



Mariana Filipa Silva e Santos

Caracterização Mecânica e Tribológica de um Material Resinoso com Carga Cerâmica

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Julho de 2018



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Caracterização Mecânica e Tribológica de um Material Resinoso com Carga Cerâmica

Mariana Filipa Silva e Santos

Orientadora: Professora Doutora Eunice Carrilho

Coorientadora: Doutora Ana Sofia Coelho

Coimbra 2018

CAPA

Imagem do cerómero 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative® (3M ESPE, Neuss, Alemanha) fornecida pela Professora Doutora Eunice Carrilho.

O trabalho experimental descrito nesta dissertação foi realizado no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra.

A seguinte dissertação foi redigida segundo as normas disponibilizadas na plataforma Inforestudante a 16/05/2018, com o título “Trabalho Final do 5º ano de Medicina Dentária no âmbito do ciclo de estudos de Mestrado Integrado em Medicina Dentária do ano letivo 2014/2015”.

AGRADECIMENTOS

Um profundo agradecimento à Professora Doutora Eunice Carrilho e à Doutora Ana Coelho, que muito admiro, pelo suporte contínuo durante a realização desta dissertação, pela motivação, entusiasmo, preocupação, dedicação e constante transmissão de conhecimento. Sem a sua ajuda, a realização deste trabalho teria sido, com certeza, muito mais difícil e demorada. Obrigada.

À Doutora Anabela Paula, pela sua enorme disponibilidade em ajudar e por todo o incentivo e orientação.

À Dra. Helena Donato, pela sua magnânima disponibilidade na cedência dos instrumentos de trabalho, imprescindíveis à realização deste trabalho.

Ao Zé Pedro, pela ajuda, disponibilidade e rapidez na análise estatística.

À Inês, à Filipa e à Sara, por demonstrarem, sempre, que combatemos em quatro frentes. Obrigada.

À minha irmã, Inês, pelo exemplo de força, determinação, dedicação e conquista que transmite em cada coisa que faz.

Aos meus Pais, pelo constante suporte e encorajamento. Por me fazerem acreditar sempre que não há obstáculos impossíveis de ultrapassar.

ÍNDICE

Resumo	2
Introdução	4
Objetivos	7
Materiais e Métodos	8
Resultados	14
Discussão	25
Conclusão	29
Referências	30

Caracterização Mecânica e Tribológica de um Material Resinoso com Carga Cerâmica

Santos, M^{1,2*}; Coelho, A^{1,2,3}; Paula, A^{1,2,3}; Antunes P.V.⁴; Carrilho, E^{1,2,3}

¹Faculty of Medicine, University of Coimbra, Portugal; ²Institute of Integrated Clinical Practice, Faculty of Medicine, University of Coimbra, Portugal; ³Institute for Clinical and Biomedical Research (iCBR) area of Environment Genetics and Oncobiology (CIMAGO), Faculty of Medicine, University of Coimbra, Coimbra, Portugal; ⁴Faculty of Science and Technology, University of Coimbra

Área da Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra
Av. Bissaya Barreto, Bloco de Celas
3000-075 Coimbra
Portugal
Tel.: +351 239 484 183
Fax.: +351 239 402 910
E-mail: mariana0santos00@gmail.com

RESUMO

Introdução: As restaurações indiretas a compósito com carga cerâmica podem constituir uma alternativa às de recobrimento total cerâmicas e às restaurações diretas em resina composta para o tratamento de dentes posteriores.

Objetivos: A presente dissertação teve dois objetivos: 1. Realizar uma revisão sistemática da literatura, de forma a perceber quais as vantagens decorrentes do uso de cerómeros, relativamente às cerâmicas e às resinas compostas, em restaurações complexas de dentes posteriores; 2. Avaliar as propriedades mecânicas e tribológicas de um cerómero, através da realização de testes de microdureza, rugosidade e indentação deslizante, antes e após termociclagem.

Materiais e Métodos: Foi realizada uma pesquisa nas bases de dados PubMed/MEDLINE e Cochrane Library, Web of Knowledge e Embase, com os termos de pesquisa “ceromer”, “ceromers” e “ceromeric”, em inglês e português, de artigos publicados até 15 de outubro de 2017. A pergunta de pesquisa foi formulada segundo a estratégia PICO. Foram produzidos 60 espécimes de cerómero, que foram divididos em dois grupos: um grupo controlo não submetido a termociclagem (n=20) e um grupo teste submetido a 5000 ciclos de termociclagem (n=40). Os parâmetros estudados foram a microdureza, a rugosidade de superfície e o coeficiente de fricção (*scratch test*). A análise dos dados foi realizada, tendo-se assumido uma significância de 5%.

Resultados: Os cerómeros apresentam uma redução da contração de polimerização, uma maior resistência ao desgaste e à fratura e uma maior estabilidade da cor do que as resinas compostas. Comparando com as cerâmicas, os cerómeros apresentam propriedades mecânicas mais semelhantes às da estrutura dentária, o que permite uma maior distribuição das forças oclusais e um menor desgaste dos dentes antagonistas. O cerómero estudado apresentou boas propriedades mecânicas, mesmo após ter sido submetido à termociclagem. A rugosidade foi a propriedade mais afetada, aumentando 25,8%, a microdureza diminuiu 10,5% e o coeficiente de fricção aumentou 4,2%.

Conclusão: Em determinadas situações, os cerómeros podem constituir uma alternativa às resinas compostas e às cerâmicas, apresentando-se como uma opção estética, conservadora e com longevidade.

Palavras-chave: cerómero, resina composta, cerâmica, propriedades mecânicas, termociclagem

ABSTRACT

Introduction: Indirect composite restorations with ceramic filling can be an alternative to ceramic veneering and direct composite resin restorations for the treatment of posterior teeth.

Objective: The present dissertation had two objectives: 1. To carry out a systematic review in order to compare the mechanical properties of the ceromer with those of the composite resins and those of the ceramic. 2. To evaluate the mechanical and tribological properties of a ceromer by conducting microhardness, roughness and scratch tests before and after thermocycling.

Materials and Methods: A search was performed at PubMed / MEDLINE and Cochrane Library, Web of Knowledge and Embase databases, with the search terms "ceromer", "ceromers" and "ceromeric" in English and Portuguese for articles published up to October 15, 2017. The question of research was formulated according to the PICO strategy. Sixty specimens were produced and divided into two groups: one control group not submitted to thermocycling (n=20) and one test group submitted to 5000 cycles of thermocycling (n=40). The studied parameters were the microhardness, the surface roughness and the coefficient of friction (scratch test). The data analysis was performed, assuming a significance of 5%.

Results: The ceromers exhibit a reduction of the polymerization shrinkage, a higher wear and fracture resistance and a higher color stability than the composite resins. Compared with ceramics, the ceramics have mechanical properties more similar to those of dental structure, which allows a greater distribution of occlusal forces and less wear of the opposing teeth. The studied ceromer presented good mechanical properties, even after being submitted to thermocycling. Roughness was the most affected property, increasing 25,8%, microhardness decreased by 10,5% and the coefficient of friction increased by 4,2%.

Conclusion: In certain situations, the ceromers can be an alternative to composite resins and ceramics, presenting as an aesthetic, conservative and longevity option.

Key words: ceromers, composite resin, ceramics, mechanical properties, thermocycling

INTRODUÇÃO

A Dentisteria Operatória é uma área da Medicina Dentária que se encontra em constante evolução. Sturdivent (1) definiu Dentisteria Operatória como “a ciência do diagnóstico, tratamento e prognóstico das lesões dentárias que não requerem restaurações de recobrimento total”. Estes tratamentos devem restaurar a forma, a função e a estética dentárias, mantendo a integridade fisiológica e biológica do dente, em relação harmoniosa com os tecidos duros e moles que lhe estão subjacentes (1).

A evolução dos materiais e técnicas utilizados na Medicina Dentária, incluindo na Dentisteria Operatória, tem sido notória ao longo dos últimos anos, nomeadamente em relação aos sistemas adesivos e aos materiais restauradores, sendo crescente a procura por materiais que apresentem excelentes propriedades estéticas e mecânicas, capazes de restabelecer a função, a forma, o contorno e a cor, assim como de devolver resistência ao remanescente dentário. (2,3)

Tanto os dentes como os materiais restauradores estão sujeitos às condições existentes na cavidade oral, tais como humidade, ciclos de carga, temperatura, bactérias, agentes externos e geometria de contacto (4), o que torna desafiante encontrar um material que seja capaz de resistir ao stresse mecânico, térmico e químico (5), sem ser iatrogénico para as estruturas da cavidade oral, e que apresente uma longevidade elevada.

A reabilitação direta com recurso às resinas compostas é, atualmente, um dos tratamentos médico-dentários mais realizados, dada a ótima estética que estes materiais conferem ao remanescente dentário e aos valores de adesão à dentina e ao esmalte alcançados com os sistemas adesivos mais atuais. Para além disso, estes materiais permitem oferecer uma solução pouco dispendiosa, que requer pouco tempo de cadeira. (6)

As resinas compostas contêm, maioritariamente, partículas inorgânicas que reforçam uma matriz orgânica polimérica, altamente reticulada, ligadas a esta por um agente acoplador, habitualmente um silano. (7,8) A matriz orgânica é constituída por monómeros, que se convertem em polímeros durante o processo de polimerização. (7) Os monómeros mais usados são o Bis-GMA (do inglês, *bisphenol A-glycidyl methacrylate*), o TEGDMA (do inglês, *triethylene glycol dimethacrylate*) e o UDMA (do inglês, *urethane dimethacrylate*). (5)

A degradação e a erosão das resinas compostas acontecem mais facilmente quando a polimerização ocorre de forma incompleta e/ou o isolamento, aquando do tratamento, não é adequado, devido a um processo de degradação causado por processos de oxidação. (8)

A perda de material por desgaste pode ocorrer devido a fatores fisiológicos, tais como atrito durante a mastigação, fatores patológicos, como o bruxismo, e fatores profiláticos, como a abrasão que ocorre durante a escovagem. (9) O desgaste da restauração constitui uma das principais causas de fracasso das resinas compostas em dentes posteriores. (4)

Contudo, a principal desvantagem da reabilitação direta com resinas compostas é a elevada contração de polimerização destes materiais (6,10), que ocorre na ordem dos 2 a 5% (3). A infiltração marginal é a consequência clínica mais comum em situações em que ocorre uma descompensação das forças na interface dente-restauração, excedendo a força de adesão. Quando as forças relacionadas com o stresse de contração são inferiores à força adesiva, pode ocorrer flexão das cúspides e sensibilidade pós-operatória. (3,10,11)

Uma vez que a contração de polimerização continua a ser o principal problema das resinas compostas, o uso destes materiais deve ser limitado a pequenas cavidades, de forma a aumentar o seu sucesso clínico (10,12).

A reabilitação com recurso à cerâmica é, também, uma opção de tratamento frequentemente oferecida aos doentes. Estas têm inúmeras vantagens, tais como o fator estético (translucidez semelhante à do esmalte), a possibilidade de caracterização, tanto da superfície interna como da externa, e o elevado sucesso clínico (11). Contudo, estes materiais apresentam um módulo de elasticidade muito elevado, o que pode levar à ocorrência de fraturas (13), dada a dificuldade em absorver forças oclusais, o que resulta na transferência de stresse para a interface do material de adesão (14). Para além disso, a sua elevada resistência ao desgaste pode originar a deterioração do dente antagonista (15).

Kukrer e col. (13), em 2004, referiram que o maior risco decorrente do uso de *inlays* cerâmicos é a sua fratura completa, devido à sua natureza friável (13) e à dificuldade de os reparar (15).

Na tentativa de atingir todos os ideais previamente referidos, foram desenvolvidas várias estratégias que incluem técnicas de estratificação, de inserção de partículas de fibra de vidro nos materiais (visando a diminuição da quantidade de resina composta que contrai durante a polimerização) e o desenvolvimento de técnicas indiretas, através da confecção de *inlays* e *onlays* em resina composta. (10)

De forma a ultrapassar todas as desvantagens decorrentes do uso das resinas compostas diretas e das cerâmica, surgiram, há cerca de 15 anos (11), os materiais resinosos com carga cerâmica, conhecidos por cerómeros. Estes apresentam-se como uma alternativa a materiais pouco estéticos, como a amálgama e as coroas metálicas ou metalo-cerâmicas (10,11,13).

Os cerómeros contêm partículas inorgânicas micro-híbridas, envolvidas por uma matriz orgânica foto-polimerizável (15,16).

Estes materiais apresentam uma taxa de conversão dos monómeros na ordem dos 98% (11). Esta taxa de conversão melhora as propriedades mecânicas, particularmente a nível da integridade marginal e da coloração da interface restauração-dente (10). Para além disso, o seu mais baixo módulo de elasticidade, mais semelhante ao da dentina (quando comparado com a cerâmica), permite uma melhor distribuição das forças quando em função,

proporcionando uma deformação muito semelhante à do dente natural quando submetido ao stresse intra-oral (17).

Atualmente, estão ainda descritas outras vantagens que advêm do uso dos materiais resinosos reforçados com cerâmica, tais como a elevada resistência ao desgaste e à abrasão, uma boa estética, um baixo potencial de fratura, uma elevada resistência à flexão, um desgaste reduzido do dente antagonista, a manutenção da integridade marginal e uma fácil reparação intra-oral (3, 15, 16, 18-20). Ku e col. (21), em 2002, referiram que a principal vantagem do uso deste material é a possibilidade de confecção de coroas com força mecânica suficiente para resistir às forças oclusais, mantendo a estética e a integridade marginal (21).

Contudo, estão também descritas algumas desvantagens associadas a estes materiais, tais como uma dureza inferior à do esmalte e uma rugosidade persistente a longo prazo, o que pode resultar em coloração da restauração, coloração marginal, retenção de placa bacteriana e alteração estética (3,15,16,18-20).

OBJETIVOS

A presente dissertação foi dividida em duas componentes, tendo-se definido os seguintes objetivos:

1. Realizar uma revisão sistemática da literatura, de forma a perceber quais as vantagens decorrentes do uso de cerómeros, relativamente às cerâmicas e às resinas compostas, em restaurações complexas de dentes posteriores;
2. Avaliar as propriedades mecânicas e tribológicas de um cerómero, através da realização de testes de microdureza e de rugosidade, antes e após termociclagem.

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Revisão Sistemática da Literatura

Os autores realizaram uma revisão sistemática da literatura, recorrendo às bases de dados Medline (PubMed - www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed), Cochrane Library (www.cochranelibrary.com), Web of Knowledge (www.webofknowledge.com) e Embase (www.embase.com). Realizou-se a pesquisa de acordo com a estratégia PICO (22) - “Quais as vantagens do uso de cerómeros, relativamente às cerâmicas e às resinas compostas, em restaurações complexas de dentes posteriores?”. Foram utilizados os termos de pesquisa “ceromer”, “ceromers” e “ceromeric”, tendo sido incluídos artigos em língua inglesa e portuguesa, publicados até 15 de Outubro de 2017.

Analisaram-se os títulos e resumos de forma a identificar os estudos a serem potencialmente incluídos na revisão sistemática. Excluíram-se os artigos de revisão, cartas ao editor, casos clínicos e comentários. Realizou-se, ainda, uma pesquisa manual, de forma a identificar estudos adicionais, através de uma análise das referências dos artigos selecionados.

Obtiveram-se 207 artigos no total sendo que, após remoção de duplicados e de se adicionarem dois artigos identificados através de outras fontes, foram registados 109 artigos. Após leitura de títulos foram selecionados 70 artigos e, após leitura do resumo, foram eleitos 37 para leitura de texto completo. Destes, quatro artigos foram incluídos na revisão sistemática.

2. Ensaio mecânicos

De forma a cumprir os objetivos propostos, foi estudado o cerómero 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative® (3M ESPE, Neuss, Alemanha). Segundo o fabricante, este material contém aproximadamente 80% (em peso) de partículas nanocerâmicas ligadas à matriz de resina. As partículas de cerâmica são compostas por três tipos diferentes de cargas de cerâmica que reforçam a matriz polimérica altamente reticulada. As cargas são compostas por partículas não agregadas de sílica (20 nanómetros) e de zircónia (4 a 11 nanómetros) e por partículas agregadas de zircónia (4 a 11 nanómetros) e de sílica (20 nanómetros).

Confecionaram-se 60 espécimes do material restaurador resinoso com carga cerâmica, com as seguintes dimensões em milímetros: 4 x 6 x 12 (espessura x largura x comprimento).

Trataram-se os espécimes superficialmente, através de um polimento manual com lixa de carbeto de silício (SiC), com granulometria crescente (P1000, P2000), com passagem contínua de água, durante 20 segundos, utilizando a máquina LaboPol-5 (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), de forma a reduzir a rugosidade.

Posteriormente, os espécimes foram submetidos a um banho de ultrassons durante 10 minutos, para eliminar qualquer impureza que possa ter surgido durante o polimento e, de seguida, foram numerados e medidos, com um paquímetro digital Mitutoyo Co. (Kawasaki, Japão). Cada espécime foi ainda pesado, numa balança de precisão A&D Semi-Micro Analytical Balance GH 202 (Tóquio 170-0013, Japão).

Dividiram-se os espécimes em dois grupos: um grupo controlo (n=20), não submetido a termociclagem, e um grupo teste (n=40), submetido a 5000 ciclos de termociclagem, durante 60 segundos, com uma variação de temperatura de 5°C a 55°C. O grupo controlo foi apenas utilizado para a realização do *Scratch Test*.

Estudaram-se as propriedades mecânicas do material antes e após os ciclos de termociclagem. Realizou-se o ensaio de microdureza de Vickers e avaliou-se, ainda, a rugosidade de superfície. Escolheu-se o ensaio tribológico de indentação deslizante.

2.1 Análise da microdureza da superfície

Determinou-se a microdureza da superfície através do teste de Vickers, utilizando o durómetro Struers Duramin (Struers, Ballerup, Dinamarca), de acordo com a norma ASTM E384-10 (23). O valor da microdureza em Vickers, HV, foi determinado pelo equipamento, depois da medição das diagonais que o indentador deixou nas amostras, através da Equação 1, onde P é a carga exercida pelo indentador e d_{HV}^2 é a média aritmética dos comprimentos das diagonais.

$$HV = \frac{1,8544P}{d_{HV}^2}$$

Equação 1 - Determinação do valor de microdureza

Aplicou-se uma carga de 200g (1,962 N), devido à natureza viscoelástica do material em estudo, durante 40 segundos, e fizeram-se 10 indentações na superfície de cada bloco. Realizaram-se as medições de cada indentação de acordo com o método do teste padrão para dureza de material de microindentação.

2.2 Rugosidade de superfície

Determinou-se a rugosidade de superfície utilizando um aparelho que avalia a rugosidade superficial, Mitutoyo SurfTest 402 Surface Tester (Mitutoyo Co., Kawasaki, Japão), de acordo com as normas padrão ISO 4288 (24).

Os parâmetros analisados estão presentes na Tabela I.

Tabela I – Parâmetros de rugosidade analisados

Parâmetros de Rugosidade	
R_a	Desvio médio aritmético do perfil avaliado
R_z	Altura máxima do perfil
R_{max}	Rugosidade máxima da altura do perfil
R_q	Desvio quadrático médio do perfil avaliado
R_t	Altura total do perfil de rugosidade
R_p	Altura máxima dos picos do perfil

A média aritmética do perfil de avaliação (Ra) corresponde à média aritmética dos valores absolutos das coordenadas do perfil, em que *c* é o comprimento de base. Esse valor é dado pelo equipamento através da Equação 2.

$$Ra = \frac{1}{c} \int_0^c |Z(x)| dx$$

Equação 2 – Determinação do parâmetro de rugosidade Ra

A altura máxima do perfil (Rz) corresponde à soma da altura máxima dos picos do perfil, *Z_p*, com a profundidade máxima dos valores do perfil, *Z_v*, compreendidos no comprimento da amostra, *l_r*. Esse valor é dado através da Equação 3. O *R_{max}* corresponde ao maior valor de rugosidade do perfil, durante o percurso de medição. Ou seja, é o maior valor de Rz.

$$Rz = Zp + Zv$$

Equação 3 - Determinação do parâmetro de rugosidade Rz

O desvio quadrático médio do perfil avaliado (Rq) corresponde à raiz quadrada da média aritmética dos valores quadráticos das coordenadas do perfil, em que c é o comprimento de base. Esse valor é dado através da Equação 4.

$$Rq = \sqrt{\frac{1}{c} \int_0^c Z^2(x) dx}$$

Equação 4 - Determinação do parâmetro de rugosidade Rq

A altura máxima do perfil de rugosidade (Rt) é definido como a soma da maior das alturas de pico do perfil, Zp , com a maior das profundidades de vale do perfil, Zv , no interior do comprimento de avaliação, ln . Este valor é dado através da Equação 5. A altura máxima dos picos do perfil (Rp) corresponde à distância do pico máximo à linha média.

$$Rt = Zp_{máx} + Zv_{máx}$$

Equação 5 - Determinação do parâmetro de rugosidade Rt

Realizaram-se cinco medições em cada espécime, uniformemente e a velocidade constante, ao longo da superfície. Os espécimes foram posicionados num suporte metálico, com a mesma orientação do seu comprimento. A extensão para medição da superfície foi de 0,8 para 4 mm, como está preconizado na tabela II, para um Ra compreendido entre 0,1 e 2 μm .

Tabela II – Valores tabelados de acordo com a norma EM ISSO 4288 para seleção do comprimento de amostragem

Perfis periódicos	Perfis não periódicos		<i>Cutoff</i>	Comprimento de avaliação da amostra
R_{sm} (mm)	R_z (μm)	R_a (μm)	λ_c (mm)	lr / ln (mm)
> 0,013 e < 0,04	< 0,1	< 0,02	0,08	0,08 / 0,4
> 0,04 e < 0,13	> 0,1 e < 0,5	> 0,02 e < 0,1	0,25	0,25 / 1,25
> 0,13 e < 0,4	> 0,5 e < 10	> 0,1 e < 2	0,8	0,8 / 4
> 0,4 e < 1,3	> 10 e < 50	> 2 e < 10	2,5	2,5 / 12,5
> 1,3 e < 4	> 50 e < 200	> 10 e < 80	8	8 / 40

2.3 Caracterização tribológica

O estudo da resistência ao desgaste dos materiais foi realizado através do ensaio de indentação deslizante, que permite variar a carga aplicada e, conseqüentemente, a força de atrito.

Para determinar o coeficiente de atrito, realizou-se o *Scratch Test*, usando um equipamento CNC (Controlo Numérico Computorizado) de quatro eixos (Mikron, Agno, Suíça), de acordo com a norma ASTM G 171-13 (25). Este equipamento permite controlar, de forma precisa, a força aplicada e a deformação do espécime. Uma ponta de carboneto de tungsténio, arredondada, com 50 μ m e de forma cónica (60 $^{\circ}$), riscou horizontalmente os blocos, a uma velocidade constante de 0,5mm/s, com uma carga aumentando linearmente, ao longo do tempo, de 0 a 50N, produzindo riscos de 5mm de comprimento.

Ao avançar pelo provete, o indentador cria uma zona de compressão no material e uma zona de tração à medida que vai percorrendo o comprimento previamente determinado. As rugosidades vão ser as primeiras e entrar em contacto com o indentador, aumentando o atrito e, conseqüentemente, poderá ocorrer a separação de partículas da matriz.

A força de atrito aumenta linearmente com a força normal aplicada pelo indentador, como exemplificado na Figura 1.

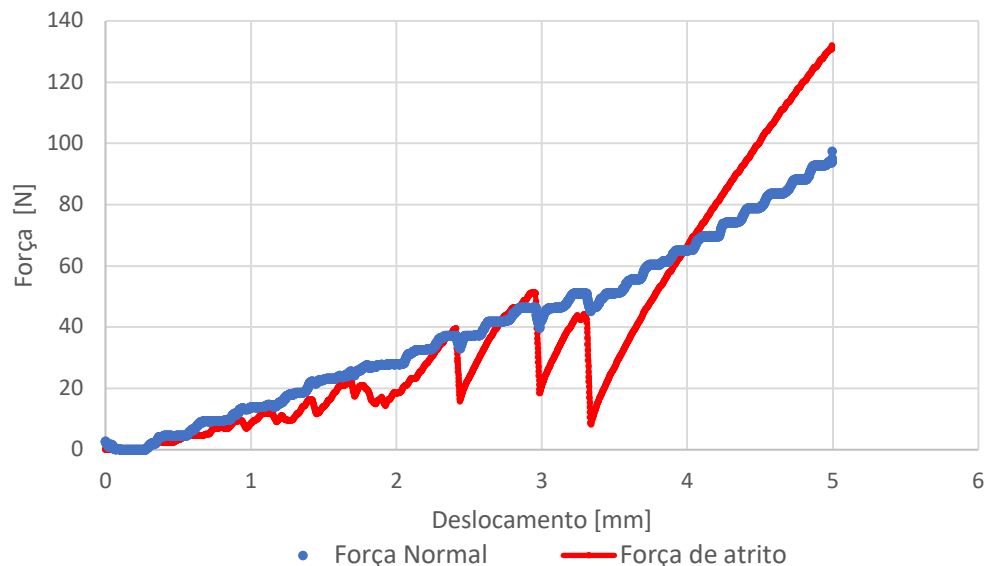


Figura 1- Força de atrito e força normal em função do deslocamento.

O declive da reta representa o coeficiente de atrito, μ , que é obtido representando a força de atrito em função da força normal. O coeficiente de atrito é calculado através da equação 6, em que F_a é a força tangencial ou de atrito e N é a força normal.

$$\mu = \frac{F_a}{N}$$

Equação 6 – Determinação do coeficiente de atrito

Realizaram-se as observações da superfície da amostra com um equipamento OM, Leica DM 4000M LED (Leica, Wetzlar, Alemanha). Apesar do cálculo do coeficiente de atrito, a análise da superfície de desgaste foi apenas qualitativa.

3. Análise Estatística

Os resultados obtidos foram inicialmente avaliados de forma descritiva, para a qual foram calculadas estatísticas adequadas. Para a descrição das variáveis quantitativas optou-se pela média e pelo desvio padrão. Para além da análise descritiva, recorreu-se a testes estatísticos paramétricos e não paramétricos, de acordo com a verificação dos pressupostos. Para as variáveis quantitativas, o pressuposto de normalidade foi verificado por intermédio do teste de Shapiro-Wilk. Para avaliar diferenças entre as médias de dois grupos dependentes de variáveis quantitativas optou-se pelo teste de Wilcoxon-Mann-Whitney.

O nível de significância adotado em toda a análise estatística foi de 5%.

O *software* usado no tratamento de dados foi o IBM® SPSS® v.24.0 (IBM Corporation, Ammonk, New York, EUA).

Todo o processo de análise estatística foi cego.

RESULTADOS

1. Revisão Sistemática da Literatura

Foram incluídos quatro artigos na revisão sistemática, publicados entre os anos 2001 e 2015. (10,13,21,26)

Dos quatro artigos incluídos, dois foram estudos clínicos prospetivos (10,13) e dois foram estudos *in vitro* (21,26). Monaco e col. (10) e Kükrer e col. (13) avaliaram o comportamento clínico de restaurações ceroméricas, Ku e col. (21) avaliaram a resistência à fratura e Gül e col. (26) avaliaram o efeito da força de impacto, da força transversal e do módulo de elasticidade que os cerómeros conferem a outro material.

Monaco e col. (10), em 2001, realizaram um estudo que pretendeu avaliar o comportamento clínico de *inlays* e *onlays* ceroméricos em dentes posteriores. Os autores reportaram que a sensibilidade pós-operatória foi a maior desvantagem decorrente da sua utilização, sendo que 4% dos doentes apresentaram sensibilidade severa e 12% sensibilidade leve. No entanto, a sintomatologia reportada desapareceu por completo ao fim de 12 meses. Relativamente à cor das restaurações, esta foi escurecendo e opacificando ao longo do tempo, tendo sido reportadas alterações em 23% das restaurações realizadas. Os resultados foram positivos quanto à cárie secundária, à descoloração marginal, à integridade marginal e à forma anatómica: durante o período máximo de avaliação (18 meses) não houve qualquer recidiva de cárie, apenas 5% das restaurações sofreram descoloração e perda de integridade marginal e a forma anatómica manteve-se inalterada em 93% das restaurações.

Kükrer e col. (13), em 2004, avaliaram o comportamento clínico de *inlays* ceroméricos durante um período de 53 meses. Dos 99 *inlays* avaliados, 97,9% foram classificados como satisfatórios ao fim de, aproximadamente, 27 meses. Foram detetadas duas perdas totais e uma fratura parcial de uma restauração extensa num molar, após 38 meses. Ainda neste estudo, a forma anatómica foi considerada muito boa em 85% das restaurações, 29% apresentaram superfícies ásperas e 19% descoloração marginal. Não foi diagnosticada recidiva de cárie em nenhum dos dentes reabilitados, incluindo em dentes com restaurações com linhas de acabamento cervical profundas, e a sensibilidade pós-operatória, que ocorreu em 6% dos dentes, desapareceu por completo ao fim de duas a seis semanas. A cor constituiu a principal desvantagem decorrente da utilização do cerómero, sendo que apenas 52% dos doentes estavam completamente satisfeitos com a cor da sua restauração, enquanto 35% classificaram a cor como boa e 13% como satisfatória. Os autores avaliaram, também, a satisfação dos doentes quanto à rugosidade da superfície da restauração e quanto ao conforto sentido durante a mastigação. Relativamente à rugosidade, 87% dos doentes estavam totalmente satisfeitos e 13% consideraram-na boa. Quanto ao conforto sentido durante a

mastigação, 88% dos doentes referiram um ótimo conforto, 10% referiram que a mastigação era boa e 2% classificaram-na como nada satisfatória.

Ku e col. (21), em 2002, realizaram um estudo que pretendeu comparar as forças de fratura de coroas metalo-cerâmicas com as das coroas de três cerómeros diferentes. A resistência à fratura das coroas metalo-cerâmicas rondou os 1300N enquanto que a das coroas em cerómero rondou os 600N. As cargas oclusais exercidas durante a mastigação foram de 263N e durante a deglutição de 297N, valores inferiores aos da resistência máxima à fratura das coroas em cerómero.

Gül e col. (26), em 2015, realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar as propriedades mecânicas do polimetilmetacrilato (PMMA, do inglês *poly methyl methacrylate*) após ser revestido por diferentes tipos de cerómero. O revestimento com GLYMO-TEOS-TiO₂ e A174-TEOS aumentou, significativamente, a força transversal do PMMA, em comparação com o grupo controlo (PMMA não revestido), com exceção do GLYMO-TEOS-ZrO₂. Todos os cerómeros estudados provocaram um aumento significativo do módulo de elasticidade do material. O GLYMO-TEOS-ZrO₂ diminuiu, significativamente, a força de impacto do PMMA, uma vez que este cerómero formou uma maior quantidade de microfissuras, o que causou uma maior absorção de água, aumentando o seu volume e, por conseguinte, afetando as suas propriedades mecânicas.

2. Trabalho Experimental

2.1 Peso

Não foram identificadas diferenças entre o peso dos espécimes avaliado antes ($0,4467 \pm 0,0385g$) e após ($0,4480 \pm 0,0385g$) 5000 ciclos de termociclagem ($Z=-1,923$; $p=0,054$).

2.2 Microdureza

Os valores médios de microdureza inicial e final e respetivo desvio padrão, para cada espécime, estão representados nas Figuras 2 e 3.

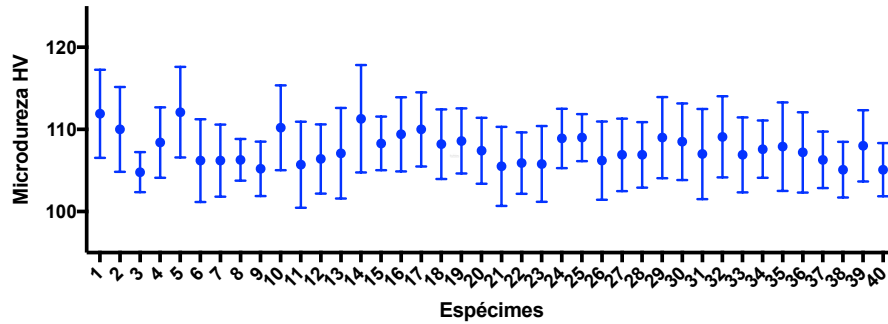


Figura 2 - Valores iniciais médios de microdureza e respetivos desvios padrões de cada espécime.

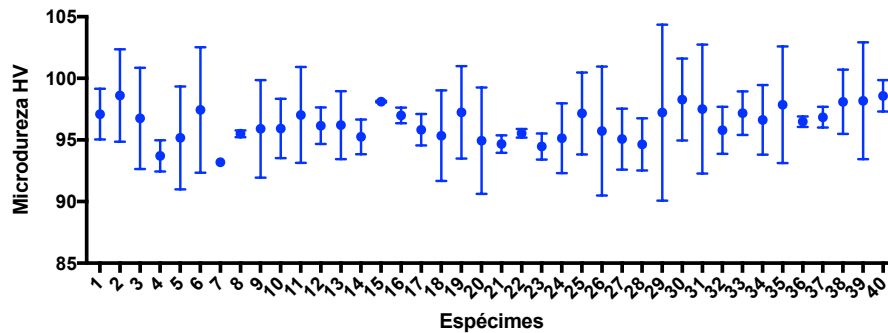


Figura 3 - Valores finais médios de microdureza e respetivos desvios padrões de cada espécime.

Na Figura 4 estão representados os valores de microdureza iniciais e finais (após 5000 ciclos de termociclagem) do cerómero avaliado. Houve uma diminuição, de 10,5%, da microdureza do material, após 5000 ciclos de termociclagem. O valor médio de microdureza inicial foi de $107,66 \pm 4,84$ HV e o valor médio de microdureza final foi de $96,34 \pm 3,22$ ($Z = -5,511$; $p < 0,001$).

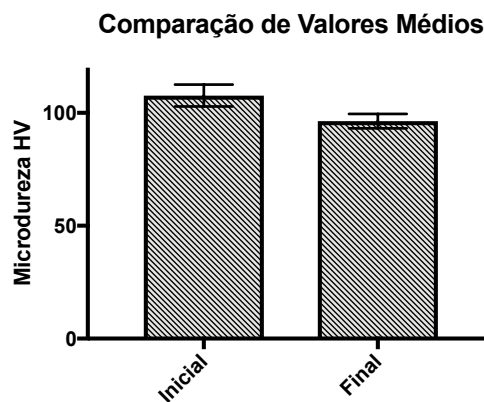


Figura 4 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste antes e após termociclagem

2.3 Rugosidade

Os resultados relativos à rugosidade foram representados pelas diferentes variáveis consideradas no estudo: Ra, Rz, R_{máx}, Rq, Rt e Rp.

Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre as avaliações iniciais e finais, relativamente às medições dos parâmetros Rz ($Z=-2,742$; $p=0,005$), R_{máx} ($Z=-3,549$; $p<0,001$), Rt ($Z=-3,381$; $p<0,001$) e Rp ($Z=-2,227$; $p=0,025$). Não foram identificadas diferenças significativas para os valores de Ra ($Z=-1,540$; $p=0,125$) e de Rq ($Z=-1,806$; $p=0,071$).

Na Figura 5 estão representados os valores de Ra iniciais e finais (após 5000 ciclos de termociclagem). Ocorreu um aumento de 19,3% do valor de Ra. O valor médio de Ra inicial foi de $0,22\pm 0,07\mu\text{m}$ e o valor médio de Ra final foi de $0,26\pm 0,15\mu\text{m}$.

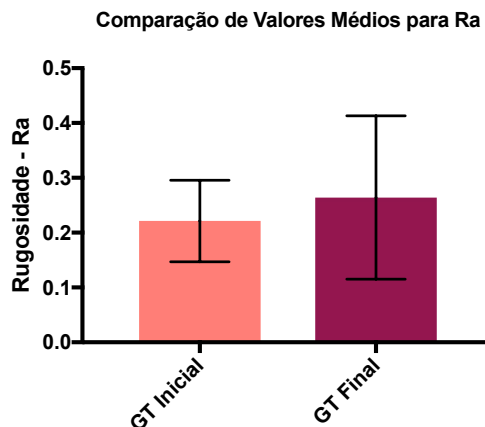


Figura 5 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Ra. GT: Grupo Teste.

Na Figura 6 estão representados os valores de Rz iniciais e finais (após 5000 ciclos de termociclagem). Ocorreu um aumento de 27,7% do valor de Rz. O valor médio de Rz inicial foi de $1,61\pm 0,39\mu\text{m}$ e o valor médio de Rz final foi de $2,05\pm 0,61\mu\text{m}$.

Na Figura 7 estão representados os valores de R_{máx} iniciais e finais do cerômero avaliado. Ocorreu um aumento de 32,4% no valor de R_{máx}. O valor médio de R_{máx} inicial foi de $2,08\pm 0,49\mu\text{m}$ e o valor médio de R_{máx} final foi de $2,75\pm 1,08\mu\text{m}$.

Na Figura 8 estão representados os valores de Rq iniciais e finais. Ocorreu um aumento de 20,3% do valor de Rq. O valor médio de Rq inicial foi de $0,29\pm 0,10\mu\text{m}$ e o valor médio de Rq final foi de $0,35\pm 0,18\mu\text{m}$.

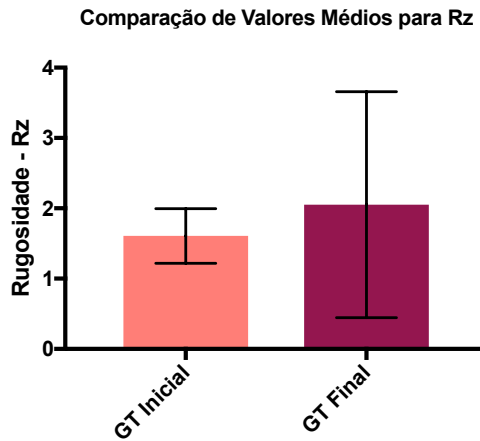


Figura 6 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Rz. GT: Grupo Teste.

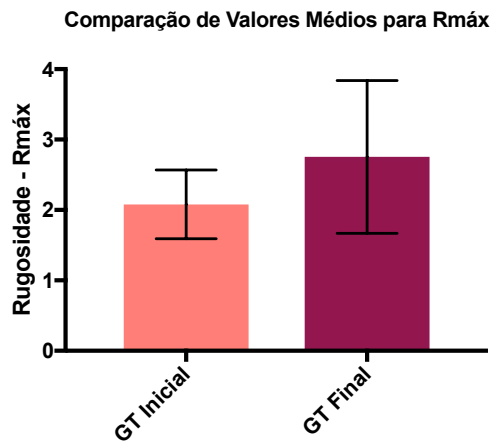


Figura 7- Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Rmáx. GT: Grupo Teste.

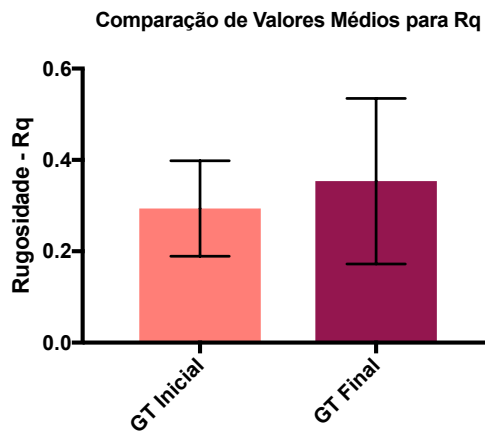


Figura 8 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Rq. GT: Grupo Teste.

Na Figura 9 estão representados os valores de Rt iniciais e finais. Ocorreu um aumento de 33,7% do valor de Rt. O valor médio de Rt inicial foi de $2,21 \pm 0,54 \mu\text{m}$ e o valor médio de Rt final foi de $2,95 \pm 1,16 \mu\text{m}$.

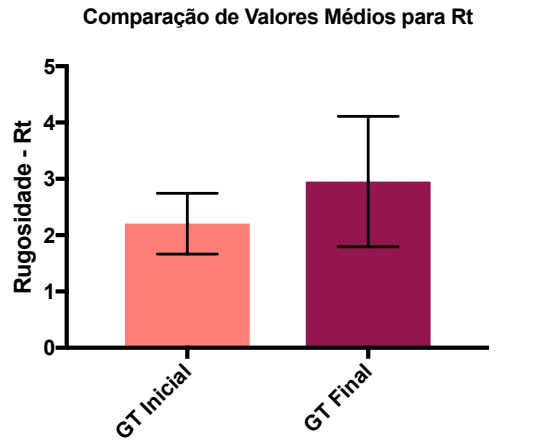


Figura 9 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Rt. GT: Grupo Teste.

Na Figura 10 estão representados os valores de Rp iniciais e finais. Ocorreu um aumento de 21,4% do valor de Rp. O valor médio de Rp inicial foi de $0,69 \pm 0,17 \mu\text{m}$ e o valor médio de Rp final foi de $0,84 \pm 0,39 \mu\text{m}$.

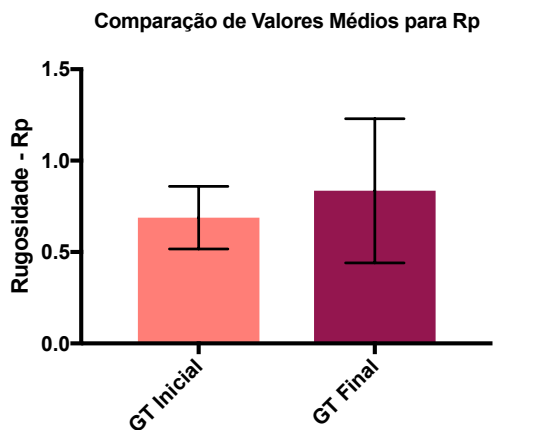


Figura 10 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para Rp. GT: Grupo Teste

Na Figura 11 está representada uma comparação das médias aritméticas dos parâmetros de rugosidade analisados. No geral, houve um aumento da rugosidade em 25,8%.

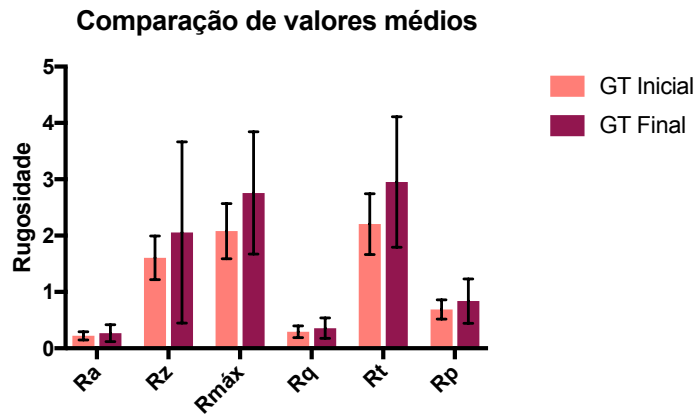


Figura 11 - Comparação das médias aritméticas do grupo teste (inicial e final) para todos os parâmetros de rugosidade. GT: Grupo Teste.

2.4 Ensaio de indentação deslizante

Os resultados relativos ao coeficiente de atrito do material estudado, determinados através do ensaio de indentação deslizante (*Scratch Test*), estão representados na Tabela III.

Tabela III – Valor médio do coeficiente de atrito

	Grupo Controle	Grupo Teste
μ	0,72	0,75

Nas Figuras 12 e 13 está representada a relação entre a força normal e a força de atrito, com o respetivo coeficiente de atrito. Entre o grupo controle e o grupo teste houve um aumento de 4,2%.

Nas Figuras 14 e 15 encontram-se representações gráficas da comparação do coeficiente de atrito e da força de atrito entre o grupo controle e o grupo teste. Existiu uma maior oscilação na força de atrito do grupo controle do que no grupo teste.

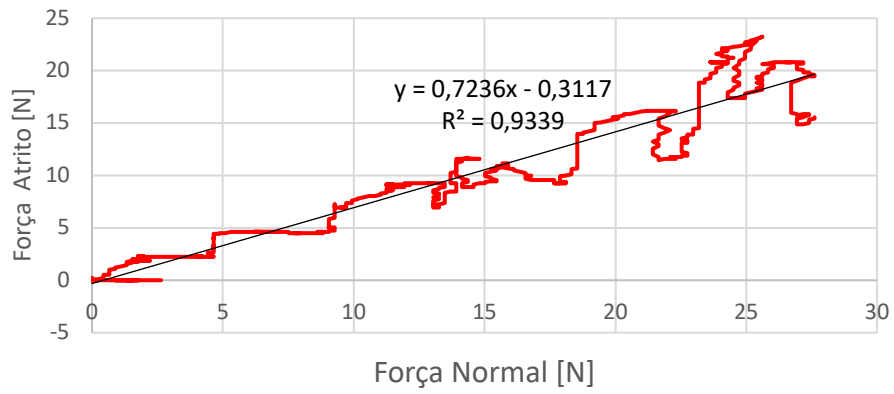


Figura 12 – Relação entre a força normal e a força de atrito do grupo controlo, com coeficiente de atrito de 0,72.

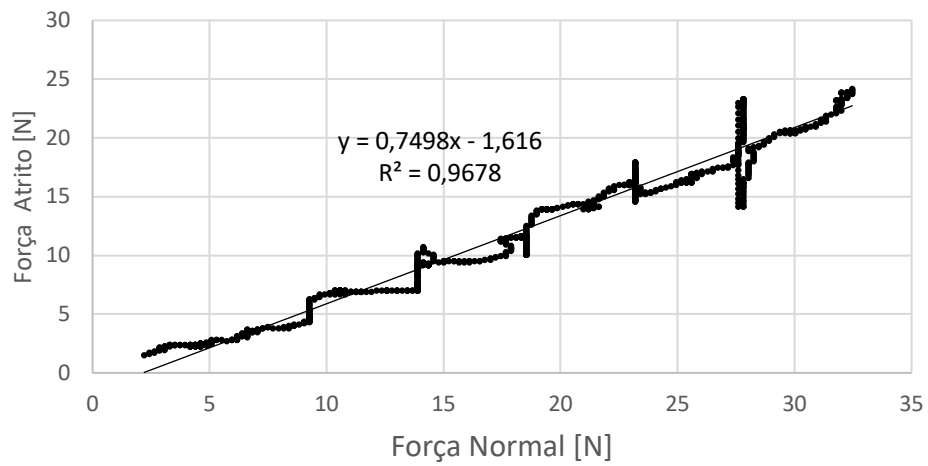


Figura 13 - Relação entre a força normal e a força de atrito do grupo teste, com coeficiente de atrito de 0,75.

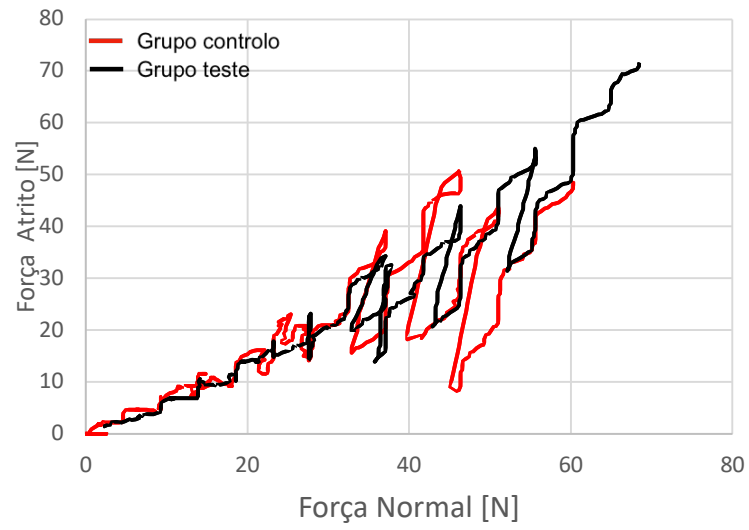


Figura 14 - Relação entre a força normal e a força de atrito do grupo teste, com coeficiente de atrito de 0,7498.

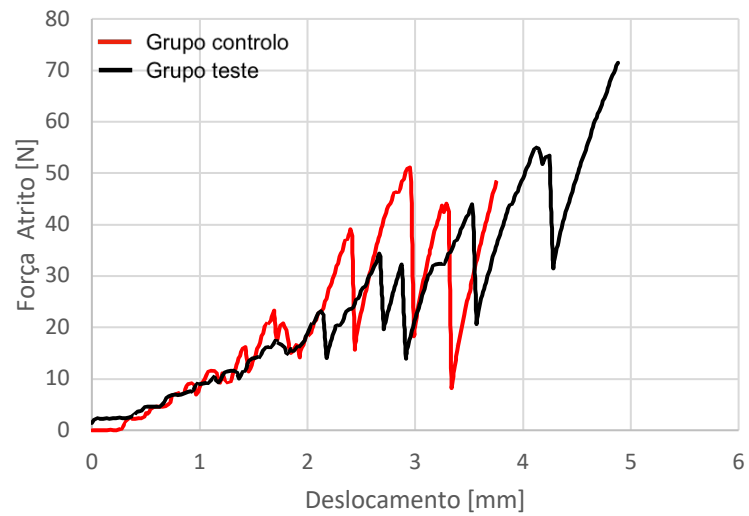


Figura 15 - Comparação da força de atrito entre o grupo controle e o grupo teste.

Na Figura 16, estão representadas as marcas de desgaste, numa escala de 200µm.

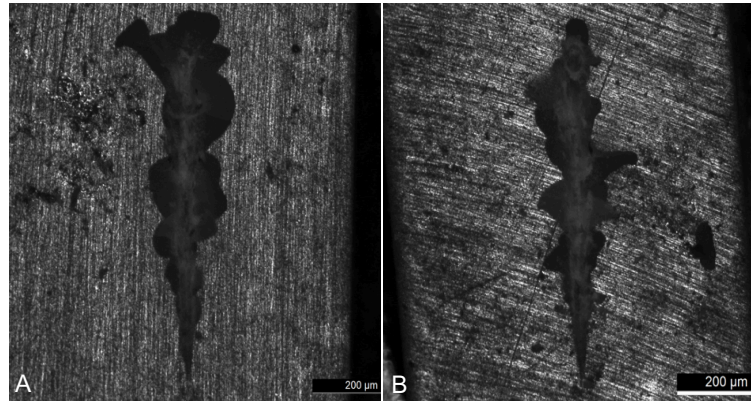


Figura 16 - Observação do desgaste em lente não polarizada. A) Grupo controlo; B) Grupo teste.

Nas Figuras 17 e 18 estão representadas as marcas de desgaste que o indentador deixou no espécime. As marcas de desgaste representadas encontraram-se de acordo com os gráficos da força de atrito (Figura 19). O grupo controlo apresentou fraturas maiores e mais irregulares. Para o mesmo deslocamento inicial do indentador, a superfície do espécime apresentou maior dano no grupo controlo do que no grupo teste. O grupo controlo apresentou fraturas maiores e mais irregulares.

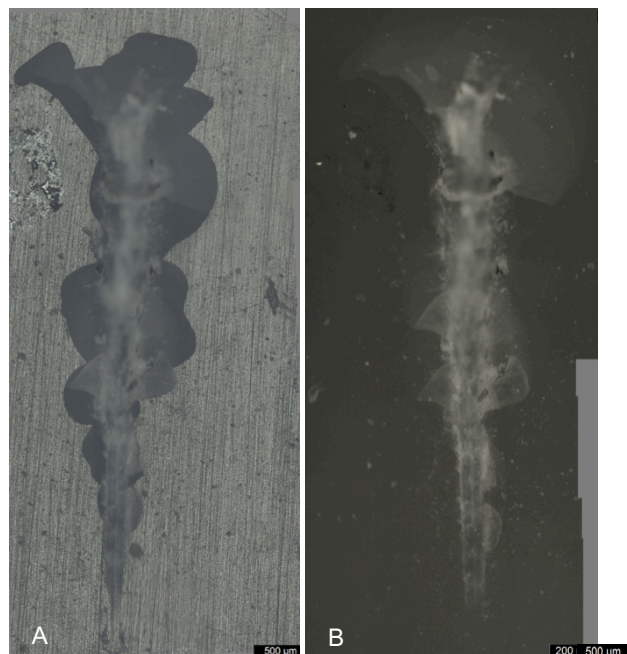


Figura 17 - Observação do desgaste sofrido por um espécime do grupo controlo. A) Lente não polarizada; B) Lente polarizada.

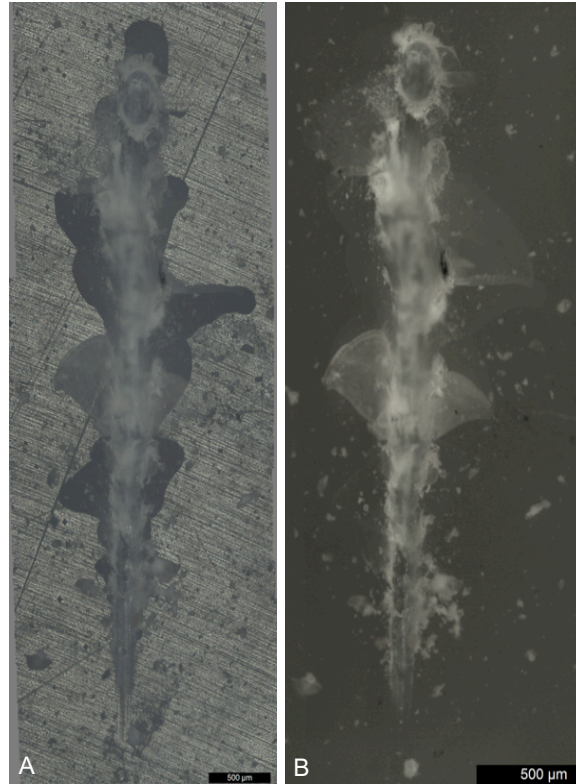


Figura 18 - Observação do desgaste sofrido por um espécime do grupo teste. A) Lente não polarizada; B) Lente polarizada.

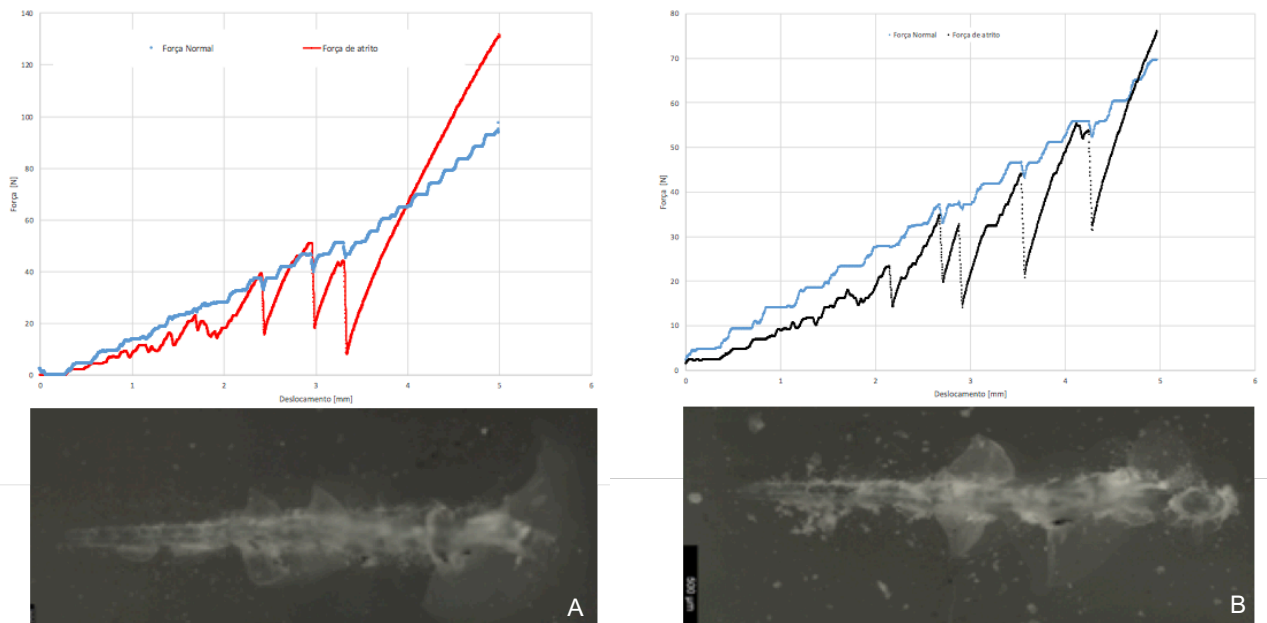


Figura 19 – Observação do desgaste obtido para os grupos controlo e teste, em comparação com a força normal e a força de atrito. A) Grupo controlo; B) Grupo teste.

DISCUSSÃO

1. Revisão Sistemática da Literatura

Quando a estrutura dentária é perdida, por cárie, por traumatismo, por um defeito no esmalte ou na dentina, ou mesmo por abrasão, erosão ou abfração, o doente desenvolve uma expectativa muito elevada em relação à futura restauração. (27)

Sendo assim, torna-se de particular importância perceber qual o material restaurador que tem as melhores propriedades, de forma a conferir longevidade à restauração, associada ao restabelecimento da função, forma, contorno e cor. (2,3,6)

Apesar de aos cerómeros estar associada uma elevada resistência ao desgaste e à abrasão, boa estética, baixo potencial de fratura, elevada resistência à flexão, desgaste reduzido do dente antagonista, manutenção da integridade marginal e fácil reparação intra-oral, são poucos os estudos que visam a avaliação do comportamento destes materiais na cavidade oral. (10,13)

Os resultados dos estudos clínicos de Monaco e col. (10) e Kükrrer e col. (13) demonstraram que os cerómeros permitem a criação de uma excelente integridade marginal, não sendo detetada recidiva de cárie em nenhum dos doentes incluídos nos estudos, mesmo quando os remanescentes dentários apresentam linhas de acabamento profundas em dentina. Para além disso, estes estudos associaram aos cerómeros uma elevada resistência à abrasão nas superfícies oclusais e interproximais. (10,13,26)

A integridade marginal é um dos critérios mais importantes no que respeita ao sucesso da restauração (10,12). Se esta não se mantiver intacta, a ocorrência de fraturas e o desgaste marginal podem levar à recidiva de cárie, havendo fracasso da restauração (13). A deterioração marginal é um problema que é comum a todas as restaurações indiretas, sejam elas cerâmicas, de resinas compostas ou de cerómeros. Contudo, este facto relaciona-se mais com o tipo de material usado durante a cimentação do que com o material da restauração. (13,20,28)

As restaurações totais cerâmicas não têm capacidade de absorver as forças de impacto, havendo uma grande acumulação de tensão ao longo das margens cervicais. (3,10,13) Para além disso, Kükrrer e col. (13) reportaram que os *inlays* cerâmicos fraturaram 20% mais do que outras restaurações com alguma percentagem de resina composta.

Assim, a tensão mecânica nas margens da cavidade é reduzida quando é usado um cerómero, devido à combinação da elevada resistência à flexão (semelhante à da dentina) com a elevada solidez (semelhante à do esmalte) que este material restaurador apresenta. (10,17,29) Esta afirmação é confirmada, também, por Ku e col. (21), que reportaram que o desgaste sofrido pelos cerómeros era parecido com aquele que ocorre nos dentes naturais.

O uso de *inlays* cerâmicos está contra-indicado em doentes com hábitos parafuncionais porque, devido à sua natureza frágil, a probabilidade de fratura é maior, uma vez que as forças são transmitidas à restauração. (30) Assim, estes doentes são excluídos dos estudos clínicos que avaliam o comportamento deste material, o que pode justificar a reduzida taxa de fratura reportada em alguns estudos. (13,30-33)

No estudo realizado por Kükler e col. (18), 29% das restaurações cerâmicas foram colocadas em doentes com hábitos parafuncionais (bruxismo), sendo que a única fratura parcial que ocorreu, após 38 meses, foi a de um molar mandibular de um doente não parafuncional. O módulo de elasticidade dos cerómeros é muito semelhante ao da dentina, permitindo uma melhor distribuição do stresse causado pelas forças de impacto na interface dente-restauração. (11,21,26) Tais resultados evidenciam as vantagens decorrentes da utilização de cerómeros relativamente às cerâmicas, inclusive no tratamento de doentes com hábitos parafuncionais. (11,13)

Para além das vantagens a nível mecânico, os cerómeros são, também, de fácil processamento laboratorial, apresentam uma excelente estética, uma boa adaptação marginal, uma baixa abrasividade, conferem uma ótima anatomia e permitem a criação de um bom ponto de contacto. (12,15-17,20,29,34)

Estas vantagens podem ser justificadas pelo facto de a contração de polimerização dos cerómeros ser controlada (<2%), o que influencia, positivamente, as suas propriedades físicas. A forma como este material é fabricado influencia, também, a resistência ao desgaste por abrasão e erosão, o que permite manter uma boa anatomia a longo prazo. (2,6,10,14,17)

Contudo, uma das mais importantes desvantagens decorrentes do uso dos cerómeros é o aumento da rugosidade de superfície, que pode resultar no aparecimento de manchas, na maior acumulação de placa bacteriana e no desgaste dos dentes oponentes. (10,11,13,18)

As cerâmicas apresentam uma maior estabilidade quanto à rugosidade de superfície. Após algum tempo, as restaurações cerâmicas possuem superfícies ligeiramente ásperas, o que poderá indicar que o fator tempo influencia mais as condições da superfície do cerómero do que as da superfície da cerâmica. (10,11)

Foi ainda relatada alguma instabilidade inicial da cor das restaurações cerâmicas, o que se apresenta como desvantagem face à reabilitação com cerâmicas. No entanto, e apesar das restaurações cerâmicas permitirem uma maior estabilidade da cor inicialmente, esta estabilidade é também alcançada pelos cerómeros após algum tempo. (10,13)

2. Trabalho Experimental

No estudo experimental realizado foram testados vários parâmetros mecânicos do cerómero 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative® (3M ESPE, Neuss, Alemanha).

A microdureza inicial do material foi de 107 Vickers (1049 MPa) e, após 5000 ciclos de termociclagem, esta passou a ser de 96 Vickers (941,5 MPa). Estes valores encontram-se mais próximos dos valores de microdureza da dentina, que ronda os 1000 Mpa, do que da microdureza do esmalte, que ronda os 4000 Mpa. (35) Os valores de microdureza das resinas compostas não reforçadas rondam os 90 Vickers (883 Mpa). (36) O reforço com partículas de cerâmica influencia, positivamente, as propriedades mecânicas das resinas compostas e, mesmo após envelhecimento, essas propriedades são melhores do que as propriedades das resinas compostas não envelhecidas.

A degradação que ocorre nas restaurações, quer estas sejam totalmente em resina composta, quer sejam em resinas compostas reforçadas com partículas de cerâmica, deve-se ao facto de que, quando em contacto com água (e, no caso da cavidade oral, com a saliva), ocorre uma difusão das moléculas de água na matriz polimérica, que degradam as ligações de siloxano, comprometendo as propriedades físicas e mecânicas do material. Ocorre, então, uma diminuição da dureza e do módulo de elasticidade das restaurações com o tempo. (5,26)

A rugosidade tem vindo a ser indicada como a principal desvantagem decorrente do uso dos cerómeros, uma vez que esta vai aumentando ao longo do tempo. (13,18) No presente estudo, os parâmetros da rugosidade que variaram significativamente após 5000 ciclos de termociclagem foram o Rz, o R_{máx}, o Rt e o Rp. O parâmetro de rugosidade máxima (R_{máx}) fornece dados sobre a deterioração da superfície vertical dos espécimes. Logo, o seu aumento associa-se a um aumento dos picos e asperezas na superfície do material restaurador, o que aumenta a sua rugosidade. (5) O parâmetro de profundidade total de rugosidade (Rt) mede a distância entre o pico mais alto e o vale mais profundo, dentro do comprimento total de avaliação, o que vem suportar, também, o aumento significativo do R_{máx}.

Os parâmetros de raiz quadrada média da altura dos perfis (Rq) e de média aritmética dos valores absolutos das alturas dos perfis (Ra) não definem a forma das irregularidades (37), o que pode explicar o facto de não ter havido diferenças estatisticamente significativas relativamente a estes parâmetros.

De uma forma geral, no presente estudo, a rugosidade dos espécimes sofreu um aumento de 25,8% após o envelhecimento dos espécimes, o que vem corroborar os resultados de estudos anteriores, que referem o aumento significativo da rugosidade de superfície dos cerómeros. (10,11,13,18)

Contudo, o presente estudo beneficiaria de um aumento do número de espécimes, uma vez que o desvio padrão das medições iniciais intersectou as médias aritméticas das medições finais.

O coeficiente de atrito aumentou após a termociclagem, tendo sido identificada uma variação da força de atrito entre o grupo teste e o grupo controlo. Este facto foi observado em materiais que possuem partículas de reforço duras (5) e que, portanto, vão resistindo ao avanço do indentador, fazendo com que ocorra uma diminuição da sua tenacidade. Quanto maior o tamanho das partículas de reforço, maior o coeficiente de atrito e, conseqüentemente, maiores serão as forças de contacto, o que pode aumentar o volume de material removido por desgaste. (5)

Os danos que foram apresentados, na direção transversal ao deslocamento, ocorreram por fraturas subsuperficiais, devidas ao aumento do coeficiente de atrito (ou à força de atrito), ao atingir valores locais elevados (estado de tensão mais elevado), tendo em conta que a distribuição de tensão obedece à teoria de hertz (38) e que a componente tangencial da carga aplicada faz aumentar a tensão local na subsuperfície. Deste modo, com o aumento da força de atrito e, conseqüentemente, da tensão na subsuperfície do material, esta distribuição de tensão induziu falhas na superfície, abaixo da área de contacto, através de um processo de fadiga e, conseqüentemente, ocorreu a propagação dessa falha até à superfície. Este facto explica as maiores fraturas no grupo teste relativamente ao grupo controlo.

Contudo, a matriz deste material é resinosa e, para além do comportamento do material de reforço, importa também ter em conta o possível desgaste que a matriz resinosa pode sofrer, comprometendo o seu comportamento.

O aumento da rugosidade pareceu indicar que a termociclagem afeta a matriz e não as partículas. A matriz tanto pode retrair relativamente às partículas como tornar-se mais macia (4), o que justifica a maior resistência do grupo teste ao *scratch*, com menos fraturas subsuperficiais, que se esperava ocorrerem nas zonas de maior desgaste, e oscilações da força de atrito mais retardadas.

O aparecimento mais prematuro de fraturas subsuperficiais e a sua maior extensão indicam que o material do grupo controlo é mais frágil do que o do grupo teste, o que foi comprovado também pela análise da microdureza.

Para o grupo controlo, que possuiu maior carga de reforço e menor tenacidade, o indentador encontrou uma maior resistência, alterando a força de atrito em relação à força normal. Já no grupo teste, como a tenacidade aumentou, os declives da força de atrito e da força normal foram mais aproximados.

CONCLUSÃO

Os cerómeros podem constituir uma alternativa estética às restaurações de dentes com grandes destruições, mostrando longevidade clínica, com baixa taxa de fratura e baixa incidência de recidiva de cárie.

O limite de fratura dos cerómeros é superior às forças oclusais exercidas, o que, juntamente com o facto de este material ter um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, permite que seja usado em doentes com hábitos parafuncionais.

Contudo, em zonas onde a estética é fundamental (setor anterior), a cerâmica será uma opção mais viável.

O cerómero 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative® (3M ESPE, Neuss, Alemanha) demonstrou ser um bom material para restaurações complexas, uma vez que mantém ótimas propriedades mecânicas, mesmo após envelhecimento: os resultados obtidos neste estudo experimental indicam que o número de ciclos de termociclagem não foi suficiente para alterar as propriedades mecânicas deste cerómero.

REFERÊNCIAS

1. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry. First. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD; 2010.
2. Terry DA. Developing an Intracoronal Restoration With Indirect Composite Resin Part. :10.
3. Bouschlicher MR, Cobb DS, Vargas MA. Effect of Two Abrasive Systems on Resin Bonding to Laboratory-Processed Indirect Resin Composite Restorations. J Esthet Restor Dent. Julho de 1999;11(4):185–96.
4. Vale Antunes PAA. Physical-mechanical characterization of direct restorative dental materials.
5. Carreira M, Antunes PV, Ramalho A, Paula A, Carrilho E. Thermocycling effect on mechanical and tribological characterization of two indirect dental restorative materials. J Braz Soc Mech Sci Eng. Janeiro de 2017;39(1):1–17.
6. Ortega VL, Pegoraro LF, Conti PCR, Valle AL, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. J Oral Rehabil. Abril de 2004;31(4):393–7.
7. Carreira M. Caracterização mecânica e tribológica de dois materiais de restauração indireta após envelhecimento.
8. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil. Dezembro de 2001;28(12):1106–15.
9. Heintze SD, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. Wear. Setembro de 2007;263(7–12):1138–46.
10. Monaco C, Baldissara P, dall'Orologio GD, Scotti R. Short-Term Clinical Evaluation of Inlay and Onlay Restorations Made with a Ceromer. 2000;6.
11. Khairallah C. Evaluation clinique à long terme de deux matériaux utilisés pour la confection d'inlays esthétiques. 2009;10.
12. Gemalmaz D, Kukrer D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. J Oral Rehabil. Junho de 2006;33(6):436–42.
13. Kükker D, Gemalmaz D, Kuybulu EO, Bozkurt FÖ. A Prospective Clinical Study of Ceromer Inlays: Results up to 53 Months. 2004;7.
14. Cesar PF, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. J Prosthet Dent. 2001;86(3):8.
15. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. J Prosthet Dent. Outubro de 2002;88(4):388–95.
16. Cho L, Choi J, Jin Yi Y, Jin Park C. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. J Prosthet Dent. Junho de 2004;91(6):554–60.
17. Göehring TN, Peters OA, Lutz F. Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress: An in vitro study. J Prosthet Dent. Julho de 2001;86(1):81–92.
18. Cho L-R, Yi Y-J, Heo S-J. Effect of tooth brushing and thermal cycling on a surface change of ceromers finished with different methods. J Oral Rehabil. Setembro de 2002;29(9):816–22.
19. Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Inlay fixed partial denture as a conservative approach for restoring posterior missing teeth: a clinical report. J Prosthet Dent. Maio de 2003;89(5):443–5.
20. Stappert CFJ, Chitmongkolsuk S, Silva NRFA, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dent Mater. Setembro de 2008;24(9):1248–57.

21. Ku C-W, Park S-W, Yang H-S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*. Agosto de 2002;88(2):170–5.
22. Magarey JM. Elements of a systematic review. *Int J Nurs Pract*. Dezembro de 2001;7(6):376–82.
23. E384 Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials. Developed by subcommittee: E04.05, Book of standards vol 03.01, American Society for Testing and Materials ASTM E384-16; 2016.
24. 4288:2008 I. Geometrical Product Specifications (GPS) - Surface Texture: Profile method - Terms, Definitions and Surface Texture Parameters. International Standard Organization, Technical Committee. 2008;ASME B46.1.;
25. G171 (2009) Standard test method for scratch hardness of materials using a diamond stylus,. Developed by subcommittee: G02.30, Book of standards vol 03.02, American Society for Test- ing and Materials ASTM G171-03(2009)e2;
26. GüL EB, Atala MH, EşEr B, Polat NT, Asiltürk M, GüLtek A. Effects of coating with different ceromers on the impact strength, transverse strength and elastic modulus of polymethyl methacrylate. *Dent Mater J*. 2015;34(3):379–87.
27. Rosenberg J. Design and management of the worn anterior dentition: a case study with porcelain veneers and a ceromer/fiber-reinforced composite framework.
28. Portugal J, Bernardo MF, Pereira C, Rabaço P, González L, Marques M, et al. Clinical Performance of an Experimental Veneering Composite in FPDs. One-year report. *Rev Port Estomatol Med Dentária E Cir Maxilofac*. Julho de 2007;48(3):133–9.
29. Trushkowsky RD. Ceramic Optimized Polymer: The Next Generation of Esthetic Restorations - Part 1. 1997;18(11).
30. Isidor F, Brøndum K. A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent*. Agosto de 1995;74(2):140–4.
31. Åberg CH, Dijken JW van, Olofsson A-L. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontol Scand*. Janeiro de 1994;52(3):140–9.
32. Friedl K-H, Hiller K-A, Schmalz G, Bey B. Clinical and quantitative marginal analysis of feldspathic ceramic inlays at 4 years. *Clin Oral Investig*. 14 de Janeiro de 1998;1(4):163–8.
33. Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent*. Outubro de 1997;78(4):346–53.
34. Duarte S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent*. Julho de 2009;102(1):1–9.
35. Zaytsev D, Panfilov P. Deformation behavior of human enamel and dentin–enamel junction under compression. *Mater Sci Eng C*. Janeiro de 2014;34:15–21.
36. Moharam L, El-Hoshy A, Abou-Elenein K. The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. *J Clin Exp Dent*. 2017;0–0.
37. Neto J. Metrologia e controle dimensional: Conceitos, Normas e Aplicação. Campus; 2012.
38. Peixoto DFC. Estudo do contacto roda/carril: análise de tensões e fadiga. :87.

