

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

DAENE PATRÍCIA TENÓRIO SALVADOR DA COSTA

**USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA  
DETECÇÃO DE FALHAS APÓS ENSAIO DE EXTRUSÃO DE  
PINOS ESTÉTICOS**

RECIFE - PE

2013

DAENE PATRÍCIA TENÓRIO SALVADOR DA COSTA

**USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA  
DETECÇÃO DE FALHAS APÓS ENSAIO DE EXTRUSÃO DE  
PINOS ESTÉTICOS**

Tese apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Odontologia com área de concentração em Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva

Co-orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lúcia Carneiro de Souza Beatrice

RECIFE - PE

2013

Catálogo na fonte  
Bibliotecária Gláucia Cândida CRB41662

C837u Costa, Daene Patrícia Tenório Salvador da .  
Uso da Tomografia por coerência óptica para detecção de falhas  
após ensaio de extração de pinos estéticos / Daene Patrícia Tenório  
Salvador da Costa. – Recife: O autor, 2011.  
57f. : il. ; 30 cm.

Orientador: Cláudio Heliomar Vicente da Silva.  
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS.  
Pós-graduação em Odontologia, 2011.  
Inclui Referências e anexos.

1. Tomografia de Coerência Óptica . 2. Pinos Dentários. 3. Cimentos  
Dentários. 4. Resistência ao Gsalhamento . 5. Falha de Restauração  
dentária. I. Silva, Cláudio Heliomar Vicente da (Orientador). II. Título.

617.6 CDD (22.ed.) UFPE (CCS2013-148)

DAENE PATRÍCIA TENÓRIO SALVADOR DA COSTA

**VALIDAÇÃO DO USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA  
DETECÇÃO DE FALHAS APÓS ENSAIO DE EXTRUSÃO DE PINOS  
ESTÉTICOS**

Tese aprovada em: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Membros da banca examinadora:

---

1º Examinador

---

2º Examinador

---

3º Examinador

---

4º Examinador

---

Presidente

RECIFE – PE  
2013

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO**

**REITOR**

Prof. Dr. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado

**PRÓ-REITOR PARA ASSUNTOS DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**

Prof. Dr. Francisco de Souza Ramos

**DIRETOR DO CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

Prof. Dr. Nicodemos Teles de Pontes Filho

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**COORDENADORA**

Profa. Dra. Jurema Freire Lisboa de Castro

**COLEGIADO - MEMBROS PERMANENTES**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Alessandra Albuquerque Tavares Carvalho

Prof. Dr. Anderson Stevens Leônidas Gomes

Prof. Dr. Arnaldo de França Caldas Junior

Prof. Dr. Carlos Menezes Aguiar

Prof. Dr. Danyel Elias da Cruz Perez

Prof. Dr. Edvaldo Rodrigues de Almeida

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Flávia Maria de Moraes Ramos Perez

Prof. Dr. Jair Carneiro Leão

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Jurema Freire Lisboa de Castro

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Liriane Baratella Evêncio

Prof. Dr. Luiz Alcino Monteiro Gueiros

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Luíza dos Anjos Pontual

Prof. Dr. Paulo Sávio Angeiras Góes

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Renata Cimões Jovino Silveira

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Sílvia Regina Jamelli

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Simone Guimarães Farias Gomes

Prof. Dr. Tibério César Uchôa Matheus

**COLEGIADO – MEMBROS COLABORADORES**

Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lúcia Carneiro de Souza Beatrice

**SECRETARIA**

Oziclere Sena de Araújo

Dedico este trabalho a Deus que tornou meu caminho até aqui possível e me deu forças para superar todos os obstáculos encontrados.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Federal de Pernambuco, na pessoa do Magnífico Reitor Prof. Dr. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado, e à Pro-Reitoria para Assuntos de Pesquisa e Pós-Graduação (PROPESQ) da Universidade Federal de Pernambuco, por subsidiar a estrutura necessária à realização deste trabalho;

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo financiamento deste projeto;

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Jurema Freire Lisboa de Castro, pelo apoio, amizade e pela ética que nos fazem vislumbrar um crescimento real do Programa;

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, que contribuíram com o meu crescimento profissional de alguma forma;

Ao meu orientador Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva e à minha co-orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lúcia Carneiro de Souza Beatrice, pela amizade, confiança, apoio e incentivo desde a minha graduação. Tive oportunidade de trabalhar de perto com ambos – foram experiências muito enriquecedoras.

À minha mãe Maria Aparecida Tenório Salvador da Costa, por ser um exemplo de pessoa humana, vitoriosa e trabalhadora, sem a qual eu nunca teria

chegado onde cheguei;

Ao meu pai Ibson José Correia da Costa, minha irmã Taísa Cristina Tenório Salvador da Costa e minha avó Marinete Tenório Salvador pelo apoio, confiança e torcida em todas as etapas da minha vida;

Ao meu namorado Rafael de Marcos Rabelo Sá, pelo amor, amizade, companheirismo e por me fazer ver a vida de forma mais leve;

A Renata Pedrosa Guimarães, pela amizade, conhecimentos compartilhados, grandeza de caráter e participação fundamental na realização deste trabalho;

A Ana Marly Araújo Maia, pela amizade, ética e contribuição fundamental no meu aprendizado com o OCT;

A Keylla Marinho de Albuquerque Barros, amiga para todos os momentos, que fez com que nossas noites de estudo fossem mais divertidas;

Aos demais familiares e amigos que sempre entenderam meus momentos de ausência, mas nunca deixaram de estar presentes;

Ao Prof. Dr. Anderson Gomes Stevens Leônidas, pelo desprendimento e por permitir o uso dos equipamentos do Departamento de Física;

Aos professores adjuntos e substitutos das disciplinas de Dentística e Materiais Dentários, Paulo Fonseca Menezes Filho, Hílcia Mezzalira Teixeira, Adolfo José Cabral, Alexandre Nascimento, Ana Rosa Cunha Lorenz, Silvana Freitas Souza Leão e Gilliara Gurgel pelo aprendizado e receptividade no decorrer do meu período como professora substituta;

Aos meus alunos pela troca de conhecimentos, pela torcida e carinho;

Aos meus colegas de sala do Doutorado, da primeira e segunda turma deste Programa de Pós-Graduação, pelos momentos de ciência e engrandecimento como pessoas e profissionais;

A Oziclere Sena de Araújo e Tânia Maria Esteves pela atenção e disponibilidade;

A todos que, de algum modo, contribuíram para a realização dessa pesquisa.

*“Só se vê bem com o coração, o  
essencial é invisível aos olhos.”*

Antoine de Saint-Exupéry

## RESUMO

**Objetivo:** Validar a Tomografia por Coerência Óptica (OCT) como método de obtenção de imagens capaz de detectar e diferenciar falhas após ensaio de extrusão de pinos estéticos cimentados com sistemas resinosos. **Métodos:** Foram obtidas imagens de 50 secções radiculares de pré-molares, que foram submetidos ao teste *push-out* após cimentação de pinos, em Microscópio Óptico (MO) com aumento de 50x e em OCT 2D e 3D para obtenção de cortes axiais e imagens *en-face* (SR-OCT:OCP930SR e Callisto SD-OCT/Thorlabs). Cada grupo de imagens foi analisado por 3 examinadores calibrados, para detectar a presença das seguintes falhas: Adesivas dentina/cimento (ADC) ou pino/cimento (ACP); Coesivas dentária (CD), de cimento (CC) ou de pino (CP); e Presença de bolhas (PB). **Resultados:** O escore de Kappa interexaminadores obtido pelo MO variou de 0,156 a 0,588 para as falhas adesivas, enquanto que pelo OCT variou de 0,733 a 1,000. As falhas coesivas apresentaram concordâncias similares nos dois métodos, que variaram de moderadas a excelentes. O OCT demonstrou ser mais sensível e específico na detecção das falhas ADC e CD, apresentando, ainda, mais especificidade nas falhas ACP, CC e PB. **Significância:** A origem das falhas na cimentação de pinos intrarradiculares pode influenciar na decisão terapêutica, mas é de difícil detecção pela subjetividade presente nos métodos avaliativos usuais. O OCT demonstrou ser um método eficaz e de baixo custo na detecção dessas falhas.

**Palavras-chave:** Tomografia de Coerência Óptica; Pinos dentários; Cimentos dentários; Resistência ao cisalhamento; Falha de Restauração Dentária.

## ABSTRACT

**Objective:** To validate Optical Coherence Tomography (OCT) as an imaging method that can detect and differentiate failures after push-out test of aesthetic pins cemented with resin systems. **Methods:** Images of 50 root sections of premolars, which were subjected to push-out test after cementation of pins, were obtained in Optical Microscope (MO) with 50x magnifier and in 2D and 3D OCT to obtain axial and en-face images (SR-OCT:OCP930SR and Callisto SD-OCT/Thorlabs). Each set of images was analyzed by three calibrated examiners to detect the presence of the following failures: Adhesive dentin/cement (ADC) or pin/cement (ACP); Cohesive Tooth (CD), Cement (CC) or Pin (CP); and Presence of Bubbles (PB). **Results:** The interexaminers Kappa score obtained by the MO ranged from 0.156 to 0.588 for the adhesive failures, while those obtained by OCT ranged from 0.733 to 1.000. The cohesive failures showed similar concordance between both methods, which ranged from moderate to excellent. The OCT demonstrated to be more sensitive and specific in detecting ADC and CD failures, with even more specificity in ACP, CC and PB failures. **Significance:** The origin of the flaws in root pins cementation can influence therapeutic decision, but it is difficult to be detected by the subjectivity present in the usual evaluation methods. The OCT demonstrated to be an effective and low-cost method of detection of these failures.

**Keywords:** Optical Coherence Tomography; Dental Pins; Dental Cements; Shear Strength; Dental Restoration Failure.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 1</b> – Calibração dos examinadores de cada tipo de falha em MO e OCT. (a,b) ADC; (c,d) ACP; (e,f) CD; (g,h) CC; (i,j) CP .....                                                                                                                                        | 30 |
| <b>Figura 2</b> – Desenho esquemático do sistema de obtenção de imagens do OCT .....                                                                                                                                                                                             | 32 |
| <b>Figura 3</b> – Dificuldades no diagnóstico de falha CD através do MO. (a) Falta de foco no plano inferior ao do pino. (b) Restrição do campo de visão .....                                                                                                                   | 40 |
| <b>Figura 4</b> – Diagnóstico de falha CD através do OCT. (a) Observa-se o deslocamento de parte da dentina radicular após fratura. (b) <i>En-face</i> com falha CD (seta). (c) Propagação de trincas. Destaca-se boa adaptação do pino e uma estreita linha de cimentação ..... | 41 |
| <b>Figura 5</b> – Detecção de falhas CP (setas). (a) Não se verifica facilmente o deslocamento de parte do pino fraturado pelo MO. (b) Deslocamento do pino visto pelo OCT .....                                                                                                 | 43 |
| <b>Figura 6</b> – Detecção de bolhas. (a) Visualização de bolhas grandes e pequenas no MO. (b) Caracterização de bolha no OCT. (c) Bolha profunda vista no OCT .....                                                                                                             | 45 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1</b> – Escores de kappa interexaminadores das análises em OCT e MO .....   | 34 |
| <b>Tabela 2</b> – Escores de kappa intraexaminador nos períodos T0 e T30 .....        | 35 |
| <b>Tabela 3</b> – Escores de kappa entre examinadores e avaliação de referência ..... | 36 |
| <b>Tabela 4</b> – Sensibilidade e especificidade dos métodos .....                    | 37 |
| <b>Tabela 5</b> – Prevalência das falhas por grupo .....                              | 37 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D = Duas dimensões

3D = Três dimensões

ACP = Adesiva cimento-pino

ADC = Adesiva dentina-cimento

C = cimento

CC = Coesiva de cimento

CD = Coesiva dentária

CP = Coesiva de pino

CT = *Computerized Tomography*

D = dentina

Kg = quilograma

EUA = Estados Unidos da América

LED = *Light Emitting Diode*

MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura

min = minuto

mm = milímetro

MO = Microscópio Óptico

n = tamanho amostral

nm = nanômetro

OCT = *Optical Coherence Tomography*

p = proporção amostral

P = pino

PB = Presença de bolha

SD = *Spectral Domain*

SLD = *Superluminescent Diode*

SPSS = *Statistical Package for the Social Sciences*

SR = *Spectral Radar*

T0 = período imediato

T30 = período após 30 dias

$\mu\text{m}$  = micrômetros

## SUMÁRIO

|                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 INTRODUÇÃO .....                                                                        | 16 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA .....                                                             | 20 |
| 3 MATERIAIS E MÉTODOS .....                                                               | 28 |
| 4 RESULTADOS .....                                                                        | 34 |
| 5 DISCUSSÃO .....                                                                         | 38 |
| 6 CONCLUSÃO .....                                                                         | 47 |
| REFERÊNCIAS .....                                                                         | 48 |
| ANEXOS                                                                                    |    |
| A. PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS .....                         | 52 |
| B. TERMO DE DOAÇÃO DO BANCO DE DENTES HUMANOS DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO ..... | 53 |
| C. NORMAS DO PERIÓDICO <i>DENTAL MATERIALS</i> .....                                      | 54 |

## 1 INTRODUÇÃO

A reconstrução de dentes extensamente destruídos representa um desafio na prática odontológica. O tratamento endodôntico, geralmente necessário em casos de fraturas ou cáries extensas, produz alterações como a desidratação dentinária e perda de tecido dentário radicular que induzem a um aumento na fragilidade estrutural do elemento dentário [1,2].

Com o desenvolvimento dos materiais restauradores adesivos, surgiram os retentores intrarradiculares de fibra de vidro, que, além de propiciar uma estética mais satisfatória, apresentam características mecânicas mais próximas à estrutura dentária, o que reduz as tensões transmitidas ao remanescente, minimizando o risco de fraturas. Contudo, sua indicação ainda é restrita, devido aos baixos valores de adesão alcançados em dentina radicular [3-6].

Fendas e falhas na integridade da interface dentária com os materiais restauradores podem afetar o sucesso da restauração adesiva, por resultar em infiltração bacteriana, cáries secundárias, bem como a perda do tratamento restaurador [7]. Defeitos como bolhas têm se mostrado prejudiciais às propriedades mecânicas dos materiais resinosos, particularmente sob fadiga decorrente de cargas, pois, em análises de fraturas, esses defeitos se mostraram como núcleos geradores de tensão, reduzindo a durabilidade e desempenho da reabilitação [8].

Diversos métodos têm sido usados para avaliar defeitos em materiais resinosos. Seccionar as amostras e observá-las ao Microscópio Óptico (MO) é o método destrutivo mais utilizado *in vitro*, porém, quando se deseja maior

resolução, busca-se a Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), que possui como desvantagens: alto custo; preparação específica das amostras, que pode gerar artefatos de imagens; e a varredura restrita à superfície [8,9]. Em contrapartida, métodos que não requerem secções da amostra, podendo ter utilização ampla *in vitro* e *in vivo*, como radiografias, microtomografias computadorizadas (Micro-CT) e ultra-som, possuem o risco de exposição à radiação ou baixa resolução de imagem [8,10].

O Tomógrafo por Coerência Óptica (OCT), criado por Fujimoto et al. (1991) [11], produz um novo tipo de imagem óptica não-invasiva, já que não utiliza radiação ionizante, e não-destrutiva, pois utiliza o princípio da interferometria de baixa coerência para exibir cortes transversais com profundidade em 2D e imagens volumétricas em 3D em tempo real, com resolução em micrômetros ( $\mu\text{m}$ ) e profundidade de imagem ao nível de milímetros (mm) em tecidos biológicos [8,12].

O OCT combina os princípios do ultrassom com o desempenho de imagem de um microscópio; enquanto o ultrassom produz imagens do eco sonoro retroespalhado, o OCT utiliza luz no comprimento de onda infravermelho, cuja frequência e largura de banda são significativamente maiores, resultando em uma imagem de alta resolução [13]. A imagem é obtida através da combinação de um interferômetro de Michelson com uma fonte de luz de baixa coerência. Um feixe é direcionado a um espelho de referência, com uma trajetória de comprimento conhecido, e o outro feixe é direcionado à amostra. Quando as reflexões do espelho de referência e a luz retroespalhada do tecido são recombinadas, os sinais de interferências detectados de

diferentes profundidades são processados, sendo transformados em imagem através de um software [7,10,12,14].

Este equipamento foi primeiramente utilizado na clínica para o diagnóstico de doenças degenerativas da retina, tornando-se uma ferramenta padrão na Oftalmologia. Atualmente, é utilizado da detecção de arteriosclerose intra-coronária e em diversas regiões do corpo, como o tecido cutâneo e os tratos gastrointestinal, respiratório e urinário [10,13].

Na Odontologia, diferentes tipos de sistemas de OCT para pesquisa e diagnóstico de doenças periodontais [15], lesões iniciais de cárie [16], caracterização da anatomia de canais radiculares [13], selamento apical, qualidade da colagem ortodôntica, infiltração em limites protéticos [17], trincas em esmalte [18], propagação de fraturas em compósitos [9], microinfiltração de restaurações dentárias *in vitro* [14,19] e *in vivo* [10] têm sido relatados, entretanto não há estudos que validem o uso desse sistema na detecção de falhas após ensaio mecânico de pinos cimentados com sistemas resinosos.

A análise microscópica da superfície de um corte transversal radicular para detecção dos tipos de falha, após o ensaio de extrusão, apresenta como dificuldades: a falta de visualização em profundidade e a distinção de diferentes planos, já que o foco do MO ou deve ser direcionado para o pino intrarradicular, que se apresenta em um plano mais alto, ou para o dente que se apresenta em um plano inferior. A partir disso, os trabalhos de Costa et al. (2010)[20] e Guimarães et al. (2010)[21] descreveram a possibilidade do uso do OCT para caracterização das falhas de cimentação de pinos estéticos, devido à sua capacidade de gerar imagens em profundidade e em alta resolução.

Nesse estudo se constitui a hipótese de que o OCT é um método de obtenção de imagens capaz de detectar e diferenciar falhas adesivas, coesivas e presença de bolhas após ensaio de extrusão de pinos de fibra de vidro cimentados com sistemas resinosos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Shemesh et al. (2007), visando ter uma compreensão detalhada da complexidade do sistema de canais radiculares, objetivou avaliar a capacidade do OCT para obtenção de detalhes em paredes de canais radiculares após o preparo endodôntico e correlacionar estas imagens com cortes histológicos. Dez incisivos inferiores extraídos foram preparados com limas *K-files* #50 e brocas Gates Glidden. Uma varredura de OCT tridimensional foi feita com uma sonda rotacional de fibra óptica dentro do canal radicular. Todos os dentes foram seccionados a 5 e 7 mm do vértice e visualizados através de um microscópio. Secções histológicas foram comparadas com as imagens de OCT correspondentes. Todos os canais ovais, regiões sem limpeza, zonas de risco e uma perfuração que foram detectados na histologia também foram descritas pelo OTC. A tomografia por coerência óptica demonstra ser um método confiável para imagem de canais e dentina radiculares de uma forma não destrutiva. Esta técnica pode ser promissora para obtenção de imagem endodôntica *in vivo*.

Sinescu et al. (2008) avaliou o potencial da Tomografia de Coerência Óptica, como um método não-invasivo de alta resolução, para fornecer informações necessárias sobre os defeitos de material de próteses dentárias e microinfiltração em interfaces protéticas. Também foram produzidas imagens dos dentes após diversos métodos de tratamento para avaliação da interface, bem como a presença ou ausência de microinfiltração apical, e, ainda, para

avaliar a qualidade da colagem de braquetes ortodônticos em tecido duro dentário. Fendas nas interfaces dentárias e defeitos dos materiais foram claramente expostos.

Dificuldades em relacionar resultados de diferentes metodologias foram apontadas por Bitter et al. (2009) ao tentar correlacionar as características morfológicas com a força de adesão de cimentos resinosos utilizados para união de pinos de fibra à dentina do canal radicular. Cinquenta pinos de fibra de vidro (FRC Postec Plus) foram cimentados em canais radiculares de dentes anteriores humanos extraídos utilizando cinco cimentos resinosos (n = 10): Panavia F 2.0, PermaFlo DC, Variolink II, RelyX Unicem e Core Clearfil. Antes da inserção do pino, os sistemas adesivos foram marcados com fluoresceína e o cimento foi marcado com isotiocianato de rodamina. As raízes foram seccionados em três fatias (de 2 mm de espessura), e cada fatia foi analisada em Microscopia Confocal de Varredura a Laser (MCVL) com fluorescência dupla para determinar a espessura da camada híbrida, o número de tags resinosos e o número de tags quebrados. Forças de união foram medidas através de um teste de micro *push-out*. A resistência de união à dentina do canal radicular, bem como as características morfológicas, foram significativamente afetadas pelos materiais. No entanto, esses fatores não se correlacionam. O cimento de resina auto-adesivo, que mostrou a formação de uma camada híbrida e tags de resina esporadicamente, tinham as maiores forças de ligação. Estes resultados indicam que as interações químicas entre o cimento adesivo e hidroxiapatita pode ser mais importante para a união da

dentina radicular do que a capacidade do mesmo material para hibridar a dentina.

Costa et al., em 2010, objetivou diferenciar as características ópticas obtidas em cimentações de pinos de fibra de vidro com 3 tipos de cimentos, correlacionando-as as suas composições e propriedades. Vinte e sete espécimes correspondentes às porções cervical, média e apical das raízes de pré-molares humanos extraídos foram avaliados em TCO (CP930SR, Thorlabs;  $\lambda_0 = 930\text{nm}$ ,  $\Delta\lambda = 100\text{nm}$ ) após ensaio de extrusão dos pinos cimentados com os seguintes sistemas: G1 - RelyX Unicem (3M/ESPE), G2 - RelyX ARC (3M/ESPE) e G3 - Cement Post (Angelus). Para os três grupos, as falhas adesivas entre dentina e cimento foram predominantes. No entanto, no G1 houve maior presença de bolhas superficiais e profundas seguidas por falhas coesivas, o que pode sugerir relação com a viscosidade e conteúdo inorgânico do cimento. No G2, foi obtido maior número de falhas exclusivamente adesivas entre dentina e cimento e maior homogeneidade do material. No G3 foi observada menor ocorrência de bolhas e falhas coesivas, além da maior presença de fendas entre cimento e pino, podendo ser justificada pelo menor conteúdo de carga inorgânica que tende a aumentar a contração de polimerização. Foi possível concluir que há uma relação entre as características ópticas dos agentes cimentantes com suas composições e propriedades, fazendo-se necessários estudos que avaliem a qualidade desta etapa restauradora.

Guimarães et al. (2010) objetivou avaliar o emprego do OCT no diagnóstico do padrão de falha e caracterização morfológica do conjunto pino de fibra de vidro / cimento resinoso / estrutura dentária em corpos de prova submetidos a ensaio de extrusão (*push-out*). Trinta e três espécimes foram observados sob microscopia óptica (magnitude 50x), para identificação do tipo de falha ocorrido (adesiva e/ou coesiva). Em seguida, as mesmas superfícies foram observadas através de um sistema de OCT operado no domínio espectral (CP930SR, Thorlabs;  $\lambda_0=930\text{nm}$ ,  $\Delta\lambda=100\text{nm}$ , 2mW). As imagens obtidas através da OCT foram capazes de identificar: falhas adesivas dentinocimento; falhas coesivas no cimento; falhas coesivas dentárias; presença de bolhas superficiais e profundas; presença de partículas inorgânicas e a espessura da linha de cimentação. No entanto, a depender do ângulo de incidência, boa parte das fraturas coesivas dentárias foram mascaradas. Comparando à MO, a tecnologia de OCT foi capaz de identificar a maior parte das falhas presentes nos corpos de prova analisados, com a possibilidade de escaneamento em profundidade sem prejudicar a integridade do espécime para análises futuras. Concluiu-se que o OCT é um bom recurso auxiliar na caracterização óptica e morfológica de falhas na interface adesiva de pinos de fibra de vidro após extrusão.

Matheus et al. (2010) comparou o OCT à MEV e à MO para avaliar a propagação de trincas e fraturas em compósitos restauradores – Filtek Z250 e Filtek Z350 (3M ESPE) – com reforço de fibra de vidro, após ensaio mecânico. Inicialmente, testes de flexão de três pontos foram realizados para determinar a

força máxima e tensão no momento em que a ruptura ocorre, usando amostras sem reforço de fibra. Em seguida, os testes de ciclagem mecânica foram realizados utilizando amostras com fibras de vidro incorporadas internamente. As falhas foram analisadas utilizando os três métodos descritos anteriormente. O OCT permitiu boa caracterização da propagação de fissuras internas dos compósitos dentários, que, no entanto, não puderam ser visualizadas em MEV ou em MO. O OCT provou ser uma ferramenta de pesquisa laboratorial que é fácil de usar, não necessita de qualquer preparação específica das amostras e é menos dispendioso do que o MEV.

Bakhsh et al. (2011) objetivou validar a OCT como um método eficaz na quantificação de fendas na interface dente-resina, confirmando suas descobertas com MCVL. Cavidades classe I cilíndricas (3 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade) foram preparadas na superfície oclusal de pré-molares humanos. Cada cavidade foi restaurada utilizando o sistema autoadesivo (Clearfil Tri-S Bond) e um dos três tipos de compósitos: Majesty Posterior, AP-X e Majesty LV (Kuraray Medical). Dez imagens transversais de toda a cavidade restaurada foram obtidos por Swept Source OCT (SS-OCT) com 1319 nm de comprimento de onda central. As amostras foram, então, cortadas, polidas e observadas sob MCVL. Um software de análise de imagem foi usado para detectar os picos significativos na intensidade de sinal na interface dentina-resina no fundo da cavidade. A presença e as dimensões das aberturas na interface foram também confirmados por MCVL. O aumento da intensidade de sinal do SS-OCT ao longo da interface correspondeu bem às

lacunas interfaciais detectadas por MCVL. A largura da fenda detectada variou entre 26  $\mu\text{m}$  a 1,9 mm. Concluiu-se que a SS-OCT pode ser usada para detectar e quantificar, de forma não invasiva, lacunas em micrômetros, na parte inferior das restaurações em resinas compostas, e, potencialmente, tornar-se um instrumento de monitorização para as restaurações em resina, tanto no laboratório de pesquisa, como na clínica.

Imai et al. (2012) examinou o SS-OCT (uma variação do OCT que varre no comprimento de onda central infravermelho em 1330 nm na faixa de 30 KHz em um intervalo de 110 nm) como uma ferramenta de diagnóstico de fraturas em esmalte. Vinte dentes humanos extraídos foram avaliados visualmente sem ampliação utilizando uma unidade de fotopolimerização como transiluminação. O SS-OCT foi utilizado em locais em que se suspeitava ter a presença de uma fenda de esmalte. Os dentes foram seccionados e diretamente vistos sob MCVL. Com o SS-OCT, a presença e extensão de fissuras de esmalte foram claramente visualizadas. A extensão das fissuras de esmalte para além da junção dentinária também pôde ser confirmada. A precisão do diagnóstico de SS-OCT demonstrou ser superior à de uma inspeção visual convencional; as fissuras de esmalte puderam ser claramente detectadas por causa do aumento do retroespalhamento de luz no local da fenda e os resultados correlacionaram-se bem com os do MCVL.

Shimada et al. (2012) investigou a possibilidade de utilizar o sistema de imagem tomográfica não-invasivo para ensinar a importância da adaptação na

cavidade dentária na pré-clínica da faculdade de Odontologia. O SS-OTC foi utilizado para a detecção de defeitos marginais e internos, nas restaurações de resina composta como um dispositivo educacional. Restaurações de resina composta Classe I e Classe II em dentes molares foram designados para os alunos e elaborados durante a prova de habilidade, o SS-OTC foi realizado para avaliar os trabalhos dos alunos. Foi possível detectar as fendas internas nas restaurações com base no sinal de retroespalhamento. Sugere-se que o SS-OCT é um modo promissor de diagnóstico, bem como dispositivo de imagem educativo para a detecção de falhas internas nas restaurações adesivas.

Nakagawa et al. (2013) objetivaram validar o OCT para o diagnóstico de cáries em superfícies lisas de esmalte *in vitro*. Cento e vinte e sete sítios de investigação de 93 dentes extraídos foram selecionados aleatoriamente e examinados visualmente. A presença e extensão de cárie foram marcados por dentistas experientes e inexperientes usando cada método de observação (0: sem cárie; 1: desmineralização do esmalte sem quebra de superfície; 2: degradação do esmalte devido à cárie; 3: cárie profunda envolvendo a dentina). Os mesmos locais foram, então, examinados usando OCT, e, em seguida, os dentes foram seccionados e analisados em MCVL. Índices de sensibilidade e especificidade para OCT e inspeção visual foram calculados e comparados. Os resultados foram analisados estatisticamente através da curva ROC. O OCT apresentou resultados superiores para a detecção de cáries dentinárias e maior sensibilidade foi obtida por dentistas experientes. O OCT foi considerado como

eficiente no diagnóstico de lesões de cárie em superfícies lisas, bem como da sua extensão e o envolvimento de dentina.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### Seleção da amostra

Foram selecionados 50 espécimes a partir do banco de amostras de um estudo anterior [5], com 240 secções radiculares transversais das regiões cervical, média e apical de pré-molares humanos unirradiculares tratados endodonticamente, os quais sofreram cimentação de pinos de fibra de vidro com sistemas resinosos, sendo este estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), sob o número de protocolo 056/10 (ANEXO A).

Os espécimes foram numerados de 1 a 240 e a seleção foi realizada através de um sorteio randomizado, no programa Epi-Info 6.04, que forneceu 50 números nesse intervalo.

#### Preparo dos espécimes

As secções radiculares de espessura de 1,0 mm ( $\pm$  0,1mm) foram submetidos a um ensaio mecânico de cisalhamento por extrusão (*push-out*) em uma máquina de ensaios universal (EMIC – célula de carga de 200 kg), no Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE, obedecendo ao que rege a norma ISO/TS 11405 [22].

Para estabilização dos corpos de prova utilizou-se um dispositivo de aço inoxidável que permitia a extrusão dos retentores através de um orifício central de 3,0mm de diâmetro. Os corpos de prova foram posicionados com sua face

apical voltada para uma ponta de 1,0mm de diâmetro a qual se movimentava progressivamente para baixo a uma velocidade constante de 0,5 mm/min até a formação de alguma falha que permitisse o deslocamento do pino cimentado [5].

### **Avaliação em Microscópio Óptico**

Os espécimes sorteados foram fotografados em Microscópio Óptico (Olympus BX51) com aumento de 50x, posicionados de forma que as superfícies cervicais ficassem voltadas para cima. Cada imagem obtida foi analisada por três examinadores previamente calibrados, que marcaram, em planilha do Excel, 1 (Sim) ou 2 (Não) para a presença das seguintes falhas: Adesiva dentina/cimento (ADC); Adesiva cimento/pino (ACP); Coesiva dentária (CD); Coesiva de cimento (CC); Coesiva de pino (CP); e Presença de bolhas (PB), conforme Figura 1.

Todas as avaliações foram realizadas a partir da apresentação de slides em PowerPoint, no mesmo computador, com tela de LED.

### **Avaliação em Tomografia de Coerência Óptica**

Os mesmos espécimes fotografados no MO, foram visualizados em OCT (Departamento de Física da UFPE), sendo obtidas imagens em duas dimensões (2D) nos sentidos xz e yz (cortes axiais) no sistema Spectral Radar SR-OCT (OCP930SR) e imagens do escaneamento topográfico superficial (*en-face*), nos sentidos xy, a partir da varredura em três dimensões (3D) no sistema Callisto Spectral Domain SD-OCT (Thorlabs, New Jersey, EUA).

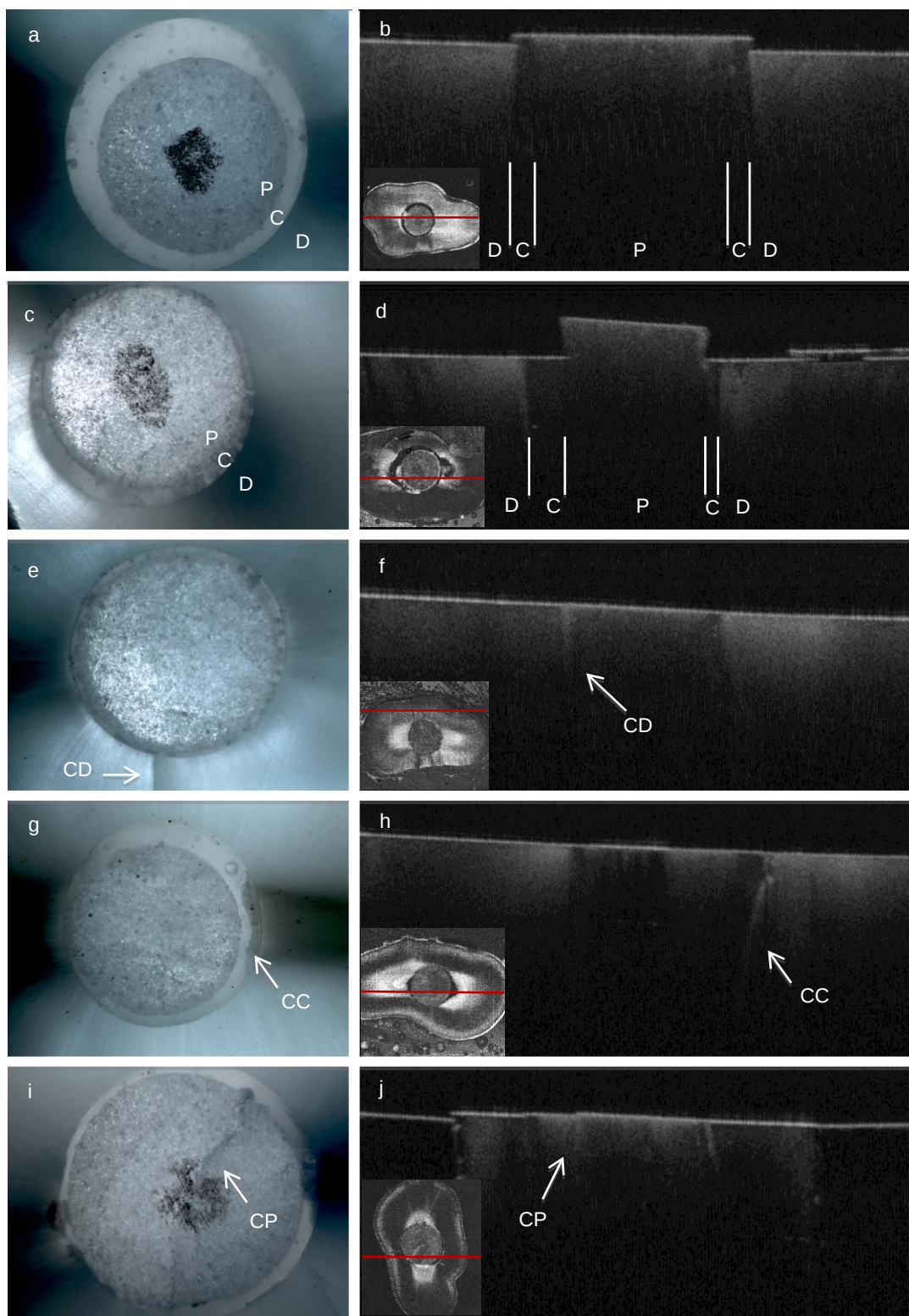


Figura 1 – Calibração dos examinadores de cada tipo de falha em MO e OCT.

(a,b) ADC; (c,d) ACP; (e,f) CD; (g,h) CC; (i,j) CP.

Esses sistemas de OCT são compostos por três partes principais: uma peça de mão, uma unidade base e um computador. A unidade base contém a fonte de luz, que consiste num diodo superluminescente (SLD) com comprimento de onda central de 930nm. A luz é direcionada, através de fibra óptica, ao interferômetro de Michelson, que se encontra localizado no interior da peça de mão. A luz refletida pela amostra e pelo espelho de referência é recombinada através da fibra ótica até o espectrômetro e sensor de imagem localizados na unidade base, que é conectada ao computador equipado com dois cartões de aquisição de dados de alta performance (Figura 2). A maior profundidade dos sistemas é de 1.6 mm, com resolução axial de 6.2  $\mu\text{m}$ .

Os espécimes foram posicionados na mesa de trabalho com a superfície cervical perpendicular à linha de varredura, ou seja, de forma que a superfície com o pino extruído ficasse voltada para cima.

A partir da varredura nos sentidos mésio-distal e vestibulo-lingual, foram selecionadas três imagens 2D, de 6mm de largura, que demonstrassem as falhas presentes em cada espécime. Os cortes axiais foram complementados com as imagens *en-face* para melhor visualização das proporções estruturais e análise superficial. As imagens foram avaliadas pelos mesmos examinadores calibrados que realizaram as análises em MO, atribuindo, da mesma forma, “Sim” ou “Não” para a presença dos seis tipos de falhas: ADC, ACP, CD, CC, CP e PB (Figura 1).

Ao final das análises lhes foram questionados quais as maiores dificuldades e vantagens de cada metodologia, a ser respondido de forma subjetiva, para melhor interpretação dos dados.

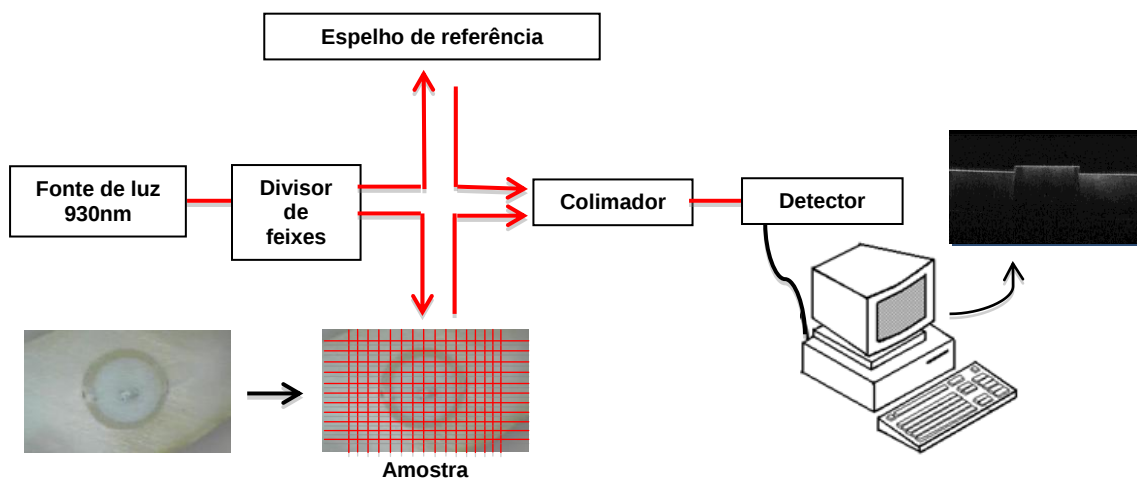


Figura 2 – Desenho esquemático do sistema de obtenção de imagens do OCT.

### Avaliação intraexaminador

Para verificar a congruência das respostas dos avaliadores, foi escolhido um examinador, através de sorteio, para repetição das duas análises, em MO e OCT, sendo realizada em um período de 30 dias (T30) após a primeira avaliação (T0).

### Avaliação de referência

Foi realizada, ainda, uma análise combinando-se os dois métodos de imagens, OCT (cortes axiais e *en-face*) e MO, realizada por dois especialistas em conjunto, na qual buscou-se um consenso do que viria a ser a atribuição mais adequada dos tipos de falhas presentes em cada espécime.

Esta avaliação objetivou realçar as vantagens de cada método, suprimindo as dificuldades encontradas no outro, de forma que fosse possível calcular a

sensibilidade (habilidade em detectar corretamente as falhas presentes) e a especificidade (habilidade em não determinar a presença da falha se ela for inexistente) de cada teste [23,24], para destacar a possibilidade de independência do método em questão.

### **Análise Estatística**

Para verificação da concordância interexaminadores e intraexaminador de cada metodologia, foi realizado o teste de confiabilidade de Kappa para cada tipo de falha isoladamente.

Em seguida, foram calculados os índices de kappa, sensibilidade e especificidade dos dois métodos, cruzando as informações dos três examinadores com a avaliação de referência, considerada como ideal.

O *software* utilizado para a obtenção dos cálculos estatísticos foi o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) na versão 13.0 para microcomputador, com nível de significância de 5% e intervalo de confiança de 95%.

## 4 RESULTADOS

Os escores de Kappa interexaminadores das análises em OCT e MO são representados na Tabela 1, onde se destaca a discrepância dos valores de coincidência entre os dois métodos nas falhas adesivas, pois no OCT foram observados escores entre 0,733 (concordância substancial) a 1,000 (concordância perfeita), enquanto que no MO foram obtidos valores entre 0,156 (concordância discreta) e 0,588 (concordância moderada) [25].

Na comparação entre as falhas coesivas, foi possível observar concordância quase perfeita nas duas metodologias para a falha CD ( $\kappa > 0,8$ ); e concordâncias similares, em MO e OCT, de moderadas a substanciais (0,460 – 0,765) para as falhas CC, CP e PB.

Tabela 1 – Escores de kappa interexaminadores das análises em OCT e MO.

| Tipos de falha | Avaliadores       |        |                   |         |                   |         |
|----------------|-------------------|--------|-------------------|---------|-------------------|---------|
|                | Aval. 1 x Aval. 2 |        | Aval. 1 x Aval. 3 |         | Aval. 2 x Aval. 3 |         |
|                | OCT               | MO     | OCT               | MO      | OCT               | MO      |
| ADC            | 0,855*            | 0,588* | 0,769*            | 0,377*  | 0,733*            | 0,247** |
| ACP            | 1,000*            | 0,569* | 0,737*            | 0,297** | 0,737*            | 0,156** |
| CD             | 0,913*            | 0,868* | 0,869*            | 0,871*  | 0,864*            | 0,913*  |
| CC             | 0,511*            | 0,653* | 0,755*            | 0,464*  | 0,491*            | 0,464*  |
| CP             | 0,765*            | 0,611* | 0,552*            | 0,460*  | 0,629*            | 0,603*  |
| PB             | 0,715*            | 0,523* | 0,649*            | 0,762*  | 0,735*            | 0,758*  |

\* $p < 0,05$ ; \*\* $p > 0,05$ .

Na Tabela 2, observa-se, ainda, uma melhor performance do OCT na constância dos resultados intraexaminador em todos os tipos de falha, exceto

para as falhas CC. Vale destacar a concordância perfeita na detecção das falhas ADC pelo OCT.

Tabela 2 – Escores de kappa intraexaminador nos períodos T0 e T30.

| Tipos de falha | Avaliação T0 x Avaliação T30 |        |
|----------------|------------------------------|--------|
|                | OCT                          | MO     |
| ADC            | 1,000*                       | 0,883* |
| ACP            | 0,811*                       | 0,711* |
| CD             | 0,958*                       | 0,865* |
| CC             | 0,754*                       | 0,834* |
| CP             | 0,834*                       | 0,688* |
| PB             | 0,810*                       | 0,674* |

\*p < 0,05; \*\*p > 0,05.

A comparação dos resultados dos examinadores com a avaliação de referência é demonstrada na Tabela 3, sendo notável a superioridade dos valores de Kappa obtidos pelo OCT na diferenciação de falhas ADC, ACP e CD. Contudo, foi observada uma maior coincidência nas atribuições das falhas CP pelo MO.

Destaca-se, ainda na Tabela 3, que houve um aumento na concordância do examinador 1, após o período de 30 dias, para todos os tipos de falha no OCT, não ocorrendo de forma unânime para o MO que obteve aumento nos valores de kappa em 4 dos 6 tipos de falha.

Tabela 3 – Escores de kappa entre examinadores e avaliação de referência.

| Tipos de falha | Avaliadores           |        |                       |        |                     |        |                     |         |
|----------------|-----------------------|--------|-----------------------|--------|---------------------|--------|---------------------|---------|
|                | Aval. 1 (T0)          |        | Aval. 1 (T30)         |        | Aval. 2 x           |        | Aval. 3 x           |         |
|                | x Aval. de Referência |        | x Aval. de Referência |        | Aval. de Referência |        | Aval. de Referência |         |
|                | OCT                   | MO     | OCT                   | MO     | OCT                 | MO     | OCT                 | MO      |
| ADC            | 1,000*                | 0,562* | 1,000*                | 0,672* | 0,855*              | 0,406* | 0,769*              | 0,076** |
| ACP            | 0,615*                | 0,364* | 0,789*                | 0,425* | 0,615*              | 0,592* | 0,595*              | 0,179** |
| CD             | 0,917*                | 0,707* | 0,959*                | 0,658* | 0,831*              | 0,747* | 0,788*              | 0,667*  |
| CC             | 0,497*                | 0,478* | 0,708*                | 0,357* | 0,353*              | 0,288* | 0,538*              | 0,127** |
| CP             | 0,668*                | 0,703* | 0,668*                | 0,922* | 0,451*              | 0,912* | 0,425*              | 0,552*  |
| PB             | 0,547*                | 0,517* | 0,627*                | 0,592* | 0,627*              | 0,523* | 0,414*              | 0,523*  |

\*p < 0,05; \*\*p > 0,05.

Os resultados dos testes de sensibilidade estão descritos na Tabela 4, onde se observa que o MO foi mais sensível na diferenciação das falhas CC, CP, PB e ACP, corroborando com os resultados da Tabela 5, que evidencia a maior prevalência de falhas CC, PB e ACP detectadas pelo MO.

Ainda na Tabela 4, nota-se que das 18 comparações dos testes de especificidade, o OCT mostrou ser mais específico em 16, excetuando apenas duas comparações na detecção da falha CP, sendo o MO mais específico para este tipo de falha.

Tabela 4 – Sensibilidade e especificidade dos métodos.

| Tipo de falha | Teste          | Avaliador 1 |      | Avaliador 2 |      | Avaliador 3 |      |
|---------------|----------------|-------------|------|-------------|------|-------------|------|
|               |                | OCT         | MO   | OCT         | MO   | OCT         | MO   |
| ADC           | Sensibilidade  | 1,00        | 0,92 | 0,92        | 0,81 | 0,86        | 0,84 |
|               | Especificidade | 1,00        | 0,62 | 1,00        | 0,62 | 1,00        | 0,23 |
| ACP           | Sensibilidade  | 0,50        | 0,80 | 0,50        | 0,90 | 0,60        | 0,80 |
|               | Especificidade | 1,00        | 0,70 | 1,00        | 0,83 | 0,95        | 0,50 |
| CD            | Sensibilidade  | 0,90        | 0,76 | 0,81        | 0,76 | 0,76        | 0,76 |
|               | Especificidade | 1,00        | 0,93 | 1,00        | 0,97 | 1,00        | 0,90 |
| CC            | Sensibilidade  | 0,69        | 0,77 | 0,72        | 0,72 | 0,77        | 0,85 |
|               | Especificidade | 1,00        | 0,82 | 0,73        | 0,64 | 0,91        | 0,27 |
| CP            | Sensibilidade  | 0,71        | 0,86 | 0,57        | 0,86 | 0,71        | 0,86 |
|               | Especificidade | 0,95        | 0,93 | 0,91        | 1,00 | 0,84        | 0,86 |
| PB            | Sensibilidade  | 0,61        | 0,74 | 0,61        | 0,83 | 0,43        | 0,83 |
|               | Especificidade | 0,93        | 0,78 | 1,00        | 0,70 | 0,96        | 0,70 |

Tabela 5 – Prevalência das falhas por grupo

| Tipos de falha | Prevalência das falhas (n=300) |      |
|----------------|--------------------------------|------|
|                | OCT                            | MO   |
| ADC            | 68,7                           | 76,7 |
| ACP            | 12,0                           | 42,7 |
| CD             | 34,7                           | 36,0 |
| CC             | 59,3                           | 70,0 |
| CP             | 18,0                           | 18,0 |
| PB             | 27,3                           | 51,3 |

## 5 DISCUSSÃO

A restrita indicação do uso de pinos de fibra de vidro para reabilitações extensas em dentes anteriores ainda se deve ao número de falhas na cimentação, seja pela técnica adotada para preparo da dentina radicular [4,5] ou pela composição e propriedades dos materiais utilizados [2,3,6,20,26,27].

A origem dessas falhas na cimentação é de suma importância, mas de difícil detecção pela subjetividade presente nos métodos avaliativos usuais. Desta forma, se faz necessário um método de obtenção de imagem de alta resolução, preferencialmente de baixo custo e que seja não invasivo e não destrutivo, para que as amostras laboratoriais possam ser reutilizadas e para que seu uso possa ser extrapolado para a clínica.

Para que fosse possível comparar a capacidade dos métodos em questão em detectar cada tipo de falha isoladamente optou-se por categorizar os tipos de falha em: Adesiva dentina/cimento; Adesiva pino/cimento; Coesiva dentária; Coesiva de cimento; e Coesiva de pino, evitando-se a categoria Falha Mista, como utilizado em estudos anteriores [5,26,28]. Foi observado que das 300 atribuições obtidas nessa pesquisa (100 espécimes por avaliador), apenas 90 tiveram um único tipo de falha, concordando com autores que relatam a prevalência baixa ou inexistente de falhas isoladas [26,28]. Ou seja, 210 teriam as atribuições de Falha Mista, o que não auxiliaria no cálculo da especificidade e da sensibilidade, por não se ter ciência ao certo quais e quantos tipos de falha estavam presentes.

Além disso, foi incorporada mais uma categoria: Presença de bolha, para distinguir a falha coesiva de cimento ocasionada por fadiga mecânica da falha em cimento causada por dificuldade de manipulação, afinal a bolha pode desencadear a falha coesiva [8,20], e, assim, há o auxílio na descoberta da causa da falha.

Para se conseguir calcular os valores de sensibilidade e especificidade dos métodos em questão, seria ideal um padrão ouro [23,24], que refletisse a verdade absoluta sobre as falhas existentes, contudo, ainda não existe tal padrão nesta área. Por isso, foi realizada uma avaliação de referência, como sugerido em estudos anteriores [16,23], obtida pelo consenso de dois profissionais com experiência no ensaio mecânico *push-out* e na avaliação de imagens em MO e OCT, para se tentar chegar o mais próximo possível do real, criando, assim, um parâmetro de comparação.

Um resultado bastante significativo desse estudo foi a discrepância dos valores de Kappa, especificidade e sensibilidade, entre o OCT e o MO, das falhas adesivas, em especial a ADC. Essa facilidade de interpretação nesses tipos de falha se deve ao fato de que o OCT, ao proporcionar cortes axiais em profundidade, consegue diferenciar bem os planos entre o pino e a dentina radicular, conforme visualiza-se nas Figuras 1b e 1d. Em contrapartida, ao se trabalhar no MO, os examinadores se deparam com diferentes focos na presença da extrusão do pino, sendo muito difícil distinguir o tipo de falha adesiva, principalmente se a extrusão tiver sido discreta (Figuras 1a e 1c). Estudos anteriores [3,26,28] relatam que geralmente a ADC é o tipo de falha

mais prevalente, desta forma, ressalta-se a importância de um método que apresente alta sensibilidade e especificidade na detecção desse tipo de falha.

Nos casos em que ocorre grande extrusão do pino, fica mais fácil detectar o tipo de falha adesiva no MO, porém o foco das estruturas nos planos inferiores é perdido, complicando a visualização de falhas CC, CD e PB (Figura 3a). Foi relatado pelos examinadores como uma das dificuldades do MO *“detectar falhas coesivas dentárias, pois muitas vezes o dente está fora de foco, e, ainda, o campo de visualização é restrito, podendo alguma falha passar despercebida a depender do diâmetro do terço radicular”* (Figura 3b), sugerindo-se como estes os motivos para menores valores de especificidade e sensibilidade obtidos pelo MO para as falhas CD.

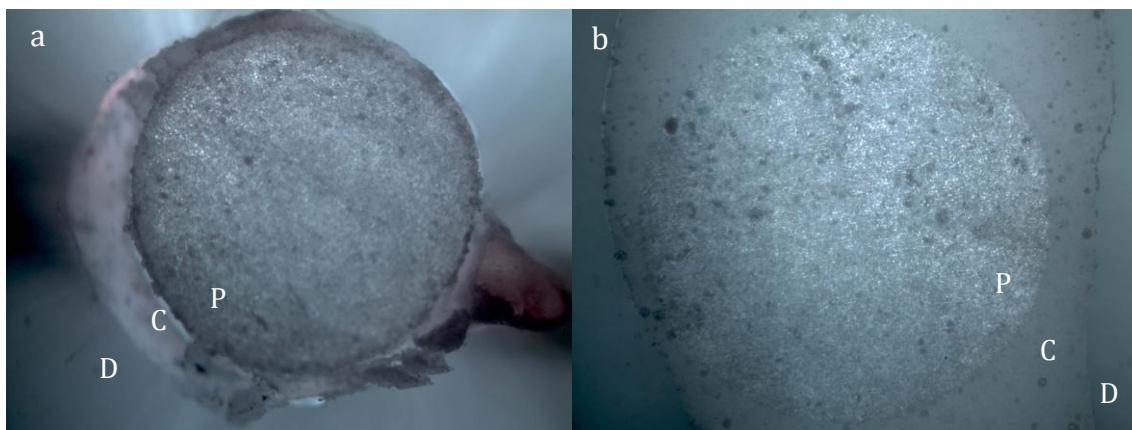


Figura 3 – Dificuldades no diagnóstico de falha CD através do MO. (a) Falta de foco no plano inferior ao do pino. (b) Restrição do campo de visão.

As falhas CD, consideradas pelos avaliadores como *“fáceis de detectar pelo OCT”*, se mostraram nítidas nos cortes axiais, bem como nas reflexões en-

face, podendo ser observados desníveis após a fratura e propagações das trincas (Figura 4).

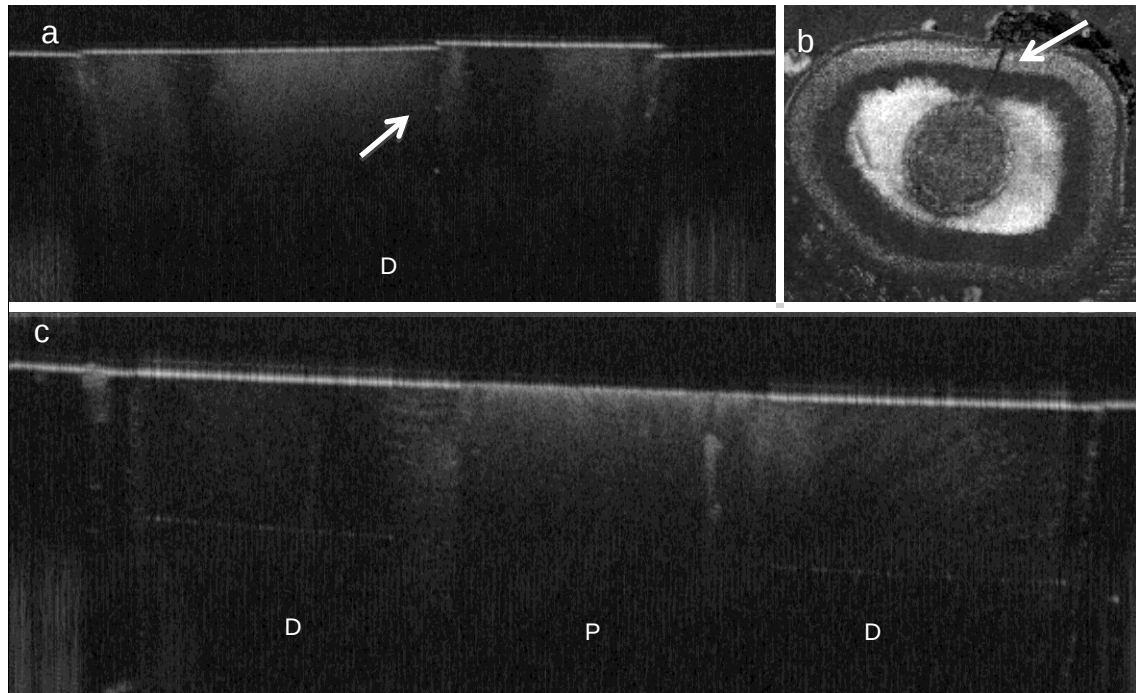


Figura 4 – Diagnóstico de falha CD através do OCT. (a) Observa-se o deslocamento de parte da dentina radicular após fratura. (b) *En-face* com falha CD (seta). (c) Propagação de trincas. Destaca-se boa adaptação do pino e uma estreita linha de cimentação.

Vale destacar que grande parte das falhas CD, ocorreram nos terços apicais, região onde o pino fica mais bem adaptado (Figura 4c), o que pode aumentar a resistência ao cisalhamento, contudo alguns autores [3,4,6,26] afirmam que a força adesiva é menor na região apical, devido à dificuldade no controle da umidade, na acessibilidade dos materiais e fonte de polimerização e redução do diâmetro dos túbulos. Por isso, sugerem-se estudos que

correlacionem o aumento da força necessária para gerar falhas na cimentação de pinos com as fraturas dentárias e se essa força seria compatível com cargas de mastigação naturais ou disfuncionais, pois o que se almeja é uma adaptação máxima que evite o deslocamento do pino, e já é sabido que a deflexão do pino de fibra de vidro, diferentemente de pinos cerâmicos e metálicos, é muito similar à da dentina radicular [5,26].

Seguindo essa linha de raciocínio, também foi observado maior número de falhas adesivas isoladas quando as linhas de cimentação eram mais largas devido à menor adaptação do pino (Figuras 1a, 1b e 1d), possivelmente devido à menor resistência à extrusão do mesmo, pela reduzida adesão ainda encontrada entre os cimentos resinosos e dentina radicular [4,5].

As avaliações das falhas do tipo CP foram melhor visualizadas pelo MO (Tabelas 3 e 4), o que possivelmente foi devido a algumas trincas terem sido apenas superficiais, não sendo bem detectadas pelo OCT. Nos casos de fraturas em profundidade ou com deslocamento de parte do pino, essa falha foi bem caracterizada pelo OCT e de difícil visualização pelo MO (Figura 5).

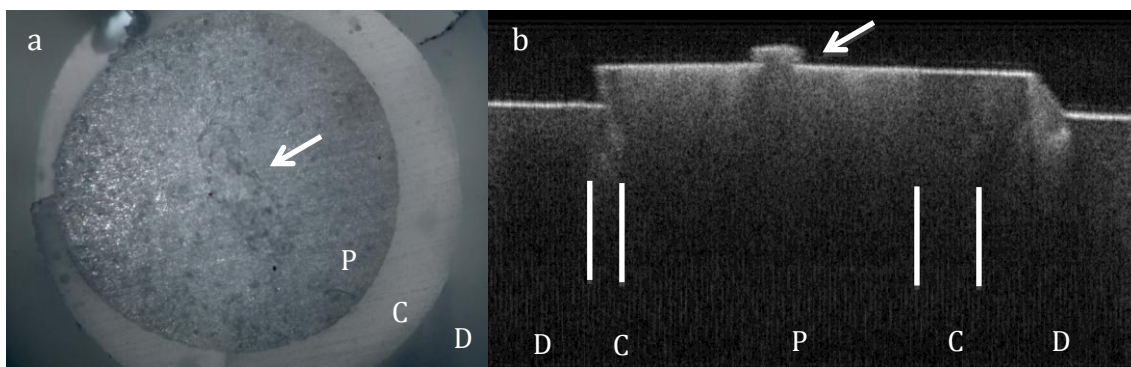


Figura 5 – Detecção de falhas CP (setas). (a) Não se verifica facilmente o deslocamento de parte do pino fraturado pelo MO. (b) Deslocamento do pino visto pelo OCT.

Os demais tipos de falha obtiveram resultados próximos em MO e OCT no que diz respeito à concordância de Kappa, sendo que de uma forma geral o OCT apresentou maior especificidade e o MO maior sensibilidade para os tipos de falha ACP, CC e PB. Sabendo-se que esses testes são dependentes da prevalência [23], foi observado na Tabela 5 que nessas três variáveis o MO apresentou as maiores discrepâncias de prevalência em relação ao OCT: 30,7; 10,7 e 24, respectivamente. Isso pode ter influenciado em um aumento da sensibilidade e redução da especificidade do MO, pois esses dados sugerem que o mesmo deve ter apresentado maior quantidade de falsos positivos para essas variáveis.

As falhas CC foram bem caracterizadas pelos dois métodos, mas os valores de Kappa foram baixos em todas as avaliações (Tabelas 1 a 3). O MO é capaz de visualizar bem o cimento quando ele extrui juntamente com o pino. Na amostra estudada, houve uma alta prevalência de falhas do tipo ADC, sendo possível visualizar as falhas coesivas de cimento no MO. Contudo, na

presença de falhas do tipo ACP, a visualização do cimento pelo MO se torna bastante comprometida pois o mesmo estaria num plano mais baixo que o pino, sem foco (Figura 3a).

A dificuldade em distinguir as falhas CC no OCT se deve à grande similaridade da composição entre o cimento e o pino, o que faz com que o retroespalhamento da luz emitida pelo OCT seja muito parecido em ambas estruturas, dificultando, em alguns momentos, a distinção entre elas. Entretanto, dificuldades como estas, apresentadas pelo OCT, são contornadas a partir da prática adquirida pelo examinador, conforme observado na Tabela 3, onde verifica-se um aumento da concordância, em todas as variáveis, entre o examinador 1 e a avaliação de referência num período posterior a 30 dias, nas avaliações realizadas no OCT.

A PB também foi bem visualizada por ambos os métodos, devendo-se ressaltar que *“no MO, a identificação de bolhas pequenas superficiais foi mais fácil, enquanto que o OCT demonstra a presença de bolhas profundas que podem desencadear a falha CC, que não são vistas no MO”*, o que é demonstrado na Figura 6.

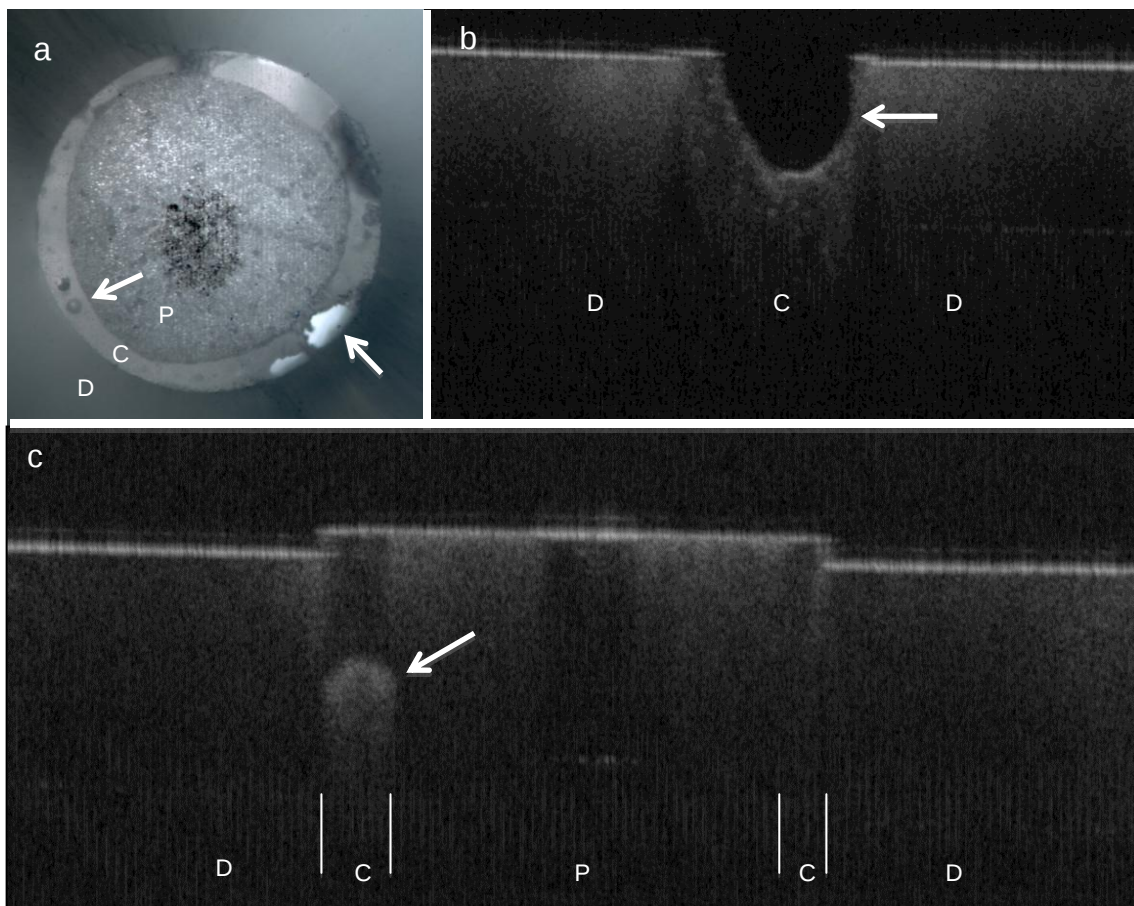


Figura 6 – Detec  o de bolhas. (a) Visualiza  o de bolhas grandes e pequenas no MO. (b) Caracteriza  o de bolha no OCT. (c) Bolha profunda vista no OCT.

A PB geralmente foi acompanhada por falhas CC, ressaltando-se, então, o cuidado que se deve ter na manipula  o do cimento no momento de inser  o do pino no conduto radicular, bem como na decisão terapêutica da escolha de qual cimento usar. A resistência mecânica nem sempre    diretamente proporcional ao aumento da concentra  o da carga inorgânica, uma vez que a viscosidade pode propiciar a forma  o de bolhas que não conseguirão resistir ao estresse mecânico presente na cavidade oral. Em contrapartida, cimentos com menor conteúdo inorgânico têm a tendência de possuir maior contra  o de polimeriza  o, o que pode indicar o maior número de falhas

adesivas [3,20]. Seriam interessantes estudos que verificassem diferentes composições em cimentos resinosos, utilizando a PB como variável, para ressaltar aqueles que atinjam um equilíbrio entre viscosidade e fluidez.

O uso de pinos de fibra de vidro para reabilitações dentárias possui baixo custo e facilidade na técnica, além disso, esses pinos preservam os tecidos dentários, difundem tensões mastigatórias e proporcionam estética satisfatória [3-6,26,28], devendo ter seu emprego estimulado, mas, para isso, se fazem necessárias pesquisas que avaliem a fundo técnicas e materiais que otimizem sua utilização. Ferramentas para isso já existem.

Considerando as limitações desse estudo, a hipótese foi aceita; o OCT foi eficaz na detecção e diferenciação de falhas após ensaio de extrusão de pinos de fibra de vidro cimentados com sistemas resinosos, demonstrando ser um método promissor para auxílio nas pesquisas dessa linha, podendo se estender, ainda, à clínica odontológica, na busca de falhas cervicais nas cimentações de retentores intrarradiculares, por ser um método não invasivo e não destrutivo.

## **6 CONCLUSÃO**

O OCT foi mais eficaz na distinção das falhas adesivas do que o MO, sendo ainda capaz de detectar todos os tipos de falhas coesivas e presença de bolhas no cimento, sendo considerado um método válido para avaliação da cimentação de pinos intrarradiculares após ensaio mecânico.

## REFERÊNCIAS

1. Cardoso RM, Guimarães RP, Costa DPTS, Souza FB, Silva CHV, Maior JS, Matheus TCU and Braz R. Influência do cimento resinoso sobre a adesão de pinos intrarradiculares estéticos. *Rev ABO Nac*, 2011; 19:101-7.
2. Kahn mouein MA, Mohammadi N, Navimipour EJ and Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fiber posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2012; 17: 337-44.
3. Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S and Ebisu S. The Root Canal Bonding of Chemical-cured Total-etch Resin Cements. *JOE*, 2008; 34:583-6.
4. Gomes GM, Gomes OMN, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD and Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. *Braz Dent J*, 2011; 22: 460-7.
5. Guimarães RP. Influência da desproteinização dentinária radicular na cimentação de pinos estéticos. Recife: 2012. 49 p. Tese (Doutorado em Odontologia). Universidade Federal de Pernambuco.
6. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E and Gogos C. Evaluation of Push-out Bond Strength of Two Endodontic Post Systems. *JOE*, 2012; 38:510-4.
7. Bakhsh TA, Sadr A, Shimada Y, Tagami J and Sumi Y. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy. *Dent Mater*, 2011; 27:915-25.

8. Nazari A, Sadr A, Saghiri MA, Campillo-Funollet M, Hamba H, Shimada Y, Tagami J and Sumi Y. Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography. *Dent Mater*, 2013; 29:278-86.
9. Matheus TC, Kauffman CM, Braz AK, Mota CC and Gomes AS. Fracture process characterization of fiber-reinforced dental composites evaluated by optical coherence tomography, SEM and optical microscopy. *Braz Dent J*, 2010; 21: 420-7.
10. Ishibashi K, Ozawa N, Tagami J and Sumi Y. Swept-source optical coherence tomography as a new tool to evaluate defects of resin-based composite restorations. *J Dent*, 2011; 39: 543-548.
11. Fujimoto J and Rexler W. Introduction to optical coherence tomography. In: *Optical Coherence Tomography*. Berlin: Springer, 2008; 1-45.
12. Shimada Y, Sadr A, Nazari A, Nakagawa H, Otsuki M, Tagami J and Sumi Y. 3D evaluation of composite resin restoration at practical training using swept-source optical coherence tomography (SS-OCT). *Dent Mater J*, 2012; 31:409-17.
13. Shemesh H, Van Soest G, Wu MK, Van Der Sluis LW and Wesselink PR. The ability of optical coherence tomography to characterize the root canal walls. *JOE*, 2007; 33: 1369-73.
14. Makishi P, Shimada Y, Sadr, A, Tagami J and Sumi Y. Non-destructive 3D imaging of composite restorations using optical coherence tomography: marginal adaptation of self-etch adhesives. *J Dent*, 2011; 39:316-25.

15. Colston Jr BW, Everett MJ, Silva LB, Otis LL, Stroeve P and Nathel H. Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. *Appl Opt*, 1998; 37:3582-5.
16. Nakagawa H, Sadr A, Shimada Y, Tagami J and Sumi Y. Validation of swept source optical coherence tomography (SS-OCT) for the diagnosis of smooth surface caries in vitro. *J Dent*, 2013; 41:80-9.
17. Sinescu C, Negrutiu M, Todea C, Balabuc C, Filip L, Rominu R, Bradu A, Hughes M and Podoleanu, AG. Quality assessment of dental treatments using en-face optical coherence tomography. *J Biomed Opt*; 2008, 13:54-65.
18. Imai K, Shimada Y, Sadr A, Sumi Y and Tagami J. Noninvasive cross-sectional visualization of enamel cracks by optical coherence tomography in vitro. *JOE*, 2012; 38:1269-74.
19. Senawongse P, Pongprueksa P, Harnirattisai C, Sumi Y, Otsuki M, Shimada, Y and Tagami J. Non-destructive assessment of cavity wall adaptation of class V composite restoration using swept-source optical coherence tomography. *Dent Mater J*, 2011; 30:517-22.
20. Costa DPTS, Guimarães RP, Cardoso RM, Mota CCBO, Freitas AZ, Gomes ASL, Silva CHV, Beatrice LCS. Caracterização de agentes cimentantes resinosos através de Tomografia por Coerência Óptica. *Braz Oral Res*, 2010; 24:265, Abstr. No. 145.
21. Guimarães RP, Cardoso RM, Costa DPTS, Mota CCBO, Matheus TCU, Freitas AZ, Gomes ASL and Silva CHV. Emprego da tomografia por

coerência óptica na caracterização da interface de pinos estéticos após ensaio de extrusão. *Braz Oral Res*, 2010; 24:302, Abstr. No. 152.

22. International Organization For Standardization. Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405. *Dent Mater*, 2003; 1-16.
23. Agbaje JO, Mutsvari T, Lesaffre E and Declerck D. Measurement, analysis and interpretation of examiner reliability in caries experience surveys: some methodological thoughts. *Clin Oral Invest*, 2012; 16:117-27.
24. Parikh R, Mathai A, Parikh S, Sekhar GC and Thomas R. Understanding and using sensitivity, specificity and predictive values. *Indian J Ophthalmol*, 2008; 56:45–50.
25. Landis JR and Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 1977; 33:159-74.
26. Mumcu E, Erdemir U and Topcu FT. Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. *Dent Mater J*, 2010; 29:286-96.
27. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K and Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci*, 2009; 117:326-33.
28. Kececi AD, Kaya BU and Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008; 105:121-8.

**ANEXOS****ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS**

  
**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**

Of. Nº. 090/2010 - CEP/CCS Recife, 27 de abril de 2010

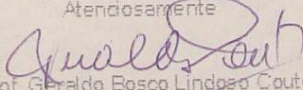
Registro do SISNEP FR – 319890  
CAAE – 0051.0.172.000-10  
Registro CEP/CCS/UFPE Nº 056/10  
Título: Estudo da Influência da Desproteinização da Dentina Radicular na Cimentação de Pinos Estéticos: análise ultraestrutural (MEV); ensaio push-out e caracterização em microscopia óptica.  
Pesquisador Responsável: Claudio Heliomar Vicente da Silva

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) registrou e analisou, de acordo com a Resolução Nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, o protocolo de pesquisa em epígrafe, liberando-o para início da coleta de dados em 27 de abril de 2010.

Ressaltamos que a aprovação definitiva do projeto será dada após a entrega do relatório final, conforme as seguintes orientações:

- a) Projetos com, no máximo, 06 (seis) meses para conclusão: o pesquisador deverá enviar apenas um relatório final;
- b) Projetos com períodos maiores de 06 (seis) meses: o pesquisador deverá enviar relatórios semestrais.

Dessa forma, o ofício de aprovação somente será entregue após a análise do relatório final.

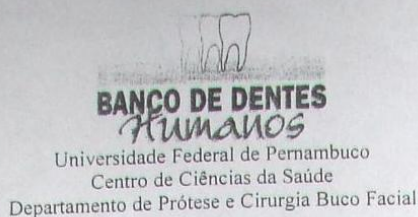
Atenciosamente  
  
Prof. Geraldo Bosco Lindoso Couto  
Coordenador do CEP/CCS / UFPE

Ao  
Prof. Dr. Claudio Heliomar Vicente da Silva  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia- CCS/UFPE

---

Av. Prof. Moraes Rego, s/n Cid. Universitária 50670-901, Recife - PE, Tel/fax: 81 2126 8588; cepccs@ufpe.br

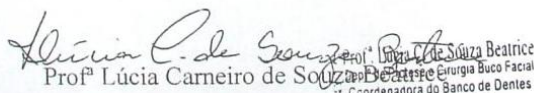
## ANEXO B – TERMO DE DOAÇÃO DO BANCO DE DENTES HUMANOS DA UFPE



### DECLARAÇÃO

Declaro que o Banco de Dentes Extraídos de Humanos do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco Facial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco está cedendo 189 (cento e oitenta e nove) dentes pré-molares inferiores permanentes para serem utilizados no Projeto de pesquisa “Estudo da influência da desproteínização da dentina radicular na cimentação de pinos estéticos: Análise ultraestrutural (MEV); ensaio push-out e caracterização em microscopia óptica.” da CD Renata Pedrosa Guimarães do Curso de Pós-graduação em Odontologia, a nível de Doutorado, orientada pelo Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco..

Vale ressaltar que a referida pesquisa não envolverá aspectos genéticos (Pesquisa de DNA). Recife, 15 de março de 2010.

  
Prof.ª Lúcia Carneiro de Souza Beatrice  
Coordenadora do Banco de Dentes  
SIAPE 1131216

Recebi os dentes solicitados  
Recife, 15 de março de 2010

## ANEXO C – NORMAS DO PERIÓDICO *DENTAL MATERIALS*

### Guide for Authors

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for Dental Materials. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/dema>. Dental Materials now only accepts online submissions. The Artwork Quality Control Tool is now available to users of the online submission system. To help authors submit high-quality artwork early in the process, this tool checks the submitted artwork and other file types against the artwork requirements outlined in the Artwork Instructions to Authors on [www.elsevier.com/artworkinstructions](http://www.elsevier.com/artworkinstructions). The Artwork Quality Control Tool automatically checks all artwork files when they are first uploaded. Each figure/file is checked only once, so further along in the process only new uploaded files will be checked. **Manuscripts** The journal is principally for publication of **Original Research Reports**, which should preferably investigate a defined hypothesis. Maximum length 6 journal pages (approximately 20 double-spaced typescript pages) including illustrations and tables.

**Systematic Reviews** will however be considered. Intending authors should communicate with the Editor beforehand, *by email*, outlining the proposed scope of the review. Maximum length 10 journal pages (approximately 33 double-spaced typescript pages) including figures and tables.

Three copies of the manuscript should be submitted: each accompanied by a set of illustrations. The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals", *Annals of Internal Medicine*, 1997,126, 36-47. All manuscripts must be written in American English. Authors are urged to write as concisely as possible.

The Editor and Publisher reserve the right to make minimal literary corrections for the sake of clarity. Authors for whom English is not the first language should have their manuscripts read by colleagues fluent in English. If extensive English corrections are needed, authors may be charged for the cost of editing. For additional reference, consult issues of *Dental Materials* published after January 1999 or the Council of Biology Editors Style Manual (1995 ed.).

All manuscripts should be accompanied by a **letter of transmittal**, signed by each author, and stating that the manuscript is not concurrently under consideration for publication in another journal, that all of the named authors were involved in the work leading to the publication of the paper, and that all the named authors have read the paper before it is submitted for publication.

**Always keep a backup copy of the electronic file for reference and safety.**

Manuscripts not conforming to the journal style will be returned. In addition, manuscripts which are not written in fluent English will be rejected automatically without refereeing.

**Format General** • number all pages consecutively. • type double-spaced on A4 or 8.5 x 11-inch bond paper, with margins of 30 mm. • double-space references. • indent or space paragraphs. • arrange article in the following order: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusion, Acknowledgements, References, Tables, Figures, Captions. • start each section on a separate page.

**Title page** • Title (capitalize the first letter of the first word) e.g. Comparison of the color stability of ten new composites. • Authors (first name, middle initial, surname) e.g. Kenneth J. Anusavice 1, Victoria Marker 2 • Authors' addresses (abbreviated) e.g. 1 Department of Biomaterials, University of Florida, Gainesville, Florida, USA 2 Department of Biomaterials Science, Baylor College of Dentistry, Dallas, Texas, USA • Short Title (45 characters) e.g. Color stability of composites • **Corresponding Author details (essential): Name, complete address, phone, fax, and E-mail numbers**

**Abstract** (structured format) • 250 words or less. • subheadings should appear in the text of the abstract as follows: Objectives, Methods, Results, Significance. (For Systematic Reviews: Objectives, Data, Sources, Study selection, Conclusions). The Results section may incorporate small tabulations of data, normally 3 rows maximum.

**Keywords** Up to 10 keywords should be supplied e.g. dental material, composite resin, adhesion.

**Introduction** This must be presented in a structured format, covering the following subjects, although actual subheadings should not be included: • succinct statements of the issue in question; • the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue (reference); • the aims and objectives of the research being reported relating the research to dentistry, where not obvious.

**Materials and methods** • describe the procedures and analytical techniques. • only cite references to published methods. • include at least general composition details and batch numbers for all materials. • identify names and sources of all commercial products e.g. "The composite (Silar, 3M Co., St. Paul, MN, USA)..." "... an Au-Pd alloy (Estheticor Opal, Cendres et Metaux, Switzerland)." • specify statistical significance test methods.

**Results** • refer to appropriate tables and figures. • refrain from subjective comments. • make no reference to previous literature. • report statistical findings.

**Discussion** • explain and interpret data. • state implications of the results, relate to composition. • indicate limitations of findings. • relate to other relevant research. • suggest directions for future research.

*Conclusion* (if included) • must NOT repeat Results or Discussion • must concisely state inference, significance, or consequences

*Acknowledgements* As appropriate, e.g.: "Based on a thesis submitted to the graduate faculty, University of Virginia, in partial fulfilment of the requirements for the M.S. degree." "This investigation was supported in part by Research Grant DE 00000 from the National Institute of Dental Research, Bethesda, MD 20892."

*References* - must now be given **according to the following numeric system**: Cite references in text in numerical order. Use square brackets: in-line, not superscript e.g. [23]. All references must be listed at the end of the paper, double-spaced, without indents. For example: 1. Moulin P, Picard B and Degrange M. Water resistance of resin-bonded joints with time related to alloy surface treatments. J Dent, 1999; 27:79-87. 2. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR and Wilder AD. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. Dent Mater, 1989; 5:157-160. Avoid referencing abstracts if possible. If unavoidable, reference as follows: 3. Demarest VA and Greener EH . Storage moduli and interaction parameters of experimental dental composites. J Dent Res, 1996; 67:221, Abstr. No. 868.

**Tables and figures** All tables and figures must be thoroughly discussed in the text of the manuscript.

*Tables* • one table to a page, each with a title. • number tables in order of mention using Arabic numerals. • must be able to "stand alone" apart from text. • when appropriate, standard deviations of values should be indicated in parentheses; (do NOT use  $\pm$  notation). • results of statistical analysis must be included, use superscript letters to indicate significant differences. • for explanatory footnotes, use symbols (\*, #, \*\*, ##).

*Figures* • Do not import the figures into the text file but, instead, indicate their approximate locations directly in the electronic text. Images to be supplied separately in jpg, gif or other graphics file. • only black and white photographs for print publication. • omit titles and other information contained in the figure caption. • maximum of 6 figures per manuscript. • figures grouped together should have similar dimensions and be labelled "a, b, c", etc. • place magnification markers directly on the micrographs. • authors should consider that the majority of figures will be reduced to the width of a single column (approximately 85 mm). Preferably figures should exactly match, or be no more than 1.5 times that width. • authors can indicate if they feel a figure should be full page width.

*Dental Materials* has been selected for inclusion in a new 'colourful e-products' workflow. Figures that appear in black and white in the printed version of the journal can be IN COLOUR, online, in ScienceDirect. Authors wishing to make use of this facility should ensure that 1. the artwork is in an acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and at the correct resolution 2. RGB colourspace is used and 3. for colour online and black and white in print, both colour and

black and white artwork (file and/or hardcopy) is provided. **There will be no charges to the authors for colour figures online.**

*Graphs* • unique, concise axis labels; do not repeat the Figure caption. • uniform size for graphs of similar type. • type size that will be easily read when the graph is reduced to one column width. • lines that are thick and solid (100% black).

*Captions to tables and figures* • list together on a separate page. • should be complete and understandable apart from the text. • include key for symbols or abbreviations used in Figures. • individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

**General Notes on Text** *Abbreviations and acronyms*: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned. *Correct Usage* • use S.I. units (International System of Units). If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses. • use correct symbols for &mgr;, L (as in &mgr;m, mL, etc.) • put leading zeros in all numbers less than 1.0 • write out number of ten or fewer (ten rats) except when indicating inanimate quantities (10 mL) • always use digits for dates, dimensions, degrees, doses, time, percentages, ratios, statistical results, measurements, culture cells, and teeth. • the complete names of individual teeth must be given in the text.

**General Policy** • receipt of manuscripts will be acknowledged. • after initial review, authors will be notified of status. • every effort is made to obtain timely reviews; please remember that the referees and the editor are volunteers. • a list of revisions and responses to reviewers' critiques must accompany resubmitted revised manuscripts.

On Submission: Agreement, by the act of ticking a box, to the statement, "This paper has been compiled with the knowledge, input and approval of all the named authors."

On acceptance, authors will be required to sign a **transfer of copyright agreement**. If figures, tables, or other excerpts, are included from copyrighted works the author is responsible for obtaining written permission from the copyright holder prior to submitting the final version of the paper. Full credit must be given to such sources.

*Offprints and page charges*: no page charges are levied on articles published in *Dental Materials*. Each corresponding author receives 25 offprints of their article free of charge after it has been published; they will also have the opportunity to order additional copies.

**Submission Package Checklist**: • *letter of transmittal* signed by all authors. • One electronic copy of the manuscript. • One electronic copy of each image and table, all labelled. For further guidance on electronic submission, please contact Author Services, Log-In Department, Elsevier Ltd, The Boulevard,

Langford Lane, Kidlington, Oxford, OX5 1GB, UK. E-mail:  
authors@elsevier.co.uk, fax: +44 (0)1865 843905, tel: +44 (0)1865 843900.