



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**



MURILO RODRIGUES DE CAMPOS

**ANÁLISE DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E MICROESTRUTURAS DE
DIFERENTES POLÍMEROS EMPREGADOS NA FABRICAÇÃO DE CÁPSULAS
PARA OVERDENTURES OBTIDAS POR IMPRESSÃO 3D.**

Ribeirão Preto - SP

2021

MURILO RODRIGUES DE CAMPOS

**ANÁLISE DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E MICROESTRUTURAIS DE
DIFERENTES POLÍMEROS EMPREGADOS NA FABRICAÇÃO DE CÁPSULAS
PARA OVERDENTURES OBTIDAS POR IMPRESSÃO 3D.**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Mestre no Programa de
Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Ribeirão Preto - SP

2021

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Campos, Murilo Rodrigues de

Análise das Propriedades Mecânicas e Microestruturais de Diferentes Polímeros Empregados na Fabricação de Cápsulas para Overdentures Obtidas por Impressão 3D. Ribeirão Preto, 2021

113 p.: il.; 30 cm + 1 CD

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Versão Corrigida

1. Attachment.
2. Overdenture.
3. Impressão 3D.
4. Resistência à fadiga.
5. Compressão.
6. Rugosidade.
7. Caracterização Morfológica.
9. Termociclagem.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Campos, M.R. **Análise das Propriedades Mecânicas e Microestruturais de Diferentes Polímeros Empregados na Fabricação de Cápsulas para Overdentures Obtidas por Impressão 3D.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Data da Defesa: 24/11/2021

BANCA EXAMINADORA

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

DEDICATÓRIA

Á **Deus**, que trilha nossos caminhos sempre para um lugar melhor. Ele é quem conforta e o dono de todas as verdades absolutas da vida.

Ao meu Pai, **Natanael Batista de Campos**, que mesmo sob circunstâncias adversas financeiramente nunca deixou faltar nada para que eu pudesse me formar como cirurgião-dentista, sempre me apoiou e me fez enxergar o valor do dinheiro e do estudo de uma outra forma.

Á minha Mãe, **Marta Rodrigues de Campos**, que é e sempre será o meu porto seguro. Sua calma, seu carinho, seu abraço e suas palavras sempre me consolaram nas piores horas e fizeram com que eu me mantivesse firme para seguir na estrada da vida.

Ao meu irmão, **Marcelo Henrique Rodrigues de Campos**, que mesmo em sua fase inicial de trabalho, nunca deixou de me ajudar com palavras e também com investimento financeiro para que o meu sonho pudesse ser realizado. Sempre pensando na família, com muita dedicação e amor.

Ao meu irmão, **Lucas Rodrigues de Campos**, que sempre me apoiou nos momentos mais difíceis, com palavras de amor, de afeto, que me fizeram erguer a cabeça quando nem eu mesmo acreditava que era possível. Gratidão eterna a você, meu irmão.

A minha namorada, **Carla de Carvalho**, que está comigo desde os tempos do colégio, quando ainda sonhávamos em prestar o vestibular. Foi a pessoa que sempre esteve comigo em todos os momentos, sejam eles bons ou ruins, me dando força e principalmente acreditando que todos os meus sonhos eram possíveis de ser realizados.

Agradecimento Especial

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, que me deu além do desenvolvimento científico e intelectual, um desenvolvimento espiritual e de vida, onde nos faz pensar além que os nossos olhos possam enxergar. Agradeço por todas as palavras, tempo e confiança depositada em mim e por fazer com que os meus sonhos estejam cada vez mais próximos.

Gratidão!

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo e à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, representada pelo Diretor Prof. Dr. Paulo Nelson Filho pela minha formação como Mestre.

Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisas em Biocompatibilidade de Materiais **Edson Volta**, pela disponibilidade, auxílio em ensaios da pesquisa e principalmente pela preocupação em nos oferecer o melhor ambiente de trabalho.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese** pela contribuição para minha formação no curso de mestrado.

Aos colegas do **Serviço de limpeza** da Faculdade por nos proporcionarem ambientes sempre limpos para que pudéssemos realizar nossas atividades diárias.

Aos meus colegas **André Luis Botelho, Juliana Tardelli Dias Corpa, Geyson Galo da Silva, Denise Tornavoi de Castro, Mariana Lima da Costa Valente e Ana Beatriz Teixeira Vilela** pela atenção e disponibilidade em ajudar no que foi preciso, o que contribuiu para a realização desse trabalho e para o meu crescimento profissional.

Aos meus colegas de turma de mestrado **Brenda Gonçalves de Carvalho, Daniel Zuluaga Goyeneche e Victor Barboza da Mata** pelo convívio durante esses dois anos, pelo empenho e dedicação de cada um, sem exceção, ao curso. Foram fatores preponderantes que me fizeram querer ser sempre melhor a cada dia, a cada disciplina. Vocês foram minhas inspirações.

Às técnicas dos laboratórios **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, Ana Paula Macedo**, obrigado por estarem sempre dispostas a ajudar no que foi preciso. Obrigado por contribuírem para que esse projeto de pesquisa pudesse ser concluído com metodologias sólidas, concisa e eficiente.

Aos secretários (as) do Departamento de Materiais Dentários e Prótese **Wagner Del Gatto, Regiane de Cássia Tirado Damasceno e Fernanda Talita de Freitas** obrigado por sempre estarem dispostas a nos ajudar. Obrigado pelo exemplo de profissionalismo e dedicação. Agradeço a amizade que cresceu do nosso convívio diário. A vocês o meu carinho!

Aos meus **amigos de infância**, e aos meus novos **amigos**, por me apoiarem e respeitarem as minhas decisões de vida profissional e pessoal. Vocês são essenciais em minha vida. Minha segunda Família!

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano**, pela disponibilidade, pela paciência e por estar sempre disposto a ajudar. Obrigado por abrir as portas do laboratório da Bioengenharia para que pudéssemos realizar uma etapa desse projeto, e principalmente por dividir conosco seus conhecimentos.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**, pelo auxílio financeiro na forma de bolsa de mestrado. Número do processo 88832.378858/2019.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, responsável pelo Laboratório de estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes. Agradeço pela liberdade de usufruir do laboratório e também pela disposição de ajudar no que precisei. Muito Obrigado!

EPÍGRAFE

"O campo da derrota não está povoado de fracassos, mas de homens que tombaram antes de vencer".

(Abraham Lincoln)

Resumo

RESUMO

CAMPOS, M.R. **Análise das Propriedades Mecânicas e Microestruturais de Diferentes Polímeros Empregados na Fabricação de Cápsulas para Overdentures Obtidas por Impressão 3D.** 2021. 112p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2021.

A associação de prótese do tipo overdenture a implantes dentários, melhora os problemas de retenção e estabilidade que as próteses totais, principalmente mandibulares, apresentam. Os attachments atuais sofrem com deformação e perda de retenção precoce, o que leva a necessidade de sua troca. Com o avanço das tecnologias, attachments poliméricos podem ser produzidos por manufatura aditiva ou impressão 3D. Esse processo apresenta como vantagens a diminuição do tempo clínico, custos de produção e desperdício de materiais menor e maior precisão na confecção do produto obtido. Esse estudo propôs avaliar cápsulas para retenção de overdentures, produzidas por impressão 3D, por meio dos ensaios de resistência à compressão, dureza, rugosidade de superfície e simulação à fadiga, estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. Para avaliar a simulação à fadiga, as cápsulas (n=20) foram inseridas e removidas de mini-implantes de Ø 2,0 mm por 10 mm de comprimento, com attachment tipo bola (MDL; Intra-Lock System, São Paulo, SP) por 2900 ciclos de inserção / remoção. A deformação interna e externa das cápsulas foram avaliadas por meio de estereomicroscopia. Para as análises de compressão, dureza e rugosidade os corpos de prova (n=10) foram analisados antes e após o envelhecimento. O MEV foi realizado com magnificação de 200x e 2000x (n=3). Os dados foram submetidos a análise estatística ANOVA de dois fatores com ajuste de Bonferroni e análise não paramétrica de Wilcoxon e Kruskal-Wallis. Resultados: Para compressão após a termociclagem, todos os polímeros apresentaram valores de resistência a compressão maiores ($p < 0,05$). Para a dureza observou-se, após a termociclagem redução dos valores ($p < 0,05$). Para a rugosidade superficial, foi observado um aumento significativo após a termociclagem para o ABS ($p = 0,019$) e POM ($p = 0,036$). Para a simulação de resistência a fadiga o PLA e POM apresentaram os maiores valores de retenção comparados ao ABS ($p < 0,05$). Todos os materiais apresentaram redução nos valores de retenção ao final dos ciclos. Para a deformação do diâmetro interno da cápsula foi observado diferenças significantes com relação ao diâmetro interno antes e após o ensaio ($p < 0,05$). Quanto a morfologia de superfície, pequenas mudanças foram observadas após a termociclagem. A impressão 3D aliada aos polímeros apresentou viabilidade para a produção de componentes protéticos para overdentures com propriedades mecânicas adequadas que possibilitam sua utilização clínica.

Palavras-chave: Impressão Tridimensional, Overdenture, Retenção em Prótese Dentária, Implantes Dentários, Testes Mecânicos.

Abstract

ABSTRACT

CAMPOS, M.R. **Analysis of the Mechanical Properties and Microstructural of Different Polymers used in the Manufacture of Capsules for Overdentures Obtained By 3D Printing.** 2021. 112p. Dissertação (Mestrado em reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2021.

The association of overdenture type prostheses with dental implants improves the retention and stability problems that total dentures, especially mandibular, present. Attachments protect with deformation and early retention loss, which leads to the need for replacement. As technologies advance, polymeric attachments can be pursued by additive manufacturing or 3D printing. This process present advantages like the reduction of clinical time, less production cost and waste of materials and greater precision in the manufacture of the specified product. This study proposed to evaluate capsules for retention of overdentures, produced by 3D printing, through tests of compressive strength, hardness, resistance roughness and fatigue simulation, stereomicroscopy, and compression electron microscopy. To evaluate a fatigue simulation, how capsules (n = 20) were inserted and removed from mini-implants Ø 2.0 mm by 10 mm in length, with a ball-type accessory (MDL; Intra-Lock System, São Paulo, SP) for 2900 insertion/removal cycles. The formation of the inner and outer capsules was evaluated by stereomicroscopy. For the compaction, hardness and roughness analyzes of the specimens (n = 10) were amortized before and after aging. The SEM was performed with magnification of 200x and 2000x (n = 3). Data were collected by two-factor ANOVA with Bonferroni adjustment and Wilcoxon and Kruskal-Wallis nonparametric analysis. Results: For compression after thermocycling, all polymer compressive strength values increased (p < 0.05). For hardness it was observed, after thermocycling, a reduction in values (p < 0.05). For surface roughness, a significant increase was observed after thermocycling for ABS (p = 0.019) and POM (p = 0.036). For the simulation of fatigue resistance to PLA and POM dissipation of the highest retention values compared to ABS (p < 0.05). All materials reduction in the final retention values of the cycles. For the deformation of the inner diameter of the capsule, significant differences were observed in relation to the inner diameter before and after the test (p < 0.05). As for surface morphology, small changes were observed after thermocycling. 3D printing combined with polymers presented feasibility to produce attachments for overdentures with mechanical properties that enable their clinical use.

Keywords: Three-Dimensional Printing, Overdenture, Dental Prosthesis Retention, Dental Implants, Mechanical Tests.

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	34
2. PROPOSIÇÃO.....	42
2.1 Objetivo.....	44
2.2 Objetivos específicos	44
3. Material e Métodos	46
3.1 Material.....	48
3.1.1 <i>Polímeros utilizados no estudo</i>	48
3.1.2 <i>Resina Acrílica.....</i>	48
3.2 Métodos.....	48
3.2.1 <i>Modelagem tridimensional e impressão tridimensional.....</i>	48
3.2.2 <i>Resistência à Compressão</i>	52
3.2.3 <i>Dureza Superficial</i>	54
3.2.4 <i>Simulação a Fadiga</i>	55
3.2.5 <i>Análise morfológica por meio de Estereomicroscopia.....</i>	57
3.2.6 <i>Rugosidade superficial</i>	58
3.2.7 <i>Análise morfológica por meio da MEV.....</i>	59
3.2.8 <i>Termociclagem.....</i>	59
3.2.9 <i>Análise estatística</i>	60
4. RESULTADOS	62
4.1 Compressão	64
4.2 Dureza	64
4.3 Rugosidade	64
4.4 Simulação à Fadiga	66
4.5 Deformação analisada através do estereomicroscópio	70
4.6 Caracterização da superfície através da MEV	73
5. DISCUSSÃO	78
6. CONCLUSÃO.....	92
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96
APÊNDICE.....	110

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de técnicas e materiais para a reabilitação oral de pacientes com desdentamento total é contínuo. Com a perda dos dentes, ocorre um processo de reabsorção óssea e consequente perda da eficiência mastigatória (GONÇALVES et al., 2019; KUTKUT et al., 2018; VALENTE et al., 2019). A prótese total convencional é a primeira escolha para reabilitar esses pacientes, principalmente devido a situação socioeconômica do Brasil. Porém sua substituição por overdentures implantossuportadas é realizada devido a melhora significativa da retenção, estabilidade, eficiência mastigatória e qualidade de vida (ASSAF et al., 2017; ELSYAD et al., 2019; PADMANABHAN et al., 2019; PARK et al., 2019; ZHOU et al., 2020).

O grau de reabsorção óssea, saúde geral dos pacientes ou problemas psicológicos, pode limitar a utilização de implantes convencionais. A utilização de mini implantes, que são implantes com diâmetro reduzido, beneficia um grande número de pacientes. Isso porque se reduz o custo em virtude da ausência da necessidade de enxertos ósseos. Ainda, apresenta como vantagem um tempo de cicatrização reduzido devido a cirurgia ser feita sem retalhos e um pós-operatório menos doloroso (CATALÁN, MARTÍNEZ, MARCHESANI e GONZÁLES., 2016; KABBUA, AUNMEUNGTONG e KHONGKHUNTHIAN., 2020; VALENTE et al., 2019).

Diferentes tipos de attachments são utilizados para retenção e estabilização de overdentures. Dentre os mais utilizados, encontram-se o tipo barra/clip, o ring e locator (CHAWARE et al., 2020). O attachment tipo barra/clip apresenta como vantagem a retenção, estabilidade e a compensação de implantes não paralelos. Todavia, apresenta como desvantagem a dificuldade na higienização, possibilidade de presença de mucosites e hiperplasias gengivais (ELSYAD et al., 2019; FAJARDO et al., 2014; YABUL et al., 2018). Já o locator apresenta a possibilidade de correção de uma má angulação entre os implantes, baixo peso e retenção dupla. No entanto, é um tipo de sistema que perde a sua capacidade retentiva em um curto espaço de tempo, necessitando de reparos e manutenções frequentes (ELSYAD et al., 2019; SULTANA et al., 2017).

Um dos sistemas mais utilizados é o tipo ball/o'ring. Esse sistema é composto por dois componentes: o macho e a fêmea, denominados patrix e matrix, respectivamente. A parte macho do sistema é normalmente fabricada em titânio, enquanto a parte fêmea é fabricada a partir de vários materiais, como o plástico, ouro e o titânio (YABUL et al., 2018). É caracterizado pelo seu baixo custo, facilidade de higienização, inserção/remoção, adequada

retenção e boa distribuição do stress durante a mastigação, além de minimizar os movimentos da prótese (YABUL et al., 2018; VARSHNEY et al., 2019; VALENTE et al., 2019). Como desvantagem, destaca-se a perda de retenção do attachment, principalmente da parte fêmea ao longo do tempo, o qual durante o ciclo mastigatório e movimentos de inserção/remoção gera a fadiga do material. Isso provoca a abrasão dos compostos em titânio e pode ocasionar a fratura da base da prótese na região do attachment (LEITE et al., 2017; PASSIA et al., 2019; SULTANA et al., 2017; RAZA et al., 2018; YABUL et al., 2018).

As overdentures são próteses removíveis, onde o paciente realiza inserções e remoções para higiene da cavidade oral e do aparelho protético. Além disso, observa-se que uma força é necessária para a retirada e outra para a inserção, como ocorre no ciclo mastigatório e hábitos parafuncionais. Dessa forma, com o uso, o matrix tende a perder sua retenção (CHAVES et al., 2016; DA FOUNTOURA FRASCA et al., 2014; FATALLA et al., 2017; KANG et al., 2019; KIM et al., 2015). A diminuição da retenção ocorre devido à diferença no coeficiente de atrito entre os materiais utilizados no sistema, como metal e borracha do o'ring, metal para metal e plástico para metal. Assim, ocorre o desgaste e a deformação da superfície da borracha ou do plástico, que levará à perda de retenção. Ademais, esse processo pode ser explicado por reações químicas em que por meio desse atrito a borracha gera radicais livres que entram em contato com o metal e fazem com que o processo de deformação seja acelerado com a estabilização desses radicais (KIM et al., 2015). Outro fato a ser levado em consideração é a presença de micromovimentos, mormente se utilizarmos peças de marcas diferentes no mesmo sistema de retenção (BERBERI et al., 2016; MEMARIAN et al., 2018).

As deformações que ocorrem no matrix ou patrix de fixação se devem à capacidade de absorver as cargas que este sistema possui, reduzindo o estresse ao implante e tecidos circundantes (DA FOUNTOURA FRASCA et al., 2014; KANG et al., 2019; KIM et al., 2015). Essas deformações ocorrem devido a um movimento de rotação que a prótese exerce a qual provoca forças de compressão nos o'rings, bem como do material utilizado para higiene, o que afeta a retenção das fixações (DERAFSHI et al., 2015; MARIOTTO et al., 2020; MISCH., 2015;). Ainda, os attachments estão sujeitos a diferentes temperaturas, pH, enzimas, bactérias, alimentos abrasivos e forças oclusais dos atos mastigatórios (ALSHABIB, SILIKAS E WATTS., 2019; GALO SILVA et al., 2019; REDA, EL-TORKY e EL-GENDY., 2016).

O o'ring ou matrix é geralmente composto de nitrilo, caracterizado por sua resistência ao desgaste, compressão e corrosão. Porém, apresenta flexibilidade e resiliência, o

que confere a característica de rotação livre para este tipo de attachment (FATALLA et al., 2012). Há também, attachment bola confeccionado apenas em metal o que confere maior retenção ao sistema. Esses sistemas de metal usam a liga de ouro como componente de retenção. Esta liga apresenta ductilidade e maleabilidade que irão promover adaptação e manutenção do contorno, o que confere estabilidade de retenção (BAYER et al., 2009). Há também o rings compostos de poliamida. Estes mostram resultados de retenção mais elevados do que os o rings de nitrilo. Isso se deve ao fato da poliamida possuir características como resistência química, impacto e abrasão, além de oferecer flexibilidade, resistência à temperatura e estabilidade dimensional. Essas características podem ser usadas para explicar a maior rigidez desse tipo de o ring (MARIN et al., 2018).

Uma vez que a maioria dos attachments bola atuais sofre perda de retenção, estudos mostram que novos modelos de attachments foram feitos para tentar resolver os principais problemas relacionados a eles. Nestes estudos, cápsulas realizadas com Poliacetal (POM) e Polietilenotereftalato (PET) demonstram maior retenção do que o o ring metálico comercial. Esse fato pode ser atribuído ao aumento da rugosidade e dureza dos materiais poliméricos, bem como à expansão térmica que pode ter ocorrido durante o experimento, além do desenho e propriedades intrínsecas dos polímeros (GALO SILVA et al., 2019; VALENTE et al., 2019). Desse modo, os materiais utilizados para os attachments devem apresentar propriedades como resistência a compressão, boa dureza superficial, baixa rugosidade e boa resistência a fadiga para que seu uso seja indicado.

Visto a perda de retenção que os attachments são submetidos, a utilização de novas tecnologias aliada a materiais que diminuam o impacto ambiental durante a produção é benéfica para o desenvolvimento de um attachment com diferentes materiais. A impressão 3D é uma tecnologia que automatizou a produção dos materiais dentários, devido a otimização do tempo de produção, alta precisão, redução de custos, confecção de materiais com diferentes complexidades, geometrias e dimensões milimétricas, além da redução de até 40% do material residual da produção (ALHARBI et al., 2017; ISHIDA et al., 2016; METHANI et al., 2019; OLIVEIRA et al., 2019; STANSBURY et al., 2016). É considerada versátil devido a variedade de opções de uso na área odontológica, como a produção de restaurações protéticas, guias cirúrgicos, implantes e barras para protocolo, otimizando o tratamento não só para o profissional, mas também para os pacientes (BURTON et al., 2018; KIM et al., 2020; PARK et al., 2018; REKOW et al., 2020; VAN NOORT et al., 2012; ZIMMERMANN et al., 2020).

A seleção correta do material utilizado para a impressão interfere diretamente no sucesso do tratamento porquanto necessita de correta adaptação entre os componentes do

attachment para a manutenção da saúde periimplantar (PJETURSSON et al., 2018). Diferentes materiais têm sido relatados para a confecção de componentes protéticos. Dentre estes, o plástico, ouro, titânio, zircônia e alumina. A adesão e manutenção de bactérias depende desse material utilizado, visto que microrganismos podem aderir na superfície dos materiais e ocasionar doenças severas como pneumonia obstrutiva crônica, endocardite bacteriana, infecções generalizadas do trato respiratório, além de invadir a interface entre o implante e o componente protético e causar lesões ósseas, caracterizadas pela reabsorção da crista óssea e periimplantites (ALVES DE SOUSA et al., 2019; BHARATE et al., 2020; DE CAMPOS, BOTELHO e REIS., 2021; MANGANO et al., 2018).

Além disso, é imprescindível que o attachment apresente propriedades mecânicas adequadas, visto que ao ser submetido a forças oclusais ocorrem micromovimentos. Portanto, o material deve ser resistente o bastante para não sofrer desgaste acentuado, que pode aumentar a deformação e perda de retenção, além de resistência à corrosão, devido a presença de fluídos orais ácidos decorrentes do metabolismo de microrganismos e da dieta (LOPES et al., 2018; VETROMILLA et al., 2019; ZHAO et al., 2020).

Entretanto, para o uso da Impressão 3D, é necessário a utilização do CAD (Desenho assistido por computador) como parte integrante do sistema de produção. Introduzido na odontologia por Duret e Preston na década de 1970, três partes são fundamentais para o seu correto e completo funcionamento (ALHARBI et al., 2017). O CAD que coleta informações tridimensionais através do scanner em um processo denominado de triangulação, o qual através de ângulos formados durante o processamento, o computador cria o arquivo tridimensional no sistema. Esse arquivo é processado no software denominado Data acquisition e salvo normalmente em (.STL) para que possa ser fabricado. A impressora 3D, através dos arquivos salvos, processa o objeto previamente desejado e então produz o material físico (GIORDANO et al., 2016; REVEILLEAUA et al., 2019).

Dentre os métodos mais utilizados para a impressão em 3D se encontram o de stereolithography (SLA), direct metal laser melting (DMLS), selective laser sintering (SLS), selective laser melting (SLM), direct deposition modeling/jetting e o Fused Filament Fabrication (ALHARBI et al., 2017; MORGAN et al., 2016).

O método de estereolitografia, desenvolvido em 1984 por Charles Hull, é baseado no processo em que uma luz ativa uma reação fotoquímica onde um foco de feixe de luz ultravioleta promove a sensibilização do polímero líquido, o qual será depositado camada por camada, seguindo o seu projeto prévio realizado no CAD. Dentre suas vantagens podemos citar sua capacidade de fabricar objetos finos, com alta precisão e com superfícies lisas

(ALHARBI et al., 2017). Esse método é utilizado na confecção de mock-ups e restaurações dentais a base de resinas híbridas (ALHARBI et al., 2016; SANCHO-PURSADES et al., 2015).

O direct metal laser melting (DMLS) e selective laser sintering (SLS) são processos em que as camadas são formadas através da fusão de suas partículas a partir do laser de CO₂. O laser eleva a temperatura do material até o ponto de fusão de suas partículas de acordo com seu projeto no CAD. O DMLS é usado basicamente na fabricação de materiais a base de metal. Em contrapartida, o SLS é mais flexível e utiliza além de metais materiais como cerâmicas e polímeros (ALHARBI et al., 2017; WANG et al., 2020).

Quanto ao selective laser melting (SLM), seu método de fabricação de materiais consiste no derretimento do pó utilizando um laser de alta potência para confeccionar as camadas pré designadas no sistema (ALHARBI et al., 2017). Esse método é usado na confecção de partes metálicas na composição de coroas metalocerâmicas e implantes dentários (HUANG et al., 2015; OLIVEIRA et al., 2019).

O método direct deposition printing/jetting technique é realizado através do jateamento ou deposição direta do material de um bocal ou mesmo em fase de pó, que se solidifica imediatamente. Cada linha ou camada pode ser curada também por luz ultravioleta, tornando-a uma alternativa ao processo. É considerado simples, sendo capaz de produzir diversos materiais tendo como matéria prima resinas, termoplásticos, cerâmicas e zircônia (ALHARBI et al., 2017; SILVA et al., 2011).

O método de escolha para a fabricação das cápsulas, será o Fused Filament Fabrication (FFF), que é o mais utilizado para polímeros termoplásticos (ZANJANIJAM et al., 2020). Este consiste na elevação da temperatura de um filamento até o seu ponto de fusão e - através de um bico extrusor com diâmetro definido - o polímero passa do seu estado sólido para semissólido e, por fim, para o líquido quando então é depositado camada por camada na plataforma para produzir o objetivo final conforme pré-designado (SHAQOUR et al., 2020).

Diferentes polímeros foram relatados para a confecção de attachments, como o poliacetal, poliéteréterketone, polietileno tereftalato, politetrafluoretileno e polietileno (GALO SILVA et al., 2019; YUE et al., 2020; VALENTE et al., 2019). Este estudo propõe a utilização de três polímeros como materiais para a produção de cápsulas para overdentures, o ácido polilactico (PLA), acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) e o poliacetal ou polioximetileno (POM).

O ácido polilactico (PLA) consiste em um biomaterial esponjoso, hidrofóbico e caracterizado pela biocompatibilidade, baixa toxicidade, alta resistência e rigidez e

biossegurança (CHEN et al., 2019; CLIFTON et al., 2019; ELSAWY et al., 2017; MOLINERO-MOURELLE et al., 2018). Tem sido usado na área da saúde, principalmente na ortopedia, pois possui um bom meio para diferenciação de células, proliferação, formação de colágeno e a consequente formação óssea. Tem sido relatado na literatura através do uso em membranas, guias de regeneração óssea, reconstrução de defeitos ósseos, tratamentos com pinos, parafusos e sutura reabsorvível (ANBU et al., 2019; CHEN et al., 2019). No entanto, apresenta como desvantagem sua pouca resistência ao impacto. Apesar disso, é possível aumentar essa resistência com a adição de nanopartículas ou nanofibras, tendo como exemplo a hidroxiapatita HA e trifosfato de cálcio TCP (CHEN et al., 2019; ELSAWY et al., 2017).

O acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) é um polímero classificado como não biodegradável (MAZZANTI et al., 2019). Apresenta como vantagens sua biocompatibilidade, boa durabilidade, resistência ao impacto, resistência ao derretimento, tenacidade, estabilidade dimensional, capacidade de manuseio sem danos, resistência a química e a luz, reciclável e fácil impressão (BALARTI et al., 2019; BOHL et al., 2019; MAZZANTI et al., 2019; SINGH et al., 2016; ZHAO et al., 2018; ZIĄBKA et al., 2018). É utilizado para confecção de aparelhos eletrônicos, indústria têxtil, de construção civil e automobilística (BALART et al., 2019; ZHAO et al., 2020). Para a odontologia, foi relatada sua utilização para a confecção de coroas provisórias e protótipos para simulação de cirurgias bucomaxilofaciais (LIN et al., 2018; MOLINERO-MOURELLE et al., 2018).

O POM possui alta resistência à fadiga e ao escoamento, baixo coeficiente de atrito, elevada resistência a abrasão, estabilidade dimensional e resistência a corrosão (GALO SILVA et al., 2019; ROSCA, RAMALHO, FERNANDES e PORTUGAL., 2016). Não absorve água ou saliva - sendo caracterizado como hidrofóbico - e não apresenta porosidade, razão pela qual reduz a ocorrência de odores e manchas, bem como a adesão de material biológico (ROSCA, RAMALHO, FERNANDES e PORTUGAL., 2016). Na área odontológica foi utilizado para confeccionar componentes protéticos para retenção de overdentures (GALO SILVA et al., 2019; VALENTE et al., 2019).

Ante o exposto, o objetivo deste estudo *in vitro* é comparar as propriedades mecânicas e microestruturais de três diferentes polímeros (ABS, PLA e POM) para a confecção de cápsulas obtidas através do método Fused Filament Fabrication com a finalidade de reter overdentures suportadas por mini-implantes. A hipótese nula é de que as cápsulas fabricadas com ABS, PLA e POM não terão diferenças quando comparadas entre si no que se referem às propriedades mecânicas, força de retenção e deformação após a simulação a fadiga.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo

O objetivo desse estudo foi analisar comparativamente as propriedades mecânicas e microestruturais de diferentes polímeros como Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno (ABS), Ácido polilático (PLA) e o polioximetileno ou poliacetal (POM) que foram empregados para fabricação de cápsulas para overdentures obtidos por impressão 3D.

2.2 Objetivos específicos

- Análise da resistência à compressão.
- Análise da rugosidade de superfície.
- Determinação da Dureza.
- Análise de deformação no estereomicroscópio
- Simulação à fadiga.
- Análise morfológica por Microscopia Eletrônica de Varredura.
- Termociclagem.

3. Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Material

3.1.1 Polímeros utilizados no estudo

Os polímeros utilizados nesse estudo foram o Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno (ABS), Ácido poliláctico (PLA) e o polioximetileno ou poliacetal (POM).

Material	Aplicações
ABS	Brinquedos, telefones, capacetes de segurança. Automóvel: painéis interiores, pilares, assentos, grelhas, painéis de instrumentos, carcaças de espelhos.
PLA	Embalagens, utensílios domésticos, peças para aplicações biomédicas como hastes de fixação, placas, pinos, parafusos, implantes e cobertura de feridas.
POM	Trilhos deslizantes, elementos corredeiros, engrenagens, parafusos, buchas, roscas, correntes, vidros e travas elétricas, torneiras, fechaduras, retentores e palhetas de instrumentos musicais.

Os polímeros foram comprados de forma online da empresa 3DX filamentos, situada em São Caetano do Sul, São Paulo. Estes, vieram como filamentos com 1,75mm de diâmetro.

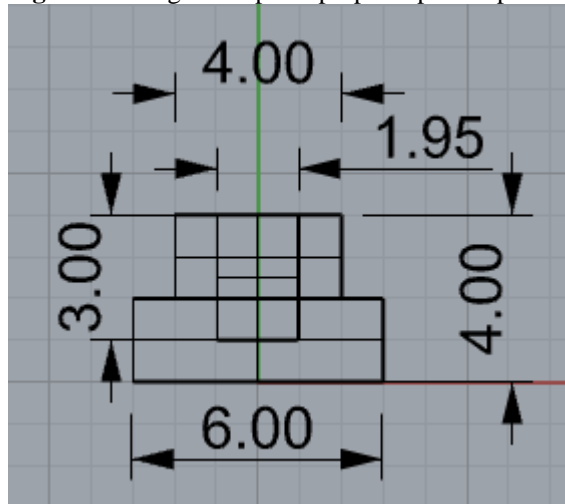
3.1.2 Resina Acrílica

A resina acrílica utilizada nesse estudo foi a autopolimerizável da cor rosa, da marca comercial Classico®.

3.2 Métodos

3.2.1 Modelagem tridimensional e impressão tridimensional

Os corpos de prova e cápsulas (Figura 1) foram realizados em um programa de modelagem tridimensional (Rhinoceros® 3D). Para que a impressão pudesse ser realizada, o arquivo no formato .STL foi levado ao software FlashPrint (Flashforge 3D technology Co., LTD, Zhejiang), que faz o elo do Rhinoceros para a impressora e define os parâmetros de impressão. A impressão foi realizada através da Impressora do tipo fechada FlashForge Creator Pro® (Flashforge 3D technology Co., LTD, Zhejiang) (Figura 2).

Figura 1. Design de cápsula proposta para impressão 3D.

Fonte: Autoria Própria

Figura 2. Impressora 3D Flashforge Creator Pro.

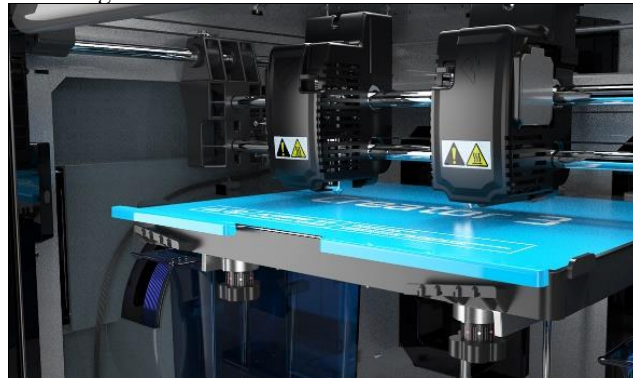
Fonte: Google Imagens

Por ser um trabalho inicial, com testes para comparação entre os métodos de impressão com o torneamento, neste trabalho estabeleceu parâmetros pré-definidos para a impressão do Poliacetal: Bico extrusor de 0,4mm, Temperatura do bico extrusor de 230°C, Temperatura ambiente (25°C), Temperatura de mesa (80°C), ventilação interna o tempo integral, altura da camada inicial de 0,27mm e das seguintes 0,18mm, com velocidade de extrusão de 60mm/s.

Para chegar nesses parâmetros diversas tentativas foram feitas para a confecção dos corpos de prova, uma vez que o Poliacetal por ser um material autolubrificante apresentou grande dificuldade para a impressão dos corpos de prova propostos (ROSCA et al., 2016; GALEJA et al., 2020).

A aderência das primeiras camadas e das demais camadas subsequentes foi um dos desafios a serem contornados para se imprimir adequadamente o Poliacetal. A primeira forma para contornar esse problema foi a busca por materiais que apresentassem maior aderência ao Poliacetal, visto que a utilização de um material fixador (cola de bastão) na plataforma previamente a impressão não demonstrou aderência suficiente dessas camadas. (Figura 3 e Figura 4).

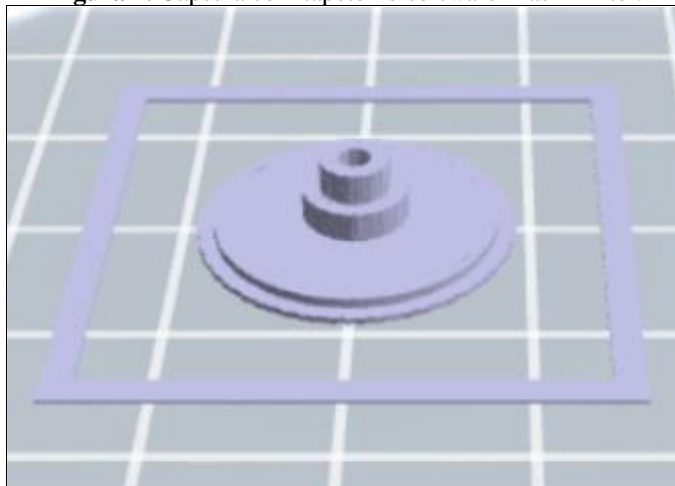
Figura 3. Plataforma de alumínio da Impressora FlashForge Creator Pro.



Fonte: Google Imagens

Dessa forma, para sanar o problema de aderência, foi criado através do software para impressão FlashPrinter um tapete, que consiste em uma base circular maior que o projeto desejado para impressão. Esse tapete se adere a plataforma em conjunto com o material fixador, de forma que a cápsula seja impressa sem deslocamento da plataforma, imprimindo o projeto desejado. (Figura 5).

Figura 4. Cápsula com tapete no software FlashPrinter.



Fonte: Autoria Própria

Visto a aderência da cápsula a plataforma, houve um problema com relação ao derretimento da superfície do cilindro interno da cápsula, que não permitia sua inserção a attachment no corpo dos minis implantes. Para resolução do problema, o diâmetro do orifício interno da cápsula foi aumentado para 1,95mm, além da impressão de mais de uma cápsula por vez, tendo sido obtido o sucesso com a impressão de 4 cápsulas por vez (Figura 5). Vale destacar que a cada impressão a cola aderida na plataforma era removida e uma nova aplicação era feita previa ao próximo turno de impressão.

Figura 5. Cápsulas de Poliacetal mostrando o tapete e remanescente de materiais fixadores para tentar amenizar o problema da não aderência do material a superfície da plataforma.

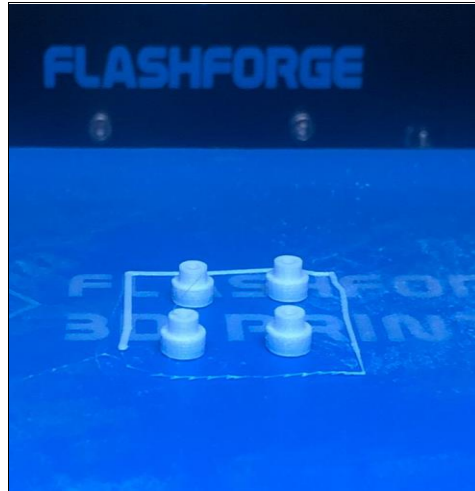


Fonte: Autoria própria

Com os mesmos parâmetros, os corpos de prova para compressão, rugosidade e dureza foram impressos, havendo alteração na eliminação do tapete para os corpos de rugosidade e dureza, visto a dificuldade de destacar o tapete dos corpos de prova, danificando-os, além de não se deslocarem sem a presença do mesmo da plataforma de impressão.

Para a impressão do PLA foram utilizados parâmetros pré-definidos para a impressão: Bico extrusor de 0.4mm, Temperatura do bico extrusor de 210°C, Temperatura ambiente (25°C), Temperatura de mesa (70°C), ventilação interna o tempo integral, altura da camada inicial de 0,27mm e das seguintes 0,18mm, com velocidade de extrusão de 60mm/s. Os mesmos parâmetros com relação a número de impressões por vez foram seguidos, ou seja, 4 objetos impressos por turno (Figura 6). O tapete também foi inserido para a impressão, com o uso de material para fixação (cola de bastão) do objeto a plataforma adicionado uma única vez prévia a impressão de todos os objetos. Os corpos de prova de rugosidade e dureza não necessitaram do tapete para o sucesso da impressão.

Figura 6. Cápsulas de PLA impressas sobre a plataforma.



Fonte: Autoria própria.

Os parâmetros para a impressão do ABS também foram pré-definidos para a impressão: Bico extrusor de 0.4mm, Temperatura do bico extrusor de 215°C, Temperatura ambiente (25°C), Temperatura de mesa (105°C), ventilação interna tempo integral, altura da camada inicial de 0,27mm e das seguintes 0,18mm, com velocidade de extrusão de 60mm/s. Foram impressas também com 4 objetos por turno, com tapete em todos, exceto para os corpos de prova de dureza e rugosidade (Figura 7). Nenhum material de fixação foi utilizado para o ABS.

Figura 7. Imagem com vista superior da parte interna da Impressora Flash Forge Creator Pro e sua plataforma ao finalizar a impressão de corpos de prova para o ensaio de compressão com ABS.



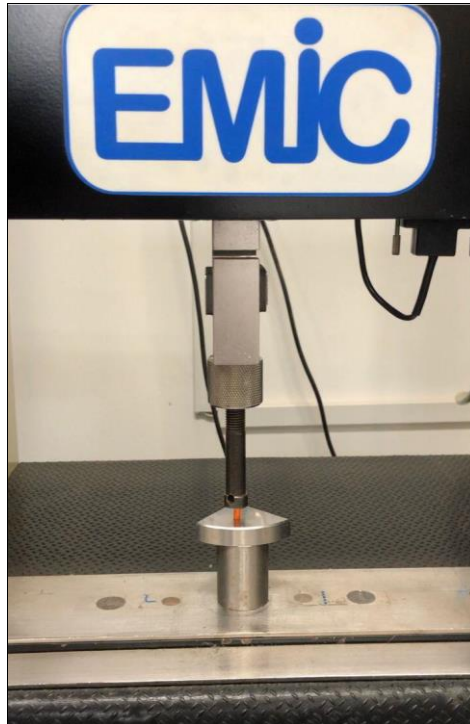
Fonte: Autoria Própria

3.2.2 Resistência à Compressão

O ensaio mecânico de compressão foi realizado de acordo com a norma ASTM D 695 *Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*. Os corpos de prova que foram utilizados no ensaio de compressão possuem secção cilíndrica, com altura

equivalente ao dobro do diâmetro, ou seja, 8 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Foram impressos 10 corpos de prova de cada material. Para análise das amostras foi utilizada a Máquina Universal de Ensaio EMIC DL-2000® (EMIC, São José dos Pinhais - PR, Brasil) (Figura 8 e 9), com célula de carga de 1000 Kgf e velocidade de 1 mm/min. A máquina universal de ensaios produzida pela EMIC foi calibrada para trabalhar na velocidade desejada, que indica a força total de ruptura dos corpos de prova. Foi utilizado um programa Tesc® versão 2.0, que acompanhou a máquina e arquivou os resultados em um banco de dados na forma de gráficos e valores numéricos em MPa. Os valores de resistência encontrados foram comparados com os valores máximos de força produzidos pelos músculos mastigatórios, o que sugere a carga máxima que essas cápsulas suportarão quando em função.

Figura 8. Máquina Universal de Ensaios EMIC DL-2000® (EMIC, São José Dos Pinhais – PR, Brasil) iniciando a análise de compressão do corpo de prova de ABS – LIPEM/USP.



Fonte: Autoria própria

Figura 9. Corpo de prova de ABS após análise de compressão pela Máquina Universal de Ensaios EMIC DL-2000® (EMIC, São José Dos Pinhais – PR, Brasil) – LIPEM/USP.



Fonte: Autoria própria

3.2.3 Dureza Superficial

A resistência ao desgaste dos materiais é determinada pela sua dureza. A superfície estará em constante contato com as condições do meio bucal, como variação de pH, de temperatura e forças diversas. Dessa forma, uma dureza maior da superfície, pode fazê-la resistir por mais tempo ao desgaste. Devido ao constante atrito dos attachments tipo bola dos implantes com as cápsulas de overdenture, essas estão sujeitas ao desgaste, principalmente em sua porção interna. Foram impressos 10 corpos de prova de cada material (n=10). O ensaio de dureza superficial foi realizado de acordo com a norma ASTM-D-2240, sendo especificado que os corpos de prova possuam dimensões de $\varnothing 9$ mm x 2 mm de altura. A dureza Shore A foi medida no durômetro Zwick, que tem relevada importância na análise em materiais rígidos e está relacionado às propriedades das superfícies dos polímeros. O método prescrito nessa norma, permite medir a penetração, após um tempo especificado, por um durômetro. Para realização do ensaio, os corpos de prova foram posicionados sob a haste vertical do durômetro, a uma distância de aproximadamente 2mm da ponta de penetração e submetidos a força constante de 1kg (ASTM 2240-64), por 5 segundos. Um operador previamente calibrado realizou 3 mensurações de dureza em cada espécime para a obtenção de um valor médio e os resultados foram fornecidos em unidades de Shore A (ASTMD 2240-81, 1983) (Figura 10).

Figura 10. Corpo de prova de Poliacetal em análise através do durômetro Zwick (Shore A) - Laboratório de Metrologia.



Fonte: Autoria própria

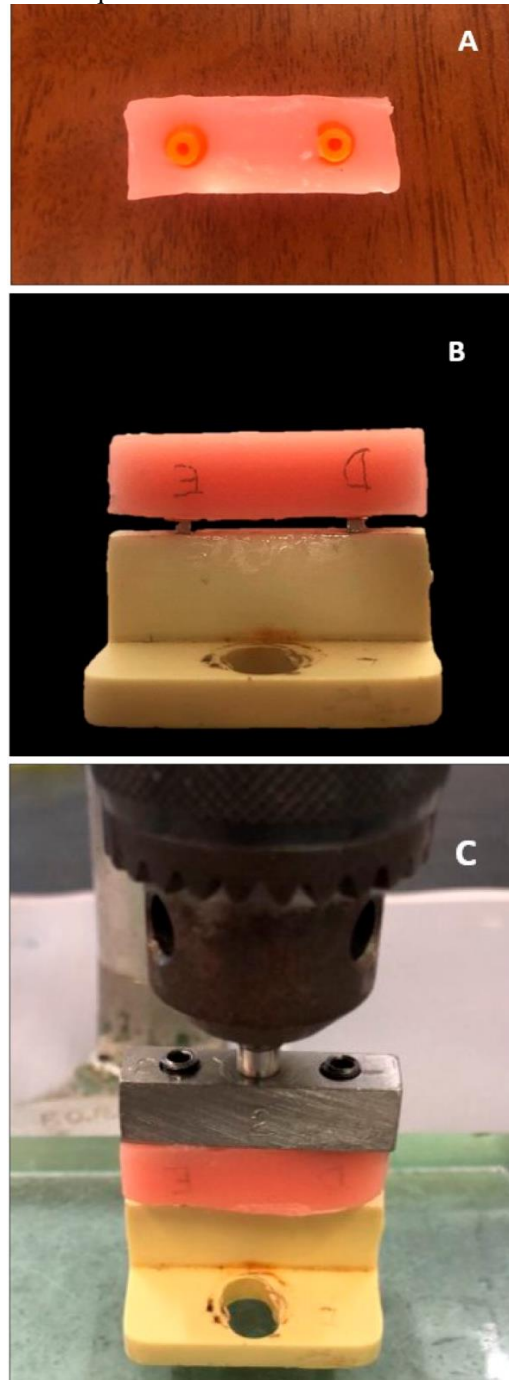
3.2.4 Simulação a Fadiga

A análise da simulação à fadiga demonstra a relativa durabilidade dos materiais quando submetidos à inserção e remoção dos implantes diariamente. A efetividade desses materiais foi avaliada de acordo com a metodologia proposta em 2009, por Rodrigues *et al.*, através da análise de simulação à fadiga utilizando-se um equipamento que simula os movimentos de inserção/remoção da overdenture, projetado pela Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto FORP-USP. A máquina de fadiga possui uma caixa de acrílico onde o dispositivo com os implantes foi fixado na base da caixa. Dentro dessa caixa de acrílico há uma resistência que eleva a temperatura da água para simular a temperatura normal da boca a 37°C.

Neste estudo foi utilizada uma matriz de poliuretano para simular a mandíbula, com dimensões de 20x10x30 mm, que serviu de base para a colocação dos mini-implantes com 2,0 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento (MDL, 2.010M da Intra-Lock System, São Paulo, SP). Estes, foram posicionados paralelos um em relação ao outro a uma distância de 25mm entre si. Para a inserção das cápsulas na resina acrílica, a resina acrílica foi manipulada (Clássico Mercadorias Odontológicas Ltd, São Paulo, Brasil) e vertida, ainda fluida, na matriz de silicone. As cápsulas foram capturadas na resina acrílica abaixando a haste móvel do delineador. O conjunto permaneceu unido até a polimerização da resina acrílica. Então, os corpos de prova foram adaptados no dispositivo que os fixa na máquina de fadiga. O corpo de prova foi acoplado junto ao dispositivo metálico ao reembarar com resina acrílica, ainda em fase fluida, nos alvíos do corpo de prova (Figura 11). O dispositivo metálico possui um cilindro em sua parte superior, e é através dele que o conjunto dispositivo/corpo de prova foi fixado na máquina em uma haste

móvel que realiza os movimentos de inserção e remoção do corpo de prova sobre os mini-implantes.

Figura 11. Imagem A. Corpo de prova reembasado em resina acrílica. B. Cápsulas encaixadas com o corpo de prova na matriz com o attachment bola. C. Corpo de prova sendo reembasado nos alívios junto ao delineador para a cópia das roscas de fixação da máquina de ensaio.



Fonte: Autoria própria

Um total de 120 cápsulas, usadas aos pares ($n=20$), foram testadas ao longo do estudo. Um total de 2900 ciclos, por corpo de prova, simulou a inserção e remoção das overdentures ao longo de um período de dois anos, quatro ciclos completos

(inserção/remoção) por dia. O teste foi feito com 20 ciclos/minuto. Os dados foram analisados em intervalos correspondentes a 0, 6, 12, 18, e 24 meses de utilização da prótese overdenture. O valor estabelecido para cada intervalo de tempo corresponde à média aritmética de 10 ciclos de inserção/remoção consecutivos. A força necessária para cada ciclo de inserção/remoção foi registrada pelo software de computador (LabVIEW 8.0; National Instruments, Austin, TX, EUA), ligado a uma célula de carga no aparelho de ensaio (Rodrigues et al., 2009). Através dessa célula de carga, foram registrados os picos de inserção de remoção dos corpos de prova (Figura 12).

Figura 12. Máquina de ensaios de simulação a fadiga desenvolvida por Rodrigues et al., 2009. Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese sobre Implantes.



Fonte: Autoria própria

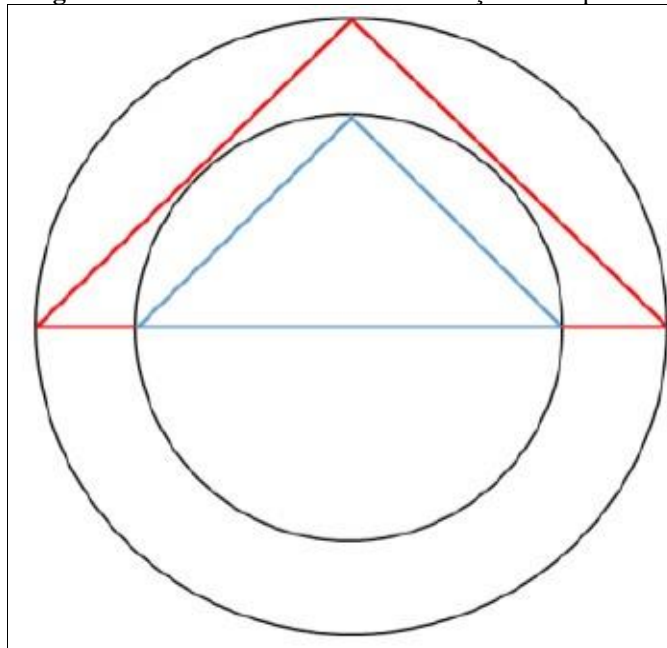
3.2.5 Análise morfológica por meio de Estereomicroscopia

Utilizando estereomicroscópio Leica (Wetzlar, Alemanha), foi realizada a captura das imagens antes e após o ensaio de fadiga para analisar a deformação resultando do ensaio. As imagens foram analisadas com um aumento de 20x e parâmetros específicos para cada polímero. Para o PLA, foi utilizado como parâmetro a exposição de 76,2 ms, ganho de 2.3x, saturação de 1,00 e gamma de 0,99. Para o ABS, exposição de 118,1ms, ganho de 2,5x,

saturação de 1,00 e gamma de 0,99. Já para o Poliacetal, exposição de 124,0ms, ganho de 2,5x, saturação de 1,00 e gamma de 0,99.

Como verificado por Valente et al. em 2019, não houve diferença estatística entre a forma de se avaliar a deformação: entre realizar medidas horizontais e verticais dos diâmetros internos e externos e realizar medidas pegando-se três pontos, de acordo com os esquemas da Figura 13. Assim, para obtenção da deformação subtrai-se a medida obtida após o ensaio de fadiga da medida inicial. Desta forma, foi utilizada a forma de medida através dos 3 pontos para avaliar a deformação após os testes de fadiga.

Figura 13. Método de análise de deformação das cápsulas.

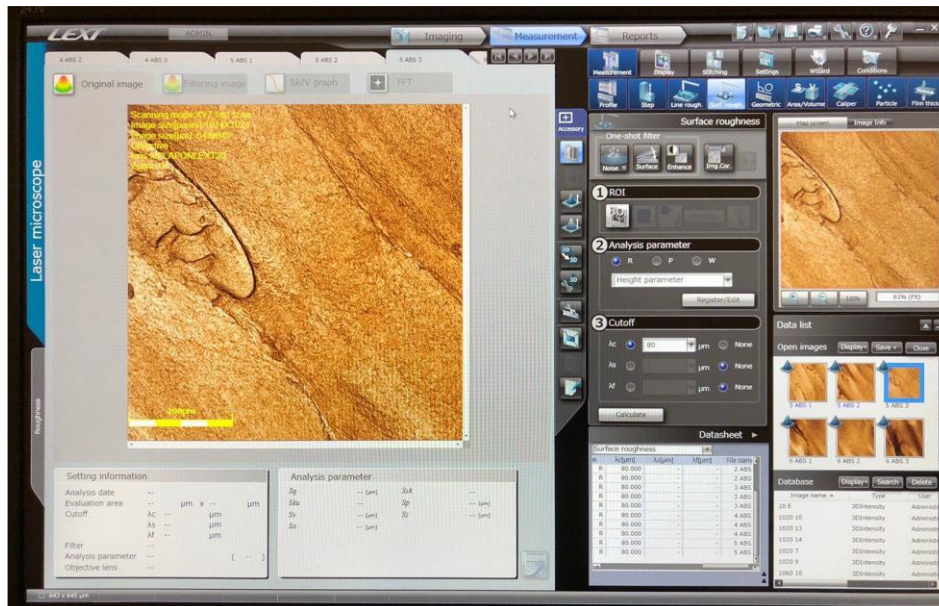


Fonte: Valente et al., 2019

3.2.6 Rugosidade superficial

Os corpos de prova para rugosidade em formato de disco foram analisados antes e após a termociclagem com o auxílio do microscópio confocal a laser 3D (LEXT 4000; Olympus, Hamburgo, Alemanha) do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP, com lentes objetivas (MPLAPON) de 20x. 3 medidas para cada corpo de prova foi realizada para cada polímero de acordo com os parâmetros para rugosidade média da área de superfície total S_a [μm] (Figura 14). A coleta dos dados também foi finalizada para colocação em tabela para melhor visualização dos resultados.

Figura 14. Imagem do Software do microscópio LEXT após a captura da imagem para captação dos dados de rugosidade média – Laboratório de Odontologia Restauradora.



Fonte: Autoria própria

3.2.7 Análise morfológica por meio da MEV

A microscopia eletrônica de varredura nos permite observar a conformação da superfície do material de forma legível e com riqueza de detalhes. Para a análise morfológica foram utilizados 3 corpos de prova (9mm x 2mm) de cada material.

As imagens foram obtidas com aumentos de 250 e 2000x, com EHT de 2kV. O microscópio eletrônico de varredura (Carl Zeiss EVO® LS 15 - Alemanha) que foi utilizado no estudo, opera nos modos de alto vácuo e baixo vácuo. Um feixe de elétrons (elétrons primários) é emitido termionicamente a partir de um filamento de tungstênio e, após correção de percurso por lentes condensadoras e ajuste de foco por lente objetiva, atinge a amostra a ser analisada.

Dessa interação são gerados elétrons (elétrons secundários), responsáveis pela formação de imagens topográficas. Para a obtenção das imagens da superfície dos corpos de prova, estes foram fixados em um stub de alumínio. A cobertura com ouro, ou seja, a metalização, necessária para a condução do feixe de elétrons, foi feita através do aparelho Sputtercoating EMITECH K 550 (Emitech Ltda., Inglaterra).

3.2.8 Termociclagem

Foi realizada a termociclagem dos corpos de prova para todos os ensaios, exceto simulação a fadiga para que possam ser analisados qualquer alteração estrutural e microestrutural na superfície e corpo dos polímeros utilizados no presente estudo. Foi realizada na termocicladora (MSCT – 3 Plus; Marcelo Nucci – ME; São Carlos, SP, Brazil),

através da alternância de temperaturas de 5°C para 55°C em água destilada, com 30 segundos em cada temperatura e 10 segundos de transição, 1 ciclo/minuto, totalizando 10.000 ciclos térmicos, o que corresponde a 1 ano de clínico de uso (GALE e DARVELL., 1999).

3.2.9 *Análise estatística*

Verificada a distribuição dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk, aplicou-se ANOVA de dois fatores com ajuste de Bonferroni para resistência a compressão, dureza, rugosidade superficial e resistência a fadiga. Para os dados de deformação foi aplicada análise não paramétrica de Wilcoxon para a comparação antes e após termociclagem e Kruskal-Wallis para comparar os polímeros. As diferenças foram consideradas estatisticamente significativas quando $p < 0,05$ (SPSS v20, IBM, Armonk, EUA).

4. Resultados

4. RESULTADOS

4.1 Compressão

De acordo com a Tabela 1, na comparação entre os materiais, antes da termociclagem, o ABS apresentou a menor média de resistência a compressão, estatisticamente diferente do PLA ($p < 0,001$) e POM ($p < 0,001$), que não tiveram diferença significativa quando comparados entre si ($p = 0,416$). Após a termociclagem, diferença significativa foi observada entre os polímeros ($p < 0,05$), tendo o PLA obtido o maior valor e o ABS o menor. Comparando-se o efeito da termociclagem para cada material verificou-se, de maneira geral, que após a termociclagem todos os polímeros apresentaram maior resistência a compressão ($p < 0,05$).

Tabela 1. Média (DP) da resistência à compressão (N) dos polímeros, antes e após a termociclagem

Termociclagem	Polímeros		
	ABS	PLA	POM
Antes	35,49 (3,23) ^{Aa}	61,46 (2,92) ^{Ba}	63,76 (3,67) ^{Ba}
Após	44,85 (3,01) ^{Ab}	84,27 (2,99) ^{Bb}	71,52 (4,44) ^{Cb}

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os materiais (ANOVA; $p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística antes e após a termociclagem (ANOVA; $p < 0,05$).

4.2 Dureza

De acordo com a Tabela 2, na comparação entre os materiais, antes da termociclagem, diferença significativa na dureza superficial foi observada apenas entre o ABS e POM ($p = 0,001$) com maior média do ABS. Após a termociclagem, menor média foi observada para o POM, com diferença do ABS ($p = 0,002$) e PLA ($p < 0,001$). Comparando-se o efeito da termociclagem para cada material verificou-se, de maneira geral, redução da dureza superficial ($p < 0,05$).

Tabela 2. Média (DP) da dureza superficial (Shore A) dos polímeros, antes e após a termociclagem

Termociclagem	Polímeros		
	ABS	PLA	POM
Antes	94,95 (1,58) ^{Aa}	92,35 (3,32) ^{ABa}	89,26 (3,54) ^{Ba}
Após	86,26 (3,00) ^{Ab}	88,83 (1,52) ^{Ab}	81,13 (3,97) ^{Bb}

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os materiais (ANOVA; $p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística antes e após a termociclagem (ANOVA; $p < 0,05$).

4.3 Rugosidade

De acordo com a Tabela 3, na comparação entre os materiais, antes da termociclagem, o POM apresentou maior rugosidade superficial, diferente estatisticamente do

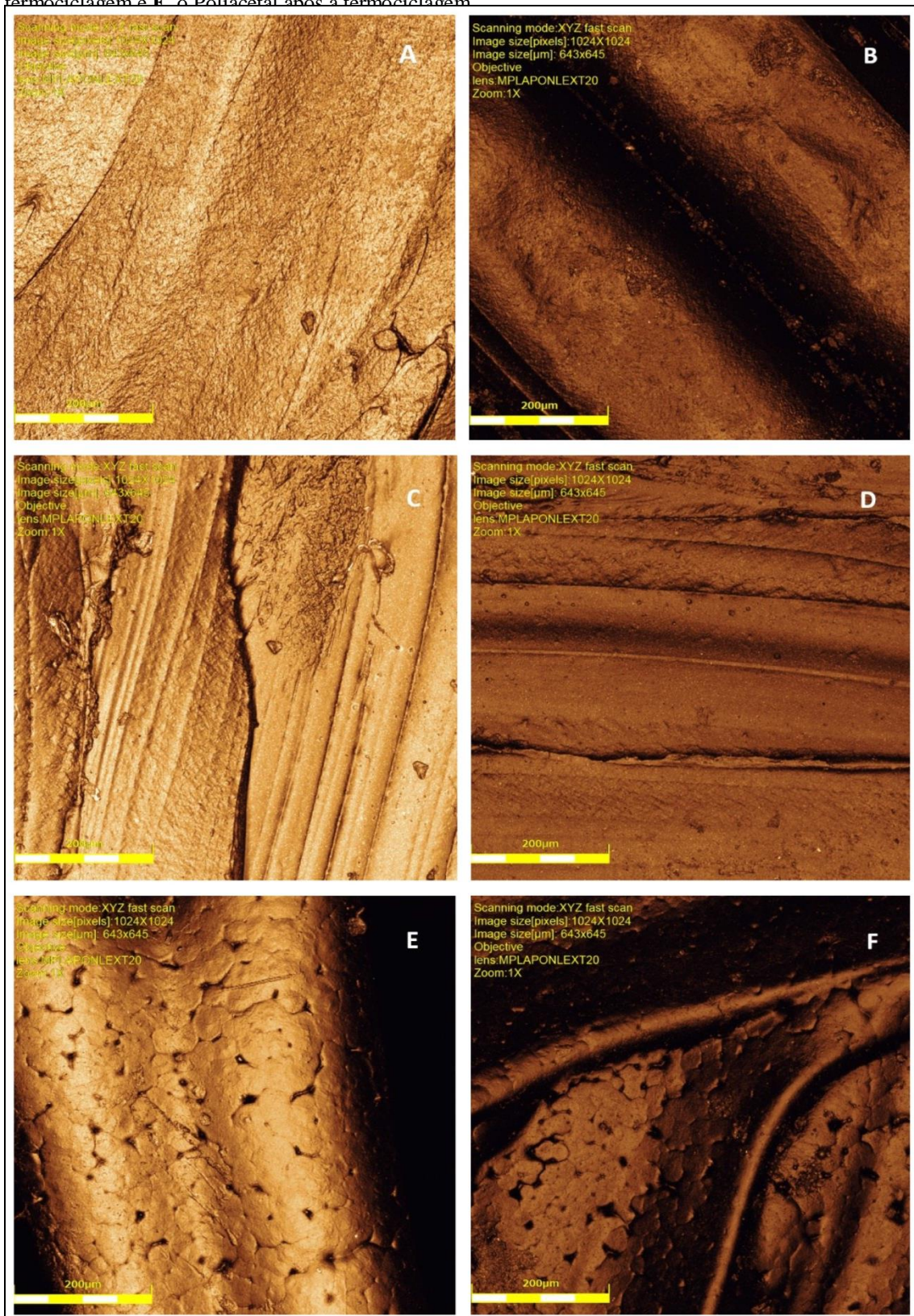
ABS ($p=0,023$). Após a termociclagem, maior média também foi observada para o POM, com diferença do ABS ($p=0,009$) e PLA($p=0,048$). Comparando-se o efeito da termociclagem para cada material verificou-se aumento significativo da rugosidade superficial para o ABS ($p=0,019$) e POM ($p=0,036$), o polímero PLA não apresentou diferença significativa ($p=0,413$) (Figura 15).

Tabela 3. Média (DP) da rugosidade superficial (μm) dos polímeros, antes e após a termociclagem

Termociclagem	Polímeros		
	ABS	PLA	POM
Antes	0,56 (0,18) ^{Aa}	1,13 (0,61) ^{ABa}	1,46 (1,02) ^{Ba}
Após	1,14 (0,42) ^{Ab}	1,32 (0,33) ^{Aa}	1,97 (0,82) ^{Bb}

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os materiais (ANOVA; $p<0,05$). Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística antes e após a termociclagem (ANOVA; $p<0,05$).

Figura 15. Imagens obtidas através da microscopia confocal a laser com um aumento de 20x da superfície do ABS. A imagem **A.** encontra-se o ABS previamente a termociclagem e a **B.** o ABS termociclado, **C.** o PLA previamente a termociclagem, **D.** PLA após a termociclagem, **E.** o Poliacetal previamente a termociclagem e **F.** o Poliacetal após a termociclagem.



4.4 Simulação à Fadiga

Com relação às polímeros, o PLA e POM apresentaram os maiores valores de força de retenção em comparação ao ABS ($p < 0,05$) em todos os tempos avaliados T0-T24, semelhança estatística entre os materiais foi observada apenas no T0 para ABS e POM ($p = 0,092$) e T6 para PLA e POM ($p = 0,854$) (Tabela 4).

Redução significativa da força de retenção foi observada para o ABS quando comparado o T0 em relação aos demais tempos ($p < 0,05$). Para o PLA também foi observada redução da retenção ao longo do período avaliado, com diferença significativa entre todos os tempos ($p < 0,05$). O mesmo comportamento foi observado para o POM, porém, neste caso, os tempos T0/T6 ($p = 0,281$) e T0/T12 ($p = 0,051$) apresentaram semelhança estatística (Tabela 4).

Tabela 4. Média (DP) da força de retenção (N) dos polímeros ao longo do tempo (meses)

Tempo (meses)	Força de Retenção (N)		
	ABS	PLA	POM
0	25,18 (7,32) ^A	42,91 (12,54) ^B	31,81 (7,56) ^A
6	3,03 (1,04) ^A	26,16 (6,37) ^B	27,91 (6,09) ^B
12	1,76 (0,68) ^A	20,45 (5,14) ^B	26,36 (5,19) ^C
18	1,35 (0,59) ^A	16,80 (3,27) ^B	24,10 (5,15) ^C
24	1,19 (0,48) ^A	14,95 (3,00) ^B	22,71 (4,81) ^C

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os materiais (ANOVA; $p < 0,05$)

Na tabela 5, 6 e 7 e gráficos 1,2 e 3 encontram-se os valores de retenção para as cápsulas de ABS, PLA e Poliacetal respectivamente para os intervalos de tempo de 6, 12, 18 e 24 meses de simulação de uso.

Tabela 5. Valores para retenção das cápsulas poliméricas de ABS para os tempos de 0, 6, 12, 18 e 24 meses.

	0	6	12	18	24
ABS 1	22,99	2,49	1,58	1,40	0,87
ABS 2	26,99	3,70	2,34	1,93	1,74
ABS 3	31,86	4,88	1,33	0,63	0,63
ABS 4	23,61	2,88	2,55	1,59	2,03
ABS 5	24,29	3,38	1,87	1,41	1,31
ABS 6	27,07	2,66	1,44	1,31	1,06
ABS 7	20,58	3,02	2,36	2,03	1,69
ABS 8	35,99	2,08	1,48	1,14	1,03
ABS 9	35,84	3,25	2,17	1,83	1,60
ABS 10	22,86	3,56	1,77	1,14	0,95
ABS 11	39,16	3,45	1,67	1,03	0,95
ABS 12	19,66	2,68	1,24	1,08	1,18
ABS 13	18,04	3,61	1,61	1,10	0,96
ABS 14	24,48	1,50	1,26	1,08	1,05
ABS 15	13,36	1,71	1,31	1,33	1,30
ABS 16	29,55	4,25	1,62	0,89	0,82
ABS 17	28,38	1,65	1,02	0,60	0,49
ABS 18	22,61	5,28	4,05	3,28	2,34
ABS 19	9,50	1,64	1,08	0,83	0,63
ABS 20	26,87	3,08	1,58	1,51	1,21

Gráfico 1. Valores de retenção em força (N) x tempo decorrido para as cápsulas de ABS.

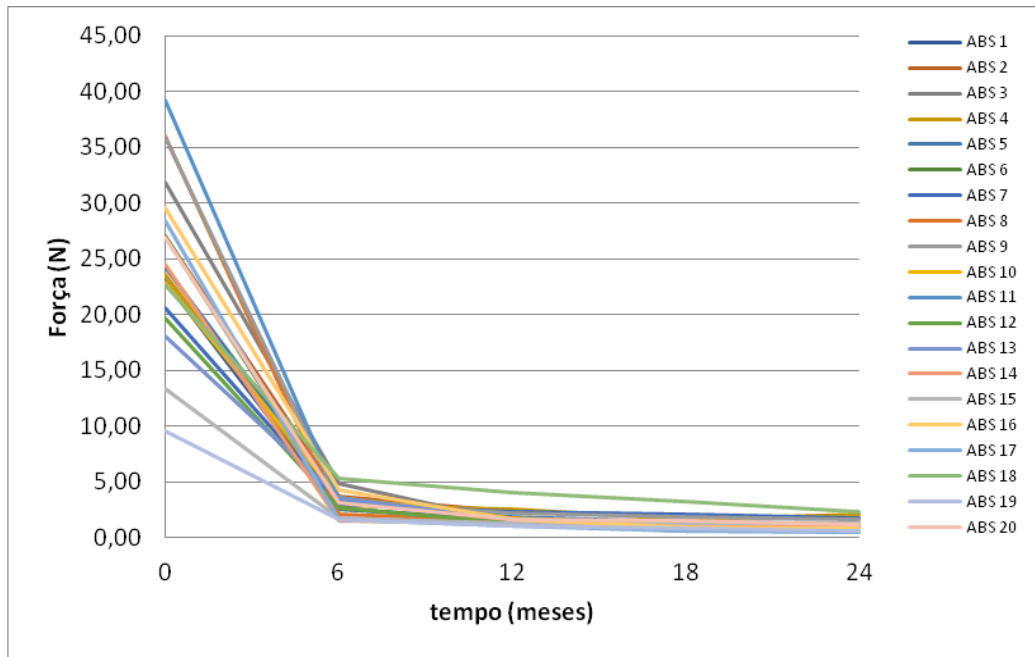
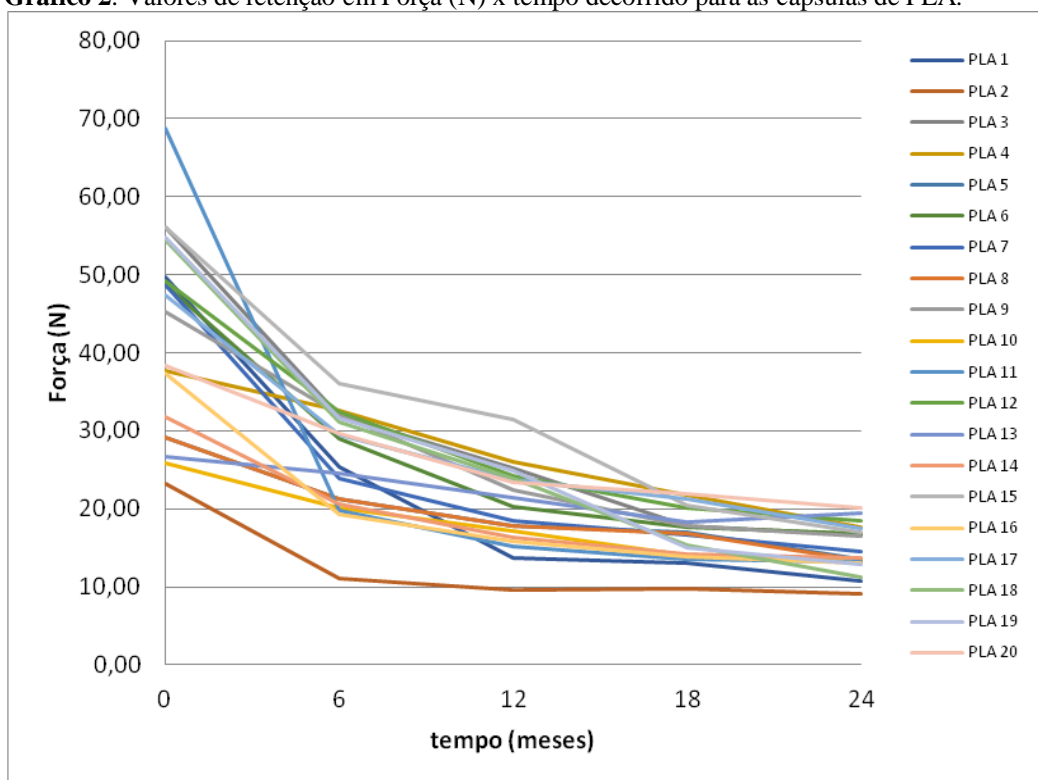
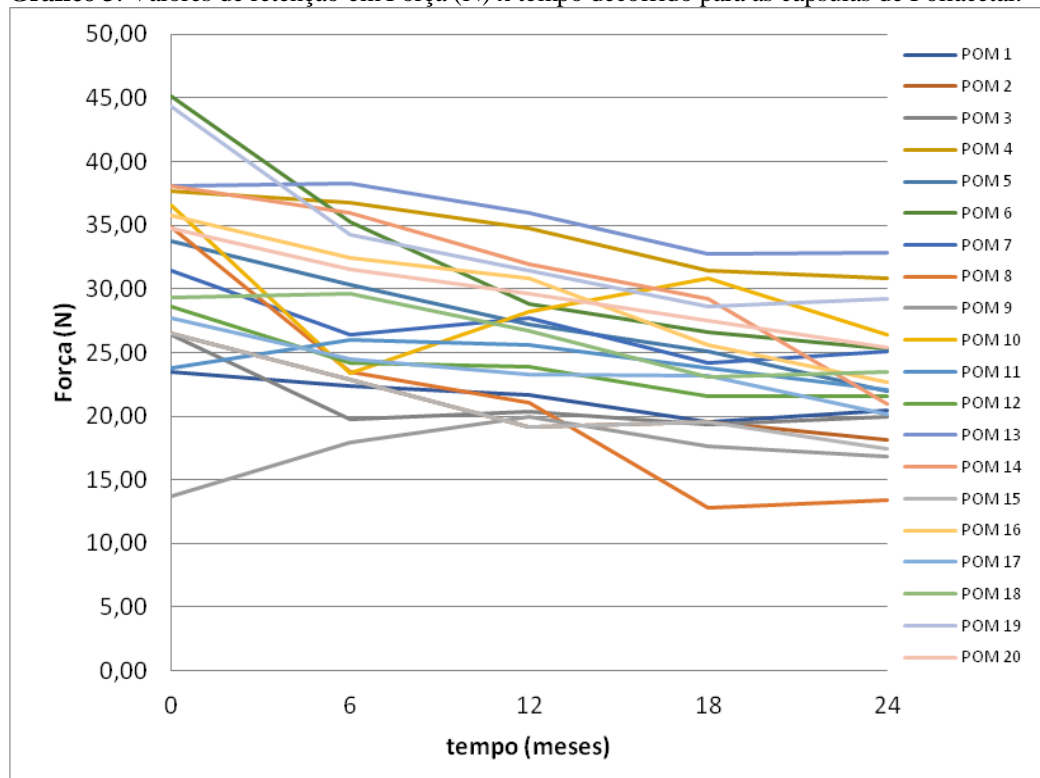


Tabela 6. Valores para retenção das cápsulas poliméricas de PLA para os tempos de 0, 6, 12, 18 e 24 meses

	0	6	12	18	24
PLA 1	49,71	25,38	13,63	13,00	10,77
PLA 2	23,20	11,11	9,53	9,74	9,08
PLA 3	56,12	32,00	25,29	17,74	16,60
PLA 4	37,66	32,58	25,98	21,73	17,58
PLA 5	29,19	21,25	17,84	17,03	13,60
PLA 6	48,79	28,99	20,28	17,69	16,87
PLA 7	48,69	23,91	18,52	16,62	14,47
PLA 8	29,19	21,25	17,84	16,90	13,36
PLA 9	45,28	32,04	22,47	17,78	16,56
PLA 10	25,80	20,13	17,24	14,04	13,59
PLA 11	68,70	19,83	15,22	13,48	13,18
PLA 12	49,19	32,45	24,21	20,10	18,43
PLA 13	26,70	24,59	21,42	18,36	19,47
PLA 14	31,70	20,57	16,33	14,12	13,73
PLA 15	56,10	36,12	31,40	20,42	17,03
PLA 16	37,40	19,23	15,90	13,94	13,07
PLA 17	47,43	29,48	23,76	21,29	17,49
PLA 18	54,46	31,09	23,97	15,28	11,17
PLA 19	54,75	31,62	24,87	14,98	12,88
PLA 20	38,29	29,71	23,46	21,94	20,14

Gráfico 2. Valores de retenção em Força (N) x tempo decorrido para as cápsulas de PLA.**Tabela 7.** Valores para retenção das cápsulas poliméricas de Poliacetal para os tempos de 0, 6, 12, 18 e 24 meses

	0	6	12	18	24
POM 1	23,47	22,37	21,67	19,55	20,47
POM 2	26,48	22,92	19,11	19,59	18,09
POM 3	26,42	19,73	20,34	19,34	19,93
POM 4	37,65	36,79	34,73	31,49	30,88
POM 5	33,81	30,32	27,24	25,05	21,98
POM 6	45,14	35,24	28,79	26,58	25,32
POM 7	31,40	26,44	27,76	24,18	25,10
POM 8	34,86	23,44	21,02	12,85	13,40
POM 9	13,70	17,97	19,96	17,64	16,80
POM 10	36,57	23,43	28,24	30,88	26,37
POM 11	23,80	26,04	25,62	23,74	22,06
POM 12	28,62	24,15	23,90	21,62	21,61
POM 13	38,08	38,25	36,00	32,79	32,81
POM 14	38,05	35,93	31,99	29,24	20,96
POM 15	26,48	22,92	19,11	19,59	17,47
POM 16	35,76	32,48	30,86	25,60	22,67
POM 17	27,73	24,50	23,24	23,18	20,18
POM 18	29,28	29,60	26,67	23,11	23,50
POM 19	44,30	34,25	31,41	28,63	29,21
POM 20	34,77	31,58	29,59	27,54	25,43

Gráfico 3. Valores de retenção em Força (N) x tempo decorrido para as cápsulas de Poliacetal.

4.5 Deformação analisada através do estereomicroscópio

Com relação a deformação do cilindro interno da cápsula analisado antes e após o ensaio de simulação a fadiga, houve um aumento significativo dos valores para as medidas do cilindro interno para todos os materiais ($p < 0,05$) (Tabela 8). O material que apresentou os maiores valores para a deformação foi o ABS.

Tabela 8. Mediana e intervalo de confiança das medidas internas e externas (mm) das cápsulas, antes e após a fadiga, para cada polímero.

		Polímero		
		ABS	PLA	POM
DID	Antes	1,68 [1,58;1,70] ^{Aa}	1,73 [1,70;1,75] ^{ABa}	1,75 [1,73;1,77] ^{Ba}
	Após	1,86 [1,85;1,88] ^{Ab}	1,81 [1,80;1,82] ^{Bb}	1,91 [1,89;1,96] ^{Ab}
DED	Antes	3,79 [3,73;3,81] ^{Aa}	3,89 [3,87;3,92] ^{Ba}	3,76 [3,73;3,78] ^{Aa}
	Após	3,94 [3,90;3,97] ^{Ab}	4,01 [3,98;4,03] ^{Bb}	3,86 [3,83;3,88] ^{Cb}
DIE	Antes	1,66 [1,59;1,69] ^{Aa}	1,71 [1,66;1,74] ^{ABa}	1,76 [1,72;1,78] ^{Ba}
	Após	1,87 [1,86;1,90] ^{Ab}	1,81 [1,79;1,83] ^{Bb}	1,87 [1,85;1,91] ^{Ab}
DEE	Antes	3,80 [3,71;3,82] ^{Aa}	3,88 [3,86;3,92] ^{Ba}	3,73 [3,81;3,86] ^{Aa}
	Após	3,92 [3,85;3,93] ^{Ab}	4,01 [4,00;4,04] ^{Bb}	3,85 [3,81;3,86] ^{Ab}

* Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os materiais (Kruskal-Wallis; $p < 0,05$). Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística para cada medida (Wilcoxon; $p < 0,05$);

DID: Diâmetro interno direito. DED: Diâmetro externo direito. DIE: Diâmetro interno esquerdo. DEE: Diâmetro externo esquerdo.

As tabelas 9,10 e 11 mostram os valores encontrados para o cilindro interno da cápsula antes e após os ensaios de fadiga.

Tabela 9. Valores de medição para as cápsulas de ABS antes e após a simulação a fadiga, bem como a média dos valores encontrados.

Deformação Estereomicroscópio Óptico									
ABS Antes					ABS Após				
Número	DID	DED	DIE	DEE	Número	DID	DED	DIE	DEE
CP1	1,755	3,778	1,783	3,817	CP1	1,839	3,905	1,856	3,974
CP2	1,684	3,679	1,664	3,677	CP2	1,888	3,847	2,038	3,986
CP3	1,787	3,776	1,744	3,77	CP3	1,868	3,951	1,879	3,965
CP4	1,713	3,908	1,73	3,42	CP4	1,857	3,96	1,896	3,69
CP5	1,434	3,595	1,593	3,627	CP5	1,848	3,927	1,894	3,925
CP6	1,537	3,891	1,702	3,9	CP6	1,902	3,891	1,921	3,928
CP7	1,795	3,805	1,758	3,821	CP7	1,978	3,993	1,904	3,94
CP8	1,721	3,866	1,744	3,779	CP8	1,869	3,982	1,853	3,991
CP9	1,701	3,807	1,75	3,844	CP9	1,819	4,048	1,848	3,849
CP10	1,418	3,857	1,418	3,857	CP10	1,894	3,986	1,84	3,942
CP11	1,679	3,859	1,636	3,799	CP11	1,849	3,948	1,844	3,912
CP12	1,671	3,825	1,594	3,824	CP12	1,96	3,939	1,869	3,846
CP13	1,68	3,738	1,602	3,855	CP13	1,86	3,793	1,906	3,841
CP14	1,694	3,802	1,631	3,867	CP14	1,854	3,862	1,856	3,852
CP15	1,386	3,632	1,425	3,759	CP15	1,839	4,106	1,859	3,976
CP16	1,722	3,844	1,715	3,847	CP16	1,869	3,895	1,912	3,914
CP17	1,511	3,667	1,657	3,665	CP17	1,832	3,974	1,892	3,838
CP18	1,723	3,685	1,517	3,795	CP18	1,869	3,91	1,902	3,671
CP19	1,633	3,684	1,602	3,807	CP19	1,851	3,835	1,859	3,95
CP20	1,689	3,754	1,708	3,697	CP20	1,86	3,981	1,849	3,92
Médias	1,646	3,772	1,648	3,771	Médias	1,87025	3,93665	1,88385	3,8955

DID: Diâmetro interno direito. DED: Diâmetro externo direito. DIE: Diâmetro interno esquerdo. DEE: Diâmetro externo esquerdo.

Tabela 10. Valores de medição para as cápsulas de PLA antes e após a simulação a fadiga, bem como a média dos valores encontrados.

Deformação Estereomicroscópio Óptico									
PLA Antes					PLA Após				
Número	DID	DED	DIE	DEE	Número	DID	DED	DIE	DEE
CP1	1,726	3,847	1,745	3,91	CP1	1,861	3,998	1,857	4,1
CP2	1,778	3,868	1,794	3,846	CP2	1,827	3,945	1,842	3,954
CP3	1,746	3,821	1,715	3,947	CP3	1,783	4,005	1,785	4,016
CP4	1,642	3,885	1,624	3,869	CP4	1,769	4,016	1,842	3,963
CP5	1,724	3,955	1,629	3,857	CP5	1,776	4,03	1,84	3,997
CP6	1,631	3,929	1,682	3,888	CP6	1,809	4,058	1,794	3,966
CP7	1,745	3,993	1,646	3,941	CP7	1,821	4,069	1,815	4,071
CP8	1,698	3,872	1,574	3,862	CP8	1,818	4,057	1,826	3,982
CP9	1,664	3,873	1,636	3,903	CP9	1,807	3,937	1,833	3,982
CP10	1,818	3,845	1,755	3,953	CP10	1,826	3,965	1,803	4,007
CP11	1,76	3,944	1,693	3,951	CP11	1,822	4,013	1,927	4,094
CP12	1,627	3,888	1,698	3,986	CP12	1,78	4,039	1,762	4,071
CP13	1,707	3,925	1,554	3,945	CP13	1,853	3,997	1,737	4,087
CP14	1,711	3,927	1,715	3,978	CP14	1,793	4,07	1,848	4,088
CP15	1,785	3,899	1,792	3,791	CP15	1,818	4,001	1,804	4,037
CP16	1,79	3,85	1,807	3,836	CP16	1,797	4,02	1,854	4,092
CP17	1,733	3,93	1,815	3,813	CP17	1,838	4,04	1,82	3,963
CP18	1,81	3,926	1,764	3,853	CP18	1,838	4,018	1,806	4,024
CP19	1,762	3,835	1,744	3,882	CP19	1,806	3,886	1,8	4,001
CP20	1,736	3,973	1,724	3,884	CP20	1,821	4,028	1,777	4,018
Médias	1,72965	3,89925	1,7053	3,89475	Médias	1,81315	4,0096	1,8186	4,02565

DID: Diâmetro interno direito. DED: Diâmetro externo direito. DIE: Diâmetro interno esquerdo. DEE: Diâmetro externo esquerdo.

Tabela 11. Valores de medição para as cápsulas de Poliacetal antes e após a simulação a fadiga, bem como a média dos valores encontrados.

Deformação Estereomicroscópio Óptico									
Poliacetal Antes					Poliacetal Após				
Número	DID	DED	DIE	DEE	Número	DID	DED	DIE	DEE
CP1	1,788	3,858	1,876	3,848	CP1	1,953	3,816	1,915	3,789
CP2	1,79	3,698	1,696	3,714	CP2	1,973	3,862	1,878	3,775
CP3	1,658	3,718	1,608	3,879	CP3	1,907	3,897	2,061	3,76
CP4	1,742	3,766	1,722	3,811	CP4	2,017	3,867	1,808	3,852
CP5	1,678	3,725	1,721	3,704	CP5	1,866	3,781	1,859	3,765
CP6	1,744	3,866	1,655	3,779	CP6	1,865	3,92	1,868	3,857
CP7	1,748	3,765	1,779	3,698	CP7	1,885	3,866	1,86	3,821
CP8	1,743	3,794	1,759	3,764	CP8	1,92	3,857	1,904	3,919
CP9	1,769	3,769	1,808	3,794	CP9	1,923	3,851	1,943	3,913
CP10	1,774	3,785	1,764	3,738	CP10	1,83	3,835	1,838	3,848
CP11	1,829	3,833	1,836	3,762	CP11	1,907	3,91	1,887	3,881
CP12	1,78	3,738	1,755	3,808	CP12	1,912	3,758	1,942	3,889
CP13	1,75	3,756	1,812	3,739	CP13	1,858	3,872	1,821	3,839
CP14	1,685	3,767	1,779	3,718	CP14	2,188	4,005	1,765	3,795
CP15	1,728	3,764	1,783	3,841	CP15	1,912	3,865	1,972	3,914
CP16	1,837	3,667	1,775	3,74	CP16	2,053	3,785	1,844	3,866
CP17	1,775	3,689	1,698	3,681	CP17	1,894	3,858	1,891	3,861
CP18	1,755	3,741	1,748	3,677	CP18	1,937	3,827	1,858	3,79
CP19	1,765	3,756	1,769	3,737	CP19	1,878	3,905	1,822	3,848
CP20	1,757	3,759	1,735	3,726	CP20	1,916	3,851	1,991	3,869
Médias	1,75475	3,7607	1,7539	3,7579	Médias	1,9297	3,8594	1,88635	3,84255

DID: Diâmetro interno direito. DED: Diâmetro externo direito. DIE: Diâmetro interno esquerdo. DEE: Diâmetro externo esquerdo.

As figuras 16, 17 e 18 mostram as cápsulas de ABS, PLA e Poliacetal antes e após o ensaio de simulação a fadiga.

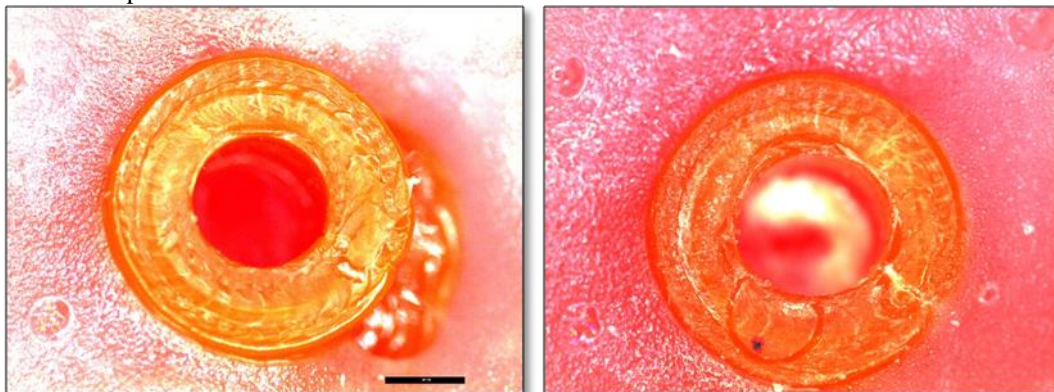
Figura 16. Cápsulas de ABS antes e após o ensaio de simulação a fadiga. A esquerda, o ABS antes e a direita após o ensaio.

Figura 17. Cápsulas de PLA antes e após o ensaio de simulação a fadiga. A esquerda, o PLA antes e a direita após o ensaio.

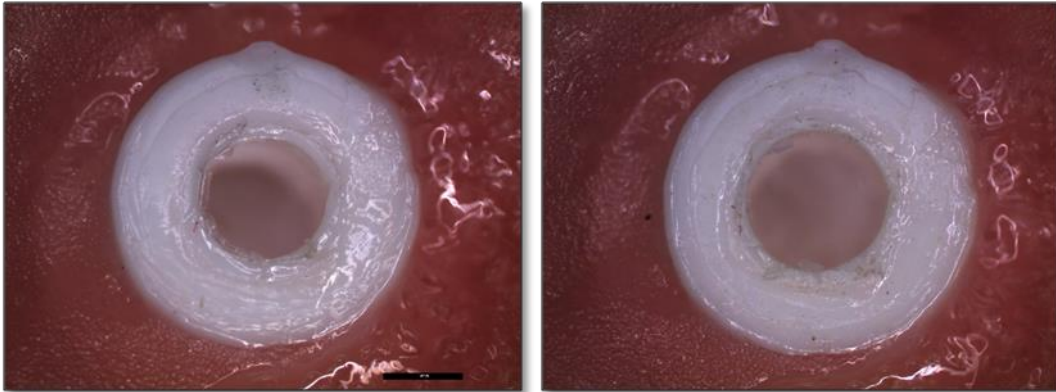
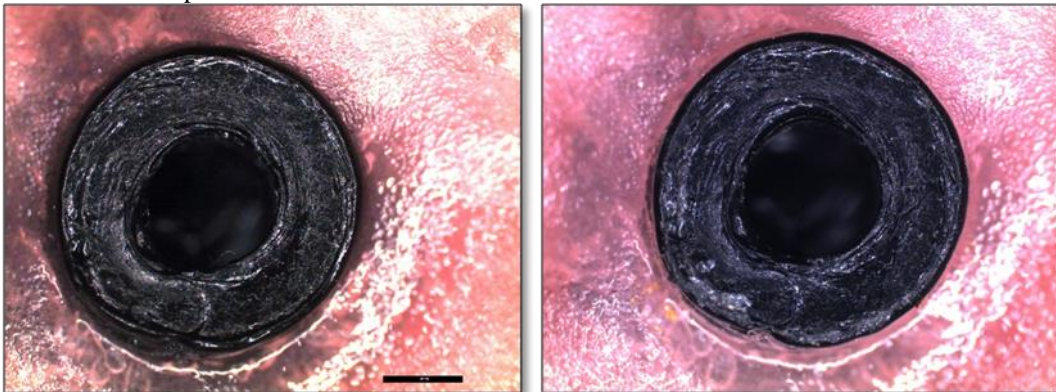


Figura 18. Cápsulas de POM antes e após o ensaio de simulação a fadiga. A esquerda, o POM antes e a direita após o ensaio.



4.6 Caracterização da superfície através da MEV

Com relação a morfologia de superfície das amostras, o ABS antes da termociclagem apresentou, no geral, bastante homogênea, porém, com algumas irregularidades como depressões, poros, faixas elevadas, além de pequenos depósitos de materiais (Fig 19a e 19b). Após a termociclagem, mostrou-se em sua maior parte homogêneo, sem alteração da morfologia, no entanto, na área de secção entre as camadas, apresentou solução de continuidade (Fig 19c e 19d). O PLA apresentou topografia com rugosidades diferentes. Regiões próximas as uniões entre camadas apresentaram uma maior rugosidade, enquanto regiões entre as camadas uma superfície menos rugosa. No geral, apresentou-se com depósitos de material (Fig 20a e 20b). Depois da termociclagem, em uma magnitude menor (250x), há ainda a presença de regiões menos rugosas, porém, há um aumento de regiões com uma topografia irregular. Com amplitude maior (2000x), as imagens são semelhantes (Fig 20c e 20d). O POM antes da termociclagem, apresenta-se com porosidades, sulcos que formam geometrias semelhantes a hexágonos ligados uns aos outros, além de elevações observadas na magnificação 250x. Na amplitude 2000x ele apresenta regiões com menor rugosidade e zonas com textura (Fig 21a e 21b). Após a termociclagem apresentou as mesmas características de

topografia e morfologia com exceção do surgimento de zonas irregulares com depósitos acumulados (Fig 22c e 22d). As cápsulas (Fig 22a, 22b, 22c, 22d, 22e e 22f) demonstraram áreas de desgaste na secção entre o cilindro interno e a superfície superior, região de primeiro contato entre a parte bola do attachment e a cápsula.

Figura 19. ABS com magnificação de 250x antes da termociclagem (A). ABS com magnificação de 2000x antes da termociclagem (B). ABS com magnificação de 250x após a termociclagem (C). ABS com magnificação de 2000x após a termociclagem (D).

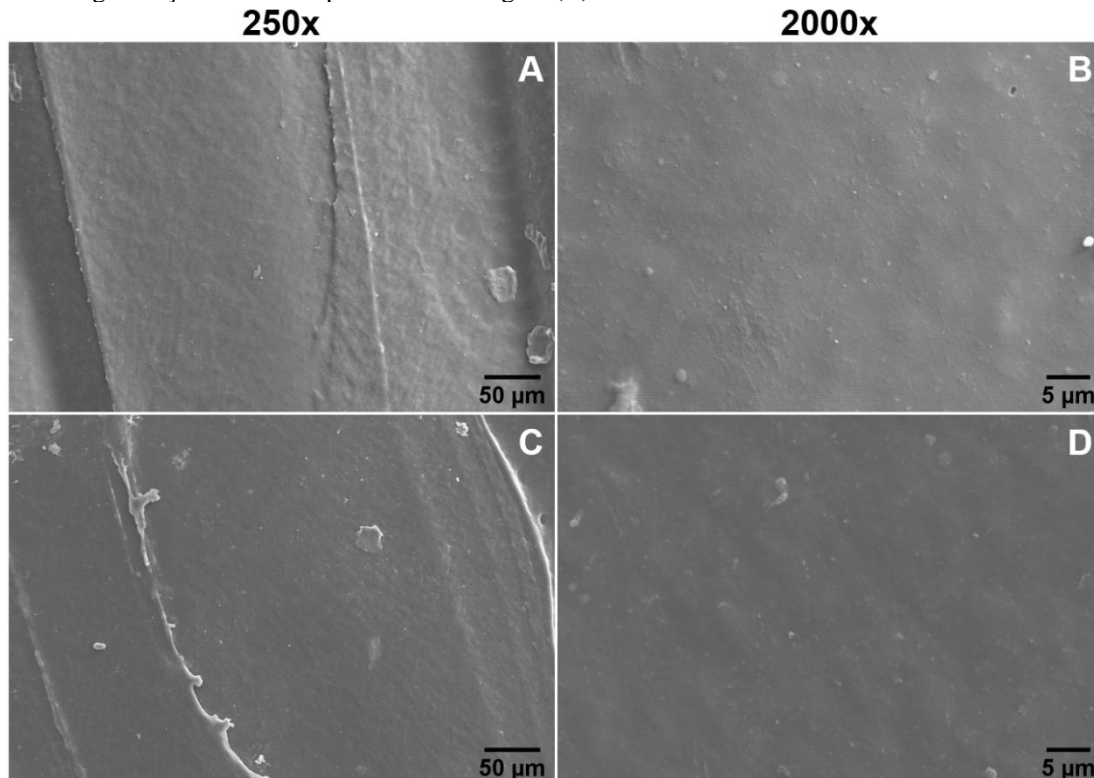


Figura 20. PLA com magnificação de 250x antes da termociclagem (A). PLA com magnificação de 2000x antes da termociclagem (B). PLA com magnificação de 250x após a termociclagem (C). PLA com magnificação de 2000x após a termociclagem (D).

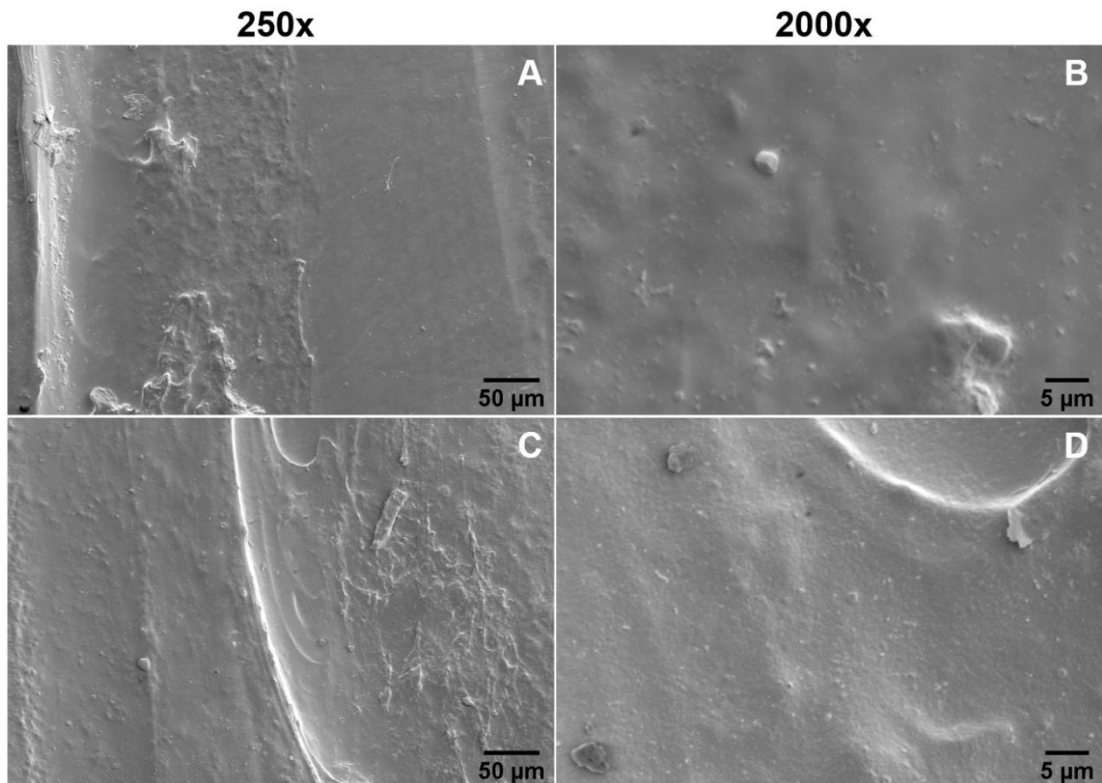


Figura 21. POM com magnificação de 250x antes da termociclagem (A). POM com magnificação de 2000x antes da termociclagem (B). POM com magnificação de 250x após a termociclagem (C). POM com magnificação de 2000x após a termociclagem (D).

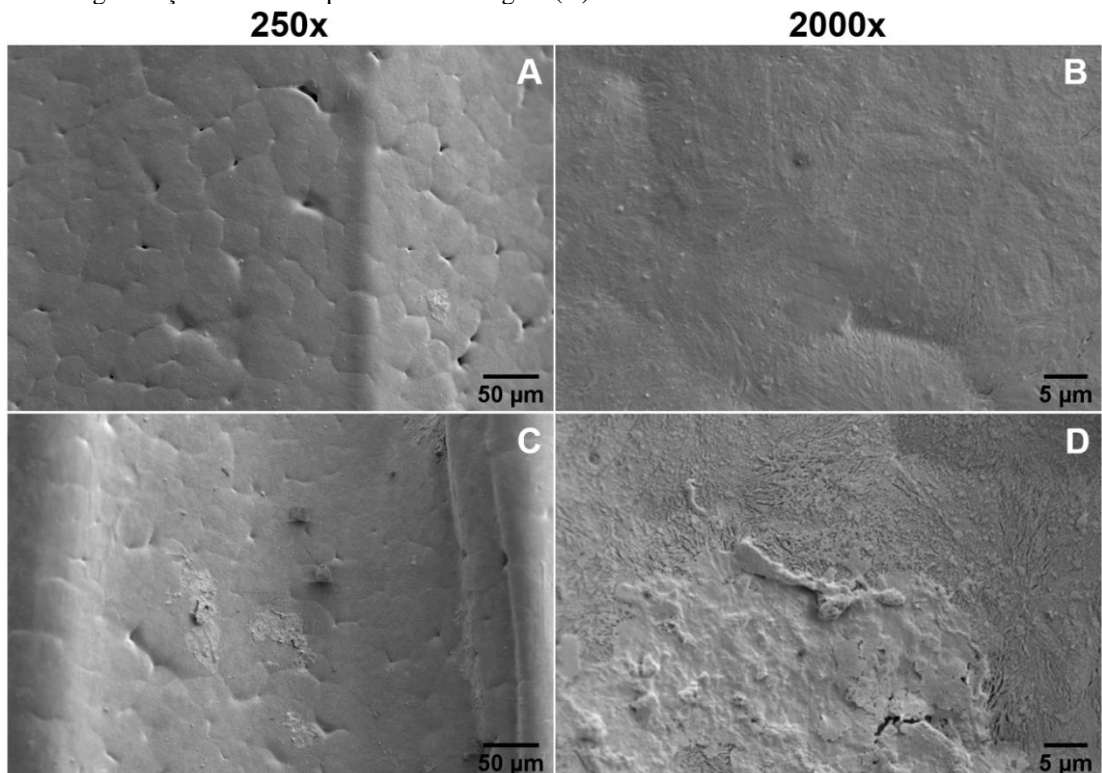
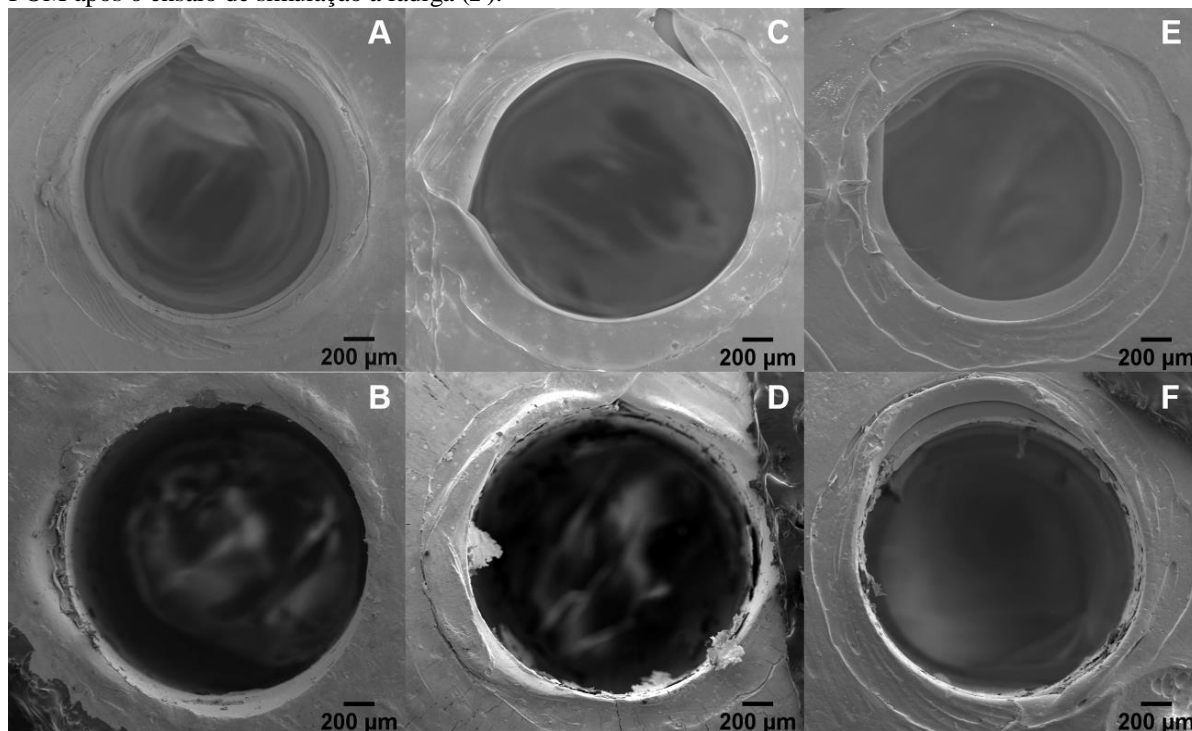


Figura 22. Imagens obtidas com a microscopia eletrônica de varredura com magnificação de 35x. Cápsula de ABS nova sem uso (A). Cápsula de ABS após o ensaio de simulação a fadiga (B). Cápsula de PLA nova em uso

(C). Cápsula de PLA após o ensaio de simulação a fadiga (D). Cápsula de POM nova sem uso (E). Cápsula de POM após o ensaio de simulação a fadiga (F).



5. Discussão

5. DISCUSSÃO

O edentulismo é caracterizado pela Organização Mundial da Saúde (OMS) como a ausência total dos dentes e acarreta em uma série de impactos negativos na saúde e qualidade de vida das pessoas devido a um colapso que ocorre no sistema estomatognático, como reabsorção óssea, deterioração dos nervos, receptores, da musculatura orofacial, além de dores relacionados a articulação temporomandibular (GUPTA et al., 2018; DZALAEVA et al., 2020).

No Brasil, os dados da saúde oral nacional revelam que mais de 50% da população idosa é edêntula. Relevante registrar que tais valores estão relacionados ao baixo nível de escolaridade e é representado em sua maioria pelas mulheres (ROBERTO et al., 2019). Esses dados refletem em um número maior de usuários de próteses totais convencionais, os quais apresentam como problemas a falta de retenção e estabilidade, sobretudo em mandíbulas atrofiadas (PADMANABHAN et al., 2020).

O desenvolvimento de tecnologias e a inovação do estudo com overdentures são fundamentais, mormente porque com o avançar da idade as pessoas apresentam diminuição da destreza manual, ocasionada por doenças como artrite reumatoide e parkinson. A utilização de próteses overdentures se torna uma alternativa eficaz para esses pacientes diante da possibilidade de remoção para higienização das próteses por terceiros (NAGRATH et al., 2018; TOTU et al., 2017). Caso não ocorra essa higienização adequada, microrganismos como *S. aureus* e *P. aeruginosa* podem aderir sob a base da prótese e provocar doenças severas como pneumonia aspirativa, infecções generalizadas do trato respiratório e endocardite bacteriana (DE CAMPOS et al., 2021).

A associação de implantes dentários a overdentures pode melhorar significativamente a qualidade de vida da maioria dos pacientes devido à melhora da retenção, estabilidade, satisfação dos pacientes, influenciando diretamente nas relações interpessoais e estado psicológico quando comparados a próteses totais convencionais (MAHANNA et al., 2020; VAN DE RIJT et al., 2020).

Para reter as overdentures são necessários a utilização de attachments. No entanto, estes perdem a retenção com o uso, que ocorre em decorrência dos atos mastigatórios, alimentos, líquidos presentes na cavidade bucal e diferenças na resistência e na superfície de materiais distintos que compõem o sistema (SHASTRY et al., 2016). Além disso, complicações biológicas como mucosite, hiperplasias e problemas mecânicos como a fratura de algum componente do sistema ou da prótese podem ocorrer. Esses pontos negativos levam

à necessidade de trocas e manutenções da prótese e do sistema do attachment, o que eleva o custo do tratamento e o tempo do profissional (TALLARICO et al., 2018).

Em decorrência dos problemas relacionados aos componentes protéticos existentes para overdentures, a proposta para o presente estudo foi desenvolver cápsulas para overdentures utilizando diferentes polímeros e a impressão 3D como uma alternativa para melhorar as propriedades mecânicas dos componentes protéticos convencionais a fim de aumentar e estabilizar a retenção, diminuir o custo e o tempo de trabalho relacionado a essa modalidade de tratamento.

A utilização de componentes protéticos poliméricos para overdentures foi relatada na literatura. Dentre os polímeros utilizados estão o Poetileno tereftalato (PET), Poliacetal e Politetrafluoretileno (PTFE) e Polietileno. O PET e o Poliacetal apresentaram resultados promissores, com propriedades mecânicas, físico-químicas e microestruturais adequadas para possível uso clínico (SILVA et al., 2019; VALENTE et al., 2019). No entanto, esses componentes foram realizados utilizando a manufatura subtrativa e não a impressão 3D. Nesse viés, a intenção da presente pesquisa foi conciliar as propriedades dos materiais poliméricos e as vantagens da impressão 3D visando à reprodução fidedigna dos materiais produzidos e à obtenção de uma maior eficácia no processo de produção, além do aumento em sua durabilidade, redução de recursos humanos e economia no custo de produção (ALHARBI et al., 2017; OLIVEIRA et al., 2019).

- *Fused Filament Fabrication (FFF)*

O método utilizado para a impressão dos corpos de prova e da cápsula foi o Fused Filament Fabrication (FFF). Seu método de produção consiste na elevação da temperatura de um filamento até o seu ponto de fusão para que, através de um bico extrusor com diâmetro definido, o polímero passe do seu estado sólido, para semissólido e, por fim, para o líquido, para que dessa forma seja depositado na plataforma e produza o objetivo final camada por camada conforme pré-designado (SHAQOUR et al., 2020). O método FFF foi escolhido devido a sua capacidade de impressão de objetos com diferentes geometrias e estruturas, mas principalmente pelo fato de este método utilizar como matéria-prima filamentos de polímeros termoplásticos e ter como princípio o custo e benefício de sua produção (ELEFTHERIADIS et al., 2020). Além disso, é o método de impressão 3D mais utilizado para polímeros termoplásticos (ZANJANIJAM et al., 2020).

– Materiais Poliméricos utilizados

Os polímeros utilizados para o trabalho foram o ABS, PLA e Poliacetal. Estes, foram escolhidos devido a suas propriedades mecânicas e físico-químicas. O ABS é utilizado amplamente na indústria eletrônica, automotiva e construção devido as suas boas propriedades mecânicas, alta resistência química, alta estabilidade dimensional, excelente resistência ao impacto, baixo custo e facilidade de impressão (PACHEKOKSI, DALMOLIN, AGNELLI., 2014; VERBEETEN et al., 2021). O PLA é utilizado para embalagens de alimentos, mas essencialmente para dispositivos médicos. Este pode ser produzido através de uma síntese química entre o acetaldeído e a polimerização do ácido polilático em um processo de fermentação por carboidratos. Foi sintetizado pela primeira vez em 1780 pelo químico Scheele (BUTBUNCHU et al., 2019). O PLA apresenta boas propriedades mecânicas como bom comportamento termoplástico, elasticidade, rigidez, biocompatibilidade, alta capacidade de moldagem e é biodegradável. O terceiro e último polímero utilizado no estudo foi o Poliacetal, que é utilizado na odontologia sob a forma de próteses removíveis e brackets ortodônticos. Este apresenta alta estabilidade dimensional, resistência a corrosão, alta rigidez e excelentes propriedades mecânicas (PACHEKOKSI, DALMOLIN, AGNELLI., 2014; SILVA et al., 2019).

– Importância da inovação tecnológica

Com o recente avanço da manufatura aditiva nas áreas médicas é importante que ocorra o desenvolvimento tecnológico de diversas áreas, incluindo-se a odontologia, para que novos tratamentos e materiais sejam desenvolvidos (SALMI., 2021). Duas formas de modernização são descritas, são elas: a modernização ou inovação incremental de um método ou material, que não altera significativamente o mercado em que ela se encontra e ocorre gradualmente, e a inovação disruptiva, consistente na reorganização completa de um setor ou mercado, onde é seguido um processo dinâmico. A vantagem precípua da inovação disruptiva é que um dos seus mecanismos é fazer com que a tecnologia chegue à população (JODA et al., 2021). Essa vantagem representa o principal foco dessa pesquisa, que é levar ao maior número de pessoas possíveis uma nova modalidade de attachment para overdentures, com o objetivo de diminuir os custos e aumentar a durabilidade.

– ***Termociclagem***

A termociclagem é um ensaio bastante importante para análise dos resultados mecânicos dos polímeros, pois simula *in vitro* as variações de temperatura que ocorrem no dia a dia em decorrência da ingestão de bebidas e alimentos. Durante o ensaio, há a alternância das temperaturas entre 5°C e 55°C em água destilada, com 30 segundos em cada temperatura e 10 segundos de transição, 1 ciclo/minuto, totalizando 10.000 ciclos térmicos, o que corresponde a 1 ano de clínico de uso. Essas variações influenciam diretamente nas propriedades mecânicas dos materiais (AYATOLLAHI et al., 2015; GALE e DARVELL., 1999).

– ***Dureza superficial***

A dureza (Shore A) avalia a resistência de um material contra uma perfuração vertical, ou seja, resistência ao desgaste (ÇEVIK., 2018). Esta é uma ferramenta importante, visto que as cápsulas estarão sujeitas a diferentes temperaturas em boca, forças oclusais, alimentos abrasivos, enzimas, bactérias, hábitos oclusais funcionais e não funcionais, forças mastigatórias e em constante atrito com a parte bola do attachment (ALSHABIB et a., 2019; SILVA et al., 2019). A dureza consiste em uma propriedade intrínseca que indica o quanto ela é resistente a deformação plástica. É usada para caracterizar o quanto o material é resistente ao desgaste e onde os materiais, que apresentam valores altos, são menos susceptíveis (DEDE et al., 2016). O durômetro Zwick foi utilizado devido ao fato de ter relevada importância para a análise de materiais rígidos e está relacionado com as propriedades das superfícies dos polímeros.

Com relação às análises de dureza superficial, os valores encontrados (Tabela 2) foram menores após a termociclagem. Esse resultado ocorreu devido à expansão e retração repetidas que ocorrem nos polímeros durante a termociclagem, que pode induzir a uma fadiga mais rápida do material em um processo denominado estresse térmico. Isso ocorre devido a uma expansão maior que surge nas partículas comparado a matriz do polímero e essa diferença resulta na formação do estresse térmico (PIENIAK et al., 2019). Ainda, a exposição cíclica dos polímeros a água causa microdanos na superfície, situação fática que resulta na absorção da água e leva a hidrólise da porção mais superficial do corpo de prova, tornando-a envelhecida e induzindo sua degradação, o que faz os valores referentes da dureza superficial serem inferiores após a termociclagem (IHSSSEN et al., 2019; LI et al., 2021; PIENIAK et al., 2019). Outro fator que pode influenciar na queda ou aumento das propriedades mecânicas

após a termociclagem é a orientação da direção da impressão, bem como a fusão incompleta do filamento nas camadas mais internas, o que pode influenciar na solubilidade e a degradação do polímero, tornando-o mais rugoso e mais susceptível a falhas mecânicas (BERLI et al., 2020).

Dentre os materiais utilizados no estudo, todos os polímeros apresentaram valores altos para a dureza superficial, sendo o ABS o polímero que apresentou os maiores índices, seguido do PLA e do Poliacetal. A diminuição dos valores encontrados para o PLA pode ser explicada pelo início da sua biodegradação. Para que ela ocorra, é necessário que a temperatura esteja maior que temperatura de transição da fase vítrea do polímero, que é próxima dos 55 °C, a mesma temperatura na qual os corpos de prova foram submetidos durante a termociclagem. No entanto, há de se ressaltar que só a temperatura não é o fator principal para que a biodegradação do PLA ocorra. Outros fatores como ambiente mais básico e interação com microrganismos podem auxiliar no processo (MIRI et al., 2022). Todavia, o PLA pode ser modificado em sua estrutura físico-química pela adição de outro polímero ou material não polimérico, de acordo com a potencialidade de uso (SINGHVI, ZINJARDE e GOKHALE., 2019).

- *Compressão*

A análise de compressão é bastante importante para avaliar as cápsulas desenvolvidas, visto que estas serão submetidas a esforços oclusais contínuos durante a mastigação e a inserção da prótese sobre os implantes e farão o papel de transmissão das cargas oclusais ao componente bola. Regiões da cavidade bucal como, por exemplo, a região dos molares, apresentam valores de força de mordida que passam de 150N (SANDOMIERSKI et al., 2021). Se a cápsula estiver instável sobre o componente bola, problemas como falhas mecânicas devido à fratura de um dos componentes, perda óssea periimplantar, problemas estéticos e até a perda do implante podem ocorrer (HUNG et al., 2019). Além disso, a vibração e micromovimentos entre os componentes sob forças mecânicas cíclicas de compressão podem levar a danos no material, o que leva à perda de sua estrutura e ao aumento da rugosidade (MARKARIAN et al., 2021). Dessa forma, obter os valores de compressão dos corpos de prova poliméricos impressos é bastante valioso para saber o quanto esse material é capaz de resistir sob essas forças sem sofrer fratura, o que acarretaria necessidade de trocas e aumento de custos para os pacientes.

Os valores encontrados para compressão (Tabela 1) foram maiores após a termociclagem, o que indica que após um ano de uso clínico, seus valores seriam maiores que

quando inseridas novas para uso. Outro fator a ser levado em consideração foi que nenhum dos corpos de prova fraturou durante o ensaio. Isso ocorreu devido aos polímeros serem materiais com boa dissipação de forças e bastante resilientes (GRESNIGT et al., 2021).

Dentre os polímeros, o que apresentou os valores mais baixos antes da termociclagem foi o ABS, seguido do PLA e do Poliacetal. Já após a termociclagem, o ABS continuou com os valores mais baixos, seguido do Poliacetal e do PLA que se tornou o material mais resistente à compressão. Os valores mais baixos correspondentes ao ABS são decorrentes de poros extensos existentes em sua estrutura, o que diminui sua resistência à compressão comparado aos outros polímeros testados (PETERSON., 2019). Todavia, para todos os materiais, os valores foram aumentados após a termociclagem. Revela-se, portanto, que esse resultado é favorável, visto que os componentes protéticos necessitam ter uma alta resistência à compressão durante o uso. Dessa forma, esses aumentos dos valores para compressão são favoráveis, pois diminui as chances de fratura dos componentes sob forças mais baixas, o que viabiliza o uso dos três materiais, ABS, PLA e Poliacetal para a utilização clínica.

- *Rugosidade Superficial*

Os biomateriais estão expostos na cavidade oral a salivas e mais de 700 bactérias presentes na cavidade oral (BARKARMO et al., 2019). Diversas dessas bactérias como *E. faecalis*, *P. aeruginosa*, *E. coli* e *S. aureus* podem provocar doenças com alta severidade como endocardite bacteriana, pneumonia por aspiração, pneumonia obstrutiva crônica e infecções generalizadas do trato respiratório (DE CAMPOS et al., 2021). Desse modo, a rugosidade da superfície é um fator importante a ser avaliado para que possa haver ao máximo a diminuição de microrganismos patogênicos aderidos aos componentes protéticos e evitar doenças graves decorrentes desse acúmulo de bactérias nos biomateriais. A energia de superfície, as propriedades mecânicas, a composição química, molhabilidade e a presença de poros e defeitos no material auxiliam a criar um ambiente benéfico ao crescimento bacteriano (BARKARMO et al., 2019; PENG et al., 2021). Valores considerados aceitáveis na literatura correspondem a um limite de 0,2µm e valores acima favorecem a aderência dos microrganismos ao material (BOLLENL et al., 1997).

Os resultados encontrados de rugosidade média (Tabela 3) para os corpos de prova demonstram que houve um aumento significativo da rugosidade após a termociclagem, com exceção do PLA, o que predispõe a um aumento da aderência e crescimento bacteriano no material (BARKARMO et al., 2019). Porém, Mangano e colaboradores em 2018

demonstraram através de um estudo com análises histoquímicas que os cicatrizadores impressos apresentaram valores maiores de formação de hemidesmossomos e adesão de moléculas como as integrinas, que favorecem uma porção estável entre o material e os tecidos, promovendo uma adesão ao epitélio e gerando uma espécie de barreira contra a penetração de microrganismos (MANGANO et al., 2018). Dessa forma, os materiais estudados - apesar de apresentarem valores mais altos para a rugosidade superficial que os clinicamente aceitáveis para a literatura - podem ser viabilizados, desde que estudos *in vivo* e análises histoquímicas sejam realizados para que seja possível afirmar a interação positiva entre os materiais, tecidos circundantes e adesão de microrganismo.

- *Simulação a Fadiga*

Pesquisas sobre a retenção dos attachments foram realizadas (CHAVES et al., 2016; FATALLA et al., 2012; MEMARIAN et al., 2018; REDA, EL-TORKY E EL-GENDY., 2016). A diminuição dos valores com o passar do número de ciclos de inserção/remoção foi observada para a maioria dos attachments (CHAVES et al., 2016; FATALLA et al., 2012; MEMARIAN et al., 2018; TAKAGAKI, GONDA E MAEDA., 2015; SILVA et al., 2019; VALENTE et al., 2019). No presente estudo, todos os polímeros apresentaram perda de retenção após 24 meses de simulação a fadiga. O PLA e POM apresentaram maiores valores de retenção comparado ao ABS ($p < 0,05$).

Este estudo utilizou 2,900 ciclos que correspondem a dois anos de uso clínico para simular a fadiga dos attachments (RODRIGUES et al., 2002). Para promover a estabilidade das overdentures, valores considerados entre 3,92 e 9,64N são necessários (CATALÁN et al., 2016). Somente o PLA (14,95 N) e o Poliacetal (22,71 N) apresentaram médias de valores adequadas para estabilização do aparelho protético.

A perda de retenção precoce do ABS pode ser explicada pela sua maior dureza com relação ao PLA e POM e da diferença do coeficiente de atrito presente entre a cápsula e a parte bola do attachment, que gera um desgaste e deformação maiores do diâmetro interno da cápsula devido ao aumento da rugosidade de superfície (AGRAWAL et al., 2018; CHAVES et al., 2016; KIM et al., 2015). Todos os polímeros apresentaram valores menores para a dureza superficial após a termociclagem ($p < 0,05$). Essa queda é decorrente do estresse térmico que consiste em uma expansão maior que ocorre nas partículas comparado a matriz do polímero (WICHMANN et al., 2020). Outro fator que contribui é a exposição cíclica dos polímeros a água, que causa microdanos na superfície e ocasiona absorção de água, levando à

hidrólise da porção mais superficial do corpo de prova e induzindo sua degradação (LI et al., 2021; PIENIAK et al., 2019).

O poliacetal foi o material que apresentou os maiores valores para a rugosidade, o que -conforme diferentes estudos - promove uma maior deformação e perda de retenção (CHAVES et al., 2016; KIM et al., 2015; WICHMANN et al., 2020). Porém, seus valores para a retenção foram os mais estáveis ao final dos ciclos de simulação a fadiga devido a duas propriedades desse material: baixo coeficiente de atrito, que promove um menor desgaste entre as partes componentes do sistema, e sua característica autolubrificante, que também diminui o atrito e conseqüentemente deformação, desgaste e perda de retenção (GALEJA et al., 2020; ROSCA et al., 2016).

- *Análise da deformação no estereomicroscópio*

A perda de retenção pode ocorrer por diversos fatores. Dentre estes, insere-se a deformação da porção interna da cápsula, que permanece em contato com o attachment bola durante a função. Assim sendo, avaliar o quanto a porção interna de cada material se deformou durante o ensaio da análise de fadiga pode explicar os motivos da perda de retenção durante o ensaio, bem como auxiliar no desenvolvimento de novos materiais que tenham uma deformação menor e conseqüente estabilidade ou até aumento da retenção durante o uso clínico. De acordo com os resultados encontrados, o material que apresentou maior grau de deformação foi o ABS, seguido do PLA e o do Poliacetal. Esse fato pode ser explicado pelo valor maior para a dureza superficial do ABS, onde através da diferença do coeficiente de fricção entre os materiais que entram em contato, no caso a cápsula e o componente bola do sistema, há uma deformação maior do diâmetro interno da cápsula. Esse aumento faz com que haja um espaço maior entre os dois sistemas, induzindo a perda de retenção conforme a deformação aumenta (AGRAWAL et al., 2018; CHAVES et al., 2016; KIM et al., 2015). Desse modo, o ABS é um material que não apresenta retenção adequada para suportar os esforços mastigatórios em que a prótese será submetida no dia a dia. Com a perda de retenção precoce, seria necessária a troca do referido componente em um curto prazo, gerando um tempo maior de atendimento realizado pelo profissional e um aumento de custos do tratamento reabilitador.

A deformação interna do componente retentivo e a perda de retenção foram simuladas sob mini-implantes paralelos entre si, o que favorece a análise dos resultados. No entanto, clinicamente é difícil de se obter esse paralelismo, principalmente se não forem utilizados métodos guiados para a instalação dos implantes dentários. Desse modo, estudos

clínicos são necessários para avaliar a perda de retenção e a deformação dos componentes, visto que estas, sob situações em que os implantes não estão paralelos, apresentam um grau de deformação maior, bem como uma perda retenção mais precoce. Isso ocorre porque uma força maior é necessária para a remoção e inserção da prótese em posição junto ao componente protético. Além disso, quanto maior a angulação entre os implantes, maior será o desgaste e a perda de retenção (AROSO et al., 2016; CHOI et al., 2017; YANG et al., 2011).

– *Caracterização da superfície*

A morfologia de superfície dos corpos de prova analisados com o MEV (Fig 20,21 e 22) demonstra uniformidade entre amostras do mesmo material. No entanto, diferem entre os diferentes materiais. O ABS apresentou irregularidades como depressões, poros, faixas elevadas, além de pequenos depósitos de materiais mesmo antes da termociclagem. Após a termociclagem, o que diferiu foi a representação de uma solução de continuidade entre as camadas (Fig 20a, 20b, 20c e 20d). Essa diferença pequena após a termociclagem pode ser devido à propriedade de resistência ao calor que o ABS possui (AHMAD et al., 2020). As irregularidades demonstradas pelo ABS - junto dos seus valores mais altos de dureza - podem explicar a perda de retenção mais precoce durante a simulação a fadiga. Quanto maior as irregularidades, menor será a área de contato deslizante, o que leva a uma maior pressão e, conseqüentemente, a um maior coeficiente de atrito, desgastando e deformando o material. Registre-se que essa constatação foi observada na cápsula após o ensaio (Fig 23a e 23b) (CHAVES et al., 2016; KIM et al., 2015; WICHMANN et al., 2020). O desgaste do ABS é um fenômeno complexo, onde ocorre a formação e ruptura de ligações adesivas interfaciais, que criam rachaduras em determinadas regiões da superfície e removem o material devido a arranhões e fadiga (HANON e ZSIDAI., 2021). Além disso, a espessura de cada camada impressa para o ABS influencia diretamente nos valores para a dureza, ou seja, quanto maior a espessura, menor os valores encontrados para dureza, conforme observado por Equbal *et al.*, 2010 (EQUBAL et al., 2010).

O PLA apresentou morfologia geral lisa, mas em regiões próximas a união das camadas zonas rugosas (Fig 21a,21b,21c e 21d). Após a termociclagem, apresentou como diferença um aumento em determinadas regiões de topografia irregular. Esse aumento da regiões rugosas do PLA pode ser atribuído a sua hidrólise, que leva à formação de grupos carboxílicos na superfície dos materiais ocasionada pela quebra dos grupos éster da cadeia polimérica. Essa hidrólise pode alterar a rugosidade do material (MATEOS-TIMONEDA et al., 2014). Na superfície do material, há uma fase amorfa que é formada e degradada

rapidamente, o que facilita a absorção de água e a consequente degradação mais fácil do polímero, responsável pela diminuição das propriedades mecânicas (OKSIUTA et al., 2020). No entanto, conforme relatado por Wootthikanokkhan em 2013, a degradação completa do PLA pode levar de vários meses até dois anos (WOOTTHIKANOKKHAN et al., 2013). O tempo de degradação pode ser retardado com adição de outros componentes, como o Mg, demonstrado por Oksiuta et al., 2020 (OKSIUTA et al., 2020). A queda de retenção do PLA pode ser atribuída, além do coeficiente de atrito, à hidrólise da camada superficial, que induz deformação e perda de estrutura do cilindro interno da cápsula (Fig 23c e 23d) (CHAVES et al., 2016; KIM et al., 2015; OSKIUTA et al., 2020; WICHMANN et al., 2020). Os valores para rugosidade são afetados principalmente pela altura da camada e o fluxo de extrusão. Um fluxo igual a 110% e altura de camada de 0,16mm apresentaram valores mais baixos para a rugosidade, conforme demonstrado por Molero et al., 2020 (MOLERO et al., 2020). Este estudo apresentou a camada inicial com valores de 0,27mm e as seguintes com 0,18mm, estando, pois, acima dos parâmetros analisados por Molero (MOLERO et al., 2020). Desse modo, controlar essas parâmetros pode ser benéfico para diminuir a rugosidade dos corpos de prova.

O POM apresentou como características de sua morfologia a presença de porosidades, sulcos contínuos que formam uma geometria semelhante a hexágonos, porém também apresentou áreas de lisura e zonas de texturas. A diferença após o ensaio térmico foi a presença de zonas irregulares com depósitos acumulados (Fig 22a,22b,22c e 22d). O principal problema durante a impressão desse material foi a difícil aderência da primeira camada na plataforma da impressora, que levou a necessidade do uso de um material adesivo (cola de bastão), corroborando com outros estudos (GALEJA et al., 2020; KUSY e WHITLEY., 2005). Essas irregularidades em sua morfologia podem ser decorrente da diferença entre temperaturas de camadas adjacentes durante a extrusão. Isso acarreta no encolhimento das resinas semi cristalinas durante o resfriamento e consequente empenamento da amostra (GALEJA et al., 2020). A utilização de impressora do tipo fechada, pode contribuir para resolução deste problema.

- *Limitações*

A principal limitação deste estudo reside no fato de ser um trabalho inédito, em que todos os parâmetros foram estabelecidos por método de tentativa e erro. Outra limitação, é referente à termociclagem que é um ótimo estudo simulador das alterações de temperaturas as quais a cavidade bucal é submetida no dia a dia. No entanto, o procedimento respectivo não

consegue simular completamente as condições bucais devido ao fato de a termociclagem ser um experimento com condições controladas, diferentemente do que acontece em boca (ALP, MURAT e BURAK., 2018).

Desse modo, é possível observar que esta estratégia de produção pode ser viabilizada com a continuidade dos estudos com esses materiais, sobretudo no que tange aos estudos clínicos para melhor observar o comportamento destes sob as diferentes situações a que a cavidade bucal frequenta e que são difíceis de serem simuladas em um estudo in vitro.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pôde-se concluir que:

1. O Poliacetal apresentou os valores mais altos para compressão antes da termociclagem e o ABS os menores. Após a termociclagem todos os polímeros apresentaram um aumento da resistência a compressão, com os maiores valores para o PLA;
2. O ABS apresentou os maiores valores para dureza antes da termociclagem. Após a termociclagem todos os polímeros tiveram uma diminuição na dureza superficial, com o Poliacetal apresentando os menores valores;
3. O ABS foi o polímero com os menores valores para a rugosidade superficial antes da termociclagem. Todos os polímeros apresentaram um aumento significativo após a termociclagem, com o Poliacetal apresentando os maiores valores;
4. O ABS foi o material que apresentou valores para retenção menores que o necessário com 6 meses de uso através da simulação a fadiga, além de uma maior deformação do diâmetro interno da cápsula observado na estereomicroscopia, o que inviabiliza a sua indicação como componente protético;
5. O poliacetal foi o polímero que apresentou a maior estabilidade de retenção ao decorrer dos ciclos para simulação a fadiga, além de propriedades mecânicas adequadas, o que sugere sua troca em no mínimo 24 meses de uso, equivalente a dois anos;
6. O MEV demonstrou que houve diferenças antes e após a termociclagem para todos os polímeros, com o aparecimento de regiões com características de solução de continuidade para o ABS, aumento de regiões com topografia irregular para o PLA e surgimento de zonas irregulares para o Poliacetal.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AGRAWAL, N.; JAIN, S; AGRAWAL, D. A comparative evaluation of fatigue resistance of two different implant overdenture stud attachments with two different denture base materials: An in vitro study. **The Journal of the Indian Prosthodontic Society**, v. 18, n. 1, p. 10, 2018.
2. AHMAD, M.N. et al. Mechanical characteristics of oil palm fiber reinforced thermoplastics as filament for fused deposition modeling (FDM). **Advances in Manufacturing**, v. 8, n. 1, p. 72-81, 2020.
3. ALHARBI, N.; OSMAN, R.; WISMEIJER, D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 115, n. 6, p. 760-767, 2016.
4. ALHARBI, N.; WISMEIJER, D.; OSMAN, R. B. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. **International Journal of Prosthodontics**, v. 30, n. 5, 2017.
5. ALP, G.; MURAT, S.; YILMAZ, B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 2, p. e491-e495, 2019.
6. ALSANDI, Q. et al. Evaluation of mechanical properties of new elastomer material applicable for dental 3D printer. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 100, p. 103390, 2019.
7. ALSHABIB, A.; SILIKAS, N.; WATTS, D.C. Hardness and fracture toughness of resin-composite materials with and without fibers. **Dental Materials**, v. 35, n. 8, p. 1194-1203, 2019.
8. ALVES DE SOUSA, C. et al. Sealing agent reduces formation of single and dual-species biofilms of *Candida albicans* and *Enterococcus faecalis* on screw joints at the abutment/implant interface. **PloS one**, v. 14, n. 10, p. e0223148, 2019.
9. ANBU, R.T. et al. Comparison of the efficacy of three different bone regeneration materials: An animal study. **European journal of dentistry**, v. 13, n. 01, p. 022-028, 2019.
10. AROSO, C. et al. Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 8, n. 1, p. 21-29, 2016.
11. ASSAF, A. et al. Prosthetic maintenance of different mandibular implant overdentures: A systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 118, n. 2, p. 144-152. e5, 2017.

12. AYATOLLAHI, M. R. et al. Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. **Materials Science and Engineering: C**, v. 54, p. 69-75, 2015.
13. BALART, R. et al. Kinetic analysis of the thermal degradation of recycled acrylonitrile-butadiene-styrene by non-isothermal thermogravimetry. **Polymers**, v. 11, n. 2, p. 281, 2019.
14. BARKARMO, Sargon et al. Biofilm formation on polyetheretherketone and titanium surfaces. **Clinical and experimental dental research**, v. 5, n. 4, p. 427-437, 2019.
15. BAYER, S. et al. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures—retention force changes. **Gerodontology**, v. 26, n. 4, p. 268-272, 2009.
16. BHARGAV, A. et al. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 106, n. 5, p. 2058-2064, 2018.
17. BERBERI, A. et al. Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface. **The journal of contemporary dental practice**, v. 17, n. 11, p. 907-913, 2016.
18. BERLI, C. et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 124, n. 6, p. 780-786, 2020.
19. BHARATE, V. et al. Effect of different abutment materials (zirconia or titanium) on the crestal bone height in 1 year. **Journal of oral biology and craniofacial research**, v. 10, n. 1, p. 372, 2020.
20. BOHL, M. A. et al. Biomechanical testing of a 3D-printed L5 vertebral body model. **Cureus**, v. 11, n. 1, 2019.
21. BOLLENL, C.M.L.; LAMBRECHTS, P; QUIRYNEN, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. **Dental materials**, v. 13, n. 4, p. 258-269, 1997.
22. BURTON, H. E.; PEEL, S.; EGGBEER, D. Reporting fidelity in the literature for computer aided design and additive manufacture of implants and guides. **Additive Manufacturing**, v. 23, p. 362-373, 2018.
23. BUTBUNCHU, N.; PATHOM-AREE, W. Actinobacteria as promising candidate for polylactic acid type bioplastic degradation. **Frontiers in microbiology**, v. 10, p. 2834, 2019.
24. CATALÁN, A. et al. Mandibular overdentures retained by two mini-implants: a seven-year retention and satisfaction study. **Journal of Prosthodontics**, v. 25, n. 5, p. 364-370, 2016.

25. ÇEVİK, P. Evaluation of Shore A hardness of maxillofacial silicones: the effect of dark storage and nanoparticles. **European oral research**, v. 52, n. 2, p. 99-104, 2018.
26. CHAVES, Carolina Andrade et al. Preliminary In Vitro Study on O-Ring Wear in Mini-Implant-Retained Overdentures. **The International journal of prosthodontics**, v. 29, n. 4, p. 357-359, 2016.
27. CHAWARE, S. H.; THAKKAR, S.T. A systematic review and meta-analysis of the attachments used in implant-supported overdentures. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 20, n. 3, p. 255, 2020.
28. CHEN, X. et al. 3D printed porous PLA/nHA composite scaffolds with enhanced osteogenesis and osteoconductivity in vivo for bone regeneration. **Biomedical Materials**, v. 14, n. 6, p. 065003, 2019.
29. CHOI, J. et al. Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 117, n. 5, p. 628-635, 2017.
30. CLIFTON, W. et al. A feasibility study for the production of three-dimensional-printed spine models using simultaneously extruded thermoplastic polymers. **Cureus**, v. 11, n. 4, 2019.
31. DA FONTOURA FRASCA, L C. et al. Evaluation of retention forces and resistance to fatigue of attachment systems for overdentures: plastic and metal components. **Implant dentistry**, v. 23, n. 4, p. 451-455, 2014.
32. DE CAMPOS, M.R.; BOTELHO, A.L.; DOS REIS, A.C. Nanostructured silver vanadate decorated with silver particles and their applicability in dental materials: A scope review. **Heliyon**, p. e07168, 2021.
33. DEDE, D.O. et al. Effect of sealant agents on the color stability and surface roughness of nanohybrid composite resins. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 116, n. 1, p. 119-128, 2016.
34. DERAFSHI, R. et al. The effects of denture cleansing solutions on the retention of attachments of implant supported overdentures. **Journal of Dentistry**, v. 16, n. 1 Suppl, p. 68, 2015.
35. DZALAEVA, F. et al. Study of the Clinical Efficiency of an Interdisciplinary Approach to the Treatment of Orofacial Pain and Temporomandibular Joint Disorders in Patients with Complete or Partial Edentulism. **European journal of dentistry**, v. 14, n. 04, p. 657-664, 2020.
36. ELEFTHERIADIS, Georgios K. et al. Manufacturing of hybrid drug delivery systems by utilizing the fused filament fabrication (FFF) technology. **Expert Opinion on Drug Delivery**. V. 17 n. 8, p. 1063-1068, 2020.

37. ELSAWY, M.A. et al. Hydrolytic degradation of polylactic acid (PLA) and its composites. **Renewable and Sustainable Energy Reviews**, v. 79, p. 1346-1352, 2017.
38. ELSYAD, M.A.; DAYEKH, M.A.; KHALIFA, A.K. Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: An in vitro study. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 2, p. e627-e636, 2019.
39. FAJARDO, R. S.; ZINGARO, R. L.; MONTI, L. M. Sistemas de retenção O'ring e barra-clipe em overdenture mandibular. **Archives of Health Investigation**, p. 77-86, 2014.
40. FATALLA, A.A. et al. An in vitro investigation into retention strength and fatigue resistance of various designs of tooth/implant supported overdentures. **Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences]**, v. 32, n. 1, p. 124-129, 2012.
41. FATALLA, A. A.; SONG, K.; CAO, Y. New mini dental implant attachments versus O-ring attachment after cyclic aging: Analysis of retention strength and gap space. **Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences]**, v. 37, n. 3, p. 419-424, 2017.
42. GALE MS, DARVELL BW,. Termal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **Jornal of dentistry**. v.2, p. 89-99, 1999.
43. GALEJA M. WYPIÓR K, WACHOWICZ J, KEDZIERSKI P, HEJNA A, MARC M, et al. POM/EVA Blends with Future Utility in Fused Deposition Modeling. **Materials (Basel)**, v. 13, n. 13, p. 2912, 2020.
44. GIORDANO, C. M.; DE SENZI ZANCUL, E.; RODRIGUES, V. P. Análise dos custos da produção por manufatura aditiva em comparação a métodos convencionais. **Revista Produção Online**, v. 16, n. 2, p. 499-523, 2016.
45. GONÇALVES, F. et al. Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 123, n. 4, p. 589-594, 2020.
46. GRESNIGT, M.M.M. et al. Comparison of conventional ceramic laminate veneers, partial laminate veneers and direct composite resin restorations in fracture strength after aging. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 114, p. 104172, 2021.
47. GUPTA, A. et al. Rehabilitation of edentulism and mortality: a systematic review. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 5, p. 526-535, 2019.
48. HANON, M.M.; ZSIDAI, L. Comprehending the role of process parameters and filament color on the structure and tribological performance of 3D printed PLA. **Journal of Materials Research and Technology**, v. 15, p. 647-660, 2021.

49. HUANG, Z. et al. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 113, n. 6, p. 623-627, 2015.
50. HUNG, H.; HUANG, C.; PAN, Y. The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. **Journal of dental sciences**, v. 14, n. 3, p. 318-324, 2019.
51. IHSSSEN, B.A. et al. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. **Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie**, v. 80, n. 6, p. 292-303, 2019.
52. ISHIDA, Y.; MIYASAKA, T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. **Dental materials journal**, v. 35, n. 2, p. 250-256, 2016.
53. JAYARAMAN, S. et al. Three-dimensional finite element analysis of immediate loading mini over denture implants with and without acrylonitrile O-ring. **Indian Journal of Dental Research**, v. 23, n. 6, p. 840, 2012.
54. JODA, T. et al. Disruptive Innovation in Dentistry: What It Is and What Could Be Next. **Journal of Dental Research**, v. 100, n. 5, p. 448-453, 2021.
55. LEITE, A. R. P. et al. Custom cast ball attachments used on outdated implants to restore a maxillary implant-supported overdenture. **Journal of Oral Implantology**, v. 43, n. 4, p. 297-301, 2017.
56. LI, Ping et al. Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 114, p. 104227, 2021.
57. KABBUA, P.; AUNMEUNGTONG, W.; KHONGKHUNTHIAN, P. Computerised occlusal analysis of mini-dental implant-retained mandibular overdentures: A 1-year prospective clinical study. **Journal of oral rehabilitation**, v. 47, n. 6, p. 757-765, 2020.
58. KANG, T.Y. et al. In vitro effects of cyclic dislodgement on retentive properties of various titanium-based dental implant overdentures attachment system. **Materials**, v. 12, n. 22, p. 3770, 2019.
59. KIM, S.-M. et al. Comparison of changes in retentive force of three stud attachments for implant overdentures. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 7, n. 4, p. 303-311, 2015.
60. KIM, T. et al. Accuracy of a simplified 3D-printed implant surgical guide. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 124, n. 2, p. 195-201. e2, 2020.
61. KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 127, n. 4, p. 420-427, 2005.

62. LI, P. et al. Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 114, p. 104227, 2021.
63. LIN, H.; LONIC, D.; LO, L. 3D printing in orthognathic surgery– A literature review. **Journal of the Formosan Medical Association**, v. 117, n. 7, p. 547-558, 2018.
64. LOPES. P. A. et al. Phvsicochemical and microscopic characterization of implant-abutment joints. **European journal of dentistry**, v. 12, n. 01, p. 100-104, 2018.
65. MAHANNA, F.F. et al. Satisfaction and Oral Health-Related Ouality of Life of Different Attachments Used for Implant-Retained Overdentures in Subiects with Resorbed Mandibles: A Crossover Trial. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 35, n. 2, 2020.
66. MANGANO. C. et al. Immunohistochemical evaluation of peri-implant soft tissues around Machined and Direct Metal Laser Sintered (DMLS) Healing Abutments in Humans. **International journal of environmental research and public health**, v. 15, n. 8, p. 1611, 2018.
67. MARIN, D. O. M. et al. Retention force and wear characteristics of three attachment systems after dislodging cycles. **Brazilian dental journal**, v. 29, p. 576-582, 2018.
68. MARIOTTO, L.G.S.M. et al. Effects of Denture Cleansing Solutions on Different Materials Used for Fabrication of Polymer Attachment Components. **The International journal of prosthodontics**, v. 33, n. 1, p. 74-80, 2020.
69. MARKARIAN, R.A.; GALLES, D.P.; FRANÇA, F.M.G. Dental implant-abutment fracture resistance and wear induced by single-unit screw-retained CAD components fabricated by four CAM methods after mechanical cycling. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2021.
70. MATEOS-TIMONEDA, Miguel A. et al. Effect of structure, topography and chemistry on fibroblast adhesion and morphology. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 25, n. 7, p. 1781-1787, 2014.
71. MAZZANTI, V.; MALAGUTTI, L.; MOLLICA, F. FDM 3D printing of polymers containing natural fillers: A review of their mechanical properties. **Polymers**, v. 11, n. 7, p. 1094, 2019.
72. MEMARIAN, M. et al. Comparative Evaluation of Retentive Properties of Two Compatible Ball Attachments in Mandibular Implant-Retained Overdentures: An In Vitro Study. **Journal of Dentistry (Tehran, Iran)**, v. 15, n. 2, p. 106, 2018.
73. METHANI, M. M.; REVILLA-LEÓN, M.; ZANDINEJAD, A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 32, n. 2, p. 182-192, 2020.
74. MIRI, S. et al. Biodegradation of microplastics: Better late than never. **Chemosphere**, p. 131670, 2021.

75. MISCH, C.E. Mosby Publication; St.Louis. **Dental Implant Prosthetics. Maxillary and Mandibular Implant Overdentures**. 2nd ed., Chapter 29;2015:769.
76. MOLERO, E. et al. Use of Data Mining Techniques for the Prediction of Surface Roughness of Printed Parts in Polylactic Acid (PLA) by Fused Deposition Modeling (FDM): A Practical Application in Frame Glasses Manufacturing. **Polymers**, v. 12, n. 4, p. 840, 2020.
77. MOLINERO-MOURELLE, P. et al. Polylactic Acid as a Material for Three-Dimensional Printing of Provisional Restorations. **International Journal of Prosthodontics**, v. 31, n. 4, 2018.
78. MORGAN, A.J.L et al. Simple and versatile 3D printed microfluidics using fused filament fabrication. **PLoS one**, v. 11, n. 4, p. e0152023, 2016.
79. NAGRATH, M. et al. Functionalized prosthetic interfaces using 3D printing: Generating infection-neutralizing prosthesis in dentistry. **Materials Today Communications**, v. 15, p. 114-119, 2018.
80. OLIVEIRA, T. T.; REIS, A. C. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 122, n. 3, p. 270-274, 2019.
81. OKSIUTA, Z. et al. Mechanical and Thermal Properties of Polylactide (PLA) Composites Modified with Mg, Fe, and Polyethylene (PE) Additives. **Polymers**, v. 12, n. 12, p. 2939, 2020.
82. PACHEKOSKI, W.M; DALMOLIN, C.; AGNELLI, J. A. M. Blendas poliméricas biodegradáveis de PHB e PLA para fabricação de filmes. **Polímeros**, v. 24, p. 501-507, 2014.
83. PADMANABHAN, H.; KUMAR, S. M; KUMAR, V. A. Single Implant Retained Overdenture Treatment Protocol: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Prosthodontics**, v. 29, n. 4, p. 287-297, 2020.
84. PARK, J.H; SHIN, S.W; LEE, J.Y. Bar versus ball attachments for maxillary four-implant retained overdentures: A randomized controlled trial. **Clinical oral implants research**, v. 30, n. 11, p. 1076-1084, 2019.
85. PASSIA, N; WOLFART, S.; KERN, M. Ten-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures—A prospective pilot study. **Journal of dentistry**, v. 82, p. 63-65, 2019.
86. PENG, T. et al. In Vitro Assessment of the Cell Metabolic Activity, Cytotoxicity, Cell Attachment, and Inflammatory Reaction of Human Oral Fibroblasts on Polyetheretherketone (PEEK) Implant–Abutment. **Polymers**, v. 13, n. 17, p. 2995, 2021.

87. PETERSON, A.M. Review of acrylonitrile butadiene styrene in fused filament fabrication: A plastics engineering-focused perspective. **Additive Manufacturing**, v. 27, p. 363-371, 2019.
88. PIENIAK, D. et al. The effect of thermocycling on surface layer properties of light cured polymer matrix ceramic composites (PMCCs) used in sliding friction pair. **Materials**, v. 12, n. 17, p. 2776, 2019.
89. PJETURSSON, B. E. et al. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. **Clinical oral implants research**, v. 29, p. 160-183, 2018.
90. RAZA, F. B. et al. Analysis of crestal bone loss around single piece ball attachment implant placed bilaterally in canine region and wear of O-ring in implant supported overdenture: Three year follow-up. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 20, n. 3, p. 403-409, 2018.
91. REDA, K. M.; EL-TORKY, I. R.; EL-GENDY, M. N. In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. **The Journal of the Indian Prosthodontic Society**, v. 16, n. 4, p. 380, 2016.
92. REKOW, E. D. Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive?. **Dental Materials**, v. 36, n. 1, p. 9-24, 2020.
93. REVEILLEAUA, A. et al. “**Impressora 3d aditiva e acessível economicamente.**” <http://ojs.fsg.br/index.php/pesquisaextensao>. ISSN 2318-8014; (2019).
94. ROBERTO, L.L. et al. Sociodemographic determinants of edentulism in the elderly population: A systematic review and meta-analysis. **Gerodontology**, v. 36, n. 4, p. 325-337, 2019.
95. RODRIGUES, R.C.S. et al. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 88, n. 3, p. 290-296, 2002.
96. RODRIGUES, R.C.S. et al. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. **Clinical oral implants research**, v. 20, n. 12, p. 1314-1319, 2009.
97. ROSCA, B. et al. Reparability of two different CAD/CAM polymer materials using a light-cured composite and universal adhesives. **Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial**, v. 57, n. 4, p. 189-196, 2016.
98. SALMI, M. Additive manufacturing processes in medical applications. **Materials**, v. 14, n. 1, p. 191, 2021.
99. SANCHO-PUCHADES, M. et al. Advanced smile diagnostics using CAD/CAM mock-ups. **Int J Esthet Dent**, v. 10, n. 3, p. 374-391, 2015.

100. SANDMIERSKI, M. et al. Silica-filled methacrylic composites with extremely high compressive strength. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 116, p. 104319, 2021.
101. SHAQOUR, Bahaa et al. Production of drug delivery systems using fused filament fabrication: a systematic review. **Pharmaceutics**, v. 12, n. 6, p. 517, 2020.
102. SHASTRY, T. et al. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. **The Journal of the Indian Prosthodontic Society**, v. 16, n. 2, p. 159, 2016.
103. SINGH, S.; SINGH, R. Fused deposition modelling based rapid patterns for investment casting applications: a review. **Rapid Prototyping Journal**, 2016.
104. SILVA, G. G. et al. Use of polyethylene terephthalate as a prosthetic component in the prosthesis on an overdenture implant. **Materials Science and Engineering: C**, v. 99, p. 1341-1349, 2019.
105. SILVA, N. R. et al. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. **Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry**, v. 20, n. 2, p. 93-96, 2011.
106. SINGHVI, M. S.; ZINJARDE, S. S.; GOKHALE, D. V. Polylactic acid: synthesis and biomedical applications. **Journal of applied microbiology**, v. 127, n. 6, p. 1612-1626, 2019.
107. STANSBURY, J. W.; IDACAVAGE, M. J. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. **Dental materials**, v. 32, n. 1, p. 54-64, 2016.
108. SULTANA, N.; BARTLETT, D. W.; SULEIMAN, M. Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. **Clinical oral implants research**, v. 28, n. 11, p. 1406-1410, 2017.
109. TALLARICO, Marco et al. Multicenter retrospective analysis of implant overdentures delivered with different design and attachment systems: results between one and 17 years of follow-up. **Dentistry journal**, v. 6, n. 4, p. 71, 2018.
110. TAKAGAKI, Kyozo; GONDA, Tomoya; MAEDA, Yoshinobu. Lateral forces exerted through ball or bar attachments in relation to the inclination of mini-implant underneath overdentures: in vitro study. **Clinical oral implants research**, v. 26, n. 9, p. 1060-1063, 2015.
111. TOTU, E.E. et al. Poly (methyl methacrylate) with TiO₂ nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing– the future in dental care for elderly edentulous patients?. **Journal of dentistry**, v. 59, p. 68-77, 2017.

112. VALENTE, M.L.C. et al. Retention force and deformation of an innovative attachment model for mini-implant-retained overdentures. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 121, n. 1, p. 129-134, 2019.
113. VAN DE RIJT, Liza JM et al. The influence of oral health factors on the quality of life in older people: a systematic review. **The Gerontologist**, v. 60, n. 5, p. e378-e394, 2020.
114. VAN NOORT, Richard. The future of dental devices is digital. **Dental materials**, v. 28, n. 1, p. 3-12, 2012.
115. VARSHNEY, N. et al. Retention and patient satisfaction with bar-clip, ball and socket and kerator attachments in mandibular implant overdenture treatment: An in vivo study. **The Journal of the Indian Prosthodontic Society**, v. 19, n. 1, p. 49, 2019.
116. VERBEETEN, W.M.H; ARNOLD-BIK, R.J.; LORENZO-BAÑUELOS, M. Print velocity effects on strain-rate sensitivity of acrylonitrile-butadiene-styrene using material extrusion additive manufacturing. **Polymers**, v. 13, n. 1, p. 149, 2021.
117. VETROMILLA, B. M. et al. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 121, n. 3, p. 398-403. e3, 2019.
118. YABUL, A. et al. Evaluation of volumetric wear of abutments on the retention loss of ball attachment systems in implant-retained overdentures: An in vitro study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 20, n. 5, p. 778-784, 2018.
119. YANG, T. et al. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. **Clinical oral implants research**, v. 22, n. 11, p. 1315-1319, 2011.
120. YUE, Q. et al. Use of an attachment system with angulated abutments and polyetheretherketone inserts to retain a maxillary overdenture: A clinical report. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 124, n. 2, p. 129-134, 2020.
121. WANG, Z. et al. Selective laser melting of Aluminum and Its Alloys. **Materials**, v. 13, n. 20, p. 4564, 2020.
122. WICHMANN, Niklas et al. Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 110, p. 103901, 2020.
123. WOOTHIKANOKKHAN, J. et al. Crystallization and thermomechanical properties of PLA composites: Effects of additive types and heat treatment. **Journal of applied polymer science**, v. 129, n. 1, p. 215-223, 2013.
124. ZANJANIJAM, Ali Reza et al. Fused filament fabrication of peek: A review of process-structure-property relationships. **Polymers**, v. 12, n. 8, p. 1665, 2020.

125. ZIĄBKA, M.; DZIADEK, M.; MENASZEK, E. Biocompatibility of poly (acrylonitrile-butadiene-styrene) nanocomposites modified with silver nanoparticles. **Polymers**, v. 10, n. 11, p. 1257, 2018.
126. ZHAO, Y. et al. Investigation on 3D printing ZrO₂ implant abutment and its fatigue performance simulation. **Ceramics International**, v. 47, n. 1, p. 1053-1062, 2020.
127. ZHOU, Huan et al. Clinical outcomes of implant-retained mandibular overdentures using the bar and magnetic attachment systems: an up to 5-year retrospective study. **Annals of Translational Medicine**, v. 8, n. 21, 2020.
128. ZIMMERMANN, M. et al. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. **Clinical oral investigations**, v. 24, n. 2, p. 1035-1042, 2020.

Apêndice

APÊNDICE

As tabelas 8, 9 e 10 correspondem as mensurações e médias encontradas para a rugosidade superficial antes da termociclagem.

Tabela 8. Mensurações realizadas nos corpos de prova de ABS e a média encontrada para da corpo.

Material	1 ABS	2 ABS	3 ABS	4 ABS	5 ABS	6 ABS	7 ABS	8 ABS	9 ABS	10 ABS
M1	0,388	0,489	0,48	0,689	0,419	0,887	0,541	0,447	0,615	0,402
M2	0,505	0,527	0,346	0,631	0,615	0,425	0,547	0,53	0,816	0,337
M3	0,597	0,548	0,387	1,111	0,4	0,846	0,391	0,419	1,35	0,368
Média	0,496667	0,521333	0,404333	0,810333	0,478	0,719333	0,493	0,465333	0,927	0,369

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

Tabela 9. Mensurações realizadas nos corpos de prova de PLA e a média encontrada para da corpo.

Material	1 PLA	2 PLA	3 PLA	4 PLA	5 PLA	6 PLA	7 PLA	8 PLA	9 PLA	10 PLA
M1	1,969	0,876	0,59	0,656	0,774	0,945	4,59	1,622	0,833	0,642
M2	1,084	0,832	0,956	0,59	0,884	0,523	1,235	2,187	0,843	0,552
M3	1,71	0,617	1,211	0,812	0,581	0,992	1,257	2,098	0,873	0,623
Média	1,587667	0,775	0,919	0,686	0,746333	0,82	2,360667	1,969	0,849667	0,6056667

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

Tabela 10. Mensurações realizadas nos corpos de prova de POM e a média encontrada para da corpo.

Material	1 POM	2 POM	3 POM	4 POM	5 POM	6 POM	7 POM	8 POM	9 POM	10 POM
M1	1,527	0,638	0,362	0,584	2,21	0,38	0,476	0,778	0,406	0,839
M2	2,083	2,005	0,343	0,464	3,09	3,31	0,484	0,555	4,814	0,796
M3	2,108	4,279	0,466	0,732	0,63	3,572	0,405	0,477	4,46	0,617
Média	1,906	2,307333	0,390333	0,593333	1,976667	2,420667	0,455	0,603333	3,226667	0,7506667

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

As tabelas 11, 12 e 12 correspondem as mensurações e médias encontradas para a rugosidade superficial após a termociclagem

Tabela 11. Mensurações realizadas nos corpos de prova de ABS e a média encontrada para da corpo.

Material	1 ABS	2 ABS	3 ABS	4 ABS	5 ABS	6 ABS	7 ABS	8 ABS	9 ABS	10 ABS
M1	1,977	1,095	0,503	1,149	0,976	1,083	1,449	0,55	1,697	0,926
M2	1,979	0,716	0,575	2,211	1,17	1,065	1,691	0,619	0,634	0,817
M3	2,011	0,962	0,519	1,495	1,17	1,043	1,27	1,249	1,016	0,898
Média	1,989	0,924333	0,532333	1,618333	1,105333	1,063667	1,47	0,806	1,115667	0,8803333

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

Tabela 12. Mensurações realizadas nos corpos de prova de PLA e a média encontrada para da corpo.

Material	1 PLA	2 PLA	3 PLA	4 PLA	5 PLA	6 PLA	7 PLA	8 PLA	9 PLA	10 PLA
M1	0,992	2,34	0,778	1,263	2,126	1,166	1,628	1,118	1,91	2,758
M2	0,714	2	0,868	1,096	1,124	1,085	0,889	1,478	2,159	1,171
M3	0,952	1,065	1,296	1,07	1,339	1,237	0,95	1,02	1,112	1,144
Média	0,886	1,801667	0,980667	1,143	1,529667	1,162667	1,155667	1,205333	1,727	1,691

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

Tabela 13. Mensurações realizadas nos corpos de prova de POM e a média encontrada para da corpo.

Material	1 POM	2 POM	3 POM	4 POM	5 POM	6 POM	7 POM	8 POM	9 POM	10 POM
M1	2,172	2,2	0,65	0,601	1,449	2,134	2,719	2,328	3,745	1,859
M2	1,596	1,441	0,625	0,558	1,544	2,057	2,733	1,736	2,785	2,107
M3	2,328	2,645	1,098	1,292	1,749	3,672	3,589	0,824	3,101	1,95
Média	2,032	2,095333	0,791	0,817	1,580667	2,621	3,013667	1,629333	3,210333	1,972

M1, M2 e M3 correspondem as medidas 1, 2 e 3 realizadas em cada corpo de prova para a análise da rugosidade superficial.

As tabelas 14 e 15 mostram os resultados de compressão para os corpos de prova de ABS, PLA e POM antes e após a termociclagem, respectivamente.

Tabela 14. Valores do ensaio de compressão para cada corpo de prova antes da termociclagem.

Material	ABS	PLA	POM
CP1	37,8	63,3	62,7
CP2	38,5	60,8	67,3
CP3	39,9	62,8	60,1
CP4	36,4	56,3	67,8
CP5	37,08	61,8	62,5
CP6	36,4	64,8	64,4
CP7	31,5	64,9	56,8
CP8	32,2	62,4	69
CP9	35,07	60,5	63,6
CP10	30,1	57	63,4

CP: corpo de prova

Tabela 15. Valores do ensaio de compressão para cada corpo de prova após a termociclagem.

Material	ABS	PLA	POM
CP1	46,2	86,5	80
CP2	50,4	85,8	73,5
CP3	41,7	81,6	72
CP4	42	80	76,3
CP5	46,9	84,3	66
CP6	46,2	80,2	69,5
CP7	47	83	72,1
CP8	41,5	87,4	69,7
CP9	41,8	85,3	65,2
CP10	44,8	88,6	70,9

CP: corpo de prova