

PEDRO PAULO ALBUQUERQUE CAVALCANTI DE ALBUQUERQUE

**Efeito de diferentes métodos de processamento em compósitos resinosos
utilizados para facetas dentárias**

São Paulo

2018

PEDRO PAULO ALBUQUERQUE CAVALCANTI DE ALBUQUERQUE

**Efeito de diferentes métodos de processamento em compósitos resinosos
utilizados para facetas dentárias**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas (Dentística) para obter o título de Doutor em Ciências

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci

Área de concentração: Biomateriais e Biologia Oral

São Paulo

2018

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Albuquerque, Pedro Paulo Albuquerque Cavalcanti de.

Efeito de diferentes métodos de processamento em compósitos resinosos utilizados para facetas dentárias / Pedro Paulo Albuquerque Cavalcanti de Albuquerque ; orientador Carlos Eduardo Francci. -- São Paulo, 2018.

66 p. : tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Resinas compostas. 2. Tratamento térmico. 3. Dureza. 4. Grau de conversão. 5. Facetas dentárias. I. Francci, Carlos Eduardo. II. Título.

Albuquerque PPAC. Efeito de diferentes métodos de processamento em compósitos resinosos utilizados para facetas dentárias. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: / /2019

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a).

Instituição: Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a).

Instituição: Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a).

Instituição: Julgamento: _____

Dedico esta obra a minha mãe Eliane Albuquerque que com todo amor e carinho cuida dos seus três filhos de maneira única. Meu amor por você será eterno!

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a minha mãe **Eliane Albuquerque**, pois sem ela nada seria possível. A minha família **Marcela Albuquerque, João Paulo Albuquerque, Gisele Albuquerque, Fabiana Zan e Marina Moreno** por todo amor e carinho durante essa caminhada. Aos meus familiares que me concederam o amor e a estrutura familiar durante toda a minha vida.

Ao meu avô **Pedro Francisco** que me ensinou o que é ser um homem de caráter e como nunca perder o bom humor e a crença em dias melhores. A minha avó **Dyrce de Albuquerque** (*in memorian*) que independente da ausência física permanece dentro do meu coração e ao meu lado em todos os momentos da vida. A minha avó **Severina (“Vinhã”)** por todos os minutos de oração designados a mim e a minha família.

Ao meu pai **Marcelo Barbosa, Sueli, Marcelus, Valery, Marcelo e Valentina** que estão dentro do meu coração, o meu muito obrigado por todos os momentos de alegria. Desejo que mágoas sejam esquecidas e que a família seja sempre colocada em primeiro lugar.

Ao meu irmão **Bernar Benites** e família, agradeço todo o carinho despendido a mim durante esses anos de convivência. Somente eu e você (Bernar) sabemos como é difícil a vida longe dos entes queridos em um local rodeado de incertezas. Te amo meu irmão, conte comigo para sempre!

Aos professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral: **Antonio Muench** (*in memorian*), **Roberto Braga, Fernando Neves, Igor Studart, Josete Barbosa, Paulo Capel, Rafael Ballester, Walter Miranda e André De Vito**. Muito obrigado por todo o ensinamento transmitido.

Ao professor e amigo **Paulo Francisco Cesar** minha gratidão será eterna. Esta tese só foi possível pois você me abriu as portas da USP com todo o carinho e atenção que você tem com os seus orientados. Apesar de oficialmente não ser seu aluno de pós-graduação saiba que me sinto um filho de Francisco. Que a sua vida seja repleta de conquistas. Você poderá contar comigo em qualquer situação!

Ao professor e amigo **Carlos Eduardo Francci** o meu muito obrigado por todas as oportunidades dentro do âmbito acadêmico. Sem dúvida você é uma peça fundamental no meu desenvolvimento pessoal e profissional.

Ao professor e amigo **Alexander Cassandri Nishida** desejo do fundo do meu coração que você supere todos os desafios que são impostos na sua vida. Você foi a primeira pessoa que me estendeu a mão no departamento mesmo sem nem me conhecer. Acredito sim, que você será em breve um professor titular da USP e estarei ao seu lado sempre que precisar.

Aos amigos **Camila Kiyohara** e **Ezequias Rodrigues** eu agradeço todos os momentos felizes e todas as conquistas. Levarei a amizade de vocês para sempre na minha vida. Sucesso e estaremos sempre unidos pelo GFree.

Aos amigos do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral: **Alice Natsuko, Ana Carolina Freitas, Ana Carolina Romero, Carina Tanaka, Pavel, Erick Lima, Fabrícia Araújo, Flávia Ibuki, Juliana Aguiar, Karen Fukushima, Kelli Monteiro, Flávio Umeda, Marcela Rodrigues, Marina Roscoe, Luísa Brasil, Ranulfo Miranda, Stéphanie Favero, Thaty Xavier, Diego Manarão, Kelli Monteiro, Sandra Almeida, Marina Chiari e Lidia Arashiro** pela companhia nas disciplinas, na rotina e por sempre estarem dispostos a ajudar.

A **Rosa Cristina e Eli** pelo carinho e cuidado em resolver os nossos problemas. A **Dona Fran**, pelo amor materno de todos os dias. Ao **Antônio** carinhosamente chamado por mim de "Tunico", o meu muito obrigado por toda a ajuda no desenvolvimento dos experimentos. Rezo todos os dias para que você se mantenha forte e com saúde, pois o departamento não sobrevive sem você.

Obrigado a **Coltene Whaledent (Brasil e Suíça)** pela colaboração e doação de materiais para o desenvolvimento dessa pesquisa.

A **Capes** pela concessão da bolsa de doutorado.

Sonhos determinam o que você quer. Ação determina o que você conquista.

Edwaldo Novak

RESUMO

Albuquerque PPAC. Efeito de diferentes métodos de processamento em compósitos resinosos utilizados para facetas dentárias [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

Objetivos: o presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito de diferentes métodos de processamento aplicados em compósitos resinosos utilizados para facetas dentárias sob o grau de conversão (GC), microdureza (HK), sorção (Wsp), solubilidade (Wsl), resistência flexão biaxial (RFB), rugosidade (Ra) após um protocolo de abrasão por escovação e estabilidade de cor (ΔE_{00}) após imersão em água destilada. Material: quatro resinas compostas nanoparticuladas (SYN U, SYN O, BNG T e BNG B) foram submetidas a diferentes métodos de processamento: I) somente fotoativadas (**F**); II) tratamento térmico pós-cura a 170 °C por 10 minutos (**TT**); III) tratamento feito pela empresa Coltene nas facetas pré-fabricadas de resina composta Composeer (**C**). Método: o GC foi avaliado a partir da técnica de espectroscopia no infravermelho (NIR; FTIR). Os valores de HK foram obtidos com um microdurômetro. Wsp e Wsl das resinas foram quantificadas seguindo a norma ISO 4049. A RFB foi analisada em uma máquina de ensaios universais e Ra foi mensurada em um perfilômetro 3D *non-contact* após um protocolo de abrasão por escovação. ΔE_{00} foi medido em um espectrofotômetro utilizando a fórmula estabelecida pelo CIEDE2000 após a imersão em água destilada por 30 dias a 37 °C. Quando necessário os espécimes foram fotoativados com um LED com irradiância de 1,200 mW/cm² por 20 segundos (24 J/cm²). Os resultados de GC foram submetidos a ANOVA dois fatores e as demais variáveis ao ANOVA um fator (complementados pelo teste de Tukey). Resultados: grupos submetidos ao TT apresentaram valores superiores de GC e HK em relação aos grupos F e C. Valores mais altos de Wsp e Wsl também foram observados para grupos submetidos ao TT, com exceção da resina BNG B. Em relação a RFB, não foi possível observar diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre os grupos em estudo. Após o protocolo de abrasão por escovação o grupo com TT apresentou Ra inferior, seguido pelo grupo C e F. O grupo C apresentou maior estabilidade de cor em relação aos demais grupos, independente da resina em estudo. Conclusão: o tratamento térmico experimental aplicado nas

resinas gerou materiais com maior grau de conversão, dureza e resistência a abrasão por escovação. Todavia, para esse mesmo tratamento uma elevada degradação hidrolítica e superior alteração de cor foram observadas.

Palavras-chave: Resina composta. Tratamento térmico. Dureza. Grau de conversão. Facetas pré-fabricadas de resina composta.

ABSTRACT

Albuquerque PPAC INICIAIS. The effect of processing methods in resin composites used for dental veneers [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Original.

Objectives: to determine the effect of processing methods in resin-based composites in degree of conversion (DC), Knoop microhardness (HK), sorption (Wsp), solubility (Wsl), biaxial flexural strength (SFB), roughness (Ra) after brush abrasion and color stability (ΔE_{00}) after wet aging. Material: resin-based composites (SYN U, SYN O, BNG T e BNG B) were submitted to different processing methods: I) photoactivated; II) post cure heat treatment at 170 °C for 10 minutes; III) treatment used in the prefabricated composite resin veneer Compoener. Method: Dc was analyzed by infrared spectroscopy (NIR-FTIR). HK was obtained in a microhardness tester. Wsp and Wsl were determined following ISO 4049. SFB was analyzed in a universal test machine and Ra was determined by profilometry 3D non-contact. ΔE_{00} was evaluated in a spectrophotometer using CIEDE2000 formula. When necessary the specimens were photoactivated by a LED with 1,200 mW/cm² for 20 seconds (24 J/cm²). Data of DC was submitted to two-way ANOVA and the other variables to one-way ANOVA (followed by Tukey test). Results: groups submitted to the heat treatment showed superior DC and HK values in comparison to the groups F and C. The TT also generated higher Wsp and Wsl, except for the BNG B resin. All groups showed statistical similar SFB results. After brushing test, the groups submitted to the TT showed the lowest Ra value follow by C and F. The group C presented higher ΔE_{00} in comparison to the others groups, independent of the resin composite. Conclusion: the post cure heat treatment generated materials with higher DC, HK and abrasion resistance regarding the others processing methods. Therefore, high hydrolytic degradation and color changes were observed for the groups submitted to the heat treatment.

Keywords: Prefabricated composite resin veneer. Heat treatment. Dental composite. Veneer.

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Média e desvio padrão dos resultados de grau de conversão e grupamento estatístico	46
Tabela 5.2 - Média e desvio padrão dos resultados de sorção e grupamento estatístico	48
Tabela 5.3 - Média e desvio padrão dos resultados de solubilidade e grupamento estatístico	48
Tabela 5.4 - Média e desvio padrão dos resultados de resistência a flexão biaxial e grupamento estatístico	49
Tabela 5.5 - Média e desvio padrão dos resultados de perfilometria e grupamento estatístico	49
Tabela 5.6 - Média e desvio padrão dos resultados de estabilidade de cor e grupamento estatístico	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μ SBS	microcisolhamento
BHT	hidroxitolueno butilado
BisEma	bisfenol A etoxilado dimetacrilato
BISGMA	bisfenol A glicidil dimetacrilato
EDMAB	etil 4-dimetil aminobenzoato
ISO	International Standard Organization
Min	minuto
mm	milímetro
S	segundo
TEGDMA	trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	uretano dimetacrilato

LISTA DE SÍMBOLOS

mm	milímetro
%	porcentagem
°C	grau Celsius
N	Newton
Hz	Hertz
Gpa	gigapascal
±	mais ou menos
Mpa	megapascal
µm	micrômetro
mW/cm ²	miliwatts por centímetro quadrado
Ø	diâmetro
g	grama
mg	miligrama
L*	luminosidade
a*	coordenada a*
b*	coordenada b*
C*	croma
H*	ângulo hue

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
3	PROPOSIÇÃO	35
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	37
5	RESULTADOS.....	45
6	DISCUSSÃO	51
7	CONCLUSÕES	59
8	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes anteriores com histórico de fratura ou lesões de cárie extensas foi feita por muitos anos com técnicas de preparo para prótese fixa do tipo coroa total metalocerâmica ou cerâmicas livres de metal. O *design* do preparo para este tipo de prótese demanda um desgaste dentário extenso, pouco conservador, que tem como objetivo obter uma espessura mínima de 1,0 a 2,0 mm do material restaurador de eleição. Pensando no desgaste pouco conservador, pesquisas voltadas para a adesão ao substrato dental foram desenvolvidas permitindo que novos agentes condicionadores e sistemas adesivos fossem produzidos com o intuito de preservar estruturas híginas com a remoção apenas do tecido dental afetado. Acompanhando esta evolução da Odontologia minimamente invasiva diversos materiais cerâmicos e compósitos resinosos foram propostos e técnicas conservadoras como as facetas dentárias ganharam bastante espaço na comunidade odontológica.

Apesar da popularização deste tipo de tratamento restaurador com facetas, sua origem é datada do ano de 1903 quando Charles Henry Land propôs o uso de coberturas cerâmicas em personagens de Hollywood. Posteriormente, uma técnica de aposição e colagem com pó de fixação para prótese total foi proposta por Charles Leland Pincus permitindo a modificação do sorriso de atores e atrizes durante o tempo de filmagem. Concomitantemente, a evolução da adesão ao substrato dental e o desenvolvimento de novos materiais restauradores culminaram em novas técnicas que priorizavam a manutenção do esmalte dental e cimentação de materiais com espessuras extremamente delgadas.

O uso de cerâmicas odontológicas é dado como o padrão ouro em facetas dentárias. Laminados cerâmicos são caracterizados como cerâmicas com espessura inferior a 0,5mm. Apesar da previsibilidade quando respeitada a manutenção do esmalte principalmente nas margens do preparo, a técnica tem sido bastante criticada pela incorreta indicação dos profissionais frente ao desejo do paciente e ao desgaste excessivo em função de planejamentos incorretos. O custo de uma reabilitação com laminados também se mostra bastante oneroso para o paciente que apresente uma correta indicação, o que inviabiliza o tratamento em muitos dos

casos. Pensando nisso, outras técnicas com compósitos resinosos na forma direta e indireta vem sendo estudadas.

Os compósitos odontológicos têm sido utilizados a mais de 60 anos na Odontologia e sua aplicabilidade tem aumentado bastante em função do desenvolvimento de novos materiais. A técnica para a confecção de uma faceta direta em resina composta apresenta como vantagens a possibilidade de execução em sessão única associada a qualidade estética obtida com a grande variedade de resinas disponíveis no mercado. Todavia, como desvantagens é possível mencionar a alteração de cor inerente do material, fraturas e cáries secundárias provenientes da microinfiltração. Além disso, a técnica se mostra extremamente laborosa limitando assim seu uso. Pensando nisso, facetas indiretas em resina tem se tornado uma boa alternativa.

O sistema Compoener (Coltene) é composto por facetas pré-fabricadas de resina composta e está disponível no mercado Odontológico. Este sistema é produzido a partir de um tratamento térmico feito sob pressão em uma resina composta, o que favorece uma polimerização otimizada do material. É sabido que tratamentos térmicos aplicados em compósitos odontológicos tendem a aumentar o grau de conversão e conseqüentemente as propriedades mecânicas. Entretanto, até o presente momento nenhum estudo comprovou cientificamente este ganho de propriedades das facetas pré-fabricadas em relação a um material apenas fotoativado. Diante disso, faz-se necessário uma comparação cautelosa destas duas técnicas para que se possa afirmar se realmente a faceta pré-fabricada apresenta propriedades superiores que justifiquem o seu emprego em relação a um compósito na forma direta no tratamento de facetas dentárias de resina. Ademais, um tratamento térmico experimental foi incorporado para gerar mais informações sobre a qualidade do tratamento aplicado nas facetas pré-fabricadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Facetas Dentárias

Os procedimentos estéticos na Odontologia vêm ganhando bastante visibilidade com o aumento da informatização e divulgação de técnicas e resultados clínicos no meio digital. No que tange à reabilitação estética dos elementos anteriores, por muitos anos, o principal protocolo restaurador esteve vinculado a confecção de coroas totais. Apesar da previsibilidade do resultado para este tipo de tratamento, o desgaste no preparo para coroa total envolve uma remoção extensa do substrato dental que por muitas vezes se apresenta hígido. Somado a isto, características óticas das metalocerâmicas podem de certa maneira sentenciar um tratamento na região anterior. O término cervical quando subgingival também tende a acarretar injurias ao periodonto ocasionando um processo inflamatório recorrente na região¹.

O tratamento com facetas dentárias entrou em evidencia em virtude dos avanços da adesão no substrato dental que resultaram em técnicas com um desgaste reduzido e preservação de estruturas híginas. As facetas se apresentam como tratamentos restauradores mais conservadores do que as coroas totais, favorecendo a reconstrução e reanatomização da estrutura dental perdida em função de fraturas, lesões cariosas ou em situações com alterações de cor, forma e tamanho dos elementos². Atualmente, o tratamento com facetas engloba preparos dentários na face vestibular, proximal, incisal e palatina/lingual³. Sabe-se que a longevidade do tratamento com facetas está associada ao tipo de substrato no qual a peça é colada/cimentada. Quando em esmalte, sua previsibilidade é superior em relação a um procedimento adesivo feito em dentina². Sendo assim, a literatura recomenda que sempre que possível realizar um desgaste mínimo e conservador com manutenção do esmalte principalmente nas margens do preparo.

Diversos materiais estão disponíveis no mercado para a confecção de facetas dentárias e as cerâmicas odontológicas (ex., porcelanas, dissilicato de lítio) são geralmente os materiais de eleição. Quando produzidas com espessura inferior a 0,5 mm, as cerâmicas são classificadas como laminados cerâmicos ou “lentes de contato”. Dentro

do escopo disponível de materiais para facetas dentárias, as resinas compostas na forma direta ou indireta também se apresentam como uma alternativa restauradora⁴. É importante ressaltar que a odontologia minimamente invasiva está atrelada a um processo evolutivo na forma e no design do preparo cavitário, permanecendo sempre vinculados as pesquisas no campo da adesão^{5,6,7} e no desenvolvimento de novos materiais restauradores. Portanto, de nada adianta um material restaurador com propriedades ótimas se o profissional desconhece os conceitos de oclusão e interação adesiva aos diferentes substratos dentais.

A literatura aponta uma elevada taxa de sucesso para facetas cerâmicas cimentadas em preparos limitados ao esmalte. Um estudo prévio⁸ relata uma longevidade de 12 anos de facetas de porcelana quando a cimentação é feita interinamente em esmalte. Quando em dentina, os autores relatam valores superiores de falha o que confirma a importância da manutenção do esmalte. Corroborando com este resultado, outro estudo² relatou falhas de facetas de porcelana cimentadas em dentina, sendo estas categorizadas em função do descolamento da faceta, formação de cáries secundárias e microinfiltração. Outro estudo⁹ avaliou a sobrevivência de cerâmicas ácido sensíveis (com exceção das feldspáticas) através de uma revisão sistemática e meta-análise. Os autores concluíram que diante dos estudos selecionados, após 5 anos, foi possível observar uma taxa de sobrevivência maior que 90%.

Um ponto importante a ser levado em consideração em procedimentos com facetas cerâmicas pode ser relacionado ao custo para a realização de uma reabilitação com este material. O preço final se torna bastante oneroso, o que inviabiliza o tratamento para alguns pacientes. Portanto, técnicas diretas e indiretas com resina composta estão sendo propostas como alternativa nos casos em que o paciente apresenta uma indicação clínica, mas não têm condições financeiras para arcar com o tratamento.

Facetas direta em resina composta

Resinas compostas são materiais restauradores em constante evolução desde 1960, quando o composto BISGMA foi proposto por Bowen. Este monômero presente até hoje na composição de resinas comerciais revolucionou a técnica restauradora que na

época, se limitava ao uso de silicatos e materiais a base de poli metacrilato de metila (PMMA). Além disso, a funcionalização do conteúdo inorgânico com os agentes de união (ex: Silano) permitiu que as resinas apresentassem uma microestrutura de ligações químicas mais densa com reduzida degradação hidrolítica e contração de polimerização.^{10,11}

Os compósitos resinosos são formados basicamente por uma matriz orgânica, um agente de união, partículas de carga inorgânica, um sistema de ativação de polimerização, inibidores e pigmentos.¹⁰ Os principais monômeros usados são o BISGMA, BISEMA, UDMA e TEGDMA. O conteúdo inorgânico é composto por partículas de quartzo, sílica coloidal, bário e estrôncio. Tais partículas conferem um aumento da resistência mecânica do material, diminuem a contração de polimerização e garantem radiopacidade. O emprego do fotoiniciador *Norish* tipo II Canforoquinona em conjunto com um co-iniciador amina (ex: EDMAB) se apresenta até hoje como o sistema mais usado nas formulações de materiais resinosos. O componente BHT é empregado como inibidor de polimerização controlando assim a reação espontânea a luz quando o material é exposto ao ambiente.^{10,11,12}

Os materiais resinosos são empregados em diversas situações na Odontologia. Basicamente, seu uso está indicado como selantes de cicatrículas e fissuras em regiões de acúmulo de pigmentos e bactérias cariogênicas, agentes de cimentação adesiva, adesivos de união aos diferentes substratos dentais e como materiais restauradores diretos e indiretos¹³. Facetas dentárias confeccionadas com resina composta tendem a apresentar uma limitação estética do material, pois, os compósitos estão susceptíveis a alteração de cor, desgaste e fratura marginal ao longo do tempo¹⁴. Todavia, a grande variedade de cor associada as características óticas alcançadas com os compósitos permitem que a estrutura dental seja restaurada de forma completa e com uma reprodução de detalhes extremamente refinada. Estruturas como os mamelos dentinários podem ser reconstruídas de maneira aditiva estando associados a caracterização da translucidez, halo radiopaco e opalescência da região incisal dos elementos anteriores.

Diversos estudos têm abordado a longevidade clínica de restaurações em resina composta na região anterior^{14,15,16}. Um estudo¹⁶ relatou que a taxa anual de falha de restaurações anteriores foi de 4,9% sendo esta extremamente associada a idade do paciente e o tamanho. Segundo os autores diante de 72 mil restaurações avaliadas, pacientes mais novos apresentam uma maior taxa de falha em relação a pacientes idosos. Outro estudo¹⁴ avaliou a longevidade de restaurações anteriores de resina composta com

acompanhamento de 3 anos. Foi relatado que um total 1821 restaurações, a taxa de falha ficou ao redor de 24,1%. A fratura da restauração ou do dente foi categorizada como o principal fator de falha seguido por problemas estéticos.

Tratamento térmico

Na Odontologia existem diferentes tipos de ativadores de polimerização. A aplicação de luz com comprimentos de ondas específicos permite que os compósitos atinjam propriedades mecânicas desejáveis em um intervalo de tempo específico para cada resina e aparelho fotoativador¹⁷. Além da luz, sabe-se que a aplicação de calor também se comporta como um potente ativador de polimerização, podendo ser empregado antes^{18,19} ou após^{20,21,22} a fotoativação.

A alta sensibilidade da técnica adesiva associada a contração de polimerização das resinas compostas favoreceu o desenvolvimento de um mercado voltado para restaurações produzidas de forma indireta. Este tipo de restauração, geralmente próteses parciais do tipo *inlay/onlay*, ganhou bastante visibilidade pois uma maior adaptação marginal é alcançada com conseqüente redução do estresse de polimerização. Diversos tipos de tratamentos térmicos pré e pós-cura foram propostos com diferentes temperaturas e intervalos de tempo. Sabe-se que o emprego desses tratamentos tende a aumentar as propriedades inerentes do material produzindo assim uma restauração indireta com maior resistência mecânica, grau de conversão e menor degradação ao longo do tempo^{22,23}. O ganho em propriedades pode estar relacionado principalmente ao aumento do grau de conversão obtido após tratamento térmico e o alívio do estresse de polimerização interno do material²³.

O tratamento pré-cura tem como finalidade diminuir a viscosidade do material favorecendo assim uma melhor adaptação.^{18,19} A utilização desse tipo de procedimento vem ganhando bastante visibilidade na cimentação de peças protéticas de resina ou cerâmica. Entretanto, seu uso clínico para restaurações diretas perde a relevância pois o material aquecido tende a apresentar maior contração de polimerização²⁴, dificuldade aumentada de manipulação para preenchimento da cavidade além do potencial risco aos tecidos pulparem em virtude do aumento da temperatura no interior do compósito.¹⁹

O tratamento térmico pós-cura tem como objetivo aumentar as propriedades mecânicas dos compósitos após o processo de ativação por luz^{22,23}. Todavia, a literatura reporta diferentes resultados em função da temperatura empregada para o tratamento, o tempo de permanência do espécime sob aquecimento e o intervalo da aplicação do tratamento após a fotoativação. O aumento da temperatura utilizada parece ter maior influência no aumento do grau de conversão do que o tempo de aplicação após a fotoativação. Segundo os autores, uma resina fotoativada que recebe um tratamento térmico a 125 °C tende a apresentar um grau de conversão superior em relação a um material submetido ao tratamento térmico a 50 °C²².

Outro estudo²⁵ demonstrou que a aplicação de temperatura gerou um aumento da dureza de resinas autopolimerizáveis em função de uma formação maior de ligações cruzadas. Corroborando com este achado, De Gee e colaboradores²⁰ comprovaram um aumento na resistência ao desgaste de um material submetido ao tratamento térmico. Tal achado foi creditado a liberação de tensões geradas ao redor das partículas inorgânicas durante o processo de polimerização.

Mais recentemente dois estudos^{26,27} caracterizaram o comportamento térmico de compósitos odontológicos frente a um tratamento térmico e avaliaram propriedades inerentes do material em função de protocolos distintos tempo e temperatura. O primeiro realizou uma caracterização através de termogravimetria e calorimetria exploratória diferencial, definindo que os materiais testados apresentaram perda de voláteis a partir de 180 °C. Além disso, um aumento da dureza e da resistência a flexão foi observado nos compósitos com o emprego do tratamento térmico, se aproximando ao material para uso em laboratório quando submetido apenas a fotoativação. De forma similar, o segundo estudo também apontou um ganho nos valores de dureza, resistência a flexão e grau de conversão, sendo que o tratamento a 170 °C foi mais efetivo. Corroborando com esses achados, autores²⁸ estudaram o efeito do tratamento a 170 °C por 10 minutos em diferentes propriedades de compósitos resinosos. Os autores confirmaram o ganho das propriedades dos materiais testados ficando estes resultados altamente associados a composição de cada material. Portanto, parece claro que o emprego de calor após a fotoativação de compósitos odontológicos tende a aumentar a resistência do material. Pensando nisso, empresas tem desenvolvido essa ideia no desenvolvimento de materiais resinoso estéticos para facetagem dos elementos dentários.

Facetas pré-fabricadas de resina

A técnica de facetagem proposta no final dos anos 30 teve seu gatilho na observação dos maquiadores de Hollywood que apontaram a necessidade da melhora na estética do sorriso dos atores e atrizes da época²⁹. Diante disso, o Dr. Charles Leland Pincus propôs que fragmentos cerâmicos (ex., porcelana) fossem “colados” na face vestibular dos elementos dentais com o auxílio de pó adesivo de próteses. Apesar de inovadora, a manutenção dos fragmentos nos elementos dentais não foi capaz de resistir a limitação tecnológica e científica disponível. A fraca adesão ao substrato dental fez com as cerâmicas não permanecessem na boca por um intervalo maior do que o tempo usado no “set” de filmagem.

Com o advento do condicionamento ácido em esmalte³⁰ associado ao desenvolvimento da molécula BISGMA, a Odontologia adesiva se desenvolveu de maneira importante. O conceito de facetagem evoluiu e voltou a ficar em evidência nos anos 70, em virtude de pesquisas relacionadas a novos compósitos, condicionamento de superfície das cerâmicas e a cimentação adesiva^{31,32}. Acompanhando as novas tendências, diferentes abordagens de facetas dentárias foram desenvolvidas. Tais técnicas, foram relacionadas ao uso de facetas de resina composta ou de cerâmica quando aplicadas em técnicas diretas ou indiretas^{33,34}.

O sistema comercial *Mastique® Laminate Veneer* (Caulk, Milford, DE, USA), composto por facetas produzidas de metil metacrilato com adição de macro partículas se apresentou como o primeiro o sistema de facetas de resina pré-fabricada³⁵. A literatura reporta o fracasso desse sistema em função da elevada rugosidade das facetas, alta taxa de descolamento/fratura e limitada manutenção do brilho³⁶. Sendo assim, o conceito de facetas pré-fabricadas de resina caiu em desuso e as técnicas direta com resina e indireta com cerâmica continuaram sendo exploradas e desenvolvidas pela comunidade científica.

A técnica de facetas pré-fabricadas de resina foi reinventada em 2009 com o lançamento de um sistema inovador produzido agora com resinas compostas. Seguindo o conceito de camadas naturais (*natural layering concept*) baseado na técnica incremental de duas camadas, o sistema *Direct Veneer (Edelweiss Dentistry, Hoebranz, Austria)* foi

desenvolvido a partir da produção de facetas pré-fabricadas de resina composta (FPRC) confeccionadas a partir de um tratamento laboratorial realizado em um compósito resinoso³⁷. A produção destas facetas foi proposta a partir da injeção de uma resina composta sob temperatura e pressão controlada, em moldes com formatos e tamanhos específicos que apresentam anatomia final dos elementos anteriores e pré-molares. Além disso, as facetas recebem na superfície vestibular um tratamento com laser que supostamente gera uma vitrificação superficial (*laser surface vitrification*) induzindo um possível aumento na dureza e elevada manutenção do brilho.

Estão indicados para o tratamento com facetas pré-fabricadas de resina composta casos de reabilitações simples com restaurações deficientes, dentes não vitais com alteração de cor, traumas e manchas de hipoplasia de esmalte. Estas facetas também estão indicadas em casos extensos, tais como, alterações extensas por fluorose, múltiplas restaurações de resina composta deficiente e desgastes dentais oriundos de hábitos parafuncionais³⁸.

Um estudo³⁸ realizado com o sistema *Direct Veneer* reporta sua aplicabilidade clínica em um caso com escurecimento dental associado ao tratamento endodôntico. Além disso, os autores reportam a formação de pequenas bolhas no compósito usado como agente cimentante, através de microscopia eletrônica de varredura. Adicionalmente, as facetas foram submetidas a um ensaio de fadiga (1.000.000 ciclos - 100 N de força - frequência de 1.5 Hz), onde a força era aplicada sob a margem da restauração. Nenhum defeito na interface adesiva em esmalte foi observado de forma imediata ou após este protocolo. Em dentina os autores relataram presença de “gaps” na interface adesiva dente/faceta. Entretanto, este resultado não comprometeu o sucesso do tratamento.

As FPRCs apresentam uma vantagem em relação as cerâmicas odontológicas. O módulo de elasticidade inferior das FPRCs (± 20 GPa) quando comparado ao de uma cerâmica odontológica (ex., e.max CAD = 95 GPa; Ivoclar Vivadent), tende a apresentar uma maior dissipação de tensões e absorção do estresse gerado pela contração de polimerização do agente cimentante. Segundo um estudo³⁹ o sistema Edelweiss está indicado para o tratamento de pacientes com doença periodontal controlada, mas que apresentem grande perda óssea e pequena mobilidade. O autor relata que além de apresentar um custo inferior ao tratamento feito com cerâmica, o sistema apresenta um módulo de elasticidade similar em relação ao módulo da fita de contenção Ribbond

(Oraltetch) usado para ferulização. Como o módulo de elasticidade da fita se apresenta na faixa de 19 GPa, o autor infere que a proximidade de valores da fita e das FPRCs permite uma maior dissipação da força aplicada com redução do estresse na interface adesiva. O sistema dente/Ribbond/FPRC apresentaria um comportamento em monobloco, sendo então bastante favorável ao tratamento do caso descrito.

Seguindo o conceito introduzido com o sistema Edelweiss a empresa Coltene (Altstätten, Suíça) lança em 2011 o seu sistema de facetas denominado Compeer. Trata-se de um kit de FPRCs produzido a partir dos compósitos nano-híbridos *Synergy D6* e *Brilliant New Generation* também submetidos a um tratamento laboratorial feito sob temperatura e pressão controlada^{40,41}. Facetas de até 1,0 mm de espessura estão disponíveis de canino a canino nas cores transparente e *bleach*. Ainda no kit uma escala de cor específica permite a sobreposição do esmalte e dentina facilitando a seleção da cor durante o procedimento clínico. Mascaras de contorno com tamanhos distintos (pequeno, médio, grande e extragrande) também estão disponíveis para facilitar a correta definição do tamanho dos elementos em cada caso⁴².

Um estudo⁴³ analisou a composição microestrutural do sistema Compeer através de técnicas de microscopia. Os autores relataram uma comparação do sistema Compeer, um sistema de facetas cerâmicas pré-fabricadas (Cerinate One-hour - DenMat Holding, LLC, Santa Maria, CA, USA) e um sistema cerâmico (IPS e.max Press - Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) sob a resistência de união (μ SBS) em função do material de escolha para a cimentação de cada sistema. Como resultado, a resistência de união dos sistemas Compeer (15,2 MPa) e IPS e.max (14,7 MPa) se mostrou superior e sem diferença estatística quando comprado ao resultado obtido pelo sistema Cerinate (7,1 MPa). Apesar dos resultados similares vale ressaltar que os testes foram realizados de forma imediata e sem envelhecimento, sendo empregados materiais distintos para cimentação indicados por cada fabricante. Para o sistema Compeer a resina composta foi usada na confecção do cilindro de cisalhamento. Para o sistema IPS e.max. Press foi utilizado um cimento resinoso fotoativado (Variolink Veneer – Ivoclar Vivadent).

A técnica com FPRCs tem como proposta simplificar a técnica de facetas diretas com compósitos sendo está de difícil execução em alguns aspectos. O sistema Compeer consegue limitar problemas relacionados essa técnica, tais como, dificuldade da realização do espelhamento dos elementos, criação de estruturas dentárias como os

mamelos dentinários e características superficiais que dão naturalidade aos dentes. Além disso, as facetas pré-fabricadas conseguem diminuir o tempo clínico e o custo final tanto para o profissional quanto para o paciente⁴⁴.

Como mencionando anteriormente para o sistema Edelweiss, a Compeer também está indicada em casos simples ou extensos de restaurações deficientes, fraturas, mudança de cor e desgaste excessivo dos elementos dentários⁴⁵. Um estudo⁴⁶ relata o tratamento com o sistema Compeer de um paciente com fluorose extensa na região anterior, destacando o sucesso do tratamento após um período de avaliação de 3 meses. Outros estudos relatam o uso da Compeer em casos de escurecimento dental por tratamento endodôntico⁴⁷ ou fratura⁴⁸. Recentemente, foi descrita a técnica empregada no tratamento com o sistema Compeer em um caso com múltiplas restaurações deficientes e paciente com hábitos parafuncionais⁴⁹. Após um ano de controle os autores relataram o sucesso do tratamento com ausência de alteração de cor, manutenção total das facetas e satisfação do paciente.

Apesar dos relatos *in vivo* disponíveis até o presente momento apontarem excelentes resultados para o sistema de faceta pré-fabricado, outros estudos devem ser conduzidos com o objetivo de se estabelecer um protocolo seguro no emprego dessa classe de facetas dentárias. Sabe-se que esse material não substitui as já consagradas facetas cerâmicas, mas pode se tornar uma excelente alternativa para pacientes que não apresentam condições financeiras ou profissionais que não estão aptos a realizar a técnica direta de facetas em resina composta. Além disso, faz-se necessário uma análise das propriedades físico-mecânicas das FPRCs em relação aos compósitos somente fotoativados confirmando assim o real ganho em propriedades em função do tratamento feito pela empresa.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo geral do presente estudo foi caracterizar e comparar as resinas compostas Synergy D6 e Brilliant New Generation utilizadas em procedimentos restauradores estéticos de facetas dentárias. Para tal, diferentes métodos de processamento foram testados (material somente fotoativado, tratamento térmico pós-cura e tratamento usado pela empresa Coltene nas facetas pré-fabricadas de resina composta Componeer).

Os objetivos específicos foram determinar:

- 1) o grau de conversão (GC), dureza Knoop (KH), sorção (Wsp), solubilidade (Wsl) e resistência à flexão biaxial (RFB);
- 2) rugosidade (Ra) antes e após um protocolo de abrasão por escovação;
- 3) estabilidade de cor ($\Delta E00$) após armazenamento em água destilada.

Hipóteses

- 1) o tratamento feito pela empresa Coltene seria capaz de gerar materiais com valores superiores de DC, KH, RFB, Wsp e Wsl em relação aos demais grupos testados;
- 2) todos os grupos apresentariam Ra similar após o protocolo de abrasão por escovação;
- 3) o grupo Coltene apresentaria menor $\Delta E00$ em relação aos demais grupos testados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionadas as resinas para esmalte *Synergy D6* (Universal e Opalescente) e *Brilliant New Generation* (Transparente e *Bleach*), sendo estas utilizadas como matéria prima na produção das facetas pré-fabricadas de resina composta (Componeer Synergy e Componeer Brilliant NG). No Quadro 4.1 estão descritas as composições e características técnicas de cada material em estudo.

Quadro 4.1 – Composição das resinas compostas

Resinas	Grupo	#Lote	Composição
Synergy D6 Universal	SYN U	H97725	Metacrilatos, vidro de bário silanizado, ácido silícico amorfo hidrófobo. Tamanho médio das partículas 0,6 μ m (0,02 a 2,5 μ m) – 65% em vol e 80 wt%.
Synergy D6 Opalescente	SYN O	H85807	Metacrilatos, vidro de bário silanizado, ácido silícico amorfo hidrófobo. Tamanho médio das partículas 0,6 μ m (0,02 a 2,5 μ m) – 65% em vol e 80 wt%.
Brilliant NG Transparente	BNG T	1603114	Matriz: BisGMA, Bis-EMA, TEGDMA, EDAB, fotoiniciador, pigmentos. Carga: não especificada (tamanho médio 0,6 μ m (0,02 a 2,5 μ m) – 65% em vol e 80 wt%.
Brilliant NG <i>Bleach</i>	BNG B	1604099	Matriz: BisGMA, Bis-EMA, TEGDMA, EDAB, fotoiniciador, pigmentos. Carga: não especificada (tamanho médio 0,6 μ m (0,02 a 2,5 μ m) – 65% em vol e 80 wt%.

Fonte: o autor.

Definição dos grupos em estudo

Para cada resina em estudo diferentes métodos de processamento foram empregados, sendo estes:

Grupo Fotoativado (F) – espécime submetido apenas a um protocolo de fotoativação com o auxílio de um LED *Poliwave Valo Cordless* (Ultradent, South Jordan, UT, EUA) com irradiância de 1,200 mW/cm², durante 20 segundos. Este grupo tem como característica reproduzir uma situação clínica de faceta direta em resina composta.

Grupo Tratamento Térmico (TT) – este grupo foi produzido de forma similar ao grupo fotoativado. Após 1 hora, os espécimes foram submetidos a um tratamento térmico pós-cura com o auxílio de um forno (modelo 3000 – EDG Equipamentos – São Carlos, Brasil). Os espécimes foram mantidos no forno a uma temperatura de 170 °C durante 10 minutos.

Grupo Coltene (C) – os espécimes deste grupo foram produzidos pela empresa Coltene, recebendo exatamente o tratamento realizado na produção das facetas pré-fabricadas de resina composta Compeer Synergy e Brilliant NG. As condições de polimerização ou o uso de tratamentos térmicos adicionais não foram informados pela empresa tendo em vista o segredo comercial.

Grau de conversão

O grau de conversão foi avaliado pela técnica de espectroscopia no infravermelho próximo (NIR; FTIR, Vertex 70, Bruker Optik GmbH, Alemanha) configurada com uma fonte de luz branca estendida por um divisor de feixe KBr e um detector MCT/A. Espectros com 32 *scans* e 4 cm⁻¹ de resolução foram obtidos. Três espécimes (n=3) dos grupos F e TT foram confeccionados com auxílio de uma matriz de silicone (Ø = 7,0 mm x espessura = 1,0 mm) posicionada entre duas lâminas de

vidro. Após a inserção da resina na matriz o sistema foi levado ao FTIR e espectros do material não polimerizado foram tomados. O material então foi fotoativado por 20 segundos e uma nova leitura foi realizada. A análise do grau de conversão foi feita levando-se em consideração o intervalo dos picos entre 1800^{-1} e 1600 cm^{-1} para a observação dos sinais em 1609 e 1639 cm^{-1} correspondentes respectivamente as ligações vinílicas aromáticas do bisfenol A e alifáticas do grupamento funcional metacrilato. O grau de conversão dos grupos em estudo foi mensurado em função dos seguintes intervalos: i) imediatamente após a fotoativação; ii) após o tratamento térmico; e iii) 24 h a seco. Para a análise do grau de conversão dos espécimes confeccionados pela empresa Coltene a resina composta utilizada na fabricação do espécime foi avaliada antes da fotoativação e após o tratamento da empresa. O cálculo do grau de conversão foi feito utilizando a razão entre a altura do sinal em 1639 cm^{-1} e 1609 cm^{-1} dos filmes polimerizados e não polimerizados.

$$GC \% = 100 \times \left(1 - \frac{\text{polimerizado}}{\text{não polimerizado}} \right)$$

Dureza Knoop

O teste de dureza seguiu os padrões determinados pela ISO 4545. Os espécimes dos grupos F e TT foram produzidos com dimensões pré-estabelecidas ($5 \times 2 \times 2 \text{ mm}$) com o auxílio de uma matriz metálica pré-fabricada. O grupo C foi produzido com dimensões modificadas ($\varnothing = 10 \text{ mm}$ x altura = 1 mm) em função da limitação da empresa Coltene durante a confecção dos mesmos. Três espécimes ($n=3$) foram produzidos para cada grupo. A resina composta foi inserida em incremento único na matriz metálica com o auxílio de uma espátula com posterior sobreposição de uma tira de poliéster. Uma lâmina de vidro foi posicionada sobre a matriz e uma carga constante de 500 g foi aplicada até o total extravasamento do material. O protocolo de fotoativação seguiu com o auxílio de um LED Valo Cordless com irradiância de $1,200 \text{ mW/cm}^2$, durante 20 s . Posteriormente a fotoativação os

grupos F e TT foram submetidos a um polimento em politriz automática (EcoMet 3000, Buehler, Irvine CA, USA) utilizando a sequência de lixas de carbetto de silício nas granulações de 2400 e 4000#. O polimento foi realizado com irrigação constante e sem a aplicação de carga durante 1 minuto. A cada troca de lixa os espécimes foram lavados em água corrente seguido de banho ultrassônico com água destilada por 5 minutos. O grupo C não sofreu nenhum tipo de polimento visto que o material já recebe um acabamento mecânico superficial durante a sua confecção. O ensaio de dureza foi conduzido em um microdurômetro (Shimadzu, HMV-2, Tóquio, Japão) utilizando carga de 100g por 15s somente na face irradiada. Seis endentações por espécime foram realizadas com distância de 200 μm entre cada região avaliada. A média e o desvio padrão dos valores obtidos foram calculadas para cada grupo em estudo.

Sorção e solubilidade

As etapas de pesagem e armazenagem do teste de sorção e solubilidade seguiram a norma ISO 4049. Seis espécimes ($n=6$) com dimensões específicas ($\varnothing = 10,0 \text{ mm}$ x altura = 1,0 mm) foram produzidos. A resina foi inserida em incremento único na matriz metálica com posterior sobreposição de uma tira de poliéster. Uma lâmina de vidro foi posicionada sobre a matriz e uma carga de 500g foi aplicada para total extravasamento da resina. O protocolo de fotoativação seguiu com o auxílio de um LED Valo Cordless com irradiância de $1,200 \text{ mW/cm}^2$, durante 20 s. Posteriormente, os espécimes foram armazenados em um dissecador com sílica gel azul durante 24 h em estufa a $37 \text{ }^\circ\text{C}$. A pesagem foi realizada diariamente na primeira semana em uma balança analítica (Adventurer, Ohaus) com precisão de 0,1mg. Após esse período os espécimes foram pesados a cada semana até a completa estabilização da massa (variação menor que $\pm 0,2\text{mg}$ – M1). Após a obtenção de M1, os espécimes foram colocados individualmente em placas de cultura e imersos em água destilada, permanecendo em estufa a $37 \text{ }^\circ\text{C}$. Durante o primeiro dia de imersão os espécimes foram pesados após 5, 10, 20, 40, 80, 160, 320 e 640 min. Após esse período os espécimes foram pesados a cada 24h até a obtenção de uma massa constante (variação menor que $\pm 0,2 \text{ mg}$ – M2). Antes de

cada pesagem os espécimes foram secos com papel absorvente para remoção do excesso de água. A água destilada foi trocada em todos os períodos de pesagem. Posteriormente os grupos foram submetidos ao mesmo processo de secagem descrito para M1 e uma nova massa constante foi obtida (variação menor que $\pm 0,2$ mg - M3). A porcentagem de W_{sp} e W_{sl} foi calculada seguindo a seguinte equação:

$$sp = 100 \times \frac{M2}{M1} \quad Wsl = 100 \times \frac{M1 - M3}{M1}$$

Resistência à flexão biaxial

Dez espécimes (n=10) de cada grupo foram confeccionados com o auxílio de uma matriz metálica pré-fabricada ($\varnothing = 10,0$ mm x altura = 1,0 mm). O ensaio de resistência à flexão biaxial foi conduzido por meio de uma máquina de ensaio universal (Instron Corp, modelo 5565, Canton, EUA), utilizando um suporte para a flexão biaxial do tipo pistão sobre três esferas, sendo estas separadas por um ângulo 120° circunscritas em um círculo de 8 mm de diâmetro. O ensaio foi feito com uma taxa de carregamento de 0,5mm/min. A resistência à flexão foi calculada seguindo a formula apresentada na norma ASTM F 394-78, sendo:

$$RFB = -0,2387 \frac{F (X - Y)}{W^2}$$

RFB é a resistência à flexão biaxial, F é a carga no momento da fratura, w é a espessura do espécime e X e Y, são valores determinadas nas equações abaixo:

$$X = 1 + u \ln (B/C)^2 + [(1-u) / 2](B/C)^2$$

$$Y = (1+u) [1 + \ln (A/C)^2] + (1-u)(A/C)^2$$

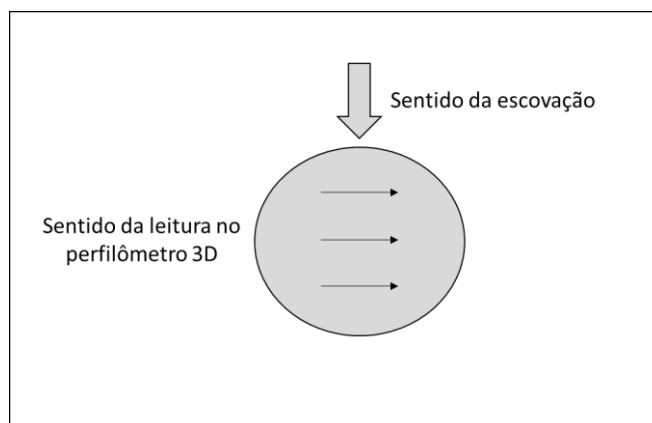
onde u é o coeficiente de Poisson, A é o raio do círculo formado pelas esferas de apoio (4mm), B é o raio do pistão (1,7mm) e C é o raio do espécime.

Perfilometria

Oito espécimes ($n=8$) foram confeccionados para cada resina testada. A resina composta foi inserida em incremento único na matriz metálica com o auxílio de uma espátula com posterior sobreposição de uma tira de poliéster. Uma lâmina de vidro foi posicionada sobre a matriz e uma carga constante de 500g foi aplicada até o total extravasamento do material. O protocolo de fotoativação seguiu com o auxílio de com irradiância de $1,200 \text{ mW/cm}^2$, durante 20 s. Posteriormente os grupos F e TT foram submetidos a um polimento em politriz automática (EcoMet 3000, Buehler, Irvine CA, USA) utilizando a sequência de lixas de carbetto de silício nas granulações de 2400 e 4000#. O polimento foi realizado com irrigação constante e sem a aplicação de carga durante 1 minuto. A cada troca de lixa os espécimes foram lavados em água corrente, seguido de banho ultrassônico com água destilada por 5 minutos. O grupo C não sofreu nenhum tipo de polimento visto que o material já recebe um acabamento mecânico superficial durante a sua confecção. O protocolo de abrasão foi realizado em uma máquina de escovação (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) com movimentos no eixo "x" com peso constante de 200g aplicados verticalmente. Quarenta mil ciclos (40.000) foram executados o que corresponde a um tempo clínico de 4 anos. Escovas de cerdas macias (Colgate Twister) foram utilizadas e trocadas a cada 5 mil ciclos. O creme dental Colgate Total 12 foi usado e manipulado juntamente com água destilada (proporção de 2 para 1) formando um "slurry" que era sempre trocado a cada troca de escova. Ao final da escovação os espécimes foram submetidos a um banho ultrassônico por 5 minutos. Um perfilômetro 3D *non-contact* (ProScan-2000; Scantron Industrial Products, Ltd., Taunton, UK) foi usado para a medição da rugosidade superficial de cada espécime. O Ra foi determinado em função da média das leituras feitas antes e após o protocolo de abrasão por escovação. Cada espécime sofreu varreduras de 1mm em três regiões perpendicularmente ao sentido do eixo escovação (Figura 4.1). As análises foram auto niveladas no software do perfilômetro

e um filtro foi aplicado o que permitiu gerar valores de Ra em μm . A média e o desvio padrão das análises imediatas e envelhecidas foram calculadas.

Figura 4.1 – Ilustração da leitura no perfilômetro 3D e o sentido da escovação



Fonte: o autor

Propriedades ópticas

Os parâmetros de cor são determinados através dos eixos L^* , a^* e b^* inseridos no espaço de cor estabelecido pela Comissão Internacional de L'Eclairage (CIE) 1978. Este sistema está relacionado a percepção das cores pelo olho humano em três dimensões ou direções do espaço de cor. Considera-se o eixo L^* como o eixo de luminosidade proporcional a escala de Munsell e os eixos a^* (verde-vermelho) e b^* (azul-amarelo) são classificados como coordenadas cromáticas. Atualmente a estabilidade de cor pode ser avaliada com o parâmetro CIELab ou mais precisamente com o CIEDE2000 (2:1:1), que tem sido mais aceito em função de uma melhor percepção da alteração de cor em uma situação clínica. As análises ópticas foram realizadas com o auxílio de um espectrofotômetro (CM-3700d, Konica Minolta, Tokyo, Japan) equipado com uma esfera integradora (SCI) no modo de reflectância. As medidas foram realizadas em um fundo preto padronizado (CIE $L^* = 24.62$, CIE $a^* = -0.05$, and CIE $b^* = -0.35$) com o objetivo de reproduzir o interior da cavidade oral. Seis

espécimes (n=6) com dimensões pré-estabelecidas ($\varnothing = 10,0$ mm x altura = 1,0 mm) foram produzidos. O material foi inserido em incremento único na matriz metálica com posterior sobreposição de uma tira de poliéster. Uma lâmina de vidro foi posicionada sobre a matriz e uma carga de 500g foi aplicada para total extravasamento da resina. O protocolo de fotoativação seguiu com o auxílio de um LED Valo Cordless com irradiância de $1,200$ mW/cm², durante 20 s. A medição foi realizada nos seguintes intervalos de tempo: 24h a seco (baseline) e após 1 mês de imersão em água destilada com armazenagem em estufa a 37 °C. A estabilidade de cor ΔE_{00} foi determinada de acordo com a equação:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

5 RESULTADOS

Os resultados do presente estudo foram submetidos a testes estatísticos utilizando o programa *Minitab Statistical Software* versão 17. Testes de normalidade e homocedasticidade foram aplicados e a partir dos resultados, a análise de variância foi empregada em função dos fatores em estudo dentro de cada variável testada.

Grau de conversão

Os resultados de GC estão descritos na Tabela 5.1. Para este teste foram considerados como fatores isolados o tipo de resina para cada método de processamento empregado e o efeito dos tratamentos para cada resina sobre os valores de GC após 24h. Esta forma de análise levou em consideração um aumento já esperado do GC após 24h em comparação aos valores imediatos, além da limitação na análise dos espécimes do grupo produzido pela empresa Coltene. A análise de variância de um fator foi aplicada para cada situação mencionada, seguida pelo teste Tukey ($\alpha=0,05$).

Levando em consideração o tipo de resina dentro de cada método de processamento usado, quando somente fotoativadas as resinas apresentaram GC estatisticamente similar com exceção do compósito BNG B que apresentou um valor inferior. Já para o tratamento térmico não foi possível observar diferença estatística para os grupos ($p>0,05$). O tratamento Coltene gerou valores superiores de GC para as resinas BNG T e BNG B seguido da SYN O e SYN U.

Isolando o fator tipo de resina, as resinas SYN U e SYN O apresentaram valores de GC superiores quando o TT foi empregado, seguido dos grupos somente fotoativados e com o tratamento feito pela empresa Coltene. A resina BNG T também apresentou o maior valor de GC quando foi submetida a um TT, mas resultados estatisticamente similares para o grupo fotoativado e com tratamento Coltene. O emprego do TT foi capaz de gerar o maior GC para a resina BNG B.

Todavia, o grupo produzido pela empresa Coltene apresentou um resultado estatisticamente superior em relação ao grupo fotoativado.

Tabela 5.1 – Média e desvio padrão dos resultados de grau de conversão (DC%) imediato e após 24 horas

Grupos	DC%					
	Fotoativado		Tratamento Térmico		Coltene	
	Imediato	24h	Imediato	24h	24h	
SYN U	55,7 (0,4)	74,1 (0,3) ^{A,b}	83,6 (1,2)	84,1 (0,7) ^{A,a}	68,0 (0,2) ^{C,c}	
SYN O	56,9 (0,1)	74,2 (0,1) ^{A,b}	84,3 (1,2)	85,5 (0,3) ^{A,a}	70,0 (0,3) ^{B,c}	
BNG T	57,0 (0,6)	73,8 (0,1) ^{A,b}	82,6 (0,8)	83,8 (0,3) ^{A,a}	74,3 (0,8) ^{A,b}	
BNG B	56,9 (0,2)	70,9 (0,9) ^{B,c}	84,6 (1,3)	85,9 (1,3) ^{A,a}	75,9 (0,9) ^{A,b}	

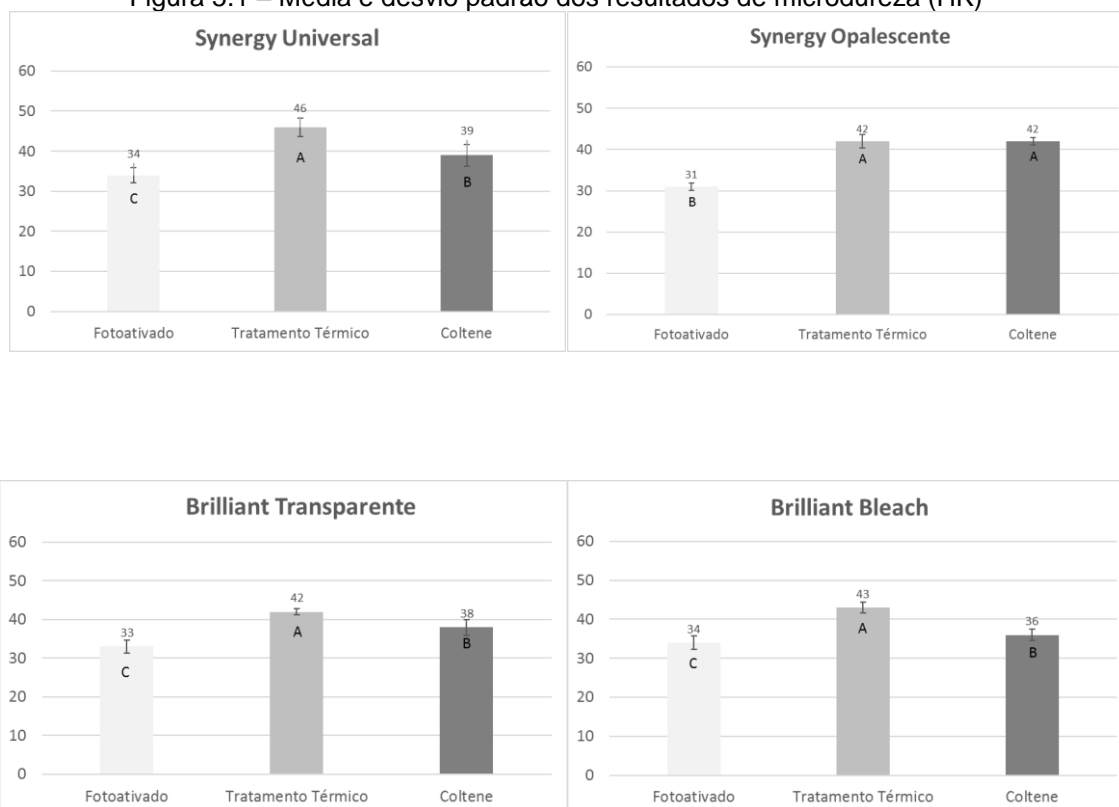
Fonte: o autor

*Letras minúsculas distintas indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre grupos da mesma linha. **Letras maiúsculas distintas indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre grupos da mesma coluna.

Dureza Knoop

Os resultados de dureza estão descritos na Figura 5.1. Para este teste foi levado em consideração o fator tratamento empregado para cada resina em estudo. Todas as resinas apresentaram dureza superior quando o TT foi aplicado, exceto a resina SYN O. Para esta resina o tratamento feito pela Coltene resultou em um valor estatisticamente similar ao grupo com TT, e superior ao material somente fotoativado. Para as demais resinas o tratamento Coltene gerou um valor de dureza estatisticamente superior em relação ao grupo fotoativado.

Figura 5.1 – Média e desvio padrão dos resultados de microdureza (HK)



Fonte: o autor

*Letras diferentes para cada resina indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)

Sorção e Solubilidade

Os resultados de Wsp e Wsl estão descritos nas Tabelas 5.2 e 5.3. A análise estatística foi realizada levando em consideração o fator método de processamento aplicado para cada resina em estudo. Para a resina SYN U foram observados valores de Wsp estatisticamente similares ($p > 0,05$) para os grupos TT e F. Para esta resina o grupo C gerou o menor valor de Wsp. As resinas SYN O e BNG T apresentaram uma maior absorção de fluidos quando o TT foi aplicado. Entretanto, grupos submetidos a fotoativação e ao tratamento Coltene geraram resultados inferiores e estatisticamente similares ($p > 0,05$). Apenas o grupo BNG B gerou um valor de Wsp estatisticamente inferior para o grupo com TT. Para esta resina o grupo C gerou o maior valor de Wsp, seguido do grupo F.

Em relação a Wsl (Tabela 5.3), a aplicação do tratamento térmico gerou valores superiores para a resina SYN U, seguido dos tratamentos C e F. A resina SYN O também gerou um valor superior de Wsl para o grupo com TT, mas os grupos F e C apresentaram resultados estatisticamente similares ($p>0,05$). Os valores de Wsl dos grupos F e TT para a resina BNG T foi similar e superior ao grupo com tratamento C. O grupo F da resina BNG B gerou os maiores valores de Wsl. Todavia, para esta resina os tratamentos TT e C não apresentaram diferença estatística.

Tabela 5.2 – Média e desvio padrão dos resultados de sorção (%)

Grupos	Sorção (%)		
	Fotoativado	Tratamento Térmico	Coltene
SYN U	0,99 A	0,96 A	0,80 B
SYN O	0,78 B	0,93 A	0,80 B
BNG T	0,88 B	1,04 A	0,92 B
BNG B	0,72 B	0,63 C	0,86 A

Fonte: o autor

*Letras diferentes em cada linha indicam diferença estatística significativa ($p<0,05$).

Tabela 5.3 – Média e desvio padrão dos resultados de solubilidade (%)

Grupos	Solubilidade (%)		
	Fotoativado	Tratamento Térmico	Coltene
SYN U	0,09 C	0,30 A	0,16 B
SYN O	0,08 B	0,13 A	0,08 B
BNG T	0,12 A	0,13 A	0,06 B
BNG B	0,25 A	0,01 B	0,08 B

Fonte: o autor

*Letras diferentes em cada linha indicam diferença estatística significativa ($p<0,05$).

Resistência à flexão biaxial

Os resultados de RFB estão descritos na tabela 5.4. Apesar dos resultados se apresentarem numericamente diferentes, nenhuma resina apresentou diferença estatística significativa para os valores de RFB em função do método de processamento empregado.

Tabela 5.4 – Média e desvio padrão dos resultados de resistência a flexão biaxial (RFB)

Grupos	RFB		
	Fotoativado	Tratamento Térmico	Coltene
SYN U	135,4 (20,6) A	125,7 (13,2) A	139,9 (11,0) A
SYN O	136,4 (17,4) A	130,7 (18,5) A	142,5 (15,1) A
BNG T	133,6 (19,8) A	123,8 (18,2) A	128,5 (16,3) A
BNG B	125,3 (13,6) A	132,0 (17,0) A	146,4 (21,2) A

Fonte: o autor

*Letras diferentes em cada linha indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Perfilometria

Os resultados de rugosidade estão descritos na Tabela 5.5. Todos os grupos experimentais apresentaram um aumento do Ra após a escovação. O emprego do TT em todos os grupos gerou o menor valor de Ra, seguido dos grupos submetidos ao tratamento da empresa C e F.

Tabela 5.5 – Média dos resultados de rugosidade (Ra)

Grupos	Ra (μm)					
	Fotoativado		Tratamento Térmico		Coltene	
	Imediato	Escovado	Imediato	Escovado	Imediato	Escovado
SYN U	0,11	1,11 A	0,09	0,45 C	0,10	0,52 B
SYN O	0,10	0,92 A	0,06	0,45 C	0,11	0,76 B
BNG T	0,12	1,00 A	0,08	0,45 C	0,11	0,55 B
BNG B	0,12	0,95 A	0,08	0,42 C	0,14	0,56 B

Fonte: o autor

*Letras diferentes em cada linha indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Propriedades ópticas

Os valores de ΔE_{00} estão descritos na Tabela 5.6. A resina SYN U apresentou um ΔE_{00} estatisticamente superior para o TT empregado seguido do grupo F e C. As resinas SYN O e BNG T apresentaram uma menor alteração de cor quando submetidas ao tratamento C. Todavia, estas resinas apresentaram uma alteração de cor mais elevada para os grupos F e TT. A resina BNG B quando fotoativada gerou o maior valor de ΔE_{00} , seguida pelos grupos com TT e C.

Tabela 5.6 – Média e desvio padrão dos resultados de estabilidade de cor (ΔE_{00}) após 1 mês de armazenagem em água destilada

Grupos	ΔE_{00}		
	Fotoativado	Tratamento Térmico	Coltene
SYN U	0,44 (0,06) B	1,22 (0,09) A	0,37 (0,08) C
SYN O	0,96 (0,1) A	1,13 (0,1) A	0,39 (0,1) B
BNG T	0,91 (0,1) A	0,91 (0,1) A	0,35 (0,1) B
BNG B	1,12 (0,1) A	0,91 (0,1) B	0,22 (0,1) C

Fonte: o autor

*Letras diferentes em cada linha indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

As propriedades dos materiais com composição resinosa estão extremamente associadas ao potencial de desenvolvimento da reação de polimerização desencadeada por uma fonte ativadora. No caso dos compósitos odontológicos fotoativados, a luz tende a ser o gatilho responsável pelo início da reação de polimerização⁵⁰. É sabido que fatores como a composição do material, o tipo e concentração de fotoiniciador, a viscosidade da resina e a dose de energia entregue ao material tem o potencial de modular a reação de polimerização^{17,23}. Diversos estudos têm caracterizado materiais quando submetidos a variações desses fatores e a literatura aponta resultados distintos de GC para diferentes resinas compostas^{10,11,51}. Segundo estes estudos, espera-se que um compósito resinoso apresente valores de GC ao redor de 45% a 75%.

Sabe-se que nenhum material tem a capacidade de atingir 100% de conversão de monômeros em polímeros, o que permite afirmar que componentes residuais e sítios reativos permanecem no interior da trama polimérica¹¹. Tendo em vista esta característica, uma alternativa proposta na literatura para se obter um aproveitamento maior desses sítios reativos com conseqüente aumento do GC foi relacionada a aplicação de energia térmica, posteriormente ao protocolo de fotoativação do material. Segundo relatado, tal técnica se mostrou bastante eficaz para os materiais de uso indireto resultando no aumento do GC com conseqüente ganho em propriedades mecânicas^{22,23,52}.

No presente estudo as resinas compostas submetidas ao TT apresentaram uma maior homogeneidade dos valores de GC em relação aos grupos F e C (Tabela 5.1). Comparando de forma descritiva os valores obtidos no período imediato para os grupos F e com TT é possível observar um aumento de pouco mais de 15% nos valores de GC do grupo com TT em relação ao grupo F. Este aumento corrobora com estudos publicados^{22,23} estando associados ao aumento da mobilidade dos radicais reativos no interior da rede que favorece o crescimento de cadeias a partir da quebra das ligações C=C do grupamento metacrilato. Outro fator relacionado a aplicação do tratamento térmico no aumento do GC pode ser associado ao alívio da tensão de polimerização interna gerada pelo processo de fotoativação. Como

resultado, o emaranhado polimérico ganha maior flexibilidade potencializando a reação dos radicais livres residuais²³.

Apesar do aumento considerável do GC observado para o grupo C, este apresentou valores distintos de GC para cada resina em estudo (Tabela 5.3). Segundo a empresa, pode-se afirmar que as facetas pré-fabricadas de resina composta (Componeer) recebem o mesmo tratamento aplicado sobre o grupo C. Portanto, infere-se que a diferença da composição das resinas testadas⁵³ e o tipo de tratamento empregado pela empresa (patente em segredo) podem ter um efeito significativo nos valores de GC obtidos. Em contrapartida, os resultados estatisticamente similares dos grupos C e F vão contra os resultados esperados. Em função do tratamento feito pela empresa no grupo C, esperava-se resultados de GC superiores para este grupo em relação ao grupo F (ex., GC da resina BNG T – Fotoativado = 73,4 % e Coltene = 74,3%). Tal resultado confirma que o GC do material é altamente dependente da sua composição e do tempo/temperatura do tratamento pós-cura aplicado sobre a resina composta. Além disso, o tratamento térmico experimental a 170 °C durante 10 minutos se mostrou mais eficaz no aumento do GC do que o tratamento feito pela empresa no grupo C.

Como consequência do aumento do GC observado para os grupos que receberam o TT, esperou-se um aumento similar dos valores de dureza tendo em vista que esta propriedade pode ser relacionada de maneira indireta ao grau de polimerização do material. No presente estudo as resinas que receberam o TT apresentaram valores de dureza estatisticamente superiores em relação aos grupos F e C. Para os grupos com TT o aumento da dureza acompanhou o aumento do GC o que confirma a teoria da correlação entre essas propriedades. Corroborando com este resultado um aumento similar da dureza foi relatado em um estudo publicado²³ quando um tratamento térmico similar foi empregado. Todavia, um resultado inverso também foi observado em um estudo que apontou um valor de dureza superior para uma resina de uso laboratorial fotoativada em relação a um material fotoativado que recebeu um tratamento térmico pós-cura²⁶. Credita-se que este resultado está associado ao conteúdo inorgânico da resina laboratorial em relação as resinas fotoativadas.

O grupo C apresentou valores de dureza superiores em relação ao grupo F. Apesar do aumento do GC não acompanhar esses resultados como observado para o grupo com TT, infere-se que o tratamento aplicado pela empresa pode ter aliviado

a tensão de polimerização interna do material, e como resultado, maior densidade de ligações foram formadas^{43,53}. Outro fator importante a ser creditado aos resultados de dureza do grupo C pode ser relacionado ao polimento que os espécimes receberam durante a sua produção, sendo este, o mesmo aplicado sobre as facetas Compoener. Portanto, espera-se que o tratamento aplicado garanta ao material uma longevidade estética com maior resistência a abrasão por escovação o que levará a manutenção do brilho a longo prazo.

A literatura aponta uma disparidade nos valores de dureza para as resinas compostas. Como mencionado anteriormente, o conteúdo inorgânico do material tem grande influencia nos resultados de dureza. Seguindo esta afirmação, Poskus et al⁵⁴ avaliaram a dureza de diferentes resinas compostas submetidas a diferentes métodos de processamento. Os autores observaram um aumento da dureza para os grupos que receberam o tratamento térmico em autoclave ou em forno, sendo este dependente da composição da resina testada. Outros estudos^{55,56} apontaram um valor de dureza superior para a resina composta Filtek Z350 (KHN = 78 a 86) em relação ao grupo F do presente estudo (Tabela 5.2). Apesar das resinas apresentarem um conteúdo inorgânico classificado como nanoparticulado os resultados foram extremamente dispares. Neste caso, a diferença no tamanho das partículas, a porção orgânica dos materiais e a metodologia empregada se mostraram fatores de grande influência nos resultados obtidos.

A quantidade de radicais livres e componentes residuais no interior da rede polimérica pode ser indiretamente correlacionada ao GC obtido pela resina. Todas as resinas em estudo apresentaram valores de GC superiores a 55% que é considerado um valor mínimo para materiais empregados em regiões de esforço mastigatório⁵⁷. Os resultados do presente estudo estão de acordo com o valor descrito anteriormente e todas as resinas apresentaram GC superior independente do método de processamento. Entretanto, apesar dos valores superiores de GC obtidos pelo grupo com TT, este gerou um resultado de Wsp superior em relação aos grupos C e F para as resinas SYN U, SYN O e BNG T (Tabela 5.2).

A capacidade de absorção de fluídos de um material resinoso está associada ao potencial hidrofílico dos componentes presentes na composição dos materiais (porção orgânica e inorgânica), tamanho e quantidade de partículas de carga, sendo potencializado pela extensão de polimerização do material⁵⁸. Quando o valor de GC é relativamente baixo, o conteúdo orgânico tende a sofrer um processo de

degradação hidrolítica (plastificação) através do aumento da permeabilidade da água para o interior do material o que favorece uma maior degradação ao longo do tempo⁵⁹. Um estudo⁶⁰ apontou valores inferiores de W_{sp} e W_{sl} para compósitos que receberam um tratamento térmico em relação a materiais fotoativados. Todavia, uma situação inversa foi observada no presente estudo e apesar do valor superior de GC, infere-se que o calor aplicado possa ter de certa maneira evaporado alguns componentes proporcionando a formação de poros no interior do material. Como resultado, a água tende a penetrar com maior facilidade aumentando assim a absorção de fluídos em relação aos demais grupos. Apesar disso, é possível sugerir que a perda de componentes durante o tratamento térmico pós-cura pode ser de certa maneira benéfica pois, componentes tóxicos como monômeros residuais de baixo peso molecular seriam eliminados o que resultaria em menor toxicidade da resina para com os tecidos pulpares e gengivais²².

Contrariando estes achados a resina BNG B apresentou valores de W_{sp} inversos aos mencionados anteriormente. O TT gerou um valor de W_{sp} inferior em relação ao grupo F e C. Como os valores de GC não se apresentaram diferentes em relação a resina BNG T sugere-se que algum componente com hidrofilia aumentada foi adicionado em quantidades inferiores na composição deste material e que o número de componente reativos livres no interior da rede também se mostrou reduzido. Apesar da menção acima apenas teorizar o resultado obtido pela resina BNG B, novos estudos devem ser conduzidos com o objetivo de clarificar esse questionamento.

Como consequência da degradação hidrolítica, alguns componentes são lixiviados para fora do material. No presente estudo os valores de W_{sl} acompanharam os valores de W_{sp}. Grupos com TT que apresentaram resultados superiores de W_{sp} também apresentaram valores superiores de W_{sl}. Estes resultados vão contra um estudo que mostrou valores inferiores de W_{sl} para resinas submetidas a um tratamento pós-cura⁶⁰. Os resultados de W_{sl} para os grupos F e C foram extremamente dependentes da resina em estudo. Este fato corrobora com a afirmação que a sorção e solubilidade de uma resina composta está intimamente associada à sua composição química, podendo ser aumentada ou diminuída em função da característica hidrófoba ou hidrófila dos seus componentes.

A resistência mecânica de um compósito resinoso foi durante muito tempo associada ao seu conteúdo inorgânico e tamanho de partícula. Sabe-se que

resistência não é uma propriedade inerente do material e que está intimamente relacionada a geometria do espécime e a metodologia empregada⁶¹. O teste de resistência a flexão biaxial usado no presente estudo é geralmente usado para avaliar materiais friáveis, não sendo tão frequentemente usado para resinas compostas. Contudo, esta indicação é dada pois a confecção de espécimes em resina em formatos recomendados para os demais testes (ex., flexão em três pontos) não é prejudicada. Para o presente estudo, a empresa responsável pela confecção do grupo C somente conseguiu produzir discos com dimensões pré-estabelecidas. Portanto, para se obter uma medida de resistência mecânica dos materiais submetidos aos diversos métodos de processamento, o teste de RFB foi então aplicado. Ademais, evidências sugerem que resultados obtidos com este teste se correlacionam com resultados de flexão em 3 pontos, podendo gerar até menor variabilidade^{62,63}.

A literatura reporta aumentos na resistência mecânica de compósitos submetidos a um tratamento térmico pós-cura^{23,27,64}. Entretanto, no presente estudo todas as resinas apresentaram valores de RFB estatisticamente similares independente do método de processamento usado (Tabela 5.4). Este resultado está parcialmente de acordo com um estudo⁶⁴ que demonstrou uma dependência das propriedades mecânicas dos materiais testados em relação ao tratamento térmico. Segundo os autores a resina Charisma (*Heraeus Kulzer*) apresentou um aumento nos valores de resistência a flexão em 3 pontos enquanto a resina Z100 (3M ESPE) não foi influenciada. Outro estudo²⁷ confirmou o aumento da resistência mecânica de uma resina fotoativada quando submetida a um tratamento térmico. Segundo os autores, quando aplicado o tratamento térmico na resina, foi observado um valor de resistência a flexão de 178 Mpa seguido dos valores obtidos pela mesma resina fotoativada (151 Mpa) e uma resina para uso laboratorial (146 MPa). Credita-se o aumento gerado pelo TT sob as propriedades mecânicas ao aumento do grau de conversão obtido e o alívio da tensão interna na interface da matriz orgânica e partículas de carga^{22,23,53}. Portanto, a primeira hipótese em estudo foi rejeitada já que o grupo com TT apresentou GC e HK superior em relação ao grupo C, mas quando avaliadas as variáveis W_{sp} e W_{sl} foram dependentes do tipo de resina empregada. Os métodos de processamento não afetaram os valores de RFB e todos as resinas apresentaram valores similares.

Facetas pré-fabricadas de resina composta têm por objetivo simplificar a técnica direta de facetas com compósitos fotopolimerizáveis. Todavia, espera-se que o compósito utilizado tanto na técnica direta quando na indireta apresente uma elevada resistência a degradação hidrolítica, limitada abrasão por escovação e que seja resistente a variações de temperatura e pH no interior da cavidade oral. Com o intuito de melhorar as propriedades ópticas sem interferir no comportamento mecânico do material, algumas empresas investiram em nanotecnologia principalmente no conteúdo inorgânico^{10,11}. As resinas do presente estudo têm em sua composição partículas com tamanhos que variam de 0,02 a 2,5 μm (Quadro 4.1). Seguindo a classificação dos compósitos odontológicos feita de acordo com o conteúdo inorgânico, os materiais em estudo podem ser classificados como resinas nanoparticuladas ou nanohíbridas.

A metodologia de abrasão por escovação tem por objetivo simular um período clínico do material em função. Sendo assim, ao associar esse envelhecimento à análise de perfilometria, pode-se obter um resultado da rugosidade inicial e final após o protocolo abrasivo. Este resultado é de extrema importância para os materiais em estudo, já que estes serão empregados em regiões estéticas e deverão preservar suas características óticas afim de manter o resultado inicial alcançado. No presente estudo os grupos que receberam o TT geraram um valor inferior de Ra em comparação aos grupos C e F (Tabela 5.5). Os valores de Ra obtidos no período imediato estão de acordo com um estudo⁶⁵ que relatou valores de Ra próximos a 0,07 até 1,0 μm . Estes valores foram mensurados em uma superfície que recebeu uma tira de poliéster e um acabamento com o sistema Enhance Pogo (Dentsply). Segundo este estudo, a rugosidade obtida pela tira de poliéster é a mais desejável sendo a menor possível já que o material não se encontra em contato com o oxigênio.

Outros estudos^{66,67} relatam que materiais com rugosidade acima de 0,2 até 1,4 μm têm uma maior adesão de placa bacteriana o que acarretaria problemas as restaurações. Materiais rugosos tendem a ser mais propícios ao manchamento, formação de cáries secundárias e falhas a longo prazo. O tratamento feito pela empresa no grupo C gerou um Ra inferior ao grupo F (Tabela 5.5), o que permite inferir que as facetas pré-fabricadas tendem a apresentar uma longevidade estética maior do que um material fotoativado. Como discutido anteriormente o grupo C apresentou uma dureza superior e solubilidade mais baixa que o grupo F. Estes

resultados ajudam a entender a maior resistência a abrasão por escovação em relação ao grupo F. Todavia, as resinas que receberam o tratamento térmico foram as que apresentaram o menor valor de Ra após o protocolo abrasivo (Tabela 5.5). Este resultado nos permite concluir que o tratamento aplicado sobre a Compeer pode ser melhorado ao ponto de o material apresentar propriedades mecânicas superiores e maior longevidade estética. Portanto, analisando os resultados de Ra após a escovação, a segunda hipótese de que todos os grupos apresentariam Ra similar após o protocolo de abrasão por escovação, foi rejeitada.

A crescente busca por estética fez com que a Odontologia progredisse no campo dos materiais restauradores, permitindo assim que tratamentos estéticos fossem realizados com maior previsibilidade clínica. Em relação as propriedades ópticas das resinas compostas, diversos trabalhos relatam análises que levam em consideração a alteração de cor dos compósitos a partir de técnicas distintas de envelhecimento^{68,69,70}. Segundo estes estudos, a alteração de cor de uma resina tende a estar associada a canforoquinona residual da reação de polimerização, oxidação de componentes, degradação da matriz orgânica e pigmentação extrínsecas por alimentos corantes. No presente estudo o grupo com TT apresentou a maior ΔE_{00} seguido pelo grupo F e C (Tabela 5.6). Assim como as demais variáveis testadas, os resultados de cor foram dependentes da resina em estudo. Corroborando com este achado um estudo⁷¹ apontou um escurecimento de compósitos submetidos a um tratamento térmico pós-cura. Infere-se que este escurecimento está associado a queima de componentes no interior da resina durante o protocolo térmico. Por outro lado, autores⁷² demonstraram uma maior estabilidade óptica de materiais submetidos ao tratamento térmico. Portanto, faz-se necessário análises termogravimétrica^{26,27} com o intuito de estabelecer a temperatura na qual ocorre a degradação das resinas em estudo, estabelecendo assim uma temperatura específica que proporcione um aumento do GC e propriedades mecânicas, mas que não interfira na estabilidade ótica dos materiais.

Segundo a Comissão Internacional de Cor (*Commission Internationale de l'éclairage*) a alteração de cor dos materiais de uso Odontológico não deve ultrapassar um $\Delta E_{00} > 1,8$ ⁷³. Este valor determinado pela normativa CIEDE2000 estipula que resultados acima do mencionado estão fora dos padrões de aceitabilidade da alteração de cor do material⁷⁴. Portanto, um material com $\Delta E_{00} > 1,8$ apresenta uma alteração de cor aumentada o que induz a necessidade de

troca do material. O grupo C foi o grupo que apresentou menor ΔE_{00} independente da resina em estudo (Tabela 5.6). Resultados abaixo de $\Delta E_{00} < 0,8$ apontam uma alteração de cor imperceptível ao olho humano. Apesar dos valores superiores de ΔE_{00} para os grupos F e TT, nenhum ultrapassou o limite de aceitabilidade o que nos permite inferir que todos os grupos obtiveram sucesso na estabilidade de cor no envelhecimento em água durante 1 mês. Em função dos resultados de ΔE_{00} obtidos para os grupos em estudo, a terceira hipótese de que o grupo Coltene apresentaria valores inferiores de ΔE_{00} foi aceita.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do presente estudo pode-se concluir que o tratamento térmico aplicado foi capaz de aumentar o GC, HK e a resistência a abrasão por escovação em relação aos demais métodos de processamento. Todavia, o tratamento aplicado pela empresa no grupo Coltene gerou menor degradação hidrolítica e alteração de cor. Portanto, novos estudos devem ser conduzidos com o objetivo de caracterizar de maneira específica a temperatura usada no tratamento térmico empregado nas resinas em estudo, provendo assim uma metodologia que permita o desenvolvimento de um novo sistema de facetas pré-fabricadas de resina composta com propriedades melhoradas em relação ao material disponível no mercado.

REFERÊNCIAS¹

1. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent*. 2000 mar;28(3):163–77.
2. Burke FJT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: A literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2012 Aug; 24(4):257–65.
3. Albanesi RB, Pigozzo MN, Sesma N, Laganá DC, Morimoto S. Incisal coverage or not in ceramic laminate veneers: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016 Sep ;52:1–7.
4. Bispo LB. Facetas estéticas: status da arte. *Rev Dentística Online Jan-Mar*; 2009;8(18):1–14.
5. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am*. 2007 Apr;51:333–57.
6. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):17–28.
7. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):1–16.
- 8 - Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failures rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013 Jan-Feb;33(1):31–9.
9. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont*. 2013 Mar-Apr;26(2):111–24.
10. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):29–38.
11. Pfeifer CS. Polymer-based direct filling materials. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):733–50.
12. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units. *J Dent Res*. 2015;94(9):1179–86.
13. Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 12 ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2012.

¹ De acordo com estilo Vancouver

14. Demarco FF, Collares K, Coelho-De-Souza FH, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, et al. Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dent Mater.* 2015 Oct;31(10):1214–24.
15. Heintze SD, Rousson V, Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations — A meta-analysis. *Dent Mater.* 2015 May;31(5):481–95.
16. Collares K, Opdam NJM, Laske M, Bronkhorst EM, Demarco FF, Correa MB, M.C.D.N.J.M. Huysmans. Longevity of anterior composite restorations in a general dental practice-based network. *J Dent Res.* 2017 Sep;96(10):1092-9.
17. Price RBT. Light curing in dentistry. *Dent Clin N Am.* 2017 Oct;61(4):751–78.
18. Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *J Prosthet Dent.* 2006 Dec;96(6):424-32.
19. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization. *Dent Mater.* 2009 Apr;25(4):514-9.
20. De Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dent Mater.* 1990 Oct;6(4):266-70.
21. Covey DA, Tahaney SR, Davenport JM. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1992 Sep;68(3):458-61.
22. Bagis YH, Rueggeberg F. Mass loss in urethane / TEGDMA- and Bis-GMA / TEGDMA-based resin composites during post-cure heating. *Dent Mater.* 1997 Nov;13(6):377-80.
23. Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater.* 1992 Sep;8(5):290–5.
24. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):e51-9.
25. Bausch JR, de Lange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil.* 1981 Jun;8(4):309-17.
26. Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL, Rodrigues-Filho LE. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. *Braz Dent J.* 2009;20(3):205-10.
27. Miyazaki CL, Medeiros IS, Santana IL, Matos JR, Rodrigues-filho LE. Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strength. *Braz Oral Res.* 2009 Jul-Sep;23(3):241-7.
28. Esteves RA. Influência da composição da matriz orgânica, conteúdo inorgânico e tratamento térmico sobre diferentes propriedades de compósitos experimentais [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013.

29. Pincus CR. Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc.* 1938;14:125–9.
30. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34;(6):849-53.
31. Rochette AL. A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. *J Prosthet Dent.* 1975 Mar;33(3):287–93.
32. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain [abstract 1154]. *J Dent Res.* 1983 Oct;63:297.
33. Faunce FR, Myers DR. Laminate veneer restoration of permanent incisors. *J Am Dent Assoc.* 1976 Oct;93(4):790–92.
34. Helpin LM, Fleming JE. Laboratory technique for the laminate veneer restoration. *Pediatr Dent.* 1982 Mar;4(1):48–50.
35. Haas BR. Mastique veneers: a cosmetic and financial alternative in post-periodontal care. *J N J Dent Assoc.* 1982Fall;53(4):25–27.
36. Høffding J. Mastique laminate veneers: results after 4 and 10 years of service. *Acta Odontol Scand.* 1995 Oct;53(5):283–6.
37. Wiedenfeld KR. Composite resin veneer. Patent No US5624261A, Agu 09, 1995.
38. Dietschi D, Devigus A. Prefabricated composite veneers: historical perspectives, indications and clinical application. *Eur J Esthet Dent.* 2011 Summer;6(2):178–87.
39. Novelli C. Esthetic treatment of a periodontal patient with prefabricated composite veneers and fiber-reinforced composite: Clinical considerations and technique. *J Esthet Restor Dent.* 2015 Jan-Feb;27(1):4–12.
40. Rüscher G. Direct restoration of lower anteriors with Compoener by Coltène / Whaledent. 2011:5–7.
41. Gomes G, Perdigão J. Prefabricated composite resin veneers - A clinical review. *J Esthet Restor Dent.* 2014 Sep-Oct;26(5):302–13.
42. Shinde T, Dhage A. Compoeners crowning glory of esthetic dentistry. *J Dent Clin.* 2014;6(1):10–11.
43. Perdigão J, Sezinando A, Muñoz M a, Luque-Martinez I V, Loguercio AD. Prefabricated veneers - bond strengths and ultramorphological analyses. *J Adhes Dent.* 2014 Apr;16(2):137–46.
44. Shumilovich BR, Spivakova IA, Vorobieva YB. Clinical experience with a system of direct Compoener (Coltene/Whaledent, Switzerland). Works difficulties and ways of overcoming them. *J Health Sci.* 2014;2:604–11.

45. Albuquerque PP, Moreno M, Nishida A, Rodrigues E, Kiyohara C, Francci C. Prefabricated resin veneer: A case report of a simplified restorative technique. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2018 Springs;12(2):140–5.
46. Du Toit J, Patel N, Montalli V, Jain S. Aesthetic treatment of severely fluorosed teeth with prefabricated composite veneers: a case report. *Int Dent J - African Ed*. 2015;(6):44–50.
47. Migliau G. Endo-restorative treatment of a severely discolored upper incisor: resolution of the “aesthetic” problem through Compoener veneering System. *Ann Stomatol(Roma)*. 2016 Feb;6(3-4):113-8.
48. Gonçalves R, Correia I, Cardoso Ferreira J, Pires P, Carvalho MT, Pina-Vaz I. Descoloração dentinária: aplicação de facetas Compoener®. *Rev Port Estomatol Med Dent Cirurg Maxilofac*. 2015;56(2):132–8.
49. Martini EC, Parreiras SO, Sezs AL, Pupo YM, Gomes GM, Gomes GM, Gomes OMM, Gomes JC. Aesthetic treatment with prefabricated composite veneers– case report. *Dent Oral Craniofacres*. 2016;2(3):282–6.
50. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*. 2001 Jan;17(1):71-79.
51. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011 Apr;90(4):402–16.
52. Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater*. 1997 Nov;13(6):360–4.
53. Magne P, Malta Da, Enciso R, Monteiro-Junior. Heat treatment influences monomer conversion and bond strength of indirect composite resin restorations. *J Adhes Dent*. 2015 Dec;17(6):559–66.
54. Poskus LT, Latempa MA, Chagas MA, Silva EM, Leal MPS, Guimarães JG. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):617–22.
55. Borba M, Della Bona A, Cecchetti D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res*. 2009 Jan-Mar;23(1):5–10.
- 56 - Alves PB, Christina A, Neves C, Cunha LG. Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. *Eur J Dent*. 2013 Jan;7(1):117–22.
57. Silikas N, Eliades G, Watts D. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. 2000 Jul;16(4):292–6.
58. Kumar N, Sangi L. Water sorption, solubility, and resultant change in strength among three resin-based dental composites. *J Investig Clin Dent*. 2014 May;5(2):144-50.

59. Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Felipe L, et al. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent*. 2013 Aug;41 Suppl 3:e67-72.
60. Muniz GL, Souza EM, Raposo CC, Santana IL. Influence of heat treatment on the sorption and solubility of direct composite resins. *Indian J Dent Res* 2013 Nov-Dec;24:708-12.
61. Ilie N. Impact of light transmittance mode on polymerisation kinetics in bulk-fill resin-based composites. *J Dent*. 2017 Aug;63(5):1–9.
62. Palin WM, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent*. 2003 Nov;31(8):549–57.
63. Palin WM, Fleming GJP, Marquis PM. The reliability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin-based composite. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):911–9.
64. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent*. 2000 Aug;28(6):447–52.
65. 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 Apr;78:25-30.
66. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci*. 2007 Jan;18(1)155–63.
67. Cavalcante LM, Masouras K, Watts DC, Pimenta LA, Silikas N. Effect of nanofillers' size on surface properties after toothbrush abrasion. *Am J Dent*. 2009 Feb;22(1):60-4.
68. Ertas E, Guler AU, Yucel AÇ, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J*. 2006 Jun;25(2):371–6.
69. Albuquerque PPAC, Bertolo MVL, Cavalcante LM, Pfeifer C, Schneider LF. Degree of conversion, depth of cure and color stability of experimental dental composite formulated with camphorquinone and phenanthrenequinone photoinitiators. *J Esthet Restor Dent*. 2015 Mar-Apr;27 Suppl 1:549-57.
70. Bertolo MVL, Sinhorette MAC, Rontani JP, Albuquerque PPAC, Schneider LF. O uso do gel de glicerina melhora a estabilidade de cor de resinas compostas? *Rev Odontol UNESP*. 2018 Jul-Ago;47(4):256–60.
71. Rueggeberg FA, Harvey DK, Evans AL. Color changes in post-cure heat-treated resin composites. *Am J Dent*. 1991 Aug;(4):171-176.

72. Wendt SL. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness and color stability. *Quintessence Int.* 1987 May; 18(5):351-56.
73. CIE (Commission Internationale de l' Eclairage). *Colorimetry-technical report 3.* ed. Viena: CIE Pub; 2004.
74. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Perez MDM. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015 Mar-Apr; Suppl 1:51-9.