



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE



LÍVIA FIORIN

**EFEITO DA CARACTERIZAÇÃO EXTRÍNSECA, DO GLAZEAMENTO E DO
POLIMENTO NO COMPORTAMENTO DE DESGASTE E NA PROBABILIDADE DE
SOBREVIVÊNCIA DA ZIRCÔNIA MONOLÍTICA**

RIBEIRÃO PRETO

2023

LÍVIA FIORIN

**EFEITO DA CARACTERIZAÇÃO EXTRÍNSECA, DO GLAZEAMENTO E DO
POLIMENTO NO COMPORTAMENTO DE DESGASTE E NA PROBABILIDADE DE
SOBREVIVÊNCIA DA ZIRCÔNIA MONOLÍTICA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

VERSÃO CORRIGIDA

RIBEIRÃO PRETO

2023

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Fiorin, Lívia. Efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento no comportamento de desgaste e na probabilidade de sobrevivência da zircônia monolítica. Ribeirão Preto, 2023.

117p. : il.; 30cm

Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Versão Corrigida

1. Zircônia, 2. Esmalte dentário, 3. Desgaste de restauração dentária, 4. Acabamento dentário, 5. Fadiga.

FOLHA DE APROVAÇÃO

FIORIN, L. Efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento no comportamento de desgaste e na probabilidade de sobrevivência da zircônia monolítica.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

*"Não me escolhestes vós a mim, mas eu vos escolhi a vós,
e vos nomeei, para que vades e deis fruto, e o vosso fruto
permaneça." (João 15:16)*

A **Deus**, agradeço por ter me escolhido e me acompanhado por toda vida. Ainda não sei o que o Senhor viu em mim, mas bem sei que tudo aquilo que enxergam de bom em mim, vem de Ti. O Senhor é minha alegria, minha força e minha esperança. Enquanto eu viver, todos os meus bons frutos serão dedicados ao Senhor, e as pessoas saberão que foram as Suas mãos que fizeram todas essas coisas.

Dedico este trabalho,

Aos meus pais, **Edison e Marta**. Serei eternamente grata pelo amor incondicional e pela educação. Obrigada por acreditarem no meu potencial, por sempre me apoiarem e por terem trabalhado arduamente para que eu pudesse estudar e construir meu futuro. Não foi através de palavras, mas do exemplo e da determinação de vocês, que de forma honesta fui em busca dos meus sonhos não disposta a desistir. Espero honrá-los por toda minha vida. Não existem palavras que traduzam minha gratidão. Vocês são minha grande inspiração e eu os amo com todo meu coração.

Ao meu irmão **Luís Gustavo**, que sempre esteve ao meu lado desde a infância. Obrigada pelo companheirismo, suporte e apoio.

Aos meus avós, **Luiz, Verônica, Orlando (in memorian) e Maria (in memorian)**, pelo amor, carinho e cuidado.

Ao meu namorado **Pedro**, pelo amor e cuidado. Obrigada pelo companheirismo, por sempre ter acreditado no meu potencial e me motivado a melhorar e crescer.

Aos familiares, em especial às queridas tias **Gisele, Silvana e Elaine**, que sempre me apoiaram, e aos primos **Pedro, Lucas, Rafael, Vinícius e Luísa**, que alegam meus finais de semana.

Agradecimentos Especiais

À **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, obrigada pelos anos de convivência que me ensinaram não somente sobre Odontologia e pesquisa, mas sobre valores humanos como bondade, humildade e comprometimento com o trabalho. Sempre disposta a ajudar, aceitou minha orientação antes de me conhecer. Obrigada por lidar com minhas limitações sempre com muita paciência e gentileza, e por ter me oferecido tantas oportunidades para desenvolver minhas habilidades acadêmicas e clínicas. Eu ainda tenho muito a melhorar, mas olho para nossa jornada com carinho e vejo que fizemos um bom trabalho juntas. Esse tempo foi de muito crescimento e amadurecimento para mim, e muito devo a senhora por isso. Muito obrigada pelo empenho e dedicação na minha formação. Deixo registrado aqui minha sincera e profunda gratidão e admiração pela senhora.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, quem me recebeu ainda na graduação e como sempre, me ofereceu solução e trabalho. Obrigada por ter me recebido tão bem e desde então, ter sido presente na minha formação. Foi graças à essa experiência, extremamente positiva e agradável, que eu me identifiquei com a carreira acadêmica e pude chegar até aqui. O senhor é um grande exemplo para mim, pessoa de índole e postura admirável e sempre dedicado ao trabalho. Também agradeço pela colaboração no desenvolvimento deste e outros trabalhos.

À **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiróz**, uma grande amiga que compartilhou de muitos momentos comigo nesta jornada e participou ativamente no desenvolvimento deste trabalho. Obrigada por toda ajuda, por todos os ensinamentos e pela convivência que tornou os dias de trabalho no laboratório mais leves e alegres.

Agradecimientos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada por seu diretor, Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, pela oportunidade inestimável de ser aluna dos cursos de graduação, mestrado e doutorado.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral**, representado por sua coordenadora, Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis, pelas inúmeras oportunidades de aprendizado durante o curso de doutorado, seja através das disciplinas oferecidas que me motivaram a aprofundar em diferentes temas dentro da Reabilitação Oral, seja através da execução das atividades laboratoriais, que incluíram a utilização de manufatura aditiva e subtrativa, fundição, e o contato com diferentes materiais restauradores.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pela concessão do Auxílio à Pesquisa Regular (Processo FAPESP 2019/18367-4), que financiou a execução deste trabalho.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela concessão de bolsa de doutorado e pelo suporte ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, em nome da **Prof. Dra. Regina Guenka Palma Dibb**, por ter disponibilizado o uso do Microscópio Confocal a Laser, e da técnica de laboratório, **Dra. Juliana Jendiroba Faraoni**, pela orientação das análises realizadas.

Aos **docentes** do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, pelo convívio e ensinamentos.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, especialmente aos do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Wagner Del Gatto, Fernanda Talita de Freitas e Regiane Tirado Damasceno**, pela amizade e prestatividade.

À **Dra. Ana Paula Macedo**, pela ajuda com estatística da etapa 2 e manutenção da máquina utilizada neste trabalho. Obrigada pela sua colaboração, por ser tão solícita comigo e

pela amizade ao longo desses anos.

Aos Técnicos em Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, especialmente ao **Paulo Sérgio Ferreira, José de Godoi Filho e José Henrique Loureiro** pela ajuda com o processo de fundição realizado neste trabalho, e também ao **Marcelo Aparecido Vieira** pela amizade ao longo desses anos.

À **Suleimy Mazin**, estaticista que realizou a análise de probabilidade de sobrevivência deste estudo. Obrigada pela paciência e disponibilidade para esclarecer minhas dúvidas.

Ao aluno de iniciação científica, **Paulo Eduardo Barros de Souza Oliveira**, pela colaboração na execução das etapas 1 e 2 deste trabalho, e por tornar os dias de trabalho no laboratório mais alegres. Espero que eu possa ter contribuído na sua formação durante a graduação, da mesma forma que você contribuiu com a minha na pós-graduação.

Aos colegas de laboratório, **Allan Oliveira da Silva, Stephanie Francoi Poole, Alia Oka Al Houch e Anselmo Agostinho Simionato**, pela convivência, incentivo e parceria em outros trabalhos.

Aos colegas de pós-graduação, **Brenda Gonçalves de Carvalho, Daniel Zuluaga Goyenete, Victor Barboza da Matta e Andrezza Cristina Moura dos Santos**, pela amizade e incentivo ao longo desses anos.

À amiga **Renata Cardoso**, que sempre mostrou que não é preciso estar perto, para estar presente. Obrigada pelo incentivo e amizade ao longo desses anos.

Meus sinceros agradecimentos a todos que contribuíram diretamente ou indiretamente na realização deste trabalho.

Resumo

FIORIN, L. **Efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento no comportamento de desgaste e na probabilidade de sobrevivência da zircônia monolítica.** 2023, 115p. Tese – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento da zircônia estabilizada com 5 mol% de óxido de ítrio (5Y-TZP) no comportamento de desgaste do esmalte dentário e diferentes materiais restauradores, e na probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas. Para isso, este estudo foi dividido em 3 etapas e as amostras de 5Y-TZP foram divididas em seis grupos, de acordo com a presença de caracterização extrínseca e o tipo de acabamento superficial realizado: C (controle), CE (caracterização extrínseca), G (glazeamento), P (polimento), CEG (caracterização extrínseca e glazeamento) e CEP (caracterização extrínseca e polimento). Na etapa 1, foram confeccionadas amostras planas de 5Y-TZP para os diferentes grupos (n=10) e amostras de esmalte dentário humano, e após o ensaio de desgaste de dois corpos (20 N, 2 Hz, 300.000 ciclos) as amostras de esmalte dentário humano foram avaliadas quanto à perda de altura vertical com projetor de perfil e paquímetro digital. Os dados da etapa 1 foram analisados utilizando ANOVA de 1 fator e pós teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Na etapa 2, foram confeccionadas hemisferas de 5Y-TZP para os diferentes grupos (n=10) e amostras planas de diferentes materiais restauradores, incluindo a 5Y-TZP, a resina composta microhíbrida (RC), cerâmica reforçada com leucita (CL) e a cerâmica à base de dissilicato de lítio (DS). Após o ensaio de desgaste de dois corpos (20 N, 2 Hz, 300.000 ciclos), as hemisferas foram avaliadas quanto à perda de altura vertical com projetor de perfil e paquímetro digital, e a profundidade de desgaste das amostras planas foi avaliada no microscópio confocal a laser. Os dados da etapa 2 foram analisados utilizando modelo linear generalizado, teste Wald e pós teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Na etapa 3, coroas monolíticas de 5Y-TZP dos diferentes grupos (n=18) foram submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva para avaliar a probabilidade de sobrevivência aos perfis de carregamento leve (n=9), moderado (n=6) e agressivo (n=3) quanto ao número de ciclos e carga. As tábuas de sobrevivência foram elaboradas para verificar a probabilidade de sobrevivência e a comparação entre os grupos foi realizada utilizando o teste de Log-Rank ($\alpha=0,05$). O grupo P provocou a menor perda de altura vertical do esmalte dentário humano ($p<0,001$) e das hemisferas em oposição à 5Y-TZP, RC e CL, enquanto o grupo G aumentou a perda de altura vertical das hemisferas em oposição a DS. O material restaurador que provocou os maiores valores de perda de altura vertical nas hemisferas foi a 5Y-TZP. O grupo P diminuiu a profundidade de desgaste de RC, enquanto os grupos G e CEG aumentaram a profundidade de desgaste de DS e RC, respectivamente. A RC apresentou os maiores valores de profundidade de desgaste, enquanto CL e DS apresentaram comportamento semelhante e intermediário. Não houve diferença entre os grupos para probabilidade de sobrevivência aos perfis de carregamento leve ($p=0,4$), moderado ($p=0,3$) e agressivo ($p=0,1$) do ensaio de fadiga acelerada progressiva, considerando o número de ciclos e a carga. O polimento reduziu a perda de altura vertical do esmalte dentário e das hemisferas, e favoreceu a durabilidade da caracterização extrínseca e sem prejudicar a probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas.

Palavras-chave: Zircônia, Esmalte dentário, Desgaste de restauração dentária, Acabamento dentário, Fadiga.

Abstract

FIORIN, L. **Effect of staining, glazing, and polishing on wear behavior and survival probability of monolithic zirconia.** 2023, 115. Tese – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of staining, glazing, and polishing of stabilized zirconia with 5 mol% of yttrium oxide (5Y-TZP) on wear behavior of human enamel and different restorative materials, and on survival probability of monolithic crowns. For this, this study was divided into 3 stages and specimens of 5Y-TZP was divided into 6 groups, accordingly with presence of staining and type of finishing procedure used: C (control), CE (staining), G (glazing), P (polishing), CEG (staining and glazing) e CEP (staining and polishing). In stage 1, the 5Y-TZP plane specimens of different groups (n=10) and human enamel specimens was obtained, and after two-body wear test (20 N, 2 Hz, 300,000 cycles), the vertical height loss of human enamel was evaluated with profile projector and digital caliper. The data of stage 1 was analyzed with one-way ANOVA and Tukey post hoc test ($\alpha=0.05$). In stage 2, hemispheres of different groups and plane specimens of different restorative materials including 5Y-TZP, microhybrid composite resin (RC), leucite reinforced ceramic (CL), and lithium disilicate ceramic (DS) were obtained. After two-body wear test (20 N, 2 Hz, 300,000 cycles), vertical height loss of hemispheres was evaluated with profile projector and digital caliper, and the wear depth of plane specimens was evaluated with laser confocal microscope. The data of stage 2 was analyzed using generalized linear mix model, Wald test and Tukey post hoc test ($\alpha=0.05$). In stage 3, 5Y-TZP monolithic crowns of different groups (n=18) were submitted to step stress accelerated life testing to evaluate the survival probability on light (n=9), moderate (n=6) and aggressive (n=3) step loads for number of cycles and load. The survival tables were prepared to verify the survival probability and the comparison among groups was performed using the Log-Rank test ($\alpha=0.05$). The P group led to the lowest vertical height loss of human enamel ($p<0.001$) and hemispheres opposing 5Y-TZP, RC and CL, while G group increased the vertical height loss of hemispheres opposing DS. The 5Y-TZP as restorative material caused the highest vertical height loss of hemispheres. The P group decreased wear depth of RC, while G and CEG groups increased the wear depth of DS and RC, respectively. The RC presented the highest values of wear depth, while LC and DS presented similar and intermediate behavior. There was no difference among groups for survival probability on light ($p=0.4$), moderate ($p=0.3$) and aggressive ($p=0.1$) step loads for number of cycles and load. The polishing decreased the vertical height loss of human enamel and hemispheres and favored staining durability, without damage the survival probability of monolithic crowns.

Keywords: Zirconia, Human enamel, Wear of dental restoration, Finishing procedures, Fatigue.

Lista de Figuras

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Secção dos molares em cortadeira de precisão. A. Molar após secção transversal. B. Coroa do molar posicionada para secção longitudinal. C. Coroa do molar após secção longitudinal.....	40
Figura 2.	Embutimento dos molares. A. Molar fixado com cera 7 na ponta acessória do delineador para embutimento. B. Molar embutido visto por vestibular. C. Molar embutido visto por lingual.....	40
Figura 3.	Bloco de zircônia pré-sinterizada posicionado na cortadeira de precisão.....	41
Figura 4.	Amostras pré-sinterizadas posicionadas no forno para sinterização.....	41
Figura 5.	Caracterização extrínseca nas amostras planas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para caracterização extrínseca utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com pincel nas amostras planas de 5Y-TZP.....	42
Figura 6.	Glazamento nas amostras planas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para glazamento utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com pincel nas amostras planas de 5Y-TZP.....	43
Figura 7.	Polimento nas amostras planas de 5Y-TZP. A. Paralelômetro modificado. B. Kit de polidores diamantados utilizado. C. Amostra plana de 5Y-TZP sendo polida.....	44
Figura 8.	Amostra plana de 5Y-TZP centralizada no anel de PVC com o auxílio de um delineador para embutimento.....	45
Figura 9.	Máquina de carregamento mecânico utilizada para realização do ensaio de desgaste de dois corpos. A. Vista completa. B. Vista aproximada do recipiente acrílico.....	46
Figura 10.	A. Projetor de perfil. B. Dispositivo para posicionamento da amostra no projetor de perfil. C. Amostra posicionada no projetor de perfil.....	46
Figura 11.	A. Diferença entre o perfil inicial e final vista no projetor de perfil. B. Diferença entre o perfil inicial e final sendo quantificada utilizando paquímetro digital.....	47
Figura 12.	Bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.....	48
Figura 13.	A. Hemisferas pré-sinterizadas posicionadas no forno para sinterização. B. Hemisferas sinterizadas.....	49

Figura 14.	Caracterização extrínseca das hemisferas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para caracterização extrínseca utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com um pincel nas hemisferas de 5Y-TZP.....	49
Figura 15.	Glazeamento das hemisferas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para glazeamento utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com um pincel nas hemisferas de 5Y-TZP.....	50
Figura 16.	Polimento das hemisferas de 5Y-TZP. A. Polidores diamantados utilizados nesta etapa. B. Superfície cônica da hemisfera sendo polida com polidor em formato de chama. C. Ápice da hemisfera sendo polido com polidor em formato <i>twist</i>	51
Figura 17.	Matriz de silicone de condensação, resina composta microhíbrida, espátula para resina composta e fotopolimerizador utilizados para confeccionar as amostras...	52
Figura 18.	Enceramento das amostras planas de cerâmica reforçada com leucita. A. Cera aquecida liquefeita sendo vertida sobre a matriz de silicone. B. Superfície exposta do padrão de cera sendo aplainada com espátula aquecida.....	53
Figura 19.	A. Padrões de cera posicionados na base do anel de silicone. B. Queima para eliminação da cera. C. Cerâmica reforçada com leucita utilizada neste estudo....	53
Figura 20.	A. Bloco de cerâmica à base de dissilicato de lítio utilizado neste estudo. B. Bloco posicionado na cortadeira de precisão. C. Amostra plana de cerâmica à base de dissilicato de lítio posicionada no forno para cristalização.....	54
Figura 21.	A. Hemisfera posicionada no projetor de perfil. B. Dispositivo para posicionamento da hemisfera no projetor de perfil.....	55
Figura 22.	Diferença entre o perfil inicial e final sendo quantificada utilizando paquímetro digital.....	56
Figura 23.	Bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.....	57
Figura 24.	Coroas monolíticas posicionadas no forno para sinterização.....	58
Figura 25.	Caracterização extrínseca das coroas monolíticas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para caracterização extrínseca utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com um pincel nas coroas de 5Y-TZP.....	58
Figura 26.	Glazeamento das coroas monolíticas de 5Y-TZP. A. Pasta específica para glazeamento utilizada neste estudo. B. Homogeneização da pasta antes da utilização. C. Pasta sendo aplicada com um pincel na superfície externa das coroas de 5Y-TZP.....	59

Figura 27.	Polimento das coroas monolíticas de 5Y-TZP. A. Polidores diamantados utilizados nesta etapa. B. Polimento com polidor diamantado sendo realizado na superfície vestibular da coroa monolítica.....	60
Figura 28.	Dispositivo utilizado para padronização do jateamento com partículas de óxido de alumínio.....	60
Figura 29.	Confecção do pilar metálico no formato de um preparo. A. <i>Software</i> utilizado para obtenção do desenho. B. Impressora utilizada para obtenção dos padrões de resina calcinável.....	61
Figura 30.	Enceramento dos padrões de resina calcinável para fundição. A. Anel de silicone, cera orgânica e <i>sprues</i> com câmara de compensação utilizados no enceramento. B. Padrões de resina calcinável posicionados no anel de silicone. C. Padrões de resina calcinável sendo incluídos em material de revestimento.....	62
Figura 31.	A. Matriz de borracha de silicone. B. Pilar metálico posicionado em uma moldeira para embutimento de resina de poliuretano. C. Pilar metálico embutido em resina de poliuretano	63
Figura 32.	Cimentação da coroa monolítica sobre o pilar metálico. A. Cimento resinoso utilizado neste estudo. B. Cimentação sendo realizada no delineador utilizando carga de 5 N, apontada pela seta branca. C. Vista aproximada da cimentação da coroa.....	63
Figura 33.	Coroa monolítica posicionada para ensaio de resistência à fratura.....	64
Figura 34.	Número de ciclos e carga dos perfis de carregamento leve, moderado e agressivo do ensaio de fadiga acelerada progressiva.....	65
Figura 35.	Ensaio de fadiga acelerada progressiva. A. Cicladora mecânica pneumática utilizada neste estudo. B. Coroa monolítica posicionada na cicladora e imersa em água, com o aplicador de carga com ponta arredondada posicionado na concavidade palatina da coroa.....	66
Figura 36.	Média e desvio padrão da perda de altura vertical do esmalte dentário humano (μm).....	69
Figura 37.	Probabilidade de sobrevivência para o número de ciclos no perfil de carregamento leve.....	73
Figura 38.	Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento leve.....	74
Figura 39.	Probabilidade de sobrevivência para número de ciclos no perfil de carregamento moderado.....	75
Figura 40.	Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento	

	moderado.....	76
Figura 41.	Probabilidade de sobrevivência para número de ciclos no perfil de carregamento agressivo.....	77
Figura 42.	Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento agressivo.....	78

Lista de Tabelas

LSITA DE TABELAS

Tabela 1.	Nome comercial, sigla, composição e fabricante da zircônia utilizada neste estudo.....	39
Tabela 2.	Nome comercial, composição e fabricante dos materiais restauradores utilizados neste estudo.....	48
Tabela 3.	Medidas de posição central e dispersão dos grupos para perda de altura vertical do esmalte dentário humano.....	68
Tabela 4.	ANOVA de um fator para comparação da perda de altura vertical do esmalte dentário humano.....	68
Tabela 5.	Pós teste de Tukey para comparação da perda de altura vertical do esmalte dentário humano entre os diferentes grupos.....	68
Tabela 6.	Média, desvio padrão e comparações estatísticas da perda de altura vertical das hemisferas (μm) após ensaio de desgaste de dois corpos.....	69
Tabela 7.	Teste Wald para perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP.....	69
Tabela 8.	Média, desvio padrão e comparações estatísticas da profundidade de desgaste (μm) das amostras planas dos diferentes materiais restauradores após ensaio de desgaste de dois corpos.....	71
Tabela 9.	Teste Wald para profundidade de desgaste dos materiais restauradores.....	71
Tabela 10.	Carga até a fratura (N) das coroas monolíticas submetidas ao ensaio de resistência à fratura.....	72
Tabela 11.	Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento leve.....	72
Tabela 12.	Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento leve.....	73
Tabela 13.	Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento moderado.....	74
Tabela 14.	Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento moderado.....	75
Tabela 15.	Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento agressivo.....	76
Tabela 16.	Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento agressivo.....	77

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	27
2. PROPOSIÇÃO	36
2.1 Objetivos gerais	37
2.2 Objetivos específicos	37
2.3 Hipótese nula	37
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
3.1 ETAPA 1	39
3.1.1 Obtenção das amostras de esmalte dentário humano	39
3.1.2 Obtenção das amostras planas de 5Y-TZP	41
3.1.3 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas amostras planas de 5Y-TZP.....	42
3.1.3.1 Caracterização extrínseca.....	42
3.1.3.2 Glazeamento	43
3.1.3.3 Polimento	44
3.1.4 Embutimento das amostras planas de 5Y-TZP	45
3.1.5 Ensaio de desgaste de dois corpos.....	45
3.1.6 Projeção de perfil das amostras de esmalte dentário humano	46
3.1.7 Análise dos dados da Etapa 1	47
3.2 ETAPA 2	48
3.2.1 Obtenção das hemisferas de 5Y-TZP	48
3.2.2 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas hemisferas de 5Y-TZP.....	49
3.2.2.1 Caracterização extrínseca.....	50
3.2.2.2 Glazeamento	50
3.2.2.3 Polimento	51
3.2.3 Obtenção das amostras planas de 5Y-TZP	51
3.2.4 Obtenção das amostras planas de resina composta microhíbrida.....	52
3.2.5 Obtenção das amostras planas de cerâmica reforçada com leucita.....	53
3.2.6 Obtenção das amostras planas de cerâmica à base de dissilicato de lítio.....	54
3.2.7 Ensaio de desgaste de dois corpos.....	55
3.2.8 Projeção de perfil das hemisferas de 5Y-TZP	55
3.2.9 Profundidade de desgaste das amostras planas dos diferentes materiais restauradores.....	57
3.2.10 Análise dos dados	57

3.3 ETAPA 3	57
3.3.1 Obtenção das coroas monolíticas de 5Y-TZP	57
3.3.2 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas coroas monolíticas de 5Y-TZP	58
3.3.2.1 Caracterização extrínseca	59
3.3.2.2 Glazeamento	59
3.3.2.3 Polimento	60
3.3.3 Preparo da superfície interna das coroas monolíticas de 5Y-TZP para cimentação	61
3.3.3 Confeção do pilar metálico no formato de um preparo	61
3.3.4 Cimentação da coroa monolítica sobre o pilar metálico	64
3.3.5 Ensaio de fadiga acelerada progressiva	64
3.3.5.1 Ensaio de resistência à fratura	65
3.3.5.2 Ensaio de fadiga acelerada progressiva	65
3.3.6 Análise dos dados	67
4. RESULTADOS	68
4.1 ETAPA 1	69
4.2 ETAPA 2	70
4.2.1 Perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP	70
4.2.2 Profundidade de desgaste das amostras planas	71
4.3 ETAPA 3	73
4.3.1 Ensaio de resistência à fratura	73
4.3.2 Ensaio de fadiga acelerada progressiva	73
5. DISCUSSÃO	80
6. CONCLUSÃO	90
REFERÊNCIAS	92
ANEXOS	103

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

A busca pela aparência natural das restaurações tem impulsionado a rápida expansão dos materiais restauradores estéticos, especialmente das cerâmicas odontológicas, cujo uso cresceu rapidamente à medida que a odontologia digital e o sistema *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM) se tornaram mais avançados e acessíveis. O desenvolvimento de novos materiais e o uso dessas tecnologias permitiram a confecção de restaurações monolíticas que atenderam à demanda estética, com tempo de fabricação e o custo reduzidos (Zhang *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang & Lawn, 2018; Giordano *et al.*, 2022).

A cerâmica odontológica é um material formado pelas fases vítrea e cristalina, que conferem ao material suas características físicas, ópticas e mecânicas, dependendo da natureza, quantidade e a proporção de cada fase (Giordano *et al.*, 2022). A desvantagem de todo material cerâmico é a fragilidade, descrita por Anusavice *et al.* (2013) como a inabilidade relativa do material de se deformar plasticamente. Para solucionar este problema, múltiplas tentativas foram feitas para reforçar as cerâmicas odontológicas, aumentando a quantidade e o tipo de conteúdo cristalino. No entanto, foi estabelecida relação inversamente proporcional entre estética e propriedades mecânicas, uma vez que o aumento de conteúdo cristalino aumenta a resistência mecânica do material, mas diminui notavelmente as propriedades ópticas e a capacidade de mimetizar a aparência do dente natural (Giordano *et al.*, 2022).

Os materiais cerâmicos podem ser classificados de acordo com sua aplicação clínica, método de fabricação ou microestrutura (Mainjot, 2016), embora alguns autores tenham considerado a classificação de acordo com a microestrutura mais relevante (Kruzic *et al.*, 2018). As porcelanas são compostas principalmente por feldspato (mais de 90%) e por isso são denominadas porcelanas feldspáticas. A microestrutura das porcelanas feldspáticas consiste predominantemente em uma fase vítrea com até 30% de cristais de leucita heterogeneamente distribuídos no material, resultando em excelente translucidez, e baixa resistência e tenacidade à fratura (Silva *et al.*, 2017).

A fim de melhorar as propriedades da porcelana feldspática, as cerâmicas vítreas foram desenvolvidas com base em diferentes fases cristalinas (Mainjot, 2016). As cerâmicas reforçadas com leucita prensadas contêm até 40% em volume de cristais de leucita homogeneamente dispersos, resultando em valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura de 164 MPa e 1,03 MPa/m^{1/2}, respectivamente (Silva *et al.*, 2017). Já as cerâmicas

reforçadas com aproximadamente 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio mostraram propriedades mecânicas superiores, apresentando valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura de 365 MPa e 2.8 MPa/m^{1/2}, respectivamente (Silva *et al.*, 2017). As propriedades mecânicas aprimoradas foram atribuídas ao mecanismo de reforço por dispersão, que dificulta a propagação de trincas na presença de cristais adicionais (Silva *et al.*, 2017; Giordano *et al.*, 2022).

A porcelana feldspática, a cerâmica reforçada com leucita e a cerâmica de dissilicato de lítio devem ser condicionadas com ácido fluorídrico e silanizadas para alcançar adesão ao substrato dentário (Blatz *et al.*, 2003), enquanto a zircônia não é condicionável e a adesão ainda é um desafio (Zhang & Lawn, 2018).

A zircônia parcialmente estabilizada na fase tetragonal com 3 mol% de óxido de ítrio (3Y-TZP) é um material cerâmico policristalino que apresenta excelentes propriedades mecânicas devido à sua microestrutura e ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase. Na presença de transformação da fase tetragonal para a fase monoclinica, os grãos metaestáveis sofrem expansão volumétrica, gerando tensões compressivas que previnem ou retardam a propagação de trincas (Hjerpe *et al.*, 2008; Stawarczyk *et al.*, 2017).

No entanto, a baixa translucidez fez com que esse material fosse indicado para confecção de infraestruturas que devem receber revestimento cerâmico para alcançar estética satisfatória (Sailer *et al.*, 2015; Stawarczyk *et al.*, 2017). Recentemente, as restaurações confeccionadas com infraestrutura de 3Y-TZP e revestimento cerâmico mostraram falhas, como delaminação e fratura do revestimento cerâmico (Sailer *et al.*, 2015; Stawarczyk *et al.*, 2017; Gonzaga *et al.*, 2022).

A estabilidade das restaurações depende da distribuição de tensões internas e externas. As tensões internas são criadas através da diferença do coeficiente de expansão térmico do material de infraestrutura e do revestimento cerâmico, enquanto as tensões externas são decorrentes da função mastigatória. Quando a soma das tensões internas e externas excedem a resistência do material, a restauração falha. A 3Y-TZP e o revestimento cerâmico não são dúcteis e como o revestimento cerâmico apresenta resistência significativamente mais baixa do que a 3Y-TZP, ele fratura primeiro (Stawarczyk *et al.*, 2017).

Para solucionar este problema, foi recomendado o uso de restaurações monolíticas. As restaurações monolíticas de zircônia são obtidas através da tecnologia CAD/CAM e apresentam vantagens como: alta resistência, preparo dentário mais conservador, redução do tempo de laboratório e do número de sessões clínicas (Kontonasaki *et al.*, 2019). A principal

desvantagem é estética, devido à baixa translucidez da 3Y-TZP. No entanto, modificações na composição e microestrutura foram realizadas a fim de melhorar as propriedades ópticas do material (Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang & Lawn, 2018).

Em 2012, uma segunda geração de 3Y-TZP foi introduzida no mercado através de um processamento mais refinado. O número e o tamanho dos grãos de óxido de alumínio (Al_2O_3) e a porosidade foram reduzidos utilizando temperatura de sinterização mais alta, melhorando a translucidez do material e permitindo a indicação para confecção de coroas monolíticas na região posterior (Carraba *et al.*, 2017; Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang & Lawn, 2018).

Como a segunda geração de 3Y-TZP ainda apresentava estética insuficiente para ser indicada para confecção de coroas monolíticas na região anterior, foram realizadas melhorias adicionais. A concentração de óxido de ítrio foi aumentada para 4 mol% (4Y-TZP) e 5 mol% (5Y-TZP), resultando no aumento de fase cúbica na estrutura cristalina e redução da resistência e da tenacidade à fratura do material. Os cristais cúbicos são mais isotrópicos e maiores em volume em relação aos tetragonais, o que diminuiu a porosidade e a dispersão de luz nos limites dos grãos da 4Y-TZP e 5Y-TZP, melhorando a translucidez e permitindo a indicação para confecção de coroas monolíticas na região anterior (Stawarczyk *et al.*, 2017; Zhang & Lawn, 2018).

Além da translucidez, outras propriedades ópticas também são importantes. A zircônia é branca e requer ajuste da cor para mimetizar a aparência dos dentes naturais. Existem três técnicas disponíveis para pigmentar a zircônia: adição de pigmento no pó de zircônia durante o processo de fabricação dos blocos, imersão ou aplicação de pigmento na zircônia pré-sinterizada, e aplicação de pigmento na zircônia após a sinterização. A produção de blocos de zircônia pré-tonalizada é realizada pelo fabricante, enquanto os procedimentos de imersão e aplicação de pigmento na superfície da zircônia são conduzidos por técnicos em prótese dentária (Tabatabaian, 2019).

Os blocos de zircônia pré-tonalizada são fabricados a partir da adição de óxidos metálicos, como óxido de ferro (Fe_2O_3), de cério (CeO_2) ou de bismuto (Bi_2O_3) no pó da zircônia, e estão disponíveis de acordo com a escala de cores VITA Classical (Tabatabaian, 2019). Alguns autores relataram que a adição de óxidos metálicos no pó da zircônia não tem influência nas propriedades mecânicas do material (Sedda *et al.*, 2015; Souza *et al.*, 2022a; Souza *et al.*, 2022b).

As técnicas de imersão ou aplicação de pigmento na zircônia antes do processo de sinterização são baseadas na incorporação de pigmentos compostos por óxidos metálicos na

superfície da zircônia pré-sinterizada (Sedda *et al.*, 2015). Alguns estudos investigaram a influência dessas técnicas nas propriedades ópticas e mecânicas da zircônia monolítica e constataram que o efeito depende da composição do pigmento (Nam & Park, 2017), do tempo de imersão ou número de aplicações (Auzani *et al.*, 2020), e pode influenciar a translucidez (Sulaiman *et al.*, 2015; Auzani *et al.*, 2020), a opalescência (Auzani *et al.*, 2020), a luminosidade (Ahangari *et al.*, 2015), e propriedades mecânicas, como a resistência à flexão (Shah *et al.*, 2008; Hjerpe *et al.*, 2008; Sulaiman *et al.*, 2015; Orhun, 2017), a microdureza (Nam & Park, 2017), a resistência à fadiga (Auzani *et al.*, 2020; Souza *et al.*, 2022b) e a confiabilidade estrutural do material (Souza *et al.*, 2022b).

Já a técnica de aplicação de pigmento na zircônia após a sinterização, também conhecida como caracterização extrínseca, consiste na aplicação de pigmento com pincel que requer queima em um forno de cerâmica convencional. O pigmento é incorporado a um material vítreo de baixa fusão que deve formar uma camada uniforme e brilhante na superfície externa da restauração (Sedda *et al.*, 2015). Há poucas informações na literatura sobre essa técnica, mas foi encontrado que ela tem influência na rugosidade superficial (Silva *et al.*, 2022; Souza *et al.*, 2022c), estabilidade de cor (Farzin *et al.*, 2021), translucidez (Sulaiman *et al.*, 2015; Farzin *et al.*, 2021), microdureza (Silva *et al.*, 2022), resistência à flexão (Sulaiman *et al.*, 2015) e resistência à fadiga do material (Souza *et al.*, 2022c). Adicionalmente, alguns autores recomendaram a realização de um acabamento superficial para proteger a camada de caracterização extrínseca e promover estabilidade de cor (Garza *et al.*, 2016; Kanat-Ertürk, 2019).

Os acabamentos superficiais, como o glazeamento e o polimento, são indicados para melhorar a estética (Alp *et al.*, 2018; Aljomard *et al.*, 2022), reduzir a rugosidade superficial (Zhang *et al.*, 2016; Huh *et al.*, 2018; Aljomard *et al.*, 2022) e o acúmulo de biofilme na superfície da zircônia (Haralur *et al.*, 2012; Jaeggi *et al.*, 2022). Entretanto, não existe um acabamento superficial claramente indicado para ser utilizado após a caracterização extrínseca da zircônia.

O polimento é importante para eliminar defeitos causados pela usinagem (Pfefferle *et al.*, 2020; Wiedenmann *et al.*, 2020) e reduzir a rugosidade superficial da zircônia (Janyavula *et al.*, 2013; Caglar *et al.*, 2018; Pfefferle *et al.*, 2020; Aljomard *et al.*, 2022). Além disso, é mais rápido e econômico do que o glazeamento, já que pode ser realizado no consultório odontológico (Wiedenmann *et al.*, 2020). Existe uma variedade de instrumentos disponíveis no mercado, que geralmente consistem em conjuntos de polidores específicos para zircônia monolítica utilizados em duas etapas. Pfefferle *et al.* (2020) avaliaram diferentes métodos de

polimento para zircônia monolítica e concluíram que um protocolo de polimento de duas etapas aplicado à zircônia sinterizada reduziu a rugosidade superficial e alcançou valores iguais ou menores à 0,2 μm , que são considerados valores de rugosidade superficial desejáveis.

Já o glazeamento pode ser realizado de três formas distintas: por meio de mistura pó/líquido (Amaral *et al.*, 2016; Manziuc *et al.*, 2019; Carvalho *et al.*, 2022), pasta (Silva *et al.*, 2022), ou *spray* (Stawarczyk *et al.*, 2013; Zucuni *et al.*, 2019; Zucuni *et al.*, 2020; Dal Piva *et al.*, 2020; Cadore-Rodrigues *et al.*, 2021) e requer queima em forno convencional. No entanto, alguns autores relataram uma baixa durabilidade para o glazeamento (Esquivel Upshaw *et al.*, 2018), que pode ser explicada pela incompatibilidade química entre a camada de glazeamento e a superfície da zircônia, e pela diferença entre o coeficiente de expansão térmico dos dois materiais, resultando em baixa adesão entre eles (Aboushelib *et al.*, 2008; Aboushelib & Wang, 2010).

Estudos anteriores investigaram o efeito do polimento e do glazeamento da 3Y-TZP no comportamento de desgaste do esmalte dentário e concluíram que o polimento foi mais efetivo em reduzir o desgaste do esmalte dentário (Mitov *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2013; Janyavula *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2013; Lawson *et al.*, 2014; Amer *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2014; Chong *et al.*, 2015; Bai *et al.*, 2016; Rupawala *et al.*, 2017; Zurek *et al.*, 2018; Wiedenmann *et al.*, 2020; Aljomard *et al.*, 2022). Contudo, a 3Y-TZP apresenta microestrutura distinta da 5Y-TZP, e pode apresentar comportamento de desgaste igualmente distinto.

É importante investigar o comportamento de desgaste, porque é esperado que o material restaurador não acentue o desgaste no esmalte dentário, nem comprometa a longevidade das outras restaurações presentes no ambiente oral (Kruzic *et al.*, 2023). As consequências do desgaste incluem danos estéticos, alterações funcionais entre o dente e o antagonista, diminuição da eficiência mastigatória, perda de dimensão vertical de oclusão e remodelamento da articulação temporomandibular (Oh *et al.*, 2002; Heintze *et al.*, 2019). Sendo assim, o comportamento de desgaste deve ser investigado utilizando métodos *in vitro* antes do uso clínico indiscriminado (Pereira *et al.*, 2019; Dal Piva *et al.*, 2020; Kruzic *et al.*, 2023).

A resina composta e as cerâmicas odontológicas são materiais restauradores amplamente utilizados, e podem compor restaurações que entrarão em contato direto com a 5Y-TZP. Ambas estão sujeitas à falha por desgaste ou fadiga, que pode levar à necessidade de substituição da restauração (Kruzic *et al.*, 2018).

A resina composta é um material restaurador, cuja microestrutura consiste em uma matriz polimérica orgânica, tipicamente à base de dimetacrilato, composta por bisfenol A-glicidil (bis-GMA) misturado com trietileno dimetacrilato de glicol (TEGDMA) e dimetacrilato de uretano (UDMA). Essa matriz polimérica é reforçada com partículas de carga inorgânica, como o vidro, quartzo, sílica coloidal ou zircônia. A resina composta é utilizada para confecção de restaurações diretas e indiretas por apresentar boa estética e capacidade de adesão ao substrato dentário, e pode ser classificada de acordo com sua microestrutura em microparticulada, híbrida, microhíbrida, nanohíbrida e nanoparticulada. A resina composta microhíbrida é amplamente utilizada, e está indicada para restauração de dentes anteriores e posteriores, apresentando uma combinação de partículas em microescala, no intervalo de 1–3,5 µm (Ferracane, 2011; Ferracane, 2013). A composição e o tamanho das partículas de carga influenciam as propriedades ópticas, mecânicas e o comportamento de desgaste deste material (Ferracane, 2013; Pereira *et al.*, 2019).

Pereira *et al.* (2019) investigaram o comportamento de desgaste do esmalte bovino e da resina composta microhíbrida em oposição à 3Y-TZP após ensaio de desgaste de dois corpos, e encontraram comportamento semelhante entre eles. Esse resultado é satisfatório, porque é esperado que os materiais restauradores apresentem comportamento semelhante aos dentes naturais (Lambrechts *et al.*, 2006).

Já as cerâmicas odontológicas, são materiais restauradores indiretos utilizados na confecção de restaurações unitárias ou múltiplas. Elas podem ser utilizadas como camada de revestimento para mascarar uma infraestrutura de metal ou de 3Y-TZP, e para confeccionar restaurações monolíticas. Os fatores que influenciam o comportamento de desgaste das cerâmicas odontológicas incluem a microestrutura, tenacidade à fratura e rugosidade superficial (Kruzic *et al.*, 2018).

Poucos estudos investigaram o comportamento de desgaste da 5Y-TZP sobre diferentes materiais restauradores. Alguns avaliaram o desgaste em oposição à resina composta (Maier *et al.*, 2022), enquanto outros em oposição à cerâmica de dissilicato de lítio (Maier *et al.*, 2022; Jia-Mahasap *et al.*, 2022), mas nenhum estudo avaliou o efeito da caracterização extrínseca e da combinação com outros acabamentos superficiais no comportamento de desgaste da 5Y-TZP em oposição a diferentes materiais restauradores.

Alguns autores sugeriram que existe correlação entre o comportamento de desgaste e de fadiga em aplicações odontológicas, o que cria interesse em examinar esses processos juntos. Se houver falha por fadiga do material restaurador, o desgaste no antagonista tende a se intensificar (Kruzic *et al.*, 2018; Kruzic *et al.*, 2023). No ambiente oral, todos os materiais

restauradores estão sujeitos ao processo de degradação a longo prazo, e a falha dos materiais cerâmicos pode ser explicada por um mecanismo conhecido como crescimento lento de trincas subcríticas. As trincas se iniciam a partir de um efeito pré-existente na estrutura do material e se propagam ao longo do tempo na presença de cargas cíclicas de baixa intensidade até a fratura (Wiskott *et al.*, 1995; Bonfante & Coelho, 2016; Velho *et al.*, 2022).

Os testes de carga até a fratura, como o ensaio de resistência à flexão ou à compressão, servem como ferramentas úteis para investigar o comportamento mecânico inicialmente, mas não são capazes de simular falhas clínicas. Já o ensaio de fadiga acelerada progressiva é capaz de reproduzir *in vitro* modos de falha semelhantes aos observados clinicamente e devem ser realizados para prever o desempenho clínico dos materiais (Bonfante & Coelho, 2016; Velho *et al.*, 2022).

O ensaio de fadiga acelerada progressiva utiliza progressão de carga acelerada para observar de forma mais rápida, modos de falha encontrados em condições normais. O teste de carga até a fratura é realizado inicialmente para definir os patamares de carga nos perfis de carregamento leve, moderado e agressivo. O uso desses três perfis de carregamento distribui a falha em diferentes patamares de carga, obtendo melhores estatísticas de previsão e estreitando o intervalo de confiança (Bonfante & Coelho, 2016).

A maioria dos estudos anteriores avaliou o comportamento da 5Y-TZP utilizando testes de carga até a fratura (Mohammadi- Bassir *et al.*, 2017; Carrabba *et al.*, 2017; Sulaiman *et al.*, 2017; Zadeh *et al.*, 2018; Mao *et al.*, 2018; Camposilvan *et al.*, 2018; Kwon *et al.*, 2018; Silva *et al.*, 2022), enquanto a minoria investigou o comportamento à fadiga. Alguns autores compararam o comportamento à fadiga das três gerações de zircônia monolítica, 3Y, 4Y, 5Y-TZP, e concluíram que a 5Y-TZP é a zircônia monolítica que apresenta a menor resistência à fadiga. O aumento na concentração de óxido de ítrio e fase cúbica eliminou a presença do mecanismo de tenacificação de transformação de fase relatado para 3Y-TZP, explicando a redução na resistência do material (Pereira *et al.*, 2018; Rosentritt *et al.*, 2020; Jerman *et al.*, 2021; Machry *et al.*, 2021; Spitznagel *et al.*, 2021).

Adicionalmente, os estudos anteriores que investigaram o comportamento à fadiga da 5Y-TZP utilizaram amostras não-anatômicas (Pereira *et al.*, 2018; Rosentritt *et al.*, 2020; Zucuni *et al.*, 2020; Cadore-Rodrigues *et al.*, 2021; Jerman *et al.*, 2021; Machry *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2022). No entanto, a geometria da amostra é um fator importante para o comportamento à fadiga e distribuição de tensões no material. Sendo assim, é importante avaliar o efeito da caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento no comportamento à fadiga de coroas monolíticas de 5Y-TZP.

Os métodos *in vitro* são extremamente recomendados para esclarecer o comportamento de desgaste e de fadiga dos materiais, que estão diretamente relacionados com o desempenho e longevidade das restaurações no ambiente oral. Portanto, devido as informações limitadas sobre o efeito da caracterização extrínseca, do polimento, e do glazeamento da 5Y-TZP no comportamento de desgaste do esmalte dentário e de diferentes materiais restauradores, e no comportamento à fadiga de coroas monolíticas, este estudo foi proposto.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivos gerais

Avaliar o efeito da caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento da zircônia estabilizada com 5 mol% de óxido de ítrio (5Y-TZP) no comportamento de desgaste do esmalte dentário humano e diferentes materiais restauradores, e na probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas.

2.2 Objetivos específicos

Avaliar o efeito da caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento da 5Y-TZP na:

1. Perda de altura vertical do esmalte dentário humano após o ensaio de desgaste de dois corpos;
2. Perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP submetidas ao ensaio de desgaste de dois corpos em oposição à 5Y-TZP, resina composta microhíbrida, cerâmica reforçada com leucita e cerâmica de dissilicato de lítio;
3. Profundidade de desgaste da 5Y-TZP, resina composta microhíbrida, cerâmica reforçada com leucita e cerâmica de dissilicato de lítio, utilizadas como material restaurador antagonista no ensaio de desgaste de dois corpos;
4. Probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas de 5Y-TZP submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva.

2.3 Hipótese nula

A hipótese nula testada é que a caracterização extrínseca, o polimento e o glazeamento da 5Y-TZP não têm influência sobre o comportamento de desgaste do esmalte dentário humano e diferentes materiais restauradores, e sobre a probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas.

3. Materiais e Métodos

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi dividido em três etapas. Na Etapa 1, foram confeccionadas amostras planas de zircônia estabilizada com 5 mol% de óxido de ítrio (5Y-TZP) submetidas à caracterização extrínseca e aos acabamentos superficiais e amostras de esmalte dentário humano para investigar o comportamento de desgaste do esmalte dentário humano submetido ao ensaio de desgaste de dois corpos. Na Etapa 2, foram confeccionadas hemisferas de 5Y-TZP submetidas à caracterização extrínseca e aos acabamentos superficiais, e amostras planas de diferentes materiais restauradores, incluindo a resina composta microhíbrida, a cerâmica reforçada com leucita e a cerâmica de dissilicato de lítio, para investigar o comportamento de desgaste do conjunto submetido ao ensaio de desgaste de dois corpos. Por fim, na Etapa 3 foram confeccionadas coroas monolíticas de 5Y-TZP no formato de um canino superior submetidas à caracterização extrínseca e aos acabamentos superficiais para investigar a probabilidade de sobrevivência após ensaio de fadiga acelerada progressiva.

Todas as amostras de 5Y-TZP foram confeccionadas com o material descrito na Tabela 1.

Tabela 1. Nome comercial, sigla, composição e fabricante da zircônia utilizada neste estudo.

Nome comercial	Sigla	Composição	Fabricante
Ceramill Zolid FX Preshade	5Y-TZP	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0, Y ₂ O ₃ : 8.5 – 9.5, HfO ₂ : ≤ 5.0, Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 (MW)	AmannGirrbach, Áustria

3.1 ETAPA 1

Nesta etapa, foram obtidas amostras de esmalte dentário humano e amostras planas de 5Y-TZP que foram submetidas ao ensaio de desgaste de dois corpos para investigar o efeito da caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento da 5Y-TZP no comportamento de desgaste do esmalte dentário humano.

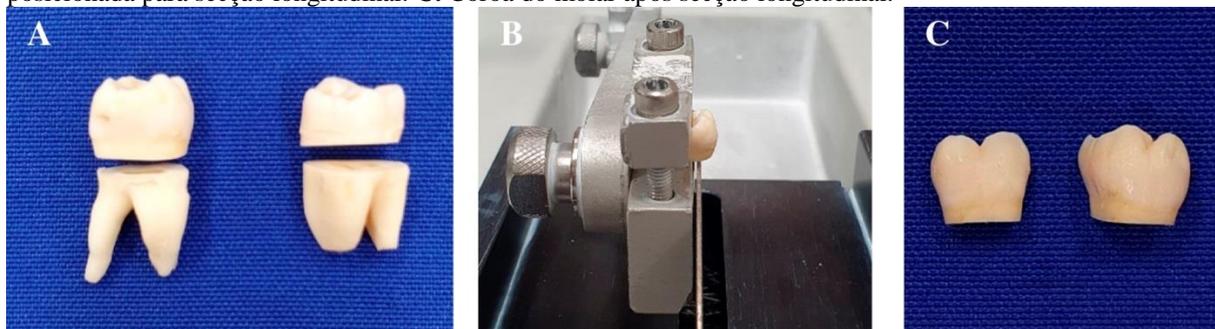
3.1.1 Obtenção das amostras de esmalte dentário humano

As amostras de esmalte dentário humano (n=60) foram obtidas a partir de molares retirados no Biobanco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo após aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa e na Plataforma Brasil (Certificado de Apresentação para Apreciação Ética: 12109219.5.0000.5419, aprovado sob número de parecer 3.292.596). Os molares foram selecionados para participar deste

estudo de acordo com os seguintes critérios: superfície oclusal íntegra e ausência de cárie, de restaurações, de trincas, de lesões de hipomineralização ou de hipermineralização.

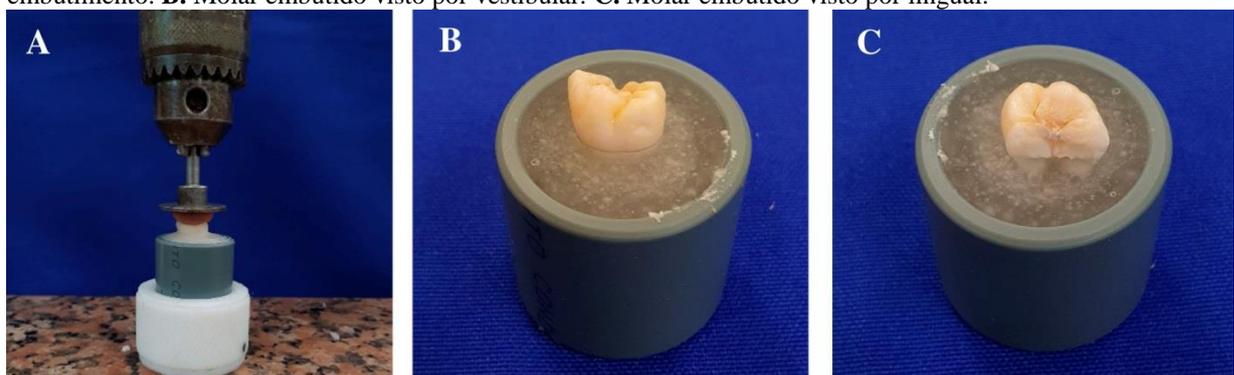
Os molares selecionados foram posicionados em dispositivo para serem seccionados em cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, EUA), com auxílio de disco diamantado (Diamond Wafering Blade, Allied High Tech Products Inc., Canadá) (Figura 1) sob refrigeração. Foram realizados dois tipos de secções: transversal e longitudinal. A secção transversal foi realizada para separar a coroa e a raiz dos molares (Figura 1A), e a secção longitudinal para separar as faces vestibular e palatina/lingual da coroa dentária (Figura 1B e 1C).

Figura 1. Secção dos molares em cortadeira de precisão. **A.** Molar após secção transversal. **B.** Coroa do molar posicionada para secção longitudinal. **C.** Coroa do molar após secção longitudinal.



As amostras de esmalte dentário foram embutidas em resina acrílica. Para isso, a face oclusal do molar foi fixada na ponta acessória do delineador com cera 7 (Asfer, Brasil) (Figura 2A) para embutimento em anel de PVC (Tigre, Brasil) com resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash, Vipi, Brasil), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante. As Figuras 2B e 2C ilustram a amostra de esmalte dentário humano após o embutimento. O embutimento foi realizado para posicionar as amostras na máquina de ensaios.

Figura 2. Embutimento dos molares. **A.** Molar fixado com cera 7 na ponta acessória do delineador para embutimento. **B.** Molar embutido visto por vestibular. **C.** Molar embutido visto por lingual.



3.1.2 Obtenção das amostras planas de 5Y-TZP

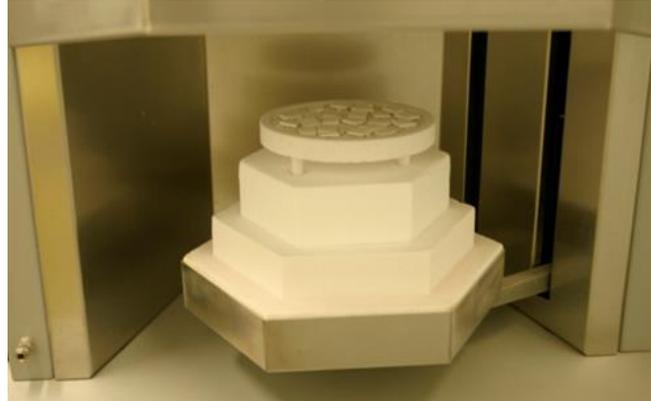
As amostras planas de 5Y-TZP (n=60) foram confeccionadas através da secção do bloco de zircônia pré-sinterizada em cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, EUA) (Figura 3), com auxílio de um disco diamantado (Diamond Wafering Blade, Schneider Research, Brasil) e refrigeração. As amostras pré-sinterizadas foram seccionadas nas dimensões de 12 x 12 x 2,4 mm, considerando a contração dimensional resultante da sinterização estabelecida em teste piloto, para apresentar as dimensões de 10 x 10 x 2 mm após a sinterização. Após o corte, as amostras receberam acabamento manual com lixas d'água de granulação 600 para alcançar as dimensões pré-estabelecidas e foram submetidas a banho em cuba ultrassônica (Altsonic Clean 3P, ALT, Brasil) com água destilada por 5 minutos.

Figura 3. Bloco de zircônia pré-sinterizada posicionado na cortadeira de precisão.



A sinterização foi realizada em forno (inFire HTC Speed, Sirona, Alemanha) (Figura 4), conforme as seguintes especificações do fabricante: taxa de aquecimento a partir da temperatura ambiente de 5°C/minuto até a temperatura final de 1450°C, permanência de duas horas em 1450°C, até o início do resfriamento sob taxa de 5°C/minuto até alcançar a temperatura ambiente.

Figura 4. Amostras pré-sinterizadas posicionadas no forno para sinterização.



3.1.3 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas amostras planas de 5Y-TZP

As amostras planas de 5Y-TZP foram divididas em seis grupos, de acordo com a presença de caracterização extrínseca e o tipo de acabamento superficial realizado (n=10): C (controle), CE (caracterização extrínseca), G (glazeamento), P (polimento), CEG (caracterização extrínseca e glazeamento) e CEP (caracterização extrínseca e polimento).

3.1.3.1 Caracterização extrínseca

As amostras dos grupos CE, CEG e CEP foram submetidas à caracterização extrínseca após a sinterização. Para isso, a superfície das amostras planas de 5Y-TZP foi submetida à limpeza com jato de vapor (EZ Home Turbo, Polishop, Brasil) para eliminação de impurezas, de acordo com as recomendações do fabricante. A pasta específica para caracterização extrínseca (Stain Orange Insync, Odontomega, Brasil) (Figura 5A) foi homogeneizada com uma espátula antes de ser utilizada (Figura 5B). Em seguida, uma única camada de pasta foi aplicada sobre a superfície da amostra plana com o auxílio de pincel (Blue Line 2, Odontomega, Brasil) (Figura 5C), por um único operador treinado (Lívia Fiorin) (Silva *et al.*, 2022) e a queima foi realizada no forno (inFire HTC Speed), de acordo com as seguintes especificações do fabricante: temperatura inicial de 450°C, seguida por pré-secagem de 5 minutos. Após a pré-secagem, a temperatura foi elevada sob taxa de 40°C/min até atingir a temperatura final de 850°C, seguido do resfriamento até atingir a temperatura ambiente.

Figura 5. Caracterização extrínseca nas amostras planas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para caracterização extrínseca utilizada neste estudo. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização **C.** Pasta sendo aplicada com pincel nas amostras planas de 5Y-TZP.



3.1.3.2 Glazeamento

O glazeamento foi realizado nas amostras dos grupos G e CEG após limpeza com jato de vapor (EZ Home Turbo, Polishop, Brasil), de acordo com as recomendações do fabricante. A pasta para glazeamento (Glaze Paste Insync, Odontomega, Brasil) (Figura 6A) foi homogeneizada com uma espátula antes de ser utilizada (Figura 6B). Em seguida, uma única camada de pasta foi aplicada sobre a superfície amostras planas de 5Y-TZP com auxílio de pincel (Blue Line 2) (Figura 6C), por um único operador treinado (Lívia Fiorin) (Silva *et al.*, 2022), e a queima foi realizada no forno (inFire HTC Speed) de acordo com as seguintes especificações do fabricante: temperatura inicial de 450°C, seguida por pré-secagem de 5 minutos. Após a pré-secagem, a temperatura se elevou sob taxa de 40°C/min até atingir a temperatura final de 850°C, seguido do resfriamento até atingir temperatura ambiente. As amostras do grupo G foram submetidas ao glazeamento após a sinterização. As amostras do grupo CEG foram submetidas à caracterização extrínseca seguida por queima e glazeamento seguido por queima, portanto foram submetidas a dois ciclos de queima após a sinterização.

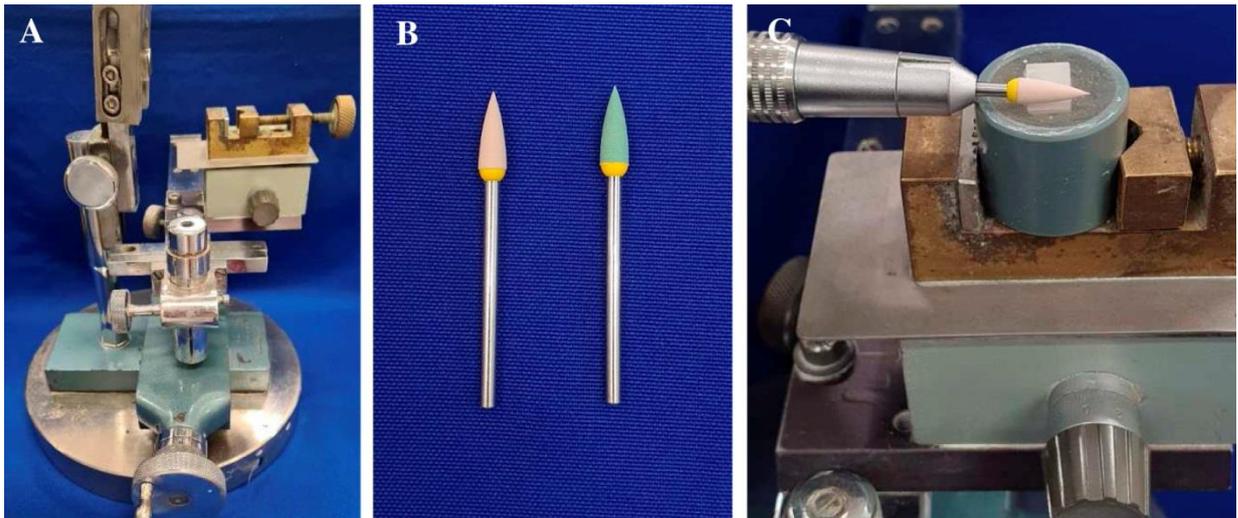
Figura 6. Glazeamento nas amostras planas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para glazeamento utilizada neste estudo. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização **C.** Pasta sendo aplicada com pincel nas amostras planas de 5Y-TZP.



3.1.3.3 Polimento

O polimento foi realizado nas amostras dos grupos P e CEP utilizando o MultiCP (Figura 7A) – equipamento que permite o posicionamento da amostra, do instrumento rotatório e do polidor (Fiorin *et al.*, 2020; Hatanaka *et al.*, 2020; Silva *et al.*, 2022). Este procedimento foi realizado por um único operador treinado (Lívia Fiorin), utilizando um kit de polidores diamantados indicados para o polimento de zircônia monolítica em duas etapas (Figura 7B), e peça de mão associada à micromotor (SL30, Dabi Atlante, Brasil) em baixa rotação (Silva *et al.*, 2022). Os polidores diamantados de granulação média (Diacera H2DCmf, Eve Ernst Vetter GmbH, Alemanha) foram utilizados para alisamento e pré-polimento, e os de granulação fina (Diacera H2DC) para o procedimento de alto brilho. Durante o polimento (Figura 7C), os polidores diamantados percorreram toda a superfície plana, em movimentos de varredura, por 30 segundos (Khayat *et al.*, 2017; Incensu *et al.*, 2019; Go *et al.*, 2019) e foram substituídos após serem utilizados em duas amostras. As amostras do grupo P receberam o polimento após a sinterização e as amostras do grupo CEP após a caracterização extrínseca.

Figura 7. Polimento nas amostras planas de 5Y-TZP. **A.** Paralelômetro modificado. **B.** Kit de polidores diamantados utilizado. **C.** Amostra plana de 5Y-TZP sendo polida.



3.1.4 Embutimento das amostras planas de 5Y-TZP

Todas as amostras planas de 5Y-TZP foram centralizadas em anéis de PVC (Tigre, Brasil) utilizando um delineador (Figura 8) e embutidas com resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante. O embutimento foi realizado para posicionar as amostras na máquina de ensaios.

Figura 8. Amostra plana de 5Y-TZP centralizada no anel de PVC com o auxílio de um delineador para embutimento.



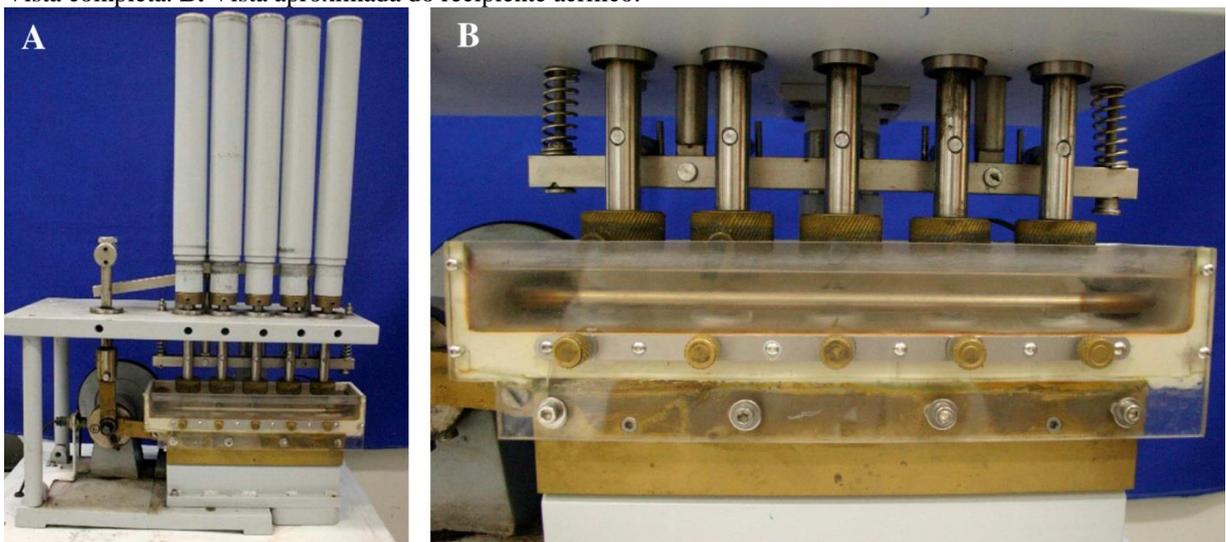
3.1.5 Ensaio de desgaste de dois corpos

As amostras de esmalte dentário humano foram posicionadas em oposição às amostras planas de 5Y-TZP em máquina de carregamento mecânico para realização do ensaio de desgaste de dois corpos. A máquina de carregamento mecânico (Figura 9A) foi confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e o ensaio foi conduzido sob

frequência de 2 Hz, com carga de 20 N (Theodoro *et al.*, 2017; Kwon *et al.*, 2018), deslizamento de 5 mm, até completar 300.000 ciclos. Previamente ao ensaio, o contato da superfície oclusal do esmalte dentário humano e das amostras planas de 5Y-TZP foi checado com papel carbono (Check Film II, Wilcos, Brasil) e durante o ensaio, as amostras ficaram imersas em água destilada a 37° C.

A máquina de carregamento mecânico utilizada neste estudo tem capacidade de fixação de 5 amostras por ensaio. As amostras de esmalte dentário humano foram fixadas às hastes superiores de aplicação de força da máquina, enquanto as amostras planas de 5Y-TZP foram fixadas na parte inferior da máquina, que consiste em um recipiente acrílico (Figura 9B). Durante o ensaio, cada ciclo incluiu três movimentos: movimento vertical para baixo simulando o aperto oclusal, movimento lateral de 5 mm simulando lateralidade, e movimento vertical para cima simulando desocclusão. Durante os movimentos vertical para baixo e lateralidade, a carga 20 N de cada haste incidiu sobre as amostras planas de 5Y-TZP, enquanto no movimento vertical para cima as amostras foram completamente liberadas de qualquer carga.

Figura 9. Máquina de carregamento mecânico utilizada para realização do ensaio de desgaste de dois corpos. **A.** Vista completa. **B.** Vista aproximada do recipiente acrílico.

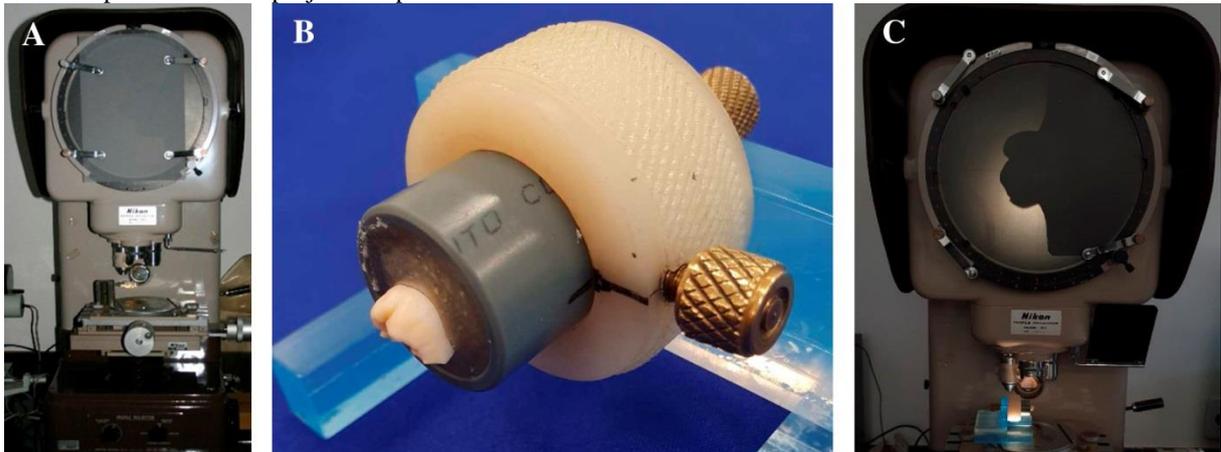


3.1.6 Projeção de perfil das amostras de esmalte dentário humano

Antes e após o ensaio de desgaste de dois corpos, as amostras de esmalte dentário

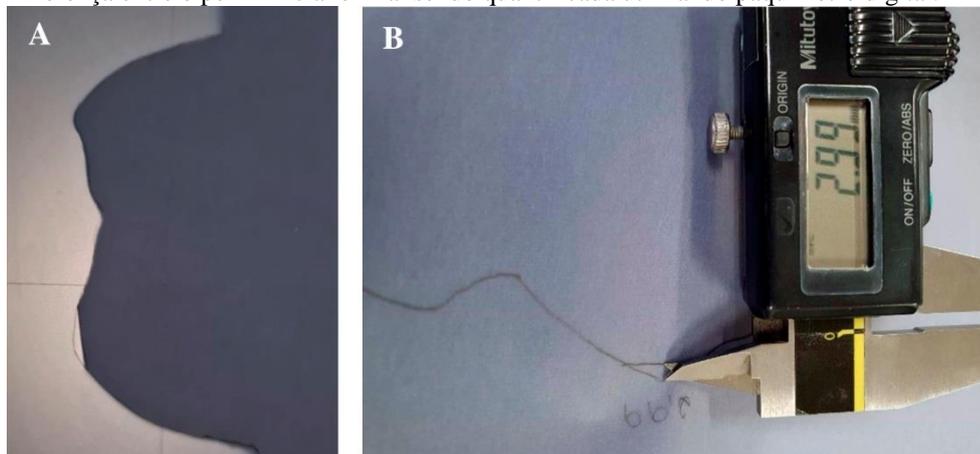
humano foram posicionadas em projetor de perfil (Nikon Profile Projector, 6C, Nikon, Tóquio) (Figura 10A) com o auxílio de um dispositivo (Figura 10B) para o traçado do perfil com lapiseira de 0.3 mm (Pentel, Brasil) e papel vegetal A4 (Canson, Brasil). A Figura 10B mostra uma linha preta no anel de PVC coincidente com uma linha preta no dispositivo. Essa linha foi traçada antes do ensaio e serviu como referência para que a amostra fosse posicionada na mesma posição após o ensaio.

Figura 10. A. Projetor de perfil. B. Dispositivo para posicionamento da amostra no projetor de perfil. C. Amostra posicionada no projetor de perfil.



O traçado do perfil foi realizado com aumento de 10x (Figura 10C). A diferença entre o perfil inicial (antes do ensaio) e final (após o ensaio) (Figura 11A) de uma cúspide foi quantificada utilizando paquímetro digital (CSX-B, Mitutoyo, Japão) (Figura 11B) (Faria *et al.* 2014, Theodoro *et al.*, 2017) e chamada de perda de altura vertical.

Figura 11. A. Diferença entre o perfil inicial e final vista no projetor de perfil. B. Diferença entre o perfil inicial e final sendo quantificada utilizando paquímetro digital.



3.1.7 Análise dos dados da Etapa 1

Os dados foram tabulados e transferidos ao *software* SPSS (IBM SPSS Statistics v20.0, IBM, Estados Unidos). Os testes de normalidade de Shapiro-Wilk e de homogeneidade de variâncias encontraram distribuição normal dos dados e variâncias homogêneas. Sendo assim, os dados foram analisados por análise de variância (ANOVA) de um fator e pós teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

3.2 ETAPA 2

Na Etapa 2, foram confeccionadas hemisferas de 5Y-TZP e amostras planas de 5Y-TZP, resina composta microhíbrida, de cerâmica reforçada com leucita, e de cerâmica à base de dissilicato de lítio, para investigar o efeito da caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento da 5Y-TZP no comportamento de desgaste do conjunto. A Tabela 2 apresenta a composição e o fabricante dos materiais restauradores utilizados neste estudo.

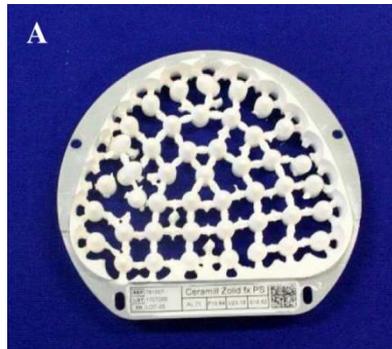
Tabela 2. Nome comercial, composição e fabricante dos materiais restauradores utilizados neste estudo.

Nome comercial	Composição	Fabricante
Ceramill Zolid FX Preshade	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0, Y ₂ O ₃ : 8,5 – 9,5, HfO ₂ : ≤ 5, Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5	AmannGirrbach, Austria
IPS E.max CAD	SiO ₂ : 57.0 – 80.0, Li ₂ O: 11.0 – 19.0, P ₂ O ₅ : 0 – 11.0, K ₂ O: 0 – 13.0, MgO: 0 – 5.0, Al ₂ O ₃ : 0 – 5.0	Ivoclar Vivadent, Brasil
IPS Inline POM	SiO ₂ : 50.0 – 65.0, Al ₂ O ₃ : 8 – 20.0, Na ₂ O: 4.0 – 12.0, K ₂ O: 7.0 – 13.0	Ivoclar Vivadent, Brasil
Filtek Z250 XT	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, zirconia, silica	3M Espe, Brasil

3.2.1 Obtenção das hemisferas de 5Y-TZP

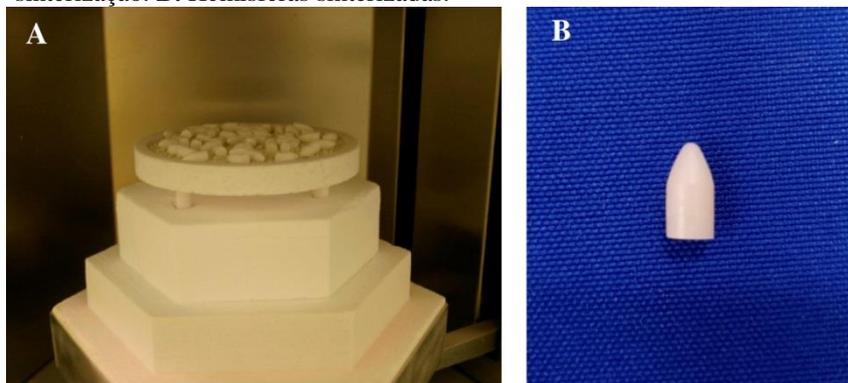
As hemisferas de 5Y-TZP (n=300) foram confeccionadas a partir de blocos de zircônia pré-sinterizada (Ceramill Zolid FX Preshade, Amanngirrbach, Áustria) utilizando a tecnologia CAD/CAM. O desenho das hemisferas foi realizado no *software* Ceramill M-Plant (AmannGirrbach, Áustria), transferido ao *software* Ceramill Match 2 (AmannGirrbach, Áustria), e as amostras foram usinadas na fresadora Ceramill Motion 2 (AmannGirrbach, Áustria). A Figura 12 ilustra o bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.

Figura 12. Bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.



Após a separação e regularização da superfície das hemisferas, elas foram submetidas a banho em cuba ultrassônica (Altsonic Clean 3P) com água destilada por 5 minutos. A sinterização das hemisferas foi realizada no forno (inFire HTC Speed) (Figura 13A), conforme as especificações do fabricante descritas anteriormente.

Figura 13. A. Hemisferas pré-sinterizadas posicionadas no forno para sinterização. B. Hemisferas sinterizadas.



3.2.2 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas hemisferas de 5Y-TZP

As hemisferas sinterizadas (Figura 13B) foram divididas em seis grupos, de acordo com a presença de caracterização extrínseca e o tipo de acabamento superficial realizado (n=10): C (controle), CE (caracterização extrínseca), G (glazeamento), P (polimento), CEG (caracterização extrínseca e glazeamento) e CEP (caracterização extrínseca e polimento).

3.2.2.1 Caracterização extrínseca

As hemisferas dos grupos CE, CEG e CEP foram submetidas à caracterização extrínseca após a sinterização. Para isso, a superfície das hemisferas foi submetida a limpeza com jato de vapor (EZ Home Turbo) para eliminação de impurezas, de acordo com as recomendações do fabricante. A aplicação da pasta específica para caracterização extrínseca foi realizada de forma semelhante à Etapa 1, descrita no item 3.1.3.1 e está ilustrada pela Figura 14.

Figura 14. Caracterização extrínseca das hemisferas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para caracterização extrínseca utilizada neste estudo. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização. **C.** Pasta sendo aplicada com um pincel nas hemisferas de 5Y-TZP.



3.2.2.2 Glazeamento

O glazeamento foi realizado nas amostras dos grupos G e CEG após limpeza com jato de vapor (EZ Home Turbo), de acordo com as recomendações do fabricante. A aplicação da pasta específica para glazeamento foi realizada de forma semelhante à Etapa 1, descrita no item 3.1.3.2 e está ilustrada pela Figura 15.

Figura 15. Glazeamento das hemisferas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para glazeamento. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização. **C.** Pasta sendo aplicada com pincel nas hemisferas de 5Y-TZP.



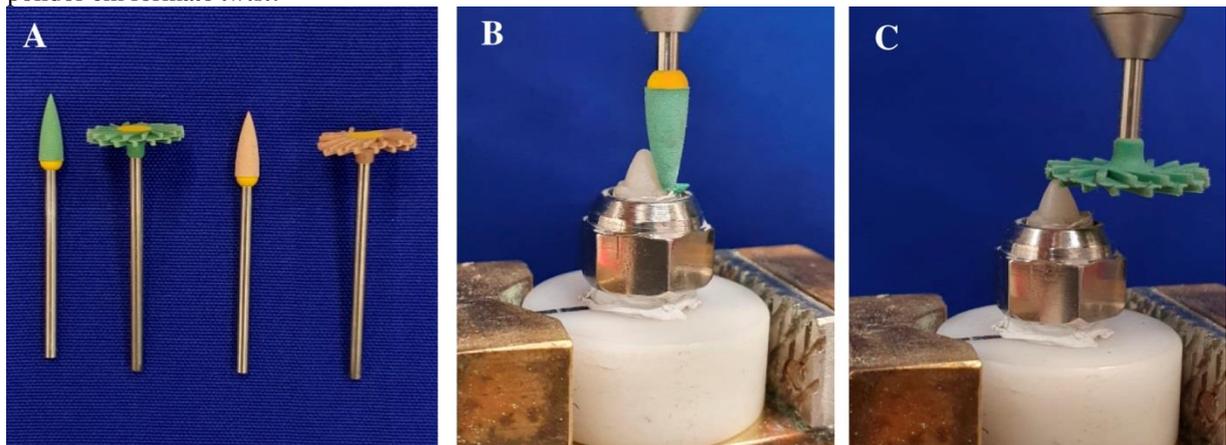
As amostras do grupo G foram submetidas ao glazeamento após a sinterização, e as

amostras do grupo CEG foram submetidas à caracterização extrínseca seguida por queima e glazeamento seguido por queima, portanto foram submetidas a dois ciclos de queima após a sinterização.

3.2.2.3 Polimento

O polimento foi realizado nas amostras dos grupos P e CEP com polidores diamantados em formato de chama e *twist* (Figura 16A), de forma semelhante a Etapa 1, descrita no item 3.1.3.3. Os polidores diamantados em formato de chama percorreram toda a superfície cônica da amostra (Figura 16B), em movimentos de varredura, por 30 segundos (Khayat *et al.*, 2017; Incensu *et al.*, 2019; Go *et al.*, 2019) e foram substituídos após serem utilizados em cinco amostras (Incensu *et al.*, 2019; Ozer *et al.*, 2020), enquanto os polidores *twist* foram utilizados para percorrer o ápice da hemisfera (Figura 16C), em movimentos de varredura, por 10 segundos. A ordem de utilização dos polidores diamantados foi: polidor em formato de chama de granulação média (Diacera H2DCmf), polidor em formato *twist* de granulação média (Diacera DT-H17DCmf), polidor em formato de chama de granulação fina (Diacera H2DC) e polidor em formato *twist* de granulação fina (Diacera DT-H17DC).

Figura 16. Polimento das hemisferas de 5Y-TZP. **A.** Polidores diamantados utilizados nesta etapa. **B.** Superfície cônica da hemisfera sendo polida com polidor em formato de chama. **C.** Ápice da hemisfera sendo polido com polidor em formato *twist*.



As hemisferas do grupo P receberam o polimento após a sinterização e as hemisferas do grupo CEP após a caracterização extrínseca.

3.2.3 Obtenção das amostras planas de 5Y-TZP

As amostras planas de 5Y-TZP foram confeccionadas de forma semelhante à Etapa 1,

descrita no item 3.1.2. Após a sinterização, essas amostras foram embutidas em anéis de PVC (Tigre), utilizando resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash) manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, e um delineador. Posteriormente, foram submetidas ao polimento com lixas d'água (3M) para planificar a superfície. As lixas d'água utilizadas para polimento foram: 150, 320, 400, 600 e 1200.

3.2.4 Obtenção das amostras planas de resina composta microhíbrida

As amostras planas de resina composta microhíbrida (Filtek X250 XT, 3M ESPE, Brasil) foram confeccionadas a partir de matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália), manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e posicionado sob anel de PVC (Tigre). A matriz de silicone de condensação foi obtida a partir da moldagem de uma amostra em forma de quadrado nas dimensões de 10 x 10 x 2 mm. A resina composta microhíbrida foi inserida na matriz com espátula apropriada, em pequenos incrementos e fotopolimerizada com fotopolimerizador (Valo Corless, Ultradent, Brasil) de acordo com as recomendações do fabricante, conforme ISO 4049:2017. A Figura 17 ilustra os materiais, instrumental e fotopolimerizador utilizados para confecção das amostras.

Figura 17. Matriz de silicone de condensação, resina composta microhíbrida, espátula para resina composta e fotopolimerizador utilizados para confeccionar as amostras.



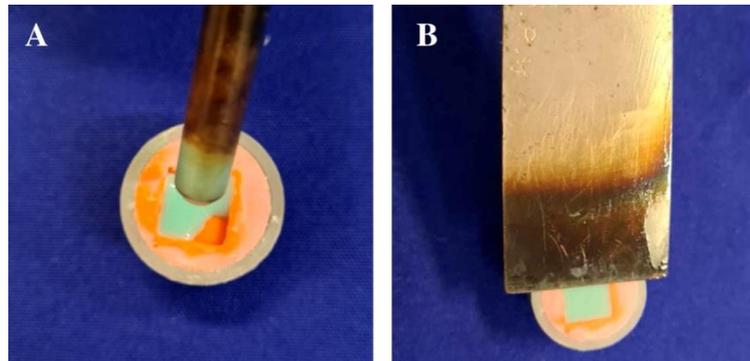
Em seguida, as amostras planas de resina composta microhíbrida foram embutidas em anéis de PVC (Tigre), utilizando resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, e um delineador. Posteriormente, foram submetidas ao polimento com lixas d'água (3M) para planificar a superfície. As lixas

d'água utilizadas para polimento foram: 150, 320, 400, 600 e 1200.

3.2.5 Obtenção das amostras planas de cerâmica reforçada com leucita

As amostras planas de cerâmica reforçada com leucita foram confeccionadas a partir de uma matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália), obtida a partir da moldagem de uma amostra em forma de quadrado nas dimensões de 10 x 10 x 2 mm. O enceramento foi realizado utilizando cera orgânica (Geo, Renfert, Alemanha), que foi aquecida, liquefeita e vertida sobre matriz de silicone de condensação em forma de quadrado (Figura 18A). Após o resfriamento da cera, a superfície exposta do padrão foi aplainada com espátula aquecida (Figura 18B) e eles foram removidos da matriz.

Figura 18. Enceramento das amostras planas de cerâmica reforçada com leucita. **A.** Cera aquecida liquefeita sendo vertida sobre a matriz de silicone. **B.** Superfície exposta do padrão de cera sendo aplainada com espátula aquecida.



Em seguida, *sprues* foram confeccionados através de uma matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália) no formato de um cilindro. O objetivo da utilização de *sprues* foi criar uma via de acesso através da qual a cerâmica alcançou o espaço deixado após a eliminação da cera no anel de revestimento. Os *sprues* foram obtidos vertendo cera orgânica liquefeita sobre a matriz cilíndrica. Foi aguardado o completo resfriamento, e os padrões de cera foram removidos de suas respectivas matrizes.

Os padrões de cera foram unidos aos *sprues* utilizando um gotejador, posicionados

na base de um anel de silicone (Figura 19A) e incluídos em material de revestimento (MegaVest Press, Odontomega, Alemanha). Para cada 100g de pó de revestimento, foram utilizados 15 mL de líquido de revestimento e 11 mL de água destilada, de acordo com as recomendações do fabricante. O material de revestimento foi espatulado em espatulador à vácuo (Twister Evolution, Renfert, Alemanha). O anel de silicone foi levado ao forno (EDG 3000, EDG Equipamentos, Brasil) (Figura 19B) para eliminação da cera e expansão do material de revestimento, para posterior inclusão da cerâmica (Figura 19C).

Figura 19. A. Padrões de cera posicionados na base do anel de silicone. B. Queima para eliminação da cera. C. Cerâmica reforçada com leucita utilizada neste estudo.



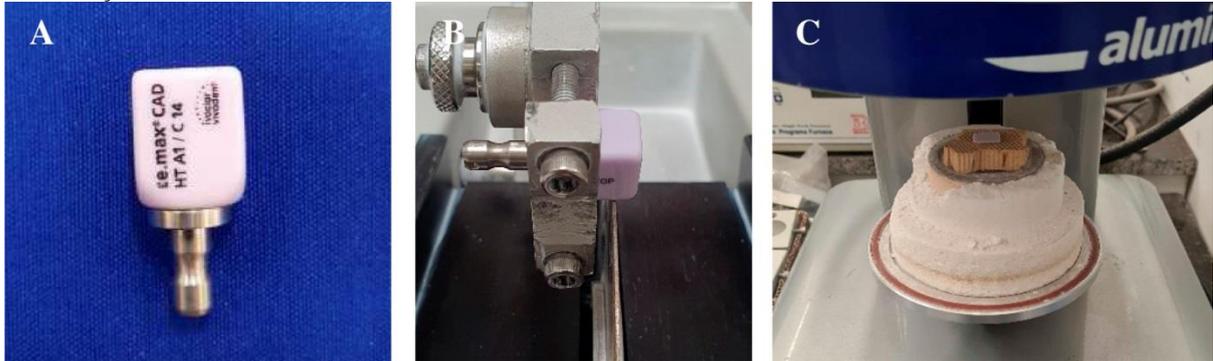
Em seguida, amostras planas de cerâmica reforçada com leucita foram embutidas em anéis de PVC (Tigre), utilizando resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, e um delineador. Posteriormente, foram submetidas ao polimento com lixas d'água (3M) para planificar a superfície. As lixas d'água utilizadas para polimento foram: 150, 320, 400, 600 e 1200.

3.2.6 Obtenção das amostras planas de cerâmica de dissilicato de lítio

As amostras planas de cerâmica à base de dissilicato de lítio foram obtidas posicionando bloco de cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Brasil) (Figura 20A) na cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw) (Figura 20B), e seccionando-o com disco diamantado (Diamond Wafering Blade) e refrigeração. As amostras apresentaram dimensões de 10 x 10 x 2 mm e após o corte, foram cristalizadas no forno (inFire HTC Speed) (Figura 20C) de acordo com as seguintes recomendações do fabricante: a temperatura se elevou sob taxa de aquecimento de 60°C/minuto, até a temperatura de 403°C com permanência de 6 minutos. Em seguida, a temperatura se elevou sob taxa de aquecimento de 30°C/minuto, até a temperatura de 770°C com permanência de 10 segundos. Houve

elevação da temperatura até 850°C com permanência de 10 minutos. O vácuo ocorreu em dois tempos: de 550 até 770°C, e de 770 até 850°C, seguido pelo resfriamento lento.

Figura 20. A. Bloco de cerâmica à base de dissilicato de lítio utilizado neste estudo. B. Bloco posicionado na cortadeira de precisão. C. Amostra plana de cerâmica à base de dissilicato de lítio posicionada no forno para cristalização.



Em seguida, amostras planas de cerâmica à base de dissilicato de lítio foram embutidas em anéis de PVC (Tigre), utilizando resina acrílica autopolimerizável (Vipi Flash), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, com auxílio de um delineador. Posteriormente, foram submetidas ao polimento com lixas d'água (3M) para planificar a superfície. As lixas d'água utilizadas para polimento foram: 150, 320, 400, 600 e 1200.

3.2.7 Ensaio de desgaste de dois corpos

As hemisferas de 5Y-TZP foram posicionadas em oposição às amostras planas dos diferentes materiais restauradores em uma máquina de carregamento mecânico para realização do ensaio de desgaste de dois corpos. O ensaio foi conduzido sob frequência de 2 Hz, com carga de 20 N, deslizamento de 5 mm, até completar 300.000 ciclos. Previamente ao ensaio, o contato do ápice das hemisferas de 5Y-TZP e das amostras planas foi checado com papel carbono (Check Film II, Wilcos, Brasil) e durante o ensaio, as amostras ficaram completamente imersas em água destilada a 37° C.

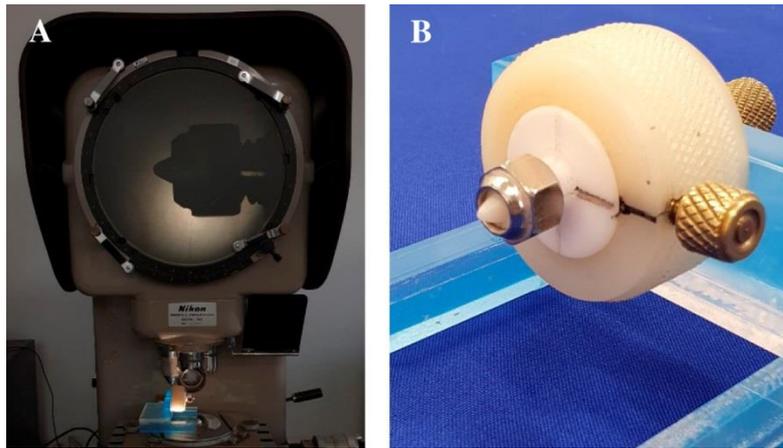
As hemisferas de 5Y-TZP foram fixadas às hastes superiores de aplicação de força da máquina, enquanto as amostras planas dos diferentes materiais restauradores foram fixadas na parte inferior da máquina, que consiste em um recipiente acrílico. Os movimentos realizados pela máquina de carregamento mecânico são os mesmos do ensaio de dois corpos da Etapa 1, descritos no item 3.1.6.

3.2.8 Projeção de perfil das hemisferas de 5Y-TZP

Antes e após o ensaio de desgaste de dois corpos, as hemisferas foram posicionadas

em um projetor de perfil (Nikon Profile Projector) (Figura 21A) com o auxílio de um dispositivo (Figura 21B) para o traçado do perfil com lapiseira de 0.3 mm (Pentel) e papel vegetal A4 (Canson). A Figura 21B mostra uma linha preta no anel de PVC coincidente com uma linha preta no dispositivo. Essa linha foi traçada antes do ensaio e serviu como referência para que a amostra fosse posicionada na mesma posição após o ensaio.

Figura 21. A. Hemisfera posicionada no projetor de perfil. B. Dispositivo para posicionamento da hemisfera no projetor de perfil.



O traçado do perfil da hemisfera de 5Y-TZP foi realizado com aumento de 10x e a diferença entre o perfil inicial (antes do ensaio) e final (após o ensaio), chamada de perda de altura vertical (μm), foi quantificada utilizando paquímetro digital (CSX-B) (Figura 22) (Faria *et al.*, 2014; Theodoro *et al.*, 2017).

Figura 22. Diferença entre o perfil inicial e final sendo quantificada utilizando paquímetro digital.



3.2.9 Profundidade de desgaste das amostras planas dos diferentes materiais restauradores

O Microscópio Confocal a Laser (LEXT OLS4000, Olympus, EUA) foi utilizado para quantificar a área de maior profundidade de desgaste das amostras planas dos diferentes materiais restauradores após o ensaio de desgaste de dois corpos. A imagem da superfície de cada amostra foi obtida utilizando lente de aumento de 5x e campo de visão de 2574×2577 μm . O *software* (LEXT 3D Measuring Laser Microscope OLS4000, Olympus, Japão) foi utilizado para realizar dez medidas da área de desgaste de cada amostra e valor mais alto de profundidade de desgaste (μm) foi considerado.

3.2.10 Análise dos dados

Os dados foram tabulados e transferidos ao *software* SPSS (IBM SPSS Statistics v20.0, IBM, Estados Unidos). A distribuição dos dados não atendeu os pré-requisitos para realização de estatística paramétrica. Sendo assim, os dados foram analisados utilizando o modelo linear generalizado, teste Wald e pós teste de Tukey ($\alpha = 0,05$), considerando as variáveis: caracterização extrínseca (sim ou não), glazeamento (sim ou não), polimento (sim ou não), e os diferentes materiais restauradores antagonistas (5Y-TZP, resina composta microhíbrida, cerâmica reforçada com leucita e cerâmica de dissilicato de lítio).

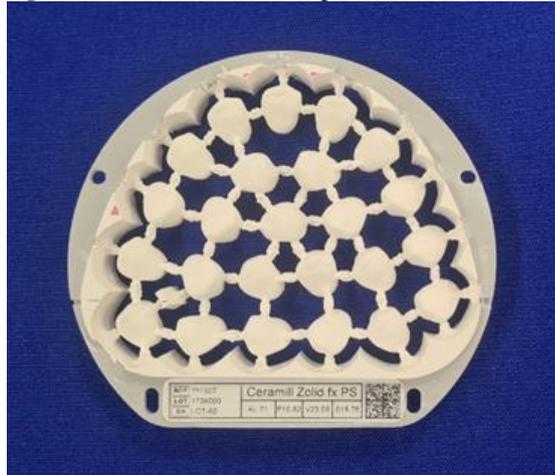
3.3 ETAPA 3

Na Etapa 3, foram confeccionadas coroas monolíticas de 5Y-TZP no formato de um canino para investigar o efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento na probabilidade de sobrevivência após ensaio de fadiga acelerada progressiva.

3.3.1 Obtenção das coroas monolíticas de 5Y-TZP

As coroas monolíticas de 5Y-TZP no formato de um canino superior foram confeccionadas a partir de blocos de zircônia pré-sinterizada (Ceramill Zolid FX Preshade) utilizando a tecnologia CAD/CAM. O desenho das coroas foi realizado no *software* Ceramill M-Plant (AmannGirrbach), transferido ao *software* Ceramill Match 2 (AmannGirrbach), e as amostras foram usinadas na fresadora Ceramill Motion 2 (AmannGirrbach). A Figura 23 ilustra o bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.

Figura 23. Bloco de zircônia pré-sinterizada fresado.



Após a separação e regularização da superfície externa das coroas monolíticas, elas foram submetidas a banho em cuba ultrassônica (Altsonic Clean 3P) com água destilada por 5 minutos. A sinterização foi realizada no forno (inFire HTC Speed) (Figura 24), conforme as especificações do fabricante descritas anteriormente.

Figura 24. Coroas monolíticas posicionadas no forno para sinterização.



3.3.2 Realização da caracterização extrínseca e dos acabamentos superficiais nas coroas monolíticas de 5Y-TZP

As coroas monolíticas de 5Y-TZP foram divididas em seis grupos, de acordo com a

presença de caracterização extrínseca e do tipo de acabamento superficial realizado (n=10): C (controle), CE (caracterização extrínseca), G (glazamento), P (polimento), CEG (caracterização extrínseca e glazamento) e CEP (caracterização extrínseca e polimento).

3.3.2.1 Caracterização extrínseca

As coroas monolíticas dos grupos CE, CEG e CEP foram submetidas à caracterização extrínseca após a sinterização. A aplicação da pasta específica para caracterização extrínseca foi realizada de forma semelhante às Etapas 1 e 2, descritas no item 3.1.3.1 e está ilustrada pela Figura 25.

Figura 25. Caracterização extrínseca das coroas monolíticas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para caracterização extrínseca. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização. **C.** Pasta sendo aplicada com pincel nas coroas de 5Y-TZP.



3.3.2.2 Glazamento

O glazamento foi realizado nas coroas monolíticas dos grupos G e CEG. A aplicação da pasta específica para glazamento foi realizada de forma semelhante às Etapa 1 e 2, descritas no item 3.1.3.2 e está ilustrada pela Figura 26.

Figura 26. Glazamento das coroas monolíticas de 5Y-TZP. **A.** Pasta específica para glazamento. **B.** Homogeneização da pasta antes da utilização. **C.** Pasta sendo aplicada com pincel na superfície externa das coroas de 5Y-TZP.

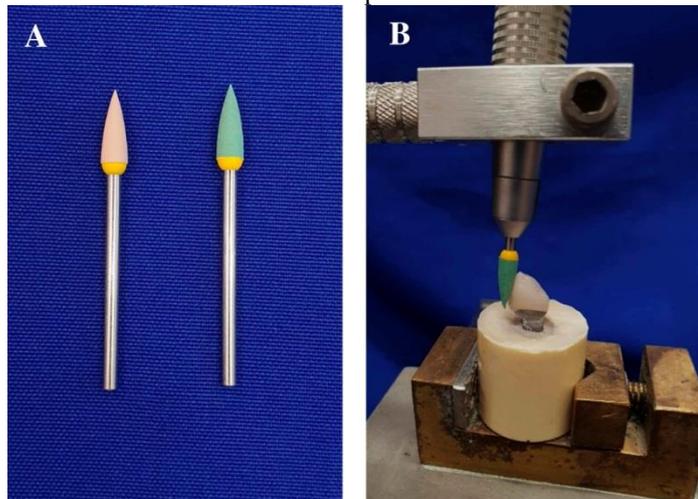


As coroas monolíticas do grupo G foram submetidas ao glazeamento após a sinterização, e as coroas do grupo CEG foram submetidas à caracterização extrínseca seguida por queima e glazeamento seguido por queima, portanto foram submetidas a dois ciclos de queima após a sinterização.

3.3.2.3 Polimento

O polimento foi realizado na superfície externa das coroas monolíticas dos grupos P e CEP de forma semelhante à Etapa 1, descrita no item 3.1.3.3. Os polidores diamantados em formato de chama de granulação média (Diacera H2DCmf) e fina (Diacera H2DC) (Figura 27A) percorreram as superfícies vestibular (Figura 27B), palatina, mesial e distal em movimentos de varredura por 10 segundos por superfície, totalizando 40 segundos. Os polidores foram substituídos após serem utilizados em cinco amostras (Incensu *et al.*, 2019; Ozer *et al.*, 2020).

Figura 27. Polimento das coroas monolíticas de 5Y-TZP. **A.** Polidores diamantados utilizados nesta etapa. **B.** Polimento com polidor diamantado sendo realizado na superfície vestibular da coroa monolítica.



3.3.3 Preparo da superfície interna das coroas monolíticas de 5Y-TZP para cimentação

A superfície interna das coroas monolíticas foi submetida ao jateamento com partículas de óxido de alumínio (Renfert, Alemanha) antes da cimentação. Para isso, a superfície externa da coroa foi moldada utilizando silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália), manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, e um anel de PVC (Tigre). Esse molde foi utilizado com o objetivo de proteger a superfície externa da coroa durante o jateamento e permitir o posicionamento em um dispositivo de padronização (Figura 28). Esse dispositivo de padronização permitiu o posicionamento das coroas e do jato, e foi possível ajustar a distância entre eles. O jateamento foi realizado sob pressão de 4 bar, distância entre o jato e a coroa de 20 mm, por 25 segundos.

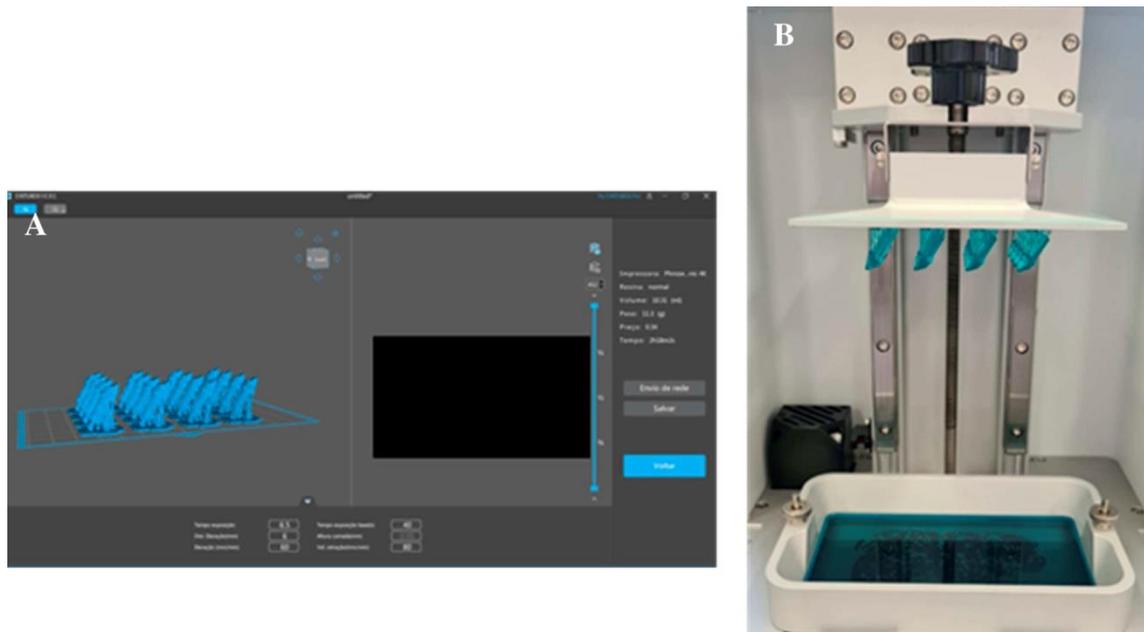
Figura 28. Dispositivo utilizado para padronização do jateamento com partículas de óxido de alumínio.



3.3.3 Confecção do pilar metálico no formato de um preparo

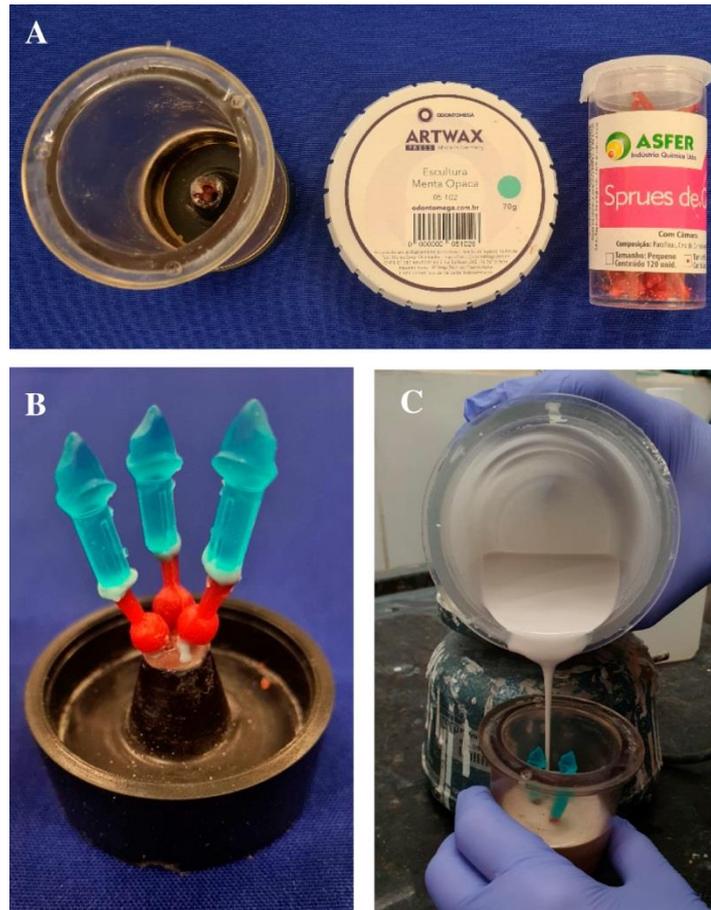
As coroas monolíticas de 5Y-TZP foram cimentadas sobre pilares metálicos no formato de um preparo para possibilitar o ensaio de fadiga acelerada progressiva. O desenho do pilar metálico no formato de um preparo foi realizado no *software* Chitubox (Chitubox Pro, China) (Figura 29A). Através do desenho, foram impressos padrões de resina calcinável (PrintaX Press & Cast Blue, Odontomega Import, Brasil) utilizando impressora 3D (Phrozen Sonic 4K, Odontomega Import, Brasil) (Figura 29B).

Figura 29. Confecção do pilar metálico no formato de um preparo. **A.** *Software* utilizado para obtenção do desenho. **B.** Impressora utilizada para obtenção dos padrões de resina calcinável.



Os padrões de resina calcinável foram posicionados na base de um anel de silicone utilizando *sprues* pré-fabricados com câmara de compensação (Asfer, Brasil) e cera orgânica (Artwax Press, Odontomega Import, Brasil) (Figura 30A e B), e incluídos em material de revestimento (MegaVest Press, Odontomega, Alemanha) (Figura 30C). Para cada 100g de pó de revestimento, foram utilizadas 18 mL de líquido de revestimento e 8 mL de água destilada, de acordo com as recomendações do fabricante. O material de revestimento foi espatulado em espatulador a vácuo (Twister Evolution). O anel de silicone foi levado ao forno (EDG 3000) para eliminação da resina e da cera, e expansão do material de revestimento, de acordo com as seguintes especificações do fabricante do material de revestimento: taxa de aquecimento inicial de 8° C/minuto até a temperatura inicial de 300° C, permaneceu nessa temperatura por 45 minutos. Em seguida, sob taxa de aquecimento de 15° C/minuto alcançou a temperatura de 450° C e permaneceu nessa temperatura por 1 hora. Por fim, sob taxa de aquecimento de 30° C/minuto alcançou a temperatura de 900° C e permaneceu nela por 1 hora. A fundição foi realizada utilizando liga metálica de níquel-cromo (Verabond, Estados Unidos).

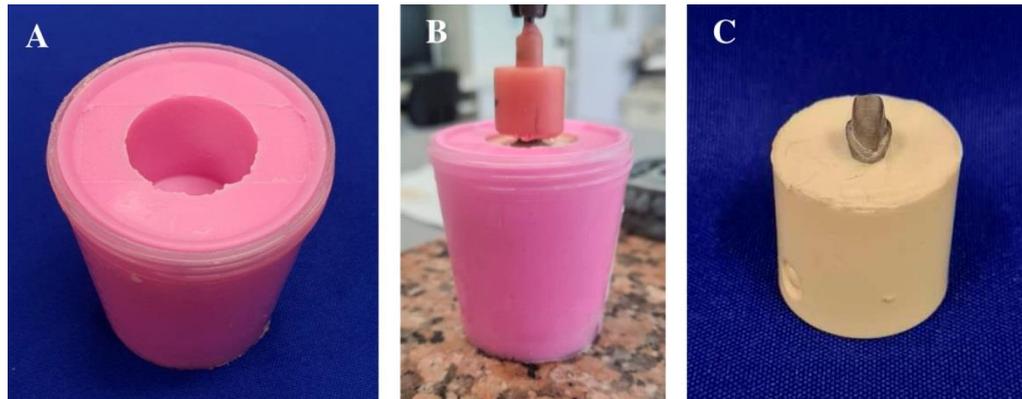
Figura 30. Enceramento dos padrões de resina calcinável para fundição. **A.** Anel de silicone, cera orgânica e *sprues* com câmara de compensação utilizados no enceramento. **B.** Padrões de resina calcinável posicionados no anel de silicone. **C.** Padrões de resina calcinável sendo incluídos em material de revestimento.



Após a fundição, os pilares metálicos foram separados, regularizados e submetidos ao jateamento com partículas de óxido de alumínio sob pressão de 4 bar, por 25 segundos, e posteriormente embutidos em resina de poliuretano (SikaBiresin F160 A e B, Eslováquia) – material selecionado por apresentar propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Rubo & Souza, 2001), manipulada de acordo com as recomendações do fabricante.

Para o embutimento dos pilares metálicos, um anel de PVC foi duplicado utilizando silicone de duplicação (Silicone Master, Talladium, Brasil) para ser utilizado como matriz (Figura 31A). Os pilares metálicos foram posicionados no delineador com o auxílio de uma moldeira (Figura 31B), centralizados na matriz e a resina de poliuretano foi vertida. O pilar metálico embutido (Figura 31C) permitiu a cimentação das coroas monolíticas de 5Y-TZP, e o posicionamento na máquina universal de ensaios e na cicladora mecânica pneumática para realização do ensaio de fadiga acelerada progressiva.

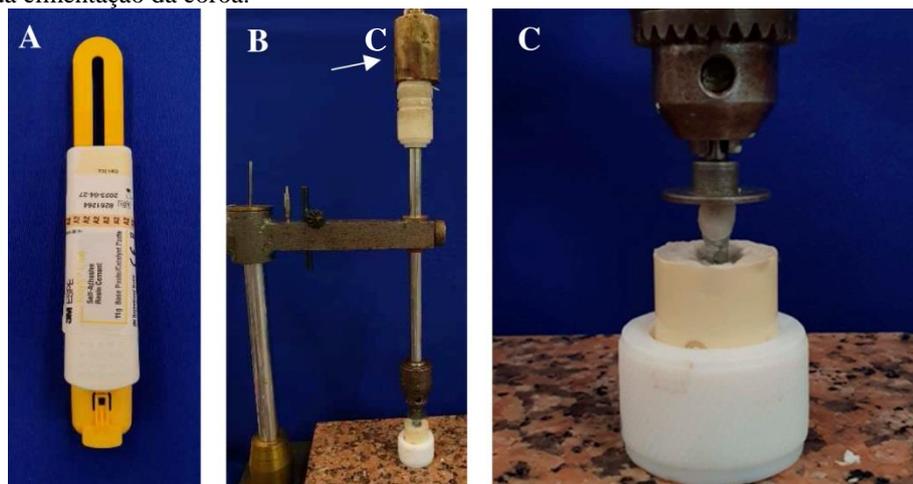
Figura 31. A. Matriz de silicone de duplicação. B. Pilar metálico posicionado em uma moldeira para embutimento em resina de poliuretano. C. Pilar metálico embutido em resina de poliuretano.



3.3.4 Cimentação da coroa monolítica sobre o pilar metálico

Antes da cimentação, a superfície interna da coroa monolítica foi previamente jateada com partículas de óxido de alumínio e limpa com álcool. O cimento resinoso de cura dual e autoadesivo (Relyx U200, 3M ESPE, Brasil) (Figura 32A) foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, a coroa foi posicionada sobre o pilar metálico, o excesso de cimento foi removido e a fotoativação foi realizada com fotopolimerizador (Valo Cordless, Ultradent, Brasil) por 10 segundos nas faces: vestibular, palatina, mesial, distal e incisal, totalizando 50 segundos. A cimentação foi realizada com o auxílio de um delineador, sob pressão constante com carga de 5 N por 10 minutos (Figura 32B e C).

Figura 32. Cimentação da coroa monolítica sobre pilar metálico. **A.** Cimento resinoso utilizado neste estudo. **B.** Cimentação sendo realizada no delineador utilizando carga de 5 N, apontada pela seta branca. **C.** Vista aproximada da cimentação da coroa.



3.3.5 Ensaio de fadiga acelerada progressiva

A probabilidade de sobrevivência das coroas monolíticas de 5Y-TZP submetidas à caracterização extrínseca e aos diferentes acabamentos superficiais foi avaliada por meio do

ensaio de fadiga acelerada progressiva. Para isso, três amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura para definir as cargas dos perfis de carregamento leve, moderado e agressivo do ensaio de fadiga acelerada progressiva (Bonfante *et al.* 2010; Bonfante & Coelho, 2016).

3.3.5.1 Ensaio de resistência à fratura

No ensaio de resistência à fratura (n=3) (Bonfante *et al.*, 2010; Bonfante & Coelho, 2016) (Figura 33), as coroas monolíticas de 5Y-TZP foram posicionadas em uma base com angulação de 30°, de acordo com a ISO 14801:2016, e submetidas a carga compressiva em máquina universal de ensaios (Biopdi, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. A carga foi aplicada na concavidade palatina das coroas com aplicador de aço inoxidável e ponta arredondada, e a carga de fratura (N) foi registrada para cada amostra.

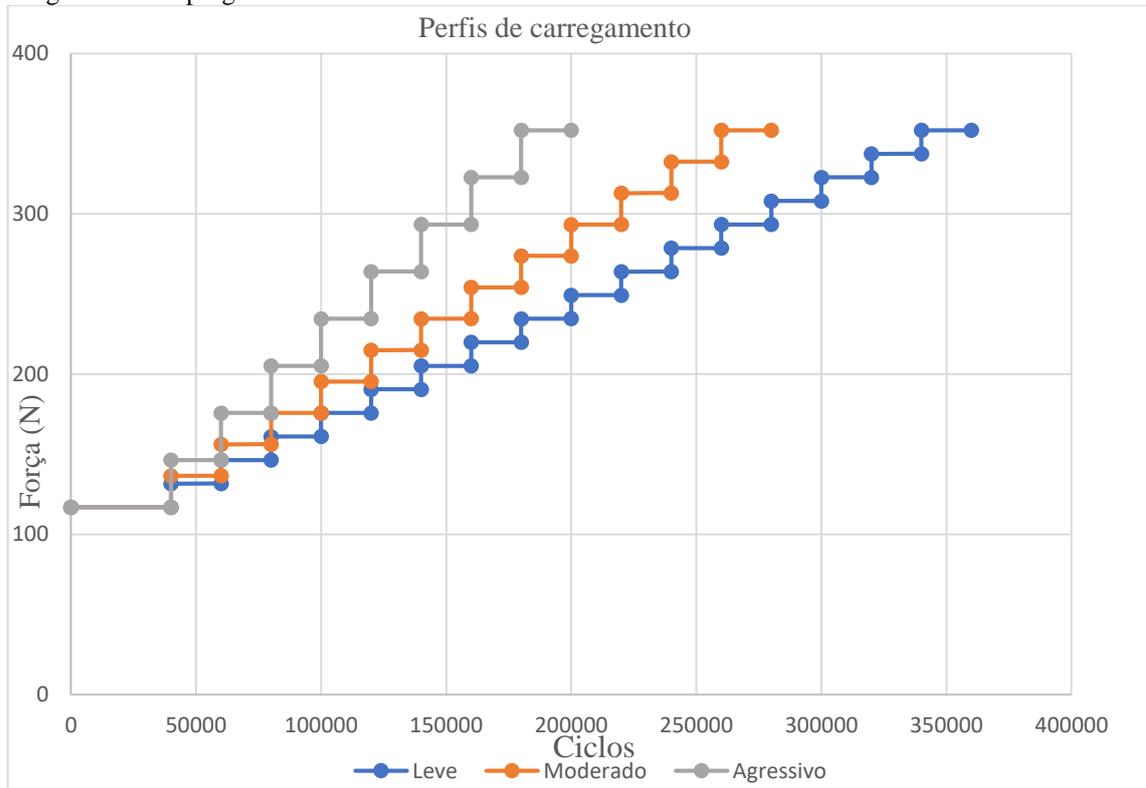
Figura 33. Coroa monolítica posicionada para ensaio de resistência à fratura.



3.3.5.2 Ensaio de fadiga acelerada progressiva

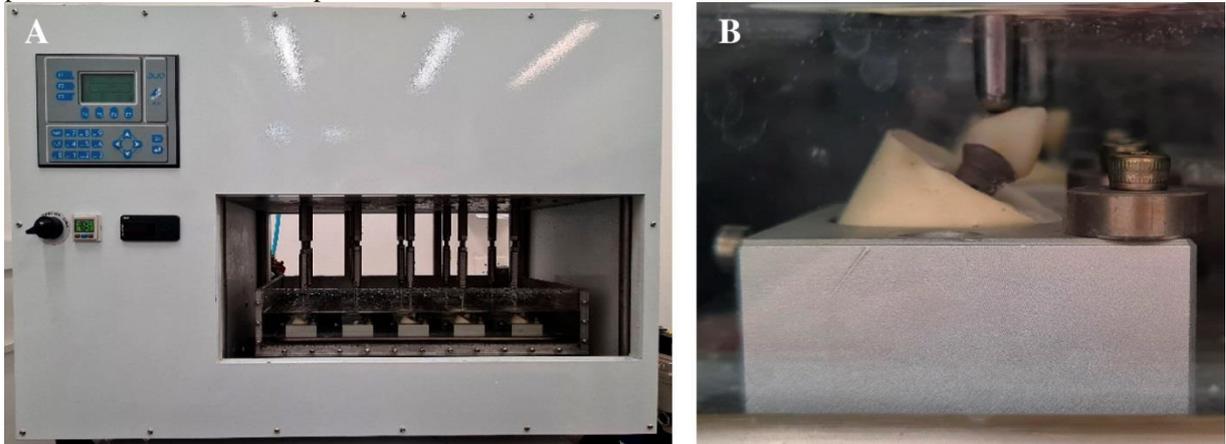
No ensaio de fadiga acelerada progressiva (n=18), as amostras foram submetidas aos perfis de carregamento leve, moderado e agressivo (Figura 34) na proporção de 3:2:1 (Bonfante *et al.*, 2010; Bonfante & Coelho, 2016). As cargas de todos os perfis de carregamento variaram entre 20% e 60% dos valores obtidos no ensaio de resistência à compressão. No perfil de carregamento leve (n=9), as coroas monolíticas de cada grupo foram submetidas a 17 patamares de carga, enquanto nos perfis de carregamento moderado (n=6) e severo (n=3) foram submetidas a 13 e 9 patamares de carga, respectivamente, com progressão de carga maior para esses últimos.

Figura 34. Número de ciclos e carga dos perfis de carregamento leve, moderado e agressivo do ensaio de fadiga acelerada progressiva.



O ensaio foi realizado em cicladora mecânica pneumática (Biopdi, Brasil) (Figura 35A) utilizando protocolo de carregamento isométrico com frequência de 5 Hz. A carga foi aplicada na concavidade palatina com aplicador de aço inoxidável e ponta arredondada, e as coroas ficaram totalmente submersas em água com a temperatura variando entre 5 – 55 °C (Figura 35B). O primeiro patamar de carga de todos os perfis de carregamento foi conduzido até completar 40.000 ciclos, e todos os demais até a falha ou até 20.000 ciclos por patamar. Ao final de cada patamar, foi registrado o número de amostras que fraturaram e que sobreviveram, permitindo o cálculo da probabilidade de sobrevivência.

Figura 35. Ensaio de fadiga acelerada progressiva. **A.** Cicladora mecânica pneumática utilizada neste estudo. **B.** Coroa monolítica posicionada na cicladora e imersa em água, com o aplicador de carga com ponta arredondada posicionado na concavidade palatina da coroa.



3.3.6 Análise dos dados

Os dados foram tabulados e transferidos ao *software* R (R versão 4.2.2, The R Foundation). As tábuas de sobrevida foram elaboradas para verificar a probabilidade de sobrevivência dos grupos nos diferentes perfis de carregamento (leve, moderado e agressivo), considerando o número de ciclos e a carga até a fratura. A probabilidade de sobrevivência dos grupos foi ilustrada através dos gráficos Kaplan Meier. A comparação entre os grupos foi realizada utilizando o teste de Log-Rank ($\alpha = 0,05$).

4. Resultados

4. RESULTADOS

4.1 ETAPA 1

A média e o desvio padrão da perda de altura vertical da cúspide de esmalte dentário humano em oposição às amostras planas dos diferentes grupos foram apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Medidas de posição central e dispersão dos grupos para perda de altura vertical do esmalte dentário humano (μm).

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	10	735,7	128,3	40,5	643,8	827,5
CE	10	651,3	189,0	59,7	516,0	786,5
G	10	572,6	186,6	59,0	439,1	706,0
P	10	362,1	72,3	22,8	310,3	413,8
CEG	10	760,9	127,0	40,1	670,0	851,7
CEP	10	575,9	130,0	41,1	482,8	668,9

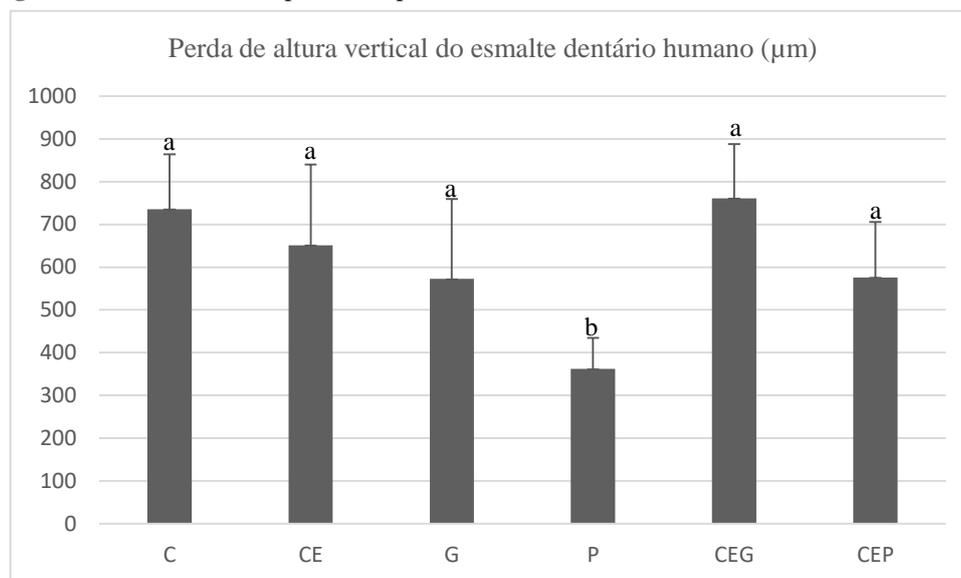
Houve diferença estatística entre os grupos ($p < 0,05$) (Tabela 4). O grupo P provocou perda de altura vertical no esmalte dentário humano menor do que os demais grupos (Tabela 5 e Figura 36).

Tabela 4. ANOVA de um fator para comparação da perda de altura vertical do esmalte dentário humano.

	Soma dos quadrados	df	Quadrados médios	F	Sig
Entre grupos	1042925,95	5	208585,19	9,984	,000
Dentro dos grupos	1128143,30	54	20891,54		
Total	2171069,25	59			

Tabela 5. Pós teste de Tukey para comparação da perda de altura vertical do esmalte dentário humano entre os diferentes grupos.

Grupo	N	1	2
C	10	735,7	
CE	10	651,3	
G	10	572,6	
P	10		362,1
CEG	10	760,9	
CEP	10	575,9	

Figura 36. Média e desvio padrão da perda de altura vertical do esmalte dentário humano (μm).

Letras diferentes representam diferença estatística entre os grupos ($p < 0,05$).

4.2 ETAPA 2

4.2.1 Perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP

A média e o desvio padrão da perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP em oposição aos diferentes materiais restauradores foram apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Média, desvio padrão e comparações estatísticas da perda de altura vertical das hemisferas (μm) após ensaio de desgaste de dois corpos.

Grupo	Materiais restauradores			
	5Y-TZP	Cerâmica à base de dissilicato de lítio	Cerâmica reforçada com leucita	Resina composta microhíbrida
C	506,1 (139,0) ^{A a α}	227,9 (48,2) ^{A b α}	227,4 (48,9) ^{A b α}	215,9 (24,8) ^{A b α}
G	440,5 (60,5) ^{A a α}	332,4 (118,4) ^{B b α}	212,4 (38,1) ^{A c α}	189,9 (59,0) ^{A c α}
P	361,2 (67,5) ^{B a α}	83,4 (59,8) ^{C b α}	10,7 (33,8) ^{B b α}	0,0 (-) ^{B b α}
CE	441,9 (85,0) ^{A a α}	160,4 (28,4) ^{A b α}	79,4 (55,6) ^{A b β}	94,3 (24,4) ^{A b β}
CEG	394,6 (61,7) ^{A a α}	194,1 (48,7) ^{A b β}	0,0 (-) ^{A c β}	60,8 (67,7) ^{A c β}
CEP	286,8 (64,8) ^{B a α}	27,3 (58,3) ^{B b α}	0,0 (-) ^{A b α}	0,0 (-) ^{A b α}

^{A,B} letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística entre subgrupos na mesma coluna ($p < 0,05$), ^{a,b,c} letras minúsculas diferentes indicam diferença estatística entre subgrupos na mesma linha ($p < 0,05$), ^{α,β} letras gregas diferentes indicam diferença estatística nos subgrupos utilizando o mesmo material restaurador e o mesmo acabamento superficial, quanto a presença ou não de caracterização extrínseca ($p < 0,05$).

Na Tabela 6, é possível visualizar as comparações realizadas pelo teste Wald. Os diferentes materiais restauradores foram comparados nas linhas. Os acabamentos superficiais foram comparados nas colunas, sendo que os grupos que receberam apenas os acabamentos foram comparados no quadro superior (C x G x P) e os grupos com caracterização extrínseca foram comparados separadamente no quadro inferior (CE x CEG x CEP). Além disso, cada grupo foi comparado quanto à presença de caracterização extrínseca ou não (C x CE, G x

CEG, e P x CEP).

A caracterização extrínseca ($p < 0,001$), os acabamentos superficiais ($p < 0,001$) e o material restaurador ($p < 0,001$) tiveram efeito significativo na perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP (Tabela 7). O polimento reduziu a perda de altura vertical das hemisferas em oposição à 5Y-TZP (C=G>P), resina composta microhíbrida (C=G>P), cerâmica reforçada com leucita (C=G>P), e cerâmica da cerâmica de dissilicato de lítio (G>C>P). E o glazeamento aumentou a perda de altura vertical em oposição à cerâmica de dissilicato de lítio.

Nos grupos com caracterização extrínseca, o polimento reduziu a perda de altura das hemisferas em oposição à 5Y-TZP (CE=CEG>CEP) e à cerâmica à base de dissilicato de lítio (CE=CEG>CEP), e não teve influência nos demais materiais investigados.

O material restaurador que provocou a maior perda de altura vertical nas hemisferas foi a 5Y-TZP (hemisferas de 5Y-TZP em oposição às amostras planas do mesmo material).

Tabela 7. Teste Wald para perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP.

	Perda de altura vertical		
	Qui-quadrado Wald	DF	P
(Intercept)	2387,67	1	0,000
Material restaurador	1102,72	3	0,000
Acabamentos superficiais	292,33	2	0,000
Caracterização extrínseca	131,75	1	0,000
Material restaurador * Acabamento superficial	34,05	6	0,000
Material restaurador * Caracterização extrínseca	8,28	3	0,041
Acabamento superficial * Caracterização extrínseca	26,669	2	0,000
Material restaurador * Acabamento superficial *	23,370	6	0,001
Caracterização extrínseca			

4.2.2 Profundidade de desgaste das amostras planas

A média e o desvio padrão da profundidade de desgaste dos materiais restauradores investigados foram apresentados na Tabela 8, que deve ser interpretada de forma semelhante à descrita para Tabela 6.

Tabela 8. Média, desvio padrão e comparações estatísticas da profundidade de desgaste (μm) das amostras planas dos diferentes materiais restauradores após ensaio de desgaste de dois corpos.

Grupo	Materiais restauradores			
	5Y-TZP	Cerâmica à base de dissilicato de lítio	Cerâmica reforçada com leucita	Resina composta microhíbrida
C	127,5 (22,0) ^{A a α}	467,9 (115,0) ^{A b α}	655,6 (85,6) ^{A b α}	1248,4 (169,0) ^{A c α}
G	112,98 (28,5) ^{A a α}	693,0 (153,6) ^{B b α}	662,9 (128,7) ^{A b α}	1085,3 (387,0) ^{A c α}
P	97,5 (37,2) ^{A a α}	498,1 (88,5) ^{A b α}	541,0 (114,1) ^{A b α}	709,1 (114,8) ^{B b α}
CE	143,6 (18,9) ^{A a α}	526,9 (85,4) ^{A b α}	562,0 (66,5) ^{A b α}	932,2 (157,7) ^{A c β}
CEG	181,4 (75,7) ^{A a α}	523,3 (117,8) ^{A b α}	730,4 (140,2) ^{A b α}	1514,6 (129,2) ^{B c β}
CEP	159,8 (39,2) ^{A a α}	472,7 (93,7) ^{A b α}	616,6 (137,9) ^{A b α}	947,4 (110,4) ^{A c β}

^{A,B} letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística entre subgrupos na mesma coluna ($p < 0,05$), ^{a,b,c} letras minúsculas diferentes indicam diferença estatística entre subgrupos na mesma linha ($p < 0,05$), ^{α,β} letras gregas diferentes indicam diferença estatística nos subgrupos utilizando o mesmo material restaurador e o mesmo acabamento superficial, quanto a presença ou não de caracterização extrínseca ($p < 0,05$).

O Teste Wald (Tabela 9) mostrou que a caracterização extrínseca ($p = 0,042$), os acabamentos superficiais ($p < 0,001$) e o material restaurador ($p < 0,001$) tiveram efeito significativo na profundidade de desgaste. O polimento diminuiu a profundidade de desgaste da resina composta microhíbrida ($C=G>P$), enquanto o glazeamento aumentou a profundidade de desgaste da cerâmica à base de dissilicato de lítio ($G>C=P$).

Na presença de caracterização extrínseca, o glazeamento aumentou a profundidade de desgaste na resina composta microhíbrida ($CEG>CE=CEP$), enquanto não teve influência na profundidade de desgaste dos demais materiais restauradores.

A resina composta microhíbrida foi o material restaurador que apresentou os maiores valores de profundidade de desgaste, enquanto os menores valores foram encontrados para 5Y-TZP. Para todos os grupos, a cerâmica reforçada com leucita e a cerâmica à base de dissilicato de lítio apresentaram comportamento de desgaste intermediário e semelhante.

Tabela 9. Teste Wald para profundidade de desgaste dos materiais restauradores.

	Profundidade de desgaste			
	Qui-quadrado	Wald	DF	P
(Intercept)	4920,89	1	0,000	
Material restaurador	1555,07	3	0,000	
Acabamentos superficiais	78,64	2	0,000	
Caracterização extrínseca	4,13	1	0,042	
Material restaurador * Acabamento superficial	71,69	6	0,000	
Material restaurador * Caracterização extrínseca	12,04	3	0,007	
Acabamento superficial * Caracterização extrínseca	24,49	2	0,000	
Material restaurador * Acabamento superficial * Caracterização extrínseca	76,82	6	0,000	

4.3 ETAPA 3

4.3.1 Ensaio de resistência à fratura

Os valores de carga até a fratura (N) das coroas monolíticas de 5Y-TZP submetidas ao ensaio de resistência a compressão foram apresentados na Tabela 10.

Tabela 10. Carga até a fratura (N) das coroas monolíticas submetidas ao ensaio de resistência à fratura.

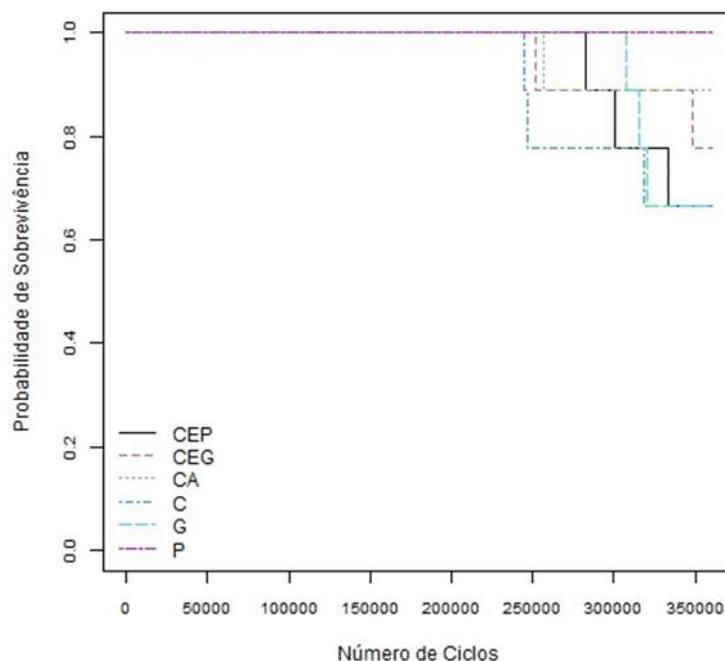
Amostra	Carga até a fratura
1	454,84
2	594,49
3	711,04

4.3.2 Ensaio de fadiga acelerada progressiva

As tábuas de sobrevida para o número de ciclos e carga foram elaboradas para estimar a probabilidade de sobrevivência das coroas monolíticas de 5Y-TZP submetidas aos perfis de carregamento leve, moderado e severo. Os grupos C, G e CEP submetidos ao perfil de carregamento leve mostraram probabilidade de sobrevivência de 66,7% ao cumprir uma missão de 318.794, 320.047 e 333.534 ciclos, respectivamente, enquanto todas as amostras do grupo P sobreviveram ao ensaio e mostraram probabilidade de sobrevivência de 100% para 360.000 ciclos (Tabela 11 e Figura 37). Entretanto, o teste de Log Rank mostrou que a caracterização extrínseca, o glazeamento e polimento não têm influência na probabilidade de sobrevivência das amostras considerando o número de ciclos no perfil de carregamento leve ($p=0,4$).

Tabela 11. Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento leve.

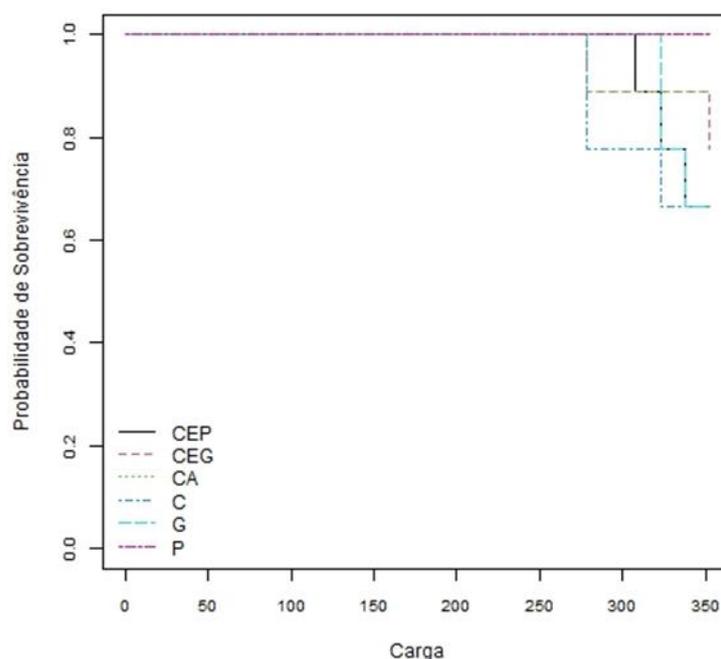
Grupo	Nº de ciclos	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	244407	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	247227	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
	318794	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000
CE	257000	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	307462	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	315342	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
G	320047	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000
	360000	9	0	1,000	0,000	1,000	1,000
	251723	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
CEG	348189	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
	282341	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	300014	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
CEP	333534	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000

Figura 37. Probabilidade de sobrevivência para o número de ciclos no perfil de carregamento leve.

Ainda para o perfil de carregamento leve, o grupo C apresentou probabilidade de sobrevivência de 66,7% sob carga de 323 N, enquanto os grupos G e CEP mostraram probabilidade de sobrevivência de 77,8% sob mesma carga (Tabela 12 e Figura 38). O grupo P mostrou probabilidade de sobrevivência de 100% sob carga de 352 N, mas o teste de Log Rank não encontrou diferença na probabilidade de sobrevivência dos diferentes grupos considerando a carga no perfil de carregamento leve ($p=0,4$).

Tabela 12. Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento leve.

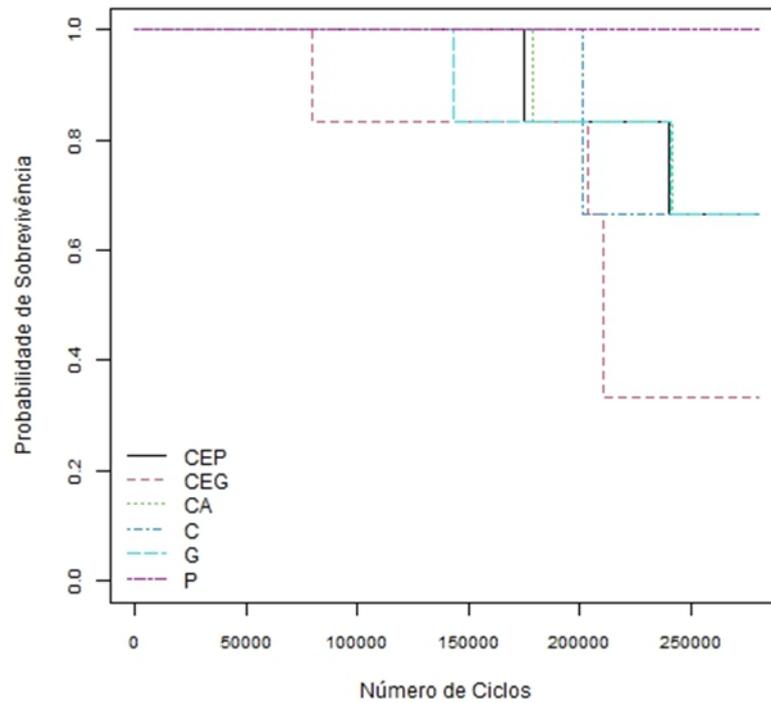
Grupo	Carga	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	279	9	2	0,778	0,139	0,549	1,000
	323	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000
G	279	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	323	9	2	0,778	0,139	0,549	1,000
P	338	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000
	352	9	0	1,000	0,000	1,000	1,000
CEG	279	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	352	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
CEP	308	9	1	0,889	0,105	0,706	1,000
	323	8	1	0,778	0,139	0,549	1,000
	338	7	1	0,667	0,157	0,420	1,000

Figura 38. Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento leve.

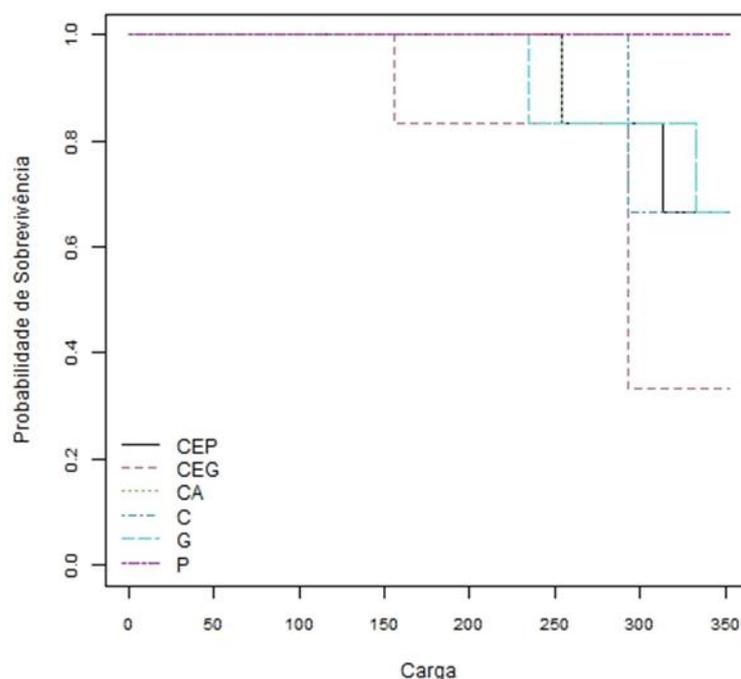
Já para o perfil de carregamento moderado, analisando o número de ciclos (Tabela 13 e Figura 39) e carga (Tabela 14 e Figura 40), o grupo CEG apresentou probabilidade de sobrevivência de 33,3% para cumprir uma missão de 210.781 ciclos e resistir a carga de 293 N, enquanto o grupo P apresentou probabilidade de sobrevivência de 100% para cumprir uma missão de 360.000 ciclos e resistir a carga de 352 N. Não foi encontrada diferença na probabilidade de sobrevivência dos diferentes grupos considerando o número de ciclos ($p=0,3$) e carga ($p=0,3$) no perfil de carregamento moderado.

Tabela 13. Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento moderado.

Grupo	Nº de ciclos	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	201000	6	2	0,667	0,192	0,379	1,000
CE	178991	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	241152	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000
G	143123	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	240324	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000
P	360000	6	0	1,000	0,000	1,000	1,000
CEG	79874	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	203567	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000
	210526	4	1	0,500	0,204	0,225	1,000
	210781	3	1	0,333	0,192	0,108	1,000
CEP	174876	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	240000	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000

Figura 39. Probabilidade de sobrevivência para número de ciclos no perfil de carregamento moderado.**Tabela 14.** Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento moderado.

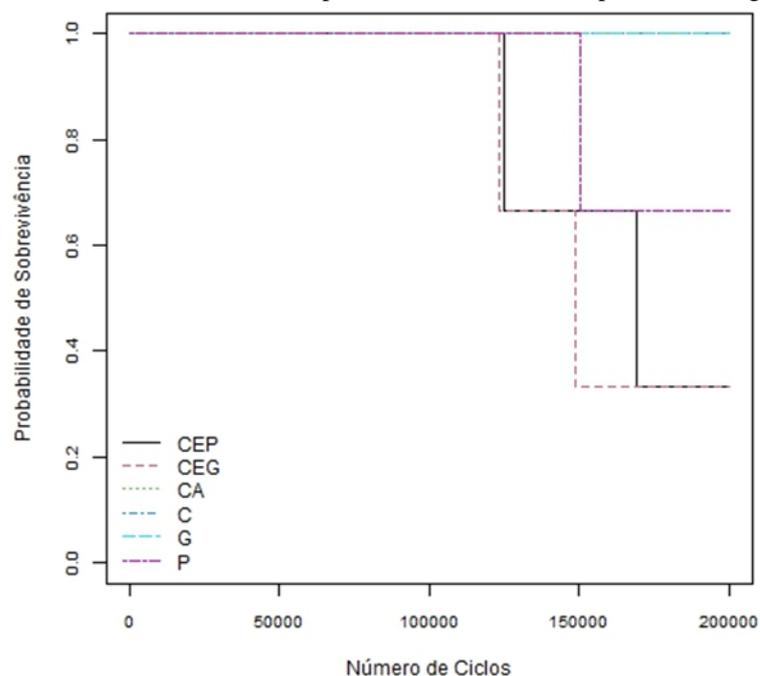
Grupo	Carga	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	293	6	2	0,667	0,192	0,379	1,000
CE	254	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	333	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000
G	235	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	333	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000
P	352	6	0	1,000	0,000	1,000	1,000
CEG	156	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	293	5	3	0,333	0,192	0,108	1,000
CEP	254	6	1	0,833	0,152	0,583	1,000
	313	5	1	0,667	0,192	0,379	1,000

Figura 40. Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento moderado.

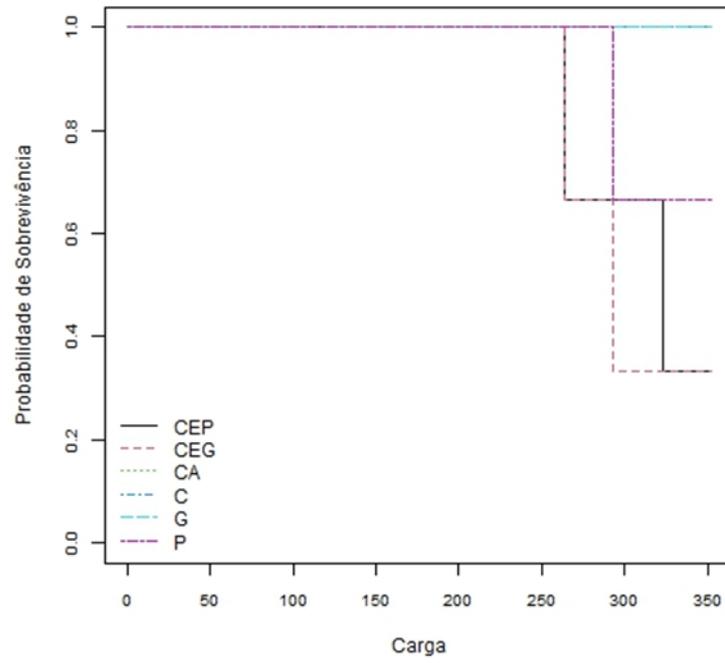
No perfil de carregamento agressivo, analisando o número de ciclos (Tabela 15 e Figura 41) e carga (Tabela 16 e Figura 42), os grupos C, CE e G apresentaram probabilidade de sobrevivência de 100% para cumprir uma missão de 200.000 ciclos e resistir a carga de 352 N, enquanto os grupos CEG e CEP apresentaram probabilidade de sobrevivência de 33,3% para cumprir uma missão de 148.471 e 169.321 ciclos, e para resistir a carga de 293 e 323 N, respectivamente. O teste de Log Rank não encontrou diferença na probabilidade de sobrevivência dos diferentes grupos considerando o número de ciclos ($p=0,1$) e a carga ($p=0,1$) no perfil de carregamento agressivo.

Tabela 15. Tábua de sobrevida para o número de ciclos no perfil de carregamento agressivo.

Grupo	Nº de ciclos	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	200000	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
CE	200000	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
G	200000	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
P	150000	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
CEG	123271	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
	148471	2	1	0,333	0,272	0,067	1,000
CEP	124763	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
	169321	2	1	0,333	0,272	0,067	1,000

Figura 41. Probabilidade de sobrevivência para número de ciclos no perfil de carregamento agressivo.**Tabela 16.** Tábua de sobrevida para a carga no perfil de carregamento agressivo.

Grupo	Carga	Nº de risco	Nº do evento	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	LI IC 95%	LS IC 95%
C	352	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
CE	352	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
G	352	3	0	1,000	0,000	1,000	1,000
P	293	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
CEG	264	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
	293	2	1	0,333	0,272	0,067	1,000
CEP	264	3	1	0,667	0,272	0,300	1,000
	323	2	1	0,333	0,272	0,067	1,000

Figura 42. Probabilidade de sobrevivência para carga no perfil de carregamento agressivo.

5. *Discussão*

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula testada foi parcialmente rejeitada. O polimento reduziu o desgaste no esmalte dentário humano e na resina composta microhíbrida, enquanto o glazeamento aumentou o desgaste na cerâmica de dissilicato de lítio. No entanto, a caracterização extrínseca, o glazeamento e o polimento não influenciaram a probabilidade de sobrevivência de coroas monolíticas submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva.

A manutenção da saúde dos dentes naturais é prioridade, contudo existem processos de degradação à longo prazo que podem criar a necessidade de restaurá-los, como o desgaste excessivo, fratura ou cárie dentária. O esmalte dentário não tem capacidade significativa de regeneração ou autorreparação, o que cria maior necessidade de restaurações dentárias em comparação com outros tecidos humanos. Diante da necessidade de restaurar o dente, os profissionais devem selecionar materiais restauradores que reduzam o desgaste do esmalte dentário. Para atingir esse objetivo, é fundamental entender o processo de desgaste do esmalte dentário e dos materiais restauradores, e buscar retardá-lo. Alguns autores sugeriram que existe correlação entre mecanismos de desgaste e fadiga em aplicações odontológicas, o que cria interesse em examinar esses processos juntos (Kruzic *et al.*, 2018; Kruzic *et al.*, 2023).

A função mastigatória resulta em processos tribológicos de fricção, lubrificação e desgaste, e é aceitável considerar um desgaste fisiológico, que ocorre em todos os indivíduos ao longo da vida. Schlenz *et al.* (2023), através de estudo observacional prospectivo clínico, monitoraram a superfície oclusal de um primeiro molar inferior em jovens adultos por um período de 24 meses utilizando escâner intraoral e *software* para análise tridimensional e encontraram desgaste de aproximadamente 20 µm para as cúspides.

Para avaliar e quantificar o desgaste, técnicas *in vivo* e *in vitro* têm sido utilizadas. Os métodos *in vivo* representam a progressão clínica do desgaste com mais precisão. No entanto, além do alto custo inerente, tempo e questões éticas complexas associadas, possuem algumas desvantagens. Por exemplo, é difícil quantificar com precisão os efeitos do desgaste *in vivo*, e controlar os principais fatores que influenciam o desgaste (Lambrechts *et al.*, 2006; Lee *et al.*, 2012). Em contraste, os estudos *in vitro* permitem controle sob o tempo de exposição, temperatura e outras variáveis, e alto nível de padronização. Também apresentam diferentes desafios, como coletar os dentes humanos necessários para testes, contabilizar suas diferenças individuais e obter resultados repetíveis (Lambrechts *et al.*, 2006; Zhou & Zheng, 2006). Os resultados obtidos através dos métodos *in vitro* indicam tendências quanto à verdadeira extensão do desgaste, mas não devem ser extrapolados para o ambiente oral

porque não é possível reproduzir todas as suas particularidades (Lambrechts *et al.*, 2006).

Este estudo *in vitro* avaliou o comportamento de desgaste do esmalte dentário humano e de materiais restauradores submetidos ao ensaio de desgaste de dois corpos, utilizando carga clinicamente relevante (20 N) (Heintz, 2006; Lambrechts *et al.*, 2006; Kwon *et al.*, 2018), frequência próxima da mastigação humana (2 Hz) (Heintz, 2006; Lambrechts *et al.*, 2006) e número de ciclos equivalente a 18 meses de função mastigatória (Kern *et al.*, 1999; Ghazal *et al.*, 2009; Albashaireh *et al.*, 2010; Kwon *et al.*, 2018). Durante o ensaio, as amostras ficaram imersas em água destilada a 37° C, trocada regularmente para remover detritos, considerando que os detritos podem aumentar o coeficiente de fricção e intensificar o desgaste (Culhaoglu *et al.*, 2013).

Vários estudos foram realizados para avaliar o comportamento de desgaste de diferentes materiais restauradores em oposição ao esmalte dentário. A maioria deles concluiu que a zircônia monolítica provoca menor desgaste do esmalte dentário quando comparada com a porcelana feldspática (Jung *et al.*, 2010; Preis *et al.*, 2011; Kim *et al.*, 2012; Burgess *et al.*, 2014; Amer *et al.*, 2014; Rosentritt *et al.*, 2012; Janyavula *et al.*, 2013; Lawson *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2014; Mehzabeen *et al.*, 2020; Sripetchdanond *et al.*, 2020) e a cerâmica de dissilicato de lítio (Rosentritt *et al.*, 2012; Lawson *et al.*, 2014; Zhang *et al.*, 2019; Fouda *et al.*, 2022). Adicionalmente, alguns autores não encontraram diferenças significantes entre o comportamento de desgaste entre esmalte-esmalte e esmalte-zircônia (Lawson *et al.*, 2014; Sripetchdanond *et al.*, 2020; Aljomard *et al.*, 2022). Sendo assim, existem evidências científicas corroborando o uso da zircônia monolítica como material restaurador com o objetivo de reduzir o desgaste do esmalte dentário.

Além da seleção do material restaurador, é necessário selecionar um acabamento superficial que ofereça estética, lisura e uniformidade da superfície. Este estudo mostrou que o polimento (grupo P) foi capaz de diminuir a perda de altura vertical do esmalte dentário. Este resultado está de acordo com estudos anteriores que investigaram o comportamento de desgaste do esmalte dentário em oposição à zircônia monolítica (Mitov *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2012; Janyavula *et al.*, 2013; Preis *et al.*, 2013; Sabrah *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2013; Lawson *et al.*, 2014; Amer *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2014; Bai *et al.*, 2016; Rupawala *et al.*, 2017; Wiedenmann *et al.*, 2020; Aljomard *et al.*, 2022; Badarneh *et al.*, 2022) e pode ser justificado pela característica da zircônia em reter a uniformidade de superfície conferida pelo polimento após determinado tempo em função.

Alguns autores encontraram que o glazeamento pode aumentar o desgaste do esmalte dentário (Wang *et al.*, 2012; Stawarczyk *et al.*, 2013; Bai *et al.*, 2016; Rupawala *et al.*, 2017;

Badarneh *et al.*, 2022). Em contraste, este estudo mostrou que o glazeamento (grupo G) não reduziu o desgaste do esmalte dentário e teve comportamento semelhante ao grupo que não recebeu nenhum acabamento superficial.

Apesar do comportamento de desgaste do esmalte dentário em oposição à zircônia polida e glazeada já ter sido amplamente investigado, a maioria dos estudos avaliou a 3Y-TZP (Mitov *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2013; Janyavula *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2013; Sabrah *et al.*, 2013; Lawson *et al.*, 2014; Amer *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2014; Ludovichetti *et al.*, 2018; Kwon *et al.*, 2018; Çakmak *et al.*, 2021), um material predominantemente indicado para confecção de infraestruturas. Este estudo é relevante porque utilizou um material indicado para confecção de restaurações monolíticas (5Y-TZP), que estarão em contato direto com o esmalte dentário.

Eventualmente, uma situação clínica pode exigir a realização da caracterização extrínseca para que a restauração mimetize a aparência dos dentes naturais. Park *et al.* (2014) investigaram o efeito do polimento, da caracterização extrínseca e da caracterização extrínseca seguida por glazeamento na 3Y-TZP em oposição ao esmalte dentário após o ensaio de desgaste de dois corpos, e concluíram o grupo submetido à caracterização extrínseca seguida por glazeamento apresentou a maior rugosidade superficial e o maior desgaste do esmalte dentário. Diante desses resultados, surgiram dois questionamentos: “será que os resultados da 3Y-TZP se aplicam à 5Y-TZP?” e “será que a caracterização extrínseca seguida por polimento é capaz de reduzir o desgaste do esmalte dentário?”.

Na tentativa de responder esse primeiro questionamento, Zhang *et al.* (2019) investigaram o comportamento da 3Y, 4Y e 5Y-TZP em oposição à esteatita em um ensaio de desgaste de dois corpos, e concluíram que as três gerações de zircônia apresentaram comportamento de desgaste semelhante. No entanto, a caracterização extrínseca e os acabamentos superficiais não foram investigados, abrindo espaço para que novas pesquisas sejam realizadas para provar se o comportamento das três gerações é semelhante em outras condições.

Na tentativa de responder o segundo questionamento, este estudo mostrou que a caracterização extrínseca (grupo CE) da 5Y-TZP não aumentou o desgaste do esmalte dentário, e que a realização de acabamentos superficiais, como o glazeamento (grupo CEG) e polimento (grupo CEP), não foi capaz de reduzir o desgaste do esmalte dentário em comparação ao grupo C e ao grupo CE. Silva *et al.* (2022) avaliaram o efeito da caracterização extrínseca e da combinação com os acabamentos superficiais na rugosidade superficial da 5Y-TZP, utilizando os mesmos materiais e técnicas deste estudo. Os autores

encontraram que o grupo CEG apresentou a menor rugosidade superficial, enquanto os grupos CE e CEP apresentaram rugosidade semelhante. Portanto, utilizando o estudo de Silva *et al.* (2022) como referência, podemos concluir que a rugosidade superficial dos grupos testados não influenciou o comportamento de desgaste do esmalte dentário neste estudo.

Os resultados da Etapa 1 sugerem que o polimento deve ser o acabamento superficial de escolha para 5Y-TZP, porque foi capaz de reduzir o desgaste do esmalte dentário. Diante da necessidade de caracterização extrínseca, a escolha do acabamento superficial não foi importante ao considerar o comportamento de desgaste do esmalte dentário, mas outros fatores devem ser considerados, como por exemplo o comportamento de desgaste dos materiais restauradores, a estabilidade de cor, e outras propriedades ópticas que favorecem a longevidade da restauração.

Na Etapa 2, o comportamento de desgaste de diferentes materiais restauradores foi investigado. A perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP representou não somente a perda estrutural do material, mas também a perda da camada de glazeamento para os grupos G e CEG, e a perda da camada de caracterização extrínseca para os grupos CE, CEG e CEP, enquanto a profundidade de desgaste do material restaurador representou apenas a perda estrutural do material antagonista.

Para interpretar os dados de perda de altura vertical, foi considerado que cada camada de caracterização extrínseca ou de glazeamento apresentaram 100 µm de espessura (Garza *et al.*, 2016). Sendo assim, os grupos CE, G e CEP continham uma camada de 100 µm de espessura sobre a superfície do material, enquanto o grupo CEG continha uma camada de 200 µm. O grupo G apresentou valores de perda de altura vertical superiores a 100 µm, mostrando que a camada de glazeamento foi perdida após o ensaio de desgaste de dois corpos, em concordância com estudos anteriores que já haviam relatado a baixa durabilidade desse acabamento superficial para zircônia monolítica (Oh *et al.* 2002; Mitov *et al.*, 2012; Preis *et al.*, 2012; Esquivel Upshaw *et al.*, 2018; Rosentritt *et al.*, 2020; Badarneh *et al.*, 2022).

A perda da camada de glazeamento pode ter exposto uma subsuperfície de zircônia mais rugosa (Preis *et al.*, 2012; Çakmak *et al.*, 2022) e as partículas perdidas podem ter agido como terceiro agente abrasivo, transformando o ensaio de dois corpos em um ensaio de desgaste de três corpos. Isso justificaria o aumento da perda de altura vertical das hemisferas do grupo G em oposição à cerâmica de dissilicato de lítio, e o aumento da profundidade de desgaste da cerâmica de dissilicato de lítio e da resina composta microhíbrida em oposição aos grupos G e CEG, respectivamente. Duas possíveis soluções para estes problemas, incluem a realização de polimento antes do glazeamento, e o desenvolvimento de uma pasta para

glazeamento que apresente compatibilidade química e coeficiente de expansão térmico semelhante ao da 5Y-TZP, melhorando a adesão entre as superfícies e a durabilidade da camada de glazeamento.

Estudos anteriores afirmaram que o glazeamento pode proteger a camada de caracterização extrínseca nas cerâmicas vítreas (Garza *et al.*, 2016; Kanat-Ertürk, 2019). Entretanto, Dal Piva *et al.* (2020) investigaram a durabilidade da caracterização extrínseca seguida por glazeamento na 4Y-TZP após ensaio de desgaste de três corpos, e encontraram que ambas as camadas foram removidas após 600.000 ciclos. Neste estudo, o glazeamento protegeu a camada de caracterização extrínseca para o grupo CEG em oposição à resina composta microhíbrida e à cerâmica reforçada com leucita. No entanto, seria possível que essas camadas fossem removidas se o ensaio de desgaste ultrapassasse os 300.000 ciclos realizados.

Já o grupo CEP, mostrou que o polimento foi capaz de reduzir a perda de altura vertical das hemisferas e protegeu a camada de caracterização extrínseca, exceto em oposição à 5Y-TZP. A camada de caracterização extrínseca foi removida para todos os grupos em oposição à 5Y-TZP, independentemente do acabamento superficial utilizado. Portanto, os resultados deste estudo sugerem que o polimento está recomendado para proteger a camada de caracterização extrínseca, e que a durabilidade da camada de caracterização extrínseca está relacionada com a microestrutura do material restaurador antagonista.

O comportamento de desgaste dos materiais restauradores difere significativamente de acordo com a microestrutura, tenacidade à fratura e resistência à fadiga (Heintz *et al.*, 2008). O desgaste acontece durante a formação e propagação de trincas, por isso que materiais com alta tenacidade à fratura e resistência à fadiga apresentam melhor resistência ao desgaste do que aqueles com propriedades mecânicas inferiores (Janyavula *et al.*, 2013; Kruzic *et al.*, 2018). Silva *et al.* (2022) avaliaram o efeito da caracterização extrínseca, do glazeamento e do polimento nas propriedades mecânicas da 5Y-TZP, e não encontraram diferenças significantes para tenacidade à fratura e resistência à flexão. Houve redução na microdureza dos grupos testados quando comparados com o grupo controle. O efeito da microdureza no comportamento de desgaste tem sido discutido. Alguns autores afirmaram que a microdureza está relacionada com o comportamento de desgaste (Rosentritt *et al.*, 2012; Mormann *et al.*, 2013; Ludovichetti *et al.*, 2018; Hatanaka *et al.*, 2022), enquanto outros estudos não encontraram relação entre essas propriedades (Oh *et al.*, 2002; Maier *et al.*, 2022).

A caracterização extrínseca e os acabamentos superficiais não influenciaram a

profundidade de desgaste da 5Y-TZP, sendo que este foi o material restaurador que apresentou os menores valores de profundidade de desgaste. Este comportamento pode ser justificado pela dificuldade de propagação de trincas em uma microestrutura policristalina que não apresenta conteúdo vítreo, e pelos altos valores de tenacidade à fratura e resistência à flexão relatados por Silva *et al.* (2022). Estudos anteriores também encontraram alta resistência ao desgaste para zircônia monolítica em comparação a outros materiais restauradores (Albashaireh *et al.*, 2010; Kwon *et al.*, 2018; Ozkir *et al.*, 2021; Fouda *et al* 2022; Jia-Mahasap *et al* 2022; Hatanaka *et al* 2022).

Já para resina composta microhíbrida, o polimento (grupo P) foi capaz de reduzir a profundidade de desgaste quando comparado com os demais grupos (C e G). Na presença da caracterização extrínseca, os resultados sugerem que o glazeamento (grupo CEG) pode aumentar consideravelmente a taxa de desgaste e deve ser utilizado com cautela como acabamento superficial considerando este material como antagonista.

A resina composta microhíbrida foi o material restaurador que apresentou os maiores valores de profundidade de desgaste. Esse desgaste acontece preferencialmente na matriz da resina, expondo as partículas de carga que podem ter atuado como terceiro agente abrasivo (Turssi *et al.*, 2003; Kruzic *et al.*, 2018). Os altos valores de profundidade de desgaste sugerem que a exposição das partículas de carga pode ter favorecido o desgaste, e que as tensões cíclicas promoveram a propagação de trincas na subsuperfície do material (Kruzic *et al.*, 2018; Maier *et al.*, 2022).

Embora alguns autores tenham sugerido que o método de fabricação das resinas compostas poderia influenciar no comportamento ao desgaste (Ozkir *et al.*, 2021), Maier *et al.* (2022) investigaram o comportamento de desgaste 5Y-TZP polida em oposição a 6 marcas comerciais de resina composta para uso direto e indireto, e constataram que o aumento do grau de polimerização da resina composta indireta não melhorou a resistência ao desgaste da resina composta em oposição à zircônia monolítica.

As cerâmicas vítreas apresentaram profundidade de desgaste intermediária. O desgaste nas cerâmicas vítreas acontece mediante formação e propagação de microtrincas. Durante o processo de desgaste, a borda dos cristais individuais da fase cristalina pode ter sido exposta, aumentando a rugosidade superficial e intensificando o desgaste. A caracterização extrínseca e os acabamentos superficiais não influenciaram a profundidade de desgaste, exceto para o glazeamento (grupo G) que aumentou a profundidade de desgaste da cerâmica de dissilicato de lítio. Além disso, a cerâmica reforçada com leucita e a cerâmica de dissilicato de lítio apresentaram comportamento semelhante após ensaio de desgaste de dois

corpos, em concordância com os resultados de estudos anteriores (Albashaireh *et al.*, 2010).

Os resultados da Etapa 2 sugerem que o polimento deve ser o acabamento superficial de escolha para 5Y-TZP, porque foi capaz de reduzir a perda de altura vertical das hemisferas em oposição a todos os materiais restauradores investigados, favorecendo a durabilidade da camada de caracterização extrínseca, e diminuir a profundidade de desgaste da resina composta microhíbrida. Já o glazeamento não apresentou resultados satisfatórios, especialmente para os grupos G e CEG em oposição à cerâmica de dissilicato de lítio e a resina composta microhíbrida, respectivamente.

Na Etapa 3, coroas monolíticas foram submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva, e foi encontrado que a caracterização extrínseca, o glazeamento e o polimento não influenciaram a probabilidade de sobrevivência da 5Y-TZP.

Esse resultado está de acordo com estudos anteriores que afirmaram que a realização dos acabamentos superficiais não prejudicou o desempenho à fadiga da 3Y-TZP (Amaral *et al.*, 2016; Zucuni *et al.*, 2019), da 4Y-TZP (Cadore-Rodrigues *et al.*, 2022), e da 5Y-TZP (Zucuni *et al.*, 2020; Cadore-Rodrigues *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2022). Alguns desses estudos relataram que o glazeamento aumentou a resistência à fadiga (Cadore-Rodrigues *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2022; Cadore-Rodrigues *et al.*, 2022), enquanto outros afirmaram que a associação de polimento com glazeamento apresentou resultados ainda mais satisfatórios, quando comparado com a realização de apenas polimento ou glazeamento (Carvalho *et al.*, 2022). Essa melhora no desempenho à fadiga foi atribuída a uniformidade de superfície proporcionada pelos acabamentos superficiais. Por exemplo, o glazeamento penetra e preenche porosidades e microtrincas, e isso resulta na diminuição de defeitos superficiais, reforçando a estrutura do material (Aboushelib & Wang, 2010; Carvalho *et al.*, 2022).

Embora este estudo não tenha encontrado diferenças estatísticas entre os grupos, análise qualitativa das tábuas de sobrevivência indicou diferenças que podem apresentar relevância clínica. No perfil de carregamento leve, todas as amostras do grupo P sobreviveram ao ensaio, apresentando probabilidade de sobrevivência de 100% para cumprir uma missão de 360.000 ciclos e resistir à carga de 352 N. Enquanto nos grupos C e G, três amostras falharam mostrando probabilidade de sobrevivência de 66,7% para cumprir uma missão de 247.227 e 315.342 ciclos e resistir à carga de 323 e 338 N, respectivamente. Comportamento semelhante foi encontrado para o perfil de carregamento moderado, onde todas as amostras do grupo P sobreviveram, e as amostras do grupo C e G mostraram probabilidade de 66,7% para cumprir uma missão de 201.000 e 240.000 ciclos e resistir à carga de 293 e 333 N, respectivamente. Sendo assim, para os perfis de carregamento leve e moderado foi encontrada tendência do

grupo P sobreviver a maior número de ciclos e carga do que os grupos C e G, sugerindo que o polimento pode favorecer o desempenho à fadiga da 5Y-TZP quando comparado qualitativamente aos demais grupos.

Essa tendência apresentada pelo grupo P pode ser justificada por alterações na estrutura cristalina do material após a realização dos acabamentos superficiais. De fato, Silva *et al.* (2022) utilizaram os mesmos materiais e técnicas deste estudo e encontraram transformação de fase nessas condições, mostrando que o grupo que apresentou a maior tendência à sobrevivência foi aquele que também apresentou maior quantidade de fase tetragonal em sua estrutura cristalina (grupo C: 95,7% de fase cúbica, 1,8% de fase tetragonal e 2,5% de fase monoclinica; grupo G: 78,6% de fase cúbica e 13,3% de fase tetragonal; grupo P: 70,8% de fase cúbica e 20,8% de fase tetragonal).

O efeito das técnicas de pigmentação no desempenho à fadiga do material também já havia sido investigado para 4Y-TZP (Auzani *et al.*, 2020; Anton *et al.*, 2021; Souza *et al.*, 2022a; Souza *et al.*, 2022b; Souza *et al.*, 2022c). Dentre eles, apenas dois investigaram a técnica da caracterização extrínseca (pigmentação após a sinterização) (Souza *et al.*, 2022b; Souza *et al.*, 2022c). Quando amostras em forma de disco foram testadas, a caracterização extrínseca afetou negativamente a resistência à fadiga do material (Souza *et al.*, 2022b). No entanto, quando os discos foram cimentados com cimento resinoso sobre análogos de dentina e testados, a caracterização extrínseca não teve influência no comportamento à fadiga (Souza *et al.*, 2022c). A diferença nos resultados evidenciou o efeito do agente de cimentação, que potencialmente preencheu os defeitos na superfície do material e preveniu a formação e propagação de trincas (Ozcan & Bernasconi, 2015).

Neste estudo, coroas monolíticas de 5Y-TZP foram cimentadas com cimento resinoso sobre uma superfície metálica, e a caracterização extrínseca (grupo CE) não teve influência na probabilidade de sobrevivência, em concordância com Souza *et al.* (2022c). Adicionalmente, a combinação da caracterização extrínseca com o glazeamento (grupo CEG) ou polimento (grupo CEP) também foi testada e não houve diferença estatística entre os grupos.

Apesar disso, análise qualitativa das tábuas de sobrevida revelou que o grupo CEG apresentou tendência a falhar com número de ciclos e carga menores do que os grupos CE e CEP no perfil de carregamento moderado. Para esse perfil de carregamento, o grupo CEG apresentou probabilidade de sobrevivência de 83,3% para cumprir uma missão de 79.874 ciclos e resistir à carga de 153 N, enquanto os grupos CE e CEP apresentaram a mesma probabilidade de sobreviver cumprindo uma missão de 178.991 e 174.876, sob carga de 254

N, respectivamente. Esse comportamento não se repetiu nos perfis de carregamento leve e agressivo, revelando a alta variabilidade dos dados encontrados neste grupo. Souza *et al.* (2022b) já haviam constatado que métodos que utilizam pincéis aumentam a variabilidade dos dados e diminuem a confiabilidade estrutural do material. O grupo CEG foi o único submetido a duas aplicações com pincel, justificando a alta variabilidade de dados e a tendência a sobreviver a um número de ciclos e carga menores.

As falhas das restaurações dentárias são afetadas pelas tensões decorrentes da função mastigatória. As tensões médias variam entre 11 e 150 N para região anterior, e entre 200 e 350 N para região posterior (Ferrario *et al.*, 2004). Durante o ensaio de fadiga acelerada progressiva, as coroas monolíticas apresentaram o formato de um canino e foram submetidas a cargas não-axiais, simulando aquelas encontradas na região anterior. Este estudo revelou o excelente probabilidade de sobrevivência da 5Y-TZP, independentemente da caracterização extrínseca ou dos acabamentos superficiais, porque amostras de diferentes grupos sobreviveram ao ensaio conduzido com carga máxima de 352 N e aquelas que falharam, falharam com cargas superiores às encontradas na região anterior.

No entanto, este estudo apresentou limitações que incluem a dificuldade de reproduzir a complexidade do ambiente oral, como os contatos oclusais, as variações de pH, e as variações no padrão de mastigação entre indivíduos, que dependem de múltiplos fatores como o tônus muscular, presença de disfunções temporomandibulares, e outras condições clínicas que só podem ser reproduzidas com aplicação de um método *in vivo*.

A compreensão do comportamento de desgaste, de fadiga e mecanismos de falha das restaurações monolíticas de 5Y-TZP é clinicamente relevante e pode guiar uma escolha clínica. Este estudo mostrou que o polimento da 5Y-TZP foi capaz de diminuir o desgaste do esmalte dentário humano e de materiais restauradores antagonistas, sem prejudicar o desempenho à fadiga das coroas monolíticas. E, portanto, deve ser o acabamento superficial de escolha. Quando a caracterização extrínseca for necessária para individualizar as restaurações, o polimento parece ser a melhor opção de acabamento superficial porque foi capaz de aumentar a durabilidade da camada de caracterização extrínseca e diminuir o desgaste da resina composta microhíbrida, também sem causar danos ao desempenho à fadiga das coroas monolíticas. Outras propriedades devem ser consideradas no momento da escolha pelo acabamento superficial, como por exemplo a rugosidade, a estabilidade de cor, a translucidez e o brilho. Além disso, estudos clínicos devem ser realizados para confirmar os resultados encontrados.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo *in vitro* e de acordo com os resultados, é possível concluir que:

1. O polimento reduziu a perda de altura vertical do esmalte dentário humano;
2. O polimento reduziu a perda de altura vertical das hemisferas, favorecendo a durabilidade da camada de caracterização extrínseca;
3. O glazeamento da 5Y-TZP aumentou a profundidade de desgaste da cerâmica de dissilicato de lítio, e quando combinado com a caracterização extrínseca, aumentou a profundidade de desgaste da resina composta microhíbrida;
4. A caracterização extrínseca, o glazeamento e o polimento da 5Y-TZP não tiveram influência na probabilidade de sobrevivência das coroas monolíticas submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva.

Referências

REFERÊNCIAS

1. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*. 2008;17:401-8.
2. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*. 2010;104:98-104.
3. Ahangari AT, Ardakani KT, Mahdavi F, Ardakani MT. The effect of two shading techniques on value of zirconia-based crowns. *J Dent (Shiraz)*. 2015;16:129-33.
4. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *J Prosthet Dent*. 2010;104(2):105-13.
5. Aljomard YRM, Altunok EÇ, Kara HB. Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *J Esthet Restor Dent*. 2022;34(3):473-89.
6. Alp G, Subaşı MG, Seghi RR, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia. *J Dent*. 2018;73:19-23.
7. Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;57:149-56.
8. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1151-5.
9. Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering and choice of preshaded monochrome or multilayered blanks on fatigue behavior of 4 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *J Prosthet Dent*. 2021;S0022-3913(21):00627-2.
10. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips Materiais Dentários*. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
11. Auzani ML, Dapieve KS, Zucuni CP, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Influence of shading technique on mechanical fatigue performance and optical properties of a 4Y-TZP ceramic for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;102:103457.
12. Badarneh A, Eun Choi JJ, Lyons K, Porter G, Waddell N, Chun Li K. The effect of aging on the wear performance of monolithic zirconia. *Dent Mater*. 2022;38(5):e136-e146.
13. Bai Y, Zhao J, Si W, Wang X. Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2016;116(4):584-90.
14. Bonfante EA, Coelho PG, Navarro JMJ, Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP et al. Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three-unit bridges. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):235-243.

15. Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res*. 2016;28(1):18-27.
16. Burgess JO, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent*. 2014;39(2):189-94.
17. Cadore-Rodrigues AC, Machado PS, Oliveira JS, Jahn SL, Dorneles LS, Rippe MP et al. Surface treatments and its effects on the fatigue behavior of a 5% mol yttria partially stabilized zirconia material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;120:104543.
18. Cadore-Rodrigues AC, Machry RV, Dapieve KS, Werner A, Pereira GKR, Valandro LF et al. In-lab simulation of CAD/CAM grinding and intaglio surface treatments of 4YSZ monolithic restorations: Effect on its load-bearing capacity under fatigue. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;134:105417.
19. Caglar I, Ates SM, Duymus ZY. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(2):132-7.
20. Çakmak G, Subaşı MG, Sert M, Yilmaz B. Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 2021;20:S0022-3913(21)00340-1.
21. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018;34(6):879-90.
22. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent*. 2017;60:70-6.
23. Carvalho ABG, Gonçalves NI, Campos TMB, Zucuni C, Valandro LF, Siqueira GSAF et al. Fatigue strength of 5Y-FSZ: glazing and polishing effects. *Clin Oral Investig*. 2022;26(6):4479-86.
24. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;50:93-103.
25. Culhaoglu AK, Park J. A comparison of the wear resistance and hardness of two different indirect composite resins with a ceramic material, opposed to human enamel. *Eur J Gen Dent*. 2013;2(3):274-80.
26. Dal Piva AMO, Tribst JPM, Werner A, Anami LC, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Three-body wear effect on different CAD/CAM ceramics staining durability. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103579.
27. Esquivel-Upshaw JF, Kima MJ, Hsua SM, Abdulhameeda N, Jenkinsb R, Neal D et al. Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *J Dent*. 2018;68:19–27.

28. Faria ACL, de Oliveira AA, Alves Gomes E, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;32:46-51.
29. Farzin M, Ansarifard E, Taghva M, Imanpour R. Effect of external staining on the optical properties and surface roughness of monolithic zirconia of different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2021;126(5):687.e1-687.e8.
30. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013;29:51-8.
31. Ferracane, JL. Resin composite: State of the art. *Dent Mater.* 2011;27:29-38.
32. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* 2004;32(6):451-7.
33. Fiorin L, Moris ICM, Faria ACL, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Effect of different grinding protocols on surface characteristics and fatigue behavior of yttria-stabilized zirconia polycrystalline: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):486.e1-486.e8.
34. Fouda AM, Atta O, Kassem AS, Desoky M, Bourauel C. Wear behavior and abrasiveness of monolithic CAD/CAM ceramics after simulated mastication. *Clin Oral Investig.* 2022;26(11):6593-6605.
35. Garza LA, Thompson G, Cho SH, Berzins DW. Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):489-94.
36. Ghazal M, Kern M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 2009;101:342-9.
37. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):658-63.
38. Go H, Park H, Lee J, Seo H, Lee S. Effect of various polishing burs on surface roughness and bacterial adhesion in pediatric zirconia crowns. *Dent Mater J* 2019; 38(2):311-16.
39. Gonzaga CC, Garcia PP, Wambier LM, Prochnow FHO, Madeira L, Cesar PF. Do tooth-supported zirconia restorations present more technical failures related to fracture or loss of retention? Systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2022;26(8):5129-5142.
40. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441-48.
41. Haralur SB. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(4):179-86.

42. Hatanaka A, Sawada T, Sen K, Saito T, Sasaki K, Someya T et al. Wear behavior between aesthetic restorative materials and bovine tooth enamel. *Materials (Basel)*. 2022;15(15):5234.
43. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *J Prosthet Dent* 2020;123(2):330-37.
44. Heintze SD, Reichl FX, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods- A review. *Dent Mater J*. 2019;38(3):343-53.
45. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006;22:712-34.
46. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(5):262-67.
47. Huh YH, Yang EC, Park CJ, Cho LR. In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(6):994-99.
48. Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2020;124(1):100-109.
49. ISO 14801:2016. Dentistry: Dynamic loading test for endosseous dental implants. International Organization for Standardization 2016.
50. ISO 4049:2017. Dentistry: Polymer-based restorative materials. International Organization for Standardization 2009.
51. Jaeggi M, Gyr S, Astasov-Frauenhoffer M, Zitzmann NU, Fischer J, Rohr N. Influence of different zirconia surface treatments on biofilm formation in vitro and in situ. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(4):424-32.
52. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2013;109(1):22-29.
53. Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M, Hampe R, Stawarczyk B. Impact of varying step-stress protocols on the fatigue behavior of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP ceramic. *Dent Mater*. 2021;37(7):1073-82.
54. Jia-Mahasap W, Jitwirachot K, Holloway JA, Rangsi W, Rungsiyakull P. Wear of various restorative materials against 5Y-ZP zirconia. *J Prosthet Dent*. 2022;128(4):814.e1-814.e10.
55. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(3):111-5.
56. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *J Prosthodont*. 2020;29(2):166-172.

57. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dualaxis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 1999;26:372-8.
58. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4): 626-31.
59. Kontonasaki E, Rigos AE, Iliá C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An update to current knowledge. Optical properties, wear, and clinical performance. *Dent J (Basel).* 2019;7(3):90.
60. Kruzic JJ, Arsecularatne JA, Tanaka CB, Hoffman MJ, Cesar PF. Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;88:504-33.
61. Kruzic JJ, Hoffman M, Arsecularatne JA. Fatigue and wear of human tooth enamel: a review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023;138:105574.
62. Kwon MS, Oh SY, Cho SA. Two-body wear comparison of zirconia crown, gold crown, and enamel against zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;47:21-28.
63. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 2018;120(1):132-7.
64. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater.* 2006;22:693–701.
65. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.* 2014;42(12):1586-91.
66. Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J. Oral Rehabil.* 2012;39:217–25.
67. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):318.e1-318.e8.
68. Machry RV, Cadore-Rodrigues AC, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB et al. Fatigue resistance of simplified CAD-CAM restorations: Foundation material and ceramic thickness effects on the fatigue behavior of partially- and fully-stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2021;37(4):568-77.
69. Maier E, Grottschreiber C, Knepper I, Opdam N, Petschelt A, Loomans B et al. Evaluation of wear behavior of dental restorative materials against zirconia in vitro. *Dent Mater.* 2022;38(5):778-88.
70. Mainjot A. Dental ceramics: classification and indications. *Esthet Dent.* 2016;251–268.
71. Manziuc MM, Gasparik C, Burde AV, Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(5):478-85.

72. Mao L, Kaizer MR, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res.* 2018; 97(11): 1222-28.
73. Mehzabeen KR, Boughton P, Kan WH, Ruys AJ, Guazzato M. Two-body wear test of enamel against laboratory polished and clinically adjusted zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;108:103760.
74. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater.* 2012;28(8):909-18.
75. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017;118(5): 658-65.
76. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-25
77. Nam JY, Park MG. Effects of treatment with aqueous and acid-based coloring liquid on the color of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):363.e1-363.e5.
78. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):451-59.
79. Orhun E. The effect of coloring liquid dipping time on the fracture load and color of zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(1):67-73.
80. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015;17(1):7-26.
81. Ozen F, Demirkol N, Parlar OZ. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(3):150-6.
82. Ozkir SE, Bicer M, Deste G, Karakus E, Yilmaz B. Wear of monolithic zirconia against different CAD-CAM and indirect restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2022;128(3):505-511.
83. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):20-9.
84. Pereira GKR, Dutra DM, Werner A, Prochnow C, Valandro LF, Kleverlaan CJ. Effect of zirconia polycrystal and stainless steel on the wear of resin composites, dentin and enamel. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;91:287-293.
85. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;85:57-65.

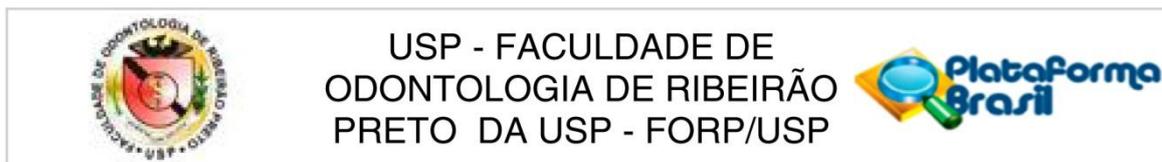
86. Pfefferle R, Lümekemann N, Wiedenmann F, Stawarczyk B. Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clin Oral Investig.* 2020;24(1):395-403.
87. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;10:13-22.
88. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater.* 2011;27(8):796-804.
89. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* 2013;44(5):393-405.
90. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):935-43.
91. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Strasser T. Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110:103970.
92. Rubo JH, Souza EA. Computational methods applied to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9:97-103.
93. Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal R, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):8-14.
94. Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater.* 2013;29(6):666-73.
95. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015; 31:603–23.
96. Schlenz MA, Schlenz MB, Wöstmann B, Glatt AS, Ganss C. Intraoral scanner-based monitoring of tooth wear in young adults: 24-month results. *Clin Oral Investig.* 2023.
97. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):98-102.
98. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;87(2):329-37.
99. Silva AO, Fiorin L, Faria ACL, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Translucency and mechanical behavior of partially stabilized monolithic zirconia after staining, finishing procedures and artificial aging. *Sci Rep.* 2022;12(1):16094.

- 100.Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(1):e58.
- 101.Souza LFB, da Rosa LS, Menna Barreto VS, Ribeiro VF, Fraga S, Kleverlaan CJ et al. Pigmentation techniques of a 4YSZ: Effect on the fatigue mechanical behavior of a 4YSZ adhesively luted onto dentin analog. *Dent Mater.* 2022c;38(12):2003-2013.
- 102.Souza LFB, Pilecco RO, Menna Barreto VS, Chiapinotto GF, Daudt NF, Valandro LF et al. Pre-sintering pigmentation techniques do not affect the fatigue behavior of adhesively luted 4YSZ restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022a;132:105270.
- 103.Souza LFB, Soares PM, Chiapinotto GF, Ribeiro VF, Daudt NF, Valandro LF et al. Effect of pigmentation techniques on the fatigue mechanical behavior of a translucent zirconia for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022b;134:105362.
- 104.Spitznagel FA, Röhrig S, Langner R, Gierthmuehlen PC. Failure load and fatigue behavior of monolithic translucent zirconia, PICN and rapid-layer posterior single crowns on zirconia implants. *Materials (Basel).* 2021;14(8):1990.
- 105.Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1141-50.
- 106.Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümckemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369-80.
- 107.Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(1):102-12.
- 108.Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Narhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015;34:605–10.
- 109.Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):216-20.
- 110.Tabatabaian F. Color aspect of monolithic zirconia restorations: A review of the literature. *J Prosthodont.* 2019;28(3):276-87.
- 111.Theodoro GT, Fiorin L, Moris ICM, Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Faria ACL. Wear resistance and compression strength of ceramics tested in fluoride environments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;65:609-15.
- 112.Turssi CP, Purquerio BDM, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods - A review. *J Biomed Mater Res Part B.* 2003;65:280–5.

113. Velho HC, Dapieve KS, Valandro LF, Pereira GKR, Venturini AB. Cyclic fatigue tests on non-anatomic specimens of dental ceramic materials: A scoping review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:104985.
114. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *Journal of the European Ceramic Society* 2012;11:2599-2606.
115. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent Mater.* 2020;36(7):846-53.
116. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):105-16.
117. Zadeh PN, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):948-54.
118. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater.* 2016;32(12):e327-e337.
119. Zhang F, Spies BC, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller WD et al. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dent Mater.* 2019;35(12):1776-90.
120. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-47.
121. Zhou ZR, Zheng J. Oral tribology. *Proc. IME J. J. Eng. Tribol.* 2006; 220, 739–54.
122. Zucuni CP, Pereira GKR, Dapieve KS, Rippe MP, Bottino MC, Valandro LF. Low-fusing porcelain glaze application does not damage the fatigue strength of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;99:198-205.
123. Zucuni CP, Pereira GKR, Valandro LF. Grinding, polishing and glazing of the occlusal surface do not affect the load-bearing capacity under fatigue and survival rates of bonded monolithic fully-stabilized zirconia simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;103:103528.
124. Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JC, Barao VA, Mathew MT et al. Wear characteristics and volume loss of CAD/CAM ceramic materials. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e510-e518.

Anexos

ANEXO 1 - Certificado de aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa e Plataforma Brasil



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito do polimento e do glazeamento nas propriedades ópticas e mecânicas da Y-PSZ e Y-FSZ

Pesquisador: LIVIA FIORIN

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 12109219.5.0000.5419

Instituição Proponente: Universidade de Sao Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.292.596

Apresentação do Projeto:

O presente estudo pretende avaliar terceira geração da zircônia, representada pela zircônia parcialmente estabilizada (Y-PSZ) e totalmente estabilizada na fase cúbica (Y-FSZ), que apresentam maior translucidez que as demais e estão indicadas para confecção de coroas monolíticas na região anterior. O trabalho será dividido em três fases. Na fase 1 será analisado o efeito do polimento e do glazeamento na translucidez, estrutura cristalina, topografia e rugosidade superficial, módulo de elasticidade dinâmico, microdureza e tenacidade à fratura da Y-PSZ e da Y-FSZ. Já na fase 2 será avaliado o impacto destes dois tratamentos superficiais na resistência ao desgaste da Y-PSZ e da Y-FSZ sobre diferentes antagonistas, incluindo o esmalte dentário, cerâmica feldspática, cerâmica de dissilicato de lítio e resina composta nanohíbrida. Por fim, na fase 3, coroas monolíticas confeccionadas com Y-PSZ e YFSZ serão submetidas ao ensaio de fadiga mecânica acelerada para avaliar o efeito do polimento e do glazeamento sobre esta propriedade. Para a realização do trabalho foram requisitados 60 pré-molares permanentes do Biobanco de Dentes da FORP.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o efeito do polimento e do glazeamento na translucidez, estrutura cristalina, topografia e rugosidade superficial, microdureza, tenacidade à fratura, resistência ao desgaste frente a

Endereço: Avenida do Café s/nº

Bairro: Monte Alegre

CEP: 14.040-904

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3315-0493

Fax: (16)3315-4102

E-mail: cep@forp.usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO DA USP - FORP/USP



Continuação do Parecer: 3.292.596

diferentes tipos de antagonistas e resistência à fadiga mecânica acelerada da Y-PSZ e Y-FSZ.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Não existem riscos inerentes à realização da pesquisa.

Benefícios: Os resultados irão auxiliar na escolha do tratamento superficial mais adequado para as restaurações confeccionadas com estes novos materiais.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto bem delineado, embasado cientificamente e nas normativas do CEP FORP/USP e CONEP.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Presentes e adequados.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado conforme deliberado na 225ª Reunião Ordinária do CEP/FORP de 29/04/2019.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1302790.pdf	16/04/2019 19:28:06		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_de_infraestrutura.pdf	16/04/2019 16:49:00	LIVIA FIORIN	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Biobanco.pdf	09/04/2019 15:44:09	LIVIA FIORIN	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_completo.pdf	09/04/2019 15:37:57	LIVIA FIORIN	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_Livia_Fiorin.pdf	09/04/2019 15:27:49	LIVIA FIORIN	Aceito

Endereço: Avenida do Café s/nº

Bairro: Monte Alegre

CEP: 14.040-904

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3315-0493

Fax: (16)3315-4102

E-mail: cep@forp.usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO DA USP - FORP/USP



Continuação do Parecer: 3.292.596

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIBEIRAO PRETO, 29 de Abril de 2019

Assinado por:

Simone Cecilio Hallak Regalo
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida do Café s/nº

Bairro: Monte Alegre

CEP: 14.040-904

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3315-0493

Fax: (16)3315-4102

E-mail: cep@forp.usp.br

ANEXO 2 – Resultados da perda de altura vertical do esmalte dentário humano (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	733	920	584	299	918	474
2	615	608	409	419	787	749
3	714	427	261	309	940	689
4	874	848	452	374	855	619
5	775	586	687	437	789	474
6	809	362	489	320	608	583
7	879	636	537	347	813	752
8	443	885	887	237	621	597
9	752	704	802	469	602	434
10	763	537	618	410	676	388
Média	735,7	651,3	572,6	362,1	760,9	575,9
Desvio padrão	128,3	189,0	186,6	72,3	127,0	130,0

ANEXO 3 – Resultados da perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP em oposição à 5Y-TZP (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	429	486	480	341	409	219
2	439	451	431	293	507	175
3	669	543	506	286	310	263
4	582	386	398	488	391	288
5	465	479	424	338	353	345
6	296	256	514	411	415	411
7	738	460	348	352	414	269
8	620	416	358	294	304	284
9	430	397	441	442	454	315
10	393	545	505	367	389	299
Média	506,1	441,9	440,5	361,2	394,6	286,8
Desvio padrão	139,0	85,0	60,5	67,5	61,7	64,8

ANEXO 4 - Resultados da perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP em oposição à resina composta microhíbrida (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	201	121	85	0	0	0
2	220	79	162	0	48	0
3	259	125	182	0	0	0
4	227	86	123	0	0	0
5	188	97	221	0	21	0
6	210	111	233	0	109	0
7	223	80	259	0	118	0
8	189	43	158	0	178	0
9	250	91	208	0	0	0
10	192	110	268	0	134	0
Média	215,9	94,3	189,9	0,0	60,8	0,0
Desvio padrão	24,8	24,4	59,0	-	67,7	-

ANEXO 5 - Resultados da perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP em oposição à cerâmica reforçada com leucita (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	215	174	234	0	0	0
2	179	113	151	0	0	0
3	274	118	165	0	0	0
4	234	105	281	0	0	0
5	340	104	244	0	0	0
6	197	57	236	107	0	0
7	179	37	205	0	0	0
8	235	86	203	0	0	0
9	199	0	204	0	0	0
10	222	0	201	0	0	0
Média	227,4	79,4	212,4	10,7	0,0	0,0
Desvio padrão	48,9	55,6	38,1	33,8	-	-

ANEXO 6 - Resultados da perda de altura vertical das hemisferas de 5Y-TZP em oposição à cerâmica de dissilicato de lítio (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	272	144	435	0	216	0
2	338	164	537	99	138	0
3	190	173	472	0	210	0
4	217	169	323	150	257	0
5	243	148	390	106	136	0
6	179	138	223	103	156	117
7	197	165	235	130	143	0
8	217	130	269	0	228	156
9	237	230	229	138	264	0
10	189	143	211	108	193	0
Média	227,9	160,4	332,4	83,4	194,1	27,3
Desvio padrão	48,2	28,4	118,4	59,8	48,7	58,3

ANEXO 7 - Resultados da profundidade de desgaste da 5Y-TZP (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	105,6	156,8	138,9	66,6	156,8	150,4
2	135,3	136,7	151,5	136,5	148,2	159,9
3	110,7	161,1	154,5	70,2	111,0	169,4
4	100,5	130,2	73,8	111,4	56,3	137,5
5	130,8	112,3	95,1	157,3	144,7	152,9
6	168,7	169,1	84,7	96,2	176,7	125,8
7	148,2	136,7	106,6	113,3	274,4	235,6
8	129,9	167,4	95,0	58,4	280,8	214,7
9	104,8	137,4	100,5	42,2	278,2	148,1
10	140,2	128,4	128,9	122,8	187,4	104,2
Média	127,5	143,6	112,9	97,5	181,4	159,8
Desvio padrão	22,0	18,9	28,5	37,2	75,7	39,2

ANEXO 8 - Resultados da profundidade de desgaste da resina composta microhíbrida (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	1509,5	688,7	1675,8	851,1	1665,8	949,7
2	1218,7	1118,8	1740,6	555,3	1634,3	1225,1
3	1311,6	840,2	926,5	741,4	1276,5	814,7
4	958,9	1025,0	903,0	797,5	1410,8	925,4
5	1410,0	999,2	1152,4	747,2	1641,6	877,7
6	1325,9	1104,6	1078,7	525,6	1470,4	875,7
7	1278,3	1067,2	504,4	587,6	1559,6	912,4
8	989,4	823,4	1122,4	689,4	1373,4	932,3
9	1245,7	712,3	1074,7	799,7	1589,7	1002,6
10	1236,5	942,5	674,8	796,2	1523,8	957,8
Média	1248,4	932,2	1085,3	709,1	1514,6	947,4
Desvio padrão	169,0	157,7	387,0	114,8	129,2	110,4

ANEXO 9 - Resultados da profundidade de desgaste da cerâmica reforçada com leucita (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	510,14	530,49	586,2	579,07	882,8	520,02
2	670,53	601,16	702,58	666,65	560,35	589,23
3	813,05	638,91	669,89	506,56	794,14	550,26
4	650,18	477,92	408,55	551,63	554,13	817,05
5	652,29	578,05	654,35	349,07	789,63	491,18
6	774,96	532,77	938,23	520,57	714,38	599,49
7	601,01	435,05	650,74	708,24	533,23	794,18
8	614,77	619,13	685,07	475,92	904,01	559,89
9	630,61	618,22	653,76	406,57	859,68	804,07
10	638,48	588,79	679,7	646,6	712,16	441,58
Média	655,6	562,0	662,9	541,0	730,4	616,6
Desvio padrão	85,6	66,5	128,7	114,1	140,2	137,9

ANEXO 10 – Resultados da profundidade de desgaste da cerâmica à base de dissilicato de lítio (μm).

	Grupo C	Grupo CE	Grupo G	Grupo P	Grupo CEG	Grupo CEP
1	533,3	572	746,56	384,48	675,33	496,17
2	605,24	525,35	898,41	583,93	471,6	557,38
3	586,5	588,54	913,63	506,46	587,36	311,17
4	569,57	475,9	553,51	549,71	583,01	382,14
5	485,03	728,67	853,53	447,01	502,36	569,84
6	504,41	455,55	508,94	375,31	304,17	584,47
7	447,17	512,63	654,09	636,45	410,43	414,31
8	328,76	499,91	551,48	506,46	482,52	388,82
9	313,7	470,11	691,11	568,86	692,92	539,88
10	305,67	440,99	558,8	423,11	523,77	483,46
Média	467,9	526,9	693,0	498,1	523,3	472,7
Desvio padrão	115,0	85,4	153,6	88,5	117,8	93,7

ANEXO 11 – Resultados do Grupo C para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	7227	4407	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	-	-	18794	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	247227	244407	318794	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	278,7	278,7	322,8	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 12 – Resultados do Grupo CE para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	16767	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	256767	S	S	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	278,7	S	S	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 13 – Resultados do Grupo G para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	7462	15342	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	-	47	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	307462	315342	320047	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	322,8	322,8	337,5	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 14 – Resultados do Grupo P para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	15042	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	55042	S	S	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	131,7	S	S	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 15 – Resultados do Grupo CEG para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	11723	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	8189	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	251723	348189	S	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	278,7	352,2	S	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 16 – Resultados do Grupo CEP para o perfil de carregamento leve, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000	40000
131,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
146,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
161,1	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
190,5	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
219,9	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
249,3	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
278,7	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
308,1	2341	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
322,8	-	14	20000	20000	20000	20000	20000	20000	20000
337,5	-	-	13534	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	-	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	282341	300014	333534	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	308,1	322,8	337,5	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 17 – Resultados do Grupo C para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
215	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	1027	1027	20000	20000	20000	20000
313	-	-	20000	20000	20000	20000
332,6	-	-	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	201027	201027	S	S	S	S
Carga até a fratura	293,4	293,4	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 18 – Resultados do Grupo CE para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
215	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	18991	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	-	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000
313	-	20000	20000	20000	20000	20000
332,6	-	1152	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	178991	241152	S	S	S	S
Carga até a fratura	254,2	332,6	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 19 – Resultados do Grupo G para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
215	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	3123	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	-	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	-	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000
313	-	20000	20000	20000	20000	20000
332,6	-	324	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	143123	240324	S	S	S	S
Carga até a fratura	234,6	332,6	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 20 – Resultados do Grupo P para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
215	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
313	20000	20000	20000	20000	20000	20000
332,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
352,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	S	S	S	S	S	S
Carga até a fratura	S	S	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 21 – Resultados do Grupo CEG para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	19874	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	-	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	-	20000	20000	20000	20000	20000
215	-	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	-	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	-	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	-	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	3567	10526	10781	20000	20000
313	-	-	-	-	20000	20000
332,6	-	-	-	-	20000	20000
352,2	-	-	-	-	20000	20000
Ciclos até a fratura	79874	203567	210526	210781	S	S
Carga até a fratura	156,2	293,4	293,4	293,4	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 22 – Resultados do Grupo CEP para o perfil de carregamento moderado, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras					
	1	2	3	4	5	6
117	40000	40000	40000	40000	40000	40000
136,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
156,2	20000	20000	20000	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000	20000	20000	20000
195,4	20000	20000	20000	20000	20000	20000
215	20000	20000	20000	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000	20000	20000	20000
254,2	14876	20000	20000	20000	20000	20000
273,8	-	20000	20000	20000	20000	20000
293,4	-	20000	20000	20000	20000	20000
313	-	20000	20000	20000	20000	20000
332,6	-	-	20000	20000	20000	20000
352,2	-	-	20000	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	174876	240000	S	S	S	S
Carga até a fratura	254,2	313	S	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 23 – Resultados do Grupo C para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000
322,8	20000	20000	20000
352,2	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	S	S	S
Carga até a fratura	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 24 – Resultados do Grupo CE para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000
322,8	20000	20000	20000
352,2	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	S	S	S
Carga até a fratura	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 25 – Resultados do Grupo G para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000
293,4	20000	20000	20000
322,8	20000	20000	20000
352,2	20000	20000	20000
Ciclos até a fratura	S	S	S
Carga até a fratura	S	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 26 – Resultados do Grupo P para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	20000	20000	20000
293,4	10124	20000	20000
322,8	-	20000	20000
352,2	-	20000	20000
Ciclos até a fratura	150124	S	S
Carga até a fratura	293,4	S	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 27 – Resultados do Grupo CEG para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	3271	20000	20000
293,4	-	8471	20000
322,8	-	-	20000
352,2	-	-	20000
Ciclos até a fratura	123271	148471	S
Carga até a fratura	264	293,4	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio

ANEXO 28 – Resultados do Grupo CEP para o perfil de carregamento agressivo, considerando o número de ciclos e a carga.

Patamar de carga (N)	Amostras		
	1	2	3
117	40000	40000	40000
146,4	20000	20000	20000
175,8	20000	20000	20000
205,2	20000	20000	20000
234,6	20000	20000	20000
264	4763	20000	20000
293,4	-	20000	20000
322,8	-	9321	20000
352,2	-	-	20000
Ciclos até a fratura	124763	169321	S
Carga até a fratura	264	322,8	S

S: A amostra sobreviveu ao ensaio