

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

MOLISE RODRIGUES FAGUNDES

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA RESINA COMPOSTA
NANOHÍBRIDA EXPERIMENTAL CONTENDO RESVERATROL**

Juiz de Fora
2018

MOLISE RODRIGUES FAGUNDES

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA RESINA COMPOSTA
NANOHÍBRIDA EXPERIMENTAL CONTENDO RESVERATROL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre. Área de concentração em Clínica Odontológica.

**Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria das Graças Afonso Miranda Chaves
Co-orientadora: Prof^a. Dr^a Nádia Rezende Barbosa Raposo**

Juiz de Fora

2018

MOLISE RODRIGUES FAGUNDES

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA RESINA COMPOSTA
NANOHÍBRIDA EXPERIMENTAL CONTENDO RESVERATROL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em: __/__/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr^a. Maria das Graças Afonso Miranda Chaves
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr^a. Nádia Rezende Barbosa Raposo
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Renato Cilli
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Hudson Caetano Plonini
Faculdade de Ciências Médicas e da Saúde

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais pelas oportunidades proporcionadas, dedicação e renúncia que muitas vezes fizeram para que eu alcançasse meus objetivos e pelo exemplo de vida que permitiu que eu me tornasse quem sou hoje.

Ao namorado Guilherme, ele é o grande responsável pela minha decisão de entrar no mestrado, se não fosse por sua insistência não teria descoberto essa grande paixão que é a docência, muito obrigada amor pelo apoio e companheirismo e acima de tudo acreditar em mim.

À Prof^a. Graça, pelos ensinamentos passados, as oportunidades dadas que permitiram minha formação e desenvolvimento como docente e acompanhando de perto meu crescimento durante o mestrado.

À Prof^a. Nádia, por ser um exemplo e inspiração, pela paciência, por estar sempre disposta a ajudar e por ter me apoiado e acompanhado durante a criação e conclusão desse trabalho.

Aos amigos que fiz durante o mestrado, Érica, Maraísa, Isabela, Larissa, Priscila, Beatriz, Ana Carolina e Ana Carla, sem vocês as aulas não teriam sido a mesma coisa, são amizades que quero levar para vida.

Aos amigos do NUPICS, Laura, Hanny, Pollyana, Marcela e Alexandre, sempre apoiando e ajudando, uma amizade que começou no laboratório e que vai além dele.

Ao Prof. Renato Cilli pela ajuda com na parte técnica e teórica durante a realização dessa pesquisa e por enriquecê-la com seus conhecimentos.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Hudson Caetano Polonini, Prof. Luis Felipe Marques de Resende e Prof. Henrique Duque de Miranda Chaves Netto, que tão gentilmente aceitaram participar e colaborar com esta dissertação.

Por fim, a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização desta dissertação, o meu sincero agradecimento.

RESUMO

A resina composta é o material mais utilizado em restaurações diretas nos dentes, isto ocorre devido à algumas de suas vantagens, como resistência, boa estética, custo acessível e adesividade. Para se evitar a polimerização espontânea da resina, são adicionadas substâncias com potenciais antioxidantes, tais como butil hidroxitolueno (BHT), hidroquinona (HQ) e o mono metil éter hidroquinona (MEHQ). Porém tanto a HQ quanto a MEHQ podem causar reações indesejadas ao paciente. Já o resveratrol tem sido evidenciado nos últimos tempos devido sua gama de benefícios, dentre eles a atividade antioxidante. Assim o objetivo do estudo foi avaliar as propriedades mecânicas (resistência à compressão, tração, flexão e microdureza de Knoop) de uma resina composta nanohíbrida, na qual o resveratrol foi empregado como inibidor de fotopolimerização, em substituição ao mono metil éter hidroquinona (MEHQ). Foram realizados testes de resistência à compressão, tração, flexão e microdureza de Knoop utilizando 20 corpos de prova para cada teste, sendo 10 para a resina composta experimental e 10 para o grupo controle (resina composta comercial Opallis[®]). Os testes foram realizados após as amostras permanecerem armazenadas durante 24 horas em água destilada a 37 °C. Os resultados foram analisados estatisticamente utilizando o teste t de *Student*, com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). As resinas compostas nanohíbridas (experimental e Opallis[®]) demonstraram resultados semelhantes e não houveram diferenças estatisticamente significativas para os testes mecânicos realizados. Apesar de não haver relatos científicos sobre o uso do resveratrol como agente inibidor de fotopolimerização, pode-se observar que seu uso é vantajoso, pois a resina composta experimental manteve as propriedades mecânicas da resina controle utilizada.

Palavras chave: Resinas compostas, resistência de materiais, materiais dentários, dureza, força compressiva, força de tração, flexão, resveratrol, fotopolimerização, antioxidante.

ABSTRACT

The resin composite is the most used material in direct restorations in the teeth, this occurs due to some of its advantages, such as strength, good esthetics, affordable cost and adhesiveness. To avoid spontaneous polymerization of the resin, substances with potential antioxidants, such as butyl hydroxytoluene (BHT), hydroquinone (HQ) and mono methyl ether hydroquinone (MEHQ) are added. However, both HQ and MEHQ can cause undesired reactions to the patient. Resveratrol has been shown in recent times due to its range of benefits, among them the antioxidant activity. The aim of the study was to evaluate the mechanical properties (compressive strength, tensile, flexure and Knoop microhardness) of a nanohybrid resin composite, in which resveratrol was used as a photopolymerization inhibitor, replacing the mono methyl ether hydroquinone (MEHQ). Compression, tensile, flexural and Knoop microhardness tests were performed using 20 resin composite specimens for each test, 10 for the experimental resin composite and 10 for the control group (Opallis®). Tests were performed after the samples storage in distilled water for 24 hours at 37°C. The results were analyzed statistically using Student's t-test, with a significance level of 5% ($\alpha = 0.05$). The nanohybrid composite resins (experimental and Opallis®) have shown similar results and no statistical differences were observed on the mechanical tests performed. Despite the lack of scientific reports about the use of resveratrol as a photopolymerization inhibitor agent, it can be observed that its use constitutes an alternative as the experimental resin composite showed similar mechanical properties as the commercial resin composite tested.

Keywords: Composite resins, materials resistance, dental materials, hardness, compressive strength, tensile strength, flexure, resveratrol, photopolymerization, antioxidant.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Resinas empregadas nos testes laboratoriais	13
Figura 2: Matriz de náilon para confecção de corpo de prova para o ensaio de resistência à compressão	14
Figura 3: Confecção de corpo de prova para o teste de compressão	14
Figura 4: Matriz de náilon para confecção de corpo de prova para o ensaio de resistência a flexão	15
Figura 5: Confecção do corpo de prova para o teste de resistência à flexão	16
Figura 6: Teste de resistência à flexão sendo realizado na máquina universal de ensaios (EMIC)	17
Figura 7: Confecção de corpo de prova para o teste de resistência à tração	17
Figura 8: Teste de resistência à tração sendo realizado na máquina universal de ensaios (EMIC)	18
Figura 9: Confecção de corpo de prova para o teste de microdureza de Knoop	19
Figura 10: Realização do teste de microdureza	20

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados de resistência à compressão (MPa), flexão (MPa), tração (MPa) e microdureza Knoop (KHN) para as resinas compostas.....	28
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

®	Marca registrada
σ	Resistência à flexão
°C	Grau centígrado
μm	Micrômetro
%	Porcentagem
A	Área da superfície
BHT	Butil hidroxitolueno
B	Largura do prisma
C	Carga máxima suportada
EMIC	Máquina de Ensaio Universal
F	Força de fratura
H	Espessura do prisma
h	Hora
HQ	Hidroquinona
Kg	Quilograma
L	Comprimento entre os pontos de apoio
MEHQ	Monometil éter hidroquinona
min	Minutos
mm	Milímetros
MPa	Mega pascal
N	Newtons
PTFE	Politetrafluor Etileno
RCT	Resistência à tração
s	Segundos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. PROPOSIÇÃO	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS	13
3.1 AMOSTRA	13
3.2 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO	13
3.3 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO	15
3.4 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	17
3.5 MICRODUREZA DE KNOOP	18
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	20
4. ARTIGO	21
5. CONCLUSÃO	38
REFERÊNCIAS	39
ANEXO	42

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas são os materiais odontológicos mais utilizados em restaurações diretas, sejam em dentes anteriores ou posteriores (ALKHUDHAIRY, 2017). Isso ocorre em virtude de sua resistência, estética excelente, custo acessível e adesividade (LU et al., 2005). Desde seu surgimento e, mesmo com o desenvolvimento do condicionamento ácido, as resinas compostas passaram por diversas modificações em sua composição com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas e, por conseguinte, seu desempenho clínico. Tais mudanças refletem um processo de melhoria contínua das resinas compostas, tanto na sua matriz orgânica, quanto em sua porção inorgânica (MARTINEZ e CANEDO, 2017).

A constante evolução nos materiais usados é essencial para um contínuo aprimoramento das técnicas aplicadas e na preservação tanto da estética, quanto dos tecidos moles e duros na cavidade oral (VAN LANDUYT et al., 2007). Para que isso ocorra, é necessário que se tenha uma resina de excelência, sendo imprescindível que a mesma possua características mecânicas adequadas. Segundo Souza e colaboradores (2015), dentre as propriedades mecânicas que podem ser avaliadas nas resinas compostas, a microdureza e a resistência à flexão estão entre as mais estudadas por se aproximarem das forças envolvidas na mastigação. Além disso, Anusavice (2005) relatou que o teste de microdureza é utilizado para avaliar a resistência ao desgaste de um material. O teste de resistência à compressão, também é utilizado devido à capacidade do material de suportar o estresse funcional na mastigação (SOUZA et al., 2007) e evitar fraturas na restauração e na estrutura dental (AYDINOGLU e HAZARYOUC, 2017). Para compreender o comportamento das restaurações de resinas compostas realizadas em elementos dentários sujeitos a força de tração, é empregado o teste de tração (ANUSAVICE, 2005).

Para se evitar a polimerização espontânea e aumentar a vida útil da resina composta, os fabricantes adicionam uma pequena quantidade de inibidores de fotopolimerização (SCHENEIDER et al., 2008). Os inibidores adicionados às resinas dentárias são compostos com ação antioxidante, os quais impedem reações prematuras e indesejadas dos iniciadores (VAN LANDUYT et al., 2007). Os mais utilizados são o butil hidroxitolueno (BHT) e a hidroquinona (HQ) (SCHENEIDER et

al., 2008). Além desses, um composto fenólico muito utilizado é o mono metil éter hidroquinona (MEHQ) (BOWEN, 1979).

A HQ pode ser encontrada naturalmente em vegetais, frutas (pera e mirtilo), café, chá, cerveja e vinho (DE CAPRIO, 1999). Na indústria, essa substância é utilizada como agente redutor e como inibidor de polimerização. Além disso, é empregada na indústria cosmecêutica, visto que possui atividades antioxidante e despigmentante (DE CAPRIO, 1999, VIEIRA, FATIBELLO-FILHO e ANGNES, 1999). Apesar de todo esse uso, a HQ exibe potencial hepatotóxico e carcinogênico, conforme descrito por Enguita e Leitão (2013). Em contato com a pele, a HQ é metabolizada em quinonas e radicais livres, os quais podem atacar a membrana dos melanócitos e exercer efeito citotóxico (GILLBRO e OLSSON, 2011). O MEHQ é um análogo químico da HQ, que também pode ser utilizado na despigmentação da pele e possui menor incidência de efeitos indesejáveis (eritema, ardor local e transitório), quando comparada à HQ (AZULAY-ABULAFIA et al., 2003). Um antioxidante polifenólico encontrado em diversas espécies de vegetais, tais como uva, amora, amendoim e eucalipto (ATALAYIN et al., 2015; GARCIA et al., 2016; POI et al., 2018), o resveratrol, vem ganhando visibilidade nas últimas três décadas, por suas vantagens associadas à saúde, dentre elas a atividade antioxidante e os efeitos terapêuticos positivos sobre doenças neurodegenerativas, câncer, inflamação e inibição da agregação plaquetária (CALIL et al., 2012; POLONINI et al., 2014; ATALAYIN et al., 2015; CIRANO et al., 2016; GARCIA et al., 2016; MARTINS et al., 2017; ELSHAER et al., 2018; POI et al., 2018).

Destarte, o propósito deste trabalho foi substituir a MEHQ presente em resina composta rotineiramente empregada na clínica odontológica e disponível no mercado, pelo resveratrol, visando aprimorar as propriedades mecânicas deste material odontológico.

2 PROPOSIÇÃO

Desenvolver uma resina composta experimental baseada na incorporação de resveratrol como agente inibidor de fotopolimerização; caracterizá-la quanto às suas propriedades mecânicas (flexão, compressão, tração e microdureza) e compará-la com uma resina comercial (Opallis®).

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Amostra

Para o desenvolvimento desta pesquisa buscou-se a criação de uma resina composta experimental baseada na substituição do estabilizador (MEHQ) presente na resina comercial Opallis® (FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, SC, Brasil) por um antioxidante natural (resveratrol).

As resinas foram doadas pela empresa FGM Produtos Odontológicos Ltda, (anexo 1) as quais foram submetidas à testes mecânicos (resistência à compressão, à flexão, à tração e microdureza de Knoop) para que sejam verificadas suas propriedades mecânicas.

Foram confeccionados 20 corpos de prova para cada teste, sendo 10 corpos confeccionados com a resina controle (Opallis®) (Figura 1A) e 10 com a resina experimental (Figura 1B).



Figura 1 - Resinas empregadas nos testes laboratoriais. A – resina Opallis® empregada como padrão. B – resina experimental

3.2 Ensaio de resistência à compressão

As amostras foram confeccionadas utilizando uma matriz de náilon com dimensões de 3 mm de diâmetro e 6 mm de altura (Figura 2).



Figura 2 - Matriz de náilon para confecção de corpo de prova para o ensaio de resistência à compressão

As resinas foram inseridas em incrementos de 2 mm com o auxílio de uma espátula metálica (Suprafil ½, Duflex – SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e a cada inserção foram fotopolimerizadas (Optilight max, Gnatus equipamentos médico-odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 20 s, de acordo com as orientações do fabricante (Figura 3A). Após a inserção do último incremento, foi colocada uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro sob a resina e executada a fotopolimerização, visando tornar lisa a superfície do corpo de prova (QUILES et al., 2015) (Figuras 3B e 3C). A intensidade de luz do fotopolimerizador foi aferida através de um radiômetro Woodpecker® LM-1 (Guilin zhuomuniao Medical Devices Co., Ltd., Gaoxin District, Guilin, Guangx, China) antes e após a confecção das amostras, apresentando em ambas a potência de 1300 mW/cm².

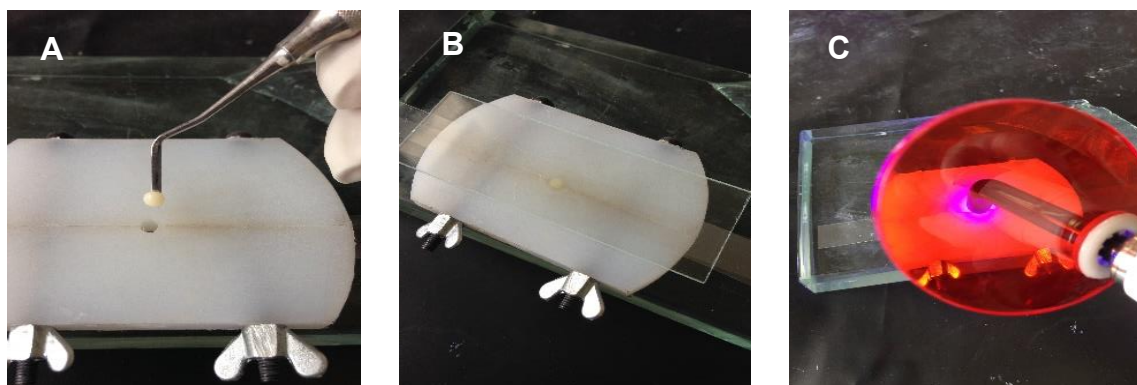


Figura 3 - Confeção de corpo de prova para o teste de compressão. A - Inserção da resina na matriz. B - Matriz de poliéster e lamínula na matriz de confecção do corpo de prova. C – Fotopolimerização do corpo de prova

Após a confecção dos corpos de prova, as amostras foram armazenadas protegidas da luz em frasco plástico escuro contendo água destilada, durante o

período de 24 h e mantidas em estufa (410, Nova Ética Indústria, Comércio e Serviços Ltda, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil) à temperatura de 37°C (QUILES et al., 2015).

O ensaio de resistência à compressão foi realizado em máquina de ensaios universal (EMIC) (Instron Brasil equipamentos científicos Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/min sobre os corpos de prova, com uma célula de carga de 500 Kg.

3.3 Ensaio de resistência à flexão

Para a confecção dos corpos de prova, foi utilizada uma matriz de politetrafluor etileno (PTFE) com as medidas de acordo com a especificação da Organização Internacional para Padronização (ISO, *International Organization for Standardization* 4049/2000) 25 mm x 2 mm x 2 mm (Figura 4).

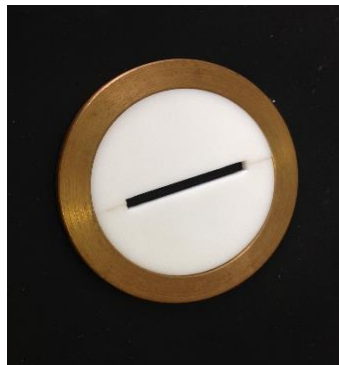


Figura 4 - Matriz de PTFE para confecção de corpo de prova para o ensaio de resistência a flexão

A inserção da resina na matriz foi realizada em um único incremento. Foi colocada uma tira de poliéster sob a resina composta e uma lamínula de vidro em cima desta, para que a resina fosse polimerizada em sua totalidade à mesma distância. A fotopolimerização foi executada em três pontos do corpo de prova (uma em cada extremidade e uma no centro) durante 20 s (SOUZA et al., 2015) (Figura 5). Para que fosse aferida a intensidade de luz do fotopolimerizador foi utilizado um radiômetro antes e após a confecção dos corpos de prova, apresentando em ambas a potência de 1300 mW/cm².

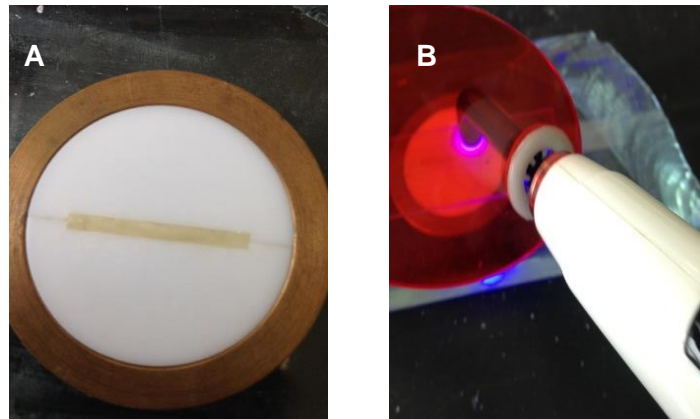


Figura 5 - Confeção do corpo de prova para o teste de resistência à flexão. A – Matriz com a resina inserida. B – Fotopolimerização do corpo de prova

Após a fotoativação, as amostras foram armazenadas protegidas da luz em frasco plástico escuro contendo água destilada, durante o período de 24 h em estufa mantida à temperatura de 37°C. Posteriormente, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência à flexão de três pontos (ISO 4049/2000) empregando a EMIC, com velocidade de 0,5 mm/min (QUILES et al., 2015) (Figura 6). Os resultados da resistência à flexão expressos em Newton (N) foram adquiridos com o auxílio do *software* TESC acoplado à EMIC e convertidos em Mega Pascal (MPa) empregando a equação 1 (ISO 4049/2000), abaixo descrita:

$$\sigma = \frac{3CL}{2bH^2} \quad (\text{Equação 1})$$

Onde: σ = Resistência á flexão (MPa)

C = Carga máxima suportada (N)

L= Comprimento entre os pontos de apoio (20 mm)

b = Largura do prisma (2 mm)

H = espessura do prisma (2 mm)



Figura 6 - Teste de resistência à flexão sendo realizado na EMIC

3.4 Ensaio de resistência à tração

Para o ensaio de resistência à tração, foi utilizado moldes de silicona em formato de halter (extremidades medindo 5,5 mm de largura e 5 mm de altura cada, sua constrição com 1,3 mm de largura e 4 mm de altura e sua espessura) para a fabricação dos corpos de prova (Figura 7A). As resinas foram inseridas em um único incremento e foram serão colocadas sobre a mesma, uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro para que fosse fotopolimerizadas em três pontos (uma em cada extremidade e no centro) (QUILES et al., 2015) (Figura 7B). Foi realizada a medição da intensidade de luz do fotopolimerizador utilizando um radiômetro antes e após a confecção das amostras, em ambos apresentaram a potência de 1300 mW/cm².

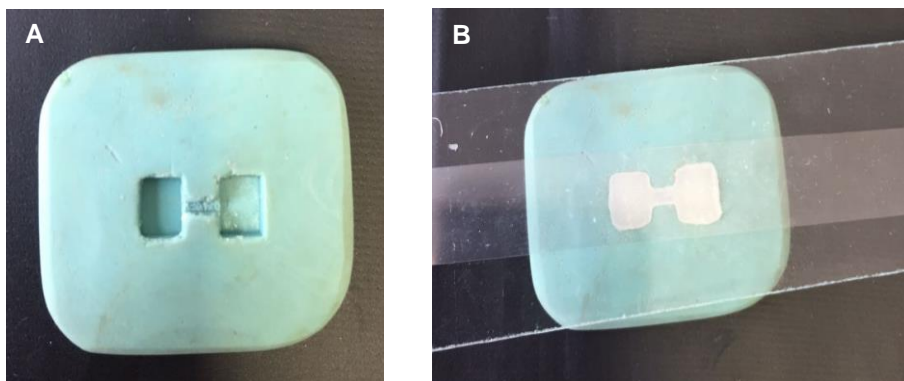


Figura 7 - Confecção de corpo de prova para o teste de resistência à tração. A – matriz de silicona. B – preparo do corpo de prova

As amostras foram armazenadas em um frasco plástico escuro com água destilada protegido da luz, durante o período de 24 h em estufa mantida à temperatura de 37°C. Após este período, as amostras foram secas e coladas (Super bonder® gel, Loctite, Henkel Corp., Rocky Hill, CT, EUA) a um dispositivo metálico para realização dos testes de tração empregando a EMIC, contendo célula de carga 500 Kg a uma velocidade de 0,5 mm/min. A área de seção transversal fraturada dos corpos de prova foi estimada com o auxílio de um paquímetro digital (IP66, Mitutoyo®, Takatsu-ku, Kawasaki, Kanagawa, Japão) (Figura 8). A resistência coesiva à tração (RCT) foi calculada empregando a equação 2:

$$RCT = \frac{F}{A} \text{ (Equação 2)}$$

Na qual,

RCT= resistência coesiva à tração

F= força de fratura

A= Área da superfície (mm)

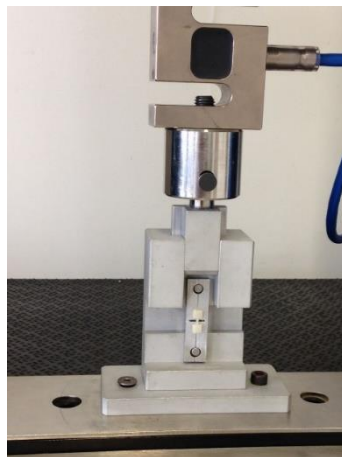


Figura 8 - Teste de resistência à tração sendo realizado na EMIC

3.5 Microdureza de Knoop

Os corpos de prova foram confeccionados empregando molde de acrílico de 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura, com a inserção da resina composta em um único incremento (MARQUES et al., 2014) (Figura 9A). Foram adicionadas na parte superior da resina, uma matriz de poliéster e uma lamínula de vidro e, posteriormente executada a fotopolimerização do corpo de prova por 20 s (Figura 9B). Foi utilizado

um radiômetro para a mensuração da intensidade de luz do fotopolimerizador antes e após a confecção das amostras, apresentando em ambas a potência de 1300 mW/cm². Logo após a fotoativação, das amostras estas foram polidas manualmente por 1 min cada, com movimentos em forma de oito, sob irrigação, com lixas a base de carbetto de silício de granulação 600, 1000 e 1200. Após cada polimento, os corpos de prova foram levados ao ultrassom (Ultrom, Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil) durante 3 min (Figura 9C) para que fosse removido resíduos que ficaram durante o polimento.

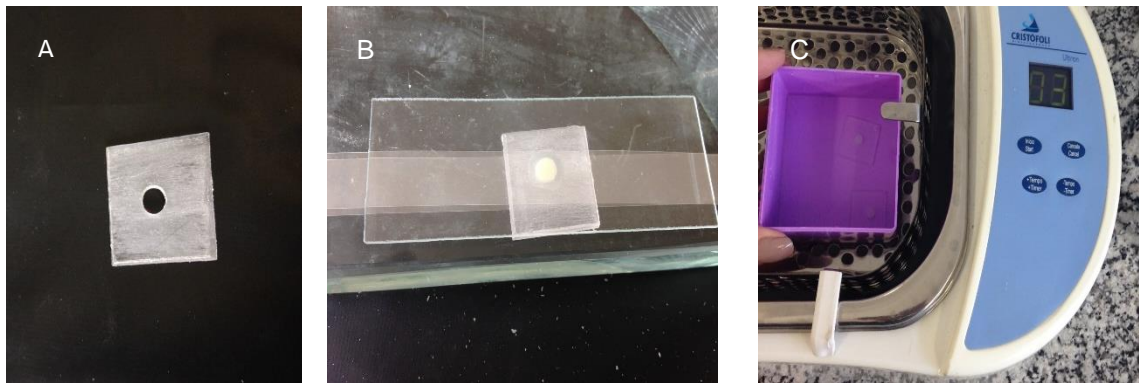


Figura 9 - Confecção de corpo de prova para o teste de microdureza de Knoop. A – Matriz do corpo de prova do teste de microdureza. B – Resina inserida na matriz e fotopolimerizada. C – Lavagem de resíduos durante o polimento dos corpos de prova em ultrassom

Os corpos de prova foram armazenados protegidos da luz em frasco de plástico contendo água destilada durante o período de 24 h em estufa mantida à temperatura de 37°C (SOUZA et al., 2015). Posteriormente, as amostras foram secas com papel absorvente e submetidas ao teste de microdureza, com o auxílio do microdurômetro (HMV-2, Shimadzu, Kyoto, Japão) e uma ponta Knoop, usando uma carga de 200 g durante 10 s (Figura 10). Foram realizadas cinco medidas com a distância de 500 µm de cada marcação.

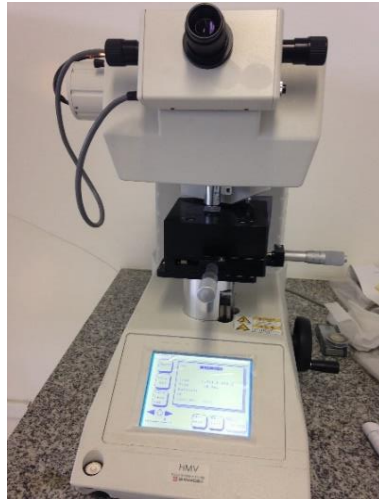


Figura 10 – Imagem representativa do aparelho microdurometro utilizado para a aferção da microdureza de Knoop

3.6 Análise estatística

Os resultados dos testes de resistência à compressão, à flexão, à tração e de microdureza de Knoop foram submetidos à análise estatística utilizando o teste T de *student*, com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Esses dados foram analisados com o auxílio do *software Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* versão 21.

4 ARTIGO

MECHANICAL PROPERTIES OF AN EXPERIMENTAL NANOHYBRID COMPOSITE RESIN CONTAINING RESVERATROL

Molise Rodrigues Fagundes^a, Nádia Rezende Barbosa Raposo^b, Renato Cilli^c, Maria das Graças Afonso Miranda Chaves^c.

a. DDS, MS Candidate, Dental School of Juiz de Fora, Federal University of Juiz De Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil.

b. DDS, MS, PhD, Pharmacy School of Juiz de Fora, Federal University of Juiz De Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil.

c. DDS, MS, PhD, Dental School of Juiz de Fora, Federal University of Juiz De Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil.

Corresponding author: Molise Rodrigues Fagundes. Rua José Lourenço Kelmer, s/n, Campus Universitário, Universidade Federal de Juiz De Fora, Minas Gerais-36036-900, Brazil. E-mail: molise_rf@hotmail.com

Abstract

Objectives: The mechanical properties (compressive strength, tensile, flexure and Knoop microhardness) were evaluated from a nanohybrid composite resin, in which resveratrol was used as a photopolymerization inhibitor, replacing the monomethyl ether hydroquinone (MEHQ).

Methods: compression, tensile, flexural and Knoop microhardness tests were performed using 20 resin composite specimens for each test, 10 for the experimental

resin composite and 10 for the controlled group (Opallis®). Tests were performed after samples storage in distilled water for 24 hours at 37°C. The results were analyzed statistically using Student's t-test, with a significance level of 5% ($\alpha = 0.05$).

Results: The nanohybrid composite resins (experimental and Opallis®) have shown similar results and no statistical differences were observed on the mechanical tests performed.

Significance: Despite the lack of scientific reports about the use of resveratrol as a photopolymerization inhibitor agent, it can be observed that its use constitutes an alternative as the experimental resin composite showed similar mechanical properties as the commercial resin composite tested.

Keywords: resin composite, materials testing, dental materials, hardness, compressive strength, tensile strength, flexure strength, resveratrol, photopolymerization, antioxidant.

1. INTRODUCTION

Resin composites are the most widely used dental materials for direct restorations of anterior and/or posterior teeth [1], due to its resistance, excellent aesthetics, affordable cost and adhesiveness [2]. Since its inception and even with the development of acid etching technique, resin composites have undergone several modifications in their composition in order to improve their mechanical properties and clinical performance. Such changes reflect a process of continuous improvement of the material, both on its organic matrix and inorganic part [3].

The constant evolution of the materials used is essential for a continuous improvement of the applied techniques and the preservation of both aesthetics and the soft and hard tissues of the oral cavity [4]. For this to occur, it is necessary to have an excellent resin, and it is imperative that it has acceptable mechanical properties. According to Souza et al (2015), among the mechanical properties that can be evaluated in resin composites, microhardness and flexural strength are among the most studied ones, because they approach to forces involved in mastication. Moreover, Anusavice (2005) reported that a microhardness test is suitable to evaluate wear resistance of a material. The compressive strength test is also used to predict material's ability to withstand functional stress in mastication [7] and avoiding fractures in restoration and dental structure [8]. Also, to understand the behavior of resin composite restorations performed on dental elements subjected to tensile strength; the tensile tests are used [6].

In order to avoid spontaneous polymerization and to increase the shelf life of resin composites, manufacturers add trace amount of photopolymerization inhibitors [9]. Inhibitors added to dental resins are compounds with an antioxidant action, therefore preventing premature and undesired reactions of the initiators [4]. The most commonly used are butyl hydroxytoluene (BHT) and hydroquinone (HQ) [9]. Besides, a widely used phenolic compound is the monomethyl ether hydroquinone (MEHQ) [10].

HQ can be found naturally in vegetables, fruits, such as: pears and blueberries; in addition to coffee, tea, beer and wine [11]. In industry, this substance is used as a reducing agent and as a polymerization inhibitor. Moreover, it is used in the cosmetic industry, since it has antioxidant and depigmentation activities [11-12]. Despite this potential use, HQ exhibits hepatotoxic and carcinogenic potentials, as described by Enguita and Leitão (2013). When in contact to skin, the HQ is metabolized in quinones

and free radicals, which can attack the membrane of melanocytes and exert a cytotoxic effect [14]. MEHQ is a chemical analogue of HQ, which can also be used in skin depigmentation and has a lower incidence of undesirable effects such as: erythema, local and transient burning; when compared to HQ [15]. Resveratrol is a polyphenolic antioxidant found in several plant species, grapes, blackberries, peanuts and eucalyptus [16, 17, 18]. It has been gaining visibility in the last three decades, because of its health-related benefits. These benefits include an antioxidant activity and positive therapeutic effects on active neurodegenerative diseases, cancer, inflammation and inhibition of platelet aggregation [19, 20, 16, 21, 17, 22, 23, 18].

Therefore, the purpose of this work was to replace MEHQ present in a resin composite formulation as an photopolymerization inhibitor and evaluate their mechanical properties comparing to a commercial resin composite.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 Sample

Twenty specimens were prepared for each test, 10 of which were made with the controlled resin and 10 with the modified resin (Opallis®).

2.2 Compressive strength test

The samples were made using a nylon matrix with dimensions of 3 mm in diameter and 6 mm in height.

The resins were inserted in 2 mm increments with the aid of a metallic spatula (Suprafil ½, Duflex – SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) and each insert was photopolymerized for 20 s, according to the manufacturer's directions (Optilight max, Gnatus Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brazil). After insertion of the last resin increment, a polyester strip was placed over the resin and a glass coverslip was placed over it and

photopolymerization was done in order to smooth the specimen surface [24]. The light intensity of the light source was measured using a radiometer, before and after the sample preparation, performing 1300 mW / cm². The samples were protected from light in a dark plastic bottle containing distilled water and stored for 24 hours in an incubator (410, Nova Ética Indústria, Comércio e Serviços Ltda, Vargem Grande Paulista, SP, Brazil) at 37 ° C [24].

The compressive strength test was performed in a universal testing machine (Emic, São José dos Pinhais, PR, Brazil) with a load cell of 500 kg and at a crosshead speed of 0.5 mm / min.

2.3 Flexural strength test

For the preparation of the specimens, a polytetrafluoroethylene (PTFE) matrix was used, with dimensions of (25 mm in length, 2 mm in width and 2 mm in thickness), which were in accordance with those described by ISO 4049/2000 [25].

The resin insertion into the matrix was performed in a single increment. A polyester strip was placed under and over the resin composite and a glass cover slip was placed over it, then the light source tip was placed just over the cover slip for photoactivation at three points of the specimen (one at each end and one at the center) for 20 s [5]. In order to measure the light intensity of the photopolymerizer, a radiometer was used, before and after the preparation of the test specimens, with a power of 1300m W / cm².

After the preparation of the specimens, the samples were protected from light in a dark plastic bottle containing distilled water and stored for 24 hours in an incubator at 37°C. Subsequently, the specimens were submitted to the three-point flexural test [25] in a universal testing machine (EMIC), with a crosshead speed of 0.5mm / min

[24]. The flexural strength data expressed in Newton (N) were obtained with the aid of the software (Tesc) coupled to the EMIC and converted into Mega Pascal (MPa), using Equation 1 [25], described below:

$$\sigma = \frac{3CL}{2bH^2} \quad (\text{Equation 1})$$

As follows: σ = Flexural strength (MPa)

C = Maximum supported load (N)

L = Length between support points (20 mm)

b = Prism width (2 mm)

H = prism thickness (2 mm)

2.4 Tensile strength test

For specimen's production for tensile strength test, halter-shaped silicone molds were used, each measuring 5.5 mm in width and 5 mm in height. It had a constriction at the center of 1.3 mm in width, 4 mm in height and 2 mm in thickness. The resins were inserted in a single increment and a polyester strip and a glass cover were placed on it to be photopolymerized at three points (one at each end, as well as at the center) [24]. The light intensity of the photopolymerizer was measured using a radiometer, before and after the sample preparation, both with the power of 1300mW / cm².

The samples were stored in a dark plastic bottle with distilled water, protected from light exposure, and kept in an incubator at 37°C for 24 h. After this period, the samples were wiped dried and glued (Super bonder[®] gel, Loctite, Henkel Corp., Rocky Hill, CT, USA) to a metal device attached to EMIC for carrying out the tensile tests, under 500 Kg load cell at a crosshead speed of 0.5 mm / min. The fractured cross-sectional area of the specimens was measured with the aid of digital calipers (IP66,

Mitutoyo®, Takatsu-ku, Kawasaki, Kanagawa, Japan). The cohesive tensile strength (CTS) was calculated using Equation 2:

$$CST = \frac{F}{A} \text{ (Equation 2)}$$

In which: CST = tensile cohesive strength

F = fracture strength

A = surface area (mm)

2.5 Knoop Microhardness Test

The specimens were prepared using a 4 mm diameter and 2 mm height acrylic molds, and the resin composite insertion done in a single increment [26]. A polyester matrix and a glass coverslip were added to the top of the resin surface and photopolymerization of the specimen was then performed for 20 s. A radiometer was used for the measurement of the light intensity of the light source, before and after the specimen preparation, presenting both the power of 1300 mW / cm².

Soon after the photoactivation of the samples, they were manually polished for one min each, performing eight-shaped movements under irrigation; with silicon carbide papers of 600, 1000 e 1200-grit. After each polishing step, the specimens were submitted to ultrasound baths (Ultram, Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brazil) for 3 minutes to remove the residues.

The specimens were stored protected from light in a dark plastic bottle containing distilled water for 24 h and kept in an incubator at 37 ° C [5]. Subsequently, the samples were wiped dried with absorbent paper and submitted to the microhardness test, under a microdurometer apparatus (HMV-2, Shimadzu, Kyoto,

Japan), using a Knoop tip, performing a load of 200 g for 10 s. Five measurements were carried out at the resin surface with a distance of 500 μm from each marking.

2.6 Statistical analysis

The results of the compressive strength, flexural, tensile and Knoop microhardness tests were submitted to statistical analysis using the Student's T-test, with a significance level of 5% ($\alpha=0.05$). This data was analyzed with the aid of software *IBM Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* version 21.

3. RESULTS

The resin composites, Opallis[®] and experimental showed results of compressive strength, flexural strength, tensile strength and Knoop microhardness that presented no statistical differences between them ($p=0.35$, $p=0.18$, $p=0.312$ and $p=0.17$, respectively) as shown in Table 1.

Table 1: Results for resin composites compressive strength (MPa), flexural strength (MPa), tensile strength (MPa) and Knoop microhardness (KHN)

Resin Composites	Compressive strength	Flexural strength	Tensile strength	Knoop microhardness
Opallis [®]	267.46 (12.27)	152.49 (9.17)	34.49 (2.20)	57.10 (0.42)
Experimental	276.72 (7.91)	185.76 (4.55)	31.31 (2.73)	62.32 (0.82)

4 DISCUSSION

It is possible to find in the scientific literature that the most used resin composite polymerization inhibitors are HQ, BHT [9] and MEHQ [10]. However, HQ has hepatotoxic and carcinogenic potentials [13], and this compound is still present in some commercially available resins, such as Ever resin (GC, Tokyo, Japan) [27].

In dentistry, there is a growing search for reduction of the cytotoxic effect of resin monomers. One way to prevent such effects is to use antioxidant agents, such as resveratrol. It was reported their several health benefits [19, 20, 16, 17, 28, 22, 23, 18, 29]. According to Atalayin et al (2015), resveratrol acts as a protector of fibroblasts against agents that induce reactive oxygen release, such as hydrogen peroxide, ethanol, and nicotine. According to Poi et al (2018), in avulsed teeth, it is able to reduce the proliferation of various bacteria, increase cell life and exhibiting no toxic effects. These authors have demonstrated that resveratrol was able to reduce periodontal damage induced in rats, increase collagen type I synthesis and mitochondrial respiration in human gingival tissue fibroblasts. According to Porto et al. (2018), resveratrol demonstrated genoprotective activity, reducing possible DNA damage induced by adhesive agents in dentin. Furthermore, they suggested that resveratrol may provide desirable bond stability between the adhesives and dentin, reducing the frequency of replacement of composite resin restorations.

Despite the antioxidant action already described in the literature [19, 20, 16, 17, 28, 22, 23, 18, 29], no scientific report on the use of resveratrol as an inhibitor of photopolymerization was found. However, the present study demonstrated that its use can be beneficial, it maintained the mechanical properties of the experimental resin composite when compared to the commercial resin (Opallis®).

The mechanical stability of direct dental restorative materials is one of the prerequisites for long-term clinical success. In addition, other important criteria are biocompatibility and color stability [30]. In order to perform direct restorations with resin composites, the dental professional must support his choice on material qualities that can increase the durability of restorations, among them are the material's known mechanical properties that help him to predict if the chosen resin will resist without fractures or wear over masticatory loading [26-30].

The degree of conversion in monomers to polymers (polymerization process) is generally evaluated by direct and indirect methods. The direct ones include Fourier transform infrared spectroscopy and Raman spectroscopy [5]. The indirect method employs microhardness, since there is a connection between the hardness and the flexural strength of the composite resins with their degree of conversion [26-5].

The microhardness test may indicate the resistance to masticatory wear of restorative materials [26]. With regards to the Knoop microhardness test performed, the results of the experimental resin composite (62.3 KNH) corroborates with the results of the Filtek Z350XT® (65.1 KHN) and Filtek Z250® (64.2 KNH) resins, according the study performed by Marques et al (2014).

The compressive strength of a material is defined as the amount of tension necessary to distort the material in an arbitrary amount, which is calculated by dividing the maximum load by the original cross-sectional area of a sample [31]. Compression forces are related to the resilience behavior of the composites. The high resistance to compression and flexion protects the restorations against fractures and also the dental structure, especially when forces are performed on posterior teeth [8].

The results of resistance to compression found in this study are close to those found by Quiles et al (2015). These authors obtained an average of 249.5 MPa for the

nanohybrid composite resin (Opallis[®]), while in the present work the result obtained for the same resin was 267.4 MPa. The experimental resin composite (nanohybrid) resembled the Natural Look[®] resin (microhybrid) evaluated in that study, obtaining average resistance to compression of 276.4 MPa and 286.1 MPa respectively.

Brosh et al. (1999) state that resin composites that require photopolymerization to set up are known to have low tensile strength and high compressive strength, and the values found by them for the compressive strength (198 to 300 MPa) were 80% higher compared to tensile strength values (38.8 to 54.6 MPa). However, the results of our work are discordant to this statement proposed by these authors. Considering the results, tensile strength presented less than 20% (34.48 MPa for experimental and 31.31 MPa for Opallis[®] resin) compared to the obtained values for compressive strength (276.4 MPa for experimental and 267.4 MPa for Opallis[®] resin).

According to ISO 4049/2000 standards, direct resin composites must have a flexural strength equal to or greater than 80MPa, considering polymerization using light source. Therefore, the results obtained for both resins evaluated are in accordance with the existing norms, and the experimental one obtained an average value slightly higher than the commercial one (Opallis[®]) (185.76 *versus* 152.49 MPa), but no statistically significant difference between them was depicted ($p=0.18$).

The flexural strength of a material is its ability to bend before breaking or the resistance to fracture of a material. Flexural forces are the resultant force generated in clinical situations where dental materials need to withstand repeated bending and twisting. A high flexural strength is desired, since these materials are under masticatory stresses which can induce permanent physical deformation [33]. In the flexural strength test, the resin composite Opallis[®] (152.49 MPa) approached the results obtained in the Ilie e Hickel (2009) study for Filtek Z250[®] (160.8 MPa) microhybrid

resin. The experimental resin composite presented higher values compared to these resins. According to Martinez and Canedo (2017), the flexural strength values found for Z100[®] hybrid resin (131.3 MPa) were lower than Opallis[®] (152.5 MPa) and experimental (185.7 MPa) resins. In regard to Ilie and Hickel (2009) study, the experimental resin composite resembled the result found for nanoparticulate Filtek Supreme XT[®] (35.8 MPa) resin and Opallis[®] (34.49 MPa) with Ceram X Duo[®] (32 MPa) (nanoceramic) in tensile strength test. Additionally, the results obtained in the test of resistance to compression, Opallis[®] (267.46 MPa) was similar to Filtek Supreme[®] Enamel (267.4 MPa) (nanoparticulate) and the experimental (276.82 Mpa) one obtained similar results compared to values than those evaluated. However, Filtek Z250 XT[®] (282.9 MPa) was close to the results found in the present study for the experimental resin.

It can be concluded that the use of resveratrol maintained the mechanical characteristics of the resin and represents an innovative opportunity for the dental industry.

ACKNOWLEDGEMENTS

The resins were donated by the company FGM dental products.

FUNDING

This work was supported by: CAPES, CNPq, FAPEMIG and PRPP/UFJF.

CONFLICT OF INTEREST

None

REFERENCES

- [1] ALKHUDHAIRY F. I. The effect of curing intensity on mechanical properties of different bulk-fill composite resins. *Cli. Cosmet Investig Dent.* 2017; 9:1-6.
- [2] LU H., ROEDER L. B., LEI L. and POWERS J. M. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005; 17(2):102-9.
- [3] MARTINEZ E. M. and CANEDO E. M. M. Avaliação da resistência flexural de resinas compostas convencionais e do sistema bulkfill. *Rev. Ciênc. Méd. Bio.* 2017; 16(3): 300-4.
- [4] VAN LANDUYT K. L., SNAUWAERTB J., MUNCKA J., PEUMANSA M., YOSHIDAC Y., POITEVINA A. et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007; 28(26):3757-85.
- [5] SOUZA C. H. C., GONÇALVES A. R., BRANDIM A. S. and SOUZA W. C. Propriedades mecânicas de resinas nanoparticuladas e microhíbridadas fotoativadas por diferentes fontes de luz. *ROBRAC.* 2015; 24(71).
- [6] ANUSAVICE K. J., SHEN C. and RAWL S H. R. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice, K.J. *Phillips Science of Dental Materials.* Elsevier Health Science. 2012; Chapter.4, p.45-68.
- [7] SOUZA, A. L. T. OLIVEIRA F. M. M. P. C., MOYSÉS M. R., ASSIS C. P., RIBEIRO J. C. R. and DIAS S. C. Avaliação da resistência à compressão de resinas compostas fotopolimerizáveis. *Arq. Odontol.* 2007; 43(1):30-5.
- [8] AYDINOGLU A. and HAZARYOUC A. B., Effects of silane-modified fillers on properties of dental composite resin. *Mater Sci Eng.* 2017; 79: 382-89.
- [9] SCHENEIDER L. F. J., PFEIFER C. S. C., CONSANI S., PRAHL S. A. and FERRACANE J. L. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization,

degree of conversion, hardness and yellowing of dental composites. *Dent Mater.* 2008; 24:1169-77.

[10] BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963.66(1):57-64.

[11] DE CAPRIO A. P. The toxicology of hydroquinone – Relevance to occupational and environmental exposure. *Crit I Rev Toxicol.* 1999; 29(3):283-330.

[12] VIEIRA I.C., FATIBELLO-FILHO O. and ANGNES L. Zucchini crude extract-palladiummodified carbon paste electrode for the determination of hydroquinone in photographic developers. *Anal Chim Acta.* 1999; 398:145-51.

[13] ENGUITA F. J. and LEITÃO A. L. Hydroquinone: environmental pollution, toxicity, and microbial answers. *Biomed Res Int.* 2013; 1-14.

[14] GILLBRO J. M. and OLSSON M.J. The melanogenesis and mechanisms of skin-lightening agents—existing and new approaches. *Int J.Cosmet.Sci.* 2011; 33:210–21.

[15] AZULAY-ABULAFIA L., JORDÃO L. J., CAMPOS C. S. and ESTRADA D. Tratamento tópico do melasma com monometil éter da hidroquinona (MMEH).

Estudo de observação de eficácia de clínica. *Rev Bras Med.* 2003; 60(8):595-600.

[16] ATALAYIN C., ARMAGAN G., KONYALIOGLU S., KEMALOGU H., TEZEL H., ERGUCU Z., et al. The protective effect of resveratrol against dentin bonding agents-induced cytotoxicity. *Dent Mater J.* 2015; 34(6):766-73.

[17] GARCIA, L., GARCIA R., PACHECO G., SUTILI F., SOUZA R., MANSUR E., et al. Optimized Extraction of Resveratrol from *Arachis repens* Handro by Ultrasound and Microwave: A Correlation Study with the Antioxidant Properties and Phenol Contents. *Scientific World Journal.* 2016; 1-10.

[18] POI W. R., SONODA C. K., AMARAL M. F., QUEIROZ A. F., FRANÇA A. B. and BRANDINI D. A. Histological evaluation of the repair process of replanted rat teeth

after storage in resveratrol dissolved in dimethyl sulphoxide. *Dent Traumatol.* 2018; 1-10.

[19] CALIL, N. O., CARVALHO G. S. G., SILVA A. F., SILVA A. D. and RAPOSO N. R. B. Antioxidant activity of synthetic resveratrol analogs: a structure-activity insight. *Let Drug Des Discov.* 2012;.9(7):676-79.

[20] POLONINI, H. C., BASTOS C. A., OLIVEIRA M. A. L., SILVA C. G. A. COLLINS C. H., BRANDÃO M. A. F., et al. In vitro drug release and ex vivo percutaneous absorption of resveratrol cream using HPLC with zirconized silica stationary phase. *J. Chromatogr B.* 2014; 947:23-31.

[21] CIRANO, F. R., CASARIN R. C., RIBEIRO F. V., CASATI M. Z., PIMENTEL S. P., TAIETE T., et al. Effect of Resveratrol on periodontal pathogens during experimental periodontitis in rats. *Braz Oral Res.* 2016; 30(1):128-35.

[22] MARTINS I. C. F., NÁDIA RAPOSO N. R. B., MOCKDECI H. R., POLONINI H. C., FERREIRA A. O., FABRI G. M. C., et al. Delivering Resveratrol on the Buccal Mucosa Using Mucoadhesive Tablets: A Potential Treatment Strategy for Inflammatory Oral Lesion. *Curr Drug Deliv.* 2017; 14:1-6.

[23] ELSHAER M., CHENB Y, WANGB X. and TANG X. Resveratrol: An overview of its anti-cancer mechanisms. *Life Sci.* 2018; 207:340-49.

[24] QUILES, H. K., BERTOLO M. V. L., FEITOSA V. P., CORRER-SOBRINHO L. and SINHORETI M. A.C. Avaliação de propriedades mecânicas de compósitos resinosos comerciais. *Rev. Odontol. Araçatuba.* 2015; 36(1):48-54.

[25] International Organization for Standardization. ISO 4049: Dentistry polymer – based filling, restorative and luting materials. Switzerland; 2000.

- [26] MARQUES V. F., ARAÚJO E. C. F., SILVA T. P. T., GIORGI M. C. C. and CASELLI D. S. A. Avaliação da microdureza Knoop e tração diametral de resinas compostas de uso direto. RFO UPF. 2014; 19(2):200-4.
- [27] GORACCI C., CADENARO M., FONTANIVE L., GIANGROSSO G., JULOSKI J., VICHI A. et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. Dent Mater. 2014; 30: 688-94.
- [28] POLONINI H. C., SOLDATI P. P., ALMEIDA P. A., SILVA C. G. A., COLLINS C. H., OLIVEIRA M. A. L., et al. Permeation profiles of resveratrol cream delivered through porcine vaginal mucosa: Evaluation of different HPLC stationary phases. J. Chromatogr B. 2015; 1002:8-12.
- [29] PORTO I. C. C. M., NASCIMENTO T. G., OLIVEIRA J. M. S., FREITAS P. H. HAIMEUR A. and FRANÇA R. Use of polyphenols as a strategy to prevent bond degradation in the de dentin-resin interface. Eur J Oral Sci. 2018; 126(2):146-158.
- [30] HEINTZE S. D., ILIE N., HICKEL R., REIS A. and LOGUERCIO A. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. Dent Mater. 2017; 33:e101-14.
- [31] RASHMEET W., JASUJA P., VERMA K. G., JUNEJA S., MATHUR A. and AHUJA L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An *in vitro* study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2016; 34(3): 280-84.
- [32] BROSH, T., GANOR Y., BELOV I. and PILO R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. Dent Mater. 1999; 15(3):174-79.
- [33] MEENAKUMARI C., BHAT K. M., BANSAL R. and SINGH N. Evaluation of Mechanical Properties of Newer Nanoposterior Restorative Resin Composites: An *In vitro* Study. Contemp Clin Dent. 2018; 9(1):S142-46.

[34] ILIE N. and HICKEL R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. Clin Oral Invest. 2009; 13.

CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos no presente estudo, podemos concluir que o uso do resveratrol manteve as características mecânicas da resina composta e representa uma oportunidade inovadora para o setor odontológico.

REFERÊNCIAS

- ALKHUDHAIRY F. I. The effect of curing intensity on mechanical properties of different bulk-fill composite resins. **Cli. Cosmet Investig Dent.**, v. 9, p. 1-6. 2017.
- ANUSAVICE K. J., SHEN C. and RAWL S H. R. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice, K.J. **Phillips Science of Dental Materials**. 12. ed. Elsevier Health Science, 2012 cap. 5, p.45-68.
- ATALAYIN C., ARMAGAN G., KONYALIOGLU S., KEMALOGLU H., TEZEL H., ERGUCU Z., et al. The protective effect of resveratrol against dentin bonding agents-induced cytotoxicity. **Dent Mater J.**, v. 34, n. 6, p. 766-773, 2015.
- AYDINOGLU A. e HAZARYOUC A. B., Effects of silane-modified fillers on properties of dental composite resin. **Mater Sci Eng.**, v. 79, p. 382-389, 2017.
- AZULAY-ABULAFIA L., JORDÃO L. J., CAMPOS C. S. e ESTRADA D. Tratamento tópico do melasma com monometil éter da hidroquinona (MMEH). **Rev Bras Med.**, v. 60, n. 8, p. 595-600, 2003.
- BOWEN, R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc.**, v. 66, n. 1, p. 57-64, 1963.
- BROSH, T., GANOR Y., BELOV I. e PILO R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. **Dent Mater.**, v. 15, n. 3, p. 174-179, 1999.
- CALIL, N. O., CARVALHO G. S. G., SILVA A. F., SILVA A. D. e RAPOSO N. R. B. Antioxidant activity of synthetic resveratrol analogs: a structure-activity insight. **Let Drug Des Discov.**, v. 9, n. 7, p. 676-679, 2012.
- CIRANO, F. R., CASARIN R. C., RIBEIRO F. V., CASATI M. Z., PIMENTEL S. P., TAIETE T., et al. Effect of Resveratrol on periodontal pathogens during experimental periodontitis in rats. **Braz Oral Res.**, v. 30, n. 1, p. 128-135, 2016.
- DE CAPRIO A. P. The toxicology of hydroquinone – Relevance to occupational and environmental exposure. **Crit I Rev Toxicol.**, v. 29, n. 3, p. 283-330, 1999.
- ELSHAER M., CHENB Y, WANGB X. e TANG X. Resveratrol: An overview of its anti-cancer mechanisms. **Life Sci.**, v. 207, p. 340-349, 2018.
- ENGUITA F. J. e LEITÃO A. L. Hydroquinone: environmental pollution, toxicity, and microbial answers. **Biomed Res Int.**, p.1-14, 2013.
- GARCIA, L., GARCIA R., PACHECO G., SUTILI F., SOUZA R., MANSUR E., et al. Optimized Extraction of Resveratrol from *Arachis repens* Handro by Ultrasound and Microwave: A Correlation Study with the Antioxidant Properties and Phenol Contents. **Scientific World Journal.**, p. 1-10, 2016.

GILLBRO J. M. e OLSSON M.J. The melanogenesis and mechanisms of skin-light ening agents—existing and new approaches. **Int J. Cosmet. Sci.**, v.33, p. 210-221, 2011.

GORACCI C., CADENARO M., FONTANIVE L., GIANGROSSO G., JULOSKI J., VICHI A. et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. **Dent Mater.**, v. 30, 688-694, 2014.

HEINTZE S. D., ILIE N., HICKEL R., REIS A. e LOGUERCIO A. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. **Dent Mater.**, v. 33, p. e101-114, 2017.

ILIE N. e HICKEL R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. **Clin Oral Invest.**, v. 13, 2009.

International Organization for Standardization. ISO 4049: Dentistry polymer – based filling, restorative and luting materials. Switzerland; 2000.

LU H., ROEDER L. B., LEI L. e POWERS J. M. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. **J Esthet Restor Dent.**, v. 14, n. 2, p. 102-109, 2005.

MARQUES V. F., ARAÚJO E. C. F., SILVA T. P. T., GIORGI M. C. C. e CASELLI D. S. A. Avaliação da microdureza Knoop e tração diametral de resinas compostas de uso direto. **RFO UPF**, v. 19, n. 2, p. 200-204, 2014.

MARTINEZ E. M. e CANEDO E. M. M. Avaliação da resistência flexural de resinas compostas convencionais e do sistema bulkfill. **Rev. Ciênc. Méd. Bio.**, v. 16, n. 3, p. 300-304, 2017.

MARTINS I. C. F., NÁDIA RAPOSO N. R. B., MOCKDECI H. R., POLONINI H. C., FERREIRA A. O., FABRI G. M. C., et al. Delivering Resveratrol on the Buccal Mucosa Using Mucoadhesive Tablets: A Potential Treatment Strategy for Inflammatory Oral Lesion. **Curr Drug Deliv.**, v. 14, p. 1-6, 2017.

MEENAKUMARI C., BHAT K. M., BANSAL R. e SINGH N. Evaluation of Mechanical Properties of Newer Nanoposterior Restorative Resin Composites: An *In vitro* Study. **Contemp Clin Dent.**, v. 9, n. 1, p. S142-146, 2018.

POI W. R., SONODA C. K., AMARAL M. F., QUEIROZ A. F., FRANÇA A. B. e BRANDINI D. A. Histological evaluation of the repair process of replanted rat teeth after storage in resveratrol dissolved in dimethyl sulphoxide. **Dent Traumatol.**, p. 1-10, 2018.

POLONINI, H. C., BASTOS C. A., OLIVEIRA M. A. L., SILVA C. G. A. COLLINS C. H., BRANDÃO M. A. F., et al. In vitro drug release and ex vivo percutaneous absorption of resveratrol cream using HPLC with zirconized silica stationary phase. **J. Chromatogr B.**, v. 947, p. 23-31, 2014.

- POLONINI H. C., SOLDATI P. P., ALMEIDA P. A., SILVA C. G. A., COLLINS C. H., OLIVEIRA M. A. L., et al. Permeation profiles of resveratrol cream delivered through porcine vaginal mucosa: Evaluation of different HPLC stationary phases. **J. Chromatogr B.**, v. 1002, p. 8-12, 2015.
- PORTO I. C. C. M., NASCIMENTO T. G., OLIVEIRA J. M. S., FREITAS P. H HAIMEUR A. e FRANÇA R. Use of polyphenols as a strategy to prevent bond degradation in the dentin–resin interface. **Eur J Oral Sci.**, v. 126, n. 2, p. 146-158, 2018.
- QUILES, H. K., BERTOLO M. V. L., FEITOSA V. P., CORRER-SOBRINHO L. e SINHORETI M. A.C. Avaliação de propriedades mecânicas de compósitos resinosos comerciais. **Rev. Odontol. Araçatuba.**, v. 36, n. 1, p. 48-54, 2015.
- RASHMEET W., JASUJA P., VERMA K. G., JUNEJA S., MATHUR A. e AHUJA L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An *in vitro* study. **J Indian Soc Pedod Prev Dent.**, v. 34, n. 3, p. 280-284, 2016.
- SCHENEIDER L. F. J., PFEIFER C. S. C., CONSANI S., PRAHL S. A. e FERRACANE J. L. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental composites. **Dent Mater.**, v. 24, p. 1169-1177, 2008.
- SOUZA C. H. C., GONÇALVES A. R., BRANDIM A. S. e SOUZA W. C. Propriedades mecânicas de resinas nanoparticuladas e microhíbridas fotoativadas por diferentes fontes de luz. **ROBRAC.**, v. 24, n. 71, 2015.
- SOUZA, A. L. T. OLIVEIRA F. M. M. P. C., MOYSÉS M. R., ASSIS C. P., RIBEIRO J. C. R. e DIAS S. C. Avaliação da resistência à compressão de resinas compostas fotopolimerizáveis. **Arq. Odontol.**, v. 43, n. 1, p. 30-35, 2007.
- VAN LANDUYT K. L., SNAUWAERTB J., MUNCKA J., PEUMANSA M., YOSHIDAC Y., POITEVINA A. et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. **Biomaterials.**, v. 28, n. 26, p. 3757-3785, 2007.
- VIEIRA I.C., FATIBELLO-FILHO O. e ANGNES L. Zucchini crude extract-palladiummodified carbon paste electrode for the determination of hydroquinone in photographic developers. **Anal Chim Acta.**, v. 398, p. 145-151, 1999.

ANEXO 1

TERMO DE DOAÇÃO

Pelo presente instrumento particular, as partes a seguir qualificadas, coletivamente designadas como PARTES, comparecendo de um lado **DENTSCARE LTDA.**, pessoa jurídica de direito privado, inscrita no CNPJ sob o nº 05.106.945/0001-06, com sede na Avenida Edgar Nelson Meister, n. 474, Distrito Industrial, CEP: 89219-501, Joinville/SC, neste ato por sua representante legal **BIANCA DE OLIVEIRA LUIZ MITTELSÄDT**, brasileira, casada, empresária, inscrita no CPF sob nº 665.031.679-20, doravante denominada simplesmente "DOADORA" e, de outro lado **Molise Rodrigues Fagundes**, brasileiro, cirurgião-dentista, inscrito no CPF sob o número 073.097.906-77, RG nº MG-16.470.244, com endereço profissional a Ladeira Alexandre Leonel, nº775/302, Cascatinha, Juiz de Fora - Minas Gerais, CEP 36033240, doravante denominado simplesmente "DONATÁRIO", e

CONSIDERANDO QUE o DONATÁRIO é aluno do curso de Mestrado em Clínica Odontológica da Universidade Federal de Juiz de Fora, na qual desenvolve uma pesquisa com as propriedades mecânicas da resina composta Opallis em comparação com a resina inovadora e necessita de 20 tubos de resina composta Opallis e 20 tubos de resina Opallis modificada, para o desenvolvimento do referido estudo; e

CONSIDERANDO QUE, a DOADORA tem a intenção de auxiliar o DONATÁRIO no referido projeto unicamente através da doação dos produtos solicitados;

RESOLVEM firmar este "Termo de Doação", que será regido pelas seguintes cláusulas e condições,

CLÁUSULA PRIMEIRA - OBJETO

1.1. A DOADORA doa ao DONATÁRIO, a título gratuito, nesta data, os seguintes produtos de sua propriedade: 20 aplicadores de resina Opallis EA1 lote 153017 contendo 4g e 20 aplicadores de resina protótipo Opallis modificada lote 250417 contendo 4g.

1.2. O DONATÁRIO se compromete em utilizar os produtos acima identificados **exclusivamente para o desenvolvimento do seu estudo com resina experimental.**

1.3. O DONATÁRIO declara ter recebido os produtos em perfeitas condições de uso e conservação, obrigando-se a comunicar imediatamente a DOADORA sobre eventual problema/defeito.

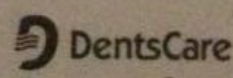
CLÁUSULA SEGUNDA - OBRIGAÇÕES DO(A) DONATÁRIO(A)

2.1. Constituem obrigações do DONATÁRIO, além das demais previstas neste instrumento e na legislação em vigor, as seguintes:

- (i) responsabilizar-se integralmente pela guarda e conservação dos produtos que ora recebe em doação e pela sua adequada utilização, nos exatos termos das instruções fornecidas para cada produto;
- (ii) arcar com todos os custos e despesas decorrentes da utilização dos produtos ora doados, bem como com os custos e despesas decorrentes da sua conservação;
- (iii) não ceder, vender, emprestar, ou transferir a terceiros, total ou parcialmente, a qualquer título, os produtos objeto do presente termo;
- (iv) comunicar imediatamente à DOADORA qualquer irregularidade apurada no uso dos produtos;



Av. Edgar Nelson Meister 474 - Distrito Industrial - 89219-501 - Joinville, SC
Tel +55 47 34416100 - www.fgm.ind.br - fgm@fgm.ind.br
RSC Estadual 254-0/4-952 - CNPJ 05.106.945/0001-06



Handwritten signatures and initials:
 Bianca de Oliveira
 Molise Rodrigues Fagundes
 20
 Minas

TERMO DE DOAÇÃO

2.2. O DONATÁRIO desde já assume integralmente a responsabilidade civil por quaisquer danos materiais, pessoais ou morais que o uso dos produtos ora doados possa vir a causar a terceiros.

CLÁUSULA TERCEIRA – DAS OBRIGAÇÕES DA DOADORA

3.1. Constituem obrigações da DOADORA, além das demais previstas neste instrumento e na legislação em vigor as dispostas nos itens seguintes.

- (i) Enviar os produtos descritos na cláusula 1.1 ao DONATÁRIO, de acordo com a sua conveniência e disponibilidade, preferencialmente por SEDEX, nos termos definidos neste instrumento;
- (ii) sempre que solicitado pelo DONATÁRIO, prestar todas as informações relativas aos produtos ora doados, relativas à especificidades técnicas e modo de utilização.

CLÁUSULA QUARTA – VIGÊNCIA E PENALIDADES

4.1. As obrigações dispostas nas Cláusulas Segunda e na Cláusula Terceira insico (iii) deverão vigorar pelo prazo de 12 (doze) meses, podendo ser renovadas apenas se expressamente acordado entre as partes.

4.2. O presente Termo de Doação poderá ser rescindido a qualquer tempo, sem direito a indenização, sob qualquer título e sem justa causa, pela DOADORA, desde que o rompimento seja comunicado por escrito no prazo hábil de 5 (cinco) dias de antecedência.

CLÁUSULA QUINTA – DISPOSIÇÕES GERAIS

5.1. Toda e qualquer comunicação entre as PARTES deverá ser feita por escrito, e encaminhada ao endereço constante no preâmbulo do termo.

5.2. O DONATÁRIO não poderá ceder ou transferir a terceiros, total ou parcialmente, a qualquer título, os direitos oriundos do presente instrumento, salvo mediante prévia e expressa autorização da DOADORA.

5.3. Qualquer alteração nas cláusulas ou condições do presente instrumento só poderá ser feita mediante acordo entre as partes, expresso em termo aditivo, que passará a integrar este instrumento, para todos os fins e efeitos de direito.

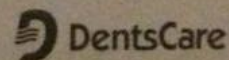
5.4. Fica expressamente estabelecido que a abstenção, pelas PARTES, do exercício de quaisquer direitos ou faculdades que lhes assistam este Termo, ou a concordância com o atraso no cumprimento de obrigações da outra Parte, não implicarão em novação ou renúncia e não alterarão, de modo algum, as condições estipuladas no presente instrumento.

5.5. As disposições do presente termo prevalecem sobre quaisquer avenças havidas anteriormente entre as PARTES.

5.6. As partes elegem o Foro da Comarca de Joinville (SC) para dirimir eventuais controvérsias oriundas desta relação, com expressa renúncia a qualquer outro, ainda que privilegiado.



Av. Edgar Nelson Meister, 474 - Distrito Industrial - 89219-501 - Joinville - SC
 Tel +55 47 3441 6100 - www.fgm.ind.br - fgm@fgm.ind.br
 INSC Estadual: 254.404.162 - CNPJ: 05.106.941/0001-06



Jarbin
2
30
map

TERMO DE DOAÇÃO

E, assim, por estarem justas e contratadas, as partes assinam o presente instrumento, em 2 (duas) vias de igual teor e forma, juntamente com 2 (duas) testemunhas, obrigando-se ao seu fiel cumprimento, por si, seus herdeiros e sucessores.

Joinville, 04 de maio de 2017.

Bianca Mittelstädt

DENTSCARÉ LTDA.

Neste ato representada por: BIANCA DE OLIVEIRA LUIZ MITTELSÄDT

Molise Rodrigues Fagundes

MOLISE RODRIGUES FAGUNDES

Testemunhas:



mgchaves

Nome: M^{te} das Graças A. M. Chaves
CPF: 136 980 286 - 20 chaves

Barbara

Nome: Nádia Rezende Barbara Raposo
CPF: 82 99 19 606 - 04

Prof.^a Dr.^a M.^a Graças A. M. Chaves
Diretora da Faculdade de Odontologia FOS