

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

KAMYLLA YOLANDA DE SOUZA E SILVA

USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA AVALIAÇÃO DO
DESGASTE EM SISTEMAS DE POLIMENTO DENTAL

VIRTUS IMPAVIDA

Recife

2020

KAMYLLA YOLANDA DE SOUZA E SILVA

**USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA AVALIAÇÃO DO
DESGASTE EM SISTEMAS DE POLIMENTO DENTAL**

Dissertação 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 grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Anderson Stevens Leonidas Gomes.

Recife

2020

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Elaine Freitas, CRB4-1790

S586u Silva, Kamylla Yolanda de Souza e
 Uso da tomografia por coerência óptica para avaliação do
 desgaste em sistemas de polimento dental / Kamylla Yolanda de
 Souza e Silva. – 2020
 50 f. : il.

Orientador: Anderson Stevens Leonidas Gomes.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco,
Centro de Ciências da Saúde - CCS. Pós-graduação em Odontologia.
Recife, 2020.

Inclui referências e apêndice.

1. Sistemas de polimento. 2. Resina composta. 3. Cerâmica. 4. Rugosidade da superfície. 5. Tomografia por coerência óptica. I. Gomes, Anderson Stevens Leonidas (Orientador). II. Título.

617.6 CDD (22.ed.)

UFPE (CCS2020-135)

KAMYLLA YOLANDA DE SOUZA E SILVA

**USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA PARA AVALIAÇÃO DO
DESGASTE EM SISTEMAS DE POLIMENTO DENTAL**

Dissertação 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 grau de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: 08/04/2020

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Maria Luiza dos Anjos Pontual (Examinador Interno)
UFPE- Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva

Profa. Dra. Gabriela Queiroz de Melo Monteiro (Examinador Externo)
UPE - Faculdade de Odontologia de Pernambuco

Profa. Dra. Vanda Sanderana Macêdo Carneiro (Examinador Externo)
UPE - Faculdade de Odontologia de Pernambuco

Dedico este trabalho, à minha mãe, ao meu pai e meu irmão por todo o amor, apoio e cumplicidade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus e à Nossa Senhora, por toda essa caminhada;

Aos meus queridos pais, Almir Luiz da Silva e Marina Iolanda de Souza e Silva, pelo amor, carinho, dedicação, preocupação, confiança e educação;

À Universidade Federal de Pernambuco, por ser uma excelente Universidade, oportunizando as atividades e ampliando minha experiência profissional;

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia. Obrigada aos doutores que me presentearam com suas palavras e conhecimentos durante o curso de mestrado;

Ao meu orientador Prof. Dr. Anderson Gomes pelos ensinamentos, confiança e incentivo. Orientador dedicado, correto, presente e competente;

À querida Luana Osório, pelo carinho, pela aprendizagem, paciência, compreensão e assistência que me concedeu para execução deste trabalho;

À Cecília Cruz Falcão por toda parceria, paciência, fé e orientação na execução desta pesquisa;

Aos professores, monitores e alunos da Clínica Integral 4 (Diurna) com quem tive o privilégio de desenvolver meu estágio em docência. Em especial, à professora Renata Pedrosa Guimarães que me recebeu de braços abertos;

Aos amigos da turma do mestrado, pela agradável convivência e pelos bons momentos compartilhados;

Aos membros do Laboratório de Fotônica e Biofotônica (LABFOTON) do Departamento de Física. A todos obrigada, pois cada um participou de alguma forma nessa pesquisa seja pela amizade, alguma dúvida ou troca de experiências.

RESUMO

Os sistemas de polimento dentário são amplamente utilizados em associação com materiais na odontologia restauradora, para melhorar a estética e aumentar a longevidade das restaurações dentárias. Houve um grande aprimoramento tecnológico e ampla disponibilidade de tais sistemas de polimento, mas sua avaliação após o uso clínico carece de mais informações da literatura. Neste trabalho, propomos uma metodologia alternativa para avaliar sistemas de polimento dentário, com base na tomografia de coerência óptica (OCT) para medir o desgaste do sistema de polimento, uma vez que é capaz de gerar imagens 2D e 3D, que também podem fornecer dados quantitativos (desgaste da área ou volume). Como exemplo, foram testadas uma composição de silicone + diamante no sistema de polimento em formato espiral, utilizando três materiais restauradores diferentes: resina composta nano-híbrida Tetric N-Ceram (RC), cerâmica de feldspato Cerec Blocs (C) e cerâmica de matriz de resina Brava Block (H). As medidas foram complementadas por estereomicroscopia no sistema de polimento e rugosimetria na superfície polida. Nos resultados quantitativos o p-valor para a média da área foi significativo para todos os grupos, exceto o grupo Cerâmica com matriz resinosa polida com polidor Duo fase resina composta de granulação média ($H_{RC_M.}$). Em relação a rugosidade, o p-valor foi significativo para todos os grupos, exceto para o material restaurador RC. Na avaliação qualitativa, os avaliadores encontraram grande semelhança entre as imagens obtidas através da OCT e do estereomicroscópio (avaliadores Kappa inter e intra de 0,94 e 0,96, respectivamente). O método da OCT forneceu dados confiáveis e quantitativos em tempo real nos formatos 2D e 3D. Para as imagens 2D, a comparação com a estereomicroscopia pode ser realizada, fornecendo resultados comparáveis, enquanto nas imagens volumétricas 3D a comparação das medidas não pode ser feita. Nossos resultados fornecem uma maneira não invasiva e não destrutiva de caracterizar os sistemas de polimento, que podem impactar a maneira como o polimento e o acabamento afetam a qualidade das restaurações dentárias finais no ambiente clínico.

Palavras-chave: Sistemas de polimento. Resina composta. Cerâmica. Rugosidade da superfície. Tomografia por Coerência Óptica.

ABSTRACT

Dental polishing systems are widely used in association with materials in restorative dentistry to improve aesthetics and increase the longevity of dental restorations. There has been a great technological improvement and wide availability of such polishing systems, but their evaluation after clinical use needs more information from the literature. In this work, we propose an alternative methodology to evaluate dental polishing systems, based on optical coherence tomography (OCT) to assess the wear of the polishing system, since it is capable of generating 2D and 3D images, which can also provide quantitative data (wear of the area or volume). As an example, a silicone + diamond composition was tested in the spiral polishing system, using three different restorative materials: Tetric N-Ceram nano-hybrid composite resin (RC), Cerec Blocs feldspar ceramic (C) and matrix ceramic of Brava Block resin (H). The measurements were complemented by stereomicroscopy in the polishing system and roughness on the polished surface. In the quantitative results, the p-value for the area average was significant for all groups, except the Ceramic with polished resin matrix with duo resin phase polish composed of medium granulation H_{RC_M} group. Regarding roughness, the p-value was significant for all groups, except for RC restorative material. In the qualitative evaluation, the evaluators found a great similarity between the images obtained through the OCT and the stereomicroscope (Kappa inter and intra evaluators of 0.94 and 0.96, respectively). The OCT method provided reliable and quantitative data in real time in 2D and 3D formats. For 2D images, the comparison with stereomicroscopy can be performed, providing comparable results, while in 3D volumetric images the comparison of measurements cannot be made. Our results provide a non-invasive and non-destructive way to characterize the polishing systems, which can impact the way in which polishing and finishing affect the quality of final dental restorations in the clinical environment.

Keywords: Polishing systems. Resin composite. Ceramic. Surface roughness. Optical Coherence Tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Polidor mostrando a divisão dos quadrantes 1, 2,3 e 4 na sua superfície para guiar a leitura.....	17
Figura 2- Matriz de teflon.....	20
Figura 3- O incremento coberto com uma tira de poliéster e pressionado por uma lamínula de vidro antes de ser fotopolimerizado.....	20
Figura 4- Os corpos de prova de cada grupo foram divididos ao meio, demarcados por um marcador permanente. (A) Corpo de prova em resina composta- RC, (B) Corpo de prova em Cerâmica de feldspato- C e (C) Corpo de prova em Cerâmica com matriz resinosa- H.....	22
Figura 5- Cabeça do sistema de OCT com o DPS (Sistemas de Polimento Dentário) no lugar. A inserção mostra uma região ampliada sob iluminação, e a seta indica a direção da digitalização, com o feixe vindo do topo da amostra. A amostra pode ser girada para escanear todos os quatro quadrantes.....	23
Figura 6- Ilustração esquemática do designer do experimento. As imagens dos polidores foram obtidas antes do uso (t_0), após cinco usos (t_5) e após dez usos (t_{10}).....	24
Figura 7- Estereomicroscópio (a) e imagens de OCT (b) e (c) para o polidor DPS4 obtido antes (t_0) e após (t_{10}) do polimento. A imagem (b) mostra a superfície do polidor, fornecendo informações equivalentes à imagem do estereomicroscópio (a). Na região demarcada pela elipse pode-se observar a alteração da ponta das cerdas do polidor. A Figura (c) mostra a OCT 2D em que o desgaste lateral pode ser observado pela espessura de cada cerda do polidor. Esta imagem foi tirada na mesma região da fig. (b).....	26
Figura 8- Imagem OCT 3D no modo Over no tempo (t_0) e após (t_{10}). Esta imagem mostra a redução da espessura das cerdas após 10 ciclos de polimento (a imagem mostra um quadrante). Esta imagem pode ser obtido em todo o polidor.....	27

No artigo

Figure 1- Oct head with DPS (Dental Polishing Systems) in place. The insert shows an enlarged region under illumination, and the arrow indicates the direction of the scan, with the beam coming from the top of the sample. The sample can be rotated to scan all four quadrants.....41

Figure 2- Stereomicroscope (a) and OCT (b) and (c) images for dps4 polish obtained before (t0) and after (t10) polishing. Image (b) shows the surface of the polisher, providing information equivalent to the stereomicroscope image (a). In the region demarcated by the ellipse, the alteration of the bristle tip of the polisher can be observed. Figure (c) shows OCT 2D in which lateral wear can be observed by the thickness of each polish bristle. This image was taken in the same region as fig. (b).....42

Figure 3- OCT 3D image in Over mode in time (t0) and after (t10). This image shows the reduction of bristle thickness after 10 polishing cycles (the image shows a quadrant). This image can be obtained throughout the polisher.....43

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Sistemas de Polimento (n=2) (Besser Dental Products, Santa Catarina, Brazil).....	18
Quadro 2- Materiais selecionados, com as respectivas informações de composição.....	19
Quadro 3- Divisão dos grupos.....	21

No artigo

Frame 1- Polishing Systems (n=2) (Besser Dental Products, Santa Catarina, Brazil).....	38
Frame 2- Division of groups.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Rugosidade média (μm) dos materiais restauradores avaliados e média da área (mm) e desvio padrão () dos DPS por meio da OCT.....28

No artigo

Table 1- Mean roughness (μm) of the restorative materials evaluated and mean of the area (mm) and standard deviation () of the DPS through OCT.....44

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	OBJETIVOS.....	16
2.1	Geral.....	16
2.2	Específicos.....	16
3	METODOLOGIA.....	17
3.1	Tipo e local do estudo.....	17
3.2	Seleção da amostra	17
3.3	Confecção dos corpos de prova.....	18
3.4	Acabamento e polimento dos corpos de prova.....	21
3.5	Obtenção de imagens através da Tomografia por Coerência Óptica e Estereomicroscopia.....	22
3.6	Avaliação da rugosidade dos corpos de prova.....	24
3.7	Análise estatística	25
4	RESULTADOS.....	26
4.1	Exploiting optical coherence tomography to evaluate wear in dental polishing systems.....	26
5	CONCLUSÕES.....	30
	REFERÊNCIAS.....	31
	APÊNDICE A - ARTIGO A SER SUBMETIDO NA OPERATIVE DENTISTRY.....	34

1 INTRODUÇÃO

Na odontologia restauradora, os procedimentos de acabamento e polimento visam melhorar a estética e aumentar a longevidade das restaurações dentárias. O processo de acabamento visa estabelecer o contorno da restauração e fornece uma boa anatomia. O polimento é o estágio final, onde a rugosidade da superfície criada pelos instrumentos de acabamento é reduzida o máximo possível, buscando proporcionar brilho à restauração (ANTONSON; YAZICI; KILINC; ANTONSON *et al.*, 2011).

Os processos físicos utilizados para modificar a superfície do material restaurador trazem mudanças na microestrutura, alterando seu padrão de rugosidade (LOPES; MONTEIRO; MENDES; GONÇALVES *et al.*, 2018). Sabe-se que uma rugosidade da superfície superior a $0.2\mu\text{m}$ promove o acúmulo de placa, comprometendo a higiene bucal adequada e, conseqüentemente, a manutenção da saúde e a longevidade do tratamento (ALAWJALI; LUI, 2013; AYTAC; KARAARSLAN; AGACCIOGLU; TASTAN *et al.*, 2016; GONULOL; YILMAZ, 2012). Sabe-se também que o brilho da superfície é fundamental para manter a aparência e diminuir o manchamento de uma restauração (ALAWJALI; LUI, 2013).

O comércio odontológico oferece uma ampla variedade de sistemas de acabamento e polimento, cujo valor comercial também varia substancialmente. Os sistemas de polimento dentário (DPS) são classificados em seis categorias: pontas rotatórias (diamante ou carbeto), taças, pontas ou rodas à base de borracha, discos abrasivos revestidos com pastas, escovas de carbeto de silício e pastas de polimento (ANTONSON; YAZICI; KILINC; ANTONSON *et al.*, 2011).

O uso sequencial de discos abrasivos de granulações decrescentes em várias etapas aumenta o tempo de execução clínica, fato que impulsionou a evolução da técnica combinando alguns dos procedimentos de acabamento e polimento em uma ou duas etapas (KEMALOGU; KARACOLAK; TURKUN, 2017).

Os avanços na nanotecnologia levaram à introdução de novos materiais restauradores com a promessa de superioridade funcional e estética (MITRA; WU; HOLMES, 2003). Esses materiais são acabados e polidos usando os tipos de DPS descritos acima. Compósitos nanoparticulados foram incorporados às resinas micro-híbridas, criando uma nova categoria denominada resinas nano-híbridas. Elas combinam boas propriedades físico-mecânicas devido à grande quantidade de carga

inorgânica e bom polimento, pois suas partículas são extremamente pequenas (PONTES; MAINIERI; PACHECO; MARTINS *et al.*, 2009). O sucesso do polimento é relatado quando partículas menores de carga inorgânica são incluídas em materiais de resina composta (ST-PIERRE; MARTEL; CRÉPEAU; VARGAS, 2019). Blocos cerâmicos híbridos têm sido utilizados cada vez mais frequentemente em procedimentos de reabilitação e demonstram mudanças de cor a longo prazo (AYDIN; KARAOGLANOGLU; OKTAY; KILICARSLAN, 2019). Além disso, estão disponíveis no mercado cerâmicas dentárias (MCLEAN, 2001). Este material, especialmente a nova geração, possui excelentes propriedades funcionais e estéticas, permitindo restaurações mais estéticas e duráveis.

Gracis e colaboradores (GRACIS; THOMPSON; FERENCZ; SILVA *et al.*, 2015), em uma tentativa de sistematizar a identificação de materiais restauradores já disponíveis e novos, propuseram recentemente um sistema de classificação para as cerâmicas.

A superfície polida foi estudada por diferentes métodos (COSTA; FERNANDES; CARVALHO; DE ANDRADE *et al.*, 2018; ERDEMIR; YILDIZ; EREN; OZSOY *et al.*, 2013; GONCALVES; TEIXEIRA; RODRIGUES; DE OLIVEIRA *et al.*, 2012; YAP; NG; YAP; TEO, 2004). Para avaliar o DPS, alguns processos diferentes foram empregados. Daud e colaboradores exploraram a profilometria óptica de contato 3D e a microscopia eletrônica de varredura (DAUD; GRAY; LYNCH; WILSON *et al.*, 2018). O MEV também foi usado para avaliar o desgaste de pontas diamantadas (TOLENTINO, 2014). Em vista da escassa literatura com métodos para avaliar o DPS de maneira simples e confiável, empregamos a tomografia de coerência óptica como uma metodologia alternativa para avaliar o DPS.

A Tomografia de Coerência Ótica (OCT) é uma técnica de imagem bem estabelecida para diagnóstico *in vivo* e *ex vivo* (FUJIMOTO, 2003; HUANG; SWANSON; LIN; SCHUMAN *et al.*, 1991) em diversos tecidos e biomateriais (SWANSON; FUJIMOTO, 2017; WOJTKOWSKI, 2010). O princípio de operação da OCT é semelhante ao do ultrassom, usando ondas de luz em vez de ondas sonoras. A luz tem sido usada para investigar propriedades estruturais dos tecidos biológicos e de vários materiais, oferecendo vantagens não encontradas em outras técnicas de imagem. O método OCT alcança resoluções espaciais longitudinais e laterais em escala micrométrica e detecta frações extremamente pequenas dos sinais refletidos ou retroespalhados (SWANSON; FUJIMOTO, 2017; WOJTKOWSKI, 2010),

identificando detalhes estruturais e particularidades de tecidos e biomateriais, indo além do alcance dos microscópios ópticos tradicionais.

As aplicações gerais da OCT são revisadas em (FUJIMOTO, 2003; SWANSON; FUJIMOTO, 2017; WOJTKOWSKI, 2010) e a OCT odontológica é revisada em (HSIEH; HO; LEE; CHUANG *et al.*, 2013; MACHOY; SEELIGER; SZYSZKA-SOMMERFELD; KOPROWSKI *et al.*, 2017). Desenvolvimentos recentes mostram a aplicabilidade da OCT na atenção primária e no ponto de atendimento, indicando, portanto, sua maturidade tecnológica, utilidade e praticidade (DSOUZA; WON; MONROY; SPILLMAN *et al.*, 2018). Exemplos adicionais para aplicações odontológicas, particularmente materiais dentários, podem ser encontrados para aplicações em odontologia restauradora (DE MELO; DE ARAUJO; FREITAS; ZECELL *et al.*, 2005), explorando nanopartículas de ouro como agentes de contraste para imagens de túbulos de dentina (BRAZ; DE ARAUJO; OHULCHANSKY; SHUKLA *et al.*, 2012), na análise da propagação de trincas em composições dentárias (BRAZ; KYOTOKU; BRAZ; GOMES, 2009), para análise marginal de compósitos dentários (MONTEIRO; MONTES; GOMES; MOTA *et al.*, 2011), para determinar o encolhimento em compósitos de resina restauradora (DE MELO MONTEIRO; MONTES; ROLIM; DE OLIVEIRA MOTA *et al.*, 2011).

O presente estudo teve como objetivo avaliar o desgaste estrutural dos polidores através da tomografia de coerência óptica, método de imagem amplamente disponível, prático, não invasivo e não destrutivo, que fornece dados volumétricos (3D). Os resultados no DPS foram comparados com a estereomicroscopia. Para analisar os efeitos do polimento nos materiais restauradores empregados nas superfícies, foi analisada a rugosidade das superfícies. A hipótese nula seria ver diferenças no poder de avaliação entre imagens 2D OCT e estereomicroscopia. A novidade do uso da técnica OCT é medir o volume gasto de DPS de maneira não destrutiva.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Esse trabalho tem como objetivo estabelecer um método para avaliar o desgaste de sistemas de polimento dental usando a Tomografia de Coerência Óptica 2D/3D.

2.2 Específicos

- I. Avaliar o desgaste estrutural (desgaste da área) nos sistemas de polimento através da OCT e Lupa Estereoscópica.
- II. Analisar os efeitos do polimento através da rugosimetria dos corpos de prova em resina composta, cerâmica de feldspato e cerâmica com matriz de resina.

3 METODOLOGIA

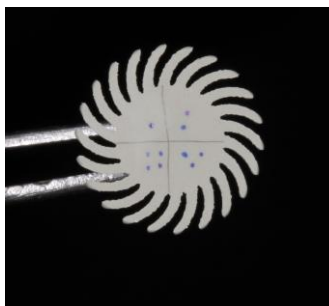
3.1 Tipo e local do estudo

Foi realizado um estudo do tipo experimental laboratorial no Laboratório de Optoeletrônica e Fotônica do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (DF/UFPE).

3.2 Seleção da amostra

O formato do sistema DPS de acabamento e polimento selecionado (Besser Dental Products, Brasil) foi o espiral, conforme mostrado na figura 1. No Quadro 1, o é dado um código para cada DPS. Foram utilizados polidores médios, finos e extra finos. Cada DPS teve sua superfície livre dividida em quatro quadrantes para as análises ópticas de imagem, (Figura 1), totalizando 32 sítios estudados.

Figura 1- Polidor mostrando a divisão dos quadrantes 1, 2,3 e 4 na sua superfície para guiar a leitura.



Fonte: o autor, 2020.

Quadro 1- Sistemas de Polimento (n=2) (Besser Dental Products, Santa Catarina, Brazil).

POLIDOR	GRANULAÇÃO	FOTO	LOTE
Duo fase resina composta	Médio – M (CINZA)		RCO543204M
	Fino – F (BRANCO)		RCO543204F
Duo fase cerâmica	Médio – M (VINHO)		P543204M
	Extra fino – EF (BRANCO)		P543204XF

3.3 Confeção dos corpos de prova

Para a avaliação do sistema de polimento, foram selecionados três materiais restauradores : RC – Resina Composta Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), C – Cerâmica de Feldspato Cerec Blocs (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) e H – Cerâmica com matriz resinosa Brava Block (FGM Dental Products, Joinville, Brazil). (Quadro 2)

Quadro 2- Materiais selecionados, com as respectivas informações de composição.

MATERIAL	LOTE	COR	COMPOSIÇÃO	CARGA INORGÂNICA (tam médio)
RC Tetric N- Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	X49044	A1	Vidro bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos e copolímeros.	40nm - 3000nm 55-57% do volume.
C Cerec Blocs (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany)	75970	A1C	Dióxido de zircônia e a estrutura folheada de feldspato.	
H Brava Block (FGM Produtos Odontológicos, Joinvile, Brasil)	020518	A1-LT	Vitrocerâmicas e sílica.	40nm - 5,0µm 52-60% do volume.

Para a resina composta, foram confeccionados 10 discos com o auxílio de uma matriz de Teflon com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura (Figura 2). A resina composta foi inserida na matriz, utilizando uma espátula para inserção de resina composta. O incremento foi coberto com uma tira de poliéster e pressionado por uma lamínula de vidro antes de ser polimerizado (Figura 3). Assim, uma maior uniformidade da superfície foi alcançada entre os corpos de prova. A fotopolimerização foi realizada durante 20 segundos, utilizando o fotopolimerizador VALO Cordless (Ultradent, Indaiatuba, Brasil), com uma luz de alta intensidade entre 395 e 480nm.

Figura 2 – Matriz de teflon.



Fonte: o autor, 2020.

Figura 3- O incremento coberto com uma tira de poliéster e pressionado por uma lamínula de vidro antes de ser fotopolimerizado.



Fonte: o autor, 2020.

Também foram confeccionadas dez amostras de cerâmica de feldspato e vinte amostras de cerâmica com matriz resinosa, através do corte dos blocos com o auxílio de um disco diamantado dupliface (Erios, Mod ER 04003HCN) montado em cortadeira de precisão (Isomet 1000 Speed Saw, Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, EUA). Todos os corpos de prova, independentemente do material, tinham a mesma espessura (2mm).

Para o estudo, os espécimes foram divididos em 8 grupos, de acordo com o Quadro 3.

Quadro 3 – Divisão dos grupos.

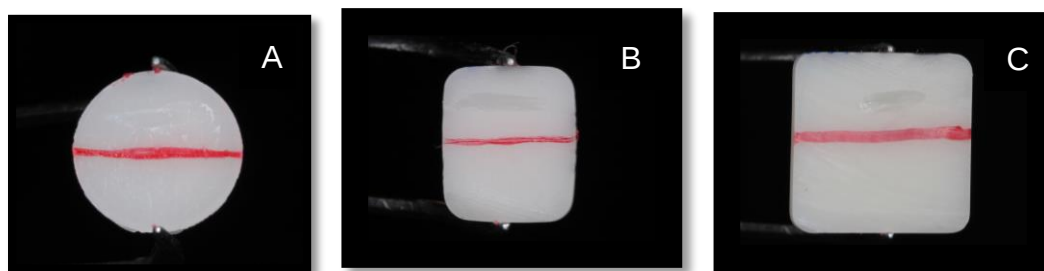
SIGLA	DESCRIÇÃO DO MATERIAL E POLIDOR UTILIZADO
RC _M	Resina Composta polida com polidor Duo fase resina composta de granulação média.
RC _F	Resina Composta polida com polidor Duo fase resina composta de granulação fina.
C _M	Cerâmica polida com polidor Duo fase cerâmica de granulação média.
C _{EF}	Cerâmica polida com polidor Duo fase cerâmica de granulação extra fina.
H _{RC_M}	Cerâmica com matriz resinosa polida com polidor Duo fase resina composta de granulação média.
H _{RC_F}	Cerâmica com matriz resinosa polida com polidor Duo fase resina composta de granulação fina.
H _{C_M}	Cerâmica com matriz resinosa polida com polidor Duo fase cerâmica de granulação média.
H _{C_EF}	Cerâmica com matriz resinosa polida com polidor Duo fase cerâmica de granulação extra fina.

3.4 Acabamento e polimento dos corpos de prova

Os corpos de prova de cada grupo foram divididos ao meio, demarcados por um marcador permanente e apenas uma metade recebeu polimento (Figura 4). Cada polimento foi colocado em um dispositivo de paralelização feito sob medida com uma distância fixa. Os polidores foram acoplados ao micromotor LB100 (Beltec, Araraquara, Brasil) com movimento constante e velocidade padronizada entre 10.000 e 15.000 rpm. Cada polidor foi submetido a uma sequência de 60 segundos de polimento, repetida até 10 vezes. A cada novo ciclo de 60s foi utilizado um corpo de prova novo, sem qualquer polimento prévio. Desta forma, ele simulou um DPS usado em uma nova superfície para ser polida. Apenas os espécimes do grupo de resina composta foram umedecidos com água antes de cada sequência, de acordo com as

instruções do fabricante. Todas as amostras foram lavadas com água e secas com jatos de ar após cada etapa de polimento.

Figura 4 – Os corpos de prova de cada grupo foram divididos ao meio, demarcados por um marcador permanente. (A) Corpo de prova em resina composta- RC, (B) Corpo de prova em Cerâmica de feldspato- C e (C) Corpo de prova em Cerâmica com matriz resinosa- H.



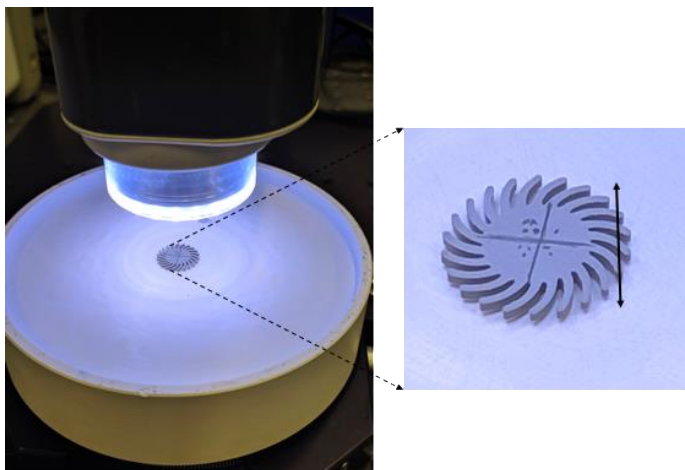
Fonte: o autor, 2020.

3.5 Obtenção de imagens através da Tomografia por Coerência Óptica e Estereomicroscopia

Para este experimento foi utilizado um sistema comercial de OCT (Ganymede, Thorlabs Inc., Nova Jersey, EUA), operando em Domínio Espectral (SD-OCT), que emprega um diodo super luminescente como fonte de luz, com 930 nm de comprimento de onda central, 100 nm de largura de banda espectral, máximo potência de saída de 5 mW. A resolução axial do sistema de 7,5 μ m é determinada pela largura de banda de origem, enquanto as características geométricas do feixe focalizado estão relacionadas à resolução lateral. As imagens transversais 2D e 3D foram obtidas a partir da superfície dos polidores (Figura 5), com o objetivo de comparar esses dados com imagens obtidas pelo sistema estereoscópico. As imagens 2D resultaram em uma matriz composta de 7,5 μ m de resolução axial e profundidade máxima de 1,6 mm de penetração. As imagens 3D foram compostas por 4096 A-scans por comprimento e largura de volume (eixos x e y) e 1336 pixels por altura de volume (eixo z).

Os polidores também foram examinados utilizando um estereomicroscópio ZEISS (Stemi 2000-C), com uma ampliação de 1,25x. As imagens foram adquiridas logo após a aquisição com o OCT, obedecendo à mesma ordem de captura de imagens. Para o microscópio estereomicroscópio, apenas imagens 2D são possíveis, sem qualquer informação de penetração.

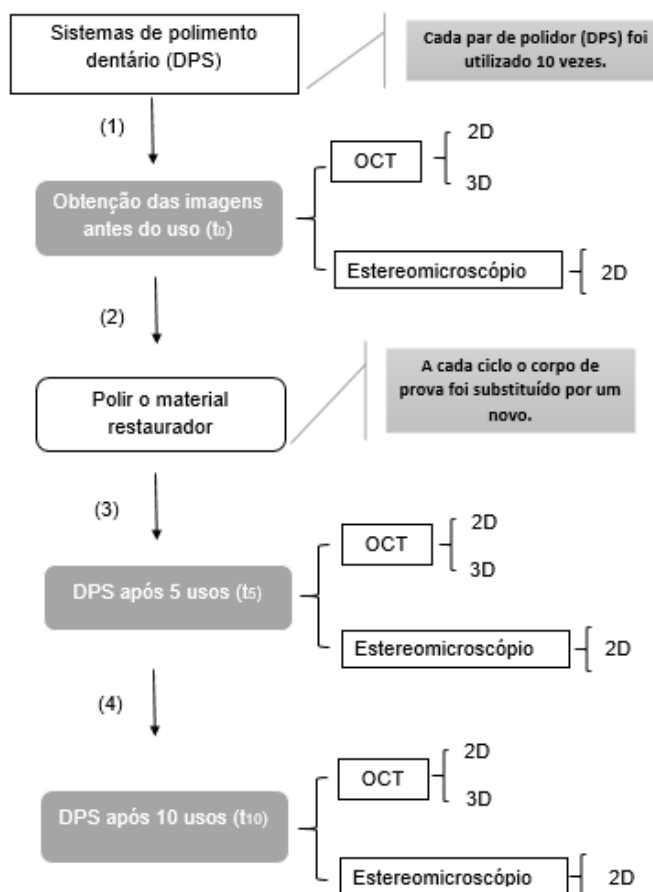
Figura 5 – Cabeça da OCT com o DPS no lugar. A inserção mostra uma região ampliada sob iluminação, e a seta indica a direção da digitalização, com o feixe vindo do topo da amostra. A amostra pode ser girada para escanear todos os quatro quadrantes.



Fonte: o autor, 2020.

As imagens dos polidores foram obtidas antes do uso (t_0), após cinco usos (t_5) e após dez usos (t_{10}) (Figura 6). As imagens 2D adquiridas com o OCT foram processadas e avaliadas utilizando o Software ImageJ (Institutos Nacionais de Saúde, Bethesda, MD). O ImageJ nos permitiu obter resultados quantitativos através da obtenção da área das pontas das cerdas antes e após os ciclos de polimento. A comparação entre as imagens nos três momentos foi feita utilizando os parâmetros: área e desvio padrão.

Figura 6- Ilustração esquemática do desenho do experimento. As imagens dos polidores foram obtidas antes do uso (t_0), após cinco usos (t_5) e após dez usos (t_{10}).



Fonte: o autor, 2020.

3.6 Avaliação da rugosidade dos corpos de prova

A rugosidade média da superfície (R_a) foi medida (μm) usando um perfilômetro de contato (SURFTEST SJ 310, Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japão). Quatro sucessivas medições em linha foram realizadas na direção horizontal de cada disco na constante velocidade de 0,5 mm/s com carga de 0,7 mN e ponto de corte 0,25 mm, para maximizar a filtração da ondulação da superfície, e comprimento de traço de 3,0 mm. A calibração foi feita periodicamente para monitorar o desempenho do instrumento.

3.7 Análise estatística

As imagens foram analisadas qualitativamente por dois avaliadores calibrados (Kappa inter e intra avaliadores de 0,94 e 0,96, respectivamente). O critério de avaliação utilizado foi a presença ou não de semelhança entre as imagens obtidas por OCT e Lupa Estereoscópica, e se observaram desgaste nas cerdas do polidor durante as repetições sequenciais de polimento, representadas pelas palavras sim ou não.

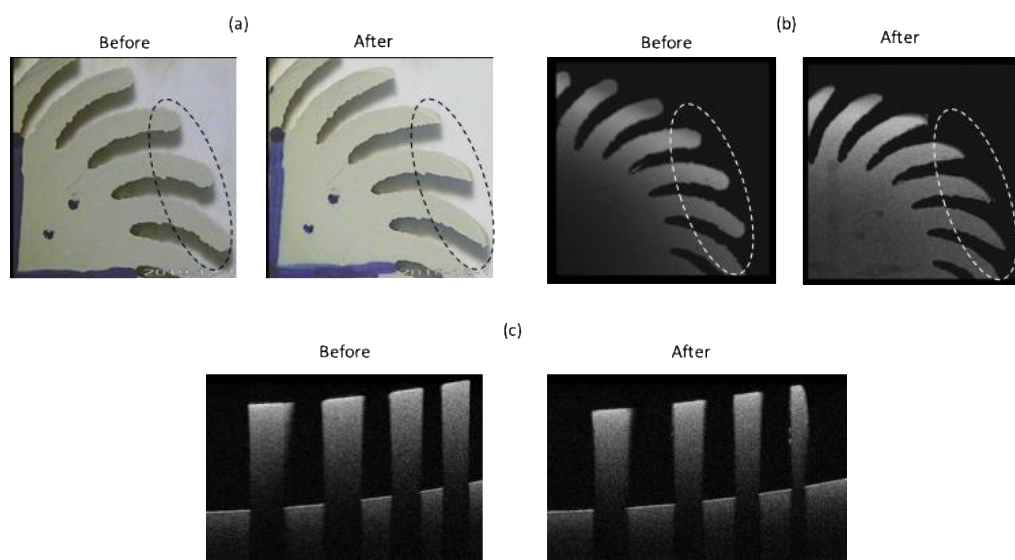
A normalidade das medidas foi avaliada através do teste de Kolmogorov-Smirnov e nos casos em que a normalidade estava presente utilizou-se o teste t-student (comparação entre medidas de dois grupos de interesse) e o teste da ANOVA (comparação entre três ou mais grupos). Na ausência de normalidade aplicou-se o teste de Mann-Whitney para comparação das medidas entre dois grupos de interesse e o teste de Kruskal-Wallis para três ou mais grupos de interesse.

Posteriormente, foi realizada a avaliação quantitativa em relação aos ciclos de uso decorridos para a perda de estrutura de cada instrumento, utilizando os parâmetros: área e desvio padrão. Bem como a identificação do grupo que foi mais eficaz na execução do procedimento de polimento, que apresentaram menor Ra .

4 RESULTADOS

As imagens obtidas são mostradas nas figuras 7 e 8. Na figura 7(a), podem ser vistas as imagens estereomicroscópicas antes (t_0) e após (t_{10}) o polimento, para o grupo C_{EF} . A região varrida é identificada pela elipse.

Figura 7 - Estereomicroscópio (a) e imagens de OCT (b) e (c) para o polidor DPS4 obtido antes (t_0) e após (t_{10}) do polimento. A imagem (b) mostra a superfície do polidor, fornecendo informações equivalentes à imagem do estereomicroscópio (a). Na região demarcada pela elipse pode-se observar a alteração da ponta das cerdas do polidor. A Figura (c) mostra a OCT 2D em que o desgaste lateral pode ser observado pela espessura de cada cerda do polidor. Esta imagem foi tirada na mesma região da fig. (b)

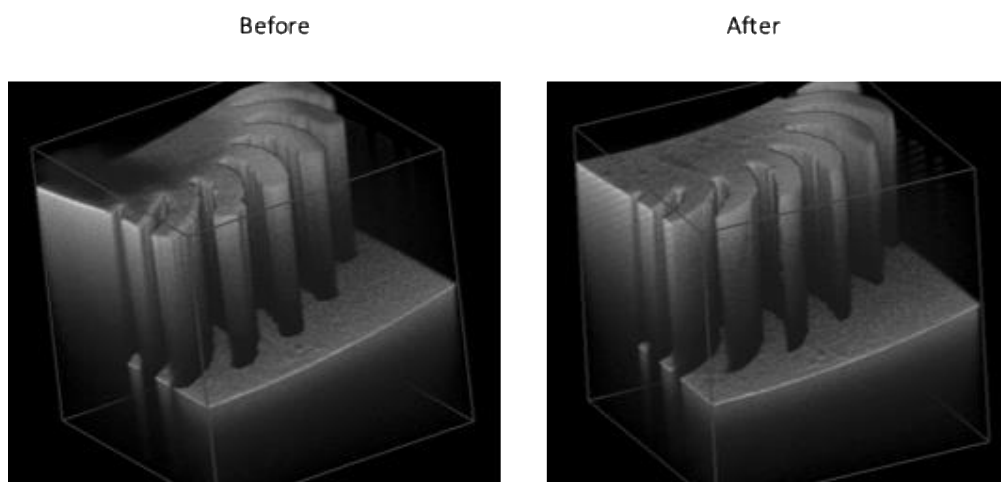


Fonte: o autor, 2020.

As figuras 7(b) e 7(c) mostram as imagens da OCT para o mesmo DPS. A Fig. 7(b) mostra a imagem da superfície do polidor, obtida a partir da varredura 3D, fornecendo informações equivalentes à imagem do estereomicroscópio (a). Na região demarcada pela elipse pode-se observar a alteração da ponta das cerdas do polidor. A Figura 7(c) mostra a varredura 2D da OCT, onde o desgaste lateral pode ser visto para cada cerda do polidor, através da espessura. Esta imagem foi tirada na mesma região da fig. 7(b). Também é notável que, nesse caso, o feixe da OCT varre diferentes regiões das cerdas do polidor e, portanto, é possível observar o desgaste em diferentes regiões das cerdas.

A Figura 8 mostra uma imagem OCT 3D no modo Over nos momentos (t_0) e após (t_{10}) do polimento. O desgaste total do polidor pode ser visto com clareza e pode ser obtido em todo o dispositivo (a imagem mostra apenas um quadrante).

Figura 8 - Imagem OCT 3D no modo Over no tempo (t_0) e após (t_{10}). Esta imagem mostra a redução da espessura das cerdas após 10 ciclos de polimento (a imagem mostra um quadrante). Esta imagem pode ser obtido em todo o polidor.



Fonte: o autor, 2020.

Os resultados quantitativos estão resumidos na Tabela 1, onde são mostradas a média da área (mm) em diferentes quantidades de usos t , juntamente com o desvio padrão. Pode-se observar que o p-valor para a média da área é significativo para todos os grupos, exceto o grupo H_{RC_M} . Na mesma tabela, a rugosidade dos materiais restauradores foi tabulada a partir das medidas de rugosimetria. É importante notar que os materiais restauradores empregados eram novos para cada ciclo de uso, mantendo o mesmo sistema de polimento. Além disso, para cada material restaurador (RC, C e H), os sistemas de polimento dentário (M-F; M-EF) foram usados em pares: granulação média - granulação fina, granulação média - granulação extra fina. Seguindo as orientações do fabricante. O p-valor é significativo para todos os grupos, exceto para o material restaurador RC.

Tabela 1 – Rugosidade média (μm) dos materiais restauradores avaliados e média da área (mm) e desvio padrão () dos DPS por meio da OCT.

GRUPO	ÁREA				RUGOSIDADE		
	t_0	t_5	t_{10}	P-valor	$R_a(t_0)$	$R_a(t_{10})$	P-valor
RC_M	0.620 (0.056)	0.441 (0.093)	0.427 (0.050)	0.049	103.8	107.9	0.14
RC_F	0.674 (0.071)	0.406 (0.085)	0.337 (0.297)	0.038			
C_M	0.795 (0.177)	0.595 (0.111)	0.544 (0.197)	0.049	0.747	0.210	<0.01
C_{EF}	0.598 (0.120)	0.434 (0.070)	0.428 (0.070)	0.049			
H_{RC_M}	0.718 (0.040)	0.693 (0.147)	0.598 (0.056)	0.105	0.258	0.047	<0.01
H_{RC_F}	0.826 (0.111)	0.509 (0.350)	0.498 (0.340)	0.038			
H_{C_M}	0.828 (0.048)	0.660 (0.031)	0.654 (0.062)	0.038	0.214	0.180	0.02
H_{C_EF}	0.900 (0.060)	0.683 (0.233)	0.654 (0.215)	0.038			

* Área - Teste pareado de Friedman

* Rugosidade - teste Anova

Na avaliação qualitativa, os avaliadores encontraram grande semelhança entre as imagens obtidas através da OCT e do estereomicroscópio (avaliadores Kappa inter e intra de 0,94 e 0,96, respectivamente).

Um dos avaliadores relatou que no grupo C_{EF} o polidor apresentava um padrão específico de desgaste (pontas mais afuniladas), sendo visível nos dois métodos de avaliação. O avaliador também relatou que nas imagens da OCT foi possível visualizar uma região na borda das cerdas com maior estreitamento, provavelmente identificando a região com a maior ação de polimento (figura 7).

No grupo H_{RC_F} , foi identificado um desgaste mais acentuado antes da realização dos testes, durante a 5ª repetição sequencial de polimento (t_5). A perda de cerdas piorou ainda mais na 10ª repetição (t_{10}). Enquanto no RC_F , a perda de cerdas do mesmo polidor foi mais discreta, aparecendo apenas na 10ª repetição (t_{10}).

Ainda em relação à avaliação qualitativa, ao comparar os sistemas duo fase resina e duo fase cerâmica utilizados na cerâmica com matriz de resina (H), notou-se que os polidores do sistema duo fase cerâmica, permaneceram mais intactos após os ciclos de polimento. Os polidores de granulação média se mostraram mais resistentes quando comparados com o de granulação fina ou extra fina do mesmo sistema.

A discussão dos resultados desta dissertação está descrita no artigo contido no apêndice desta dissertação.

5 CONCLUSÕES

A OCT mostrou-se uma ferramenta capaz de avaliar mudanças qualitativas e quantitativamente inevitáveis nos sistemas de polimento. A aplicação desta técnica distinguiu claramente o uso de DPS, enquanto os substratos polidos foram adequadamente polidos como confirmado pela rugosimetria.

Devido ao baixo custo relativo da OCT em comparação com microscópio de força atômica ou microscópios eletrônicos de varredura, que poderiam dar informações quantitativas sobre o desgaste dos sistemas DPS, e também considerando que ele fornece informações não disponíveis pela estereomicroscopia (embora em detrimento de um custo um pouco maior), a OCT pode tornar-se uma importante ferramenta alternativa para avaliar o DPS, e outros tipos e formatos de DPS devem, portanto, serem estudados. Além disso, OCT pode ser usado clinicamente, se necessário, o que não ocorre com os outros equipamentos citados nesta dissertação.

REFERÊNCIAS

- ALAWJALI, S. S.; LUI, J. L. Effect of one-step polishing system on the color stability of nanocomposites. **J Dent**, 41 Suppl 3, p. e53-61, Aug 2013.
- ANTONSON, S. A.; YAZICI, A. R.; KILINC, E.; ANTONSON, D. E. *et al.* Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. **J Dent**, 39 Suppl 1, p. e9-17, Jul 2011.
- AYDIN, N.; KARAOGLANOGLU, S.; OKTAY, E. A.; KILICARSLAN, M. A. Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM Blocks. **J Esthet Restor Dent**, Dec 26 2019.
- AYTAC, F.; KARAARSLAN, E. S.; AGACCIOGLU, M.; TASTAN, E. *et al.* Effects of Novel Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Morphology of Nanocomposites. **J Esthet Restor Dent**, 28, n. 4, p. 247-261, Jul 2016.
- BRAZ, A. K.; DE ARAUJO, R. E.; OHULCHANSKY, T. Y.; SHUKLA, S. *et al.* In situ gold nanoparticles formation: contrast agent for dental optical coherence tomography. **J Biomed Opt**, 17, n. 6, p. 066003, Jun 2012.
- BRAZ, A. K. S.; KYOTOKU, B. B. C.; BRAZ, R.; GOMES, A. S. L. Evaluation of crack propagation in dental composites by optical coherence tomography. **Dental Materials**, 25, n. 1, p. 74-79, 2009/01/01/ 2009.
- COSTA, G. F. A. D.; FERNANDES, A. C. B. C.; CARVALHO, L. A. O.; DE ANDRADE, A. C. *et al.* Effect of additional polishing methods on the physical surface properties of different nanocomposites: SEM and AFM study. **Microsc Res Tech**, 81, n. 12, p. 1467-1473, Dec 2018.
- DAUD, A.; GRAY, G.; LYNCH, C. D.; WILSON, N. H. F. *et al.* A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. **J Dent**, 71, p. 25-30, Apr 2018.
- DE MELO, L. S.; DE ARAUJO, R. E.; FREITAS, A. Z.; ZECELL, D. *et al.* Evaluation of enamel dental restoration interface by optical coherence tomography. **J Biomed Opt**, 10, n. 6, p. 064027, Nov-Dec 2005.
- DE MELO MONTEIRO, G. Q.; MONTES, M. A.; ROLIM, T. V.; DE OLIVEIRA MOTA, C. C. *et al.* Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. **Dent Mater**, 27, n. 8, p. e176-185, Aug 2011.

DSOUZA, R.; WON, J.; MONROY, G. L.; SPILLMAN, D. R. *et al.* Economical and compact briefcase spectral-domain optical coherence tomography system for primary care and point-of-care applications. **J Biomed Opt**, 23, n. 9, p. 1-11, Sep 2018.

ERDEMIR, U.; YILDIZ, E.; EREN, M. M.; OZSOY, A. *et al.* Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. **Journal of Dental Sciences**, 8, n. 2, p. 160-169, 2013/06/01/ 2013.

FUJIMOTO, J. G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. **Nat Biotechnol**, 21, n. 11, p. 1361-1367, Nov 2003.

GONCALVES, M. A.; TEIXEIRA, V. C.; RODRIGUES, S. S.; DE OLIVEIRA, R. S. *et al.* Evaluation of the roughness of composite resins submitted to different surface treatments. **Acta Odontol Latinoam**, 25, n. 1, p. 89-95, 2012.

GONULOL, N.; YILMAZ, F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. **J Dent**, 40 Suppl 2, p. e64-70, Dec 2012.

GRACIS, S.; THOMPSON, V. P.; FERENCZ, J. L.; SILVA, N. R. *et al.* A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. **Int J Prosthodont**, 28, n. 3, p. 227-235, May-Jun 2015.

HSIEH, Y.-S.; HO, Y.-C.; LEE, S.-Y.; CHUANG, C.-C. *et al.* Dental optical coherence tomography. **Sensors (Basel, Switzerland)**, 13, n. 7, p. 8928-8949, 2013.

HUANG, D.; SWANSON, E. A.; LIN, C. P.; SCHUMAN, J. S. *et al.* Optical coherence tomography. **Science**, 254, n. 5035, p. 1178-1181, Nov 22 1991.

KEMALOGLU, H.; KARACOLAK, G.; TURKUN, L. S. Can Reduced-Step Polishers Be as Effective as Multiple-Step Polishers in Enhancing Surface Smoothness? **J Esthet Restor Dent**, 29, n. 1, p. 31-40, Feb 2017.

LOPES, I. A. D.; MONTEIRO, P. J. V. C.; MENDES, J. J. B.; GONÇALVES, J. M. R. *et al.* The effect of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. **Saudi Dent J**, 30, n. 3, p. 197-207, Jul 2018.

MACHOY, M.; SEELIGER, J.; SZYSZKA-SOMMERFELD, L.; KOPROWSKI, R. *et al.* The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. **Journal of healthcare engineering**, 2017, p. 7560645-7560645, 2017.

MCLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosthet Dent**, 85, n. 1, p. 61-66, Jan 2001.

MITRA, S. B.; WU, D.; HOLMES, B. N. An application of nanotechnology in advanced dental materials. **J Am Dent Assoc**, 134, n. 10, p. 1382-1390, Oct 2003.

MONTEIRO, G. Q.; MONTES, M. A.; GOMES, A. S.; MOTA, C. C. *et al.* Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. **Dent Mater**, 27, n. 12, p. e213-223, Dec 2011.

PONTES, A. P.; MAINIERI, É. T.; PACHECO, J. F. M.; MARTINS, J. L. *et al.* Surface roughness of microparticulated and nanoparticulated composites after finishing and polishing procedures. 2009 2009.

ST-PIERRE, L.; MARTEL, C.; CRÉPEAU, H.; VARGAS, M. A. Influence of Polishing Systems on Surface Roughness of Composite Resins: Polishability of Composite Resins. **Oper Dent**, 44, n. 3, p. E122-E132, 2019 May/Jun 2019.

SWANSON, E. A.; FUJIMOTO, J. G. The ecosystem that powered the translation of OCT from fundamental research to clinical and commercial impact [Invited]. **Biomedical optics express**, 8, n. 3, p. 1638-1664, 2017.

TOLENTINO, A. Análise do desgaste de pontas diamantadas 1014 por meio de MEV / Wear analysis of espherical diamond burs (#1014) under SEM. **Clín. int. j. braz. dent**, 10, p. 58-66, 03/01 2014.

WOJTKOWSKI, M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications. **Appl Opt**, 49, n. 16, p. D30-61, Jun 1 2010.

YAP, A. U.; NG, J. J.; YAP, S. H.; TEO, C. K. Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. **Oper Dent**, 29, n. 1, p. 87-91, Jan-Feb 2004.

APÊNDICE A - ARTIGO A SER SUBMETIDO NA OPERATIVE DENTISTRY, 2020.

EXPLOITING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY TO EVALUATE WEAR IN DENTAL POLISHING SYSTEMS

Clinical Relevance

The interaction of polishers with the surfaces of restorative materials is a critical issue in the evaluation of the clinical longevity of these materials.

Kamylla Yolanda de Souza e Silva¹ and Anderson S L Gomes^{1, 2} .

¹Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 50670-901, Pernambuco, Brasil.

²Departamento de Física, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 50670-901, Pernambuco, Brazil.

Corresponding author: e-mail: anderson@df.ufpe.br, Phone: +55 81 2126- 7636, Fax: +55 81 2126-8450

Key words: Polishing systems, Resin composite, Ceramic, Surface roughness, Optical Coherence Tomography

ABSTRACT

Dental polishing systems are widely used in association with materials in restorative dentistry to improve aesthetics and increase the longevity of dental restorations. There has been a great technological improvement and wide availability of such polishing systems, but their evaluation after clinical use needs more information from the literature. In this work, we propose an alternative methodology to evaluate dental polishing systems, based on optical coherence tomography (OCT) to assess the wear of the polishing system, since it is capable of generating 2D and 3D images, which can also provide data quantitative (wear of the area or volume). As an example, a silicone + diamond composition was tested in the spiral polishing system, using three different restorative materials: Tetric N-Ceram nano-hybrid composite resin (RC), Cerec Blocs feldspar ceramic (C) and matrix ceramic of Brava Block resin (H). The measurements were complemented by stereomicroscopy in the polishing system and roughness on the polished surface. In the quantitative results, the p-value for the area average was significant for all groups, except the Ceramic with polished resin matrix with duo resin phase polish composed of medium granulation HRC_M group, which employs ceramic with polished resin matrix with duo resin phase polish composed of medium granulation. Regarding roughness, the p-value was significant for all groups, except for RC restorative material. In the qualitative evaluation, the evaluators found a great similarity between the images obtained through the OCT and the stereomicroscope (Kappa inter and intra evaluators of 0.94 and 0.96, respectively). The OCT method provided reliable and quantitative data in real time in 2D and 3D formats. For 2D images, the comparison with stereomicroscopy can be performed, providing comparable results, while in 3D volumetric images the comparison of measurements cannot be made. Our results provide a non-invasive and non-destructive way to characterize the polishing systems, which can impact the way in which polishing and finishing affect the quality of final dental restorations in the clinical environment.

Key words: Polishing systems. Resin composite. Ceramic. Surface roughness. Optical coherence tomography.

1. Introduction

In restorative dentistry, finishing and polishing procedures aim to improve aesthetics and increase the longevity of dental restorations. The finishing process aims to establish the contour of the restoration and provides a good anatomy. Polishing is the final stage, where the roughness of the surface created by the finishing instruments is reduced as much as possible seeking to provide shine to the restoration [1].

The physical processes used to modify the surface of the restorative material bring changes in the microstructure, changing its pattern of roughness [2]. It is known that a surface roughness greater than $0.2\mu\text{m}$ promotes the accumulation of plaque, compromising adequate oral hygiene and, consequently, the maintenance of health, and longevity of treatment [3-5]. It is also known that surface brightness is critical to maintaining appearance and decrease the staining of a restoration [3].

The dental trade offers a wide variety of finishing and polishing systems, whose commercial value also varies substantially. The dental polishing systems (DPS) are classified into six categories: rotary tips (diamond or carbide), rubber-based bowls, tips or wheels, abrasive discs coated with pastes, silicon carbide brushes and polishing pastes [1].

Sequential use of abrasive discs of decreasing granulations in several stages increases clinical execution time, a fact that has driven the evolution of the technique by combining some of the finishing and polishing procedures into one or two steps [6].

Advances in nanotechnology have led to the introduction of new restorative materials with the promise of functional and aesthetic superiority [7]. These materials are finished and polished using the DPS types described above. Nanoparticulate composites have been incorporated within microhybrid resins, creating a new category called nanohybrid resins. They combine good physical-mechanical properties due to high amount of inorganic load and good polishing, as their particles are extremely small [8]. The success of polishing is reported when smaller particles are included in composite resin materials [9]. Hybrid ceramic blocks have been used more and more often for rehabilitative procedures, and have shown long-term color changes [10]. Also, available on the market are dental ceramics [11]. This material, especially the new generation, has excellent functional and aesthetic properties allowing more aesthetic and durable restorations.

Gracis and co-workers [12], in an attempt to systematize the identification of already available and novel restorative materials, have recently proposed a classification system which included ceramic and ceramic-like materials.

The polished surface was studied by different methods (13-16). To evaluate the DPS, some different processes were employed. Daud et al. explored 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy (17). The MEV was also used to evaluate the wear of diamond tips (18). In view of the scarce literature with methods to evaluate SDS in a simple and reliable way, we used optical coherence tomography as an alternative methodology to evaluate the DPS.

Optical Coherence Tomography (OCT) is a well established imaging technique for *in vivo* and *ex-vivo* diagnostics [19,20] in a myriad of biotissues and biomaterials [21,22]. The OCT operating principle is similar to that of ultrasound, using light waves instead of sound waves. Light has been used to investigate structural properties biological tissues and various materials by offering advantages not found in other imaging techniques. The OCT method reaches longitudinal and lateral spatial resolutions on a micrometric scale and detects extremely small fractions of the reflected or backscattered signals [21,22], identifying structural details and particularities of tissues and biomaterials, going beyond the reach of traditional optical microscopes.

OCT general applications are reviewed in [20-22], and dental OCT is reviewed in [23,24]. Recent developments show OCT uses in primary care and point-of-care, therefore indicating its technological maturity, usefulness and practicality [25]. Further examples for dental applications, particularly dental materials, can be found for applications in restorative dentistry [26], in nanodentistry, exploiting gold nanoparticles as contrast agents for imaging of dentin tubules [27], in the analysis of crack propagation in dental compositions [28], for marginal analysis of dental composites [29], for determining shrinkage in restorative resin composites [30].

The present study aimed to evaluate the structural wear of polishers through optical coherence tomography, which is widely available, practical, non-invasive, non-destructive imaging method, provide volumetric (3D) data. The results on the PDS were compared to stereomicroscopy. To analyze the effects of polishing on the restorative materials employed on the surfaces, the rugosity of the surfaces was analyzed. The null hypothesis would be to see differences in evaluation power between

2D OCT and stereomicroscopy images. Novelty of using OCT technique is to measure worn DPS volume in a non-destructive way.

2. Materials and Methods

2.1 Dental polishing system

The format of the selected DPS finishing and polishing system (Besser Dental Products, Brazil) was the spiral, see Frame 1, where a code is given for each DPS. Medium, thin and extra thin polishes were used. Each DPS had its free surface divided into four quadrants for optical image analysis. Totaling 32 sites studied.

Frame 1- Polishing Systems (n=2) (Besser Dental Products, Santa Catarina, Brazil).

POLISHER	GRAIN	PICTURES	LOT
Duo phase composite resin	Medium – M (GRAY)		RCO543204M
	Fine – F (WHITE)		RCO543204F
Duo phase ceramic	Medium – M (WINE)		P543204M
	Extra fine – EF (WHITE)		P543204XF

2.2 Preparation of specimens

For the evaluation of the polishing system, three restorative materials were selected: RC - Composite Resin Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), C - Feldspar Ceramics Cerec Blocs (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) and H - Ceramics with resin matrix ceramics of Brava Block (FGM Dental Products, Joinville, Brazil).

For the composite resin, ten discs were made with the aid of a Teflon matrix with 10 mm diameter and 2 mm thickness. The composite resin was inserted into the matrix, using a device for composite resin insertion. The increment was covered with a polyester strip and pressed by a glass laminule before being polymerized. Thus, a greater uniformity of the surface was achieved between the specimens. The light curing was performed for 20 seconds, using the VALO Cordless light curing machine (Ultradent, Indaiatuba, Brazil), with a high intensity light between 395 and 480nm.

Ten feldspar ceramic samples and twenty ceramic samples with resin matrix were also made by cutting the blocks with the aid of a double-face diamond disc (Erios, Mod ER 04003HCN) mounted on a precision cutter (Isomet 1000 Speed Saw, Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, USA). All specimens, regardless of material, had the same thickness (2mm).

For the study, the specimens were divided into 8 groups, according to Frame 2.

Frame 2- Division of groups.

ACRONYM	DESCRIPTION OF THE MATERIAL AND POLISH USED
RC _M	Polished composite resin with duo phase resin polish composed of medium granulation.
RC _F	Polished composite resin with duo phase resin polish composed of fine granulation.
C _M	Polished ceramic with duo ceramic phase polisher of medium granulation.
C _{EF}	Polished ceramic with duo ceramic phase polisher of extra fine granulation.
H _{RC_M}	Ceramic with polished resin matrix with duo resin phase polish composed of medium granulation.
H _{RC_F}	Ceramic with polished resin matrix with duo resin phase polish composed of fine granulation.
H _{C_M}	Ceramic with polished resin matrix with duo medium granulation ceramic phase polish.
H _{C_EF}	Ceramic with polished resin matrix with duo ceramic phase polish of extra fine granulation.

2.3 Finishing and polishing of specimens

The specimens of each group were divided in half, marked by a permanent marker and only one half received polishing. Each polish was placed in a custom-made parallelization device with a fixed distance. The polishes were coupled to the micromotor LB100 (Beltec, Araraquara, Brazil) with constant movement and standardized speed between 10,000 and 15,000 rpm. Each polisher was submitted to a sequence of 60 seconds of polishing, repeated up to 10 times. Each new cycle of 60s was used a new specimen, without any prior polishing. In this way, he simulated a DPS used on a new surface to be polished. Only specimens from the composite resin group were moistened with water before each sequence, according to the manufacturer's instructions. All samples were washed with water and dried with air jets after each polishing step.

2.4 Imaging systems: OCT and stereomicroscope

For this experiment, we used a commercial OCT system (Ganymede, Thorlabs Inc., New Jersey, USA), operating in Spectral Domain (SD-OCT), which employs a super luminescent diode as a light source, with 930 nm of central wavelength, 100 nm of spectral bandwidth, maximum output power of 5 mW. The axial resolution of the 7.5 μ m system is determined by the source bandwidth, while the geometric characteristics of the focused beam are related to lateral resolution. The 2D and 3D cross-sectional images were obtained from the surface of the polishes (Figure 1), with the objective of comparing these data with images obtained by the stereoscopic system. The 2D images resulted in a matrix composed of 7.5 μ m of axial resolution and maximum depth of 1.6 mm of penetration. The 3D images were composed of 4096 A-scans by length and volume width (x and y axes) and 1336 pixels by volume height (z-axis).

The polishes were also examined using a ZEISS stereomicroscope (Stemi 2000-C), with an magnification of 1.25x. The images were acquired soon after acquisition with OCT, obeying the same order of image capture. For the stereomicroscope microscope, only 2D images are possible without any penetration information.

The images of the polishes were obtained before use (t_0), after five uses (t_5) and after ten uses (t_{10}). The 2D images acquired with oct were processed and evaluated using the ImageJ Software (National Institutes of Health, Bethesda, MD). ImageJ

allowed us to obtain quantitative results by obtaining the area of the bristle tips before and after the polishing cycles. The comparison between the images in the three moments was made using the parameters: area and standard deviation.

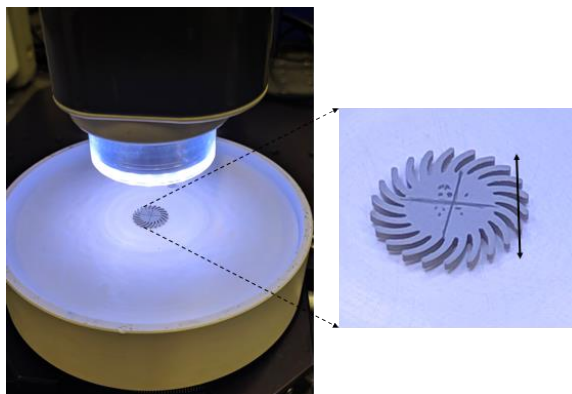


Figure 1 - OCT head with DPS in place. The insert shows an enlarged region under illumination, and the arrow indicates the direction of the scan, with the beam coming from the top of the sample. The sample can be rotated to scan all four quadrants.

2.5 Assessment of the roughness of polished surfaces

The mean surface roughness (R_a) was measured (μm) using a contact profilometer (SURFTEST SJ 310, Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japan). Four successive in-line measurements were performed in the horizontal direction of each disc at the constant speed of 0.5 mm/s with a load of 0.7 mN, and a cutoff value of 0.25 mm, to maximize filtration of surface waviness, and a trace length of 3.0 mm. Calibration was done periodically to monitor the instruments' performance.

3. Results and Discussion

3.1 Results

The obtained images are shown in figures 2 and 3. In Figure 2 (a), it can be seen as stereomicroscopic images before (t_0) and after (t_{10}) polishing for the CEF group. The swept region is identified by ellipse.

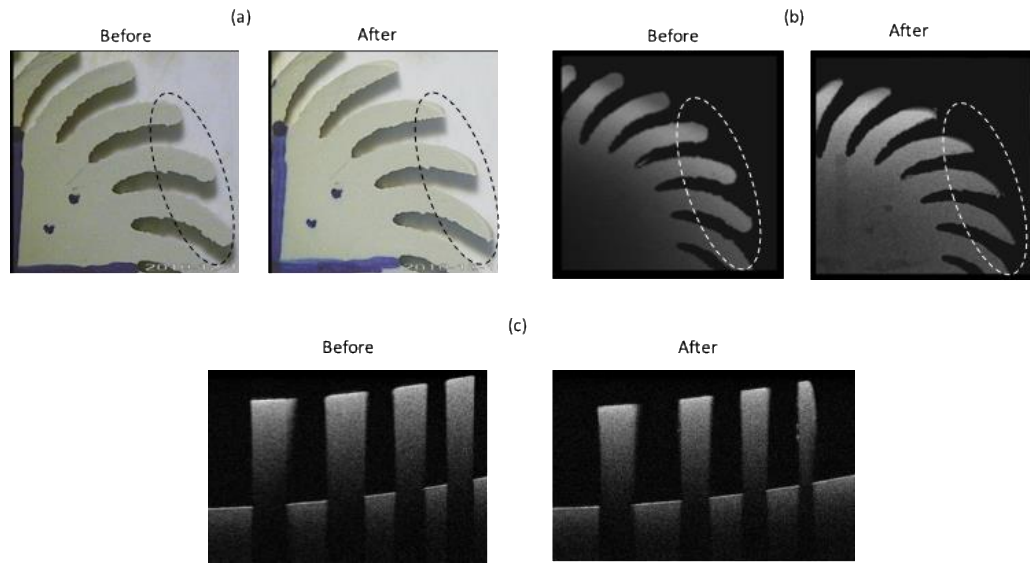


Figure 2- Stereomicroscope (a) and OCT (b) and (c) images for dps4 polish obtained before (t_0) and after (t_{10}) polishing. Image (b) shows the surface of the polisher, providing information equivalent to the stereomicroscope image (a). In the region demarcated by the ellipse, the alteration of the bristle tip of the polisher can be observed. Figure (c) shows OCT 2D in which lateral wear can be observed by the thickness of each polish bristle. This image was taken in the same region as fig. (b)

Figures 2 (b) and 2 (c) show OCT images for the same DPS. Fig. 2 (b) shows the image of the polish surface, obtained from the 3D scan, providing information equivalent to the stereomicroscope image (a). In the region demarcated by the ellipse it is observed the alteration of the pond of the polisher bristles. Figure 2 (c) shows the 2D OCT scan, where lateral wear can be seen for each polish bristle, through the thickness. This image was taken in the same region as fig. 2 (b). It is also remarkable that, in this case, the OCT beam sweeps different regions of the polisher bristles and, therefore, it is possible to observe wear in different regions of the bristles.

Figure 3 shows a 3D OCT image in Over mode at moments (t_0) and after (t_{10}) polishing. The total wear of the polisher can be seen clearly and can be obtained throughout the device (the image shows only one quadrant).

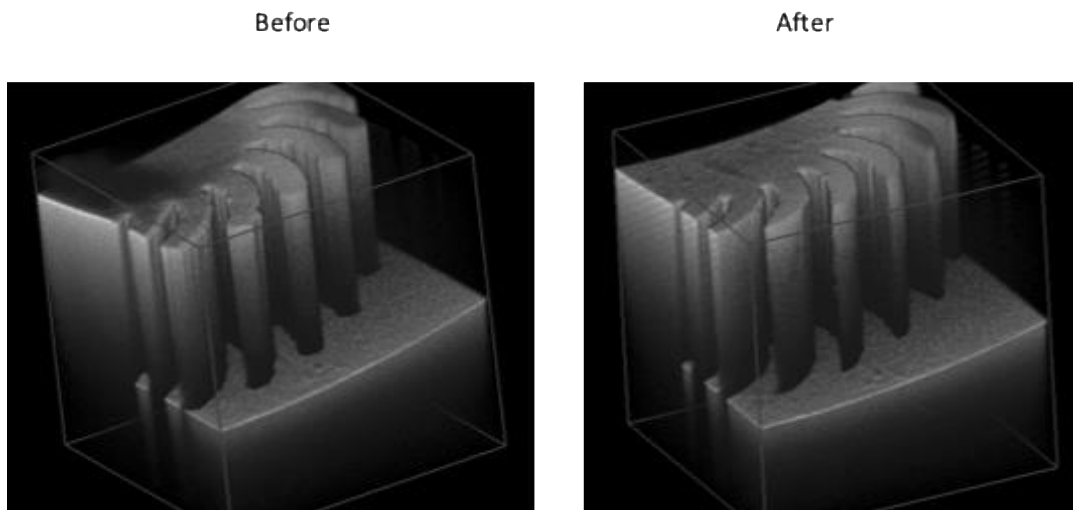


Figure 3 - OCT 3D image in Over mode in time (t_0) and after (t_{10}). This image shows the reduction of bristle thickness after 10 polishing cycles (the image shows a quadrant). This image can be obtained throughout the polisher.

The quantitative results are summarized in Table 1, where the area mean (mm) in different amounts of uses t is shown, along with the standard deviation. It can be observed that the p-value for the area mean is significant for all groups, except the group HRC_M. In the same table, the roughness of the restorative materials was tabulated from the roughness measurements. It is important to note that the restorative materials used were new for each cycle of use, maintaining the same polishing system. In addition, for each restorative material (RC, C and H), dental polishing systems (M-F; M-EF) were used in pairs: medium granulation - fine granulation, medium granulation - extra fine granulation. Following the manufacturer's orientations. The p-value is significant for all groups except for the RC restorative material.

Table 1 - Mean roughness (μm) of the restorative materials evaluated and mean of the area (mm) and standard deviation () of the DPS through OCT.

GROUP	AREA				ROUGHNESS		
	t_0	t_5	t_{10}	P-value	$R_a(t_0)$	$R_a(t_{10})$	P-value
RC_M	0.620 (0.056)	0.441 (0.093)	0.427 (0.050)	0.049	103.8	107.9	0.14
RC_F	0.674 (0.071)	0.406 (0.085)	0.337 (0.297)	0.038			
C_M	0.795 (0.177)	0.595 (0.111)	0.544 (0.197)	0.049			
C_{EF}	0.598 (0.120)	0.434 (0.070)	0.428 (0.070)	0.049	0.747	0.210	<0.01
H_{RC_M}	0.718 (0.040)	0.693 (0.147)	0.598 (0.056)	0.105	0.258	0.047	<0.01
H_{RC_F}	0.826 (0.111)	0.509 (0.350)	0.498 (0.340)	0.038			
H_{C_M}	0.828 (0.048)	0.660 (0.031)	0.654 (0.062)	0.038			
$H_{C_{EF}}$	0.900 (0.060)	0.683 (0.233)	0.654 (0.215)	0.038	0.214	0.180	0.02

*Area- Friedmann paired test

*Roughness- Anova test

In the qualitative evaluation, the evaluators found a great similarity between the images obtained through the OCT and the stereomicroscope (Kappa inter and intra evaluators of 0.94 and 0.96, respectively).

One of the evaluators reported that in the CEF group the polisher had a specific pattern of wear (more tapered tips), being visible in both evaluation methods. The evaluator also reported that in the OCT images it was possible to visualize a region on the edge of the bristles with greater narrowing, probably identifying the region with the greatest polishing action (figure 2).

In the H_{RC_F} group, more severe wear was identified before the tests were carried out, during the 5th sequential polishing repetition (t_5). The loss of bristles worsened even more in the 10th repetition (t_{10}). While in RC_F , the loss of bristles from the same polisher was more discreet, appearing only in the 10th repetition (t_{10}).

Still in relation to the qualitative evaluation, when comparing the two-phase resin and two-phase ceramic systems used in ceramic with a resin matrix (H), it was noted that the polishers of the double-phase ceramic system, remained more intact after the

polishing cycles. Medium grained polishers proved to be more resistant when compared to fine or extra fine grained ones from the same system.

3.2 Discussion

The incessant demand by patients for more aesthetic and conservative treatments influences dental industries to develop materials that meet these requirements, and their commercial values vary substantially. The evolution of restorative materials provides dentists with a variety of options for the treatment of their patients, ranging from materials for making direct restorations, such as composite resins, to indirect restorations in ceramics [11, 31].

The analysis by OCT and stereomicroscope provided an assessment of the polishers just before being used and after the polishing sequences. The advantage of OCT over the stereomicroscope is to measure the used area of the bristles compared to new bristles, as a function of time, and non-invasively, as in figure 2. This method can achieve longitudinal and lateral spatial resolutions on a micrometric scale, therefore making quantitative measurements. It can detect small fractions of the reflected signals, in which it is possible to identify and differentiate structural details and particularities of materials, since its capacity goes beyond the reach of traditional confocal optical microscopes [20,21].

The quantitative data shown in Table 1 for the worn areas show that the p-value was significant for all groups, except the HRC_M group. The qualitative evaluation corroborates with these data, where the evaluators also did not observe wear and tear in this group. When comparing the two-phase resin and two-phase ceramic systems used in ceramic with a resin matrix (H), it was noted that the polishers of the double-phase ceramic system, remained more intact after the polishing cycles. Medium grained polishers proved to be more resistant when compared to fine or extra fine grained ones from the same system.

The life and effectiveness of a polisher can be related to the size of the inorganic filler particles and the degree of hardness of the substrate on which it is being used [17]. The service life of the polisher can also be associated with the amount of diamond present. There is a lack of scientific evidence that addresses the analysis of the quantity, shape and distribution of diamonds used in these instruments. The diamond tip wear studies by Tolentino et al. [14], observed that the diamond tips that provided better wear maintenance were those that showed greater diamond granulation.

In the evaluation of the effectiveness of the polishing systems using rugosimetry, the only substrate that did not show statistical difference was the composite resin (RC). It is believed that this fact occurred due to the high degree of smoothness achieved with the use of the Mylar strip on the sample surface. The best surface quality with the least surface roughness is often achieved with composite resin cured against a Mylar strip [32,33]. This means that, even without statistical significance, the polisher was effective in its action, as the roughness is close to that achieved by the Mylar tape, considered the gold standard. All other specimens showed a significant difference between the initial and final roughness. Clinically, this information is important because a rougher surface accumulates more bacterial plaque, which influences the duration of the composite and can have repercussions in relation to secondary caries and periodontal problems [34].

In general, it is understood that, in order to obtain an adequate aesthetics of the restorative material and a good durability of the aesthetic appearance, it is necessary to guarantee not only an adequate choice of biomaterial, but also the selection of a polishing procedure that results in the best texture. According to Pierre et al. [9] a single polishing system does not behave in the same way on different substrates and can better polish one material and another does not.

Therefore, it is essential to know how these instruments work in the restored materials and their useful life, especially if we consider that it can vary according to the shape, the nature of the material, the force applied by the operator, the speed of rotation and the substance worn.

4. Conclusions

The OCT proved to be a tool capable of evaluating qualitative and quantitatively unavoidable changes in the polishing systems. It clearly distinguished the wearing of DPS, while the polished substrates were adequately polished as confirmed by rugosimetry. Due to the relative low cost of OCT compared to Atomic Force Microscope or Scanning Electron Microscopes, which could give quantitative information on wearing of DPS systems, and also considering that it gives information not available from stereomicroscope (although at expenses of a somewhat higher cost), OCT may become an important alternative tool for evaluating DPS, and other type and format of DPS should therefore be studied.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank financial support for this study from the PRONEX program (Center of Excellence on Biophotonics and Nanophotonics -APQ-0504-1.05/14) supported by FACEPE/CNPq (Foundation for Science and Technology of Pernambuco State and National Council of Technological and Scientific Development) and INCT-INFO (National Institutes of Science and Technology, Institute of Photonics - 465.763/2014-6), sponsored by CNPq/ MCT (National Council of Technological and Scientific Development and Ministry of Science and Technology). We also acknowledge support from CAPES, Brazilian Federal Agency. The authors report no conflict of interest related to this study.

REFERENCES

1. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:e9-17.
2. Lopes IAD, Monteiro PJVC, Mendes JJB, Gonçalves JMR, Caldeira FJF. The effect of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. *Saudi Dent J*. 2018;30(3):197-207.
3. Alawjali SS, Lui JL. Effect of one-step polishing system on the color stability of nanocomposites. *J Dent*. 2013;41 Suppl 3:e53-61.
4. Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M, Kuyucu E. Effects of Novel Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Morphology of Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28(4):247-61.
5. Gonulol N, Yilmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent*. 2012;40 Suppl 2:e64-70.
6. Kemaloglu H, Karacolak G, Turkun LS. Can Reduced-Step Polishers Be as Effective as Multiple-Step Polishers in Enhancing Surface Smoothness? *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(1):31-40.
7. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
8. Pontes AP, Mainieri ÉT, Pacheco JFM, Martins JL, Shinkai RAS, Mainieri VC. Surface roughness of microparticulated and nanoparticulated composites after finishing and polishing procedures. *RGO, Porto Alegre*, v. 57, n.2, p. 179-182, abr./jun. 2009
9. St-Pierre L, Martel C, Crépeau H, Vargas MA. Influence of Polishing Systems on Surface Roughness of Composite Resins: Polishability of Composite Resins. *Oper Dent*. 2019;44(3):E122-E32.
10. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Kılıçarslan MA. Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM Blocks. *J Esthet Restor Dent*. 2019.
11. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):61-6.

12. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
13. Costa GFAD, Fernandes ACBC, Carvalho LAO, de Andrade AC, de Assunção IV, Borges BCD. Effect of additional polishing methods on the physical surface properties of different nanocomposites: SEM and AFM study. *Microsc Res Tech*. 2018;81(12):1467-73.
14. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozsoy A, Topcu FT. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*. 2013;8(2):160-9.
15. Gonçalves MA, Teixeira VC, Rodrigues SS, de Oliveira RS, Salvio LA. Evaluation of the roughness of composite resins submitted to different surface treatments. *Acta Odontol Latinoam*. 2012;25(1):89-95.
16. Yap AU, Ng JJ, Yap SH, Teo CK. Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. *Oper Dent*. 2004;29(1):87-91.
17. Daud A, Gray G, Lynch CD, Wilson NHF, Blum IR. A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. *J Dent*. 2018;71:25-30.
18. Tolentino A. Wear analysis of espherical diamond burs (#1014) under SEM. *Clin Int J Braz Dent*;. 2014;10:58-66.
19. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science*. 1991;254(5035):1178-81.
20. Fujimoto JG. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. *Nat Biotechnol*. 2003;21(11):1361-7.
21. Wojtkowski M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications. *Appl Opt*. 2010;49(16):D30-61.
22. Swanson EA, Fujimoto JG. The ecosystem that powered the translation of OCT from fundamental research to clinical and commercial impact [Invited]. *Biomedical optics express*. 2017;8(3):1638-64.
23. Hsieh Y-S, Ho Y-C, Lee S-Y, Chuang C-C, Tsai J-c, Lin K-F, et al. Dental optical coherence tomography. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2013;13(7):8928-49.

24. Machoy M, Seeliger J, Szyszka-Sommerfeld L, Koprowski R, Gedrange T, Woźniak K. The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. *Journal of healthcare engineering*. 2017;2017:7560645-.
25. Dsouza R, Won J, Monroy GL, Spillman DR, Boppart SA. Economical and compact briefcase spectral-domain optical coherence tomography system for primary care and point-of-care applications. *J Biomed Opt*. 2018;23(9):1-11.
26. de Melo LS, de Araujo RE, Freitas AZ, Zezell D, Vieira ND, Girkin J, et al. Evaluation of enamel dental restoration interface by optical coherence tomography. *J Biomed Opt*. 2005;10(6):064027
27. Braz AK, de Araujo RE, Ohulchanskyy TY, Shukla S, Bergey EJ, Gomes ASL, et al. In situ gold nanoparticles formation: contrast agent for dental optical coherence tomography. *J Biomed Opt*. 2012;17(6):066003.
28. Braz AKS, Kyotoku BBC, Braz R, Gomes ASL. Evaluation of crack propagation in dental composites by optical coherence tomography. *Dental Materials*. 2009;25(1):74-9.
29. Monteiro GQ, Montes MA, Gomes AS, Mota CC, Campello SL, Freitas AZ. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dent Mater*. 2011;27(12):e213-23.
30. de Melo Monteiro GQ, Montes MA, Rolim TV, de Oliveira Mota CC, de Barros Correia Kyotoku B, Gomes AS, et al. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dent Mater*. 2011;27(8):e176-85.
31. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):79-85.
32. Ereifej N, Oweis Y, & Eliades G (2013) The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites *Operative Dentistry* 38(1) E9-E20.
33. E, Yurdagu ven H, Yaman BC, & Ozer F (2014) Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems *Dental Materials Journal* 33(238) 332-342.
34. Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros IS, Costa JF, Alves CM. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci*. 2009 Jan-Feb;17(1):21-6. PMID:19148401.