

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 26/02/2027



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba

JOÃO PEDRO JUSTINO DE OLIVEIRA LIMÍRIO

**Impacto da erosão ácida associada à ciclagem mecânica nas
propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de
próteses implantossuportadas confeccionadas em diferentes
cerâmicas monolíticas**

Araçatuba-SP
2025

JOÃO PEDRO JUSTINO DE OLIVEIRA LIMÍRIO

Impacto da erosão ácida associada à ciclagem mecânica nas propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de próteses implantossuportadas confeccionadas em diferentes cerâmicas monolíticas

Tese de doutorado apresentada à
Universidade Estadual Paulista
(UNESP), Faculdade de Odontologia de
Araçatuba, para obtenção do título de
Doutor em Odontologia.
Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Professor Titular Eduardo
Piza Pellizzer
Coorientador: Aldiéris Alves Pesqueira
Coorientadora: Maria Cristina Rosifini
Alves Rezende

Araçatuba-SP
2025

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

B895c Limírio, João Pedro Justino de Oliveira.
Impacto da erosão ácida associada à ciclagem mecânica na propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de próteses implantossuportadas confeccionadas em diferentes cerâmicas monolíticas / João Pedro Justino de Oliveira Limírio. - Araçatuba, 2025
98 f. : il. ; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer
Coorientador: Prof. Aldiéris Alves Pesqueira
Coorientadora: Profa. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

1. Desenho assistido por computador 2. Cerâmica 3. Prótese dentária fixada por implante I. T.

Black D3
CDD 617.69

À Deus,

Dedico primeiramente a **Deus** que me ensina nos pequenos detalhes a sua grandeza, que perante qualquer dificuldade, a fé pode te levar a lugares inimagináveis com o apoio Dele. A fé em Deus sempre foi e será minha maior força. Gratidão.

Aos meus pais,

Pedro Limório e Eliane Justino de Oliveira Limório, que nunca mediram esforços para nos ajudar a conquistar nossos sonhos, sempre focados na nossa felicidade, nos mostrando que somos o maior amor que eles poderiam ter, a caminhada é muito mais tranquila sabendo que temos vocês como apoio em tudo. Que sorte a minha ter pais exemplares como vocês, muita gratidão pela nossa família e por todo amor incondicional de vocês. Todas as vitórias na minha vida são graças a vocês.

Ao meu irmão,

Ao meu irmão, **Pedro Henrique Justino de Oliveira Limório**, que tanto admiro à sua leveza (inclusive queria ter um pouco dela) em viver cada dia, sua força é admirável. Muito obrigado por cada conselho, por não medir esforços pra me ajudar, por caminhar junto comigo nessa trajetória e na vida, sendo sempre um ombro amigo. Que Deus nos permita sempre manter nossa união, essa vitória também é sua. Estendo esses agradecimentos à minha cunhada **Camila Lopes**, obrigado pela amizade, pelo carinho com nossa família, você é parte dela.

As minhas avós,

Que são meus maiores exemplos de vida, duas mulheres guerreiras e humildes, que foram fundamentais para que nossa família fosse construída com base sólida em amor, honestidade, fé e respeito ao próximo. Vocês são exemplos de força e amor.

“Quando as raízes são profundas, não há razão para temer o vento.”

Provérbio chinês

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao orientador,

Professor Titular Eduardo Piza Pellizzer, quero iniciar expressando minha sincera gratidão pela confiança depositada em mim desde o começo dessa jornada. Sempre acreditei que um verdadeiro mentor é aquele que consegue extrair o melhor de seus orientados, essas foram minhas palavras no mestrado, estou concluindo o doutorado e elas não mudaram, o senhor soube fazer. Agradeço a sua generosidade em me entender, incentivar, o cuidado que o senhor sempre teve foi essencial para que concluísse mais essa etapa. Eu costumo dizer que o senhor me deu asas para voar, mas sempre estive pronto para acolher quando eu não sabia qual melhor caminho seguir. O senhor sempre será um modelo de excelência para mim. Deixo aqui registrado meu apreço, respeito e reconhecimento por todo o apoio. Se eu tivesse que começar de novo, eu te escolheria como orientador novamente.

À coorientadora,

Professora Associada Maria Cristina Rosifini Alves Rezende, a minha história começa aqui, com a senhora, que foi quem me acolheu, me introduziu no mundo científico, me ensinou tanto, mas o principal foi sobre olhar para o próximo com amor, respeito, procurar entender sempre o ser humano em toda sua complexidade, olhar sempre o melhor da vida, confiar que tudo vai dar certo. Minha mais sincera gratidão por tanto, por ter me acolhido como filho, por ter me deixado fazer parte de momentos tão importantes para sua família. A senhora será pra sempre minha maior referência, exemplo e apoio. Estou encerrando um ciclo, mas a senhora nunca deixará de fazer parte de todos da minha vida.

Ao coorientador,

Professor Dr. Aldiéris Alves Pesqueira, obrigado por ter me acolhido como parte do seu grupo de pesquisa, da sua vida, da sua história. Eu preciso reconhecer que eu aprendi MUITO com você na vida acadêmica/profissional, obrigado por ter me estendido a mão, por todas as oportunidades, por confiar no meu trabalho, pelo tempo que passei com você na sua disciplina, cada momento me fez crescer. Por ter me deixado também

fazer parte da sua vida pessoal, aqui se encerra um ciclo, mas você sempre fará parte da minha história. Obrigado por tudo e pela sua amizade! Conta sempre comigo.

À banca examinadora,

Professora Dra. Jéssica Marcela de Luna Gomes, quem me acolheu no mestrado e tanto me ensinou desde então, ao ler meus agradecimentos no mestrado, nada mudou, mas uma frase me chama atenção “estarei aqui, como todos os outros dias, na torcida pelo seu sucesso, do qual eu não tenho dúvidas, você é gigante!”, continuamos fazendo parte um da vida do outro, e por incrível que pareça, hoje você é banca da minha defesa e acaba de se tornar professora na FOA/UNESP e realizar seu sonho, que prazer fazer parte dele e te assistir chegar lá. O tempo passou e estamos aqui juntos novamente, obrigado pela sua amizade, apoio e bons momentos. Que Deus te mantenha firme no seu propósito, eu não tenho dúvidas da grandiosidade dele. Conte comigo sempre. Obrigado por compor à banca examinadora.

Professora Dra. Aline Satiê Takamiya, que foi minha professora na graduação ainda como substituta, depois tive a oportunidade de me aproximar e hoje se tornou uma amiga. Te ver realizar um dos seus sonhos foi um momento muito marcante e inspirador para mim que escolhi à mesma carreira. Obrigado por me deixar fazer parte da sua vida, eu vejo tanta grandeza em você, que vai muito além do profissional, o seu coração é o que você tem de maior, você é inspiradora principalmente como ser humano. Que você siga firme no seu propósito, ele é gigante e eu tenho certeza de que o mundo te espera com tantas coisas boas. Conta sempre comigo. Obrigado por compor à banca examinadora.

Professor Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão, eu poderia gastar páginas dizendo sobre o profissional exímio que você é. A sua história, tudo que você tem conquistado é inspirador para todos, fica aqui toda a minha admiração. Mas o que eu mais admiro em você está longe do profissional, mas também é o que te faz chegar lá, é a sua bondade/generosidade muitas vezes disfarçada de uma imagem “brava”, sorte de quem tem a chance de conhecer essa sua outra versão. Grato por você me permitir fazer parte da sua vida e por todas as oportunidades que você me deu, por todos os seus conselhos e que o Chile só aconteceu porque você abriu portas para mim. Mil vezes obrigado por tudo, inclusive por compor a banca examinadora.

Professor Dr. Estevam Augusto Bonfante, que abriu as portas do seu laboratório/grupo de pesquisa para que eu pudesse realizar parte dos meus experimentos, a sua generosidade em ensinar, a forma educada com que sempre me tratou e trata seus alunos, são muito inspiradoras e acolhedoras. Eu já tinha uma admiração enorme pelo seu trabalho e após vê-lo de perto, tenho mais ainda. Muito obrigado pela oportunidade e por compor a banca examinadora da minha tese.

Aos amigos,

Ana Beatriz de Souza Albergardi, costumam dizer que Deus coloca as pessoas certas no lugar certo, na hora certa, e foi exatamente isso que aconteceu, quando você entra na pós você entra como uma luz, sendo apoio, amiga, parceira, dupla de experimentos e principalmente acolhimento. Você tem valores que me encantam, você diz que aprendeu muito comigo na carreira acadêmica, mas quem aprendeu com seu jeito doce de ser fui eu. Obrigado por tudo, obrigado por tanto, eu não encerraria esse ciclo bem sem você, você foi fundamental. Você se tornou uma amiga que eu estarei sempre aqui na torcida e na certeza do seu sucesso. Estendo esses agradecimentos também ao seu marido, **Danilo Albergardi**, que se tornou um amigo e me acolheu juntamente com você. Muito obrigado.

Gabriel Nunes Sampaio, você foi meu primeiro orientado de IC (juntamente com o Prof. Aldieris), que prazer foi tê-lo comigo durante essa caminhada, sua responsabilidade mesmo tão jovem me chamavam atenção, você tão novo, hoje você já está fazendo mestrado, e eu não tenho dúvidas do profissional que você já é e será. Além de ter tido o prazer de conhecer o ser humano incrível que você é, meu trabalho hoje tem muito de você, só foi possível porque você ajudou muito, com sua responsabilidade, com sua leveza, com seu jeito único e engraçado de ser. Eu te desejo as melhores coisas desse mundo e que o mundo seja generoso com você, não perca sua essência, ela é o que você tem de mais bonito e só assim você vai chegar aonde quer.

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira, a gente já viveu tanta coisa, que parece uma vida inteira juntos, eu só tenho a te agradecer por tanto, cada detalhe te faz especial, obrigado pela amizade, cuidado, carinho e por estar nos momentos mais importantes da minha vida. Foi um prazer dividi-los com você. Eu estarei sempre daqui na torcida e

pronto pra comemorar o seu sucesso, continua firme no seu propósito, se dedique a ele e Deus honrará, confia.

Márcio Campaner, a sua leveza me inspira, olhar sempre o melhor de cada coisa, de cada pessoa, seu coração é gigante, você é um ser humano incrível, sorte de quem te tem por perto. Eu agradeço sua amizade e torço muito pelo seu sucesso, estarei sempre pronto pra compartilhar cada momento especial da sua vida e obrigado por fazer parte da minha. Não poderia deixar de mencionar também o quanto você me ensinou de Prótese Parcial Fixa, muito obrigado.

Ronise Straiotto Piato, já são 13 anos e somando, eu poderia escrever páginas aqui, já foram tantas histórias, mas a única certeza que eu tenho é que não importa o que aconteça a gente sempre vai ter um ao outro, quando eu paro para pensar, independente dos momentos que a vida nos afastou fisicamente, ainda assim a gente sempre esteve junto nos piores/melhores momentos. Eu amo você, sua vida, eu tenho a certeza de que você vai conquistar todos os seus sonhos e ser ainda mais feliz, e eu estarei sempre aqui te assistindo brilhar e cheio de orgulho. Te amo.

Victor Alves Nascimento, foi uma alegria dividir a pós com você, seu jeito intenso de viver a vida é tão genuíno, eu espero que você conquiste tudo que almeja, estarei sempre na torcida. Obrigado por tanto, cada momento foi muito especial, estarei daqui te assistindo brilhar. Não tenha medo, faz seu melhor, Deus cuida do restante.

À todo grupo do Professor Pellizzer e Professor Aldiéris, no nome **de Joel Ferreira Santiago-Junior, Cleidiel Aparecido Alves Lemos, Lurian Minatel, Caroline de Freitas Jorge, Isabela Neves Dornelas Mendonça, Mariana Bianchi, Beatriz Marques, Joao Mateus Sayeg, Cleber Davi, Victor Bento, Maurício, André, Tiago Foltran, Amanda Martinelli** sempre foi um prazer compartilhar a pós com vocês, obrigado por tudo, cada momento foi especial.

Professora Dra Daniela Micheline, queria deixar aqui registrado toda minha gratidão por tanto ensinamento, eu digo para todo mundo, não poderia de deixar aqui registrado, se alguém acreditou em mim e me impulsionou para a frente, esse alguém foi a senhora, eu lembro como se fosse hoje quando a senhora começou a me levar para os

laboratórios de PPF e para a especialização, foi tão especial e enriquecedor pra mim, eu tenho tanto carinho e gratidão. Obrigado por ter confiado no meu trabalho, obrigado por ter aceitado dividir a sua disciplina comigo por esses anos, foi sempre muito feliz estar ao seu lado, sentirei saudade. Estendo os agradecimentos ao **Professor Marcelo Goiato**, que juntamente, sempre me incentivou e muito ensinou com seu profissionalismo e alegria.

Professora Adriana Zavanelli, Professor José Vitor Mazaro, Cássia Cunha de Lima, Marcela Januzzi, Carlos Alberto, muito obrigado por cada momento que estivemos juntos na Prótese Parcial Fixa, foi um prazer aprender um pouco da docência com cada um de vocês. Ver o carinho e a responsabilidade que vocês caminhavam com a disciplina com certeza me inspirou a ser um profissional e uma pessoa melhor. Eu sempre vou lembrar de cada um de vocês com muito carinho.

A Profa. Dra. Débora Barros Barbosa, Prof. Titular Marcelo Coelho Goiato, Prof. Tit. Wirley Gonçalves Assunção, Prof. Dr. Renato Fajardo, João Paulo e Jander, muito obrigado pelo carinho que me receberam e ensinaram na prótese total durante 1 ano de estágio docência. Eu aprendi muito com vocês. Sou muito grato pela oportunidade.

Aos professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, que me acolheram e me ensinam sempre o máximo, com maestria e perfeição. Todos são exemplos de profissionais que almejo ser um dia. Em especial, quero agradecer o convívio e sempre fraterno ganho de conhecimentos do **Prof. Assoc. Fellippo Ramos Verri, Profa. Dra. Karina Helga Túrcio, Profa. Dra. Aimée Guiotti, Prof. Assoc. Paulo Henrique dos Santos e Prof. Dr. Paulo Renato Zuim**.

Agradeço aos funcionários do Setor técnico de Pós-Graduação: Cristiane Regina, Maria Clara, Lucas Sousa e Elis Andréa, que não medem esforços para ajudar no nosso dia a dia acadêmico.

A todos os técnicos (**Carlão, Jander e Eduardinho**) e funcionários (**Marco e Dalete**), do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, com quem convivi ao longo destes anos e que fizeram a nossa universidade se tornar um ambiente familiar e agradável para trabalhar, estudar e confraternizar.

Ao diretor da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, UNESP, o **Prof. Titular Alberto Carlos Botazzo Delbem** e vice-diretor **Prof. Titular Luciano Tavares Angelo Cintra** pela oportunidade e honra de realizar este curso de Mestrado.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Titular Wirley Gonçalves Assunção**, sendo parte fundamental do desenvolvimento desse trabalho e apoio na carreira acadêmica e vice- coordenação **Profa. Associada Roberta Okamoto** pelo suporte no desenvolvimento desse trabalho.

Agradecemos ao **LabMMEV – FCT/UNESP** pela disponibilidade de utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura.

A **Conexão Sistemas de Prótese**, por ter fornecido todo suporte e os implantes dentários para que fosse possível à execução desse trabalho.

Ao **Laboratório Ero Prótese**, pela confecção de todos os corpos de prova do presente trabalho.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) – Chamada CNPq/MCTI N° 10/2023 – Faixa A – Grupos Emergentes (Processo: 406508/2023-2)**.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)** - Código de Financiamento 001, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Doutorado.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Doutorado (**Processo nº 2022/02393-9, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**).

Por fim, gostaria de agradecer todas as pessoas que de alguma forma contribuíram e/ou fizeram parte durante essa trajetória e não foram aqui mencionadas. Muito obrigado.

RESUMO GERAL

Limírio JPJO. Impacto da erosão ácida associada à ciclagem mecânica nas propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de próteses implantossuportadas confeccionadas em diferentes cerâmicas monolíticas [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2025.

Este trabalho está dividido em 2 Capítulos, sendo o objetivo do capítulo 1: avaliar as propriedades estruturais de 04 cerâmicas monolíticas (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) após desafio erosivo (DE - imersão em HCL pH=2 por 455 horas) associado a ciclagem mecânica (CM - 50 N x $1,2 \times 10^6$) em 3 tempos (T_0 =24h água destilada, T_1 = Após DE e T_2 = DE+CM por meio de: Propriedades MICROESTRUTURAIS (rugosidade de superfície (Ra e Sa), microscopia de força atômica (MFA), MEV da superfície), MECÂNICAS (resistência flexão (RF), módulo de elasticidade (ME), microdureza vickers (HMV)), MICROBIOLÓGICAS (Unidades formadoras de colônias (UFCs) do biofilme misto de *S. mutans* e *C. albicans* e análise da estrutura do biofilme por meio de MEV)). E do capítulo 2 caracterizar a superfície de coroas implantossuportadas de um pré-molar inferior (45) confeccionadas nas mesmas cerâmicas e tempos de análises após desafio erosivo (DE) - imersão em HCL pH=2 por 455 horas associado a ciclagem mecânica (CM) - 150 N/ $1,2 \times 10^6$ ciclos por meio da rugosidade superficial (Ra), MEV, resistência à fadiga, resistência à fratura, análise fractográfica, unidade formadora de colônias (UFC) do biofilme misto de *S. mutans* e *C. albicans*. A força máxima (N) nas coroas foi avaliada usando a análise de variância (ANOVA) de 1 fator. As análises de Ra e Sa, HMV, RF, ME, contagem de UFC foram realizadas por meio do ANOVA de dois fatores (material e tempo) e a interação entre os fatores (material vs. tempo). Para as múltiplas comparações, o teste Tukey foi adotado como post-hoc. Para adesão do biofilme e módulo de Young foi realizado o teste Kruskal-Wallis e para as múltiplas comparações, o teste Dunn foi adotado como post-hoc. Para todas as análises, o nível de significância estatística foi aceito para $p < 0,05$. Para o capítulo 1, a análise de Ra revelou diferenças significativas com o grupo DL apresentando os menores valores em T_1 e o grupo SHC os maiores em T_2 . O T_2 apresentou os maiores valores de Ra em todos os grupos. Na avaliação por MFA, apenas o grupo CR em T_2 demonstrou aumento expressivo de rugosidade (Sa), enquanto as imagens topográficas evidenciaram danos progressivos nas superfícies, especialmente no grupo CR. A MEV e MCL mostraram desorganização da matriz polimérica e desgaste da camada de glaze após os desafios, além de danos em à superfície em T_2 . Na HMV, CD e DL apresentaram maiores valores em T_0 e T_1 , com redução em T_2 , especialmente no DL. A RF indicou diferenças entre os materiais, com CD e DL exibindo maior resistência, enquanto o tempo T_2 foi associado a uma redução significativa. O ME não apresentou variações estatísticas relevantes. A viabilidade de microrganismos revelou que *S. mutans*. No tempo T_0 , não houve diferença significativa nas UFCs entre os grupos. Em T_1 , os grupos CD e CR apresentaram maior quantidade de UFCs em comparação aos grupos DL e SHC. Em T_2 , apenas CD e CR mostraram diferença entre si, com CR exibindo os maiores valores. Dentro de cada

grupo, T1 apresentou os menores valores de UFCs. Os grupos SHC, DL e CR tiveram aumento de UFCs em T2 em relação a T1, sem diferença significativa entre T1 e T2. No tempo T0, não houve diferença significativa nas UFCs entre os grupos. Em T1, o grupo SHC apresentou os menores valores de UFCs com diferença significativa em relação aos demais. Em T2, o SHC teve os maiores valores comparado aos grupos CD e DL. Analisando os tempos dentro de cada grupo, não houve diferença entre T0 e T2 para CD e DL. Nos demais casos, T2 e T0 mostraram maiores UFCs em relação a T1. Para SHC e CR, T2 apresentou valores significativamente maiores que T0. No T0, o grupo SHC apresentou a menor força de adesão, enquanto DL teve a maior em relação a CD e SHC, sem diferença com CR. Em T2, CR mostrou a maior força e DL a menor. Comparando os tempos, apenas DL teve redução significativa de adesão em T2 em relação a T0, enquanto os demais grupos apresentaram aumento significativo. O módulo de Young do biofilme no T0, o SHC apresentou o menor módulo de Young com diferença significativa em relação aos demais, que não diferiram entre si. Em T2, o menor valor foi do CD, também com diferença significativa. Comparando os tempos em cada material, o CD teve redução significativa em T2 em relação a T0, enquanto o SHC apresentou menor valor em T0 comparado a T2. Para DL e CR, não houve diferença entre os tempos. Para o capítulo 2, para Ra em T2, o material SHC apresentou maior rugosidade, enquanto o DL mostrou os menores valores. Entre os tempos, T2 revelou aumento significativo de rugosidade em todos os grupos comparado a T0 e T1, assim como demonstra as imagens de confocal, estereomicroscópio e MEV após resistência à fadiga. Na resistência à fratura, houve diferença significativa, com SHC apresentando maior força máxima que CD e CR. Os tipos de falha mais comumente encontrados após o teste de resistência à fratura foram falhas catastróficas, que expunham o TiBase. Na viabilidade de microorganismos (UFC de *S. mutans*), SHC e DL mostraram aumento significativo em T2, enquanto CR não apresentou variação. Para *C. albicans*, DL teve menores valores em T0, e em T2, CR demonstrou menor colonização. Houve variações significativas entre materiais e tempos, destacando maior suscetibilidade bacteriana em T2 para a maioria dos grupos. Conclui-se para o capítulo 1 que enquanto as cerâmicas com matriz resinosa, como Shofu HC e Cerasmart, mostraram menor resistência à microdureza e maior adesão bacteriana ao longo do tempo, as cerâmicas vítreas, como Celtra-Duo e Dissilicato de Lítio, exibiram maior estabilidade na microdureza e maior resistência à alteração da superfície. Embora a rugosidade superficial tenha mostrado ser um fator importante, a adesão bacteriana foi influenciada também por outras variáveis, como a composição do material e o tratamento de superfície. Assim, é crucial para o cirurgião-dentista considerar não apenas a rugosidade superficial, mas também a composição e os tratamentos aplicados ao material, para garantir uma performance ideal das restaurações cerâmicas a longo prazo. Para o capítulo 2, houve influência de fatores como rugosidade e a resistência mecânica dos materiais, especialmente após desafio erosivo associado à ciclagem mecânica, que podem comprometer a longevidade das restaurações. Materiais com matriz resinosa, como o SHC, podem ser mais suscetíveis à degradação, aumentando o risco de falhas e adesão bacteriana após o envelhecimento. A escolha do material é importante na manutenção das restaurações, visando a durabilidade e a saúde bucal do paciente, minimizando o acúmulo de biofilme e o risco de complicações infecciosas.

Palavras-chave: CAD-CAM; Cerâmicas; Prótese Dentária Fixada por Implante;

ABSTRACT

Limírio JPJO. Impact of Acid Erosion Associated with Mechanical Cycling on the Structural, Mechanical, and Microbiological Properties of Implant-Supported Prostheses Made from Different Monolithic Ceramics [thesis]. Araçatuba: Faculty of Dentistry, São Paulo State University; 2025.

This study is divided into 2 chapters, with the objective of Chapter 1 being: to evaluate the structural properties of 4 monolithic ceramics (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC; DL = Lithium Disilicate; CR = Cerasmart) after erosive challenge (immersion in HCL pH=2 for 455 hours) associated with mechanical cycling (50 N x 1.2×10^6 cycles) through: SURFACE PROPERTIES (surface roughness (Ra and Sa), atomic force microscopy (AFM), SEM of the surface), MECHANICAL PROPERTIES (flexural strength (FS), elastic modulus (EM), Vickers microhardness (MHV)), MICROBIOLOGICAL PROPERTIES (colony-forming units (CFUs) of mixed biofilm of *S. mutans* and *C. albicans* and analysis of biofilm structure using SEM). Chapter 2 aims to characterize the surface of implant-supported crowns of a lower first molar (45) made from the same ceramics and analysis times after erosive challenge (EC) – immersion in HCL pH=2 for 455 hours associated with mechanical cycling (MC) – 150 N/ 1.2×10^6 cycles through surface roughness (Ra), SEM, fatigue resistance, fracture resistance, fractographic analysis, and colony-forming unit (CFU) of mixed biofilm of *S. mutans* and *C. albicans*. Maximum force (N) on the crowns was assessed using one-way ANOVA. Ra and Sa, MHV, FS, EM, CFU count analyses were performed using two-way ANOVA (material and time) and interaction between factors (material vs. time). Tukey's post-hoc test was used for multiple comparisons. For biofilm adhesion and Young's modulus, Kruskal-Wallis test was performed, and Dunn's test was used for post-hoc multiple comparisons. For all analyses, a statistical significance level was set at $p < 0.05$. For Chapter 1, Ra analysis revealed significant differences, with the DL group showing the lowest values at T1, and the SHC group the highest at T2. T2 showed the highest Ra values across all groups. AFM evaluation showed that only the CR group at T2 demonstrated a significant increase in roughness (Sa), while topographic images revealed progressive damage to surfaces, particularly in the CR group. SEM and LSCM showed polymer matrix disorganization and wear of the glaze layer after the challenges, along with surface damage at T2. In MHV, CD and DL showed higher values at T0 and T1, with a reduction at T2, particularly in DL. FS indicated differences between materials, with CD and DL exhibiting higher resistance, while T2 time was associated with a significant reduction. EM showed no statistically relevant variations. Bacterial viability revealed that *S. mutans* at T0 showed no significant difference in CFUs between groups. At T1, the CD and CR groups had more CFUs compared to DL and SHC groups. At T2, only CD and CR showed a significant difference from each other, with CR exhibiting the highest values. Within each group, T1 showed the lowest CFU values. SHC, DL, and CR groups showed an increase in CFUs at T2 compared to T1, with no significant difference between T1 and T2. At T0, there was no significant difference in CFUs between groups. At T1, SHC showed the lowest CFUs with a

significant difference from the others. At T2, SHC had the highest CFUs compared to CD and DL. When analyzing the time points within each group, no significant difference was found between T0 and T2 for CD and DL. In the other cases, T2 and T0 showed higher CFUs compared to T1. For SHC and CR, T2 presented significantly higher values than T0. At T0, SHC showed the lowest adhesion strength, while DL exhibited the highest compared to CD and SHC, with no difference from CR. At T2, CR showed the highest adhesion strength, and DL the lowest. Comparing the time points, only DL showed a significant reduction in adhesion at T2 compared to T0, while the other groups showed a significant increase. For the Young's modulus of the biofilm at T0, SHC exhibited the lowest Young's modulus, with a significant difference from the others, which did not differ from each other. At T2, CD showed the lowest value, also with a significant difference. Comparing time points within each material, CD showed a significant reduction at T2 compared to T0, while SHC showed a lower value at T0 compared to T2. For DL and CR, no difference was found between time points. For Chapter 2, regarding Ra at T2, the SHC material showed the highest roughness, while DL showed the lowest. Among time points, T2 revealed a significant increase in roughness across all groups compared to T0 and T1, as also demonstrated by confocal images, stereomicroscopy, and SEM after fatigue resistance. In fracture resistance, significant differences were found, with SHC showing higher maximum force than CD and CR. The most common failure types after fracture resistance testing were catastrophic failures, exposing the TiBase. In bacterial viability (CFUs of *S. mutans*), SHC and DL showed a significant increase at T2, while CR showed no variation. For *C. albicans*, DL had the lowest values at T0, and at T2, CR showed the lowest colonization. Significant variations were observed between materials and time points, with increased bacterial susceptibility at T2 for most groups. It is concluded for Chapter 1 that while resin-based ceramics such as Shofu HC and Cerasmart showed lower microhardness and higher bacterial adhesion over time, glass ceramics such as Celtra Duo and Lithium Disilicate exhibited greater stability in microhardness and higher resistance to surface alteration. Although surface roughness appeared to be an important factor, bacterial adhesion was also influenced by other variables, such as material composition and surface treatment. Therefore, it is crucial for the dentist to consider not only surface roughness but also the composition and treatments applied to the material to ensure optimal performance of ceramic restorations in the long term. For Chapter 2, factors such as roughness and mechanical resistance of materials, especially after erosive challenge associated with mechanical cycling, may compromise the longevity of restorations. Resin-based materials, such as SHC, may be more susceptible to degradation, increasing the risk of failures and bacterial adhesion after aging. The choice of material is important in maintaining restorations, aiming for durability and oral health for the patient, while minimizing biofilm accumulation and the risk of infectious complications.

Palavras-chave: CAD-CAM; Ceramics; Dental implants

LISTA DE QUADROS E TABELAS

CAPÍTULO 1

Quadro 1. Nome comercial, composição e fabricante dos materiais utilizados.

Tabela 1. Média e desvio padrão dos valores de resistência flexural (MPa) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

Tabela 2. Média e desvio padrão dos valores de módulo de elasticidade (MPa) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

CAPÍTULO 2

Quadro 1. Nome comercial, composição e fabricante dos materiais utilizados.

Tabela 1. Média e desvio padrão dos valores de resistência flexural (MPa) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

Tabela 2. Média e desvio padrão dos valores de módulo de elasticidade (MPa) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1. Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, distribuição, número dos espécimes, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas

Figura 2. Média e desvio padrão dos valores de rugosidade superficial (Ra) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 3. Média e desvio padrão dos valores de rugosidade superficial (Sa) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 4. Imagens topográficas de caracterização mecânica por MFA de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após 455 h de desafio erosivo e T2 = após 455 h de desafio erosivo e ciclagem mecânica).

Figura 5. Imagens de MEV e MCL da caracterização de superfície de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após 455 h de desafio erosivo e T2 = após 455 h de desafio erosivo e ciclagem mecânica).

Figura 6. Média e desvio padrão dos valores de microdureza Vickers (VHN) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de

lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 7. Imagens fractográficas de estereomicroscópio nas magnificações de A) 20x, B) 30x, C) 55x e D) 112x de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart). Legenda: CC – Compression Curl; Dashed arrow – crack propagation; *- Origin Fracture; H – Hackles Line.

Figura 8. Média e desvio padrão dos valores de unidades formadoras de colônias ($\log_{10}$ UFC/mL) de *S. mutans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 9. Média e desvio padrão dos valores de unidades formadoras de colônias ($\log_{10}$ UFC/mL) de *C. albicans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 10. Média e desvio padrão dos valores de adesão em nN do biofilme misto composto por *C. albicans* e *S. Mutans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 11. Média e desvio padrão dos valores de Módulo de Young em kPa do biofilme misto composto por *C. albicans* e *S. Mutans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 12. Imagens topográficas de MFA do biofilme misto composto por *C. albicans* e *S. Mutans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

Figura 13. Imagens de MEV da estrutura do biofilme na superfície de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após 455 h de desafio erosivo e T2 = após 455 h de desafio erosivo e ciclagem mecânica).

CAPÍTULO 2

Figura 1. Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, distribuição, número dos espécimes, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas

Figura 2. Média e desvio padrão dos valores de rugosidade superficial (Ra) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 3. Imagens de MCL na magnificação de 50x de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e

tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

Figura 4. Imagens de Estereomicroscópio (magnificação de 29,5x) e MEV (magnificações variadas de acordo com a necessidade) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica).

Figura 5. Média e desvio padrão dos valores de força máxima (N) de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais ($p < 0,05$).

Figura 6. Imagens de estereomicroscópio de Celtra-Duo após teste de resistência máxima à fratura de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais ($p < 0,05$).

Figura 7. Média e desvio padrão dos valores de unidades formadoras de colônias ($\log_{10}$ UFC/mL) de *S. mutans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

Figura 8. Média e desvio padrão dos valores de unidades formadoras de colônias ($\log_{10}$ UFC/mL) de *C. albicans* de acordo com o tipo de material (CD = Celtra Duo; SHC = Shofu HC Hard; DL = Dissilicato de lítio; CR = Cerasmart) e tempo avaliado (T0 = 24 h em água destilada, T1 = após desafio erosivo de 455h e T2 = após desafio erosivo de 455h e ciclagem mecânica). Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre os materiais, dentro de cada período avaliado ($p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes indicam diferentes indicam diferença significativa entre os tempos, dentro de cada tipo de material.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AM	Análises Microbiológicas
ASD	Agar Sabouraud Dextrose
ATCC	American Type Culture Collection
BHI Agar	Agar Infusão de Cérebro e Coração
BIS-EMA	Bisfenol hidroxietil metacrilato.,
Bis-GMA	Bisfenol-A glicidil dimetacrilato
<i>C.albicans</i>	<i>Cândida Albicans</i>
CAD/CAM	Software de projeto assistido por computador e fabricação assistida por computador
ME	Módulo de elasticidade
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mpa	Megapascal
NaCl	Cloreto de sódio
Ra	Rugosidade superficial
<i>S.mutans</i>	<i>Streptococcus Mutans</i>
SDB	Sabourud Dextrose Broth
SH	SHOFU HC
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato;
UDMA	Uretano dimetacrilato;
UFCs	Unidades formadoras de colônia
HMV	Microdureza vickers
ρ	Resistência à flexão

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	24
Comportamento de cerâmicas monolíticas sob desafio erosivo e ciclagem mecânica: Propriedades superficiais, mecânicas e microbiológicas	24
1. INTRODUÇÃO	26
2. MATERIAL E MÉTODO	28
2.1 Cálculo Amostral.....	28
2.2 Delineamento experimental e Formação dos Grupos	28
2.3 Fabricação dos Espécimes	31
2.4 Procedimentos de Envelhecimento In Vitro	31
2.4.1 Desafio erosivo (DE).....	31
2.4.2 Ciclagem mecânica (CM)	31
2.5 Variáveis Resposta	31
2.5.1 Rugosidade Superficial (Ra)	31
2.5.2 Microscopia de Força Atômica (MFA) – Caracterização de superfície.....	32
2.5.3 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	32
2.5.4 Microdureza Vickers (HNV)	33
2.5.5 Resistência Flexural (RF)	33
2.5.6 Módulo de Elasticidade (ME)	33
2.5.7 Fractografia	33
2.5.8 Análises Microbiológicas	34
2.5.8.1 Formação da Película Salivar	34
2.5.8.2 Condições de Crescimento e Formação do Biofilme	34
2.5.8.3 Quantificação das Unidades Formadoras de Colônias (UFCs)	35
2.5.8.4 Análise da Estrutura dos Biofilmes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	35
2.5.8.5 Força de adesão e propriedades mecânicas em nanoescala do biofilme por MFA.....	36
2.5.8.5.1 Imagens MFA de biofilmes ligados à superfície	36
2.6 Período de Análises	36
2.7 Análise estatística	36

3. RESULTADOS	37
3.1 Rugosidade Superficial	37
3.2 Microscopia de Força Atômica (MFA)	38
3.2.1 Rugosidade Superficial (Parâmetro – Sa)	38
3.2.2 MFA – Caracterização de superfície	40
3.3 Microscopia eletrônica de Varredura (MEV) e Microscopia Confocal à Laser (MCL) – Caracterização da superfície	42
3.4 Microdureza Vickers	43
3.5 Resistência à Flexão	44
3.6 Módulo de Elasticidade (Barras)	45
3.7 Análise Fractográfica	47
3.8 Viabilidade microorganismos (Barras)	48
4.8.1 UFC – <i>S. Mutans</i>	48
3.8.2 UFC – <i>C. albicans</i>	49
3.9 Força de adesão e propriedades mecânicas em nanoescala do biofilme por MFA	50
3.9.1 Força de adesão do biofilme por MFA	50
3.9.2 Módulo de Young do biofilme MFA	51
3.10 Análise da Estrutura do Biofilme por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	53
4. DISCUSSÃO	55
5. CONCLUSÃO	59
CAPÍTULO 2	67
Resistência mecânica e comportamento microbiológico de coroas implantossuportadas de cerâmicas monolíticas após exposição a desafio erosivo e ciclagem mecânica	67
6. INTRODUÇÃO	69
7. MATERIAIS E MÉTODOS	70
7.1 Cálculo Amostral	70
Instalação e torque dos intermediários	72
7.2 Fluxo digital	72
7.2.1 Simulação escaneamento intraoral e confecção das coroas	72
Envelhecimento in vitro	73

7.2.1 Simulação ácido gástrico (desafio erosivo)	73
Os espécimes foram submetidos ao protocolo que simula a erosão ácida, no qual foram imersos em HCl 5% (pH = 2,0) durante 455h horas em estufa a 37oC que simula 5 anos de exposição clínica ao ácido clorídrico. ¹⁰	
7.2.2 Teste de resistência à fadiga - Ciclagem mecânica	73
7.3 Análises estruturais, mecânicas e microbiológicas	73
7.3.1 Análises estruturais	73
7.3.1.1 Rugosidade superficial – Ra e MEV.....	73
7.3.2 Propriedades mecânicas	74
7.3.2.1 Teste de resistência à fadiga	74
7.3.2.2 Teste de resistência à fratura	74
7.3.2.3 Análise em Estereomicroscópio e MEV	74
7.3.3 Propriedades microbiológicas.....	75
7.3.3.1 Substrato para formação de biofilme	75
7.3.3.2 Formação da Película Salivar	75
7.3.3.3 Condições de Crescimento e Formação do Biofilme	75
7.3.3.4 Quantificação das Unidades Formadoras de Colônias (UFCs)	76
7.3.3.5 Período de análises.....	76
7.4 Análise Estatística	77
8 RESULTADOS.....	77
8.1 Rugosidade superficial a partir de MCL.....	77
8.2 Microscopia Confocal à Laser - MCL	79
8.3 Imagens de Estereomicroscópio e MEV após resistência à fadiga (MEV)....	80
8.4 Resistência à fratura - Força máxima (coroas)	81
8.5 Viabilidade de Microrganismos	82
8.5.1 UFC – <i>S. mutans</i>	82
8.5.2 UFC – <i>C. albicans</i> (COROAS)	84
9. DISCUSSÃO	85
10. CONCLUSÃO	89

10. CONCLUSÃO

- Houve influência de fatores como rugosidade e a resistência mecânica dos materiais, especialmente após desafio erosivo associado à ciclagem mecânica, que podem comprometer a longevidade das restaurações.

- Materiais com matriz resinosa, como o SHC, podem ser mais suscetíveis à degradação, aumentando o risco de falhas e adesão bacteriana após o envelhecimento.

- A escolha do material é importante na manutenção das restaurações, visando a durabilidade e a saúde bucal do paciente, minimizando o acúmulo de biofilme e o risco de complicações infecciosas.

REFERÊNCIAS

1. Vakil, N et al. "Die Montreal-Definition und -Klassifikation der gastroösophagealen Refluxkrankheit: Ein globales evidenzbasiertes Konsensus-Papier' [The Montreal definition and classification of gastroesophageal reflux disease: a global, evidence-based consensus paper]. Zeitschrift für Gastroenterologie vol. 45,11 (2007): 1125-40. doi:10.1055/s-2007-963633.
2. Ortiz, Adriana De Cássia et al. "Updates in association of gastroesophageal reflux disease and dental erosion: systematic review." Expert review of gastroenterology & hepatology vol. 15,9 (2021): 1037-1046.
3. Antunes C, Aleem A, Curtis SA. Gastroesophageal Reflux Disease. 2023 Jul 3. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan—. PMID: 28722967.
4. Picos, Andrei et al. "Dental erosion in gastro-esophageal reflux disease. A systematic review." Clujul medical (1957) vol. 91,4 (2018): 387-390. doi:10.15386/cjmed-1017
5. Moazzez, Rebecca, and David Bartlett. "Intrinsic causes of erosion." Monographs in oral science vol. 25 (2014): 180-96. doi: 10.1159/000360369
6. Alnasser, Muhsen et al. "Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials." The Journal of prosthetic dentistry vol. 122,6 (2019): 567.e1-567.e8. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.08.022
7. Sulaiman, Taiseer A et al. "Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia." Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials vol. 31,12 (2015): 1445-52. doi:10.1016/j.dental.2015.09.010

8. Al-Thobity, Ahmad M et al. "Acid Effects on the Physical Properties of Different CAD/CAM Ceramic Materials: An in Vitro Analysis." *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* vol. 30,2 (2021): 135-141. doi:10.1111/jopr. 13232.
9. Kulkarni, Aditi et al. "Impact of Gastric Acid Induced Surface Changes on Mechanical Behavior and Optical Characteristics of Dental Ceramics." *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* vol.29,3 (2020): 207-218. doi: 10.1111/jopr.12716
10. Harryparsad, A et al. "The effects of hydrochloric acid on all-ceramic restorative materials: an in-vitro study." *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging* vol.69,3 (2014): 106-11.
12. Wang, Fu et al. "Translucency of dental ceramics with different thicknesses." *The Journal of prosthetic dentistry* vol. 110,1 (2013): 14-20. doi: 10.1016/S0022 3913(13)60333-9
13. Yuan, Judy Chia-Chun et al. "Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations." *The Journal of prosthetic dentistry* vol. 119,6 (2018):1000-1006. doi: 10.1016/j prosdent. 2017.06.001
14. Chen, Yanning et al. "Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: A bibliometric analysis." *The Journal of prosthetic dentistry* vol. 126,4 (2021): 512-522. doi: 10.1016/j prosdent. 2020.08.012.
15. Al-Thobity, Ahmad M et al. "Acid Effects on the Physical Properties of Different CAD/CAM Ceramic Materials: An in Vitro Analysis." *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* vol. 30,2 (2021): 135-141. doi:10.1111/jopr. 13232.
16. Yin R, Jang YS, Lee MH, Bae TS. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *materials* (Basel). 2019;12(14):2252.
17. Baumgart, Pia et al. 'Biomechanical properties of polymer-infiltrated ceramic crowns on one-piece zirconia implants after long-term chewing simulation.* *International journal of implant dentistry* vol. 4,1 16. 23 May. 2018, doi: 10.1186/s40729-018-0127-5

18. Pitta, João et al. "Mechanical stability o circonia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns." *The International journal of oral & maxillofacial implants* vol. 34,5 (2019): 1091-1097. doi: 10.11607/jomi.7431
19. Hamada, Yusuke et al. "Peri-Implant Disease--A Significant Complication of Dental Implant Supported Restorative Treatment." *Journal (Indiana Dental Association)* vol. 95,1 (2016): 31-8.
20. Tsuruta, Katsuhiro et al. "The influence of implant-abutment connection on the screw loosening and microleakage." *International journal of implant dentistry* vol.4,1 11. 9 Apr. 2018, doi: 10.1186/s40729-018-0121-y.
21. Conejo, Julian et al. "Performance of CAD/CAll monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review." *European journal of oral implantology* vol. 10 Suppl 1 (2017): 139-146.
22. Papaspyridakos, Panos et al. "Implant survival rates and biologic complications with implant-supported fixed complete dental prostheses: A retrospective study with up to 12-year follow-up." *Clinical oral implants research* vol. 29,8 (2018):881-893. doi: 10.1111/clr.13340
23. Queiroz, Daher Antonio et al. "The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading" *The Journal of prosthetic dentistry* vol. 124,2 (2020): 211-216. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.09.023
24. Lafaurie, Gloria Inés et al. "Microbiome and Microbial Biofilm Profiles of Perl-Implantitis: A Systematic Review." *Journal of periodontology* vol. 88,10 (2017):1066-1089. doi: 10.1902/jop.2017.170123
25. Cosyn, Jan et al. "The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis." *Clinical implant dentistry and related research* vol. 13,4 (2011): 286-95. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00220.x
26. Gürlek, Önder et al. "Biomarkers and Bacteria Around Implants and Natural Teeth in the Same Individuals." *Journal of periodontology* vol. 88,8 (2017): 752-761. doi: 10.1902/jop.2017.160751

27. Spitznagel FA, Bonfante EA, Campos TMB, et al. Mechanical stability of screw-retained monolithic and bi-layer posterior hybrid abutment crowns after thermomechanical loading: an in vitro study. *Materials (Basel)*. 2021; 14(24): 7539.
28. de Oliveira Limirio JPJ, Gomes JML, Santiago-Junior JF, Nagay BE, Pesqueira AA, Assunção WG, Alves-Rezende MCR, Pellizzer EP. Influence of ceramic crown design (translucent monolithic zirconia vs. bilayered) of implant-supported single crowns after mechanical cycling. *J Esthet Restor Dent*. 2024 Sep;36(9):1326-1336.
29. ISO 14801:2016. Dentistry implants—dynamic fatigue test forendosseous dental implants.
30. Gomes JML. Análise da tecnologia cad-cam na confecção de próteses unitárias implantossuportadas e seu efeito na adaptação sob simulação da mastigação e na presença de microorganismos [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2022
31. Shibasaki, P. A. N., Cavalli, V., Oliveira, M. C., Barbosa, J. P., Gomes Boriollo, M. F., & Marcondes Martins, L. R. (2023). Influence of surface treatment on the physical properties and biofilm formation of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: in vitro trial. *The International Journal of Prosthodontics*, 36(4), 460-468.
32. Bergamo ETP, Yamaguchi S, Coelho PG, Lopes ACO, Lee C, Bonfante G, Benalcázar Jalkh EB, de Araujo-Júnior ENS, Bonfante EA. Survival of implant-supported resin-matrix ceramic crowns: In silico and fatigue analyses. *Dent Mater*. 2021 Mar;37(3):523-533. doi: 10.1016/j.dental.2020.12.009.
33. M. Wendler, M.R. Kaizer, R. Belli, U. Lohbauer, Y. Zhang Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zircônia *Dent Mater*, 36 (2020), pp. 387-401.
34. A.K. Mainjot, N.M. Dupont, J.C. Oudkerk, T.Y. Dewael, M.J. Sadoun From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites *J Dent Res*, 95 (2016), pp. 487-495

35. D.O. Dogan, O. Gorler, B. Mutf, M. Ozcan, G.B. Eyuboglu, M. Ulgey Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic CAD/CAM materials cemented on titanium abutments: an in vitro study *J Prosthodont*, 26 (2017), pp. 309-314.
36. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of polishing techniques for new resiliente CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:56-66.
37. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *J Prosthodont*. 2017; 28, e172-e180.
38. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;53:49–58.
39. Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujiiy FH, Lombardo GHL, Campos F, Sarmento HR, et al. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent*. 2013;61(1):e4-8.
40. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 2010;103:221–7.
41. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*. 2016;32(11):1352-61.
42. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. 2020;29(4):341-349. <https://doi.org/10.1111/jopr.12926>.
43. Yamaguchi S, Kani R, Kawakami K, Tsuji M, Inoue S, Lee C, Kiba W, Imazato S. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*. 2018 Oct;34(10):1578-1584. doi: 10.1016/j.dental.2018.07.002. Epub 2018 Jul 23. PMID: 30049596.

44. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater.* 2017 Apr;33(4):427-433. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.003.
45. Spitznagel FA, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. *J Prosthodont.* 2022 Feb;31(2):136-146.
46. E.A. Bonfante, M. Suzuki, R. Hirata, G. Bonfante, V.P. Fardin, P.G. Coelho Resin composite repair for implant-supported crowns *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 105 (6) (2016), pp. 1481-1489
47. Pjetursson BE, Sailer I, Latyshev A, Rabel K, Kohal RJ, Karasan D. A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2021 Oct;32 Suppl 21(Suppl 21):254-288. doi: 10.1111/clr.13863. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2021 Dec;32(12):1507.
48. Agustin-Panadero, R., Soriano-Valero, S., Labaig-Rueda, C., Fernandez-Estevan, L., & Sola-Ruiz, M. F. (2020). Implant-supported metal-ceramic and resin-modified ceramic crowns: A 5-year prospective clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 46–52.
49. Schepke, U., Lohbauer, U., Meijer, H. J., & Cune, M. S. (2018). Adhesive failure of lava ultimate and lithium disilicate crowns bonded to zirconia abutments: A prospective within-patient comparison. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(3), 208–210.
50. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet.* 2007 Jan 6;369(9555):51-9.
51. Ramseier CA, Anerud A, Dulac M, Lulic M, Cullinan MP, Seymour GJ, Faddy MJ, Bürgin W, Schätzle M, Lang NP. Natural history of periodontitis: Disease progression and tooth loss over 40 years. *J Clin Periodontol.* 2017 Dec;44(12):1182-1191.
52. Müller F. Oral Hygiene Reduces the Mortality from Aspiration Pneumonia in Frail Elders. *Journal of Dental Research.* 2015;94(3_suppl):14S-16S. doi:10.1177/0022034514552494

53. Song F, Koo H, Ren D. Effects of Material Properties on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation. *J Dent Res.* 2015 Aug;94(8):1027-34. doi: 10.1177/0022034515587690. Epub 2015 May 22. PMID: 26001706.
54. Engel AS, Kranz HT, Schneider M, Tietze JP, Piwowarczyk A, Kuzius T, Arnold W, Naumova EA. Biofilm formation on different dental restorative materials in the oral cavity. *BMC Oral Health.* 2020 Jun 3;20(1):162. doi: 10.1186/s12903-020-01147-x. PMID: 32493365; PMCID: PMC7268681.
55. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:68-81. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01353.x. PMID: 16968383
56. Hotta M, et al. Adherence of *Streptococcus sanguinis* and *Streptococcus mutans* to salivacoated S-PRG resin blocks. *Dent Mater J.* 2014;33(2):261–7.
57. Nedeljkovic I, et al. Lack of buffering by composites promotes shift to more cariogenic bacteria. *J Dent Res.* 2016;95(8):875–81.
58. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13:258–269.
59. Alao AR, Stoll R, Zhang Y, Yin L. Influence of CAD/CAM milling, sintering and surface treatments on the fatigue behavior of lithium disilicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;113:104133.
60. Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, Yin L. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;74:251-260.
61. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011;90:937-952.
62. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic cad-cam restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2018;120:107–13.

63. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012 May;28(5):529-34. doi: 10.1016/j.dental.2011.12.003. Epub 2012 Jan 9. PMID: 22230107.
64. Hussain B, Thieu MKL, Johnsen GF, Reseland JE, Haugen HJ. Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? *Dent Mater.* 2017 Dec;33(12):1362-1370. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.003. Epub 2017 Sep 23. PMID: 28951036.
65. Ilie N. Spatial Distribution of the Micro-Mechanical Properties in High-Translucent CAD/CAM Resin-Composite Blocks. *Materials (Basel).* 2020 Jul 28;13(15):3352.
66. Koenig A, Schmidtke J, Schmohl L, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, Hoelzig H, Kloess G, Vejjasilpa K, Schulz-Siegmund M, Fuchs F, Hahnel S. Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites. *Materials (Basel).* 2021 Apr 15;14(8):1986.
67. Budtz-Jørgensen E. The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. *Scand J Dent Res.* 1974;82(2):151-90.
68. Arendorf TM, Walker DM. Denture stomatitis: a review. *J Oral Rehabil.* 1987 May;14(3):217-27.
69. Ozel GS, Guneser MB, Inan O, Eldeniz AU. Evaluation of *C. Albicans* and *S. Mutans* adherence on different provisional crown materials. *J Adv Prosthodont.* 2017 Oct;9(5):335-340.
70. Contreras L, Dal Piva A, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, Bottino MA. Effects of Manufacturing and Finishing Techniques of Feldspathic Ceramics on Surface Topography, Biofilm Formation, and Cell Viability for Human Gingival Fibroblasts. *Oper Dent.* 2018 Nov/Dec;43(6):593-601.
71. Dezelic T, Guggenheim B, Schmidlin PR. Multi-species biofilm formation on dental materials and an adhesive patch. *Oral Health Prev Dent.* 2009;7:47–53

ANEXO A - Normas para submissão dos artigos confeccionados

*** Após, as adequações da banca, os artigos serão reconfigurados de acordo com as normas disponíveis abaixo.**

Capítulo 1

O capítulo 1 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: Dental Materials (Qualis A1 – Fator de Impacto: 9.8)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

<https://www.sciencedirect.com/journal/dental-materials/publish/guide-for-authors>

Editor-in-Chief: Steven E. Eckert

Capítulo 2

O capítulo 2 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: The Journal of Prosthetic Dentistry (Qualis A1 – Fator de Impacto: 4.3)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

<https://www.elsevier.com/journals/journal-of-prosthetic-dentistry/0022-3913/guide-for-authors>

Editor-in-Chief: Stephen F. Rosenstiel