



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Ciências da Saúde- FS
Programa de Pós-Graduação em Odontologia - PPGODT

Dissertação de Mestrado

**Avaliação das propriedades mecânicas de materiais utilizados para confecção
de placas oclusais sob efeito de PH ácido**

Alexia Guimarães Ramos

Brasília, 19 de Julho de 2023

Alexia Guimarães Ramos

**Avaliação das propriedades mecânicas de materiais utilizados para confecção
de placas oclusais sob efeito de PH ácido**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia

Orientador: Rodrigo Antonio de Medeiros

Brasília, 2023

Alexia Guimarães Ramos

**Avaliação das propriedades mecânicas de materiais utilizados para confecção
de placas oclusais sob efeito de PH ácido**

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 19/07/2023

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros (Orientador)

Prof. Dr Gustavo Augusto Seabra Barbosa

Prof. Dra Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Dedico este trabalho a todos que me ajudaram ao longo desta caminhada. Em especial aos meus pais, grandes apoiadores dos meus sonhos e conquistas.

AGRADECIMENTOS

– *Quem estará nas trincheiras ao teu lado?*

– *E isso importa?*

– *Mais do que a própria guerra.*

(Ernest Hemingway)

Começo com esse texto, pois quando penso no caminho que percorri até aqui muitas pessoas vêm a minha mente. Gostaria de agradecer pessoalmente a cada uma, pois uma parte desta conquista foi graças a elas. Como sei que isso não será possível, fica registrada minha gratidão a todos que participaram desta etapa.

Com um carinho especial, não posso deixar de reconhecer:

Em primeiro lugar a DEUS por minha vida, saúde e família. Por trilhar e iluminar os meus caminhos para as minhas conquistas e evolução.

Aos meus pais, Ramos e Tammy. Pelo amor incondicional, dedicação, educação, amizade, carinho, exemplo. Por me ensinarem que todo o esforço vale a pena e é recompensado no momento certo. Se cheguei aonde estou, vocês contribuíram para isso. Obrigada por acreditarem em mim e me apoiarem SEMPRE. Amo vocês e sou muito grata por ter esse espelho de família, de profissionais dedicados e de seres humanos tão incríveis.

Ao meu orientador, Prof. Rodrigo Medeiros, que ao longo destes anos se tornou para mim exemplo de pessoa e de profissional. Sou muito grata por todo o suporte, paciência, humildade, disponibilidade e oportunidades que me deu. Obrigada por ter tornado essa fase mais leve e segura, por ter feito com que esse ciclo fosse gratificante e especial.

A minha família. Meu irmão Fernando, meus avós Marcondes e Tamar, meus tios e primos, por todo o suporte e orgulho depositados em mim. Por sempre me mostrarem o amor e a união. De perto ou de longe, vocês me fazem mais completa e são responsáveis por um pouquinho do que sou hoje.

Ao João, meu namorado, que me ajuda diariamente a ser a minha melhor versão. Obrigada pelo suporte nessa reta final, tornando os momentos mais leves e felizes e me acalmando como ninguém em diversas situações.

Ao meu parceiro de mestrado, Thiago Sousa. Desde o início estivemos juntos nas etapas rumo a este título, isso certamente tornou o caminho melhor. Agradeço pelo suporte e parceria diária, nos bons momentos e nos perrengues. Que bom que estamos conquistando isso juntos.

A todas as amigadas que fiz ao longo destes anos de mestrado. Em especial a Carol Vieira e a Rafa Cortes, por trazerem suporte, leveza e alegria a tantos momentos.

Aos meus amigos do grupo “O Beco”, família que escolhi. Já estamos juntos há anos e vocês acompanharam diversas fases da minha vida pessoal e profissional, nesta não seria diferente. Vocês foram fundamentais para que o processo fosse mais tranquilo e menos cansativo.

A todos os funcionários, professores e alunos da FS-UnB e do HUB, os quais tive a oportunidade de conviver e aprender. Pela paciência, ajuda, disponibilidade e companhia em diversos momentos ao longo do mestrado. Guardo os nomes e conversas em meu coração.

A todo o departamento de Engenharia da Universidade de Brasília. Pela ajuda e disponibilidade dos equipamentos, fazendo com que fosse possível a realização dos testes. Em especial agradeço em nome do professor Cosme e dos técnicos Jackson e Ivan.

Ao departamento de química da UnB pelo auxílio na manipulação do ácido clorídrico utilizado nessa pesquisa. Agradeço ao professor Brenno e ao mestrando Pedro.

A empresa CPMH digital pelo auxílio na confecção das amostras fresadas utilizadas nesta pesquisa.

A TRION 3D Planning Center pelo a auxílio na confecção das amostras impressas utilizadas nesta pesquisa.

À Fundação de apoio e pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), Programa de pós graduação em Odontologia da UnB (PPGODT) e Decanato de Pós graduação da UnB (DPG) pelo auxílio concedido para produção de dissertação.

E por fim (e talvez o mais importante), a mim. Por ter dado o meu melhor e tirado proveito de tantos aprendizados ao longo deste caminho. O processo não foi fácil, o esforço foi grande, mas a felicidade que a recompensa trás, faz tudo valer a pena. Viver essa etapa e nessa Universidade sempre foi um sonho que tive. Me emociona saber que falta pouco para concluí-lo. Que eu continue com dedicação e animo nos próximos desafios que virão.

“É justo que muito custe o que muito vale.”

(Santa Tereza D’Avila)

RESUMO

Dentre os problemas relacionados ao sono e estilo de vida, podemos citar o bruxismo e o distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), que podem ocorrer em conjunto em um mesmo indivíduo. O ácido clorídrico tem um pH extremamente ácido e um alto potencial de dano corrosivo. As placas oclusais são uma forma de tratamento das disfunções temporomandibulares, além de protegerem a dentição em episódios de bruxismo do sono. Esses dispositivos podem ser confeccionados de diversos materiais. O conhecimento de como as resinas para confecção das placas oclusais se comportam quando submetidas à pH ácido ainda é escasso e pode auxiliar na seleção destes materiais em pacientes com diagnóstico de DRGE associado a outras patologias que necessitam de abordagem com placa oclusal. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito erosivo do ácido clorídrico na superfície de materiais resinosos utilizados para confecção de placas oclusais. Os materiais avaliados foram divididos em 6 grupos: resina autopolimerizável, resina termopolimerizável por energia de micro-ondas, resina termopolimerizável por banho de água quente, duas resinas para impressão de placas oclusais e bloco de PMMA. Todas as amostras foram avaliadas em três tempos: T0 - após a confecção; T1 - após 45 horas de desafio erosivo (HCl pH=2); T2 - após 91 horas de desafio erosivo (HCl pH=2). Os grupos foram avaliados quanto a rugosidade superficial, microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade. Os dados obtidos foram submetidos ao teste ANOVA de medidas repetidas de dois fatores para rugosidade superficial e microdureza e ANOVA de dois fatores para resistência flexural e módulo de elasticidade, seguidos do Teste Tukey com nível de significância de 5%. Para microdureza superficial, apenas o grupo termopolimerizável por água quente apresentou aumento dos valores iniciais após o desafio erosivo (17,46kgf/mm² para 19,744kgf/mm²), demonstrando maiores valores quando comparado aos outros grupos. Para rugosidade superficial, apenas um grupo impresso apresentou aumento (P2: 0,17µm para 0,47µm). O grupo bloco de PMMA não demonstrou diferenças e os demais materiais testados diminuíram sua rugosidade superficial (SC: 0,60µm para 0,33µm; ME: 0,52µm para 0,27µm; WB: 0,36µm para 0,19µm; P1: 0,41µm para 0,32µm). Para resistência flexural, os grupos de resina termopolimerizável por energia de micro-ondas e resina fresada diminuíram seus valores (ME: 81,3MPa para 61,4MPa; M: 103,6MPa para 80,5MPa). Os demais grupos não demonstraram diferença estatística ao final da imersão em HCL. Para o módulo de elasticidade, as resinas: autopolimerizável, termopolimerizável por energia de micro-ondas e fresada diminuíram seus valores (SC: 4,594 GPa para 3,6003 GPa; ME: 2,9441GPa para 2,0518GPa; M: 3,5433GPa para 2,2767GPa), enquanto as resinas termopolimerizável por banho de água quente e de impressão não demonstraram diferença estatística ao final do desafio erosivo. Concluímos que: o desafio erosivo não influenciou na microdureza superficial dos materiais testados. Ocorreu um polimento químico na superfície da maioria dos grupos avaliados. Na resistência flexural e módulo de elasticidade, a resina acrílica termopolimerizável por água quente demonstrou propriedades interessantes. Contudo novos testes devem ser realizados para melhor indicar o material de escolha para confeccionar placas oclusais em pacientes com DRGE.”

Palavras-chave: Placas oclusais; Refluxo Gastroesofágico; Bruxismo; Bruxismo do sono; Transtornos da Articulação Temporomandibular.

ABSTRACT

Among the problems related to sleep and lifestyle, we can mention bruxism and gastroesophageal reflux disorder (GERD), which can occur together in the same individual. Hydrochloric acid has an extremely acidic pH and a high potential for corrosive damage. Occlusal splints are a form of treatment for temporomandibular disorders, in addition to protecting the dentition in episodes of sleep bruxism. These devices can be made of different materials. Knowledge of how resins for making occlusal splints behave when subjected to acidic pH is still scarce and can help in the selection of these materials in patients diagnosed with GERD associated with other pathologies that require an approach with an occlusal splint. The objective of this work was to analyze the erosive effect of hydrochloric acid on the surface of resinous materials used for making occlusal splints. The evaluated materials were divided into 6 groups: self-curing resin, thermopolymerizable resin by microwave energy, thermopolymerizable resin by hot water bath, two resins for printing occlusal plaques and PMMA block. All samples were evaluated at three times: T0 - after manufacturing; T1 – after 45 hours of erosive challenge (HCl pH=2); T2 – after 91 hours of erosive challenge (HCl pH=2). The groups were evaluated for surface roughness, microhardness, flexural strength and modulus of elasticity. The data obtained were submitted to the two-way repeated measures ANOVA test for surface roughness and microhardness and two-way ANOVA for flexural strength and elastic modulus, followed by the Tukey Test with a significance level of 5%. For surface microhardness, only the hot water thermosetting group showed an increase in initial values after the erosive challenge (17.46kgf/mm² to 19.744kgf/mm²), demonstrating higher values when compared to the other groups. For surface roughness, only one printed group showed an increase (P2: 0.17µm to 0.47µm). The PMMA block group showed no differences and the other materials tested decreased their surface roughness (SC: 0.60µm to 0.33µm; ME: 0.52µm to 0.27µm; WB: 0.36µm to 0.19µm; P1: 0.41µm to 0.32µm). For flexural strength, the microwave energy-curing resin and milled resin groups decreased their values (ME: 81.3MPa to 61.4MPa; M: 103.6MPa to 80.5MPa). The other groups did not show statistical difference at the end of immersion in HCL. For the modulus of elasticity, the resins: self-curing, thermo-curing by microwave energy and milled decreased their values (SC: 4.594 GPa to 3.6003 GPa; ME: 2.9441GPa to 2.0518GPa; M: 3.5433GPa to 2.2767GPa), while thermopolymerizable by hot water bath and printing resins did not show statistical difference at the end of the erosive challenge. We conclude that: the erosive challenge did not influence the surface microhardness of the tested materials. There was a chemical polishing on the surface of most of the evaluated groups. In terms of flexural strength and modulus of elasticity, the hot water thermopolymerizable acrylic resin showed interesting properties. However, new tests must be carried out to better indicate the material of choice for making occlusal splints in patients with GERD.”

Keywords: Occlusal splint; Gastroesophageal Reflux; Bruxism; Sleep bruxism; Temporomandibular Joint Disorders.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO, REVISÃO DE LITERATURA E OBJETIVOS

1.1 INTRODUÇÃO -----	13
1.2 REVISÃO DE LITERATURA -----	14
1.3 OBJETIVOS -----	29
1.4 HIPÓTESE NULA -----	30
1.5 REFERÊNCIAS -----	30

CAPÍTULO 2 – AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE E MICRODUREZA DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA CONFECÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS SOB EFEITO DE PH ÁCIDO

2.1 INTRODUÇÃO -----	42
2.2 METODOLOGIA -----	44
2.3 RESULTADOS -----	48
2.4 DISCUSSÃO -----	52
2.5 CONCLUSÃO -----	55
2.6 REFERÊNCIAS -----	56

CAPÍTULO 3 – AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA CONFECÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS SOB EFEITO DE PH ÁCIDO

3.1 INTRODUÇÃO -----	60
3.2 METODOLOGIA -----	61
3.3 RESULTADOS -----	65
3.4 DISCUSSÃO -----	67
3.5 CONCLUSÃO -----	70
3.6 REFERÊNCIAS -----	70

CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÕES DA DISSERTAÇÃO

4.1 DISCUSSÃO GERAL -----	74
4.2 CONCLUSÕES -----	75

PRESS RELEASE ----- 77

ANEXO ----- 80

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO, REVISÃO DE LITERATURA E OBJETIVOS

1.1 INTRODUÇÃO

A população atual está cada vez mais sendo acometida por problemas relacionados ao sono, ao estilo de vida e por transtornos mentais (1). Dentre esses, podemos citar: dores orofaciais, distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), distúrbios respiratórios relacionados ao sono (ronco e apneia obstrutiva do sono - SAOS), ansiedade e depressão (2, 3). Estudos mostram que os indivíduos costumam apresentar uma associação entre estas patologias. (4-6)

Observamos por exemplo que a manifestação da DRGE está associada a um aumento notável no risco de bruxismo do sono (7). A qualidade do sono está intimamente relacionada à DRGE (8, 9) e ao bruxismo (10). É sabido que o bruxismo do sono, os despertares noturnos, a atividade muscular involuntária e o bruxismo de vigília são potencializados com a acidificação do meio (1).

As placas oclusais são artefatos que auxiliam no tratamento da disfunção temporomandibular (DTM) além de proteger a dentição em episódios de bruxismo do sono (11, 12). Fornece uma oclusão mais equilibrada e estável, melhorando a relação músculo-mandíbula, além de atuar como um absorvedor e dissipador do estresse gerado. Na abordagem das DTMs, é uma forma de tratamento reversível, atraumática e conservadora.

Esses dispositivos podem ser confeccionados de diversos materiais, que garantem seus requisitos e uso satisfatório (13). O material mais convencional é a resina acrílica à base de polimetilmetacrilato (PMMA) (14). Hoje em dia esses aparelhos podem ser confeccionados também pelo fluxo de trabalho digital, aplicando métodos CAD/CAM de manufatura subtrativa (fresados) ou aditiva (impressos) (15, 16). Independente do método e material de escolha para fabricação, os dispositivos

devem atender aos requisitos mecânicos eficazes para seu uso clínico: resistir a forças de aproximadamente 770N e ao impacto de ranger e apertar os dentes.

O ácido corrosivo intrínseco, conhecido como ácido gástrico, ganha acesso à cavidade oral por meio de vômitos ou regurgitação, provenientes de várias condições entre elas a doença do refluxo gastroesofágico (DRGE) (17). Ele tem um pH extremamente baixo (entre 1,0 e 3,0), bem abaixo do pH crítico do esmalte (5,5). Portanto, o potencial de dano corrosivo é alto (18-20). A presença de ácidos corrosivos na cavidade oral produz diversos efeitos, tanto nos substratos dentais (9, 21), quanto nos materiais odontológicos (22) que ficam presentes na cavidade oral, como restaurações e placas oclusais.

Embora os materiais resinosos para confecção da placa tenham boa durabilidade química, supõe-se que a composição destes pode ser afetada pelo pH, pelo tempo de exposição e pela temperatura do meio corrosivo. Tensões mecânicas e ataque químico podem vir a causar degradação da placa oclusal, tanto micro quanto macroscopicamente, e diminuir a sua longevidade.

Ainda não existem estudos comparando o efeito erosivo na superfície de materiais utilizados para confecção das placas oclusais. O conhecimento de como estes materiais resinosos se comportam quando submetidos à pH extremamente ácido, como o proveniente do ácido clorídrico, pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes em pacientes com diagnóstico de distúrbio do refluxo gastroesofágico associado à outras patologias que necessitam de tratamento com placa oclusal.

1.2 REVISÃO DE LITERATURA

1.2.1 Condições da população atual

A população atual está cada vez mais sendo acometida por problemas relacionados ao sono e estilo de vida e por transtornos mentais (1). Dentre essas condições podemos citar: dores orofaciais, distúrbios de umedecimento oral (secura

oral e umidade oral), distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), distúrbios respiratórios relacionados ao sono (ronco e apneia obstrutiva do sono - SAOS), distúrbios do movimento mandibular e problemas como depressão, ansiedade e somatização (2, 3).

Além disso, estudos mostram que os indivíduos costumam apresentar uma associação entre essas patologias. *Bayar et al.* (2011), observaram em seu estudo que ansiedade, depressão e outras desordens mentais estão mais incidentes em pacientes com bruxismo de vigília e/ou do sono do que em indivíduos sem bruxismo (5). *Y. Li et al.* (2019), concluiu em seu estudo de caso-controle que a presença de disfunção temporomandibular (DTM) crônica está associada à DRGE sintomática (4). Segundo *Ohmure et al.* (2011), o baixo pH decorrente do refluxo atua como um gatilho para o bruxismo do sono (6).

Observamos também que a manifestação da DRGE está associada a um aumento notável no risco de bruxismo do sono (7). A qualidade do sono está intimamente relacionada à DRGE (8, 9, 21) e ao bruxismo (10). É sabido que o bruxismo do sono, os despertares noturnos, a atividade muscular involuntária e o bruxismo em vigília são potencializados com a acidificação do meio (1).

Foi relatado que o bruxismo do sono pode ocorrer concomitante ou secundário a outros distúrbios do sono (23). Uma revisão sistemática conduzida em 2022 por Kuang e colaboradores relatou a prevalência do bruxismo do sono em pacientes com outras desordens do sono associadas, como: Apneia obstrutiva do sono (9,0-53,7%); Síndrome das pernas inquietas/movimento periódico dos membros durante o sono (14,5-17,3%); Refluxo gastroesofágico associado ao sono (73,7%); Distúrbio do comportamento REM e doença de Parkinson (25,0%); Epilepsia associada ao sono (23,7%). Os autores ainda concluíram que essa associação é mais alta do que a população geral com diagnóstico de bruxismo (8,0-12,5%). (24)

Um estudo caso controle conduzido na China em 2018 indicou que a manifestação de refluxo está associada a um aumento marcante no risco de todos os tipos de bruxismo. Além disso, desenvolver DRGE por um tempo mais longo indica uma maior frequência dos sintomas de bruxismo. A associação entre bruxismo e DRGE está parcialmente mediada pela depressão, ansiedade e qualidade do sono prejudicada. (25)

1.2.2 Disfunção Temporomandibular

A articulação temporomandibular consiste na articulação do côndilo da mandíbula e da fossa mandibular presente no osso temporal. Ela é composta por diversas estruturas associadas, dentre as quais podemos citar o disco articular, os ligamentos retrodiscais e os músculos da mastigação, sendo estes últimos os responsáveis primários pela movimentação da articulação.(26, 27)

De acordo com a American Academy of Orofacial Pain (28), disfunção temporomandibular é um termo coletivo que abrange as patologias associadas aos músculos da mastigação, a articulação temporomandibular ou ambos. Os pacientes acometidos pelas DTMs frequentemente apresentam dor, limitação ou assimetria na movimentação mandibular e estalos na região da movimentação dos discos articulares. (29)

Estudos mostram que as DTMs afetam entre 10 e 15% da população adulta, porém somente 5% desses buscam tratamento (30). A maior incidência de DTM ocorre durante a segunda e a quarta década de vida e é duas vezes mais comum em mulheres do que em homens. É a maior causa de dor orofacial não odontogênica. (31)

A etiologia das DTMs é complexa e multifatorial. Diversos fatores podem predispor, precipitar ou prolongar as condições provenientes. Estes podem ser agrupados em três grupos: Fatores predisponentes, que aumentam o risco da DTM. Fatores iniciadores, que causam o início da DTM. Fatores perpetuadores, que interferem na progressão das DTM. Dentre os fatores etiológicos estão traumas, microtraumas, bruxismo, anormalidade oclusais, fatores sistêmicos, idade, sexo, distúrbios do sono e fatores psicossociais (estresse, depressão, ansiedade). (32, 33)

Wang et al. (2008) (34), relataram em sua revisão de literatura que as DTMs acometem mais as mulheres do que homens, e sugerem que os hormônios sexuais femininos possuem influência na modulação da inflamação nas ATMs. Ainda segundo List e Jonsen (33), a relação entre DTM e oclusão é controversa, ainda não se possui resultados científicos homogêneos. LeResche et al. (35) demonstraram que pacientes

que apresentam dores provenientes de DTM relatam níveis mais elevados de estresse, ansiedade e depressão.

Seu diagnóstico é primariamente baseado em uma extensa anamnese e exames físicos. Em alguns casos faz-se necessário o uso de exames complementares como exames de imagem e outros testes (Ressonância magnética, tomografia computadorizada, eletromiografia) para confirmação do diagnóstico da doença. (26)

Na revisão clínica de Dimitroulis (36), o tratamento para a DTM segue uma abordagem multidisciplinar e tem como prioridade resolver a sintomatologia dolorosa do paciente. Segundo Canales et al. (37), a dor é considerada um dos motivos mais comuns para um paciente com DTM procurar tratamento.

A conduta inicial em relação ao tratamento das DTMs é sempre conservadora, geralmente por meio de uma perspectiva educacional com o paciente, para que este entenda a causa e a natureza do problema. Gauer e Semidey (26) explicam que, após um diagnóstico diferencial a abordagem mais adequada será estabelecida, sendo por meio da mudança de hábitos danosos, atuação psicossocial, intervenção medicamentosa, instalação de placas oclusais e, nos casos que a terapia conservadora não tiver o efeito almejado, procedimentos mais invasivos e até mesmo o tratamento cirúrgico podem ser indicados.

1.2.3 Bruxismo

Na publicação do *Consenso internacional sobre a avaliação do bruxismo em 2018*, Lobbezoo et al. apresentaram duas definições separadas que devem ser utilizadas para esta patologia, sendo o bruxismo do sono definido como: “uma atividade muscular mastigatória durante o sono, caracterizada como rítmica (fásica) ou não rítmica (tônica)”, e o bruxismo em vigília definido como: “uma atividade muscular mastigatória durante a vigília, caracterizada pelo contato dentário repetitivo ou sustentado e/ou por imobilização ou impulsão da mandíbula”. Em indivíduos saudáveis, ambos os tipos não podem ser considerados um transtorno, e sim um

comportamento, um fenômeno fisiológico, que pode ser fator de risco e/ou protetor para certas consequências clínicas (1, 38).

Afetando de 8 a 31% da população adulta, o bruxismo está se tornando um fenômeno comum independente do sexo. O diagnóstico se baseia em três vertentes: autorrelato positivo (bruxismo possível), inspeção clínica com ou sem autorrelato (bruxismo provável) e avaliação instrumental por eletromiografia, polissonografia e uso de aplicativos (bruxismo definitivo) (38).

Associando fatores biológicos, psicossociais e de estilo de vida, a etiologia do bruxismo do sono é multifatorial (39, 40). Estudos de análise genética e observações entre membros da família demonstram que a ocorrência de bruxismo do sono pode ser em parte explicada por fatores ambientais e genéticos (41-43). Além disso, um desequilíbrio nos neurotransmissores de ação central pode desempenhar um papel na origem das atividades musculares mastigatórias rítmicas (44, 45). O ranger de dentes e o aumento da atividade muscular repetitiva durante o sono ocorrem após uma sequência de eventos do sistema nervoso simpático, com o aumento da atividade cerebral, taquicardia, colapso das vias aéreas, atividade respiratória alterada e microdespertares (46). Fatores psicossociais (ansiedade, depressão, estresse e estratégias de enfrentamento mal-adaptativas (47) e fatores de estilo de vida (tabagismo, uso de álcool e cafeína (48, 49) foram sugeridos para aumentar o risco de BS.

Dentre as possíveis consequências negativas do bruxismo do sono descritas na literatura temos: cefaléia, disfunção temporomandibular (50), danos aos dentes e/ou as restaurações dentárias, fraturas, falhas de implantes (51), hipersensibilidade (52).

O bruxismo pode ser categorizado em primário (idiopático), onde não há uma causa definida ou em secundário, onde se relaciona com alguma condição médica ou medicação. Neste caso, podem ser sugeridas consequências positivas do bruxismo do sono. Por exemplo, um papel protetor na manutenção da permeabilidade das vias aéreas em pacientes com síndrome da apneia obstrutiva do sono (53, 54) e a estimulação da glândula para promover a capacidade tampão salivar, já que devido a acidificação do meio bucal pela DGRE, o SNC manda sinais para movimentação mandibular, ocorrendo episódios de bruxismo do sono (6, 55).

Apesar do manejo do bruxismo do sono ser baseado na consequência clínica negativa do mesmo, as recomendações baseadas em evidências no nível individual não estão disponíveis neste momento. Portanto, ainda é recomendado que o manejo ocorra com cautela dentro de uma abordagem múltipla e conservadora, que pode incluir: aconselhamento, higiene do sono, placas oclusais, fisioterapia, psicoterapia e farmacoterapia (56).

1.2.4 Distúrbio Do Refluxo Gastroesofágico

De acordo com o consenso estabelecido na definição e classificação de Montreal em 2006 a doença do refluxo gastroesofágico é definida como uma condição que se desenvolve quando o refluxo do conteúdo do estômago causa sintomas incômodos e/ou complicações no indivíduo (57). É uma doença gastrointestinal crônica, com episódios diurnos ou noturnos (58). Ocorre com a abertura transitória do esfíncter esofágico inferior (EEI) fora do momento da deglutição, com um amplo espectro de apresentações clínicas. Os episódios de refluxo ácido são definidos por uma queda do pH inferior a 4 (59).

A prevalência da população que sofre de DRGE foi relatada de forma variável no mundo. Na Europa e na América, as taxas variam entre 10–20%. A proporção de homens e mulheres afetados é igual. (60-62)

A patogênese é complexa, proveniente de um desequilíbrio entre os fatores de proteção do esôfago, como: barreiras anti-refluxo, limpeza ácida esofágica e resistência tecidual e fatores agressivos do estômago: como acidez gástrica, volume e conteúdo duodenal. Podemos citar como fatores de risco associados a essa condição: obesidade, má alimentação, tabagismo, estresse, ansiedade, gravidez, uso de medicamentos (17).

Os sintomas característicos são: ardor retroesternal (azia), regurgitação, dor epigástrica, náusea, sono perturbado, tosse crônica, asma, rouquidão e a manifestação mais comum de lesão esofágica é a esofagite de refluxo (1, 63, 64).

Para diagnóstico clínico positivo algum ou todos os sinais e sintomas citados devem estar presentes (57).

Como não existe um critério padrão para o diagnóstico dessa condição, em alguns casos somente os sintomas clínicos não são suficientes. Testes como a terapia supressiva altamente seletiva do suco gástrico, exames radiográficos com contraste, inserção de cateteres, endoscopia, uso de cápsulas para medir o pH intraesofágico, uso combinado de impedância multicanal intraluminal e pHmetria tem se mostrado instrumentos clínicos para compreender os mecanismos por trás dos sintomas em casos persistentes e/ou mais graves. (65)

O uso de questionários também pode vir a se tornar uma ferramenta interessante no diagnóstico, pois é um método não oneroso, simples e pouco estressante aos pacientes. Porém, devido a falta de padronização e tradução e a complexidade na descrição e amplitude dos sintomas, nenhum ainda se tornou o padrão ouro. Os investigadores e clínicos devem buscar pelo questionário mais adequado para seus propósitos específicos. (66)

O tratamento inicial é feito pelo médico gastroenterologista, mas o desenvolvimento de uma abordagem multidisciplinar é uma consideração importante já que as condições são frequentemente multifatoriais (65). A DGRE não complicada em um estágio inicial pode ser tratada pela mudança de vida e de hábitos alimentares, como por exemplo elevar a cabeceira da cama, evitar estimuladores da secreção ácida (como café e álcool), evitar certos medicamentos, alimentos gordurosos, fumo. Medicamentos como antiácidos, mucoprotetores e inibidores da bomba de prótons são usados no tratamento de casos leves, médios e graves. (58)

Observando a atuação da DGRE na cavidade oral, a erosão dentária é o sintoma mais marcante (58), que ocorre com o aumento da acidez bucal. A saliva e a deglutição são fatores importantes para a limpeza do ácido esofágico, na cavidade oral e no esôfago. A diminuição da salivagem durante o sono é a razão pelo qual os episódios de refluxo noturnos estão associados a um maior tempo de exposição ácida. A nicotina influencia ainda mais essa exposição prolongada e a ocorrência de refluxo, devido a influência na redução da pressão do esfíncter esofágico inferior. (52)

1.2.5 Associação Entre Bruxismo E Distúrbio Do Refluxo Gastroesofágico

Observamos na literatura a associação entre bruxismo do sono e refluxo gastroesofágico relacionado ao sono (4, 25, 46, 52, 67, 68). Mengatto et al. relataram a ocorrência de provável bruxismo do sono em pacientes adultos com DRGE relacionada ao sono em 73,7%, muito maior do que na população geral (23,1%) (46). A maioria dos participantes selecionados para este estudo era do sexo feminino (71,7%) com média de idade de 44 anos. Fatores como idade (46), sexo (25) e duração dos episódios de refluxo (4) são apontados como influenciadores na associação entre bruxismo do sono e DRGE relacionada ao sono.

A deglutição, os despertares noturnos e os episódios de bruxismo do sono estão associados a acidificação esofágica noturna (6), podendo ser vistas como uma resposta do organismo aos episódios de refluxo ácido (68). Além disso, a acidificação esofágica durante as horas de vigília aumenta as atividades do músculo masséter, indicando que também pode existir uma possível associação entre o bruxismo em vigília e DRGE (69).

Recomenda-se uma colaboração entre gastroenterologistas, médicos do sono e dentistas para gerenciar a DRGE, bem como as possíveis consequências negativas do BS.

1.2.6 Placas Oclusais E Resina Acrílica

As placas oclusais são artefatos que auxiliam no tratamento das disfunções temporomandibulares, além de proteger a dentição em episódios de bruxismo do sono (11, 12). É um aparelho removível, normalmente feito de material acrílico, que recobre as superfícies oclusais e incisais dos dentes de um arco. Fornece uma oclusão mais equilibrada e estável, melhorando a relação músculo-mandíbula e atua como um

absorvedor e dissipador do estresse gerado pelo hábito parafuncional (70). É uma forma de tratamento reversível, atraumático e conservador (71).

O material mais utilizado para confecção destes dispositivos é a resina acrílica à base de PMMA (14). Vários tipos de resinas acrílicas e técnicas de polimerização foram desenvolvidas e introduzidas para melhorar as características físicas e mecânicas (72). O PMMA apresenta vantagens como alta estética e boas propriedades químicas e físicas, além de ter custos relativamente baixos. A fabricação das placas pode ser feita no consultório odontológico ou no laboratório protético, pelo fluxo de trabalho analógico ou digital (73).

Os meios manuais estão sujeitos a variáveis como: diferentes métodos de montagem e maior tempo no processo de confecção e instalação. Sendo assim, as placas nunca poderão ser totalmente padronizadas, não sendo possível duplicá-las, mesmo que para o mesmo paciente e confeccionada pelo mesmo técnico (15).

Se tratando do processo da polimerização do PMMA, ocorre uma reação aditiva que requer a ativação de um iniciador (peróxido de benzoíla), criando radicais livres que iniciam a polimerização em cadeia pela abertura das ligações duplas do metacrilato de metila. Em todos os materiais, o objetivo é polimerizar completamente a resina acrílica sem porosidade na prótese. A polimerização depende do monômero estar ligado ao radical livre do polímero. (74)

O uso das resinas autopolimerizáveis deve ser avaliado com cautela, já que esse tipo de material apresenta propriedades mecânicas inferiores se comparada à resina termopolimerizável (75), dependendo do método usado para fabricação. Trabalhos na literatura relatam a importância clínica de etapas que aumentem a resistência destes materiais, como o efeito positivo da pressão sobre a dureza superficial e resistência à flexão da resina autopolimerizável demonstrado por Chee e Donovan (76, 77). Vallittu sugeriu que o PMMA deve ser polimerizado em água sempre que possível, já que por este meio é possível se obter um grau adequado de polimerização na superfície da resina autopolimerizável (78).

O método convencional de polimerização do PMMA é o banho de água quente. Durante a polimerização por calor a formação de polímero e a conversão de monômero em polímero aumentam. Por outro lado, a instabilidade técnica pode levar a um aumento da quantidade de monômero residual na resina. (72)

A técnica da resina termopolimerizável por energia de micro-ondas se tornou uma alternativa popular ao método de polimerização em banho de água quente. Nela, as moléculas de monômero se movem em um campo eletromagnético de alta frequência. Inúmeras colisões intermoleculares são promovidas, gerando um aquecimento mais rápido e homogêneo entre as moléculas, aonde o monômero vai diminuindo na mesma proporção que a polimerização vai aumentando. As maiores vantagens relatadas são um tempo de polimerização reduzido e um processo mais limpo. (72, 79)

O nível de monômero residual na resina e as propriedades mecânicas estão intimamente relacionados com as condições de cura, seja por temperatura, tempo ou pressão. À medida que o tempo de cura aumenta, a reticulação aumenta, resultando em um polímero mais duro e com menos porosidade (80). A geração de porosidade na resina de PMMA é um fenômeno complexo. Ela depende, em parte, do material e do método de polimerização utilizado. O tipo de resina acrílica e a técnica utilizada podem explicar resultados variados na literatura. (79)

Independente do método e material de escolha para fabricação, os dispositivos devem atender aos requisitos mecânicos eficazes para seu uso clínico: resistir a forças de aproximadamente 770N e ao impacto de ranger e apertar os dentes (81). Além disso, é recomendado que seja feita uma boa confecção das placas, seguida de um bom polimento superficial, visando eliminar microporosidades e minimizando a possibilidade de pigmentação das placas (82-84). Isso influencia diretamente na longevidade das placas (85), garantindo melhoria estética, evitando alteração de cor, reduzindo o acúmulo de placa bacteriana e a infestação fúngica, minimizando a fadiga do material e aumentando a resistência.

1.2.7 Odontologia Digital

A Odontologia Digital se iniciou na década de 70 e desde então vem sendo estudada e aprimorada (86). É conhecida pelo fluxo CAD/CAM, nomeado pela sigla em inglês que define: *computer-aided design / computer-aided manufacturing*,

traduzido para o português o termo significa: desenho auxiliado por computador e manufatura auxiliada por computador. Isso diz respeito as formas de desenho e projeção em um software (CAD) e a obtenção deste projeto por um método aditivo (impresso) ou subtrativo (fresado) (16, 86, 87).

O digital acarreta em economia de tempo e boa previsibilidade clínica, pois os erros humanos advindos do processo técnico são minimizados ou até excluídos. A literatura relata benefícios como menor tempo de ajuste clínico, superfície mais lisa, contatos mais suaves e precisos. Uma vantagem interessante diz respeito ao escaneamento da arcada do paciente, que pode ser salvo como um arquivo de dados, havendo a possibilidade de se criar um dispositivo adicional sem iniciar novamente todo o processo de confecção em caso de grande desgaste ou perda. Contudo, o custo e a operacionalização do processo são desafios para a implementação de fluxos digitais na odontologia. (15, 88)

A utilização da tecnologia digital para confeccionar dispositivos oclusais vem sido descrita na literatura. O fluxo é composto por três etapas: aquisição de imagens e arquivos iniciais, processamento dos dados e fabricação dos dados editados. É necessário um arquivo digital (STL) das arcadas dentárias e um registro interoclusal do paciente. O desenho da placa é feito em software específico e a mesma será enviada para confecção em técnica aditiva ou subtrativa. (15, 73, 89)

As placas CAD-CAM são fresadas a partir de um objeto sólido de polímero de alto desempenho processado em alta temperatura e pressão, o que acarreta em alto grau de polimerização. O uso dos blocos de PMMA tem sido associado a menor porosidade e erro durante as operações técnicas. Mais estudos da literatura nos mostram resultados semelhantes e favoráveis se tratando dos blocos a base de PMMA, com melhores propriedades químicas, mecânicas e estéticas. (16, 90-92)

As tecnologias de fabricação aditiva usam processos diferentes, mas essencialmente semelhantes (93), que variam de acordo com o tipo de impressora. O objetivo final da manufatura aditiva (MA) é utilizar materiais padronizados para produzir objetos tridimensionais, construídos camada a camada (94).

As impressoras polimerizadas por luz são muito populares na odontologia. Nestes equipamentos, por estereolitografia (SLA) ou *Digital Light Processing* (DLP), a plataforma que se movimenta no eixo Z é submersa em um tanque de resina líquida e uma fonte de luz polimeriza a lâmina no eixo X e Y entre o fundo do tanque a

plataforma, formando uma camada (95). O diferencial entre as técnicas provém da fonte de luz para polimerização. As impressoras SLA utilizam um laser ultravioleta (UV) que percorre o fundo do tanque, ponto a ponto, de acordo com o formato do desenho a ser gerado. (96) As impressoras DLP utilizam um projetor digital de luz UV como fonte de luz para solidificar a resina camada a camada, em vez de um feixe de laser ponto a ponto como na tecnologia SLA. (97)

As resinas utilizadas para impressão 3D são monômeros sensíveis à luz UV, que variam seu comprimento de onda entre 385 e 405 nanômetros. As resinas para dispositivos oclusais são líquidos biocompatíveis, já que estarão em contato com a cavidade oral do paciente, rígidas, transparentes e resistentes, apresentando maior durabilidade na cavidade oral do paciente. (98)

Vários fatores são decisivos para o sucesso de uma impressão 3D. É necessário controlar a fotopolimerização da resina através dos parâmetros de impressão, e muitas vezes estes são fornecidos sem validação. Na fase CAM, arquivos com instruções específicas precisam ser gerados previamente a impressão, através da conversão do arquivo STL, etapa conhecida como fatiamento. Esse processo tem influência na qualidade da impressão, já que instruções como altura das camadas, posição e densidade dos suportes, angulação e posição na plataforma de impressão, parâmetros de polimerização do material contribuem para o produto final a ser gerado. (99-101)

Se tratando das resinas impressas para confecção de placas oclusais, faltam evidências dos parâmetros, que acaba interferindo na acurácia, rugosidade superficial, biocompatibilidade e biomecânica de peças impressas. Diferenças nas metodologias científicas dificultam a comparação entre estudos a respeito desses fatores. Para completar, não existe um consenso em relação a melhor angulação de impressão e posicionamento dos suportes.(102)

Segundo Unkovisky et al., a orientação de impressão pode afetar a reprodução das dimensões da peça. Eles concluíram que as peças impressas com orientação de camada vertical e em ângulo de 45° à direção da carga mostraram uma capacidade superior de suportar uma carga axial, do que aquelas com orientação de camada horizontal. A aplicação das estruturas de sustentação e angulação da peça em 45° pode permitir uma reprodução mais precisa das dimensões. (96)

Outro parâmetro que deve ser atentado diz respeito ao pós-processamento da impressão, que envolve a remoção dos objetos da impressora, a limpeza para retirar o excesso de resina não polimerizada da impressão e a pós-polimerização para finalizar a conversão de monômeros em polímeros e remoção dos suportes. (103, 104) A precisão das peças fabricadas pode ser influenciada pelo manuseio do operador (96).

1.2.8 Testes Mecânicos

Tendo em vista o tempo de tratamento prolongado e a alta e diversa demanda de tensões que será submetida na cavidade bucal, a placa oclusal deve apresentar propriedades físicas e mecânicas satisfatórias que garantam sua resistência, de modo a conservar as características do material ao longo do tratamento.

1.2.8.1 Teste de microdureza

A microdureza de um material pode ser definida como a sua resistência à deformação por um indentador. Quanto maior a dureza, maior será sua resistência a tal deformação, de modo que esta se torna mais difícil de ocorrer. No caso da dureza Vickers, utilizada nesta pesquisa, a deformação ocorre por um indentador de diamante, na forma de uma pirâmide com base quadrada e um ângulo de 136° entre faces opostas submetidas a uma força de teste e é muito utilizada para materiais resinosos (105). Se tratando das placas oclusais, que são confeccionadas para receber uma alta carga de força quando o paciente se encontra em parafunção, é importante analisar os dados deste teste (106).

1.2.8.2 Rugosidade superficial

No teste de rugosidade superficial, a rugosidade média da superfície da amostra é obtida, expressa por Ra. Um valor de Ra mais alto indica uma superfície mais irregular. Os métodos de medição da rugosidade da superfície incluem o traçado do estilete de contato (medição quantitativa da rugosidade da superfície), perfilometria a laser e perfilometria óptica 3D. Um perfilômetro de contato fornece resultados mais precisos na medição de mudanças na altura da superfície, mas a perfilometria a laser é mais precisa para medições de textura de superfície. Uma comparação entre a perfilometria de contato e sem contato relatou que ambos os instrumentos tiveram um bom desempenho e a mesma conclusão experimental teria sido alcançada com cada instrumento, fornecendo uma medição confiável da corrosão. (107-110)

Por avaliar as irregularidades ou pequenas reentrâncias da superfície de um material, a rugosidade influencia a molhabilidade, qualidade de adesão e brilho desse material (111).

A rugosidade das resinas acrílicas resulta da evaporação do monômero não reagido e de quando a temperatura das resinas termopolimerizáveis atinge ou ultrapassa o ponto de ebulição destes elementos. O resultado do polimento de resinas acrílicas não está claro na literatura, pois o tipo de polimento pode alterar positiva ou negativamente os valores da rugosidade superficial. Uma placa oclusal mais lisa e polida acarreta em aspectos positivos para o paciente. Seja auxiliando na saúde bucal, se tornando menos suscetível a proliferação de microrganismos e/ou melhorando a durabilidade, longevidade e qualidade estética da placa (112).

1.2.8.3 Resistência flexural

O teste de dobra de 3 pontos é o método mais comum usado para medir as propriedades de flexão de materiais de base de dentadura adotados por padrões internacionais para materiais poliméricos (87). A resistência à flexão de um material

dá uma ideia sobre sua resistência à fratura, e simula as forças carregadas nas resinas durante impacto ou forças oclusais. Uma melhor resistência à fratura da resina acrílica pode estar associada a menor formação de poros no processo de confecção. (113)

1.2.8.4 Módulo de elasticidade

O módulo de elasticidade é a resistência de um objeto a deformação elástica (deformação não permanente) quando uma tensão é aplicada. Quanto menor o módulo, maior a deformação sobre uma tensão aplicada. Isso é um parâmetro com relevância clínica porque materiais acrílicos com alto módulo de elasticidade são mais resistentes à deformação elástica, distribuem as forças mais uniformemente e exigem mais força para deformar antes da fratura. (87, 90, 114)

Aplicando este conceito na dinâmica das placas oclusais, é interessante que o módulo não diminua ao longo do tempo, para que o material resinoso não seja tão deformado ao sofrer as forças provenientes do bruxismo (81).

1.2.9 Efeito do pH ácido nos materiais acrílicos

O ambiente químico da cavidade oral pode causar danos superficiais e subsuperficiais em materiais restauradores à base de resina.

O ácido corrosivo intrínseco, conhecido como ácido gástrico, ganha acesso à cavidade oral por meio de vômitos ou regurgitação, provenientes de várias condições entre elas a doença do refluxo gastroesofágico (DRGE). Ele tem um pH extremamente baixo (entre 1,0 e 3,0), bem abaixo do pH crítico do esmalte (5,5). Portanto, o potencial de dano corrosivo é alto (18-20). A presença de ácidos corrosivos na cavidade oral produz diversos efeitos, tanto nos substratos dentais, quanto nos materiais

odontológicos que ficam presentes na cavidade oral, como restaurações e placas oclusais.

Embora os materiais resinosos para confecção da placa tenham boa durabilidade química, a composição destes pode ser afetada pelo pH, pelo tempo de exposição e pela temperatura do meio corrosivo. Segundo Turssi, soluções contendo pH ácido podem causar hidrólise de ligações de éster de metacrilato dentro da matriz de resina de materiais à base de polímero, levando a uma rápida degradação da rede de polímero e uma redução nas propriedades físicas e mecânicas (115). Ou seja, forças mecânicas e ataque químico podem vir a causar a degradação da placa oclusal, tanto micro quanto macroscopicamente (22).

Ainda não existe um método de simulação de ácido gástrico em estudos *in vitro* para replicar a situação clínica de pacientes com DGRE. Backer e colaboradores (20) usaram suco gástrico (pH=1,2) por 6 e 18 horas para representar 2 e 8 anos de exposição ao vômito. Sulaiman et al (18) usaram HCl (pH=1,2) por 96 horas a 37 °C para simular mais de 10 anos de exposição clínica. Harryparsad et al relataram que o tempo médio diário de exposição dos dentes ao ácido gástrico em um paciente com bulimia é de 15 minutos. Isso significa que a imersão em HCl (pH=2) por 45 horas e 91 horas representa a exposição ao ácido gástrico em um paciente com bulimia por 6 meses e 12 meses (116).

Estudos comparando o efeito do ácido clorídrico na superfície dos diferentes materiais utilizados para confecção de placas oclusais são inexistentes. Considerando as consequências prejudiciais à durabilidade clínica a longo prazo dos materiais, o conhecimento de como as resinas para placa oclusal se comportam quando submetidas à pH extremamente ácido pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes materiais para pacientes com diagnóstico de distúrbio do refluxo gastroesofágico associado à outras patologias que necessitam de tratamento com placa oclusal.

1.3 OBJETIVOS

a) Objetivo geral: Analisar o efeito erosivo do ácido clorídrico sobre as propriedades mecânicas dos materiais resinosos utilizados na confecção de placas oclusais.

b) Objetivos específicos:

- Analisar microdureza, rugosidade superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade da resina acrílica autopolimerizável utilizada na confecção de placa oclusal sob efeito de pH ácido.

- Analisar microdureza, rugosidade superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade da resina acrílica termopolimerizável utilizada na confecção de placa oclusal sob efeito de pH ácido.

- Analisar microdureza, rugosidade superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade de bloco de PMMA utilizado na confecção de placa oclusal sob efeito de pH ácido.

- Analisar microdureza, rugosidade superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade da resina acrílica impressa utilizada na confecção de placa oclusal sob efeito de pH ácido.

1.4 HIPÓTESE NULA

A hipótese nula é que os materiais avaliados teriam microdureza, rugosidade superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade semelhantes, antes e após a exposição ao ácido.

1.5 REFERÊNCIAS

1. Wetselaar P, Manfredini D, Ahlberg J, Johansson A, Aarab G, Papagianni CE, et al. Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. *J Oral Rehabil.* 2019;46(8):765-75.
2. Aarab G, Lobbezoo F. Dental Sleep Medicine redefined. *Sleep Breath.* 22. Germany2018. p. 1233.
3. Lobbezoo F, Aarab G. Increasing the Visibility of Dental Sleep Disorders. *J Clin Sleep Med.* 142018. p. 1827.
4. Li Y, Fang M, Niu L, Fan Y, Liu Y, Long Y, et al. Associations among gastroesophageal reflux disease, mental disorders, sleep and chronic temporomandibular disorder: a case-control study. *Cmaj.* 2019;191(33):E909-e15.
5. Bayar GR, Tutuncu R, Acikel C. Psychopathological profile of patients with different forms of bruxism. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):305-11.
6. Ohmure H, Oikawa K, Kanematsu K, Saito Y, Yamamoto T, Nagahama H, et al. Influence of experimental esophageal acidification on sleep bruxism: a randomized trial. *J Dent Res.* 2011;90(5):665-71.
7. Castroflorio T, Bargellini A, Rossini G, Cugliari G, Deregibus A. Sleep bruxism and related risk factors in adults: A systematic literature review. *Arch Oral Biol.* 2017;83:25-32.
8. Silva MA, Damante JH, Stipp AC, Tolentino MM, Carlotto PR, Fleury RN. Gastroesophageal reflux disease: New oral findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;91(3):301-10.
9. Moazzez R, Bartlett D, Anggiansah A. Dental erosion, gastro-oesophageal reflux disease and saliva: how are they related? *J Dent.* 2004;32(6):489-94.
10. Saczuk K, Lapinska B, Wilmont P, Pawlak L, Lukomska-Szymanska M. Relationship between Sleep Bruxism, Perceived Stress, and Coping Strategies. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16(17).
11. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2021;125(5):817-23.

12. Candirli C, Korkmaz YT, Celikoglu M, Altintas SH, Coskun U, Memis S. Dentists' knowledge of occlusal splint therapy for bruxism and temporomandibular joint disorders. *Niger J Clin Pract.* 2016;19(4):496-501.
13. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured By Various Methods: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2022;31(6):472-87.
14. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjö C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2018;4(1):81-9.
15. Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4 Suppl):S130-5.
16. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2020;124(6):780-6.
17. Kahrilas PJ. GERD pathogenesis, pathophysiology, and clinical manifestations. *Cleve Clin J Med.* 2003;70 Suppl 5:S4-19.
18. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015;31(12):1445-52.
19. Cruz MEM, Simões R, Martins SB, Trindade FZ, Dovigo LN, Fonseca RG. Influence of simulated gastric juice on surface characteristics of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):483-90.
20. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont.* 2017;26(5):424-31.
21. Böhmer CJ, Klinkenberg-Knol EC, Niezen-de Boer MC, Meuwissen PR, Meuwissen SG. Dental erosions and gastro-oesophageal reflux disease in institutionalized intellectually disabled individuals. *Oral Dis.* 1997;3(4):272-5.
22. Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent.* 2019;122(6):567.e1-.e8.

23. Carra MC, Rompré PH, Kato T, Parrino L, Terzano MG, Lavigne GJ, et al. Sleep bruxism and sleep arousal: an experimental challenge to assess the role of cyclic alternating pattern. *J Oral Rehabil.* 2011;38(9):635-42.
24. Kuang B, Li D, Lobbezoo F, de Vries R, Hilgevoord A, de Vries N, et al. Associations between sleep bruxism and other sleep-related disorders in adults: a systematic review. *Sleep Med.* 2022;89:31-47.
25. Li Y, Yu F, Niu L, Long Y, Tay FR, Chen J. Association between bruxism and symptomatic gastroesophageal reflux disease: A case-control study. *J Dent.* 2018;77:51-8.
26. Gauer RL, Semidey MJ. Diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Am Fam Physician.* 2015;91(6):378-86.
27. Bordoni B, Varacallo M. *Anatomy, Head and Neck, Temporomandibular Joint.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
- Copyright © 2023, StatPearls Publishing LLC.; 2023.
28. McNeill C. The role of the American Academy of Orofacial Pain in the evolution of TMD. *J Orofac Pain.* 1996;10(2):97-8.
29. Dworkin SF, Burgess JA. Orofacial pain of psychogenic origin: current concepts and classification. *J Am Dent Assoc.* 1987;115(4):565-71.
30. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(3):291-305.
31. Maixner W, Diatchenko L, Dubner R, Fillingim RB, Greenspan JD, Knott C, et al. Orofacial pain prospective evaluation and risk assessment study--the OPPERA study. *J Pain.* 2011;12(11 Suppl):T4-11.e1-2.
32. Chisnoiu AM, Picos AM, Popa S, Chisnoiu PD, Lascu L, Picos A, et al. Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders - a literature review. *Clujul Med.* 2015;88(4):473-8.
33. List T, Jensen RH. Temporomandibular disorders: Old ideas and new concepts. *Cephalalgia.* 2017;37(7):692-704.

34. Wang J, Chao Y, Wan Q, Zhu Z. The possible role of estrogen in the incidence of temporomandibular disorders. *Med Hypotheses*. 2008;71(4):564-7.
35. LeResche L, Mancl LA, Drangsholt MT, Huang G, Von Korff M. Predictors of onset of facial pain and temporomandibular disorders in early adolescence. *Pain*. 2007;129(3):269-78.
36. Dimitroulis G. Temporomandibular disorders: a clinical update. *Bmj*. 1998;317(7152):190-4.
37. De la Torre Canales G, Poluha RL, Lora VM, Araújo Oliveira Ferreira DM, Stuginski-Barbosa J, Bonjardim LR, et al. Botulinum toxin type A applications for masticatory myofascial pain and trigeminal neuralgia: what is the evidence regarding adverse effects? *Clin Oral Investig*. 2019;23(9):3411-21.
38. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018;45(11):837-44.
39. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil*. 2001;28(12):1085-91.
40. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. *J Oral Rehabil*. 2006;33(4):293-300.
41. Abe Y, Sukanuma T, Ishii M, Yamamoto G, Gunji T, Clark GT, et al. Association of genetic, psychological and behavioral factors with sleep bruxism in a Japanese population. *J Sleep Res*. 2012;21(3):289-96.
42. Oporto GH, Bornhardt T, Iturriaga V, Salazar LA. Single nucleotide polymorphisms in genes of dopaminergic pathways are associated with bruxism. *Clin Oral Investig*. 2018;22(1):331-7.
43. Rintakoski K, Hublin C, Lobbezoo F, Rose RJ, Kaprio J. Genetic factors account for half of the phenotypic variance in liability to sleep-related bruxism in young adults: a nationwide Finnish twin cohort study. *Twin Res Hum Genet*. 2012;15(6):714-9.
44. Lobbezoo F, Visscher CM, Koutris M, Wetselaar P, Aarab G. Bruxism in dentists' families. *J Oral Rehabil*. 2018;45(8):657-8.

45. Ahlberg J, Piirtola M, Lobbezoo F, Manfredini D, Korhonen T, Aarab G, et al. Correlates and genetics of self-reported sleep and awake bruxism in a nationwide twin cohort. *J Oral Rehabil.* 2020;47(9):1110-9.
46. Mengatto CM, Dalberto Cda S, Scheeren B, Barros SG. Association between sleep bruxism and gastroesophageal reflux disease. *J Prosthet Dent.* 2013;110(5):349-55.
47. Ahlberg J, Lobbezoo F, Ahlberg K, Manfredini D, Hublin C, Sinisalo J, et al. Self-reported bruxism mirrors anxiety and stress in adults. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18(1):e7-11.
48. Lavigne GL, Lobbezoo F, Rompré PH, Nielsen TA, Montplaisir J. Cigarette smoking as a risk factor or an exacerbating factor for restless legs syndrome and sleep bruxism. *Sleep.* 1997;20(4):290-3.
49. Bertazzo-Silveira E, Kruger CM, Porto De Toledo I, Porporatti AL, Dick B, Flores-Mir C, et al. Association between sleep bruxism and alcohol, caffeine, tobacco, and drug abuse: A systematic review. *J Am Dent Assoc.* 2016;147(11):859-66.e4.
50. Manfredini D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(6):e26-50.
51. Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(3):460-9.
52. Miyawaki S, Tanimoto Y, Araki Y, Katayama A, Imai M, Takano-Yamamoto T. Relationships among nocturnal jaw muscle activities, decreased esophageal pH, and sleep positions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(5):615-9.
53. Lavigne GJ, Kato T, Kolta A, Sessle BJ. Neurobiological mechanisms involved in sleep bruxism. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14(1):30-46.
54. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Marchese-Ragona R, Lobbezoo F. Theories on possible temporal relationships between sleep bruxism and obstructive sleep apnea events. An expert opinion. *Sleep Breath.* 2015;19(4):1459-65.
55. Lobbezoo F, Aarab G, Wetselaar P, Hoekema A, de Lange J, de Vries N. A new definition of dental sleep medicine. *J Oral Rehabil.* 2016;43(10):786-90.

56. Manfredini D, Ahlberg J, Winocur E, Lobbezoo F. Management of sleep bruxism in adults: a qualitative systematic literature review. *J Oral Rehabil.* 2015;42(11):862-74.
57. Vakil N, van Zanten SV, Kahrilas P, Dent J, Jones R. The Montreal definition and classification of gastroesophageal reflux disease: a global evidence-based consensus. *Am J Gastroenterol.* 2006;101(8):1900-20; quiz 43.
58. Storr M, Meining A, Allescher HD. Pathophysiology and pharmacological treatment of gastroesophageal reflux disease. *Dig Dis.* 2000;18(2):93-102.
59. Ali T, Miner PB, Jr. New developments in gastroesophageal reflux disease diagnosis and therapy. *Curr Opin Gastroenterol.* 2008;24(4):502-8.
60. Stanghellini V. Relationship between upper gastrointestinal symptoms and lifestyle, psychosocial factors and comorbidity in the general population: results from the Domestic/International Gastroenterology Surveillance Study (DIGEST). *Scand J Gastroenterol Suppl.* 1999;231:29-37.
61. Dent J, El-Serag HB, Wallander MA, Johansson S. Epidemiology of gastroesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut.* 2005;54(5):710-7.
62. Moraes-Filho JP. Gastroesophageal reflux disease: prevalence and management in Brazil. *Best Pract Res Clin Gastroenterol.* 2004;18 Suppl:23-6.
63. Cicala M, Emerenziani S, Caviglia R, Guarino MP, Vavassori P, Ribolsi M, et al. Intra-oesophageal distribution and perception of acid reflux in patients with non-erosive gastro-oesophageal reflux disease. *Aliment Pharmacol Ther.* 2003;18(6):605-13.
64. Klauser AG, Schindlbeck NE, Müller-Lissner SA. Symptoms in gastroesophageal reflux disease. *Lancet.* 1990;335(8683):205-8.
65. Chen JW, Vela MF, Peterson KA, Carlson DA. AGA Clinical Practice Update on the Diagnosis and Management of Extraesophageal Gastroesophageal Reflux Disease: Expert Review. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2023;21(6):1414-21.e3.
66. Bolier EA, Kessing BF, Smout AJ, Bredenoord AJ. Systematic review: questionnaires for assessment of gastroesophageal reflux disease. *Dis Esophagus.* 2015;28(2):105-20.

67. Hesselbacher S, Subramanian S, Rao S, Casturi L, Surani S. Self-reported sleep bruxism and nocturnal gastroesophageal reflux disease in patients with obstructive sleep apnea: relationship to gender and ethnicity. *Open Respir Med J*. 2014;8:34-40.
68. Miyawaki S, Tanimoto Y, Araki Y, Katayama A, Fujii A, Takano-Yamamoto T. Association between nocturnal bruxism and gastroesophageal reflux. *Sleep*. 2003;26(7):888-92.
69. Ohmure H, Sakoguchi Y, Nagayama K, Numata M, Tsubouchi H, Miyawaki S. Influence of experimental oesophageal acidification on masseter muscle activity, cervicofacial behaviour and autonomic nervous activity in wakefulness. *J Oral Rehabil*. 2014;41(6):423-31.
70. Gholampour S, Gholampour H, Khanmohammadi H. Finite element analysis of occlusal splint therapy in patients with bruxism. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):205.
71. Wieckiewicz M, Boening K, Wiland P, Shiau YY, Paradowska-Stolarz A. Reported concepts for the treatment modalities and pain management of temporomandibular disorders. *J Headache Pain*. 2015;16:106.
72. Ozkir SE, Yilmaz B, Unal SM, Culhaoglu A, Kurkcuoglu I. Effect of heat polymerization conditions and microwave on the flexural strength of polymethyl methacrylate. *Eur J Dent*. 2018;12(1):116-9.
73. Dedem P, Türp JC. Digital Michigan splint - from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *Int J Comput Dent*. 2016;19(1):63-76.
74. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5):650-8.
75. Lee SY, Lai YL, Hsu TS. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *Eur J Oral Sci*. 2002;110(2):179-83.
76. Chee WW, Donovan TE, Daftary F, Siu TM. The effect of vacuum-mixed autopolymerizing acrylic resins on porosity and transverse strength. *J Prosthet Dent*. 1988;60(4):517-9.
77. Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):522-4.

78. Vallittu PK. Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):208-12.
79. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):281-5.
80. Doğan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent.* 1995;23(5):313-8.
81. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):485-91.
82. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;115:104270.
83. Wu T, Hu W, Guo L, Finnegan M, Bradshaw DJ, Webster P, et al. Development of a new model system to study microbial colonization on dentures. *J Prosthodont.* 2013;22(5):344-50.
84. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, et al. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci.* 2010;52(4):577-81.
85. Casey J, Dunn WJ, Wright E. In vitro wear of various orthotic device materials. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):498-502.
86. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
87. Perea-Lowery L, Minja IK, Lassila L, Ramakrishnaiah R, Vallittu PK. Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2021;125(1):175-81.
88. Algabri R, Alqutaibi A, Abo-Alrejal H, Adashi O, Fadag A, Elkhadem A, et al. Effect of computer-aided design/computer-assisted manufacture versus conventional occlusal splints on the management of temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research.* 2017;3:1-9.

89. Waldecker M, Leckel M, Rammelsberg P, Bömicke W. Fully digital fabrication of an occlusal device using an intraoral scanner and 3D printing: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):576-80.
90. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2019;28(4):452-7.
91. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent.* 2016;115(5):617-23.
92. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020;108(2):240-50.
93. Shbanah M, Jordanov M, Nyikes Z, Tóth L, Kovács TA. The Effect of Heat Treatment on a 3D-Printed PLA Polymer's Mechanical Properties. *Polymers (Basel).* 2023;15(6).
94. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers V, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):218-26.
95. Alifui-Segbaya F. Biomedical photopolymers in 3D printing. *Rapid Prototyping Journal.* 2020;26:437-44.
96. Unkovskiy A, Bui PH-B, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials.* 2018;34(12):e324-e33.
97. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2019;28(2):146-58.
98. Barbosa GAS. Dispositivos oclusas pelo fluxo digital: passo a passo clínico e laboratorial. 1, editor. São Paulo: Santos Publicações; 2022.
99. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent.* 2021;109:103630.

100. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. *Materials (Basel)*. 2019;12(12).
101. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2018;16(3):151-60.
102. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):701-10.
103. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel)*. 2020;12(11).
104. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int*. 2022;2022:8353137.
105. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater*. 2017;33(8):880-94.
106. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):955-9.
107. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater*. 1999;15(2):79-86.
108. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent*. 2010;38(3):182-90.
109. Paepegaey AM, Barker ML, Bartlett DW, Mistry M, West NX, Hellin N, et al. Measuring enamel erosion: a comparative study of contact profilometry, non-contact profilometry and confocal laser scanning microscopy. *Dent Mater*. 2013;29(12):1265-72.
110. Heurich E, Beyer M, Jandt KD, Reichert J, Herold V, Schnabelrauch M, et al. Quantification of dental erosion--a comparison of stylus profilometry and confocal laser scanning microscopy (CLSM). *Dent Mater*. 2010;26(4):326-36.

111. Cortés-Sandoval G, Martínez-Castañón GA, Patiño-Marín N, Martínez-Rodríguez PR, Loyola-Rodríguez JP. Surface roughness and hardness evaluation of some base metal alloys and denture base acrylics used for oral rehabilitation. *Materials Letters*. 2015;144:100-5.
112. Gungor H, Gundogdu M, Yesil Duymus Z. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1271-7.
113. Spartalis GK, Cappelletti LK, Schoeffel AC, Michél MD, Pegoraro TA, Arrais CA, et al. Effect of conventional water-bath and experimental microwave polymerization cycles on the flexural properties of denture base acrylic resins. *Dent Mater J*. 2015;34(5):623-8.
114. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont*. 2012;21(3):173-6.
115. Turssi CP, Hara AT, de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues AL, Jr. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;65(2):227-32.
116. Harryparsad A, Dullabh H, Sykes L, Herbst D. The effects of hydrochloric acid on all-ceramic restorative materials: an in-vitro study. *Sadj*. 2014;69(3):106-11.

CAPÍTULO 2 - AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE E MICRODUREZA DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA CONFEÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS SOB EFEITO DE PH ÁCIDO

Resumo

Declaração do problema: Dentre os problemas relacionados ao sono e estilo de vida, podemos citar o bruxismo, a disfunção temporomandibular e o distúrbio do refluxo gastroesofágico, que podem ocorrer em conjunto em um mesmo indivíduo. O ácido gástrico tem um pH extremamente baixo e um alto potencial de dano corrosivo. As placas oclusais são uma forma de tratamento reversível, atraumático e conservador das disfunções temporomandibulares, além de protegerem a dentição em episódios de bruxismo do sono. Esses dispositivos podem ser confeccionados de diversos materiais, tanto pelo fluxo analógico quanto pelo digital. O conhecimento de como as resinas para confecção das placas oclusais se comportam quando submetidas à pH extremamente ácido ainda é escasso e pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes materiais em pacientes com diagnóstico de distúrbio do refluxo gastroesofágico associado a outras patologias que necessitam de abordagem com placa oclusal. **Objetivo:** analisar a microdureza e a rugosidade superficial de materiais resinosos utilizados para confecção de placas oclusais sob efeito erosivo do ácido clorídrico. **Materiais e métodos:** 60 amostras de 10x20x3mm foram confeccionadas e divididas em 6 grupos (n=10) de acordo com o material utilizado para fabricação: resina autopolimerizável, resina termopolimerizável por energia de micro-ondas, resina termopolimerizável por banho de água quente, 2 marcas de resina para impressão e bloco de PMMA. Todas as amostras foram avaliadas quanto a rugosidade superficial e a microdureza Vickers em três tempos: T0 - inicial; T1 – após 45 horas de desafio erosivo (HCL pH=2); T2 – após 91 horas de desafio erosivo (HCL pH=2). Os dados obtidos foram submetidos ao teste ANOVA de medidas repetidas de dois fatores, seguidos do Teste Tukey com nível de significância de 5%. **Resultados:** Para microdureza superficial, o grupo termopolimerizável por água quente apresentou diferença estatística após a imersão em HCl em relação aos valores iniciais, demonstrando maiores valores após imersão (WB: 17,46kgf/mm² para 19,744kgf/mm²). Analisando a rugosidade superficial final, apenas um grupo impresso apresentou aumento (P2: 0,17µm para 0,47µm). O grupo bloco de PMMA não demonstrou diferenças e os demais materiais testados diminuíram sua rugosidade superficial (SC: 0,60µm para 0,33µm; ME: 0,52µm para 0,27µm; WB: 0,36µm para 0,19µm; P1: 0,41µm para 0,32µm). **Conclusão:** O desafio erosivo não influenciou negativamente na microdureza superficial dos materiais testados. Ocorreu um polimento químico na superfície da maioria dos grupos avaliados. Mais estudos e informações são necessários em relação a composição das resinas para impressão de placas oclusais.

Implicações clínicas: Os materiais usados na confecção de dispositivos oclusais em contato com o meio ácido da cavidade oral de pacientes com distúrbio do refluxo gastroesofágico parecem não sofrer influência na deformação superficial. Foi observado um polimento químico na maioria dos materiais testados, provocado pelo contato com o ácido.

2.1 INTRODUÇÃO

A população atual está cada vez mais sendo acometida por problemas relacionados ao sono e ao estilo de vida e por transtornos mentais (1) como dores orofaciais, distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), distúrbios respiratórios relacionados ao sono (ronco e apneia obstrutiva do sono - SAOS), bruxismo, ansiedade e depressão (2, 3). Estudos mostram que os indivíduos costumam apresentar uma associação entre estas patologias (4-6).

As placas oclusais são artefatos que auxiliam no tratamento das disfunções temporomandibulares, além de proteger a dentição em episódios de bruxismo do sono (7, 8). O material mais utilizado para confecção destes dispositivos é a resina acrílica à base de polimetilmetacrilato (PMMA) (9). Hoje em dia esses aparelhos podem ser confeccionados também pelo fluxo de trabalho digital, aplicando métodos CAD/CAM de manufatura subtrativa (fresados) ou aditiva (impressos) (10, 11).

O ácido gástrico ganha acesso à cavidade oral por meio de vômitos ou regurgitação, provenientes de várias condições entre elas a doença do refluxo gastroesofágico (DRGE). Ele tem um pH extremamente baixo, portanto, o potencial de dano corrosivo é alto. (12-14) A presença de ácidos corrosivos na cavidade oral produz diversos efeitos, tanto nos substratos dentais (15), quanto nos materiais odontológicos presentes na cavidade oral (16), como restaurações e placas oclusais.

Embora os materiais resinosos para confecção da placa tenham boa durabilidade química, a composição destes pode ser afetada pelo pH, pelo tempo de exposição e pela temperatura do meio corrosivo. Forças mecânicas e ataque químico

podem vir a causar degradação da placa oclusal, tanto micro quanto macroscopicamente.

Ainda não existe um método de simulação de ácido gástrico em estudos *in vitro* para replicar a situação clínica de pacientes com DGRE. Harryparsad et al relataram que o tempo médio diário de exposição dos dentes ao ácido gástrico em um paciente com bulimia é de 15 minutos. Isso significa que a imersão em HCl (pH=2) por 45 horas e 91 horas representa a exposição ao ácido gástrico em um paciente com bulimia por 6 meses e 12 meses (17).

O conhecimento de como as resinas para placa oclusal se comportam quando submetidas à pH extremamente ácido pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes materiais para pacientes com diagnóstico de distúrbio do refluxo gastroesofágico associado à patologias que necessitam de tratamento com placa oclusal. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito erosivo do ácido clorídrico na microdureza e na rugosidade superficial de materiais resinosos utilizados para confecção de placas oclusais. A hipótese nula era que os materiais avaliados teriam microdureza e rugosidade superficial semelhantes, antes e após a exposição ao ácido.

2.2 METODOLOGIA

Cinco tipos diferentes de materiais de resina foram avaliados neste estudo, com seis grupos diferentes. A tabela 1 informa o tipo de material e a sigla denominada para cada grupo. Informações detalhadas sobre tipo, fabricante e composição básica dos materiais testados são apresentadas na tabela em anexo (página 78).

Quadro 1 - Sigla e tipo de material em relação aos grupos testados nesta pesquisa

SC	Resina acrílica autopolimerizável
ME	Resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas
WB	Resina acrílica termopolimerizável por banho de água quente
P1	Resina impressa 1
P2	Resina impressa 2
M	Bloco de polimetilmetacrilato polimerizado para manufatura CAD/CAM

Foram fabricadas 60 amostras de resina de dimensão 10x20x3 mm (± 0.2 mm) para testes de microdureza e rugosidade superficial. Os grupos, divididos entre os materiais avaliados (n=10 por grupo) foram avaliados em três tempos: T0 - inicial, T1 – após 45 horas de desafio erosivo e T2 – após 91 horas de desafio erosivo, conforme esquema da figura abaixo.

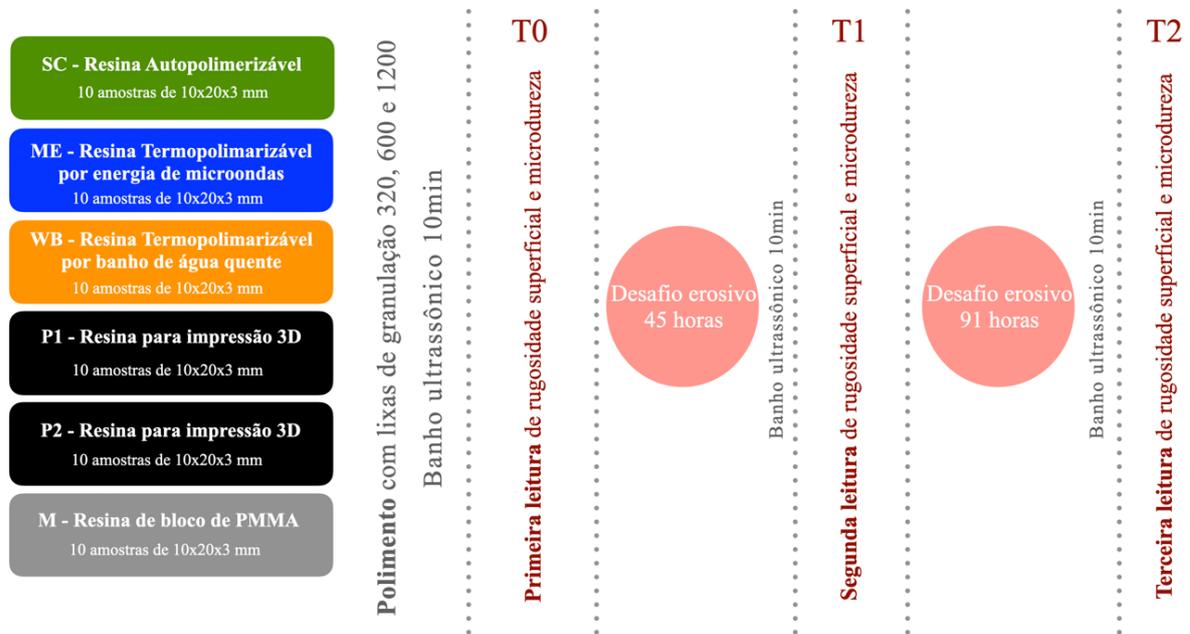


Figura 1 Delineamento experimental da pesquisa.

Para padronizar a confecção dos corpos de prova dos grupos SC, ME e WB, foram utilizadas matrizes de 10x20x3 mm feitas com resina para impressão odontológica (Smart Dent) em uma impressora 3D odontológica (Miicraft Ultra Series, Smart Dent, São Carlos, Brasil). Com o auxílio destas matrizes, foram confeccionados moldes de silicone de condensação laboratorial (Reflex LAB, Yller Biomateriais, Pelotas, Brasil). Estes foram inclusos em muflas de microondas 3 em 1 (Nova OGP, Bragança Paulista, SP, Brasil) utilizando gesso especial tipo IV (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil). Após a cristalização do gesso, as muflas foram abertas, as matrizes impressas de resina retiradas de dentro dos moldes de silicone de condensação e o mesmo foi preenchido com as resinas do SC, ME e WB, manipuladas conforme as recomendações dos fabricantes.

No grupo SC (Resina acrílica autopolimerizável JET) a resina acrílica foi adaptada sobre o molde de silicone no interior da mufla, que em seguida foi fechada

e levada para o interior de uma panela eliminadora de bolhas (Essence dental, Araraquara, Brasil) por 20 minutos com pressão de 20 libras de ar comprimido.

No grupo ME (Resina acrílica termopolimerizável Vipi Wave), o material foi inserido no molde na mufla, que foi fechada e levada sob uma prensa hidráulica (Protécni, Araraquara, SP, Brasil). Ao atingir 1 tonelada de pressão, a mufla foi parafusada e mantida sob a prensa por 15 minutos. O conjunto foi levado a polimerização em um forno de micro-ondas (CMS45, Consul, São Bernardo do Campo, São Paulo) de 900W de potência durante 20 minutos com 20% da potência e durante 5 minutos com 60% da potência.

No grupo WB (Resina acrílica termopolimerizável clássico), o material foi inserido no molde na mufla, que foi fechada e levada sob uma prensa hidráulica (Protécni, Araraquara, SP, Brasil). Ao atingir 1 tonelada de pressão, a mufla foi parafusada e mantida sob a prensa por 30 minutos. O material foi polimerizado por banho de água quente a 70°C durante 30 minutos e a 100°C durante 1 hora e 30 minutos.

Para os grupos P1, P2 e M um projeto virtual no formato .stl foi realizado em software específico (Exocad, Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha), de acordo com o tamanho das amostras utilizadas na pesquisa.

Esse arquivo foi exportado para um software de fatiamento Photon Workshop (V2.1.29.RC12, Shenzhen AnyCubic Technology, China) para impressão das amostras do P1 e P2, feita com auxílio de uma impressora 3D odontológica (Anycubic MONO 4K, Anycubic, Estados Unidos) em angulação 45 graus na direção do longo eixo do bloco de amostra (18) e uma espessura da camada de 50 micrômetros (19). Foi utilizado aparelho de função dual (Wash & Cure 2.0, Anycubic Technology, Shenzhen, China), para limpeza das amostras. Inicialmente as amostras foram colocadas imersas em álcool isopropílico 90% por 1 minuto, seguidas de banho com o álcool em movimento por 5 minutos para retirar a resina da superfície e secar totalmente. Na pós-cura, o material foi colocado por 20 minutos em luz ultravioleta no mesmo aparelho de pós-polimerização com comprimento de onda UV de 385nm (20).

O bloco de PMMA foi cortado a laser (Laser Cutting Machine KM-5030D, Renyi Catings, Ningbo city, China) sob refrigeração de ar para confecção das amostras do grupo M a partir do projeto virtual.stl com as mesmas dimensões dos outros corpos de prova previamente citados.

A fim de minimizar possíveis divergências entre os resultados, todas as amostras foram submetidas a padronização dos tamanhos e remoção dos excessos com auxílio de broca de tungstênio “minicut” (Modelo XXRD107, Thihawk, Nova York, EUA) e polimento para padronização da superfície com lixas de carvão de silício na sequência de granulação 320, 600 e 1200 em Politriz (Teclago, São Paulo, Brasil), com irrigação constante e velocidade de 204rpm, por 60 segundos em cada lixa.

Após o polimento, todas as amostras foram lavadas em cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, Gnatus, São Paulo, Brasil) com água destilada por 10min para limpeza da superfície e armazenadas por 24 horas em água destilada em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37 °C.

Valores de microdureza Vickers foram determinados utilizando um aparelho microdurômetro (FM-700, Future Tech Corp, Tokyo, Japão) com 50gF de carga por 30 segundos (21). Os corpos-de-prova retificados planos foram carregados verticalmente com um indentador em forma de pirâmide de diamante e ângulo de cone de 136° e, posteriormente, medida a profundidade de penetração. As diagonais da indentação foram medidas, em micrómetros a uma ampliação de x20, o valor médio das diagonais de indentação foi determinado e a dureza Vickers calculada. Aleatoriamente foi realizada a leitura no centro do espécime, e duas leituras paralelas, à direita e à esquerda desse centro. A média da microdureza por espécime foi calculada após essas três leituras.

A rugosidade de superfície (R_a , mensurada em μm) foi determinada por meio de um microscópio confocal a laser (LEXT OLS 4000, Olympus, Tóquio, Japão) para evitar danos à superfície, com cinco leituras em cada amostra: superior esquerda, inferior esquerda, central, superior direita, inferior direita. A média do valor da rugosidade de cada amostra foi calculada após essas cinco leituras, de acordo com a ISO 4287.

As imagens referentes ao protocolo de confecção, polimento e armazenamento das amostras, bem como as máquinas utilizadas para os testes estão em anexo (página 80).

Para realizar a exposição ao pH ácido os espécimes ficaram completamente imersos em recipientes preenchidos com ácido clorídrico manipulado em laboratório (pH=2) e mantidos em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a $37\pm 1^\circ\text{C}$ por 45 e 91

horas, respectivamente. A diluição foi feita em um balão com 400 microlitros de HCL concentrado (>37%) diluídos em 500mL de água destilada.

O programa Statistical Package for the Social Sciences 26 (IBM SPSS) foi utilizado para avaliação estatística dos resultados do estudo. Para todos os testes, a distribuição normal dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) medidas repetidas dois fatores (tipo de resina e tempo) seguido do teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

2.3 RESULTADOS

As tabelas abaixo demonstram os resultados do teste ANOVA de medidas repetidas de dois fatores de análise do tempo de imersão em HCL na microdureza superficial dos grupos analisados (Tabela 2) e na rugosidade superficial (Tabela 3). Os resultados do Teste de Tukey para microdureza superficial rugosidade superficial estão representados na Tabela 4.

Após realização do teste de Tukey, para o teste de microdureza superficial notamos que houve diferença estatística entre as resinas antes da imersão em HCL, sendo que M e WB apresentaram os maiores valores, e o grupo P1 apresentou menores valores. Quando avaliamos o desafio erosivo, apenas o grupo WB apresentou aumento estatisticamente significativo da microdureza superficial, sendo que esse mesmo grupo, ao final do desafio erosivo, apresentou maiores valores quando comparado aos outros grupos (tabela 4).

Após realização do teste de Tukey, para o teste de rugosidade superficial notamos que houve diferença estatística entre as resinas antes da imersão em HCL, sendo que SC apresentou os maiores valores e P2 apresentou os menores valores. Quando avaliamos o desafio erosivo, apenas o grupo P2 apresentou aumento estatisticamente significativo da rugosidade superficial. O grupo M não alterou sua rugosidade quando comparado com o tempo inicial. Os demais grupos, SC, ME, WB e P1 diminuíram, de forma estatisticamente significativa, sua rugosidade superficial (tabela 4).

As imagens da superfície de cada grupo geradas pelo aparelho confocal, antes e após a imersão estão apresentadas nas figuras 2, 3, 4, 5, 6 e 7 abaixo. Após análise das imagens obtidas por microscópio confocal, observamos semelhantes morfologias de superfície dentro de cada grupo, mesmo nos diferentes tempos. Isso é representado por uma imagem por tempo para cada grupo.

Tabela 2 - Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tempo de imersão em HCL na microdureza superficial dos grupos analisados.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de resinas	1909.520	5	381.904	56.080	<0.001*
Entre amostras	367.741	54	6.810		
Tempo	11.701	2	5.851	1.642	0.198
Tipo de resina x Tempo	54.082	10	5.408	1.518	0.143
Intra amostras	384.817	108	3.563		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 3 - Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores de análise do tempo de imersão em HCL na rugosidade superficial dos grupos analisados.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Tipo de resinas	1.203	5	0.241	17.722	<0.001*
Entre amostras	0.733	54	0.014		
Tempo	0.237	2	0.119	50.151	<0.001*
Tipo de resina x Tempo	1.229	10	0.123	52.019	<0.001*
Intra amostras	0.255	108	0.002		

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 4 - Teste de Tukey para os testes de microdureza superficial e rugosidade superficial.

Testes	Tipos de resina	Tempo de imersão em HCL		
		T0 - inicial	T1 – 45 horas	T2 – 92 horas
Vickers hardness (kgf/mm ²)	SC	14.85 (2.87) Aa	14.80 (1.87) Aa	13.95 (2.13) Aa
	ME	13.00 (2.61) ADa	14.23 (3.51) ADa	13.30 (1.09) Aa
	WB	17.46 (2.81) Ba	19.93 (3.29) Bb	19.74 (2.99) Bb
	P1	10.18 (0.84) Ca	9.46 (0.64) Ca	9.29 (0.55) Ca
	P2	11.66 (1.96) CDa	12.37 (1.55) Da	11.74 (1.51) Da
	M	18.53 (2.24) Ba	17.96 (1.88) Ba	17.33 (0.70) Ea
Surface roughness (µm)	SC	0.60 (0.04) Aa	0.52 (0.07) Ab	0.33 (0.10) Ac
	ME	0.52 (0.04) Ba	0.47 (0.08) Ab	0.27 (0.07) Ac
	WB	0.36 (0.02) Ca	0.22 (0.05) Bb	0.19 (0.02) Bb
	P1	0.41 (0.09) CEa	0.35 (0.07) Cb	0.32 (0.04) Ab
	P2	0.17 (0.02) Da	0.28 (0.03) BCb	0.47 (0.02) Cc
	M	0.46 (0.14) BEa	0.50 (0.13) Ab	0.42 (0.12) Ca

Valores de média são representados com as respectivas unidades de medida de cada teste e desvio padrão representado em parênteses após as médias. Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

SC - Resina Acrílica Autopolimerizável

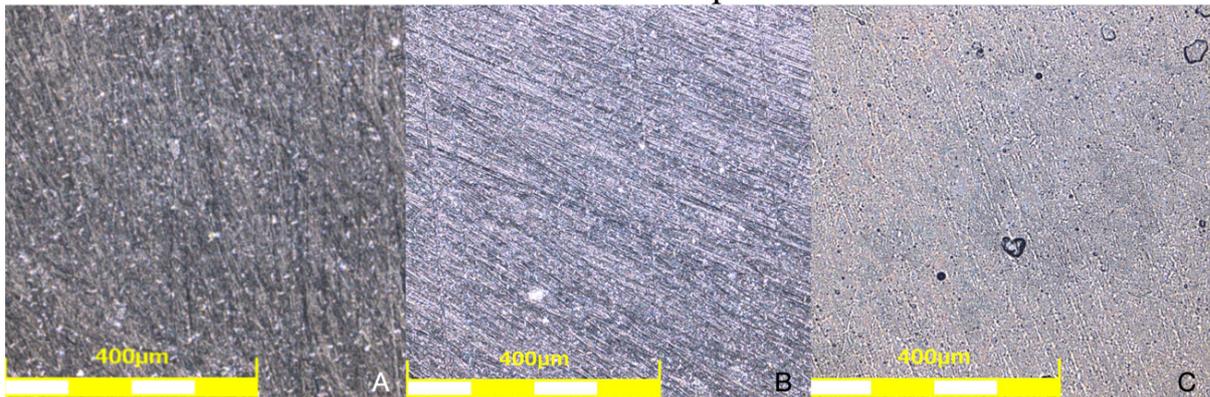


Figura 2 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo SC: Resina acrílica autopolimerizável. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

ME - Resina Acrílica Termopolimerizável por Micro-ondas

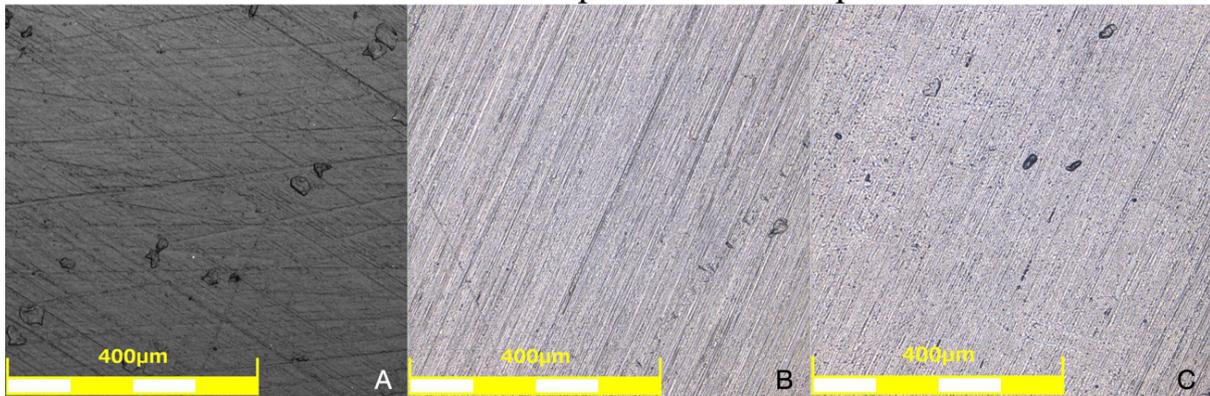


Figura 3 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo ME: Resina acrílica termopolimerizável por micro-ondas. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

WB - Resina Acrílica Termopolimerizável por Água quente

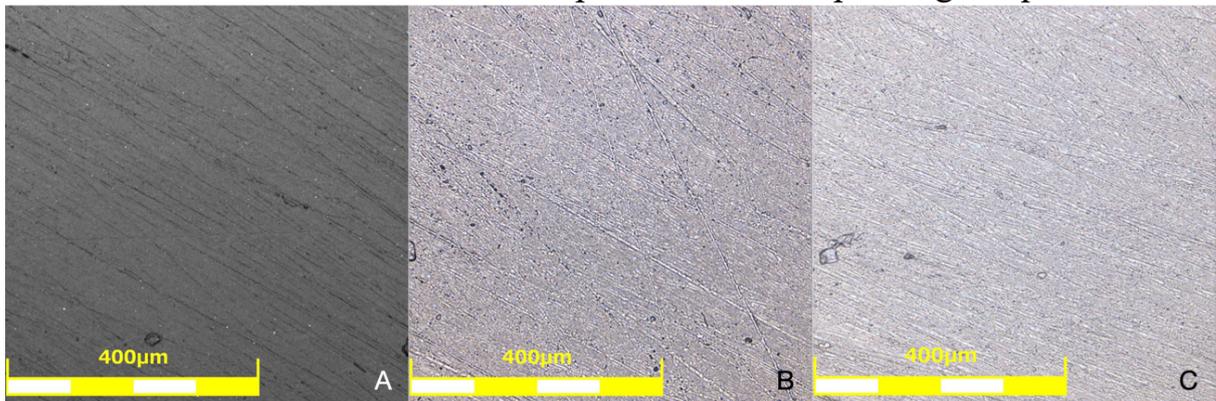


Figura 4 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo WB: Resina acrílica termopolimerizável por água quente. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

P1 - Resina Impressa SmartDent

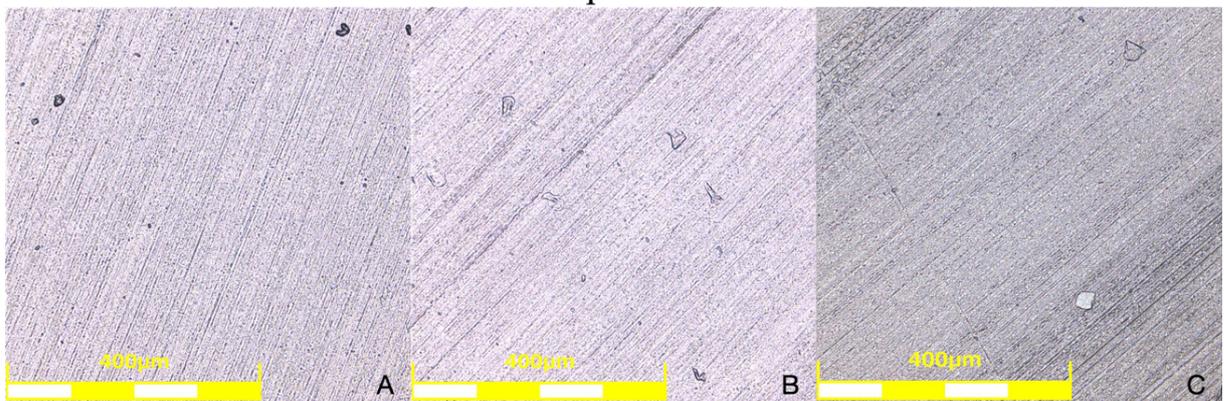


Figura 5 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo P1: Resina impressa smartdent. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

P2 - Resina Impressa Makertech

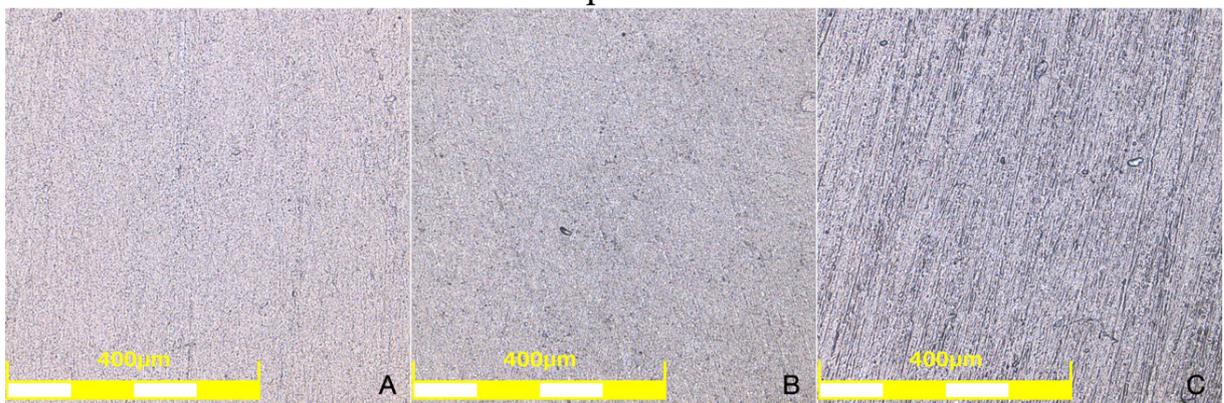


Figura 6 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo P2: Resina impressa makertech. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

M - Bloco PMMA

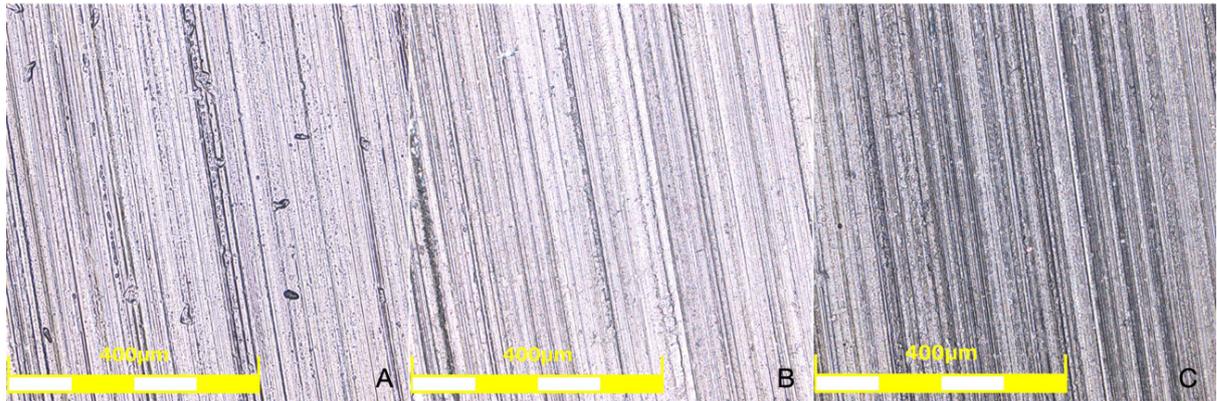


Figura 7 Imagens obtidas após a leitura da rugosidade superficial por microscópio confocal. Grupo M: Bloco PMMA. A- T0 (inicial); B- T1 (45 horas de imersão em HCl); C- T2 (91 horas de imersão em HCl).

2.4 DISCUSSÃO

A hipótese de que os grupos de materiais avaliados teriam propriedades semelhantes, antes e após o desafio erosivo foi rejeitada. No tempo inicial e após o desafio erosivo as propriedades mecânicas de alguns materiais avaliados diferiram.

Até onde sabemos este é o primeiro estudo que avaliou o desafio erosivo em vários tipos de materiais utilizados para confeccionar placas oclusais, então a comparação foi realizada parcialmente com a literatura devido a dados limitados e falta de padronização de alguns protocolos entre os estudos existentes.

O grupo M e o grupo WB apresentaram os maiores valores de microdureza no tempo inicial. Estes resultados foram condizentes com o estudo de Gibreel et al., que concluiu que as características mecânicas dos materiais fresados CAD-CAM avaliados não eram tipicamente superiores às da resina acrílica termopolimerizada convencional (22). Os resultados deste estudo corroboram com os encontrados por Braun, que observou que após polimento mecânico, o material termopolimerizado por água quente se apresentou mais duro que o autopolimerizado (23).

O grupo P1 apresentou os menores valores de dureza no tempo inicial. Estes dados corroboram com a pesquisa de Prpic et al., que testaram a dureza superficial de materiais usados para dispositivos oclusais a base de PMMA e de resina impressa, concluindo que a resina para impressão tem resultados inferiores ao PMMA (24).

Outro estudo encontrou resultados semelhantes, relatando que as resinas impressas testadas tinham valores de dureza mais baixos do que o grupo bloco PMMA e resina acrílica convencional (25).

A recomendação de armazenamento de aparelhos dentários removíveis de acrílico termopolimerizável em água é comum, no intuito de proporcionar equilíbrio hídrico e estabilidade dimensional, pois a sorção de água durante os primeiros três meses de uso clínico compensa o encolhimento do material, contribuindo para a dureza destes materiais (23). No entanto, ainda não há diretrizes claras sobre como armazenar materiais impressos em 3D e essa área precisa de mais pesquisas, sendo necessário verificar se as mesmas devem ficar em ambientes secos ou úmidos e a influência desses meios nas propriedades mecânicas, estabilidade de cor e dimensional.

É sabido que os materiais impressos tem uma maior capacidade de absorção de água após sua fabricação (11), justificada pelos vazios microscópicos entre as camadas de resina após serem impressas e polimerizadas (18). Esse fato pode ter contribuído para uma menor dureza do grupo impresso, que foi testado após o armazenamento em água destilada (7) e imersão em HCl para desafio erosivo.

O ácido não afetou negativamente a dureza das resinas de nenhum grupo testado. Nem o polimento químico que ocorreu em alguns grupos, nem o aumento da rugosidade de outros causado pelo contato com o ácido, foi suficiente para influenciar na microdureza superficial dos grupos testados.

A sequência de polimento das amostras foi padronizada entre todos os grupos. Granulações de lixa de polimento 320, 600 e 1200 foram usadas para dar acabamento às amostras neste estudo. Apenas o grupo P2 demonstrou valores de Ra inferiores a 0,2 μm , analisando somente o tempo inicial. Porém, isso não acarreta necessariamente em resultados negativos para os outros grupos. Quando higienizadas corretamente, acreditamos que esse valor inferior a 0,2 μm pode não ter significância clínica se tratando das placas oclusais.

No que diz respeito as placas oclusais, principalmente aos materiais CAD/CAM para manufatura aditiva, ainda não existe um protocolo de acabamento e polimento padrão (22). Uma variedade de abordagens foi relatada para melhor polimento dos aparelhos de resina, como rodas de polimento, cones de feltro e pasta de pedrapomes e água (26). Pincéis macios com pó de giz também podem ser usados (27).

Essas divergências acabam por variar os resultados da rugosidade superficial de materiais resinosos encontrados na literatura.

Corroborando com isso, um estudo recente relatou a importância de mais pesquisas para demonstrar a possível relação entre a topografia da superfície e a tendência do material à fratura, já que as irregularidades da superfície podem se comportar como pontos de iniciação e propagação de trincas. (28)

Antes da imersão em HCl, o grupo SC demonstrou a maior rugosidade de superfície. É sugerido que a resina acrílica autopolimerizável é pior na análise de rugosidade superficial, se apresentando mais porosa e induzindo a uma maior formação de poros, porque esse material contém mais monômero residual (29). Comparações entre resinas polidas mecanicamente mostraram que materiais polimerizados por calor liberam menos monômero residual do que os autopolimerizados (30), o que pode ser explicado pelo alto grau de polimerização dos materiais acrílicos termopolimerizados (31). Corroborando com isso, os grupos ME, WB e M desta pesquisa, polimerizados por calor, apresentaram rugosidade mais baixa do que o grupo SC.

Após a imersão em ácido, observamos que nos grupos SC, ME, WB e P1 a rugosidade diminuiu. As bolhas, ranhuras e arranhões eram visíveis no tempo inicial, mas foram parcialmente eliminadas ou reduzidas após o desafio erosivo. A superfície do material de resina acrílica ficou mais lisa e regular, o que sugere que houve um polimento químico na superfície da placa provocado pelo ácido.

Após as 96 horas de desafio erosivo, o grupo P2 demonstrou um aumento da rugosidade superficial. A composição da resina para impressão pode ter influenciado nestes resultados. As informações do fabricante quanto a composição não são exatas, o que compromete a análise deste grupo.

O presente estudo avaliou a superfície dos dispositivos oclusais, mas não conseguiu avaliar a quantidade de desgaste após o desafio erosivo. A quantidade de monômero residual em cada grupo também não foi mensurada. Estudos adicionais são necessários para fornecer evidências fortes para os achados aqui encontrados.

As variações de resultados podem ser explicadas pelos diferentes tipos de materiais resinosos e processos de fabricação testados. Outros fatores como: imersão em água e sequência de polimento podem ter afetado os resultados.

Como já comentado anteriormente, a falta de padronização dos protocolos para basear testes mecânicos nos materiais de resina acrílica pode ser um empecilho na obtenção de resultados semelhantes. Portanto, é necessário que estas etapas de preparo das amostras e polimento, bem como da realização dos testes tenham um protocolo definido.

O real tempo de exposição de cada paciente ao ácido é individual e não passível de ser avaliado em um estudo in vitro. A capacidade tampão da saliva na cavidade oral, atuando na neutralização do ácido, também não foi considerada. Esses fatores podem interferir na rugosidade de cada dispositivo oclusal. Sendo assim, sugere-se novos estudos que sejam capazes de avaliar clinicamente as placas quando em contato com o meio ácido, categorizando o DGRE real de cada paciente, bem como novos testes para avaliar o bruxismo do sono associado ao refluxo.

2.5 CONCLUSÕES

Analisando os materiais testados e considerando as limitações do estudo foi possível concluir:

- O desafio erosivo não influenciou negativamente na microdureza superficial dos materiais resinosos para confecção de dispositivos oclusais;
- Ocorreu um polimento químico na superfície de todos os grupos testados, exceto para uma resina de impressão, influenciando no decréscimo da rugosidade superficial dos materiais;
- O grupo P2 (resina impressa MakerTech) demonstrou aumento da rugosidade superficial.

2.6 REFERÊNCIAS

1. Wetselaar P, Manfredini D, Ahlberg J, Johansson A, Aarab G, Papagianni CE, et al. Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. *J Oral Rehabil.* 2019;46(8):765-75.
2. Aarab G, Lobbezoo F. Dental Sleep Medicine redefined. *Sleep Breath.* 22. Germany2018. p. 1233.
3. Lobbezoo F, Aarab G. Increasing the Visibility of Dental Sleep Disorders. *J Clin Sleep Med.* 142018. p. 1827.
4. Bayar GR, Tutuncu R, Acikel C. Psychopathological profile of patients with different forms of bruxism. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):305-11.
5. Li Y, Fang M, Niu L, Fan Y, Liu Y, Long Y, et al. Associations among gastroesophageal reflux disease, mental disorders, sleep and chronic temporomandibular disorder: a case-control study. *Cmaj.* 2019;191(33):E909-e15.
6. Ohmure H, Oikawa K, Kanematsu K, Saito Y, Yamamoto T, Nagahama H, et al. Influence of experimental esophageal acidification on sleep bruxism: a randomized trial. *J Dent Res.* 2011;90(5):665-71.
7. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2021;125(5):817-23.
8. Candirli C, Korkmaz YT, Celikoglu M, Altintas SH, Coskun U, Memis S. Dentists' knowledge of occlusal splint therapy for bruxism and temporomandibular joint disorders. *Niger J Clin Pract.* 2016;19(4):496-501.
9. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjö C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2018;4(1):81-9.
10. Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4 Suppl):S130-5.
11. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2020;124(6):780-6.
12. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015;31(12):1445-52.
13. Cruz MEM, Simões R, Martins SB, Trindade FZ, Dovigo LN, Fonseca RG. Influence of simulated gastric juice on surface characteristics of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):483-90.
14. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont.* 2017;26(5):424-31.

15. Böhmer CJ, Klinkenberg-Knol EC, Niezen-de Boer MC, Meuwissen PR, Meuwissen SG. Dental erosions and gastro-oesophageal reflux disease in institutionalized intellectually disabled individuals. *Oral Dis.* 1997;3(4):272-5.
16. Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent.* 2019;122(6):567.e1-.e8.
17. Harryparsad A, Dullabh H, Sykes L, Herbst D. The effects of hydrochloric acid on all-ceramic restorative materials: an in-vitro study. *Sadj.* 2014;69(3):106-11.
18. Väyrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):811-7.
19. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2021;115:104254.
20. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;75:175-9.
21. Al-Dulajjan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials (Basel).* 2022;15(19).
22. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104813.
23. Braun KO, Mello JA, Rached RN, Del Bel Cury AA. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):91-8.
24. Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent.* 2019;121(6):955-9.
25. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater.* 2021;37(3):432-42.
26. Craig RG. *Dental materials : properties and manipulation.* O'brien WJ, Powers JM, editors: The C. V. Mosby Company.
27. Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):107-12.

28. Guimaraes DM, Campaner M, Santos RWD, Pesqueira AA, Medeiros RA. Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints. *Braz Oral Res.* 2023;37:e034.
29. Bates JF, Stafford GD, Huggett R, Handley RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent.* 1977;5(3):177-89.
30. Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dent Mater.* 1985;1(4):135-8.
31. von Fraunhofer JA, Suchatlampong C. The surface characteristics of denture base polymers. *J Dent.* 1975;3(3):105-9.

CAPÍTULO 3 - AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA CONFEÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS SOB EFEITO DE PH ÁCIDO

Resumo

Declaração do problema: Dores orofaciais, distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), distúrbios respiratórios, bruxismo, ansiedade e depressão são problemas associados ao estilo de vida da população atual. Estas patologias tendem a se associar e podem estar presentes em um mesmo indivíduo. A abordagem com as placas é indicada no tratamento conservador das disfunções temporomandibulares e para proteção da dentição em episódios de bruxismo do sono. Esses dispositivos podem ser confeccionados de diversos materiais, tanto pelo fluxo analógico quanto pelo digital. O conhecimento de como as resinas para confecção das placas oclusais se comportam quando em contato com pH ácido pode auxiliar na seleção destes materiais em pacientes com diagnóstico de distúrbio do refluxo gastroesofágico associado a outras patologias que necessitam de abordagem com placa oclusal. **Objetivo:** analisar o efeito corrosivo do ácido clorídrico na resistência flexural e no módulo de elasticidade de materiais utilizados para confecção de placas oclusais. **Materiais e métodos:** 180 amostras retangulares de 64x10x3,3mm foram confeccionadas e divididas em 6 grupos (n=10 por grupo) de acordo com o material utilizado para fabricação: resina autopolimerizável, resina termopolimerizável por energia de micro-ondas, resina termopolimerizável por banho de água quente, 2 marcas de resina para impressão e bloco de PMMA. Todas as amostras foram avaliadas em três tempos: T0 - inicial; T1 – após 45 horas de desafio erosivo (HCL pH=2); T2 – após 91 horas de desafio erosivo (HCL pH=2). Os grupos foram avaliados quanto a resistência flexural e ao módulo de elasticidade. Os dados obtidos foram submetidos ao teste ANOVA de dois fatores, seguidos do Teste Tukey com nível de significância de 5%. **Resultados:** Para resistência flexural, os grupos resina termopolimerizável por energia de micro-ondas e bloco de PMMA diminuíram seus

valores (ME: 81,3MPa para 61,4MPa; M: 103,6MPa para 80,5MPa). Os demais grupos não demonstraram diferença estatística ao final da imersão em HCL. Para o módulo de elasticidade, os grupos autopolimerizável, termopolimerizável por energia de micro-ondas e bloco de PMMA diminuíram seus valores (SC: 4,594 GPa para 3,6003 GPa; ME: 2,9441GPa para 2,0518GPa; M: 3,5433GPa para 2,2767GPa), enquanto os grupos termopolimerizável por banho de água quente e de impressão não demonstraram diferença estatística ao final do desafio erosivo. **Conclusão:** a resina acrílica termopolimerizável por água quente demonstrou propriedades interessantes, contudo novos testes devem ser realizados para melhor indicar o material de escolha para confeccionar placas oclusais em pacientes com DGRE.

Implicações clínicas: o conhecimento de como as resinas para confecção das placas oclusais se comportam quando submetidas à pH extremamente ácido, como o proveniente do ácido clorídrico pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes materiais. Os resultados sugerem que a resina acrílica termopolimerizável por água quente seja o material mais indicado para tratar pacientes com DGRE associado a patologias que necessitam do uso de placas oclusais como abordagem.

3.1 INTRODUÇÃO

Dores orofaciais, distúrbio do refluxo gastroesofágico (DRGE), distúrbios respiratórios relacionados ao sono (ronco e apneia obstrutiva do sono - SAOS), bruxismo, ansiedade e depressão são problemas associados ao estilo de vida e ao sono da população atual, (1-3) que costumam se apresentar em associação nos indivíduos (4-6). Por exemplo, a qualidade do sono está intimamente relacionada à DRGE (7, 8) e ao bruxismo (9). A manifestação da DRGE está associada a um aumento notável no risco de bruxismo do sono (10). O bruxismo do sono, os despertares noturnos, a atividade muscular involuntária e o bruxismo de vigília são potencializados com a acidificação do meio (1).

Em alguns casos de DTM e como forma de proteção dos dentes nos casos de bruxismo do sono é feita a indicação da placa oclusal (11-13). A confecção desse

dispositivo pode ser feita pelo fluxo de trabalho analógico ou digital, e diversos são os materiais que podem ser usados (14).

A acidificação do meio é um dos sintomas provocados pela doença do refluxo gastroesofágico (DRGE). O ácido gástrico apresenta alto potencial de dano corrosivo (15-17). Quando na cavidade oral, pode influenciar nos substratos dentais (18) e nos materiais odontológicos (19), como restaurações e placas oclusais.

Ainda não existe um método de simulação de ácido gástrico em estudos *in vitro* para replicar a situação clínica de pacientes com DGRE. Harryparsad et al relataram que o tempo médio diário de exposição dos dentes ao ácido gástrico em um paciente com bulimia é de 15 minutos. Isso significa que a imersão em HCl (pH=2) por 45 horas e 91 horas representa a exposição ao ácido gástrico em um paciente com bulimia por 6 meses e 12 meses. (20)

Ainda não existem estudos comparando o efeito erosivo na resistência flexural e módulo de elasticidade dos diferentes materiais utilizados para confecção das placas oclusais. Portanto, o objetivo deste trabalho foi analisar o efeito erosivo do ácido clorídrico na resistência flexural e módulo de elasticidade de materiais resinosos utilizados para confecção de placas oclusais. A hipótese nula era que os materiais avaliados teriam resultados semelhantes, antes e após a exposição ao ácido.

3.2 METODOLOGIA

Cinco tipos diferentes de materiais de resina foram avaliados neste estudo, divididos em seis grupos. A tabela 1 informa o tipo de material e a sigla denominada para cada grupo. Informações detalhadas sobre tipo, fabricante e composição básica dos materiais testados são apresentadas na tabela em anexo (página 78).

Quadro 1 - Sigla e tipo de material em relação aos grupos testados nesta pesquisa

SC	Resina acrílica autopolimerizável
ME	Resina acrílica termopolimerizável por energia de micro-ondas
WB	Resina acrílica termopolimerizável por banho de água quente
P1	Resina impressa 1
P2	Resina impressa 2

M	Bloco de polimetilmetacrilato polimerizado para manufatura CAD/CAM
---	--

De acordo com a ISO 20795-1, foram fabricadas 180 amostras de resina de dimensão 64x10x3.3 mm (± 0.2 mm) para teste de resistência flexural e módulo de elasticidade. Os grupos, divididos entre os materiais avaliados (n=10 por grupo) foram testados em três tempos: T0 - inicial, T1 – após 45 horas de desafio erosivo e T2 – após 91 de desafio erosivo, conforme esquema da figura abaixo.

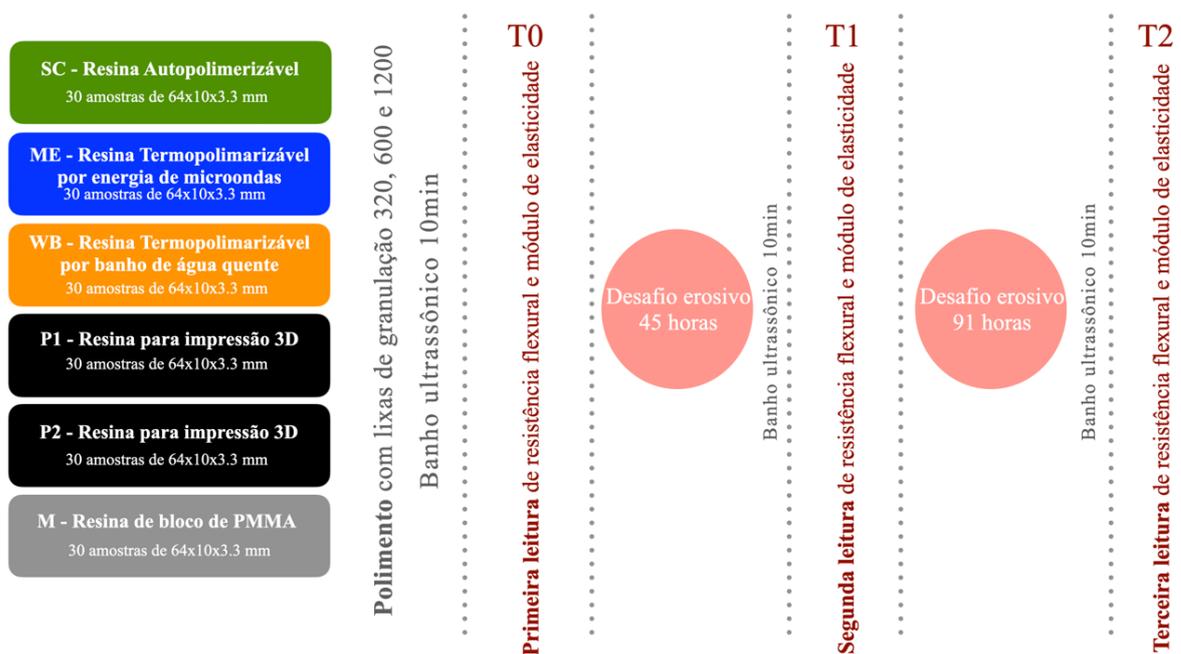


Figura 1 Delineamento experimental da pesquisa.

Para padronizar a confecção dos corpos de prova dos grupos SC, ME e WB, foram utilizadas matrizes de 64x10x3,3mm feitas com resina para impressão odontológica (Smart Dent) em uma impressora 3D odontológica (Miicraft Ultra Series, Smart Dent, São Carlos, Brasil). Com o auxílio destas matrizes, foram confeccionados moldes de silicone de condensação laboratorial (Reflex LAB, Yller Biomateriais, Pelotas, Brasil). Estes foram inclusos em muflas de microondas 3 em 1 (Nova OGP, Bragança Paulista, SP, Brasil) utilizando gesso especial tipo IV (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil). Após a cristalização do gesso, as muflas foram abertas, as matrizes impressas de resina retiradas de dentro dos moldes de silicone de condensação e o mesmo foi preenchido com as resinas dos grupos SC, ME e WB, manipuladas conforme as recomendações dos fabricantes.

No grupo SC (Resina acrílica autopolimerizável JET) a resina acrílica foi adaptada sobre o molde de silicone no interior da mufla, que em seguida foi fechada e levada para o interior de uma panela eliminadora de bolhas (Essence dental, Araraquara, Brasil) por 20 minutos com pressão de 20 libras de ar comprimido.

No grupo ME (Resina acrílica termopolimerizável Vipi Wave), o material foi inserido no molde na mufla, que foi fechada e levada sob uma prensa hidráulica (Protécni, Araraquara, SP, Brasil). Ao atingir 1 tonelada de pressão, a mufla foi parafusada e mantida sob a prensa por 15 minutos. O conjunto foi levado a polimerização em um forno de micro-ondas (CMS45, Consul, São Bernardo do Campo, São Paulo) de 900W de potência durante 20 minutos com 20% da potência e durante 5 minutos com 60% da potência.

No grupo WB (Resina acrílica termopolimerizável clássico), o material foi inserido no molde na mufla, que foi fechada e levada sob uma prensa hidráulica (Protécni, Araraquara, SP, Brasil). Ao atingir 1 tonelada de pressão, a mufla foi parafusada e mantida sob a prensa por 30 minutos. O material foi polimerizado por banho de água quente a 70°C durante 30 minutos e a 100°C durante 1 hora e 30 minutos.

Para os grupos P1, P2 e M um projeto virtual no formato .stl foi realizados em software específico (Exocad, Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha), de acordo com o tamanho das amostras utilizadas na pesquisa.

Esse arquivo foi exportado para um software de fatiamento Photon Workshop (V2.1.29.RC12, Shenzhen AnyCubic Technology, China) para impressão das amostras do P1 e P2, feita com auxílio de uma impressora 3D odontológica (Anycubic MONO 4K, Anycubic, Estados Unidos) em angulação 45 graus na direção do longo eixo do bloco de amostra (21) e uma espessura da camada de 50 micrómetros (22). Foi utilizado aparelho de função dual (Wash & Cure 2.0, Anycubic Technology, Shenzhen, China), para limpeza das amostras. Inicialmente as amostras foram colocadas paradas em álcool isopropílico 90% por 1 minuto, seguidas de banho com o álcool em movimento por 5 minutos para retirar a resina da superfície e secar totalmente. Na pós-cura, o material foi colocado por 20 minutos em luz ultravioleta no mesmo aparelho de pós-polimerização com comprimento de onda UV de 385nm (23).

O bloco de PMMA foi cortado a laser (Laser Cutting Machine KM-5030D, Renyi Catings, Ningbo city, China) sob refrigeração de ar para confecção das amostras do

grupo M a partir do projeto virtual.stl com as mesmas dimensões dos outros corpos de prova previamente citados.

A fim de minimizar possíveis divergências entre os resultados, todas as amostras foram submetidas a polimento para padronização da superfície com lixas de carbeto de silício na sequência de granulação 320, 600 e 1200 em Politriz (Teclago, São Paulo, Brasil), com irrigação constante e velocidade de 204rpm, por 60 segundos em cada lixa. Uma impressora odontológica (Miiicraft Ultra Series, Smart Dent, São Carlos, SP) foi usada para imprimir moldes em resina (SmartDent) para auxiliar no processo de padronização do tamanho e no polimento das amostras de ambos os testes, conforme imagens.

Após o polimento, todas as amostras foram lavadas em cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, Gnatus, São Paulo, Brasil) com água destilada por 10min para limpeza da superfície e armazenadas por 24 horas em água destilada em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37 °C.

O ensaio de resistência flexural por três pontos e o módulo de elasticidade dos corpos de prova foram testados em máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC 2000 DL, São José dos Pinhais, PR, Brasil). A porção móvel da máquina incidiu sua força perpendicularmente na região central dos corpos de prova até ocorrer fratura. O diâmetro dos suportes e do pistão foi de 2mm, como requerido pela ISO 4049, sendo todos eles cilíndricos e em contato com a amostra de forma longitudinal, perpendicular ao longo eixo da amostra. A distância entre os apoios foi de 50 mm. A velocidade utilizada foi de 5 mm/min e a carga registrada no momento da fratura foi considerada para o cálculo da resistência flexural. A resistência flexural foi calculada pela fórmula $\sigma = 3 Fl/2bh^2$, sendo σ a resistência flexural (MPa), F a carga máxima exercida sobre o corpo de prova (N), l a distância em milímetros entre os suportes (50 mm) e h a espessura do corpo de prova (3,3 mm). O módulo de elasticidade foi determinado pela seguinte fórmula $E = Fl/4bh^3d$, sendo E o módulo de elasticidade (MPa), F a carga máxima exercida sobre o corpo de prova (N), l a distância em milímetros entre os suportes (50 mm), d a deflexão (mm) e h a espessura do corpo de prova (3,3 mm).

As imagens referentes ao protocolo de confecção, polimento e armazenamento das amostras, bem como as máquinas utilizadas para os testes estão em anexo (página 80).

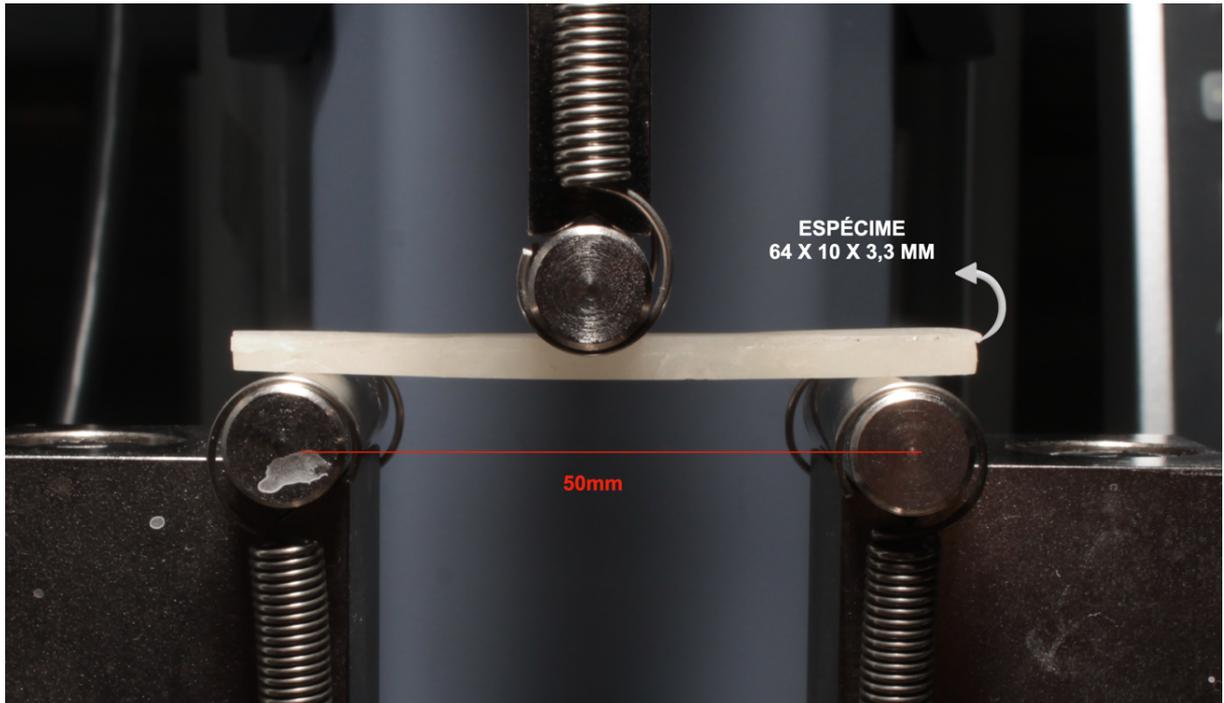


Figura 2 Fotografia do ensaio de resistência flexural por três pontos mostrando o corpo-de-prova centralizado (verde), em contato com as hastes paralelas entre si de um suporte metálico e aplicação da força por meio de uma célula de carga de 5000 N.

Para realizar a exposição ao pH ácido os espécimes ficaram completamente imersos em recipientes preenchidos com ácido clorídrico manipulado em laboratório (pH=2) e mantidos em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ por 45 e 91 horas, respectivamente (19, 20). A diluição foi feita em um balão com 400 microlitros de HCL concentrado (>37%) diluídos em 500mL de água destilada.

O programa Statistical Package for the Social Sciences 26 (IBM SPSS) foi utilizado para avaliação estatística dos resultados do estudo. Para todos os testes, a distribuição normal dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) de duas vias (tipo de resina e tempo), seguido do teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

3.3 RESULTADOS

As tabelas abaixo demonstram os resultados do teste ANOVA de dois fatores para cada tipo de resina e tempo de imersão em HCl na resistência flexural (Tabela

2) e módulo de elasticidade (Tabela 3) e do Teste de Tukey para resistência flexural e módulo de elasticidade (Tabela 4).

Para o teste de resistência flexural, após realização do teste de Tukey, notamos que houve diferença estatística entre as resinas antes da imersão em HCL, sendo que resina autopolimerizável (SC) e resina fresada (M) apresentaram os maiores valores, e a resina de impressão da marca Smartdent (P1) apresentou menores valores. Quando avaliamos o desafio erosivo, comparando o tempo inicial e o final, os grupos de resina termopolimerizável por energia de micro-ondas (ME) e resina fresada (M) diminuíram seus valores de resistência flexural. Os demais grupos não demonstraram diferença estatística ao final da imersão e HCL (tabela 4).

Para o teste de módulo de elasticidade, após a realização do teste de Tukey, notamos que houve diferença estatística entre as resinas antes da imersão em HCL, sendo que resina autopolimerizável (SC) apresentou maiores valores, e resina para impressão da marca Smartdent (P1) apresentou menores valores. Quando avaliamos o desafio erosivo, a resina autopolimerizável (SC), termopolimerizável por energia de micro-ondas (ME) e resina fresada (M) diminuíram seus valores, enquanto as resinas termopolimerizável por banho de água quente (WB) e de impressão (P1 e P2), não demonstraram diferença estatística ao final do desafio erosivo quando comparado ao tempo inicial (tabela 4).

Tabela 2 - Resultado da ANOVA de dois fatores para cada tipo de resina e tempo de imersão em HCL na resistência flexural

Origem	SS	df	MS	F	P
Modelo corrigido	47420.650	17	2789.450	17.191	<0.001*
Intercepto	1151520.05	1	1151520.05	7096.710	<0.001*
Tipo de resina	38374.650	5	7674.930	47.300	<0.001*
Tempo de imersão	1090.533	2	545.267	3.360	0.037
Tipo de resina X Tempo de imersão	7955.467	10	795.547	4.903	<0.001*
Erro	26286.300	162	162.261		
Total	1225227.00	180			
Total corrigido	73706.950	179			

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 3 - Resultado da ANOVA de dois fatores para cada tipo de resina e tempo de imersão em HCL no módulo de elasticidade

Origem	SS	df	MS	F	P
Modelo corrigido	247364089.850	17	14550828.8	45.729	<0.001*
Intercepto	986829858	1	986829858	3101.312	<0.001*
Tipo de resina	218343805	5	43668760.9	137.238	<0.001*
Tempo de imersão	10507984.2	2	5253992.12	16.512	<0.001*

Tipo de resina X Tempo de imersão	18512301.1	10	1851230.11	5.818	<0.001*
Erro	51547998.7	162	318197.523		
Total	1285741947	180			
Total corrigido	298912089	179			

*P<0,05 denota diferença estatística significativa.

Tabela 4 - Teste de Tukey para os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade.

Testes	Tipos de resina	Tempo de imersão em HCL		
		T0 - inicial	T1 – 45 horas	T2 – 92 horas
Flexural strength (MPa)	SC	98.70 (13.86) Aa	87.00 (14.64) ACb	100.20 (22.23) Aa
	ME	81.30 (20.22) Ba	58.40 (9.07) Bb	61.40 (8.19) Bb
	WB	81.10 (21.61) Ba	97.60 (18.78) Cb	91.60 (7.90) ACab
	P1	53.30 (5.10) Ca	54.10 (1.79) Ba	54.70 (1.82) Ba
	P2	81.30 (4.13) Ba	83.50 (2.32) Aa	88.50 (3.92) Ca
	M	103.60 (13.88) Aa	82.90 (14.67) Ab	80.50 (10.01) Cb
Flexural modulus (GPa)	SC	4,594 (1,06599) Aa	3,1899 (0,69258) ADb	3,6003 (0,79463) Ab
	ME	2,9441 (0,65947) Ba	1,6685 (0,41138) Bb	2,0518 (0,43006) Bb
	WB	3,246 (0,75635) BDab	3,5074 (0,85523) Aa	2,9615 (0,43006) Cb
	P1	0,7421 (0,07454) Ca	0,6987 (0,06377) Ca	0,7192 (0,05306) Da
	P2	1,0274 (0,16452) Ca	1,1201 (0,07142) Ca	1,3373 (0,15534) Ea
	M	3,5433 (0,42643) Da	2,9178 (0,64498) Db	2,2767 (0,29874) Bc

Valores de média são representados com as respectivas unidades de medida de cada teste e desvio padrão representado em parênteses após as médias. Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

3.4 DISCUSSÃO

A hipótese de que os grupos de materiais avaliados teriam propriedades semelhantes, antes e após o desafio erosivo foi rejeitada. Em todos os testes realizados, as propriedades mecânicas dos materiais usados diferiram. Além disso, o desafio erosivo comprometeu alguns materiais em alguns testes.

No ensaio de resistência flexural de 3 pontos, SC e M apresentaram os maiores valores no tempo inicial, com resultados estatisticamente semelhantes.

A resina acrílica curada sobre pressão é mais forte e menos porosa que as processadas sobre pressão ambiente (24). Isso pode justificar os melhores resultados do grupo SC na resistência flexural e no módulo de elasticidade, tendo em vista que

o fabricante recomenda que a polimerização seja realizada em prensa de pressão com 20 libras de ar comprimido por 20 minutos, conforme foi feito neste estudo. Estudos com resultados inferiores realizaram a polimerização apenas na bancada (25). Portanto, os resultados do presente estudo para resina acrílica autopolimerizável foram influenciados pelo uso de um método de polimerização mais eficiente e controlado, prensado em mufla.

Ainda no tempo inicial, as amostras do grupo M apresentaram maior resistência à flexão do que as amostras impressas do P1 e P2, ocorrendo diferença estatisticamente significativa neste estudo. O método de fabricação de blocos de PMMA reduz a formação de poros e possíveis problemas estruturais, contribuindo positivamente na resistência destes materiais. (26, 27)

O grupo P1 apresentou o menor valor de resistência flexural ao longo de todos os tempos, quando comparado aos outros grupos, divergindo inclusive do outro grupo de resina impressa 3D. Os valores se mostraram abaixo do estabelecido pela ISO 20795-1 para resina acrílica, que é de 65,0 Mpa. Entretanto, a exigência quanto à resistência mecânica das resinas para impressão de dispositivos oclusais ainda não foi definida, podendo variar das especificações existentes. A própria composição de cada resina pode influenciar nestes resultados. O acesso a composição das resinas impressas é difícil e as informações do fabricante são escassas.

Além disso, outros fatores podem influenciar nas propriedades mecânicas de resinas para impressão, como a angulação da impressão, o método de pós-processamento e a potência da fonte luminosa da impressora. Trabalhos relatam que a diminuição da camada de espessura aumenta a resistência dos materiais fabricados por estereolitografia (28). É sabido também que o polimento de superfície desempenha um papel nas propriedades físicas da resina para impressão, podendo melhorar todas as propriedades avaliadas (29).

Após o desafio erosivo, os grupos ME e M diminuíram seus valores de resistência flexural. Supõe-se que o ácido tenha exposto e liberado os monômeros residuais ou interferido na ligação entre as moléculas da resina acrílica desses grupos. O teor plastificante de monômero residual contribui para redução das forças intercadeias (30), facilitando a deformação durante o teste de resistência à flexão. Além disso, o monômero residual aprisionado na matriz de polímero deixará espaços vazios quando removido dela (31). Portanto, as propriedades mecânicas, que estão

relacionadas a essas tensões internas e vazios na matriz polimérica, podem ser comprometidas.

No tempo inicial, não foram encontradas diferenças nos valores de resistência à flexão entre as resinas termopolimerizadas convencionalmente (WB) e as polimerizadas em micro-ondas (ME), corroborando com os resultados obtidos por outros autores (30, 32, 33). Porém, ao serem submetidas a desafio erosivo, as amostras do grupo ME tiveram um decréscimo considerável deste valor, provavelmente afetadas pelo ácido, enquanto as do grupo WB se mantiveram estáveis. Isso nos indica que o ácido pode ter alguma influencia sobre o grupo ME e mais estudos devem ser realizados para avaliar o comportamento desse grupo sob estas condições.

O grupo M também foi afetado pelo desafio erosivo. Tendo em vista sua confecção sob pressão e temperatura controladas, esse comportamento não era esperado para o bloco de PMMA. Sugere-se novas avaliações das propriedades dos blocos de PMMA e a influencia do modo de confecção de cada fabricante nas suas propriedades mecânicas.

Em relação ao módulo de elasticidade, todos os valores encontrados nessa investigação são consistentes com o padrão ISO 20795-1, que afirma que o módulo de flexão dos polímeros processados não deve ser inferior a 2 Gpa para polímeros de resina termopolimerizada e pelo menos 1,5 Gpa para polímeros autopolimerizáveis.

Desde o tempo inicial, os grupos P1 e P2 apresentaram os menores valores. Um estudo comprovou que o armazenamento de materiais impressos por estereolitografia em água aumentou a flexibilidade e reduziu significativamente os valores do módulo de flexão (21). Sugere-se que o armazenamento em água destilada, seguido conforme recomendado para resina acrílica, acabou por comprometer as propriedades dos grupos impressos neste estudo.

Os grupos SC, ME e M foram afetados pelo desafio erosivo. A imersão em ácido clorídrico prejudicou a flexibilidade dos espécimes, fazendo com que o módulo de elasticidade tenha diminuído. Novamente pode-se especular que isso tenha sido influência da penetração do ácido nos vazios destes materiais, bem como de uma possível degradação da matriz polimérica provocada pelo mesmo.

Os outros grupos (WB, P1 e P2) não variaram ao longo do tempo. Isso demonstra um resultado positivo em relação ao grupo WB, que manteve valores altos e aceitáveis ao longo de todos os tempos testados.

Os resultados dos testes de resistência à flexão e módulo de elasticidade in vitro sob cargas estáticas podem não refletir as reais condições apresentadas na cavidade oral e nos hábitos parafuncionais, mas são interessantes para comparar materiais em estudos controlados como este. As variações de resultados podem ser explicadas pelos diferentes tipos de materiais resinosos e processos de fabricação testados.

A falta de padronização dos protocolos para basear testes mecânicos nos materiais de resina acrílica pode ser um empecilho na obtenção de resultados semelhantes. Portanto, é necessário que estas etapas de preparo das amostras e polimento, bem como da realização dos testes tenham um protocolo definido.

O real tempo de exposição de cada paciente ao ácido é individual e não passível de ser avaliado em um estudo in vitro. O papel da saliva na cavidade oral também não foi considerado. Esses fatores podem interferir na resistência de cada dispositivo oclusal. Sendo assim, sugere-se novos estudos que sejam capazes de avaliar clinicamente as placas quando em contato com o meio ácido, categorizando o DGRE real de cada paciente.

Poucos estudos compararam as propriedades mecânicas de resinas para placa oclusal sob desafio erosivo. Portanto, estudos adicionais são necessários para fornecer evidências fortes para os achados aqui encontrados.

3.5 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do estudo, analisando a resistência flexural e módulo de elasticidade dos materiais submetidos a desafio erosivo em ácido clorídrico, sugere-se o uso da resina acrílica termopolimerizável por água quente para confeccionar placas oclusais em pacientes com DGRE.

3.6 REFERÊNCIAS

1. Wetselaar P, Manfredini D, Ahlberg J, Johansson A, Aarab G, Papagianni CE, et al. Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. *J Oral Rehabil.* 2019;46(8):765-75.
2. Aarab G, Lobbezoo F. Dental Sleep Medicine redefined. *Sleep Breath.* 22. Germany 2018. p. 1233.
3. Lobbezoo F, Aarab G. Increasing the Visibility of Dental Sleep Disorders. *J Clin Sleep Med.* 14 2018. p. 1827.
4. Bayar GR, Tutuncu R, Acikel C. Psychopathological profile of patients with different forms of bruxism. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):305-11.
5. Li Y, Fang M, Niu L, Fan Y, Liu Y, Long Y, et al. Associations among gastroesophageal reflux disease, mental disorders, sleep and chronic temporomandibular disorder: a case-control study. *Cmaj.* 2019;191(33):E909-e15.
6. Ohmure H, Oikawa K, Kanematsu K, Saito Y, Yamamoto T, Nagahama H, et al. Influence of experimental esophageal acidification on sleep bruxism: a randomized trial. *J Dent Res.* 2011;90(5):665-71.
7. Silva MA, Damante JH, Stipp AC, Tolentino MM, Carlotto PR, Fleury RN. Gastroesophageal reflux disease: New oral findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;91(3):301-10.
8. Moazzez R, Bartlett D, Anggiansah A. Dental erosion, gastro-oesophageal reflux disease and saliva: how are they related? *J Dent.* 2004;32(6):489-94.
9. Saczuk K, Lapinska B, Wilmont P, Pawlak L, Lukomska-Szymanska M. Relationship between Sleep Bruxism, Perceived Stress, and Coping Strategies. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16(17).
10. Castroflorio T, Bargellini A, Rossini G, Cugliari G, Deregibus A. Sleep bruxism and related risk factors in adults: A systematic literature review. *Arch Oral Biol.* 2017;83:25-32.
11. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2021;125(5):817-23.
12. Candirli C, Korkmaz YT, Celikoglu M, Altintas SH, Coskun U, Memis S. Dentists' knowledge of occlusal splint therapy for bruxism and temporomandibular joint disorders. *Niger J Clin Pract.* 2016;19(4):496-501.

13. Wieckiewicz M, Boening K, Wiland P, Shiau YY, Paradowska-Stolarz A. Reported concepts for the treatment modalities and pain management of temporomandibular disorders. *J Headache Pain*. 2015;16:106.
14. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):955-9.
15. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*. 2015;31(12):1445-52.
16. Cruz MEM, Simões R, Martins SB, Trindade FZ, Dovigo LN, Fonseca RG. Influence of simulated gastric juice on surface characteristics of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2020;123(3):483-90.
17. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont*. 2017;26(5):424-31.
18. Böhmer CJ, Klinkenberg-Knol EC, Niezen-de Boer MC, Meuwissen PR, Meuwissen SG. Dental erosions and gastro-oesophageal reflux disease in institutionalized intellectually disabled individuals. *Oral Dis*. 1997;3(4):272-5.
19. Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent*. 2019;122(6):567.e1-.e8.
20. Harryparsad A, Dullabh H, Sykes L, Herbst D. The effects of hydrochloric acid on all-ceramic restorative materials: an in-vitro study. *Sadj*. 2014;69(3):106-11.
21. Väyrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):811-7.
22. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021;115:104254.
23. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:175-9.
24. Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):522-4.
25. Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC, Marra J, Compagnoni MA. Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(5):424-8.

26. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):780-6.
27. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):617-23.
28. Kunjan C, N J, U C. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2006;12:106-13.
29. Wada J, Wada K, Gibreel M, Wakabayashi N, Iwamoto T, Vallittu PK, et al. Effect of Surface Polishing on Physical Properties of an Occlusal Splint Material for Additive Manufacturing under Protection Gas Post-Curing Condition. *Polymers (Basel)*. 2023;15(3).
30. Spartalis GK, Cappelletti LK, Schoeffel AC, Michél MD, Pegoraro TA, Arrais CA, et al. Effect of conventional water-bath and experimental microwave polymerization cycles on the flexural properties of denture base acrylic resins. *Dent Mater J*. 2015;34(5):623-8.
31. Doğan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent*. 1995;23(5):313-8.
32. Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int*. 1985;16(8):547-51.
33. Hayden WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. *Gen Dent*. 1986;34(5):367-71.

CAPÍTULO 4: DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÃO DA DISSERTAÇÃO

4.1 DISCUSSÃO GERAL

O principal intuito dos trabalhos apresentados foi avaliar as propriedades mecânicas de materiais de resina autopolimerizados, prensados e impressos em 3D utilizados para confecção de dispositivos oclusais, antes e após desafio erosivo, em 45 e 91 horas de imersão em ácido clorídrico. Foram testados quando a microdureza Vickers, rugosidade superficial, resistência flexural de 3 pontos e módulo de elasticidade.

A hipótese de que os grupos de materiais avaliados teriam propriedades semelhantes, antes e após o desafio erosivo foi rejeitada. Em todos os testes realizados, as propriedades mecânicas dos materiais usados diferiram. Além disso, o desafio erosivo comprometeu alguns materiais em alguns testes.

Este pode ser considerado o primeiro estudo que avaliou o desafio erosivo em vários tipos de materiais utilizados para confeccionar placas oclusais, então a comparação foi realizada parcialmente com a literatura existente devido a dados limitados e falta de padronização de alguns protocolos em se tratando destes materiais.

A microdureza Vickers dos materiais não diminuiu em nenhum grupo após o desafio erosivo. Isso acarreta em resultados positivos no que diz respeito a resistência dos materiais acrílicos que sofrem tensões extremas provenientes de hábitos parafuncionais dos pacientes.

A rugosidade superficial dos grupos analógicos e de um dos grupos impressos diminuiu gradativamente conforme os dois tempos de imersão em HCl. Isso nos faz supor que o ácido degradou as camadas superficiais destes materiais. Já no outro grupo impresso a rugosidade aumentou gradativamente, sugerindo que o ácido contribuiu para eliminar certa quantidade de monômetro residual nestes espécimes, tornando a superfície mais porosa.

Ao testar resistência flexural e módulo de elasticidade, deduz-se que o ácido penetrou na rede polimérica dos materiais e teve influencia na eliminação residual dos mesmos. Porém, esse fenômeno prejudicou mais os grupos autopolimerizado, termopolimerizado por microondas e bloco de PMMA, tornando os espécimes menos resistentes nos dois últimos grupos e mais flexíveis nos 3 grupos, em comparação com o tempo inicial de cada um.

Foi possível observar mudanças entre os grupos analisando o tempo inicial. Fatores como tipo de polimerização, o uso de pressão, espessura de camada, angulação de impressão, armazenamento em água destilada, limpeza dos espécimes e sequência de polimento, provavelmente contribuíram para resultados divergentes. Cada um desses processos pode vir a trazer benefícios ou prejuízos para cada material em específico, dependendo da propriedade a ser analisada. Mesmo assim, a fim de padronizar a pesquisa *in vitro* e avaliar os resultados mais fidedignamente, todas as etapas foram realizadas igualmente em todos os grupos. As limitações devem ser consideradas.

O real tempo de exposição de cada paciente ao ácido e o papel da saliva na cavidade oral são individuais e não passíveis de serem avaliados em um estudo *in vitro*. Esses fatores podem interferir nas propriedades de cada dispositivo oclusal. Sendo assim, novos estudos que sejam capazes de avaliar clinicamente as placas quando em contato com o meio ácido, categorizando o DGRE real de cada paciente são importantes.

O presente estudo avaliou a superfície dos dispositivos oclusais, mas não conseguiu avaliar a quantidade de desgaste após o desafio erosivo. Além disso, apenas 1 parâmetro de rugosidade superficial (Ra) foi usado. A quantidade de monômero residual em cada grupo não foi mensurada.

Os resultados dos testes de resistência à flexão, módulo de elasticidade e microdureza *in vitro* sob cargas estáticas podem não refletir as reais condições apresentadas na cavidade oral e nos hábitos parafuncionais, mas são interessantes para comparar materiais em estudos controlados como este.

4.2 CONCLUSÕES

Como já comentado anteriormente, a falta de padronização dos protocolos para basear testes mecânicos nos materiais de resina acrílica pode ser um empecilho na obtenção de resultados semelhantes. Portanto, é necessário que estas etapas de preparo das amostras e polimento, bem como da realização dos testes tenham um protocolo definido.

Tendo em vista a gama de grupos e materiais testados, é válido observar qual material se mostra mais interessante no quesito analógico e digital, separadamente.

Se considerarmos os materiais dos grupos analógicos deste estudo, a resina acrílica termopolimerizável por água quente demonstrou resultados e propriedades mais interessantes quando comparada as outras.

Já analisando os grupos digitais, é nítido que o grupo fresado demonstrou melhores propriedades no quesito dureza, resistência a flexão e módulo de elasticidade que o grupo impresso, que por sua vez demonstrou mais eficiência em sua lisura de superfície.

A falta da padronização dos protocolos para basear testes mecânicos nos materiais de resina acrílica pode ser um empecilho na obtenção de resultados semelhantes. Portanto, é necessário que estas etapas de preparo das amostras e polimento, bem como da realização dos testes tenham um protocolo definido.

Finalmente, poucos estudos compararam as propriedades mecânicas de resinas acrílicas sob desafio erosivo. Portanto, estudos adicionais são necessários para fornecer evidências fortes para os achados aqui encontrados.

Analisando todos os materiais, após o desafio erosivo em ácido clorídrico, a resina acrílica termopolimerizável por água quente demonstrou melhores resultados nos quesitos superficiais e mecânicos, sendo o material de escolha para tratar pacientes com DGRE associado a patologias que necessitam do uso de placas oclusais como abordagem.

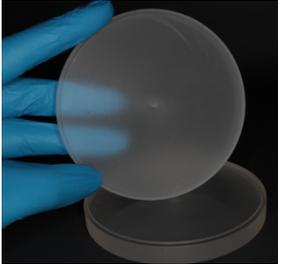
PRESS RELEASE

A associação entre diversas patologias envolvendo o estilo de vida da população é comum nos dias de hoje. Dentre elas podemos citar o distúrbio do refluxo gastroesofágico (DGRE), o bruxismo, as disfunções temporomandibulares e a apneia obstrutiva do sono. Estas três últimas podem envolver o manejo com o uso de placas oclusais. Existe uma gama de materiais disponíveis atualmente para confeccionar estes dispositivos. O conhecimento de como esses materiais se comportam quando submetidos a contato com ácido, como o proveniente do ácido clorídrico, ainda é escasso e pode auxiliar o cirurgião-dentista na seleção destes materiais. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito erosivo do ácido clorídrico na superfície de materiais resinosos utilizados para confecção de placas oclusais. Os resultados variaram entre os grupos testados, indicando a necessidade de mais estudos na área. Os resultados sugerem que a resina acrílica termopolimerizável por água quente parece ser o material de escolha para indicar em pacientes com DGRE associado a patologias que necessitam do uso de placas oclusais como abordagem.

ANEXO

Tabela 1 - Descrição dos materiais utilizados para confeccionar as amostras do estudo

Grupo	Material	Método de confecção	Fabricante	Composição e Lote
SC	 <p>Resina acrílica autopolimerizável</p>	Autopolimerizado	Jet®	<p><i>Polímero 050649:</i> Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis</p> <p><i>Líquido 050016:</i> Monômero de Metilmetacrilato, DMT, Crosslink</p>
ME	 <p>Resina acrílica termopolimerizável</p>	Polimerizado por energia de microondas	VipiWave®	<p>Polímero 0000147043: Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis.</p> <p>Líquido Termopolimerizável 0000172500: Monômero de Metilmetacrilato, EDMA (Crosslink), Pigmentos Fluorescentes</p>
WB	 <p>Resina acrílica termopolimerizável</p>	Polimerizado por banho de água quente	Classic®	<p>Polímero 040639: Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis</p> <p>Líquido 039820: Monômero de Metilmetacrilato, Inibidor</p>

P1	 <p>Resina SmartDent Bite Splint®</p>	Impresso 3D	SmartDent Bite Splint®	<p>A composição do produto não foi fornecida pela empresa.</p> <p>PBSC 033/22</p>
P2	 <p>Resina PriZma 3D Bio Splint</p>	Impresso 3D	Makertech Labs	<p>Oligômeros, monômeros, fotoativadores, bloqueadores, estabilizantes</p> <p>*A composição exata não foi fornecida pela empresa.</p> <p>187722</p>
M	 <p>Bloco de Polimetilmetacrilato (PMMA)</p>	Corte a laser	BlueDent	<p>PMMA (Polimetilmetacrilato – Polímero), Dimetacrilato etilenoglicol (EGDMA), Fluorescente, Pigmentos orgânicos</p> <p>B040321</p>

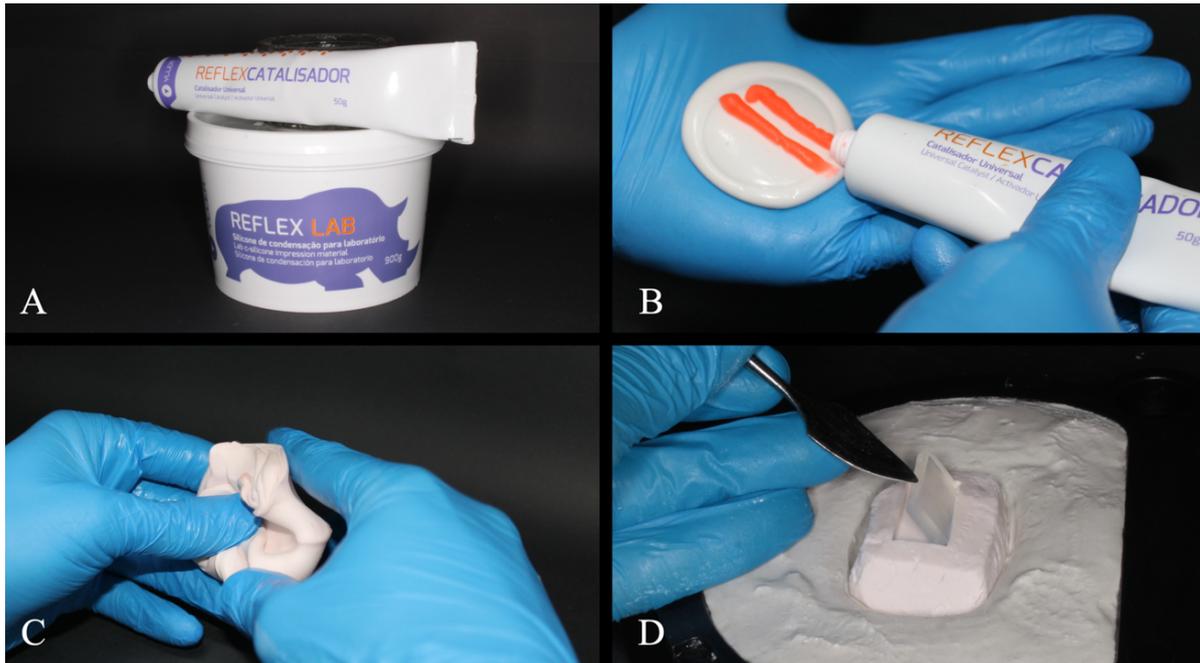


Figura 1 Confeção de molde de silicone de condensação para inclusão em mufla. A) Silicone laboratorial utilizado. B) Proporção do material pesado e catalisador. C) Manipulação. D) Molde em silicone confeccionado e já incluído em mufla. A imagem também mostra o modelo de resina impressa usado para auxiliar na confecção.

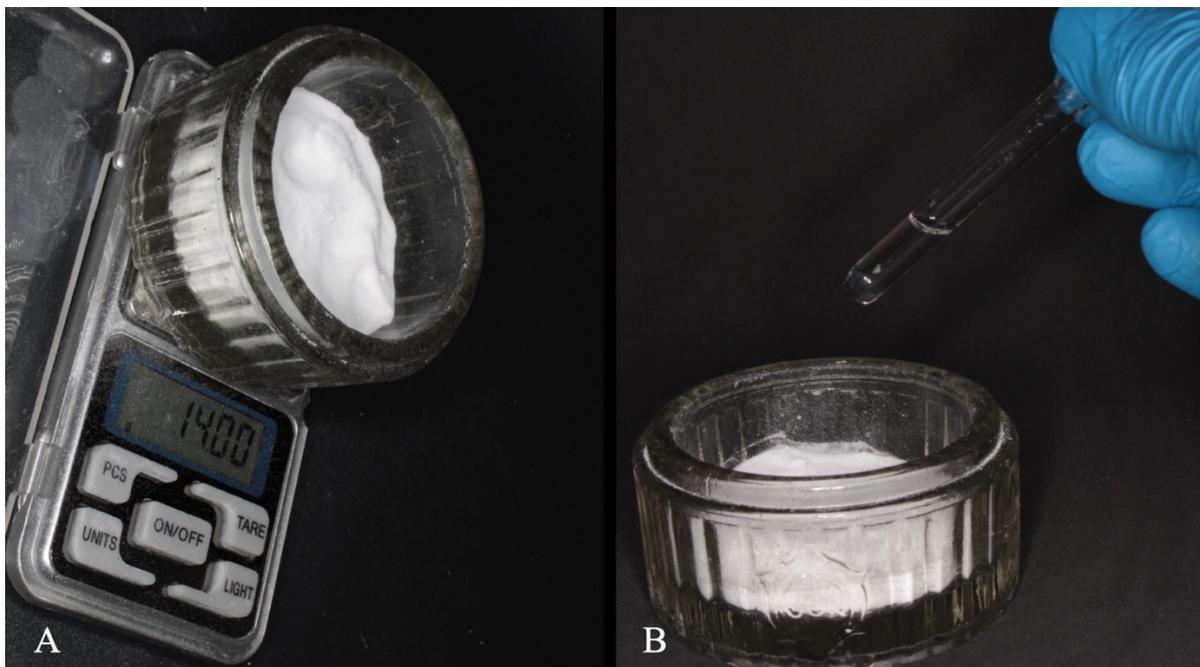


Figura 2 A) Pesagem do polímero da resina acrílica com o auxílio de balança digital. B) Medição do monômero de resina acrílica com auxílio de conta gotas. O processo foi feito com o G1, G2 e G3.

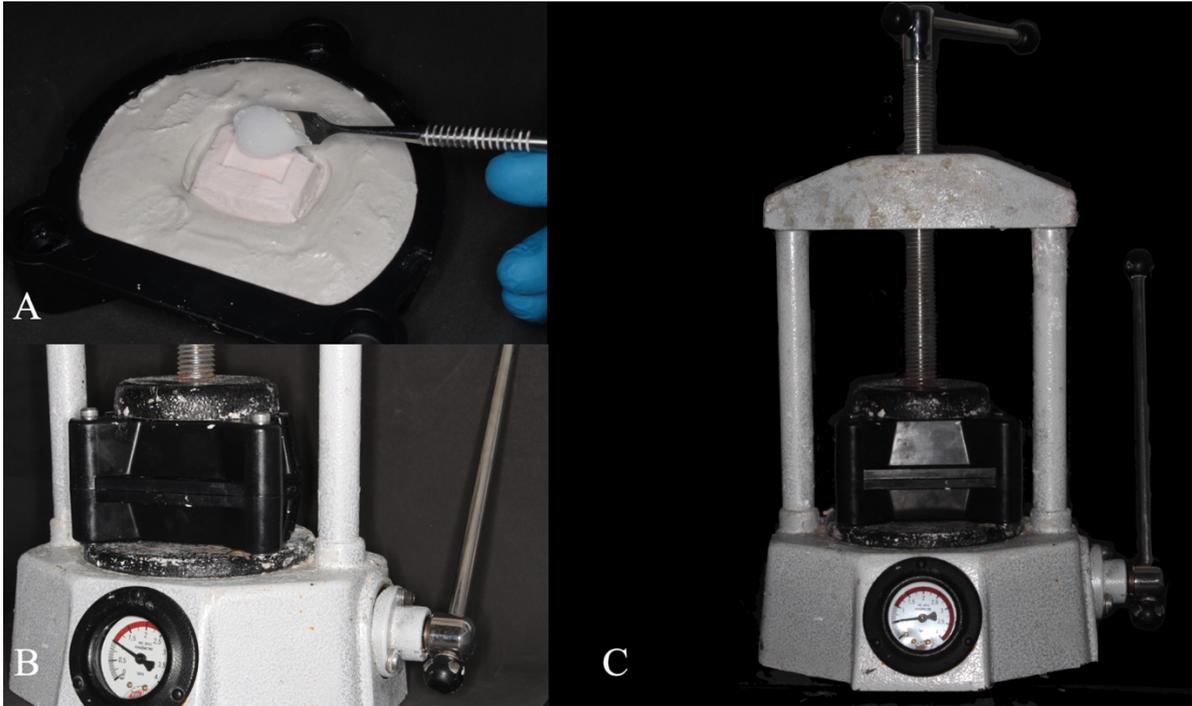


Figura 3 A) Inserção da resina acrílica na fase plástica no molde de silicone previamente confeccionado e acoplado em mufla. B e C) Prensagem final da resina acrílica com 1 tonelada. O processo foi feito com G2 e G3.

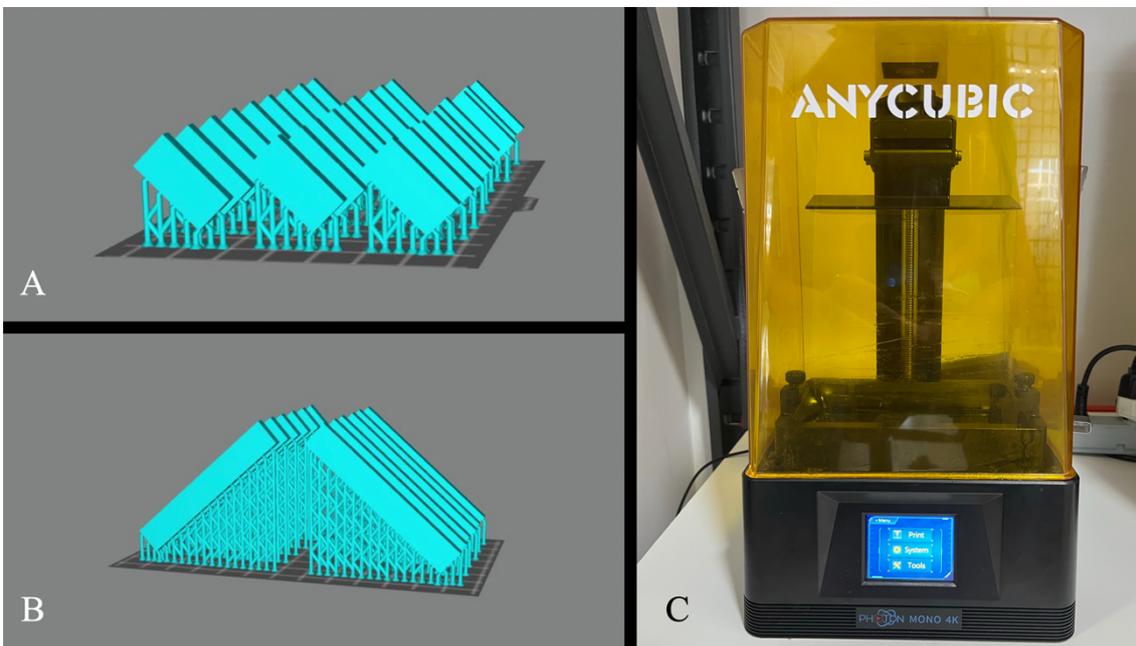


Figura 4 A) Projeto virtual das amostras de 10x20x3 mm posicionadas no software de fatiamento para impressão. B) Projeto virtual das amostras de 64x10x3,3mm posicionadas no software de fatiamento para impressão. C) Impressora 3D odontológica utilizada para confecção das amostras do P1 e P2.

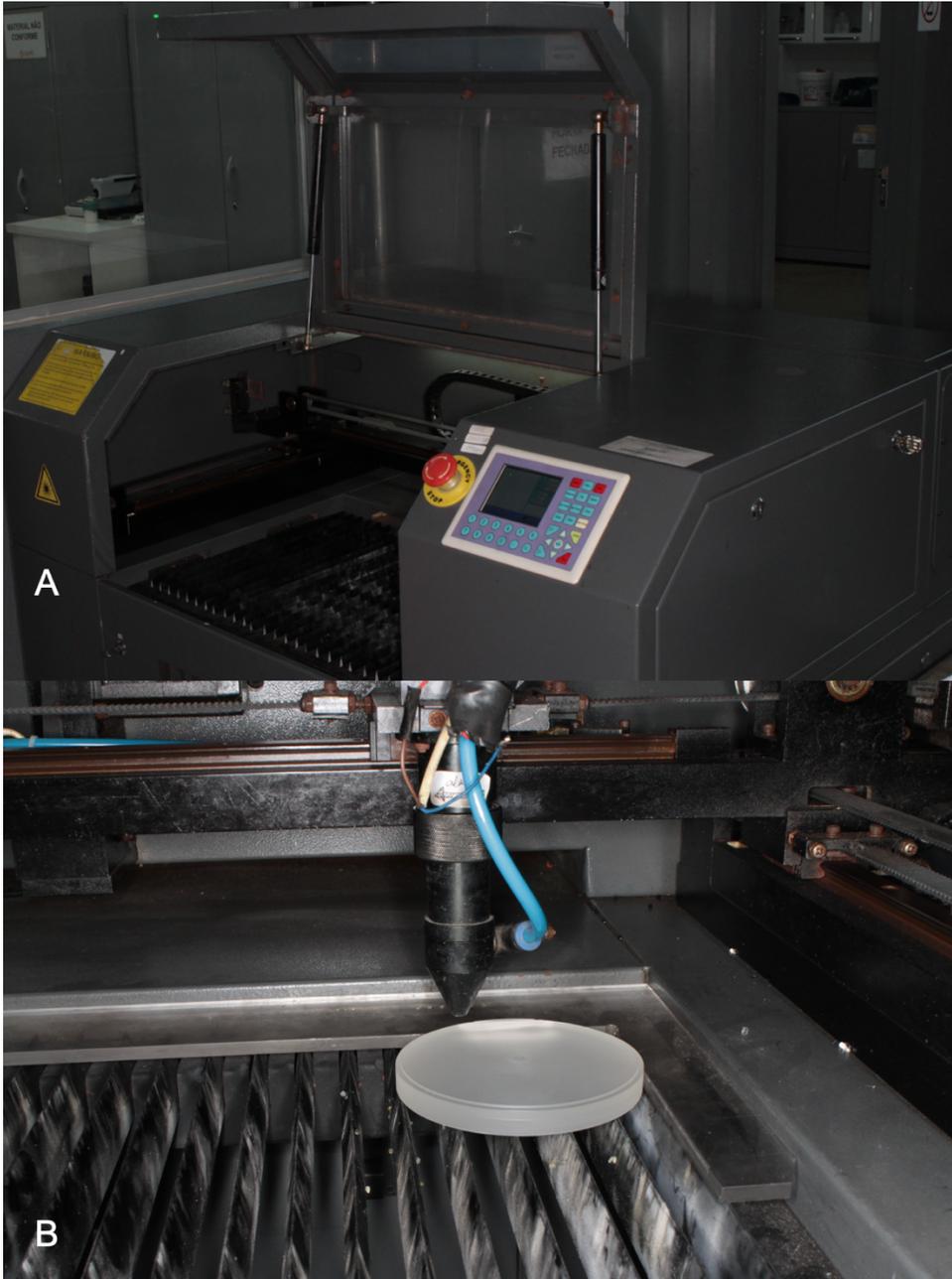


Figura 5 A) Equipamento utilizado para corte a laser das amostras do grupo M. B) Bloco de PMMA do grupo M posicionado na máquina de corte a laser.

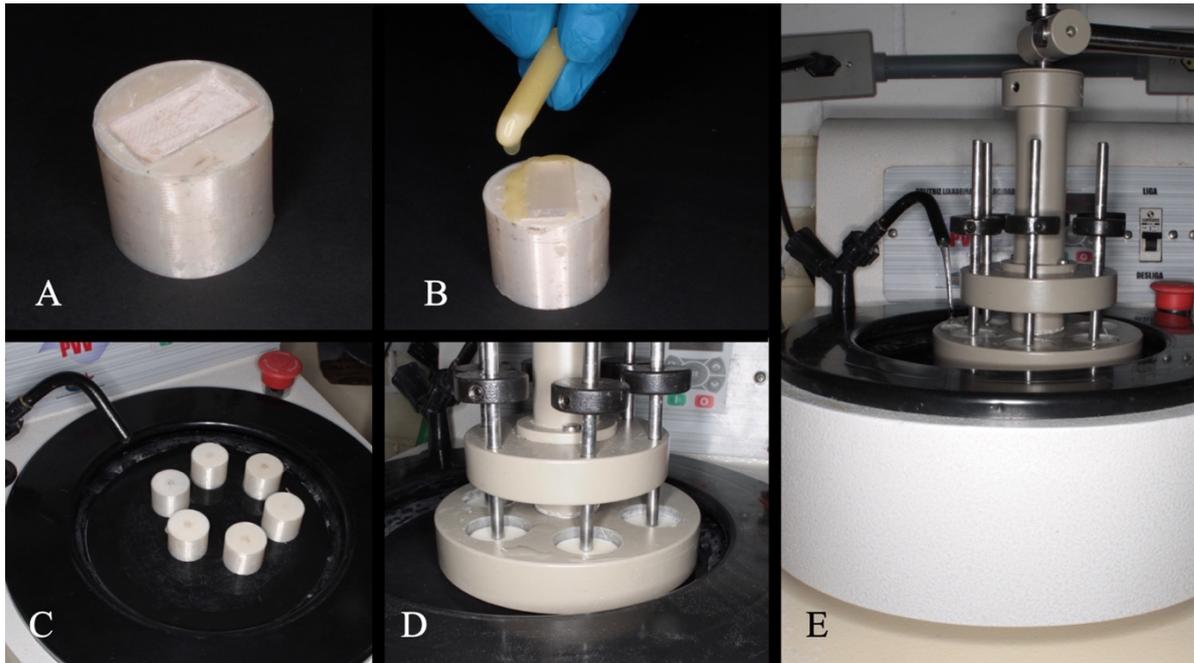


Figura 6 Sequência de polimento das amostras. A) Molde confeccionado para auxiliar no polimento das amostras. B) Acoplamento da amostra no molde com auxílio de cera pegajosa. C e D) Imagens amostras em contato com a lixa no processo de polimento. E) Processo de polimento em politriz.

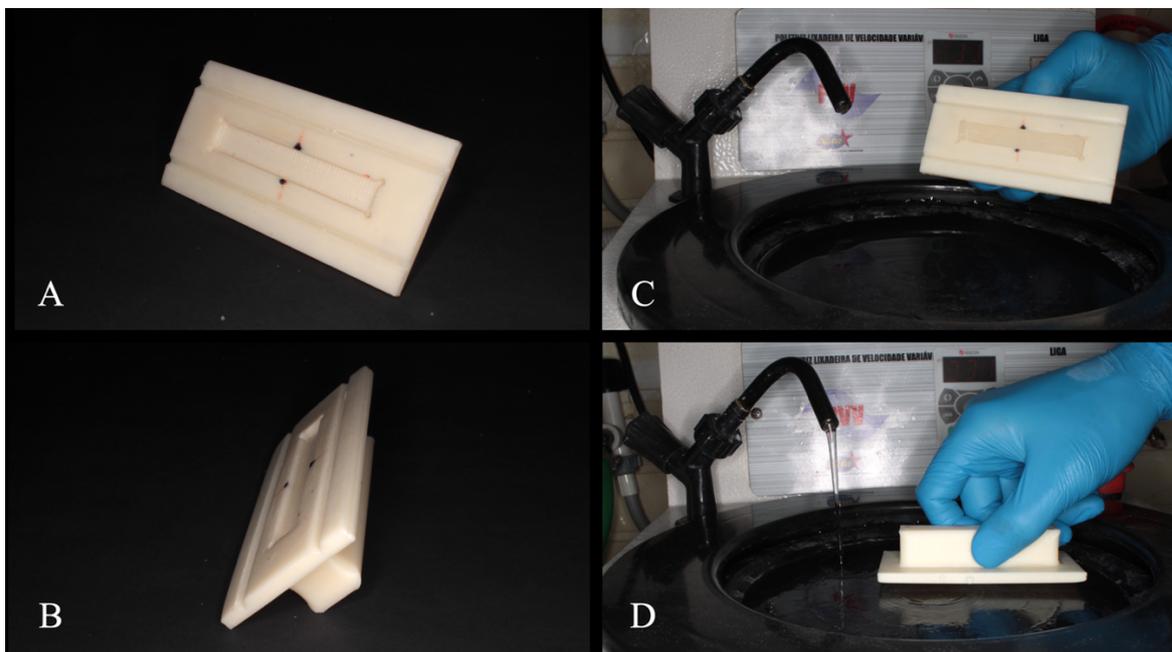


Figura 7 Dispositivo confeccionado para auxiliar na mensuração e polimento das amostras utilizadas para os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade. A e B) Molde impresso para auxiliar na mensuração e polimento das amostras. C e D) Imagens ilustrativas do polimento das amostras.

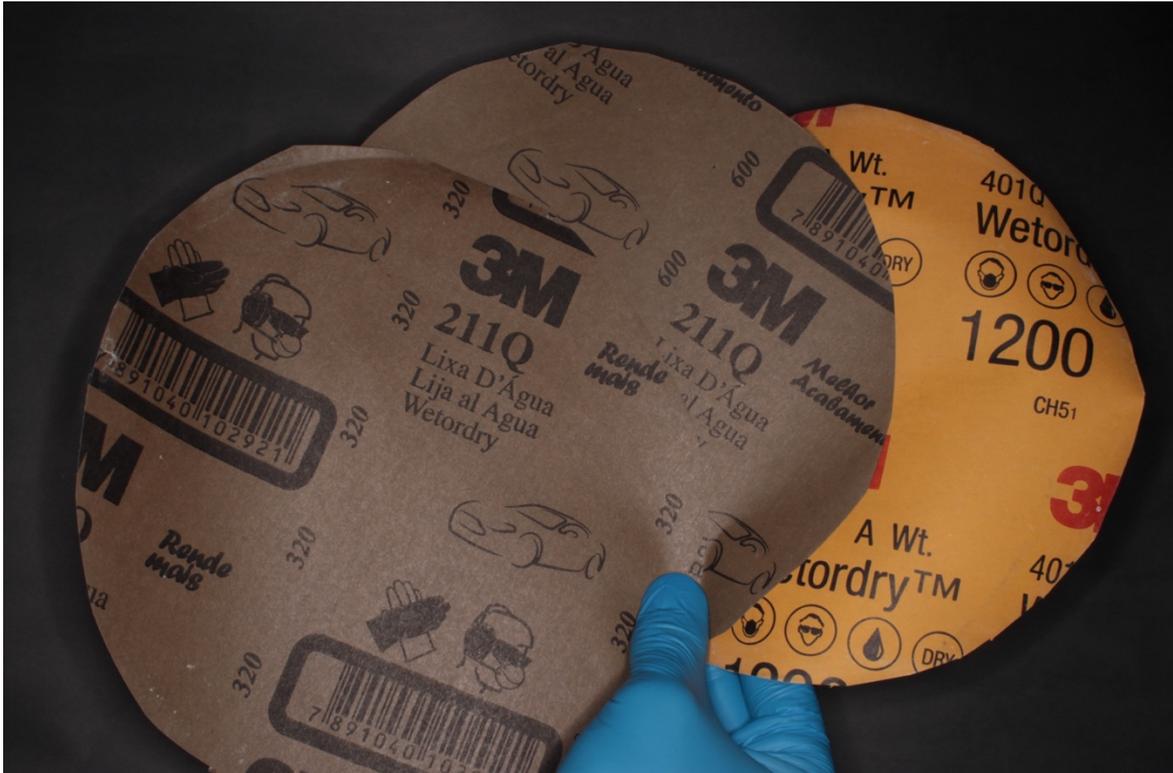


Figura 8 Lixas para polimentos. Granulação 320, 600 e 1200.

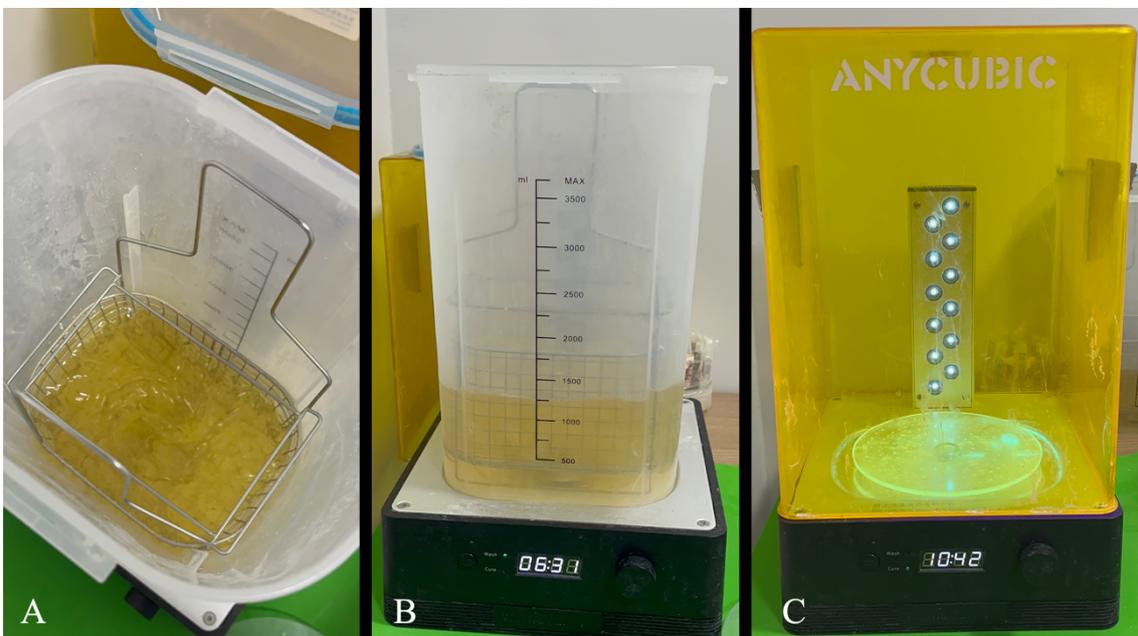


Figura 9 Equipamentos do processo de limpeza e pós cura dos grupos P1 e P2. A e B) Lavagem em álcool isopropílico 90%. C) pós-cura em aparelho de pós polimerização



Figura 10 A) Cuba Ultrassonica utilizada para limpeza das amostras por 10 minutos após polimento (T0), após T1 e após T2. B) Estufa utilizada para armazenar as amostras ao longo de toda a pesquisa.

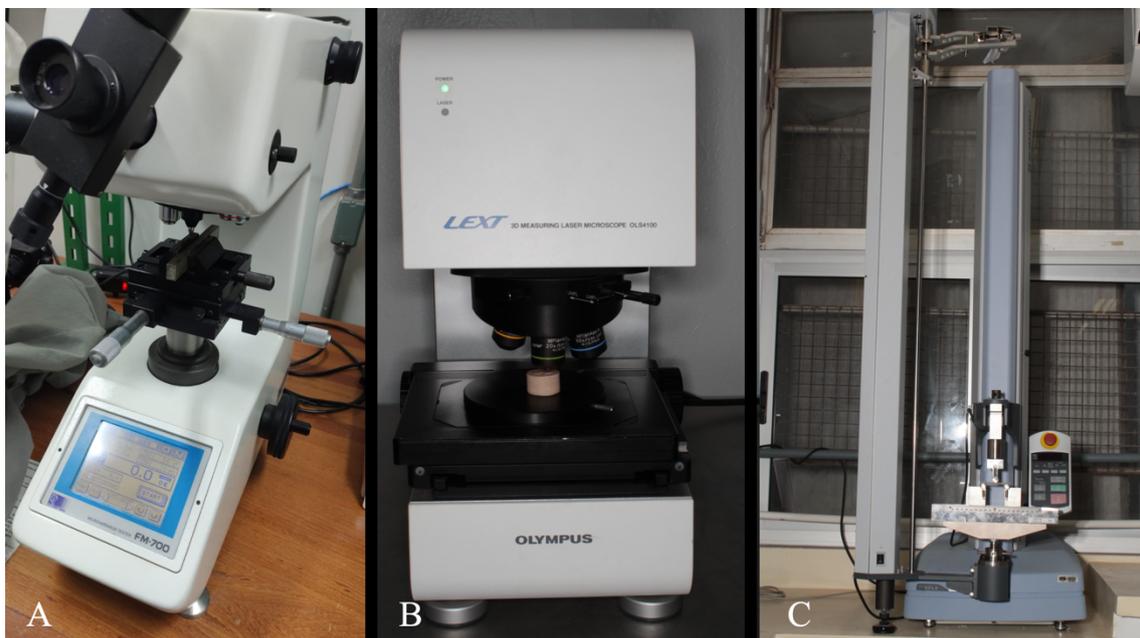


Figura 11 Equipamentos utilizados nos ensaios desta pesquisa A) Microdurômetro. B) Microscópio confocal. C) Máquina de ensaios mecânicos para resistência flexural e módulo de elasticidade.