZ-REYES, E.; GARCÍA-VALENZUELA, A.; BARRERA, R. G. **Overview of an effective-medium approach to the reflection and refraction of light at a turbid colloidal half-space.** Basic Solis state Physics, Vol 249, Issue 6, pp1140-1147, 2012.

HARIRI, S.; MOAYED, A. A.; DRACOPOULOS, A.; HYUN, C.; BOYD, S.; BIZHEVA, K. **Limiting factors to the OCT axial resolution for in-vivo imaging of human and rodent retina in the 1060nm wavelength range.** Optics Express, Vol 17, issue 26, pp 24304-24316, 2009.

HSIEH, Y.-S.; HO, Y.-C.; LEE, S.-Y.; CHUANG, C.-C.; TSAI, J.; LIN, K.-F.; SUN, C.-W. **Dental Optical Coherence Tomography.** Sensors (Basel), 13(7): 8928–8949, 2013.

HOLANDA, L. V. B.; NETO, E. P. B.; COSTA, F. M. S.; COSTA, E. O.; NETO, V. G. A.; PERALTA, S. L. **Desempenho das propriedades físico-mecânicas das resinas bulk-fill: revisão de literatura.** Jornada Odontológica dos acadêmicos da Católica-JOAC, Vol. 2, No 4, 2016.

ILIE, N.; BUSCUTA, S.; DRAENERT, M. **Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance.** Operative Dentistry. Vol. 38, No. 6, pp. 618-625, 2013.

JÚNIOR, E. C. R. **Estudo de propriedades de resinas compostas *bulk fill*.** 2015. 109 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) –Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2015.

KARTH, P. A. **Optical Coherence Tomography.** American Academy of Ophthalmology. Disponível em: <http://eyewiki.aaopt.org/Optical_Coherence_Tomography>. Acesso em: 08 jul. 2017.

LEE, S.-H.; LEE, J.-J.; CHUNG, H.-J.; PARK, J.-T.; KIM, H.-J.; **Dental optical coherence tomography: new potential diagnostic system for cracked-tooth syndrome.** Surgical and Radiologic Anatomy, Vol 38, Issue 1, pp 49–54, 2016.

LEPRINCE, J. G.; PALIN, W. M.; VANACKER, J.; SABBAGH, J.; DEVAUX J.; LELOUP, G. **Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites.** J Dent, Vol. 42, No. 8, pp. 993 – 1000.

MARSCHALL, S.; SANDER, B.; MOGENSEN, M.; JORGENSEN, T. M.; ANDERSON, P. E. **Optical coherence tomography—current technology and applications in clinical and biomedical research.** Analytical and Bioanalytical Chemistry. Vol 400, Issue 9, pp 2699-2720, 2011.

MATHEUS, T. C. U.; KAUFFMAN, C. M. F.; BRAZ, A. K. S.; MOTA, C. C. B. O.; GOMES, A. S. L. **Fracture Process Characterization of Fiber-Reinforced Dental Composites Evaluates by Optical Coherence Tomography, SEM and Optical Microscopy.** Braz Dent J, Vol 21, Issue 5, pp 420-427, 2010.

MIYAKAWA, W. **Laser de CuHBr em tecidos dentais duros.** 2004. 108p. Tese (Doutorado em tecnologia nuclear – materiais) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2004.

MONTEIRO, G. Q. de M.; MONTES, M. A. J. R.; ROLIM, T. V.; MOTA, C. C. B. de OLIVEIRA; KYOTOKU, B. B. C.; GOMES, A. S. L.; de FREITAS A. Z. **Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites.** Dental Materials, Vol 27, pp 176-185, 2011.

PAN, Y.; LANKENAU, E.; WELZEL, J.; BIRNGRUBER, R. AND ENGELHARDT, R. **Optical coherence-gated imaging of biological tissues.** IEEE J. Select. Topics Quantum Electron., v.2, pp 1029-1034, 1996.

PRASAD, P., N. **Introduction to Biophotonics.** John Wiley & Sons. New Jersey, 2003.

RAELE, M. P. **Desenvolvimento de um Sistema de Tomografia por coerência Óptica de Fourier Sensível à Polarização e sua Utilização na Determinação das Matrizes de Mueller.** 2009. 95 f. Dissertação (Mestrado em Ciência na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2009.

RASKA, M. **Cárie: onde ocorre e como diagnosticar.** 2003. 39 f. Monografia (Odontologia) – Faculdade de Ciências Biológicas, Universidade Tuiuti, Curitiba. 2003.

REGAR, E., LEEUWEN, T. G., SERRUYS, P. W. **Optical Coherence Tomography in Cardiovascular Research.** Taylor & Francis Group, 2007.

SILVA, D. de F. T.; NUNEZ, S., C.; SUZUKI, L., C.; RIBEIRO, M., S. **Dosimetria na terapia com laser em baixa intensidade.** Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br:8080/xmlui/handle/123456789/23032>> Acesso em: 11 out. 2016.

SILVA, D. C. M. da. **Reflexão especular e difusa. Brasil Escola.** Disponível em: <<http://brasilecola.uol.com.br/fisica/reflexao-especular-difusa.htm>>. Acesso em: 04 nov. 2016.

SUBHASH, H. M. **Full-Field and single-Shot Full-Field Optical Coherence Tomography: a Novel Technique for biomedical Imaging Applications.** Advances in Optical Technologies, Vol 2012, 2011.

TAPLIN, S.; PODOLEANU, A. G.; WEBB, D. J.; JACKSON, D. A. Displacement sensor using channelled spectrum dispersed on a linear CCD array. Electronics letters. Vol 29, Issue 10, pp 896 – 897, 1993.

TEKIN, T. H.; FIGEN, A. K.; ATALI, P. Y.; FILIZ, B. C.; PISKIN, M. B. **Full in-vivo analyses of bulk fill dental composites cured by halogen light.** Materials Science & Engineering C. 2017.

THORLABS WEBSITE. **Sistema de Imagem Callisto 930 nm OCT.** Disponível em: < https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=3779 > Acesso em: 15 jul. 2017.

WANG, R. K., TUCHIN, V. V. **Advanced Biophotonics: Tissue Optical Sectioning.** Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2014.

YAQOUB, Z.; WU, J.; YEANG, C. **Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy.** BioTechniques. Vol 39, pp S6 – S13, 2005.

YONETSU, T.; BOUMA, B. E.; KATO, K.; FUJIMOTO, J. G.; JANG, I.-K. **Optical Coherence Tomography – 15 Years in Cardiology. Circulation Journal.** Vol 77, pp 1933-1940, 2013.

ZEZELL, D.M.; ANA P. A.; PEREIRA T. M.; CORREIA P. R.; VELLOSO J. R. W. **Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation.** In: Development in Heat Transfer, Marco Aurelio dos Santos Bernardes (ed). In tech Open, Croatia, 2011, p. 227.

ZILIO, S., C. **Óptica Moderna Fundamentos e Aplicações.** Instituto de Física de São Paulo. Universidade de São Paulo. 2009.