

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE DENTE/RESTAURAÇÃO NO ESMALTE DENTAL
UTILIZANDO-SE A TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA E OS
MÉTODOS TRADICIONAIS**



**RECIFE
2005**

LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE DENTE/RESTAURAÇÃO NO ESMALTE DENTAL
UTILIZANDO-SE A TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA E
OS MÉTODOS TRADICIONAIS**

Dissertação apresentada à Coordenação do Programa de Pós-graduação em Odontologia, com área de concentração em Clínica Integrada, Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal de Pernambuco, para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Anderson S. L. Gomes

RECIFE
2005

Melo, Luciana Santos Afonso de

Avaliação da interface dente/restauração no esmalte dental utilizando-se a técnica de tomografia por coerência óptica e os métodos tradicionais / Luciana Santos Afonso de Melo . – Recife : O Autor, 2005.

74 folhas : il., fig., gráf.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CCS. Odontologia, 2005.

Inclui bibliografia e anexo.

**1. Dentística restauradora – Laser e diagnóstico.
2. Interface dente/restauração – Fendas – Método OCT (Optical Coherence Tomography). 3. Mensuração da fenda(OCT) – Imagem tomográfica - I. Título.**

**616.314-74
617.672**

**CDU (2.ed.)
CDD (22.ed.)**

**UFPE
BC2005-596**

LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE DENTE/RESTAURAÇÃO NO ESMALTE DENTAL
UTILIZANDO-SE A TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA E
OS MÉTODOS TRADICIONAIS**

Dissertação apresentada à Coordenação do Programa de Pós-graduação em Odontologia, com área de concentração em Clínica Integrada, Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal de Pernambuco, para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Anderson S. L. Gomes

Aprovado em, de de 2005.

Prof. Dr. Jair Carneiro Leão
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Adolfo Cabral
Universidade Federal de Pernambuco

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus queridos e saudosos avós Clécio e Stela.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Ao professor Anderson S. L. Gomes, pela amizade e orientação fundamentais para a realização deste trabalho.

Ao Amigo Renato de Araújo pela grande colaboração, pela amizade e pela paciência presentes em toda a elaboração deste trabalho.

A Anderson Zanardi pelos conhecimentos transmitidos, pela grande ajuda prestada durante a fase laboratorial, a fase de referenciação bibliográfica e a elaboração dos gráficos.

A amiga Mariana Torres pelas primeiras lições sobre OCT.

A Blenio pela cooperação no preparo das amostras.

Ao Professor Edir Carneiro Leão ex-coordenador do Programa de Pós-graduação.

Ao Professor Geraldo Bosco Lindoso, Coordenador do Programa de Pós-graduação.

Aos amigos do laboratório de Optoeletrônica e Fotônica da Universidade Federal de Pernambuco: Cláudio, Cristiano, João Francisco, Márcia, e Stephan pela acolhida.

Aos colegas do Mestrado, em particular a Carine Markus, pela companhia e amizade durante todo o curso.

Aos meus grandes amigos e professores: José Francisco Rodrigues, Jair Carneiro Leão, Adolfo José Cabral, Kátia Marques, Silvana Orestes, Lenival Guedes da Silveira, Eduardo Leite, Alfredo Gaspar.

Aos funcionários da Pós-graduação, especialmente a Oziclere.

A meus pais Ildimar e Jair.

RESUMO

A integridade da interface dente/restauração é de fundamental importância para o sucesso do tratamento restaurador. Na Odontologia, a avaliação desta região é realizado através de inspeção visual e tátil, auxiliadas pelo exame radiográfico e, estes métodos podem não fornecer todas as informações necessárias para um diagnóstico preciso. Por esta razão, técnicas alternativas têm sido propostas como método auxiliar de diagnóstico para a avaliação odontológica. Nesta dissertação, descreve-se o uso da técnica de Tomografia por Coerência Óptica (OCT, sigla em inglês) para a avaliação odontológica da interface dente/restauração no esmalte dental. Foram utilizados 5 molares humanos extraídos, dos quais um foi restaurado normalmente, enquanto nos demais foi deixada, propositalmente, uma fenda de aproximadamente 50 μm na interface dente-restauração. O sistema de OCT montado para a pesquisa tem como base um Interferômetro de Michelson e uma fonte de radiação de banda larga. A fonte de luz utilizada foi um laser de Titânio safira, operando num comprimento de onda de 800 nm proporcionando uma resolução axial de 10 μm e lateral de 32 μm . Os resultados foram obtidos na forma de imagens bi-dimensionais. Além de identificar a falha na restauração e a sua localização, a técnica permitiu uma avaliação quantitativa da mesma, o que não foi possível através dos métodos convencionais de diagnóstico. A pesquisa, através de resultados bastante satisfatórios, comprovou que OCT é uma técnica de alta resolução e indica seu potencial em futuras aplicações clínicas, tornado-se uma importante ferramenta de diagnóstico para a Odontologia.

Unitermos: tomografia por coerência óptica; dentística restauradora; fendas

ABSTRACT

The integrity of tooth/restoration interface is very important for the success of dentistry treatment. The evaluation of this site can be done using visual and tactile inspection, which can be helped by the use of radiographic exams. These diagnosis methods, however may not show all the information needed for a final and sound diagnosis. For this reason, alternative techniques have been proposed as auxiliary diagnosis methods in Odontology. This dissertation describes the use of Optical Coherence Tomography (OCT) as an Odontology method to evaluate the tooth/restoration interface at the dental enamel. Five extracted human molars were used in the research. One of which was restored by the standard way, while in the other samples a gap of $\sim 50\mu\text{m}$ was purposely left at the tooth/restoration interface. The OCT system built for this research was based on Michelson Interferometer and on a wideband light source. A Titanium-sapphire laser was the light source that was employed operating at 800 nm, allowing 10 μm axial resolution and 32 μm lateral resolution. The results were captured as bidimensional images. By using the OCT technique in the mentioned system, it was possible to identify and place the exact location of the restoration failure in the tooth, also making quantitative analysis possible, which were not achievable before, by using the conventional methods alone. The research showed that OCT is a high-resolution technique and can become an important diagnosis method for Odontology.

Key words: Optical Coherence Tomography; Operative Dentistry; fissures

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 Imagem tomográfica do olho humano, salientando suas estruturas anatômicas. (IZATT, et al. 1996). p.25.
- FIGURA 2 Comparação da imagem obtida através da OCT (esquerda) a uma fotomicrografia da região correspondente (direita) de tecido dentário e periodonto de porco. Foi possível se detectar através da imagem tomográfica estruturas de grande relevância clínica: interface esmalte/dentina, interface dente/mucosa, junção esmalte/cimento e a mucosa oral (COLSTON et al., 1998). p.32.
- FIGURA 3 Dentes após corte e restauração. p. 40.
- FIGURA 4 Imagem radiográfica dos dentes restaurados com amálgama. Durante o processo restaurador foi deixada uma fenda entre a parede cavitária (em esmalte) e a restauração. A técnica não permitiu a visualização da falha cuja posição está indicada com as setas vermelhas. p.52.
- FIGURA 5 Imagens readiográficas dos dentes restaurados com resina composta. Durante o procedimento restaurador foi deixada uma fenda entre a parede cavitária (em esmalte) e a restauração. A técnica permitiu a visualização total da falha no dente B e parcial no dente E. p.53.
- FIGURA 6 Microscopia óptica do elemento A. Restaurado, sem fenda, em amálgama, mostrando a interface dente/restauração. p.54.
- FIGURA 7 Imagens dos dentes B (esquerda) e E (direita) obtidas a partir da microscopia óptica, com uma lente de 5X de aumento. Mostra a estimativa da medida das fendas ao longo da interface dente/restauração. p.55.
- FIGURA 8 Imagens dos dentes C (esquerda) e D (direita) obtidas a partir da microscopia óptica, com uma lente de 5X de aumento. Mostra a estimativa da medida das fendas ao longo da interface dente/restauração. p.56.
- FIGURA 9 Comparação da imagem tomográfica com a microscópica do dente A. Permite a identificação da interface ar/esmalte (superfície externa do dente) e a localização exata da interface esmalte/restauração. p.58.

FIGURA 10 Comparação das imagens tomográficas com as microscópicas dos dentes B, C, D e E. p. 59.

FIGURA 11 Imagem tomográfica do dente D. O gráfico do lado esquerdo mostra a varredura axial do esmalte restaurado com amálgama, mostrando a fenda. A figura (lado direito) mostra claramente a região do esmalte onde está localizada a fenda. No topo da figura observa-se um zoom da região que contém a fenda. p.63.

LISTA DE ESQUEMA

- ESQUEMA 1 Ilustração da indução da falha na interface dente/restauração, introduzindo-se uma fita de acetato durante o procedimento restaurador. p.41.
- ESQUEMA 2 Esquema básico para a técnica de OCT. p.42.
- ESQUEMA 3 a e b (a) Esquema do Interferômetro de Michelson montado em fibra óptica.
(b) Sistema de OCT montado no laboratório de Optoeletrônica e Fotônica da Universidade Federal de Pernambuco, para a realização do experimento. p. 48.
- ESQUEMA 4 Esquema de varredura das amostras. Permite a visualização da varredura axial (Δx) e lateral (Δz). p. 50.
- ESQUEMA 5 Esquema demonstrativo da incidência do feixe do laser sobre a amostra, ilustrando o fenômeno de espalhamento da luz. p.57.

LISTA DE GRÁFICOS

- GRÁFICO 1 a, b e c. Espectro da fonte: (a) Antes do acoplamento aos 3m de fibra. (b) Após o acoplamento à fibra óptica, observando-se o alargamento do espectro. (c) Autocorrelação. p.49.
- GRÁFICO 2 Sinal observado no osciloscópio, para um dente típico. p.58.
- GRÁFICO 3 Dados da varredura axial e lateral, expostos em 2 dimensões, do dente A, restaurado com amálgama, sem fenda, em área restrita ao esmalte dentário. p. 60.
- GRÁFICO 4 Dados da varredura axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente B, restaurado com resina composta, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda. p. 61.
- GRÁFICO 5 Dados da varredura axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente C, restaurado com amálgama, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda. p. 61.
- GRÁFICO 6 Dados da varredura axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente D, restaurado com amálgama, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda. p. 62.
- GRÁFICO 7 Dados da varredura axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente E, restaurado com resina composta, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda. p. 62.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANSI – American National Standards Institute

OCT – Tomografia por coerência óptica (sigla em inglês)

PS-OCT – Tomografia por coerência óptica sensível à polarização (sigla em inglês)

SNR – relação sinal/ruído (sigla em inglês)

Ti:safira – Titânio safira

ua – unidades arbitrárias

LISTA DE SÍMBOLOS

b - parâmetro confocal

d - diâmetro do feixe na lente

dB - decibéis

f - comprimento focal

fs - femtosegundo

l_c - comprimento de coerência da fonte

ln - logaritmo neperiano

λ - comprimento de onda

$\Delta\lambda$ - largura de banda

mm - milímetro

nm - nanometro

mW - mili Watts

π - 3,14

μm - micrometro

μW - micro Watts

Δx - resolução transversal (lateral)

Δz - resolução axial (longitudinal) do sistema

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 RESTAURAÇÕES X FENDAS	17
2.1.1 Restaurações em Amálgama	17
2.1.2 Restaurações em Resina Composta	19
2.1.3 Métodos utilizados na Odontologia para diagnosticar falhas nas restaurações	21
2.2 TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA	23
2.2.1 Aplicações da Tomografia por Coerência Óptica na Medicina	24
2.2.2 Aplicações da Tomografia por Coerência Óptica na Odontologia	31
2.2.3 Variações na Modalidade de Aquisição das Imagens	36
3 PROPOSIÇÃO	38
4 METODOLOGIA	39
4.1 MATERIAL	39
4.2 MÉTODO	40
4.2.1 Preparo e Divisão das Amostras	40
4.2.2 Análise pelo Método de Tomografia por Coerência Óptica	41
4.2.2.1 Fonte de luz	42
4.2.2.2 Interferômetro de Michelson	45
4.2.2.3 Descrição matemática da técnica de tomografia por coerência óptica	46
4.2.2.3.1 Resolução do sistema	46
4.2.2.4 Explicação do sistema empregado no experimento	47
4.2.3 Análise Radiográfica	51
4.2.4 Análise Microscópica	51

5 RESULTADOS	52
5.1 Resultados obtidos através de Raios X	52
5.2 Resultados obtidos através da microscopia óptica	53
5.3 Resultados obtidos através da técnica de tomografia por coerência óptica	57
6 DISCUSSÃO	65
7 CONCLUSÕES	69
REFERÊNCIAS	70
ANEXO	74

1 INTRODUÇÃO

A interface dente/restauração sempre foi alvo de muitas pesquisas e discussões na Odontologia, pois o sucesso do tratamento restaurador depende da integridade desta região. Há alguns anos, acreditava-se que as fendas formadas nesta área eram observadas nas restaurações de amálgama, pois este material não se aderiu quimicamente à estrutura dentária. Porém, com o surgimento da Odontologia adesiva, observou-se que, apesar dos avanços obtidos nessa área (condicionamento ácido e o uso dos adesivos de última geração) ainda se observava fendas na interface dente/restauração. No caso dos materiais adesivos, que se aderem quimicamente aos tecidos dentários, as fendas marginais são consequência do emprego da técnica restauradora incorreta, das propriedades físicas do material e, principalmente da contração gerada durante a polimerização do material.

Para detectar essas falhas existentes na interface dente/restauração e suas consequências, como a cárie secundária, a Odontologia dispõe apenas dos seguintes métodos de diagnóstico: a inspeção visual e a tátil, que podem ser auxiliada pelas radiografias. Porém esses métodos de diagnósticos são subjetivos, levando o profissional, por muitas vezes, a cometer erros (falsos positivos ou falsos negativos) no momento da escolha do tratamento.

Para auxiliar na avaliação dos tecidos da cavidade oral e a integridade dos procedimentos restauradores, foi proposta a técnica de Tomografia por Coerência Óptica (OCT, sigla em inglês). Esta técnica foi utilizada para estudar tecidos biológicos, pela primeira vez, por HUANG, SWANSON, LIN et al. no ano de 1991. Inicialmente a OCT foi empregada na Oftalmologia, porém foi aprimorada beneficiando também outras especialidades médicas como a Cardiologia, a Ortopedia, a Dermatologia e também a Odontologia. Por ser uma técnica não invasiva que proporciona imagens de alta resolução que

podem ser obtidas em tempo real e sem causar qualquer tipo de dano ao paciente e à equipe profissional, a OCT representa um importante avanço na área do diagnóstico.

Nesta dissertação fez-se uso da técnica de OCT para avaliar quantitativamente, *in vitro*, fendas em restaurações de amálgama e resina composta e comparar os resultados com imagens radiográficas e da microscopia óptica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 RESTAURAÇÕES X FENDAS

O tratamento indicado para os dentes acometidos pela cárie é a remoção do tecido danificado e, posteriormente, a restauração, devolvendo a ele sua forma e função. Para esse fim, podem ser utilizadas técnicas de restauração indiretas, que necessitam de uma fase laboratorial, ou diretas, onde o procedimento é totalmente executado na própria cavidade oral. Os cirurgiões dentistas se deparam com um grande problema representado pelas fendas localizadas na interface dente/restauração e que são as grandes responsáveis pelo insucesso do tratamento restaurador, seja qual for o material utilizado. Nesta dissertação, serão abordadas as restaurações diretas confeccionadas em amálgama e resina composta.

2.1.1 Restaurações em Amálgama

Em seu trabalho publicado no ano de 1989, Ben-Amar citou os principais fatores que contribuíam para a microinfiltração em restaurações de amálgama. Dentre outros, o autor relacionou a falta de adesão do material restaurador às paredes dentárias, as diferenças entre os coeficientes de expansão térmica do amálgama e dos tecidos dentários e as alterações dimensionais ocorridas durante a presa do material. Ciente de que a microinfiltração poderia ter como consequência irritação, inflamação e até a necrose pulpar, além das cáries secundárias, o autor concluiu que a melhor maneira de minimizar o problema seria a realização de preparos cavitários dentro dos padrões idealizados e execução da inserção e brunimento adequados do material, também era importante empregar-se verniz convencional ou adesivos dentinários nas paredes cavitárias antes da inserção do material.

Acreditando que a brunidura do amálgama seria uma importante etapa na confecção da restauração a ponto de contribuir positivamente para a sua integridade marginal, Guirado, Consani e Ruhnke (1989) realizaram uma pesquisa. Neste estudo, foram feitas cavidades em 72 dentes humanos extraídos, que posteriormente foram restaurados com duas limalhas de Prata diferentes. As amostras foram submetidas a diferentes técnicas de brunidura e períodos de armazenagem. Por fim, a micro-infiltração foi observada através do uso de uma solução de violeta genciana a 0,5%, numa lupa estereoscópica, num aumento de 1,25X. A análise dos resultados obtidos apontou a brunidura de restaurações de amálgama como um fator preponderante na redução da micro-infiltração marginal nas duas limalhas utilizadas.

Visando obter informações sobre o número de restaurações de amálgama substituídas pelos clínicos e os motivos destas substituições, Villela et al. (1991) realizaram um estudo clínico onde docentes com mais de oito anos de prática avaliaram 730 restaurações. Ao concluírem os exames clínicos, os professores verificaram que mais da metade das restaurações avaliadas eram de amálgama e que os motivos que envolviam cárie (primária ou secundária) constituíam aproximadamente 61,1% dos motivos avaliados.

Araujo et al. (1992) observaram que em determinadas situações como, por exemplo, em paredes cavitárias irregulares ou socavadas que iriam receber restaurações em amálgama, ou em restaurações extensas que sofriam pequenas fraturas, eram freqüentes as associações entre materiais restauradores. Por esta razão, eles resolveram avaliar a infiltração marginal na interface dos seguintes materiais justapostos: amálgama-ionômero, amálgama-cermet, resina-ionômero, resina foto-resina ativada quimicamente e resina- amálgama. Para isso, os corpos de prova foram restaurados com as associações já citadas e submetidos à ciclagem térmica e, por fim, à análise da infiltração marginal. Na última etapa, foi empregado como elemento traçador a fluoresceína sódica a 2% (que se torna fluorescente à luz ultra-violeta) e os corpos de prova foram então avaliados em um microscópio de epifluorescência de alta intensidade. O

critério de avaliação consistiu em atribuir escores 0, 1 e 2, conforme os níveis de infiltração marginal entre os materiais estudados. Concluiu-se então que: a associação do cimento de ionômero de vidro com amálgama ou com resina composta apresentou um alto grau de infiltração. As resinas compostas foto e quimicamente ativadas apresentaram grau médio de infiltração e a associação de amálgama com resina composta, precedida de adesivo dentinário, resultou em um baixo nível de infiltração marginal.

Tangsgoolwatana et al. (1997) avaliaram o grau de infiltração marginal em restaurações de amálgama adesivo utilizando duas técnicas: uma com corantes fluorescentes associados à microscopia confocal com varredura a laser e outra que se baseava no radioisótopo Ca. Após a confecção dos preparos cavitários classe II e das restaurações com os materiais a serem testados, os espécimes foram submetidos à ciclagem térmica e, finalmente avaliados pelas duas técnicas citadas. Em ambas as técnicas, o grau de infiltração foi avaliado tomando-se referência a distância de penetração do corante nas interfaces amálgama-adesivo e adesivo-parede gengival, para isso foi estabelecido o seguinte critério: 1 – não havia penetração do corante; 2 – o corante penetrou até metade da parede gengival; 3 – a penetração excedeu a metade da parede gengival; 4 – quando o corante estava presente ao longo de toda a parede gengival. Ao final do trabalho, os autores observaram que o emprego de substâncias adesivas diminuiu a microinfiltração nas restaurações submetidas ao teste.

2.1.2 Restaurações em Resina Composta

Castro et al. (2002) relataram que, apesar das constantes melhorias referentes às resinas compostas, a contração ocorrida durante o processo de polimerização poderia causar ruptura na adesão do sistema restaurador, tendo como consequência a formação de fendas entre o material restaurador e a parede da cavidade.

Piva et al. (2002) definiram microinfiltração como o processo no qual ocorre a passagem de bactérias, íons e substâncias químicas entre o dente e a restauração. Eles enfatizaram ainda a microinfiltração como fator de grande importância e frequentemente associado a cáries secundárias, bem como a injúrias pulpares. Cientes do uso cada vez mais difundido de corantes para a detecção da cárie, os pesquisadores realizaram um trabalho com terceiros molares humanos para verificar se essas substâncias, assim como o eugenol, o sangue e a saliva, interferiam aumentando a microinfiltração entre o dente e a restauração. Através da avaliação da penetração do corante (azul de metileno) utilizado para testar a microinfiltração, os autores não verificaram qualquer alteração nos materiais restauradores empregados quando se utilizou evidenciadores de cárie.

Hayashi e Wilson (2003) através de uma revisão bibliográfica constataram que a causa mais comum de falhas em restaurações de resinas compostas em dentes posteriores era as cáries secundárias diagnosticadas clinicamente e que, esse problema uma vez diagnosticado precocemente, preveniria a substituição das restaurações, limitando o tratamento a reparos mais conservadores. Baseando-se nesses dados, eles realizaram um estudo longitudinal acompanhando por 5 anos restaurações estéticas em dentes posteriores. O objetivo do trabalho realizado foi verificar se a deterioração marginal e a descoloração cavo - superficial poderiam ser indicadores de falhas em restaurações em resinas compostas. Ao finalizarem os trabalhos, os autores puderam concluir que a deterioração e a descoloração marginais, de fato, eram sinais importantes de falhas nas restaurações de dentes posteriores com resinas compostas, principalmente nos casos onde as duas características foram observadas simultaneamente.

Idriss et al. (2003) admitiram que as resinas compostas estavam cada vez mais sendo utilizadas para restaurar dentes posteriores. Além da estética, a preservação de estrutura dentária sadia por causa da adesão entre o material restaurador e as paredes cavitárias e a ausência de mercúrio em sua composição foram demonstradas como qualidades importantes

na preferência das resinas como material restaurador. Porém, os autores citaram como principal causa dos insucessos das restaurações estéticas a formação de fendas entre as paredes cavitárias e a restauração, fato atribuído à contração de polimerização que traria como conseqüências a microinfiltração, a descoloração marginal e as cáries secundárias.

Peutzfeldt e Asmussen (2004) observaram que as conseqüências clínicas do estresse decorrente da contração de polimerização observada nas restaurações de resina composta eram as principais razões para a substituição dessas restaurações. Por isso, eles realizaram um estudo *in vitro* em 11 marcas de resinas compostas avaliando os fatores ligados ao estresse gerado durante o processo de polimerização. Foram então avaliados a contração, a fluidez da resina, seu módulo de elasticidade, a força de adesão mediata à dentina humana e a formação de fendas na interface dente/restauração. Ao final da pesquisa, os autores observaram que a contração de polimerização e a fluidez da resina foram determinantes na formação de fendas das restaurações estudadas.

2.1.3 Métodos utilizados na Odontologia para diagnosticar falhas nas restaurações

Com o objetivo de avaliar a infiltração marginal e as dimensões das fendas em três sistemas de adesivos dentinários, Rigsby et al. (1990) padronizaram preparos cavitários de classe V nas raízes de 60 caninos superiores humanos extraídos. Os ápices das raízes foram selados com amálgama e duas camadas de verniz foram aplicadas em toda a superfície do dente, exceto em 1 mm ao redor das restaurações. Para a avaliação qualitativa da microinfiltração os dentes foram submetidos à termociclagem e foi empregado como corante a Fucsina básica a 0,5%. Para medir as dimensões das fendas marginais, foram feitas réplicas das restaurações em resina epóxica das restaurações, cobertas com Ouro/Paládio e

examinadas através da microscopia eletrônica de varredura. As dimensões máximas das fendas marginais variaram de 2,9 μm a 16,4 μm .

Estudando a interface dente/restauração em amálgama, Ben-Amar, Cardash e Judes (1995) observaram através da microscopia óptica que, como estas restaurações não se aderiam quimicamente às paredes da cavidade, formavam-se fendas com aproximadamente 10 a 15 μm . Estas fendas seriam uma porta de entrada para fluidos, toxinas, íons e bactérias presentes na cavidade oral, comprometendo o sucesso do tratamento restaurador. Porém, de acordo com os autores, as restaurações de amálgama quando expostas ao meio bucal sofriam corrosão e os produtos dessa corrosão se depositavam na fenda, diminuindo a microinfiltração. Verificou-se que a composição dos produtos oriundos da corrosão das restaurações em amálgama dependia da liga metálica utilizada e também relacionada aos hábitos alimentares do paciente. Na interface dente/restauração em amálgama foram observados com frequência Estanho, Fósforo, Enxofre e Cloro.

Opdam, Roeters e Verdonschot (1997) realizaram um estudo para comparar microinfiltração, formação de fendas, espessura da camada de adesivo e imagem radiográfica de quatro sistemas restauradores adesivos. Para isso foram feitos preparos cavitários de classe I em terceiros molares humanos extraídos. Ao final do experimento, através da microscopia eletrônica num aumento de 160X, os pesquisadores detectaram fendas na interface dente/restauração variando de 0,29 μm a 15,46 μm e a espessura da camada de adesivo de 23 μm a 140 μm . De acordo com os autores, também foi possível detectar a presença da fina camada de adesivo nas tomadas radiográficas realizadas.

Versteeg, Sanderink e Van Der Stelt (1997) citaram as desvantagens das técnicas radiográficas que se utilizavam de filmes radiográficos, dentre elas foram enumeradas o tempo gasto no processo de revelação e fixação, interrompendo o tratamento, a variação na qualidade da imagem, decorrente ao processo químico a qual é submetido o filme, a

estocagem das radiografias que requer espaço, bem como a impossibilidade de melhorar a qualidade da imagem após o processamento. Estas dificuldades fizeram com que os autores realizassem uma comparação entre a técnica acima citada e a radiografia digital. Concluíram, então, que a técnica digital proporcionou resultados melhores, já que permitia a manipulação e conseqüentemente a melhora na qualidade das imagens, após o processamento, contribuindo positivamente para o radiodiagnóstico.

Também estudando as técnicas radiográficas convencional e digital, Haak et al. (2002) relataram que as lesões de cárie secundárias e as fendas marginais apareciam como áreas radiolúcidas. Admitindo a importância do emprego de uma técnica auxiliar de diagnóstico preciso, os autores realizaram um experimento onde dentes humanos extraídos foram restaurados com resina composta nos quais foram deixadas fendas marginais entre as paredes da cavidade e a restauração. Essas fendas tiveram locais e espessuras variadas (entre 0,1mm e 0,3mm). Por fim, as amostras foram submetidas a tomadas radiográficas pela técnica convencional e pela digital. Ao final das análises das radiografias obtidas, os autores puderam concluir que a diferença entre as duas técnicas radiográficas empregadas no experimento não teve grande significância e que as radiografias quando empregadas como método auxiliar de diagnóstico de fendas em restaurações na Odontologia resultavam em freqüentes falso-positivos e falso-negativos.

2.2 TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA

Para superar as dificuldades encontradas na Odontologia no momento do diagnóstico, muitos estudos têm sido realizados. A partir daí, foi sugerida a técnica de OCT, inicialmente utilizada na Oftalmologia, como método de caracterização e avaliação dos tecidos duros e

moles da cavidade oral e também das restaurações, permitindo a realização de imagens em tempo real, em 2 e 3 dimensões.

2.2.1 Aplicações da Tomografia por Coerência Óptica na Medicina

Em 1991 Huang et al. trouxeram uma importante contribuição para a Biomedicina quando propuseram um novo método de diagnóstico: OCT, sigla em inglês para Tomografia por Coerência Óptica. A técnica já era conhecida, porém até então era empregada na indústria de telecomunicações para identificar e caracterizar reflexões nos componentes ópticos. O sistema desenvolvido por Huang e seus colaboradores se baseava num interferômetro proposto por Michelson no ano de 1881 e utilizava como fonte de luz um diodo superluminescente de baixa coerência emitindo um comprimento de onda médio de 830 nm, ou seja, próximo do infravermelho, que se propagava através de uma fibra óptica. O feixe de luz, ao deixar a fonte, era dividido seguindo pelos dois braços do interferômetro: o de referência e o da amostra, em seguida, as reflexões do espelho de referência e do tecido avaliado eram recombinadas e, através da variação da posição do espelho de referência, a amplitude e o atraso da reflexão da amostra eram detectados. Porém, só quando o percurso óptico dos dois braços do interferômetro coincidia, é que se observava o sinal interferométrico. O deslocamento do feixe nas duas direções perpendicularmente à face da amostra, tornou possível a construção de imagens em duas dimensões dos tecidos biológicos, sem que houvesse qualquer prejuízo aos mesmos e com uma resolução axial de 17 μm . Porém observou-se que para que o deslocamento obtido permanecesse na escala correta, o deslocamento óptico obtido deveria ser dividido pelo índice de refração do tecido biológico examinado, pois a luz se deslocava no tecido com uma velocidade inferior à do ar. Tornou-se

possível então visualizar, em um estudo *in vitro*, com maior riqueza de detalhes, a área peripapilar da retina e a artéria coronária.

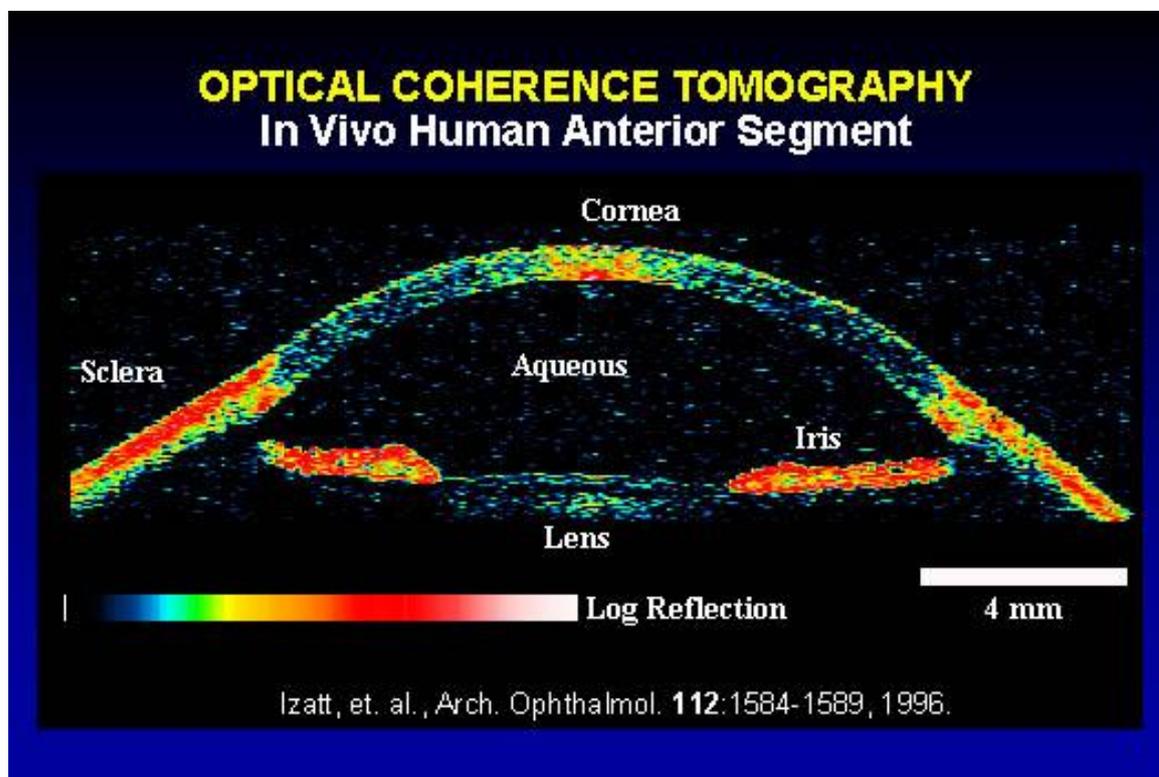


FIGURA 1 - Imagem tomográfica do olho humano, salientando suas estruturas anatômicas. (IZATT, et al. 1996).

Tearney e Bouma (2000) utilizando uma fonte com potência de 5 mW, comprimento de onda de 1300nm e largura de banda de 72 nm, obtiveram imagens *ex vivo* em artérias coronárias de cadáveres humanos e *in vivo* do trato gastrointestinal superior. Para a cardiologia os resultados foram bastante promissores, pois as imagens geradas apresentaram resolução superior às das técnicas disponíveis no mercado. As imagens do trato gastrointestinal superior trouxeram também previsões otimistas para a Medicina, pois diferenciaram bem o epitélio normal do epitélio neoplásico.

A maioria das doenças de pele é acompanhada por alterações estruturais e, até o momento, a forma de diagnóstico que melhor diferencia essas modificações é biópsia excisional. Porém, apesar de permitir o estudo do processo patológico, a biópsia é um método

irreversível e invasivo. Aproveitando-se de uma janela terapêutica entre os comprimentos de onda de 700 nm e 1300 nm onde a absorção é relativamente pequena e o espalhamento alto, Gladkova et al. (2000) utilizaram, a técnica de OCT para detectar *in vivo* características particulares da pele sadia ou portadora de patologias. Para obterem imagens da pele, foi utilizado como fonte um diodo superluminescente operando num comprimento de onda de 1280nm, numa potência de 0,5 – 2 mW, resultando numa resolução axial de 20 μ m e resolução lateral variando entre 15 e 30 μ m. As imagens tomográficas detectaram não só reações patológicas gerais do corpo humano como a inflamação e a necrose, mas também diagnosticaram processos específicos da pele, incluindo hiperqueratose, paraqueratose e formação de cavidades intradérmicas.

Esenaliev, Larin e Larina (2001) propuseram o uso do OCT como método não invasivo para a monitoração dos níveis de glicose. Para isso eles se basearam num fato já conhecido de que o aumento na concentração de glicose diminuía o coeficiente de espalhamento dos tecidos. Buscando determinar a sensibilidade da técnica de OCT às mudanças na concentração de glicose, bem como estimar as mudanças nos sinais de OCT como resultado nas variações dos níveis sanguíneos de glicose, os pesquisadores utilizaram dois sistemas, um com o comprimento de onda de 830 nm e o outro de 1300 nm. Através da obtenção de imagens por OCT da pele de coelhos e porcos, antes e depois da administração de glicose, observou-se que, conforme o esperado, os sinais de OCT diminuía substancialmente e linearmente com o aumento da concentração de glicose no sangue, possibilitando os autores sugerirem a técnica experimental empregada como método de avaliação das oscilações dos níveis de glicose, auxiliando no controle e diagnóstico da diabete.

Devido ao fenômeno de múltiplo espalhamento gerar uma componente perpendicular ao feixe de luz do OCT comprometendo a resolução do sistema, Schenk e Brezinski (2002)

propuseram a associação desta técnica com o ultra-som. As imagens foram feitas a partir de três montagens distintas: sem ultra-som, com ultra-som pulsado, e funcionando no modo contínuo. Como fonte do OCT utilizou-se um diodo com comprimento de onda e 1300 nm, potência de 12 mW, resolução axial de 24 μm , resolução transversal de 30 μm e relação sinal ruído de 101 dB. Ao final do experimento, constatou-se que houve melhoras na resolução das imagens, principalmente no sistema onde se empregou o ultra-som contínuo. Porém como essas modificações não foram tão expressivas, os autores relataram que após algumas melhoras no sistema utilizado, a associação proposta poderia trazer contribuições significativas para a obtenção de imagens.

A ruptura espontânea de placas arteroescleróticas seguida de trombose é a causa mais freqüente de eventos coronários agudos e de morte súbita. Alguns estudos identificaram a presença de características histológicas que tornavam determinadas placas mais susceptíveis a estes eventos. Partindo deste princípio, Yabushita et al. (2002), através de um estudo *in vitro* utilizaram a técnica de OCT para caracterizar estas placas arteroescleróticas. Para este fim, os pesquisadores avaliaram artérias retiradas de cadáveres humanos através da Tomografia por Coerência Óptica e, posteriormente, do exame histopatológico. Para a montagem do sistema de OCT empregado na pesquisa, foi utilizada uma fonte de comprimento de onda central de 1310nm, largura de banda de 65 nm, resultando numa resolução axial de aproximadamente 10 μm e transversal de 25 μm . Foram obtidas imagens de 4 quadros por segundo. Ao final da pesquisa, foi possível observar que a técnica de OCT apresentou um alto grau de sensibilidade e especificidade na distinção dos diversos tipos de placas arteroescleróticas, sugerindo um novo método de diagnóstico na área da cardiologia.

Yelbuz et al. (2002) obtiveram imagens tomográficas em 3 dimensões e pequenos vídeos registrando os vários estágios de desenvolvimento de embriões de frango. Após a análise pela técnica de OCT, os embriões foram devidamente preparados e submetidos à

avaliação microscópica da estrutura anatômica. Os resultados obtidos mostraram uma correlação entre as imagens tomográficas e as histológicas da mesma área, permitindo a identificação de diferenças morfológicas importantes entre as amostras normais e as que apresentavam alguma patologia, além de diferenciar estruturalmente os diversos estágios de desenvolvimento cardíaco. Desta forma, os autores indicaram a tomografia por coerência óptica como uma ferramenta importante de diagnóstico, auxiliando na compreensão dos mecanismos das malformações cardíacas congênitas, porém citaram como limitação o acesso à estrutura cardíaca. Mesmo assim, afirmaram que a técnica já poderia ser empregada para avaliações de histopatologias *postmortem*, já que permite resultados rápidos, em alta resolução e não submeteria as amostras a alterações decorrentes do preparo histológico.

Tendões e ligamentos são estruturas com certa tendência a desenvolver patologias. Essa vulnerabilidade é atribuída à vascularidade relativa, ao trauma mecânico e à degradação do colágeno. Para a avaliação dessas estruturas geralmente são empregados: a ressonância magnética, o ultra-som e a artroscopia. Admitindo que nenhuma dessas técnicas proporcionava informações sobre as alterações patológicas e histológicas dos tecidos, Martin et al. (2003) utilizaram a PSOCT (tomografia por coerência óptica sensível à polarização) por se tratar de um método bastante eficiente na identificação de estruturas organizadas, como é o caso do colágeno. Os pesquisadores estudaram *in vitro* tendões de Aquiles, do bíceps e ligamentos cruzados anteriores que tiveram uma área delimitada e submetida à PSOCT. A resolução axial nesse estudo foi de 16 μm , a lateral de 30 μm . As imagens foram obtidas a partir de um comprimento de onda próximo ao infravermelho, de 1300 nm. A relação sinal-ruído foi de 109 dB. Após a avaliação óptica, as áreas previamente delimitadas foram devidamente preparadas (com os corantes específicos) para a análise histológica. O estudo demonstrou a habilidade da PSOCT em definir a natureza extremamente organizada do colágeno nos tendões e ligamentos, o que torna a técnica uma importante ferramenta de

diagnóstico para a ortopedia, visto que a integridade do colágeno é um importante indicador da estabilidade estrutural e do estado patológico.

A contribuição que o OCT trouxe para as diversas áreas da medicina ficou clara após a revisão da literatura realizada por Fujimoto (2003). Inicialmente, o pesquisador citou três categorias importantes de aplicações clínicas: I Na construção de imagens quando o processo de biópsia excisional fosse difícil ou impossível; II Guiando procedimentos cirúrgicos ou micro-cirurgias; III Como guia para as biópsias excisionais, evitando erros no momento de obtenção das amostras.

Aliando as características positivas da OCT com as da microscopia confocal, Aguire et al. (2003) demonstraram a OCM (optical coherence microscopy). A técnica combinava alta sensibilidade, detecção coerente com seccionamento óptico confocal, tudo isso com o objetivo minimizar os efeitos do espalhamento da luz após sua incidência no tecido biológico.

O câncer de mama é um dos tipos mais comuns de neoplasia maligna em todo o mundo e, com relativa frequência, é descoberto em estágios avançados, necessitando de tratamentos mais radicais e mutiladores. Como as técnicas de diagnóstico até então utilizadas (a mamografia por raios X e a tomografia óptica difusa) apresentavam resolução na escala de mm, não permitindo a descoberta de tumores em estágio inicial, Boppart et al. (2004) sugeriram, pela primeira vez, a tomografia por coerência óptica como um método de diagnóstico precoce da doença e também como auxiliar durante a cirurgia, garantindo a remoção total do tumor, porém sem prejuízo para os tecidos vizinhos saudáveis. Os pesquisadores contaram com a excelente resolução da técnica sugerida que, no sistema utilizado para o estudo, foi de 2 μm (axial) e de 10 μm a lateral. A fonte de baixa coerência utilizada foi um laser Ti:safira com um comprimento de onda centrado em 800 nm, largura de banda de 20 nm, potência de 500 mW, emitindo pulsos aproximadamente 80 fs. No braço de referência, foi montado um galvanômetro que se deslocava 3 mm numa frequência de 30 Hz.

Os ratos submetidos ao experimento tiveram o tumor maligno induzido em vários estágios e, em seguida, foram avaliados pelo OCT e histologicamente. Foram feitas imagens em duas e três dimensões de tecidos mamários saudáveis e comprometidos pelo câncer. Os resultados mostraram que a técnica sugerida representa uma grande contribuição não só para o diagnóstico precoce da lesão, mas também gerando imagens que permitissem a remoção precisa das margens do tumor durante o ato cirúrgico, identificando células tumorais.

Pierce et al. (2004) desenvolveram um sistema portátil baseado em OCT capaz de, num intervalo de tempo de apenas 1 segundo, gerar simultaneamente imagens com alta resolução das estruturas da pele, da birrefringência do colágeno e do fluxo sanguíneo. A potência da fonte empregada foi de 20 mW e sua largura de banda de 70 nm. Visando uma boa penetração na pele, empregou-se um comprimento de onda de 1310 nm. Numa tentativa de aumentar a potência óptica no tecido, aumentando a sensibilidade e diminuir o ruído do sistema, foi empregada uma razão de divisão entre os braços de referência e de amostra de 90:10, enquanto que nos sistemas convencionais era utilizada uma razão de 50:50.

Bechara et al. (2004) acreditaram que OCT poderia ser uma técnica promissora para diagnóstico de tumores de pele. Em seus estudos investigaram pacientes com carcinoma basocelular e nevo melanocítico que antes de serem submetidos à biópsia tiveram uma área da lesão delimitada e examinada através da tomografia por coerência óptica. Através da construção de imagens tridimensionais, eles observaram algumas dificuldades atribuídas às deformações decorrentes do processo de preparo histológico e aos diferentes níveis de secção do tecido. Porém, mesmo com esses obstáculos, foi possível utilizar o OCT como um método promissor de diagnóstico na Dermatologia.

2.2.2 Aplicações da Tomografia por Coerência Óptica na Odontologia

Admitindo as dificuldades em se diagnosticar a doença periodontal no dia-dia da clínica odontológica, Colston Jr. et al. (1998a) empregaram um sistema de OCT para estudar *in vitro* o tecido gengival de porcos. Para a pesquisa foi escolhido como fonte de luz um diodo superluminescente de comprimento de onda central de 1310 nm, largura de banda de 47 nm e que gerava no braço da amostra uma potência de 70 μ W. A resolução axial do experimento foi de 17 μ m e a transversal de 20 μ m. Ao final dos experimentos, eles relataram que a quantidade de luz retroespalhada coerentemente que vinha do tecido avaliado decaía exponencialmente com a profundidade e que esse decaimento era maior na dentina do que no esmalte, fato que foi atribuído à diferença entre o coeficiente de espalhamento dos dois tecidos (maior na dentina do que no esmalte), diante de comprimentos de onda próximos ao infra-vermelho. Porém, obtiveram dados bastante interessantes, como por exemplo, distinção da junção esmalte/cimento que se trata de um importante ponto de referência para a determinação do nível de aderência do tecido periodontal e a interface dente/gengiva, permitindo a avaliação do sulco gengival ou bolsa periodontal, quando esta estiver presente.

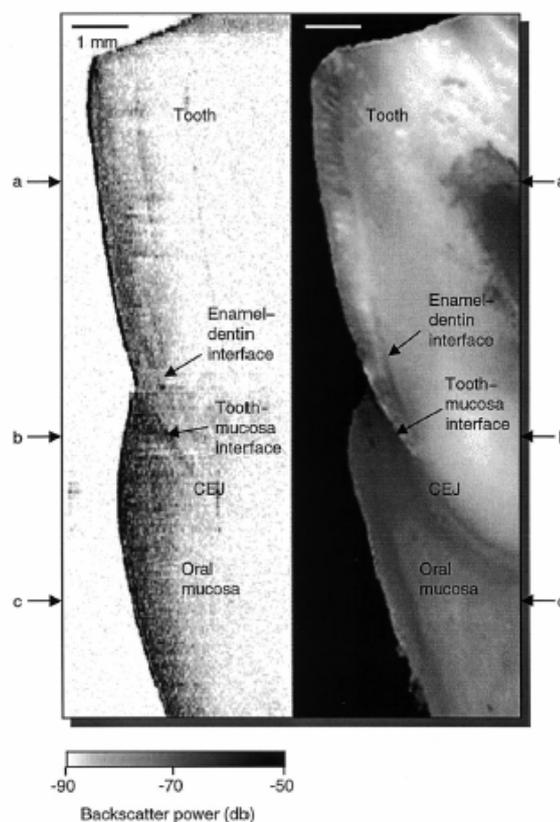


FIGURA 2 - Comparação da imagem obtida através da OCT (esquerda) a uma fotomicrografia da região correspondente (direita) de tecido dentário e periodonto de porco. Foi possível se detectar através da imagem tomográfica estruturas de grande relevância clínica: interface esmalte/dentina, interface dente/mucosa, junção esmalte/cimento e a mucosa oral (COLSTON et al., 1998).

Para a realização do primeiro estudo que possibilitou a aquisição de imagens dos tecidos dentários humanos *in vivo* empregando-se a técnica de OCT, Colston Jr. et al. (1998b) idealizaram uma peça de mão que se baseava no Interferômetro de Michelson. O instrumento manual foi cuidadosamente projetado para oferecer conforto ao paciente durante o exame e também possibilitar uma boa varredura da área selecionada para avaliação. Acoplado ao interferômetro foi utilizada uma fonte de baixa coerência operando num comprimento de onda central de 1310 nm, largura de banda de 15 μm e 15 mW de potência. Uma associação de prismas e lentes foi montada no braço da amostra do interferômetro possibilitando a obtenção de imagens de boa qualidade também nos dentes posteriores. O sistema montado na peça de

mão apresentou uma resolução lateral de 50 μm limitada pelo tamanho do foco do feixe (20 μm) e determinada pela velocidade com a qual as propriedades ópticas do tecido presente no braço da amostra são varridos. A resolução axial foi de 15 μm determinada pelo comprimento de coerência da fonte e a relação sinal-ruído detectada foi de 110 dB. Com uma penetração de 1,5 mm nos tecidos moles de 3 mm nos tecidos duros da cavidade oral as imagens geradas pelo estudo permitiram a visualização clara de importantes componentes estruturais da gengiva: sulco gengival, epitélio e tecido conjuntivo, além de detectar, embora não tão nitidamente, o osso alveolar esponjoso. Os tecidos duros que compõem o dente também foram caracterizados e os autores também observaram que o poder de penetração no esmalte era bem maior do que na dentina, provavelmente devido à diferença do coeficiente de espalhamento entre os dois tecidos.

Feldchtein et al. (1998) compararam as imagens obtidas através da técnica de OCT realizando estudos *in vivo* (para qual foi empregada uma sonda em forma de L) e *in vitro*. Com o objetivo de melhorar a qualidade das imagens, utilizaram um sistema com duplo comprimento de onda, ou seja, contendo dois diodos superluminescentes, um operando a 830nm ($\Delta\lambda=25$ nm) e o outro a 1280 nm ($\Delta\lambda=50$ nm), como fontes de luz de baixa coerência. Estas fontes geravam uma potência de 1,5 mW e 0,5 mW respectivamente. A capacidade de penetração no tecido foi detectada eletronicamente. A resolução do sistema foi de 13 μm (830 nm) e 17 μm (1280 nm), medida em função do espalhamento do interferômetro montado, utilizando-se uma superfície de reflexão simples no braço da amostra. No sistema montado, o escaneamento máximo foi de 3 mm. A resolução transversal obtida foi de 17 μm (830 nm) e 22 μm (1280). A operação de varredura foi totalmente controlada por um computador, durando em torno de 2-5 segundos, podendo em situações nas quais se buscava uma melhor relação sinal-ruído ser mais demorada (25 s). Os registros das duas fontes foram gravados simultaneamente e marcados em cores diferentes garantindo a distinção. Ao analisarem os

resultado, os pesquisadores constataram que nos tecidos moles, a presença da queratina reduziu o contraste, dificultando a distinção entre a lâmina própria e a submucosa (quando presente). Já na mucosa com epitélio não queratinizado, estas estruturas apresentaram-se bastante distintas, permitindo ainda a observação de vasos sanguíneos e glândulas, já que suas propriedades ópticas diferiam das do meio em que se encontravam. Em relação aos tecidos duros do dente, relataram a possibilidade de diagnosticar precocemente as lesões por cárie, inclusive na face proximal e nos sulcos oclusais, detectando uma falta de homogeneidade na superfície da figura obtida. Relataram ainda, a possibilidade de se diferenciar lesões causadas por cárie de lesões não cariosas, além de avaliar a qualidade das restaurações: fendas entre o material restaurador e o dente, bolhas de ar incorporadas durante a inserção do material, entre outros defeitos que determinassem sua substituição.

Observando que a tomografia por coerência óptica gerava imagens a partir da luz retroespalhada em função da profundidade, sem levar em consideração os efeitos de polarização da amostra e que isso impedia a revelação de aspectos importantes da estrutura dos tecidos dentários, Wang et al. (1999) utilizaram a PS-OCT: tomografia por coerência óptica sensível à polarização. Essa nova técnica se propunha a medir a intensidade das franjas de interferência da luz retroespalhada em duas componentes ortogonais de polarização em cada posição da amostra, podendo ser usada para determinar a magnitude da birrefringência da amostra em função da profundidade. O sistema idealizado pelos autores utilizou como fonte um diodo superluminescente, contínuo, de comprimento de onda próximo ao infravermelho ($\lambda_0 = 856 \text{ nm}$ e $\Delta\lambda = 25 \text{ nm}$). A luz emitida pelo diodo, numa potência de 0.8 mW, passava por um polarizador, assumindo apenas o estado de polarização vertical (antes de ser dividido formando os dois braços do interferômetro). No braço da amostra, a luz passava pela placa de $\lambda/4$, induzindo uma polarização circular até o momento de incidir no tecido dentário. As propriedades de espalhamento e birrefringência da amostra faziam com que a luz

retroespalhada passasse novamente na placa de $\lambda/4$ num estado arbitrário de polarização elíptica. No braço de referência, após a dupla passagem pela placa de $\lambda/4$ assumia uma característica linearmente polarizada com amplitudes idênticas tanto no estado de polarização vertical quanto no horizontal. A luz então era dividida em um feixe polarizado vertical e outro horizontal, seguindo separadamente para os fotorreceptores específicos. Deste modo, Wang e sua equipe mediram a birrefringência do esmalte e dentina, além de sugerir que os prismas do esmalte agiam como guias de onda.

Otis et al. (2000) realizaram um estudo *in vitro* onde avaliaram a mandíbula de porcos através das técnicas de OCT, radiografia e sondagem dos sulcos gengivais. Os autores compararam as imagens tomográficas obtidas a partir de dois sistemas de OCT, ambos utilizando como fonte de luz diodos superluminescentes. Porém em um dos sistemas, a potência da fonte empregada foi de 850 nm, largura de banda espectral de 29 nm e potência de 350 μW incidindo na amostra. No outro sistema também montado para esse experimento o comprimento de onda central da fonte era de 1300 nm, a potência incidente na amostra foi de 140 μW e a largura de banda espectral de 47 nm. Ao final do experimento, obteve-se no primeiro sistema uma resolução axial de 12 μm , e de 17 μm no segundo. Porém, no sistema que utilizou a fonte de 850 nm não foi possível visualizar a junção esmalte cimento através do tecido gengival. Já no que empregou a fonte de 1300 nm, as imagens obtidas continham mais informações, pois a penetração foi maior.

Boppart et al. (2002) utilizaram a técnica de OCT para investigar tanto *in situ* quanto *in vivo* a leucoplasia oral, condição considerada pré-maligna. Os autores apontaram vantagens das imagens obtidas através da tomografia por coerência óptica sobre a biópsia excisional. Ao contrário da biópsia, a OCT permitiu uma avaliação quantitativa do espessamento epitelial e da morfologia subepitelial, sem que fosse necessária a excisão do tecido a ser avaliado, além de permitir também a realização de vários exames na mesma área, sem causar qualquer dano

ao tecido. De acordo com os autores, a OCT também se mostrou um método eficaz no acompanhamento da lesão durante o tratamento, sem causar grandes traumas ao paciente.

Com a introdução de métodos de prevenção à cárie dentária, as formas de diagnóstico disponíveis na Odontologia tornaram-se ineficazes. Os métodos visuais e as radiografias identificam cavidades extensas, mas não são suficientemente sensíveis para detectar precocemente lesões onde não haja cavidade, cáries de raiz ou ainda cáries secundárias. Partindo do princípio de que a desmineralização ocorrida durante o processo cariioso alterava as propriedades ópticas do esmalte e da dentina, Fried et al. (2002) realizaram um estudo para demonstrar que a PS-OCT podia ser utilizada para fazer imagens de lesões de cárie em estágio inicial e também para monitorar seu progresso. Concluíram então que a técnica foi bem sucedida ao gerar imagens de cáries oclusais, interproximais, de raiz e associadas a restaurações.

2.2.3 Variações nas modalidades de aquisição das imagens

Nejadmalayeri (2001) citou 4 variações da técnica de OCT tradicional para a aquisição de imagens: polarização, doppler, absorção e elasticidade.

Polarização: de acordo com o autor, a polarização seria uma técnica interessante para ser aplicada a tecidos biológicos compostos por fibras e que devido à organização dessas fibras apresentam birrefringência. Então se sugere que a interferência do feixe refletido com o que vem da amostra contém informações sobre a polarização que sugere a birrefringência do tecido estudado.

Doppler: apesar do laser com Doppler está sendo usado há tempo, o uso de fontes de comprimento de coerência longo tinha como consequência imagens de pouca precisão. Porém os conhecimentos de coerência empregados na técnica de OCT permitiram a execução de

imagens de alta exatidão de estruturas em movimento, por isso tem sido empregada para a análise do fluxo e de vasos sanguíneos.

Absorção: a técnica empregada permite que sejam feitas medidas em duas profundidades diferentes do meio avaliado.

Elasticidade: a elastografia por OCT é uma técnica não invasiva utilizada para medir as variações de rigidez no interior dos tecidos. Pode ser feito baseando-se na sensibilidade da tomografia por coerência óptica ao deslocamento da amostra durante a obtenção da imagem. Dessa maneira, tornou-se possível a obtenção de informações a respeito da deformação, em micro-escala, da amostra durante a aplicação de um estresse externo. Essa variação da OCT pode trazer uma rica contribuição para os estudos de cicatrização.

3 PROPOSIÇÃO

Na Odontologia, os métodos de diagnóstico disponíveis se baseiam na inspeção tátil e visual que são auxiliados pelos exames radiográficos, o que pode não garantir ao profissional a precisão necessária para esta etapa do tratamento. Os erros e as informações que não são detectados durante o diagnóstico podem levar a tratamentos equivocados, comprometendo a saúde bucal dos pacientes. Por esta razão, este trabalho tem a proposta de:

- a) Comprovar que a técnica de OCT pode se tornar um método de diagnóstico bastante eficaz para a Odontologia, permitindo a obtenção de imagens bidimensionais, com alta resolução.
- b) Testar a técnica de OCT como método de avaliação da interface dente/restauração em dentes restaurados com resina composta e amálgama de prata, em procedimentos restauradores que envolvam só esmalte, imediatamente após a confecção das restaurações.

4 METODOLOGIA

4.1 MATERIAL

Foram utilizados nessa pesquisa:

Solução fisiológica de Cloreto de sódio 0,9%, marca Gasper Viana S.A.

Hipoclorito de sódio da marca Biodinâmica

Broca diamantada cilíndrica

Máquina de corte a disco diamantado da marca Logitech modelo 15

1 Turbina de alta rotação da marca KaVo

1 Kit de resina composta P60 da marca 3 M

Amálgama de Prata em cápsulas de uma porção da marca SDI

Aparelho de Raios X modelo Spectro X0X da marca Dabi Atlante

Películas para radiografia periapical da marca Kodak modelo Insight

Revelador da marca Kodak

Fixador da marca Kodak

Câmara escura

Microscópio óptico- Optiphot-100 da marca NIKON

Câmara digital- Pro-Series 128 Capiture Kit da marca Media Cybernetcs

Scanner modelo scanner d-cópia150 da marca Olivetti

OCT (montagem experimental usando laser de femtosegundo, espelhos, fibra óptica, osciloscópio, detector e microcomputador)

4.2 MÉTODO

4.2.1 Preparo e divisão das amostras

Após o parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, a pesquisa foi realizada utilizando 5 molares humanos obtidos no Banco de Dentes da Pós-Graduação do curso de Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Bucofacial da mesma Universidade. Os elementos passaram por um processo de desinfecção com Hipoclorito de sódio sendo depois armazenados em uma solução fisiológica de Cloreto de sódio. Após a remoção dos restos orgânicos, eles foram lavados com detergente e água deionizada.

Em seguida, através da máquina de corte a disco diamantado os dentes foram seccionados em seu longo eixo, para que no momento do preparo cavitário, o pesquisador pudesse avaliar a espessura aproximada e a constituição da parede vestibular da cavidade.

Os dentes então foram denominados de dente A, dente B, dente C, dente D e dente E.

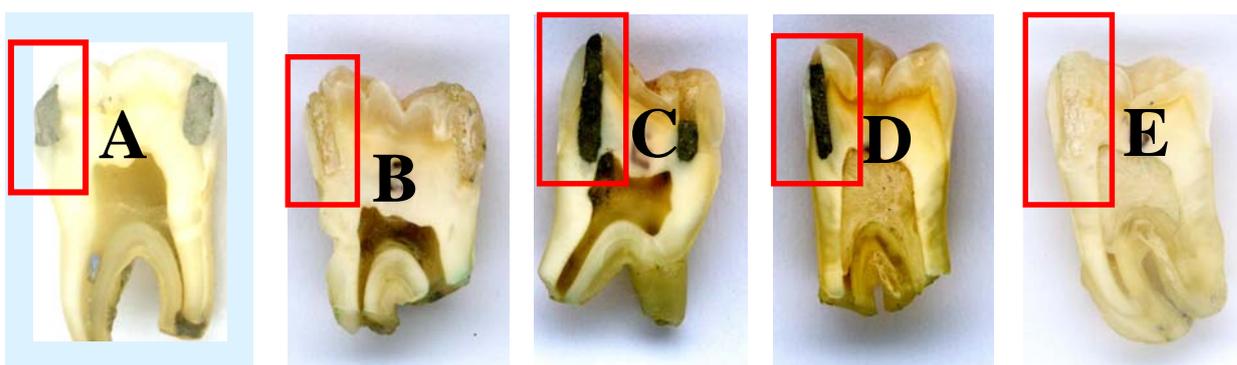
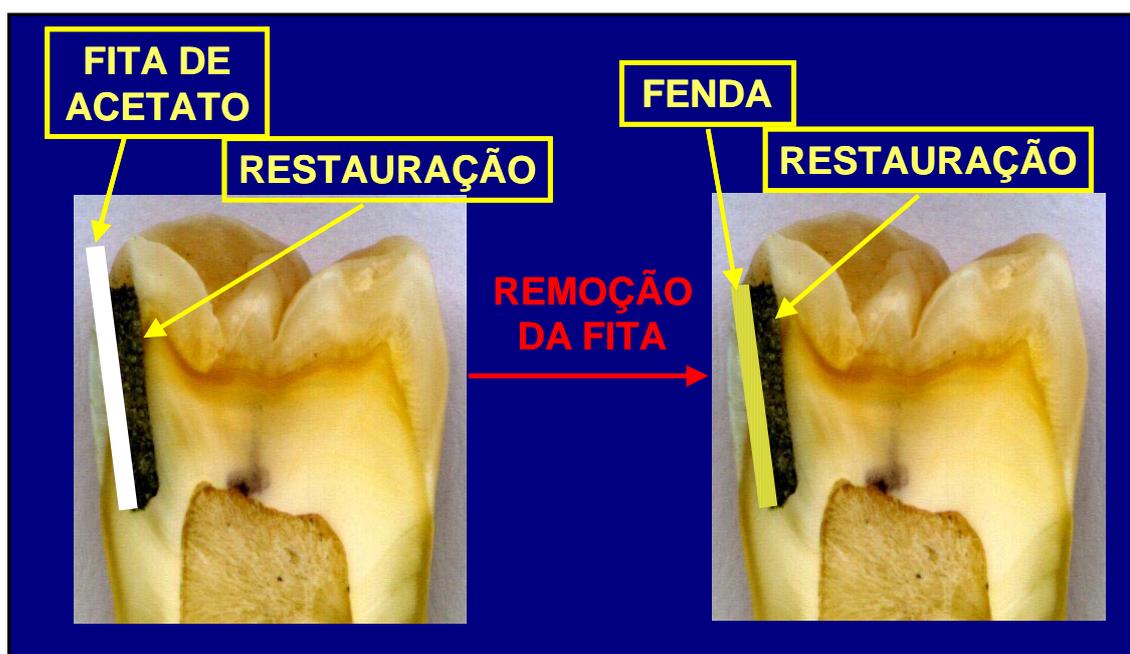


FIGURA 3 - Dentes após corte e restauração.

Com uma broca cilíndrica em uma turbina de alta rotação refrigerada, foram feitos os preparos cavitários de forma que a parede da cavidade não apresentasse mais de 3mm e que, no segmento mais apical, a mesma estivesse constituída de esmalte e dentina. Em seguida, os

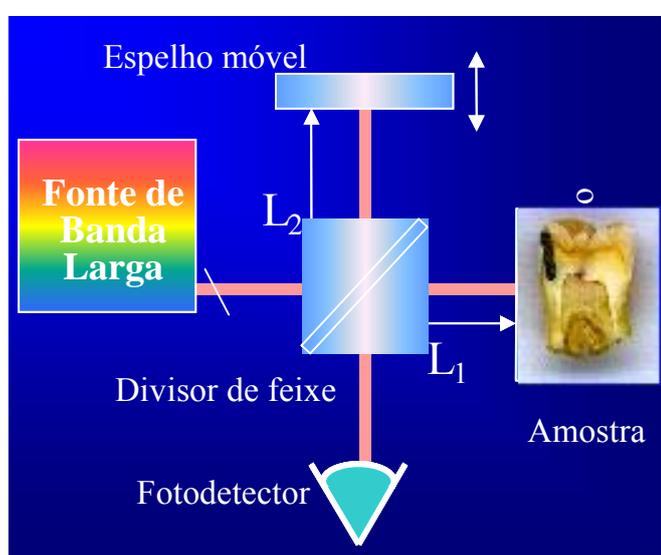
dentes foram restaurados. O dente A foi normalmente restaurado com amálgama de prata. Os dentes C e D também foram restaurados com amálgama, porém para simular uma fenda, uma fita de acetato com uma espessura de 50 μm foi colocada entre a parede vestibular do preparo cavitário e a restauração, como pode-se visualizar a partir do esquema 1. Ao final do procedimento restaurador, a fita foi removida deixando a fenda conforme o desejado. Os dentes B e E também foram restaurados, porém com resina composta, através da técnica incremental, utilizando-se o sistema adesivo pertencente ao mesmo fabricante e, do modo anteriormente citado, também foi deixada propositalmente uma fenda entre a parede vestibular da cavidade e a restauração.



ESQUEMA 1 – Ilustração da indução da falha na interface dente/restauração, introduzindo-se uma fita de acetato durante o procedimento restaurador.

4.2.2 Análise pelo Método de Tomografia por Coerência Óptica

No sistema de Tomografia por Coerência Óptica, os princípios da interferometria são combinados com uma fonte de luz de baixa coerência temporal. Esse conjunto tem como objetivo a obtenção de uma excelente resolução axial, bem como uma alta sensibilidade à luz que é retro espalhada pela amostra e irá se transformar em imagem. O esquema 1 mostra um diagrama esquemático do sistema de OCT, apresentando a fonte de luz, o interferômetro (o espelho, o divisor do feixe e o fotodetector) e a amostra a ser estudada.



ESQUEMA 2 - Esquema básico pra a técnica de OCT

4.2.2.1 Fonte de luz

A resolução das imagens obtidas a partir da técnica de OCT está relacionada à fonte de luz empregada no sistema. O comprimento de coerência, por exemplo, delimita a resolução axial do sistema, que, por sua vez é inversamente proporcional à largura de banda da fonte. Outro aspecto importante relacionado à fonte empregada é o comprimento de onda, pois dele depende a capacidade de penetração do feixe na amostra estudada.

Gladkova et al. (2000) relataram que fontes de luz de baixa intensidade no comprimento de onda visível ou próximo do infravermelho eram bastante interessantes para

as técnicas ópticas de obtenção de imagens em tecidos biológicos. Esse fato foi atribuído à “janela terapêutica” observada entre os comprimentos de onda de 700 nm e 1300 nm onde para importantes constituintes teciduais, como a água e o sangue, a absorção é baixa e o espalhamento da luz relativamente elevado.

Em seus estudos, Otis et al. (2000) fizeram uma importante observação ao citar que a ANSI (American National Standards Institute) padronizou a relação potência/dano. De acordo com a ANSI, para que houvesse dano à pele humana, seria necessária a exposição da mesma a uma fonte com comprimento de onda de 1,3 μm a uma potência de 96m W, considerando aplicações por 8 horas seguidas. Desta forma, o autor pôde verificar que os experimentos que utilizavam a técnica de OCT estavam dentro das normas de segurança da ANSI, oferecendo total segurança tanto ao paciente quanto à equipe de profissionais que trabalha com o laser.

Em seus estudos, Thrane et al. (2001) citaram que os diodos superluminescentes utilizados inicialmente como fonte dos sistemas de OCT, apesar do custo relativamente baixo, atingiam uma resolução de 10-20 μm , conseqüência do comprimento de coerência da fonte. Essa resolução mostrou-se insuficiente na caracterização de células e de estruturas subcelulares, como por exemplo os núcleos. Os autores observaram ainda que as melhores resoluções longitudinais foram detectadas em sistemas que utilizavam como fonte laser de femtonsegundo de Ti:safira, chegando a $\sim 1 \mu\text{m}$ em estudos *in vivo*. Porém lembraram que os lasers de femtonsegundo também apresentavam algumas limitações, dentre as quais foram citados o custo e a complexidade desses lasers, dificultando a aplicação clínica.

Zhao et al. (2001) também relataram que embora os diodos superluminescentes com comprimento de onda centrado entre 850 nm e 1300 nm e a potência média entre 1 e 10 mW fossem geralmente empregados nos sistemas de OCT, a resolução axial obtida era limitada entre 10 e 20 μm . Como alternativa pra a obtenção de uma excelente resolução, próxima de

1 μm , foi sugerido um laser pulsado de Ti:safira. Operando a 850 nm, essa fonte gerou um espectro de banda ultra larga (350 nm) e alta potência, podendo chegar a mais de 100 mW. Porém algumas dificuldades atribuídas à técnica e ao custo elevado desses lasers limitam a aplicação clínica.

Bouma e Tearney (2002) em sua revisão de literatura enumeraram quatro considerações importantes para se avaliar uma fonte para um sistema de OCT: o comprimento de onda, a largura de banda, a potência e a estabilidade. Partindo do princípio de que uma boa profundidade de penetração era fundamental para o sistema de OCT, os trabalhos realizados utilizaram-se da janela terapêutica ou de diagnóstico, intervalo no comprimento de onda cuja absorção por componentes típicos dos tecidos biológicos (água e sangue) era mínima. Além disso, observou-se também que neste intervalo o aumento do comprimento de onda tinha como consequência a diminuição do espalhamento, por isso, os autores sugeriram que os melhores resultados seriam obtidos entre 1,3 e 1,6 μm . Também indicaram que a relação sinal/ruído (SNR, sigla em inglês), que determina a sensibilidade do sistema, é proporcional à potência espalhada pela amostra. Os autores concluíram que era necessário aumentar a potência da fonte, sem ultrapassar o limite de dano. Para melhorar a relação sinal/ruído, eles analisaram também como aspectos ligados à fonte como a forma espectral e a modulação da amplitude. Avaliando esses requisitos, Bouma e Tearney concluíram que as melhores fontes, em termos de resolução, para serem empregadas na Tomografia por Coerência Óptica eram os lasers de estado sólido de femtosegundo.

Kowalevich et al. (2002) admitiram que os experimentos que utilizavam lasers de femtosegundo em estado sólido, como por exemplo o Ti:safira, obtinham melhor resolução ($\sim 1 \mu\text{m}$) do que os empregavam diodos superluminescentes ($\sim 10 \mu\text{m}$), fato atribuído à largura de banda que era bem menor nos diodos. Porém, visando minimizar os custos dos sistemas de OCT sem prejudicar sua resolução, os autores empregaram um diodo com potência de 40,3

μW , largura de banda de 138 nm, bombeando um fino cristal de $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$. Desta forma, obtiveram um sistema com imagens de resolução axial de 2,2 μm no ar e 1,7 μm na amostra. Sugeriram ainda a melhoria dos resultados através do aumento da fluorescência da fonte, reduzindo a temperatura e aumentando a densidade do cristal de $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$. Concluíram então que as fontes de luz fluorescentes podem se tornar uma alternativa viável e de menor custo para sistemas de OCT, permitindo a obtenção de imagens de alta resolução, semelhantes às relacionadas aos lasers de femtosegundo.

4.2.2.2 Interferômetro de Michelson

No OCT é utilizado um interferômetro que foi proposto por Michelson. O interferômetro consiste em um sistema óptico capaz de produzir interação entre dois feixes originários da mesma fonte. O esquema 1 é uma diagramação básica de um interferômetro de Michelson. A luz gerada por uma fonte de baixa coerência é dividida em duas partes que seguem caminhos distintos, mas de mesma extensão. Na extremidade de cada percurso, a luz é refletida ou espalhada retroativamente. Dessa forma, os feixes são novamente recombinados e interferência entre eles é observada na extremidade do “braço” de saída do interferômetro. A alteração do comprimento de um dos “braços” do interferômetro leva à mudança, ou à completa destruição, do sinal de interferência. Na análise de tecidos biológicos, alterações na extensão do “braço” de referência do interferômetro permitem a interferência seletiva do feixe de referência com a luz espalhada por diferentes camadas da amostra estudada (HECHT e ZAJAC, 1979).

No ano de 1991, Huang et al. utilizaram pela primeira vez o interferômetro de Michelson em um sistema de OCT para estudar tecidos biológicos.

4.2.2.3 Descrição matemática da técnica de Tomografia por Coerência Óptica

4.2.2.3.1 Resolução do sistema

Luz é uma onda eletromagnética cujo comprimento de onda, λ , varia de aproximadamente de 250 nm (ultravioleta) à alguns micrometros (infravermelho), incluindo a região visível do espectro (400-700 nm). Uma das propriedades que caracteriza ondas é a coerência, determinada pela sua fonte geradora. A coerência espacial é medida pelo comprimento de coerência, l_c que é dado por:

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$

Sendo $\Delta\lambda$ a largura de banda da fonte de luz, e λ_0 o comprimento de onda central da fonte.

Na formação de imagens por OCT, o comprimento de coerência da fonte determina a capacidade do sistema de distinguir axialmente a presença de dois pontos de próximos. Ou seja, a resolução axial (longitudinal) do sistema é determinada pelo comprimento de coerência da fonte, $\Delta z = l_c$.

Colston Jr. et al. (1998b) chamaram a atenção de que, nos tecidos biológicos, para se obter as dimensões físicas reais, as medidas da imagem gerada deveriam ser divididas pelo seu índice de refração. Isto porque a luz se propaga com velocidade diferente no ar e nos tecidos biológicos. No caso dos tecidos da cavidade oral, os autores relataram que o índice de refração da mucosa oral era $\sim 1,3$, do esmalte $\sim 1,6$ e da dentina $\sim 1,5$.

De forma semelhante à observada na microscopia convencional, a resolução transversal (lateral), Δx , no OCT depende do tamanho do foco do feixe, da seguinte forma:

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \frac{f}{d} \quad (2)$$

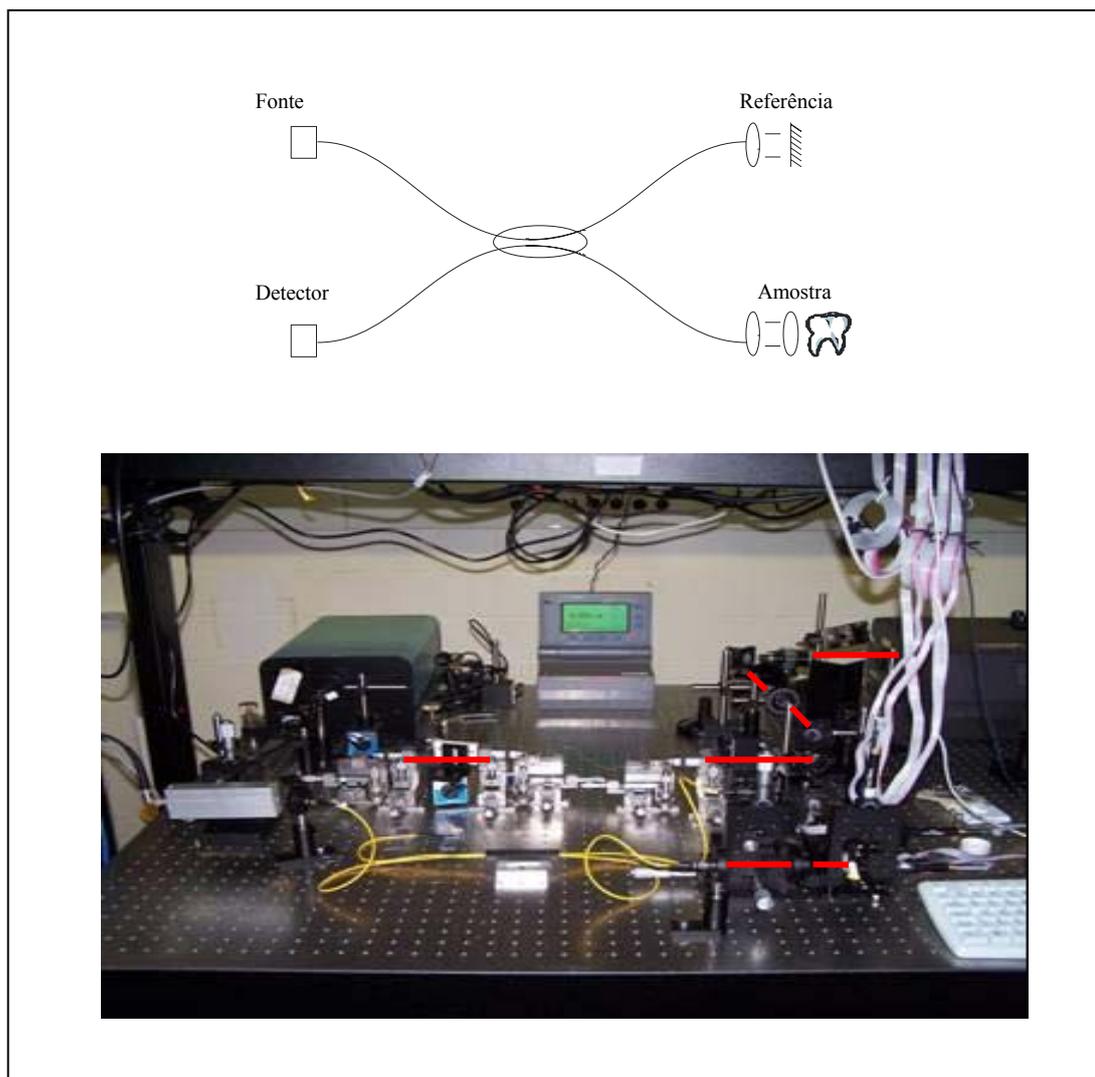
Com f sendo o comprimento focal e d o diâmetro do feixe na lente. Como pode ser observado, para se obter uma boa resolução axial, é necessário que se tenha uma ampla abertura numérica (razão f/d).

(HARTL, LI, CHUDOBA, et al. 2000).

4.2.2.4 Explicação do sistema empregado no experimento

Para se obter as imagens através da técnica de Tomografia por Coerência Óptica, foi construído um interferômetro de Michelson, à base de fibra óptica, acoplado a uma fonte de luz de baixa coerência (Esquema. 2).

A fonte de luz escolhida para ser utilizada nesse experimento foi um laser de Ti:safira da marca Coherent que emite pulsos curtos, da ordem de 150 fs e com comprimento de onda de 800nm. A potência média da fonte empregada na entrada do sistema foi de 500 mW. Na amostra, a potência de luz utilizada foi de 50mW, abaixo do limiar de dano para este comprimento de onda. A coerência da fonte foi reduzida fazendo-se o feixe laser percorrer 3 m de fibra óptica (monomodo), o que alargou o espectro. O largo espectro, de ~ 63 nm, obtido com 3 m de fibra monomodo e o gráfico de auto-correlação também são mostrados no gráfico 1, pelo qual se verifica que a resolução axial do sistema foi de ~ 10 μm .



ESQUEMA 3 - (a) Esquema do Interferômetro de Michelson montado em fibra óptica. (b) Sistema de OCT montado no laboratório de Optoeletrônica e Fotônica da Universidade Federal de Pernambuco, para a realização do experimento.

A resolução axial esperada, calculada através da equação (1), para o sistema com comprimento de onda (λ) de 800 nm e largura de banda ($\Delta\lambda$) de ~ 40 nm foi de $7 \mu\text{m}$, valor menor do que o obtido experimentalmente. As bandas laterais na figura de autocorrelação obtida com o interferômetro a base de fibras levam a uma degradação na resolução axial do OCT e foram identificadas como um efeito de polarização nos braços do acoplador 2x2.

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{(800 \times 10^{-9})^2}{40 \times 10^{-9}} = 7 \mu\text{m} \quad (3)$$

A resolução lateral (Δx) que depende do comprimento focal da lente, foi de aproximadamente $35 \mu\text{m}$, resultado obtido a partir da equação (2). Para o comprimento focal (f) de 10 cm e o diâmetro do feixe na lente (d) aproximadamente 3 mm, tem-se:

$$\Delta x = \frac{4(800 \times 10^{-9})}{3\pi} = 35 \mu\text{m} \quad (4)$$

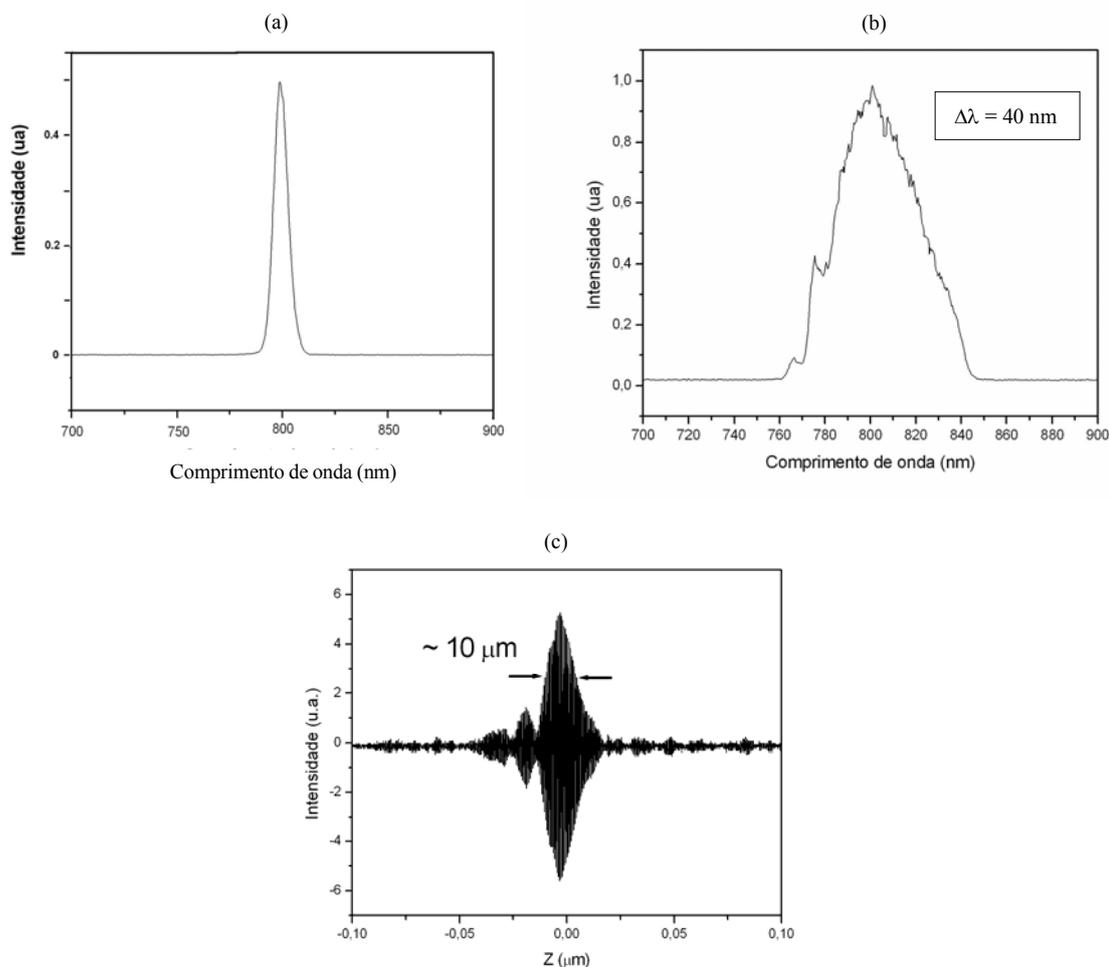
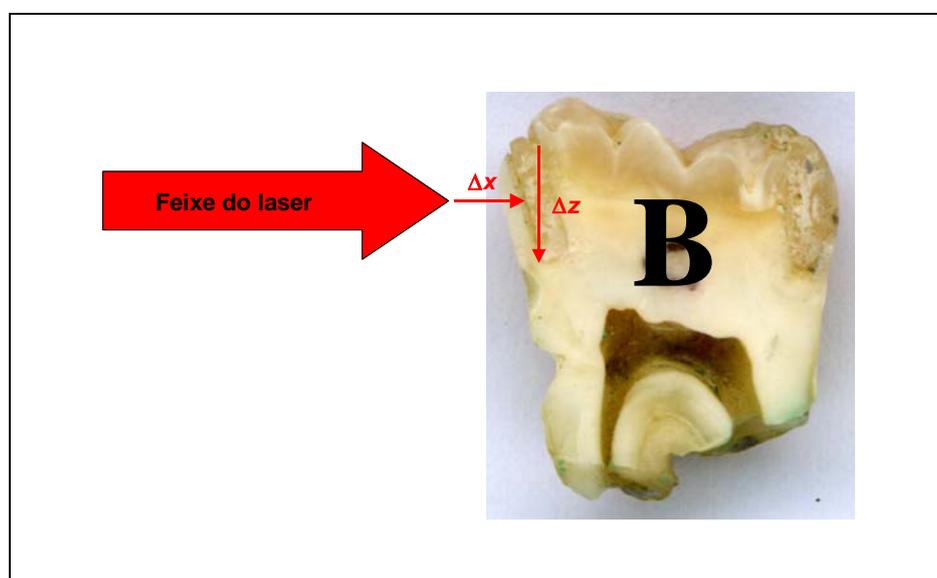


GRÁFICO 1 - Espectro da fonte: (a) Antes do acoplamento aos 3m de fibra. (b) Após o acoplamento à fibra óptica, observando-se o alargamento do espectro. (c) Autocorrelação.

A varredura axial (Δx) das amostras foi obtida movendo-se o espelho localizado no braço de referência do interferômetro. Assim o feixe do laser penetrava na amostra, e a luz retroespalhada fornecia informações sobre as estruturas aí situadas. Porém, para se formar imagens bi-dimensionais, as amostras foram deslocadas em seu longo eixo (deslocamento lateral ou Δz) e, em cada ponto foi feita uma varredura axial conforme já foi explicado. O sistema de varredura está explicado no esquema 3. As terminações de saída de ambos os braços (de referencia e da amostra) do interferômetro foram fixados em um translador (ThorLabs) controlado por computador. O sinal de interferência gerado foi captado através de um fotodetector de alta eficiência (RS do Brasil, 194-290) e o sinal gerado pelo sistema de detecção foi eletronicamente filtrado, de acordo com a velocidade do translador, e amplificado 100x. O sinal amplificado e filtrado era enviado a um osciloscópio digital de 300MHz (TDS3032B da Tektronix) conectado a um computador.



ESQUEMA 4 - Esquema de varredura das amostras. Permite a visualização da varredura axial (Δx) e lateral (Δz).

Todo este sistema foi controlado por um programa desenvolvido baseado na ferramenta computacional Labview da National Instruments (Austin, TX). Após a tomada dos dados, os resultados foram analisados e os gráficos elaborados com o software Origin 6.

4.2.3 Análise radiográfica

As radiografias periapicais foram obtidas através de tomadas radiográficas com o aparelho de raios X do modelo Spectro X0X, da marca Dabi Atlante. Para isso, no instante da tomada, as amostras foram fixadas aos filmes periapicais da marca Kodak através de cera de utilidade. Em seguida, as películas foram reveladas e fixadas. Foram seguidas as instruções do fabricante das películas utilizadas (Kodak) no que dizia respeito ao tempo de exposição à radiação, de revelação e fixação.

Após o processamento das películas, as imagens radiográficas foram digitalizadas e para isso foi empregado um scanner d-cópia150 (Olivetti).

4.2.4 Análise microscópica

Depois de submetidas às análises acima citadas, as amostras foram avaliadas através da microscopia óptica. Para esta avaliação foi utilizado um Microscópio óptico Optiphot-100 da marca NIKON com uma lente de 5X de aumento.

A calibração do sistema de microscopia foi obtida fazendo-se uma imagem de 2 orifícios, um de 10 μm e o outro de 20 μm .

5 RESULTADOS

Para avaliar as restaurações em resina composta e amálgama de prata confeccionadas para essa pesquisa, foram utilizadas três técnicas: a radiografia periapical e a microscopia óptica, e a técnica de tomografia por coerência óptica. Das técnicas selecionadas, apenas a radiografia periapical e a de OCT podem ser utilizadas *in vivo*, pois a microscopia óptica requer que os espécimes sejam previamente preparados.

5.1 Resultados obtidos através de Raios X

As imagens radiográficas obtidas nem sempre permitiram a visualização da falha deixada propositalmente entre a parede da cavidade e a restauração. Este fato ficou bem evidente nos dentes restaurados com amálgama pois, em nenhuma das amostras utilizadas neste experimento a fenda pôde ser identificada (Fig.4).

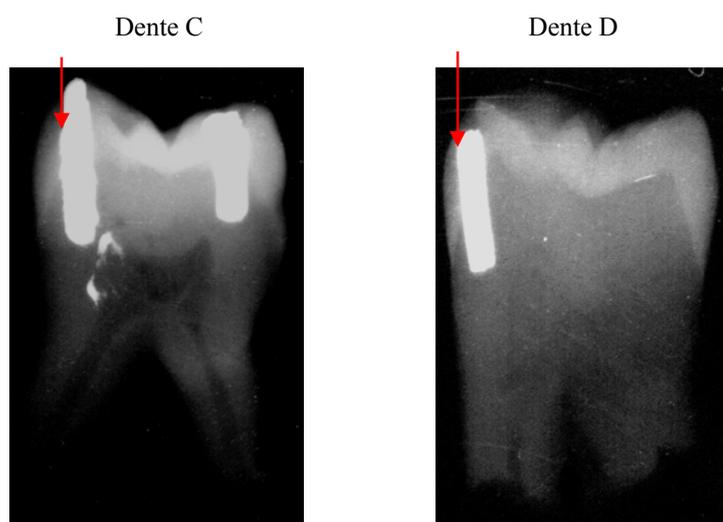


FIGURA 4 - Imagem radiográfica dos dentes restaurados com amálgama. Durante o processo restaurador foi deixada uma fenda entre a parede cavitária (em esmalte) e a restauração. A técnica não permitiu a visualização da falha, cuja posição está indicada com as setas vermelhas.

As radiografias obtidas a partir das duas amostras restauradas em resina composta, conforme pode ser visto na figura 5, identificaram a falha, porém na radiografia do dente E, a fenda não foi visualizada em toda a extensão da interface dente/restauração, ou seja, a técnica não permitiu uma avaliação precisa da localização e das dimensões da fenda.

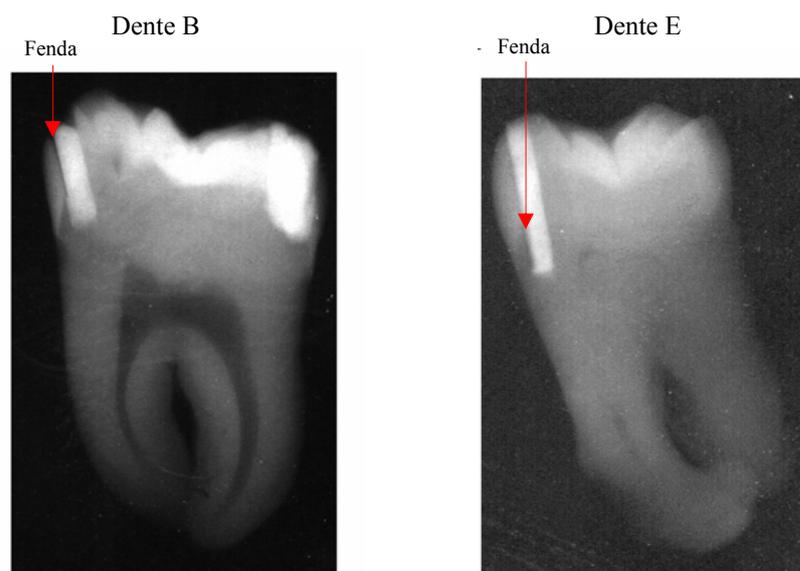


FIGURA 5 - Imagens radiográficas dos dentes restaurados com resina composta. Durante o procedimento restaurador foi deixada uma fenda entre a parede cavitária (em esmalte) e a restauração. A técnica permitiu a visualização total da falha no dente B e parcial no dente E.

5.2 Resultados obtidos através da microscopia óptica

Com as amostras devidamente seccionadas, através da microscopia óptica tornou-se possível diferenciar o dente restaurado que não apresentava a fenda na interface dente/restauração (Fig. 6) daqueles onde, propositalmente, foi simulada uma falha nesta área. As imagens microscópicas também possibilitaram que se realizasse uma estimativa da espessura da fenda induzida durante o preparo das restaurações em todas as amostras onde utilizadas neste experimento elas eram encontradas (Fig.7 e 8).

As medidas realizadas com o microscópio eletrônico foram feitas por partes e, para ilustrar melhor as amostras, suas restaurações e fendas, quando existentes, no momento da apresentação dos resultados essas partes foram unidas.

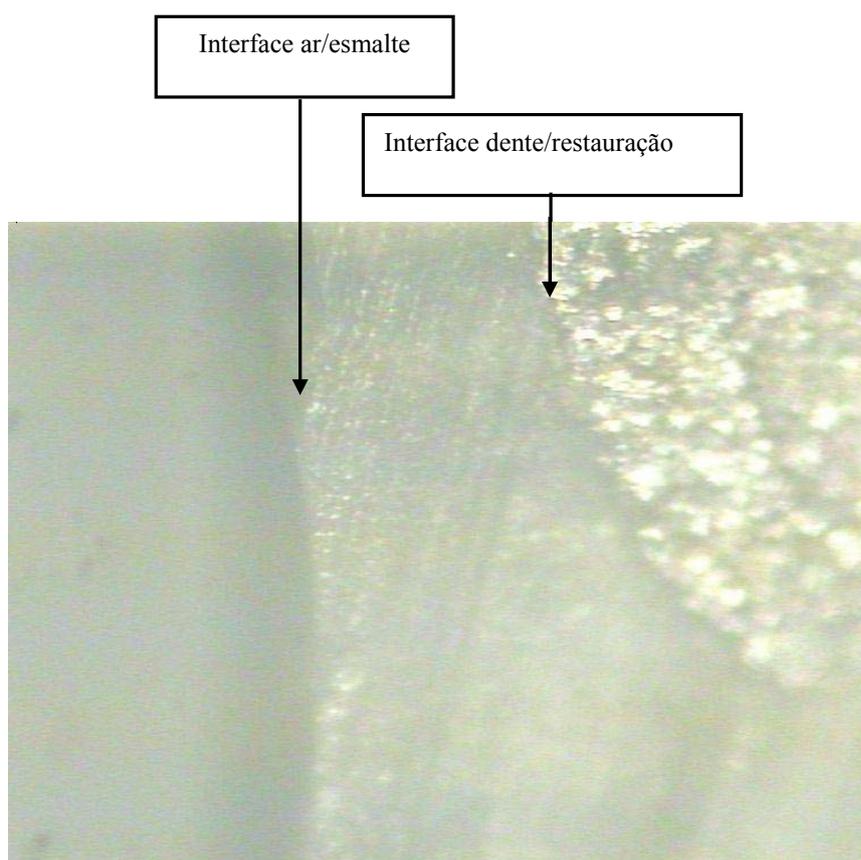


FIGURA 6 - Microscopia óptica do elemento A. Restaurado, sem fenda, em amálgama, mostrando a interface dente/restauração.

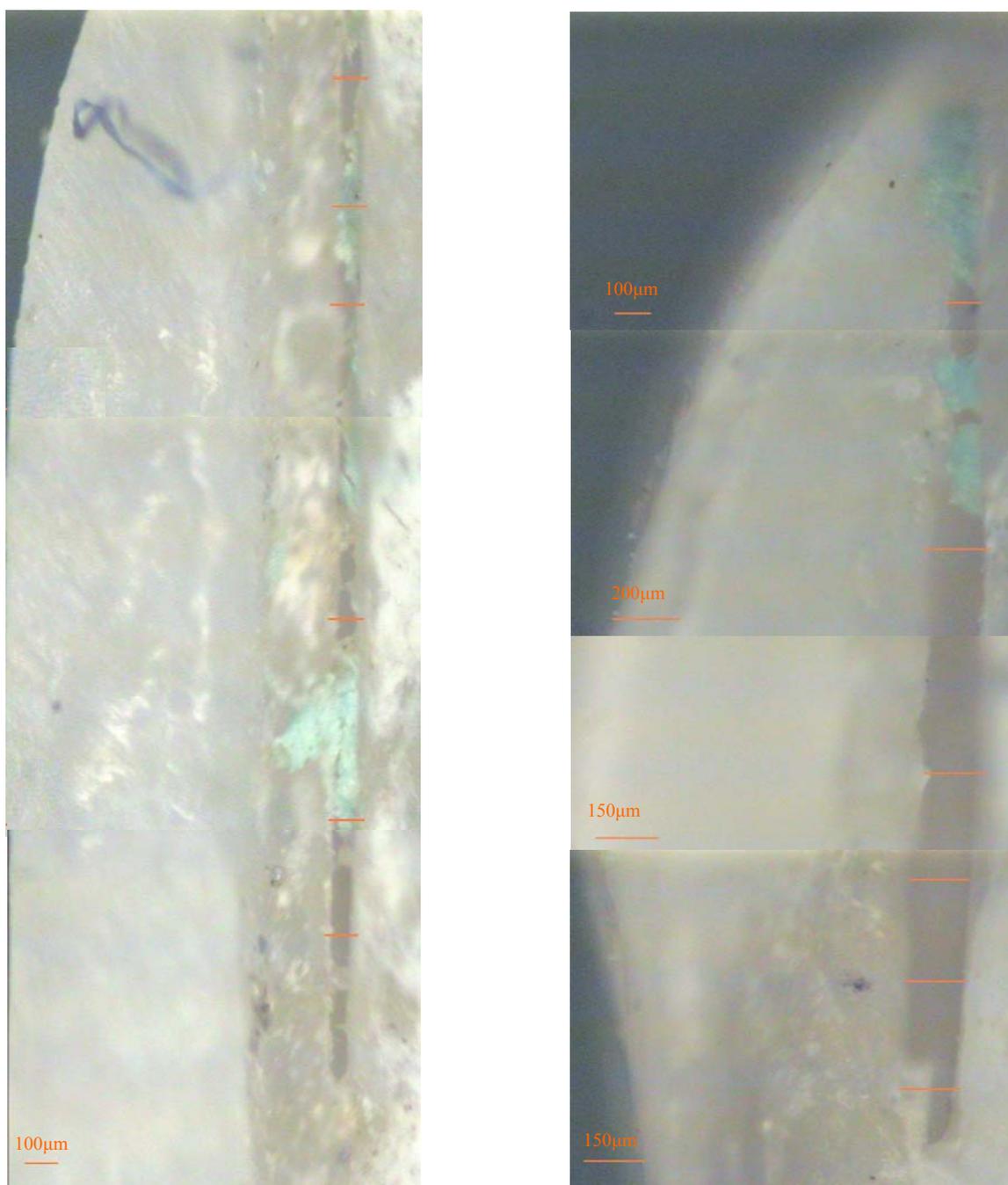


FIGURA 7 - Imagens dos dentes B (esquerda) e E (direita), restaurados com resina composta, obtidas a partir da microscopia óptica, com uma lente de 5X de aumento. Mostra a estimativa da medida das fendas ao longo da interface dente/restauração.

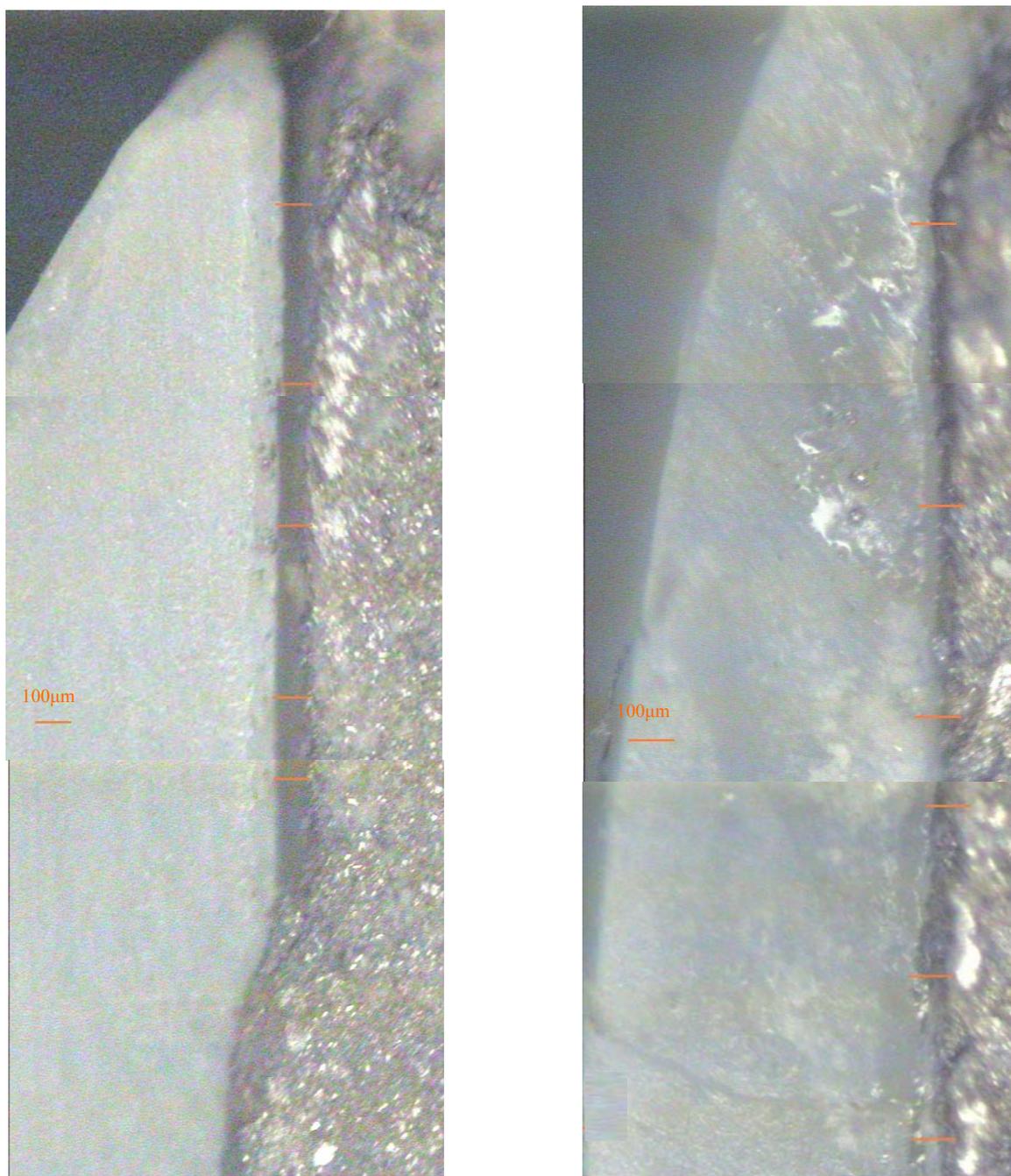
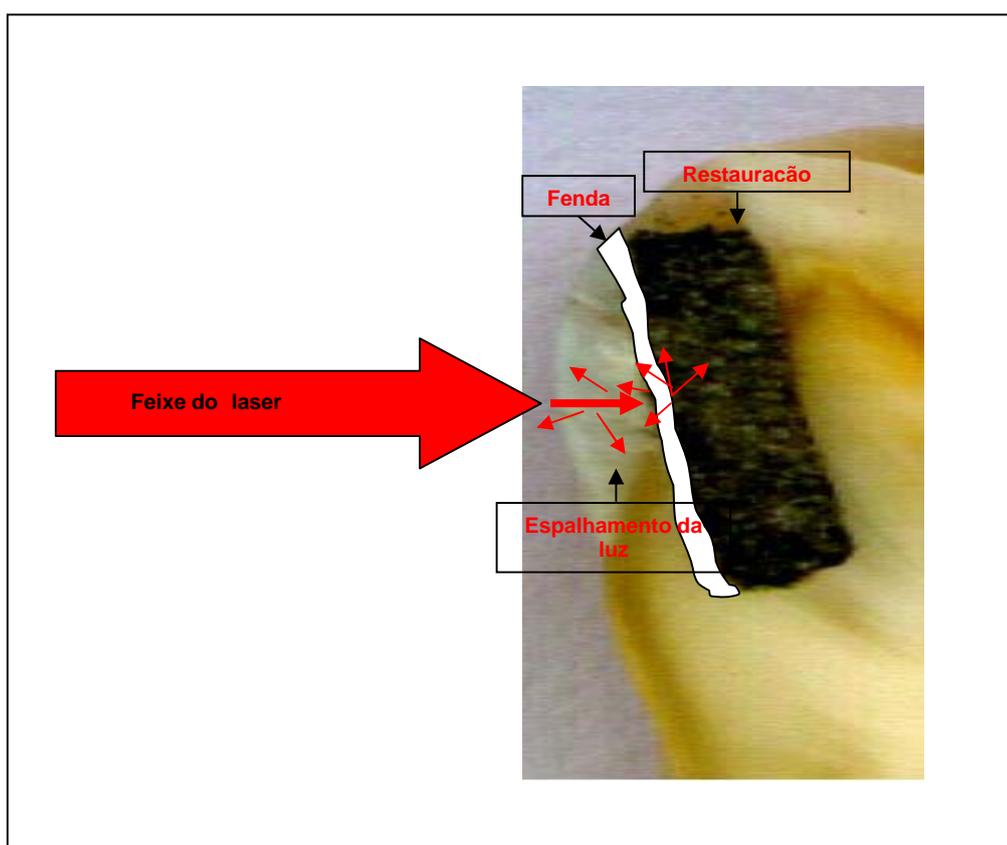


FIGURA 8 - Imagens dos dentes C (esquerda) e D (direita), restaurados com amálgama, obtidas a partir da microscopia óptica, com uma lente de 5X de aumento. Mostra a estimativa da medida das fendas ao longo da interface dente/restauração.

5.3 Resultados obtidos através da técnica de tomografia por coerência óptica

Os resultados obtidos mostram que o sistema de OCT montado para esta pesquisa foi eficiente quando a parede cavitária que recebia o feixe de luz era constituída exclusivamente de esmalte dentário (Esquema 4).



ESQUEMA 5 - Esquema demonstrativo da incidência do feixe do laser sobre a amostra, ilustrando o fenômeno de espalhamento da luz.

O gráfico 2 ilustra o resultado observado no Osciloscópio, mostrando que cada superfície corresponde a um pico no sinal obtido. O primeiro representa a superfície externa do dente (interface ar/esmalte), o segundo a interface parede cavitária/ar e o último fenda/material restaurador.

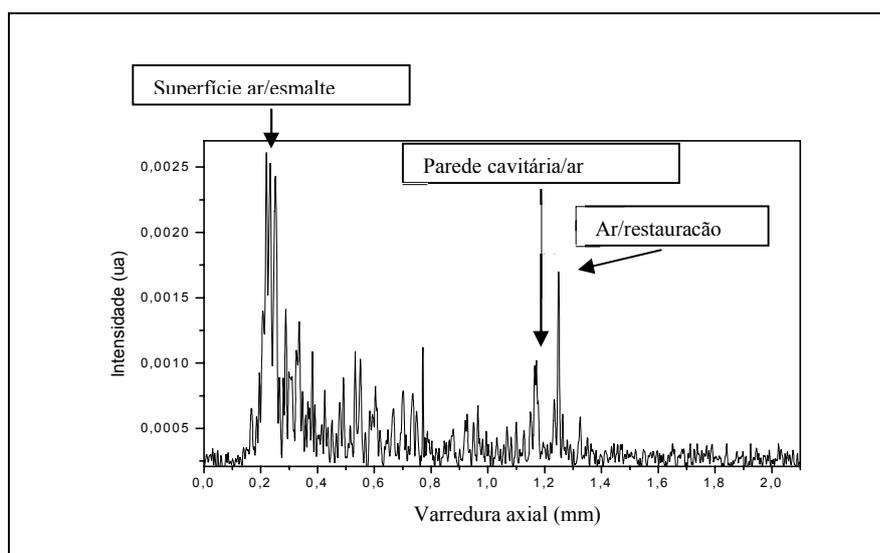


GRÁFICO 2 - Sinal observado no osciloscópio, para um dente típico.

No dente normalmente restaurado (sem fenda), observou-se nitidamente a interface ar/esmalte e dente/restauração (Fig 9), podendo-se avaliar a diferença entre os gráficos do dente que não possui fenda e os que foram feitos a partir dos dentes onde foi deixada a fenda.

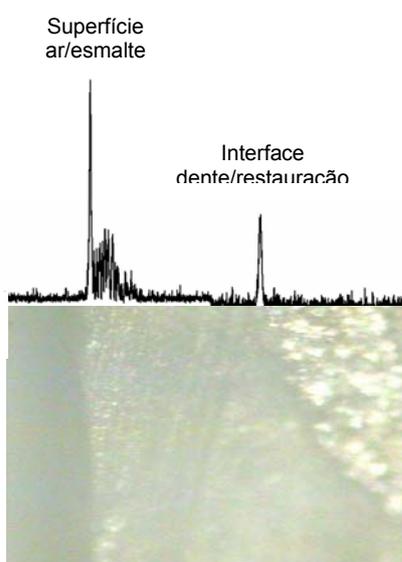


FIGURA 9 - Comparação da imagem tomográfica com a microscópica do dente A. Permite a identificação da interface ar/esmalte (superfície externa do dente) e a localização exata da interface esmalte/restauração.

No último grupo de dentes, após o primeiro pico de interferência referente à interface ar/esmalte, observou-se mais dois picos (esmalte/ar e ar/restauração) que delimitam a espessura da fenda deixada.

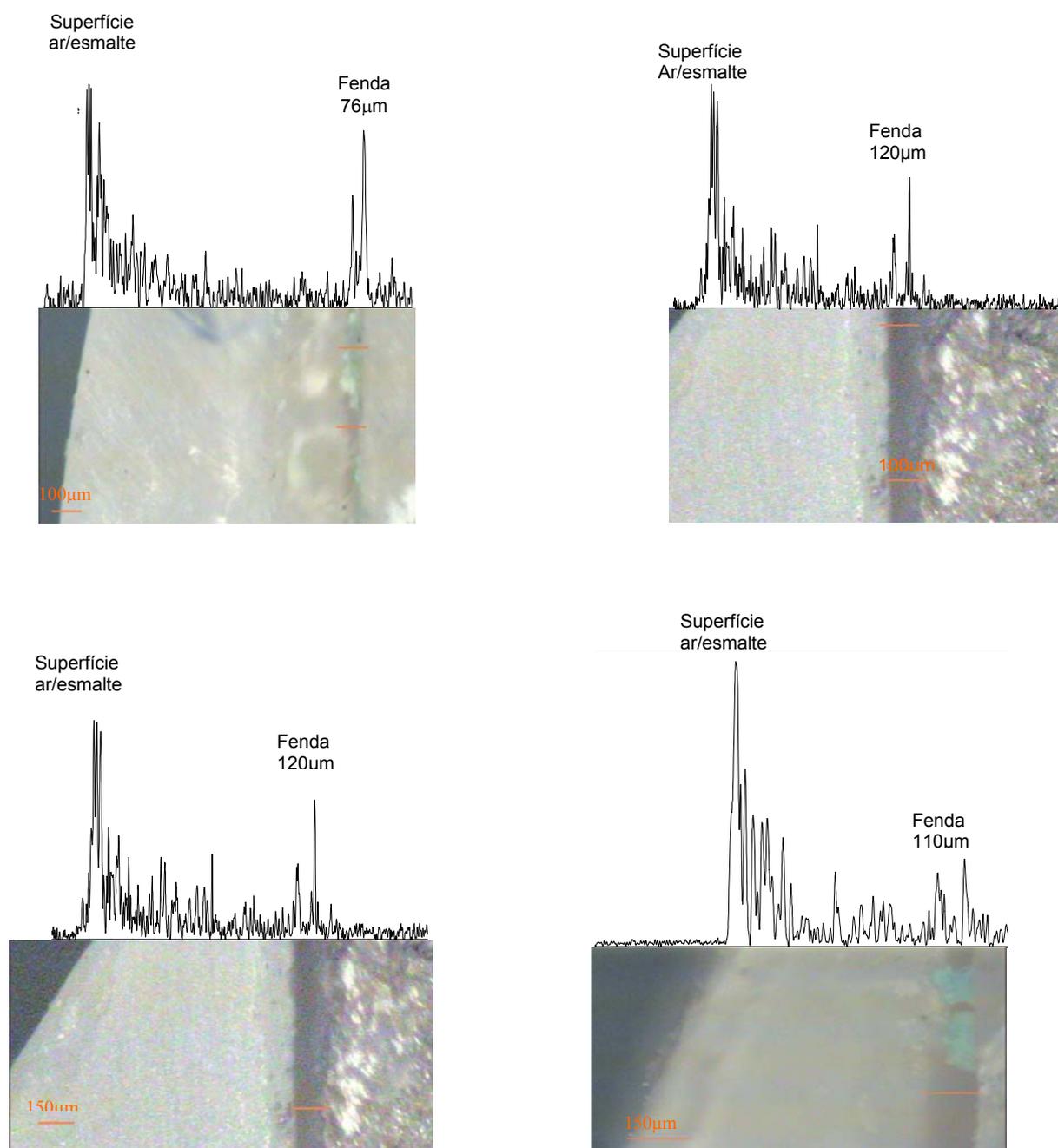


FIGURA 10 - Comparação das imagens tomográficas com as microscópicas dos dentes B, C, D e E.

Em alguns casos, a espessura da fenda excedeu a da fita empregada em sua confecção, este fato foi atribuído à dificuldade de adaptação da mesma durante o ato operatório.

As medidas realizadas através da técnica de OCT identificaram falhas nas restaurações que variavam entre $51\mu\text{m}$ e $146\mu\text{m}$ e foram comparadas com as imagens microscópicas feitas nas mesmas regiões que diagnosticou fendas cujas espessuras estavam entre $50\mu\text{m}$ e $150\mu\text{m}$, observando-se coerência entre as duas técnicas empregadas.

Fazendo-se medidas em pontos diferentes da amostra, obteve-se gráficos em duas dimensões (Gráficos de 3 a7).

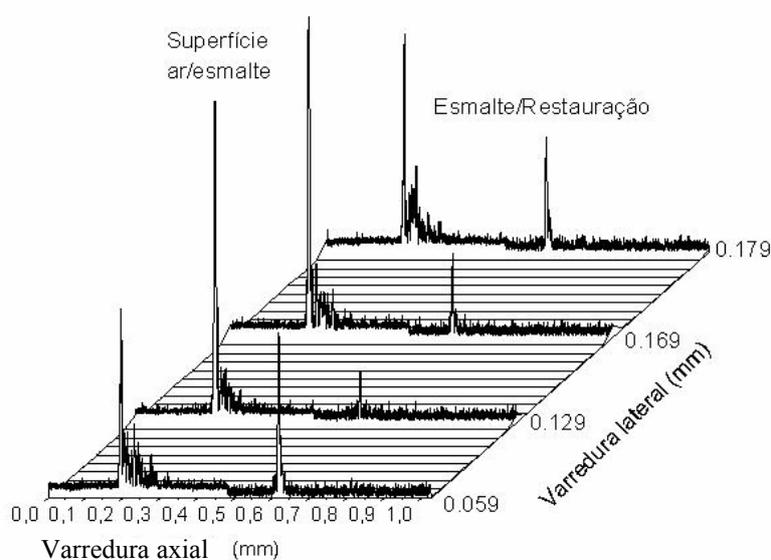


GRÁFICO 3 - Dados das varreduras axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente A, restaurado com amálgama, sem fenda, em área restrita ao esmalte dentário.

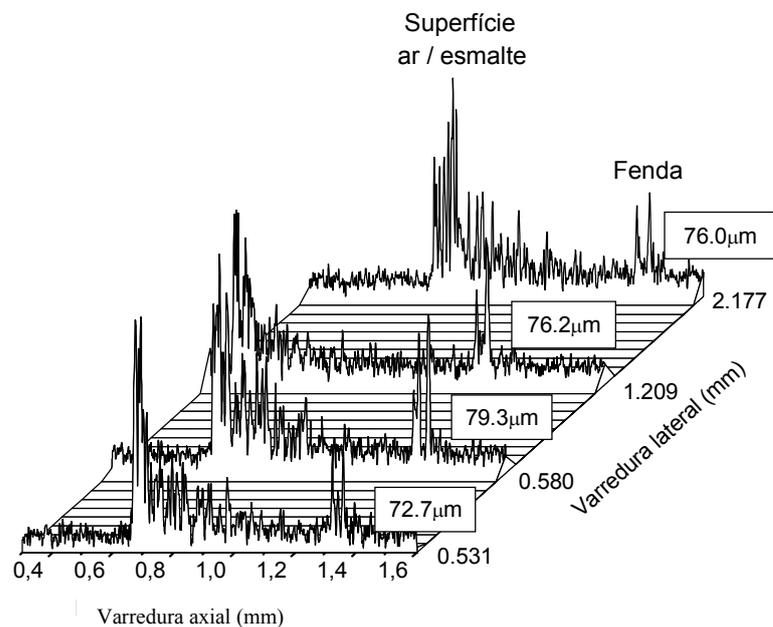


GRÁFICO 4 - Dados das varreduras axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente B, restaurado com resina composta, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda.

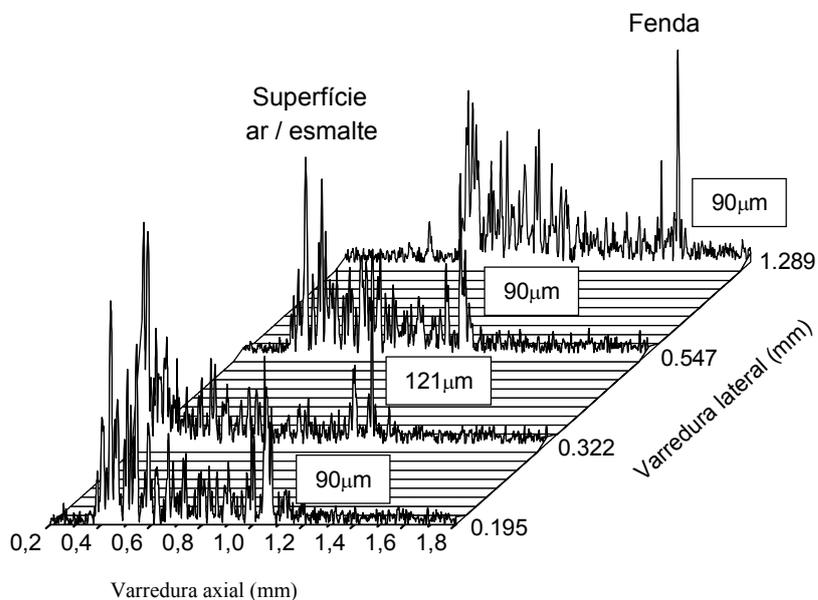


GRÁFICO 5 - Dados das varreduras axial e lateral expostos em 2 dimensões, do dente C, restaurado com amálgama, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda.

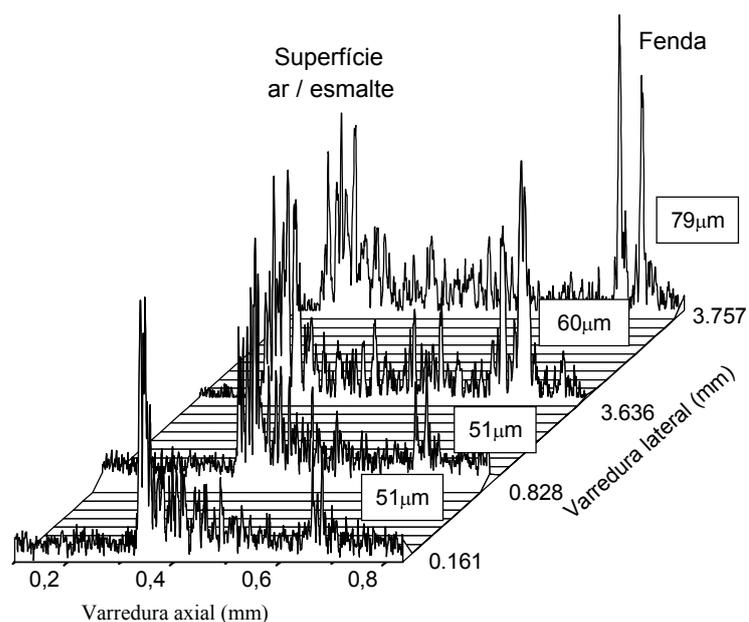


GRÁFICO 6 - Dados das varreduras axial e lateral expostos em 2 dimensões do dente D, restaurado com amálgama, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda.

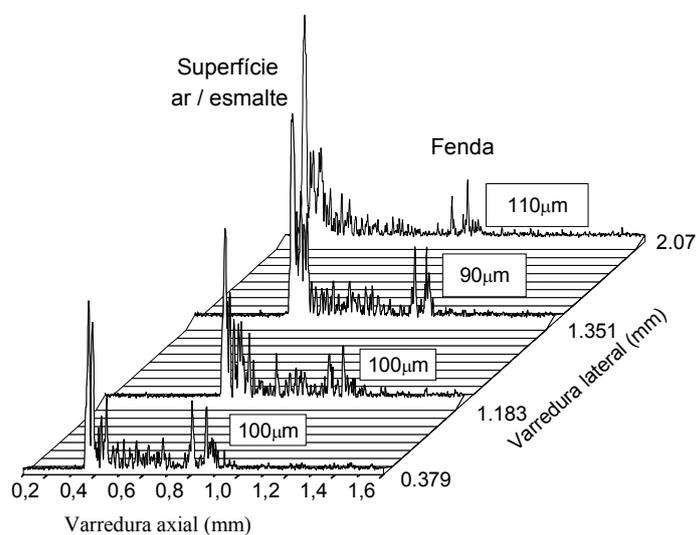


GRÁFICO 7 - Dados das varreduras axial e lateral expostos em 2 dimensões do dente E, restaurado com resina composta, em área restrita ao esmalte dentário, com fenda.

A partir de dados similares aos mostrados nos gráficos 3 a 7, uma matriz 2x2 pôde ser construída, usando os pontos obtidos a partir dos deslocamentos laterais e axiais. Esta matriz foi inserida no programa Origin (usamos a versão 6.0). A matriz foi calibrada para os valores de máximo (maior espalhamento) e mínimo (menor espalhamento), definidos como branco e preto, respectivamente, numa escala preto/branco de 64 tonalidades. A construção desta matriz gerou a imagem mostrada na figura 11, onde toda a informação da posição e valor da espessura da fenda pode ser visualizada. É importante destacar que estes dados podem ser mostrados em tempo real no computador, se o sistema de OCT estiver operando em tempo real.

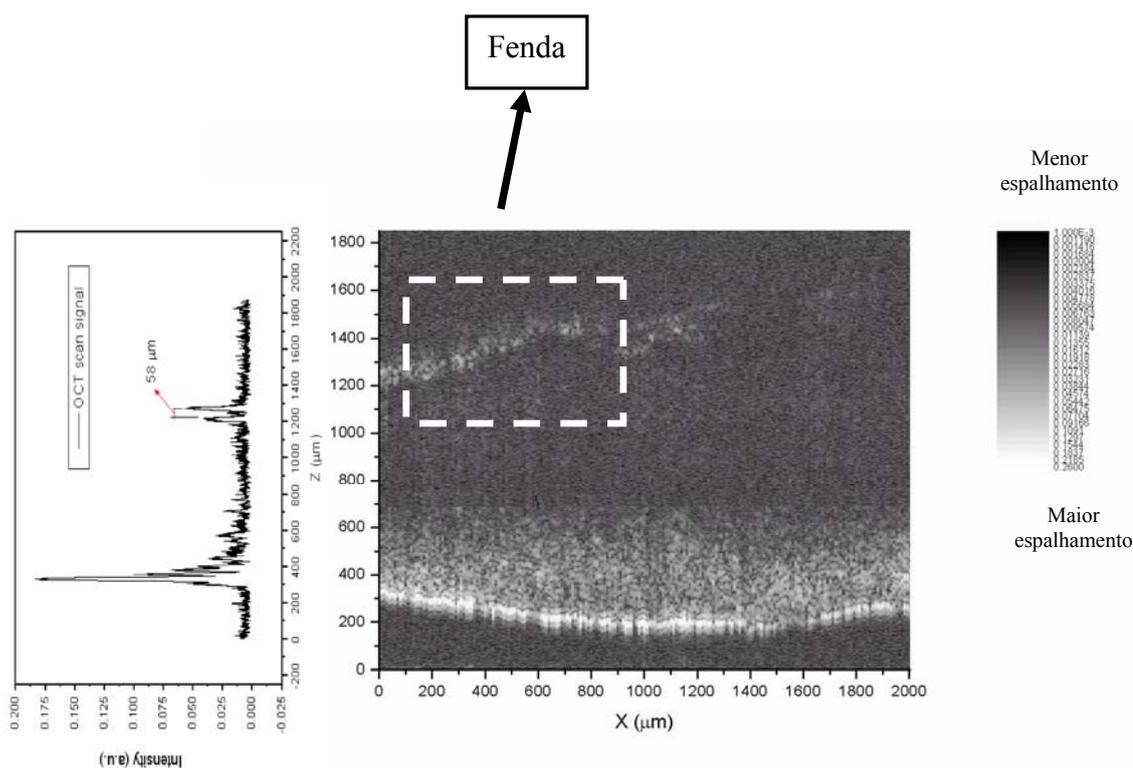


FIGURA 11 - Imagem tomográfica do dente D. O gráfico do lado esquerdo mostra a varredura axial do esmalte restaurado com amálgama, mostrando a fenda. A figura (lado direito) mostra claramente a região do esmalte onde está localizada a fenda.

Para obtenção de uma imagem em três dimensões, a outra dimensão lateral deve ser medida, uma matriz 3x3 construída e um software adequado (o programa Origin não permite a construção de imagem em 3D) utilizado para construção da imagem.

DISCUSSÃO

Idriss et al. (2003) relataram que a principal causa de insucesso nos tratamentos restauradores era atribuída à presença de fendas situadas entre as paredes cavitárias e a restauração. De acordo com Piva et al. (2002) essas fendas têm como conseqüência a microinfiltração, que permite a passagem de bactérias, íons e substâncias químicas entre o dente e a restauração. Ben-Amar (1989), atribuiu o aparecimento dessas fendas, localizadas na interface dente/restauração, nos casos de restaurações de amálgama, à não adesão do material restaurador às paredes do dente. Desta forma, pôde se sugerir que os materiais restauradores adesivos teriam um melhor comportamento clínico quando comparados aos metálicos. Porém, apesar do aprimoramento das técnicas adesivas dos materiais restauradores, Castro et al. (2002) e Peutzfeldt e Asmussen (2004) afirmaram que a contração conseqüente do processo de polimerização continua comprometendo os sistemas restauradores adesivos.

Villela et al. (1991) e Hayashi e Wilson (2003) citaram como a principal causa da microinfiltração a cárie secundária, podendo causar danos, muitas vezes irreversíveis, à polpa dentária. Esses pesquisadores referenciaram também que a microinfiltração seria a principal causa de substituição das restaurações, fossem elas de amálgama ou de resina composta. Desta forma, a interface dente/restauração tornou-se um ponto crítico para a Odontologia restauradora e estética, despertando sempre a atenção de pesquisadores como Guirado et al. (1989), Araújo et al. (1992) e Tangsgoolwatana et al. (1997) para a realização de estudos que tinham como objetivo a diminuição da fenda localizada nessa área, bem como da infiltração marginal e de suas conseqüências prejudiciais ao sucesso do tratamento restaurador.

Estudos de grande relevância foram realizados com o objetivo de mensurar essas fendas, como por exemplo o realizado por Rigsby et al. (1990) que através da microscopia eletrônica de varredura pôde detectar fendas marginais com espessuras que variavam de 2,9 a

16,4 μ m em restaurações de amálgama. Também estudando restaurações em amálgama, Bem-Amar et al. (1995) utilizaram da microscopia para quantificar fendas marginais de aproximadamente 10 a 15 μ m. Opdan et al. (1997) e Haak et al. (2002), estudaram restaurações de resina composta. Os estudos realizados pelos primeiros pesquisadores mediram fendas com espessura de 0,29 μ m a 15,46 μ m, enquanto que na outra pesquisa foram induzidas falhas na interface dente restauração medindo de 0,1mm a 0,3mm. Sturdevant et al. (1999) observaram que a dificuldade de adaptação das restaurações indiretas às paredes cavitárias resultava em fendas cuja espessura variava de 35 e 105 μ m, sendo bem maiores do que aquelas observadas nas restaurações diretas. Tanto Opdan et al. (1997) quanto Haak et al. (2002) compararam as medidas obtidas a partir da microscopia com imagens radiográficas, porém Haak et al. (2002) concluíram que as radiografias resultavam freqüentemente em falsos positivos ou falsos negativos.

Observando-se a importância de se realizar uma avaliação, quantitativa e qualitativa da interface dente/restauração, os pesquisadores do Laboratório de Optoeletrônica e Fotônica da Universidade Federal de Pernambuco, envolvidos nessa pesquisa, sugeriram a utilização da técnica de Tomografia por Coerência Óptica (OCT) como método de identificação e mensuração de falhas presentes em restaurações, podendo inclusive ser utilizada *in vivo* sem causar qualquer tipo de dano aos tecidos examinados.

A amostra utilizada na pesquisa foi de apenas 5 molares humanos. Apesar de pequena, a amostra mostrou-se suficiente para a obtenção dos resultados do experimento, pois o objetivo do trabalho não foi avaliar estatisticamente os materiais empregados na confecção das restaurações, e sim o sistema de OCT empregado como método de avaliação da interface dente restauração.

Um laser de estado sólido de Ti:safira emitindo pulsos curtos, da ordem de 150 fs foi utilizado como fonte de luz de baixa coerência. A escolha da fonte para este experimento foi

feita a partir das observações feitas por Bouma e Tearney (2002) que afirmaram que ao se selecionar uma fonte para um sistema de OCT era importante levar em consideração seu comprimento de onda, sua largura de banda, sua potência e a estabilidade.

O comprimento de onda utilizado foi de 800nm, próximo ao infravermelho, que, de acordo com Gladkova et al. (2000), estava dentro da “janela terapêutica”, onde em tecidos biológicos a absorção é baixa e o espalhamento relativamente elevado. A potência média do feixe na saída do laser foi de 500mW, mas o valor máximo de 50mW foi usado ao incidir na amostra, que, de acordo com as observações feitas por OTIS et al. (2000) não oferece qualquer tipo de risco ao paciente e à equipe profissional.

Baseando-se da equação (1), a resolução axial (longitudinal) do sistema é dada pelo comprimento de coerência da fonte ($\Delta z = l_c$), sendo inversamente proporcional à largura de banda ($\Delta\lambda$) e proporcional ao quadrado do comprimento de onda central (λ) (HARTIL et al., 2000). Desta forma, calculou-se para este sistema, com comprimento de onda (λ) de 800 nm e largura de banda ($\Delta\lambda$) de 63 nm, uma resolução axial de $\sim 7 \mu\text{m}$. Porém, experimentalmente obteve-se uma resolução axial de 10 μm , inferior à esperada para este experimento. Este fato foi atribuído aos efeitos de polarização que se mostraram através de bandas laterais, observadas na figura de autocorrelação, e foi consequência da passagem da luz através da fibra óptica. Também fundamental para as imagens tomográficas é a resolução lateral (transversal), relacionada ao comprimento focal (f) e o diâmetro do feixe na lente (d). Nesta pesquisa, a resolução lateral obtida foi de 35 μm , a partir da equação (2), pois neste experimento o comprimento focal de 10 cm e o diâmetro do feixe na lente aproximadamente 3 mm.

Através desse experimento foi possível mostrar que o método de OCT formou imagens em duas dimensões que permitiram a identificação e a medição das fendas, (Fig.11) diferentemente da técnica de raios X (Fig.4 e 5). Este tipo de imagem também pode ser obtido

em tempo real utilizando o mesmo software empregado nesta pesquisa, desde que o sistema de OCT seja modificado, introduzindo um espelho vibrando ou um galvanômetro, como já foi demonstrado. (COLSTON JR. et al., 1998b)

Comparando os valores obtidos a partir do OCT, com as imagens microscópicas ópticas, pudemos observar que os resultados são equivalentes, como pode ser observado na fig.10. A medida através da microscopia eletrônica, devido à alta resolução da técnica, permitiu obtenção de resultados com valores muito menores de fenda. Valores tão pequenos quanto 0,29 μm foram descritos por Opdam et al (1997). No entanto, o uso da técnica da microscopia eletrônica não permite que a avaliação dessas fendas *in vivo*, situação perfeitamente possível com a técnica de OCT.

O sistema de OCT também é eficaz quando usado em dentina, sendo para esta situação recomendado o uso de laser com comprimento de onda maior que 800 nm, que tem um poder de penetração maior. Porém, neste trabalho os estudos foram restritos à obtenção de medidas no esmalte dentário.

CONCLUSÕES

Após a realização desta pesquisa é possível concluir que:

- a) A Tomografia por Coerência Óptica pode se tornar um método de diagnóstico auxiliar bastante eficaz para a Odontologia, permitindo a elaboração de imagens em 2 dimensões dos tecidos duros que compõem o dente.
- b) As imagens obtidas através do OCT, ao contrário das radiografias periapicais permitem a avaliação micrométrica da interface dente/restauração, detectando e medindo fendas com uma espessura que variou de 51 μm a 146 μm , em restaurações de amálgama e resina composta restritas ao esmalte dentário.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

AGUIRE, A.D.; HSIUNG, P.; KO, T.H. et al. High-resolution optical coherence microscopy for high-speed, *in vivo* cellular imaging. Optics Letters. [Sl.] v. 28, n. 21, p. 2064-2066. 2003.

ARAÚJO, M.A.M.; GIACHETTI, N.J.; RODRÍGUEZ, J.R. et al. Infiltração marginal das restaurações: Estudo da interface de materiais justapostos. RGO. v. 40, n. 2, p.101-104, mar/abr. 1992.

BECHARA, F.G.; GAMBICHLER, T.; STÜCKER, M. et al. Histomorphologic correlation with routine histology and optical coherence tomography. Skin Research and Technology. [Sl.] v. 10, p. 169-173. 2004.

BEN-AMAR, A. Reduction of micro leakage around new amalgam restorations. JADA. [Sl.] v. 119, p. 725-728, Dec. 1989.

BEN-AMAR, A.; CARDASH, H.S.; JUDES, H. The sealing of the tooth/amalgam interface by corrosion products. Journal of Oral Rehabilitation. [Sl.] v. 22, p. 101-104. 1995.

BOPPART, S.A.; GHANTA, R.K.; HSIUNG, P.L. et al. RLE. Progress Report, MIT, 2002.

BOPPART, S.A.; LUO, W.; MARKS, D.L.; et al. Optical coherence tomography: feasibility for basic research and image-guided surgery of breast cancer. Breast Cancer Research and Treatment. [Sl.] v. 84, p. 85-87, 2004.

BOUMA, B.E.; TEARNEY, G.J. Optical Sources. In ____: Handbook of Optical Coherence Tomography. 1.ed. New York: Marcel Dekker, 2002. v.I, cap.3, p.67-98.

CASTRO, A.K.B.B.; PIMENTA, L.A.F.; AMARAL, C.M. et al. Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorative systems. Journal of Esthetic Restorative Dentistry. [Sl.] v.14, n.2, p.107-114. 2002.

COLSTON JR., B.W.; EVERETT, M.E.; DA SILVA, L.B.; et al. Imaging of hard and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. Applied Optics. [Sl.] v.37, n.16, p. 3582-3585. Jun. 1998a.

COLSTON JR., B.W.; SATHYAN, U.S.; DA SILVA, L.B.; et al. Dental OCT. Optics Express. [Sl.] v.3, n.6, p. 230-238, Sep. 1998b.

ESENALIEV, R.O.; LARIN, K.V.; LARINA, I.V. Noninvasive monitoring of glucose concentration with optical coherence tomography. Optics Letters. [Sl.] v.26, n.13, p.992-994, July. 2001

FELDCHEIN, F.I.; GELIKONOV, V.M.; IKSANOV, R.V.; et al. *In vivo* OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. Optics Express. v. 3, n.6, p. 239-250, Sep. 1998.

FRIED,D.; SHAFI, S.; FEATHERSTONE, J.D.B.; et al. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography. Journal of Biomedical Optics. [Sl.] v.7, n.4, p.618-626, Oct. 2002.

FUJIMOTO, J.G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution *in vivo* imaging. Nature Biotechnology. [SI.] v. 21, n. 11, p.1361-1367, Nov. 2003.

GLADKOVA, N.D.; PETROVA, G.A.; NIKULIN, N.K. et al. In vivo optical coherence tomography imaging of human skin: norm and pathology. Skin Research and Technology. [SI] v.6, p. 6-16, Jun. 2000.

GUIRADO, C.G.; CONSANI, S e RUHNKE, L.A. Infiltração marginal da restaurações de amálgama. RGO. Porto Alegre. v. 37, n.6, p.411-415, nov/dez. 1989.

HAAK, R.; WICHT, M.J.; HELLMICH, M. et al. Detection of marginal defects of composite restorations with conventional and digital radiographs. European Journal of Oral Sciences. [SI.] v.110, p. 282-286. 2002.

HARTL, I.; LI, D.; CHUDOBA, C. et al. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography using continuum generation in an air-silica microstructure optical fiber. Optics Letters. [SI.] v. 26, n. 9, p. 608-610. May. 2001.

HAYASHI, M.; WILSON, N.H.F. Marginal deterioration as a predictor of failure of a posterior composite. European Journal of Oral Sciences. [SI.] v.111, p. 155-162. 2003.

HECHT, E.; ZAJAC, A. Optics. 2.ed, Addison Wesley: New York. 1979.

HEE, M.R. Optical Coherence Tomography: Teory. In ____: Handbook of Optical Coherence Tomography. 1.ed. New York: Marcel Dekker, 2002. v.I, cap.2, p.41-66.

HUANG, D.; SWANSON, E.A.; LIN, C.P. et al. Optical coherence tomography. Science. Washington. [SI] v.254, n.5035, p.1178-1181, Nov. 1991.

IDRISS, S.; HABIBI, C.; ABDULJABBAR, T. et al. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulb placement techniques: an ESEM study. Journal of Oral Rehabilitation. [SI] v. 30, p.1000-1007. 2003.

IZATT, et al. Optical coherence tomography of the human retina. Arch Ophtalmol. n. 112, p. 1584-1589. 1996.

KOWALEVICZ, A.M.; KO, T.; HARTIL, I. et al. Ultrahigh resolution optical coherence tomography using a superluminescente light source. Optics Express. [SI] v. 10, n. 7, p.349-353, April. 2002.

MARTIN, S.D.; PATEL, N.A.; ADAMS, S.B. et al. New technology for assessing microstructural components of tendons ligaments. International Orthopaedics. [SI] v. 37, p. 184-189. Feb. 2003.

NEJADMALAYERI, A.H. Optical Coherence Tomography. Private communication. Dec. 2001.

OPDAM, N.J.M.; ROETERS, F.J.M., VERDONSCHOT, E.H. Adaptation and radiographic evaluation of four adhesive systems. Journal of Dentistry. [SI] v. 25, n. 5, p. 391-397. Nov. 1997.

OTIS, L.L.; COLSTON, B.W.; EVERETT, M.J. et al. Dental optical coherence tomography: a comparison of two *in vitro* systems. Dentomaxillofacial Radiology. [SI] v.29, p.85-89. 2000.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Determinant of *in vitro* gap formation of resin composites. Journal of Dentistry. [SI] v. 32, p. 109-115. 2004.

PIERCE, M.C.; STRASSWIMMER, J.; PARK, B.H. et al. Advances in optical coherence tomography imaging for dermatology. The Journal of Investigative Dermatology. [SI] v. 123, p. 458-463, Sep. 2004.

PIVA, E.; MINHARDT, L. DEMARCO, F.F. et al. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. Clin Oral Invest. [SI] v. 6, p. 244-248, Nov. 2002.

RIGSBY, D.F.; RETIEF, D.H.; RUSSEL, C.M. et al. Marginal leakage and marginal gap dimensions of three dentinal bonding systems. American Dental Journal. [SI] v. 3, n. 6, p. 289-294, Dec. 1990.

SCHENK, J.O.; BREZINSKI, M.E. Ultrasound induced improvement in optical coherence tomography (OCT) resolution. PNAS. v.99, n. 15, p. 9761-9764, July. 2002.

STURDEVANT, J.R.; BAYNE, S.C.; HEYMANN, H.O. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. Journal of Esthetic Dentistry. [SI] v. 11, n. 4, p. 206-214. 1999.

TANGSGOOLWATANA, J.; COCHRAN, M.A.; MOORE, B. K. et al. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radiosotope. Quintessence. v. 28, n.7, p. 467-477, July. 1997.

TEARNEY, G.J.; BOUMA, B.E. Clinical applications of optical coherence tomography. Laser Optic. [S.l.] v. 32, n.2, p.59-63, Dec. 2000.

THRANE, L.; ANDERSEN, P.E.; JORGENSEN, T.M. et al. Optical coherence tomography. Focus on Biomedical Optics. [S.l.] v. 4, p. 13-18. 2001.

VERSTEEG, C.H.; SANDERINK, G.C.H.; VAN DER STELT, P.F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. Journal of Dentistry. [SI.] n.3, v. 25, p.215-224. 1997.

VILLELA, L.C.; DE ARAÚJO, M.A.J.; VILLELA, G.L. et al. Substituição das restaurações de amálgama. RGO. Porto Alegre. v. 39, n. 4, p. 303-305, jul/ago. 1991.

WANG,X.J.; MILNER, T.E.; BOER, J.F.; et al. Characterization of dentin and enamel by use of optical coherence tomography. Applied Optics. [SI.] v.38, n.10, p.2092-2096, Apr. 1999.

YABUSHITA, H.; BOUMA, B.E.; HOUSER, S.L.; et al. Characterization of human atherosclerosis by optical coherence tomography. Circulation. v.24, p. 1640-1645, Sep. 2002.

YELBUZ, T.M.; MICHAEL, M.D.; CHOMA, A. et al. Optical coherence tomography. A new high-resolution imaging technology to study cardiac development in chick embryos. Circulation. [Sl.] v. 106, n.26, p. 2771-2774, Nov. 2002.

ZHAO, Y.; CHEN, Z.; XIANG, S. et al. High-resolution optical coherence tomography using self-adaptive FFT and array-detection. Proc. SPIE. [Sl.] v. 4251, p. 43-47. 2001.

ANEXO



SERVICO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
Comitê de Ética em Pesquisa

Of. Nº 239/2003-CEP/CCS

Recife, 14 de agosto de 2003.

Ref. **Protocolo de Pesquisa 137/2003-CEP/CCS "Caracterização de dentina e esmalte através da formação de imagens por tomografia por coerência óptica (OCT)".**

Senhor (a) Pesquisador (a)

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco CEP/CCS/UFPE analisou, de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, o protocolo de pesquisa em epigrafe aprovando-o e liberando-o para início da coleta de dados em 06 de agosto de 2003.

Ressaltamos que a pesquisadora responsável deverá apresentar relatório, em 30/08/2004

Atenciosamente,

Profª Maria Clara Albuquerque
Coordenadora do Comitê de Ética
em Pesquisa CCS/UFPE

A
Luciana Santos Afonso de Melo
Mestrado em Clínica Integrada do Curso de Odontologia CCS/UFPE

Ata da 45ª Defesa de Dissertação do Curso de Mestrado em Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco- Facial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 30 de março de 2005.

Às 8:30(oito horas e trinta minutos) do dia 30 do mês de março do ano de dois mil e cinco , reuniram-se na sala "A" do Curso de Pós Graduação em Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco -Facial da UFPE, os membros da Banca Examinadora, composta pelos professores: Prof. Dr. Adolfo José Cabral - UFPE, (presidente) ,Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo – Universidade de São Paulo USP , atuando como primeiro examinador, Prof.Dr. Jair Carneiro Leão - UFPE, atuando como segundo examinador, para julgar o trabalho intitulado “ **CARACTERIZAÇÃO DE RESTAURAÇÕES ATRAVÉS FORMAÇÃO DE IMAGENS USANDO A TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERENCIA OPTICA (OCT) COMPARADA AOS MÉTODOS CONVENCIONAIS** ”, da CD LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO , candidata ao Grau de Mestre em Odontologia, na Área de Concentração em CLINICA INTEGRADA , sob orientação da prof. Dr. ANDERSON STEVENS LEONIDAS GOMES . Dando início aos trabalhos O Coordenador do Programa de Pós Graduação em Odontologia, Prof. Dr. Geraldo Bosco Lindoso Couto fez a abertura dos trabalhos convidando os senhores membros para compor a Banca Examinadora, em seguida foram entregues aos presentes cópias do Regimento Interno do Curso de Mestrado em Odontologia, que trata dos critérios de avaliação para julgamento da Dissertação de Mestrado. O presidente da mesa após tomar posse dos trabalhos e conferir os membros convidou a mestranda, LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO , para expor sobre o aludido tema , tendo sido concedido trinta minutos. A candidata expôs o trabalho e em seguida colocou-se a disposição dos Examinadores para argüição. Após o término da argüição os Examinadores se reuniram em secreto para deliberações formais. Ao término da discussão, atribuíram a candidata os seguintes conceitos: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo - Universidade de São Paulo(USP) - **(Aprovada)**, Prof.Dr. Jair Carneiro Leão **(Aprovada)**, Prof.Dr. Adolfo José Cabral **(Aprovada)** a candidata recebeu três conceitos **(Aprovada)** é considerada **(Aprovada Por mérito e decisão unânime da Banca Examinadora foi Aprovado com distinção)**, devendo a candidata acatar as sugestões da Banca Examinadora de acordo com o Regimento

Confere com o original
Em 12/05/2005
Oziclere Sena de Araújo
Secretária do Programa de Pós
Graduação em Odontologia



Interno do Curso. Face a aprovação, fica a candidata, apta a receber o Grau de Mestre em Odontologia, cabendo a UFPE através de sua Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação, tomar as providências cabíveis para os devidos fins. Nada mais havendo a tratar, o Senhor Presidente da Banca Examinadora encerrou a sessão e para constar eu, Oziclere Sena de Araújo Silva, lavrei a presente Ata que vai por mim assinada, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pela recém formada mestre pela UFPE, **LUCIANA SANTOS AFONSO DE MELO.**

Oziclere Sena de Araújo Silva

Recife, 30 de março de 2005.

Luciana Santos Afonso de Melo

[Signature]
Prof. Dr. ADOLFO JOSE CABRAL - UFPE
Presidente,

[Signature]
Prof. Dr. CARLOS DE PAULA EDUARDO - USP
1º Examinador

[Signature]
Prof. Dr. JAIR CARNEIRO LEÃO - UFPE
2º Examinador

Confere com o original
Em 12/05/2005
[Signature]
Oziclere Sena de Araújo
Secretária do Programa de Pós
Graduação em Odontologia
SIAPE - 11333995

Graduac.
SIAPE - 11333995