

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS E ADESÃO
MICROBIOLÓGICA DE RESINA PARA IMPRESSÃO
3D DE BASES E DENTES DE PRÓTESES TOTAIS**

Beatriz Maria da Silva

SAPIENTIA AEDIFICAT

2024

BEATRIZ MARIA DA SILVA

**PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS E ADESÃO
MICROBIOLÓGICA DE RESINA PARA IMPRESSÃO 3D DE BASES
E DENTES DE PRÓTESES TOTAIS**

**PHYSICO-MECHANICAL PROPERTIES AND MICROBIOLOGICAL
ADHESION OF 3D PRINTING RESIN FOR COMPLETE DENTURE
BASE AND TEETH.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal da Paraíba, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Ramalho Sarmiento

João Pessoa

2024

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA SETORIAL DO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

S586p Silva, Beatriz Maria da.
Propriedades físico-mecânicas e adesão
microbiológica de resina para impressão 3D de bases e
dentes de próteses totais / Beatriz Maria da Silva. -
João Pessoa, 2024.
45 f. : il.

Orientação: Hugo Ramalho Sarmiento.
Dissertação (Mestrado) - UFPB/CCS.

1. Prótese dental. 2. Prótese total - dentes. 3.
Impressão tridimensional. 4. Resinas acrílicas. I.
Sarmiento, Hugo Ramalho. II. Título.

UFPB/BC CDU 616.314-77(043)

Elaborado por RUSTON SAMMEVILLE ALEXANDRE MARQUES DA SILVA -
CRB-15/0386

Informações Complementares:

Título em outro idioma: Physico-mechanical properties and microbiological
adhesion of 3D printing resin for complete denture base and teeth.

Palavras-chave em outro idioma: Denture, Complete; Printing, Three-Dimensional;
Acrylic Resins; Surface Properties; Mechanical Tests.

Área de concentração: Ciências Odontológicas

Linha de Pesquisa: Biomateriais em Odontologia

Banca examinadora: Hugo Ramalho Sarmiento (UFPB); André Ulisses Dantas
Batista (UFPB); Simone Gomes Dias de Oliveira (UFVJM).

Data de defesa: 27-11-2024

Informações acadêmicas e profissionais do(a) aluno(a)

- ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5233-879X>

- Link do Currículo Lattes: <https://lattes.cnpq.br/9234300140465331>



ATA DA DEFESA PÚBLICA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
2024

Aos vinte e sete dias do mês de novembro do ano de 2024, às 08:30 horas, com uso de recursos à distancia, reuniram-se os membros da banca examinadora composta pelos professores doutores: Hugo Ramalho Sarmiento (Orientador e Presidente), ANDRE ULISSES DANTAS BATISTA (membro interno ao Programa de Pós-graduação em Odontologia – UFPB) e SIMONE GOMES DIAS DE OLIVEIRA (membro externo a UFPB) a fim de argüirem a mestrand BEATRIZ MARIA DA SILVA, com relação ao seu trabalho final de curso de mestrado (dissertação), sob o título “PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS E ADESÃO MICROBIOLÓGICA DE RESINA PARA IMPRESSÃO 3D DE BASES E DENTES DE PRÓTESES TOTAIS”. Aberta a sessão pelo presidente da mesma, coube o(a) candidato(a), na forma regimental, expor o tema de sua dissertação, dentro do tempo regulamentar. Em seguida, foi questionado pelos membros da banca examinadora, sendo as explicações necessárias fornecidas e as modificações solicitadas registradas. Logo após, os membros da banca examinadora reuniram-se em sessão secreta, tendo chegado ao seguinte julgamento, que, de público, foi anunciado: 1º Examinador (membro externo): Conceito “Aprovada”; 2º Examinador (membro interno): Conceito “Aprovado”, 3º Examinadora (Orientador e presidente): Conceito “Aprovada”. O que resultou em conceito final igual: “APROVADO”, o que permite o(a) candidato(a) fazer jus ao título de Mestre em Odontologia. Os documentos utilizados para avaliação do candidato durante o processo aqui descrito apresentam-se como prova documental do mesmo e, como tal, serão anexadas a esta ata para arquivamento. Nada mais havendo a tratar, foi lavrada a presente ata, que será assinada pelo presidente, pelos demais membros da banca e pelo(a) candidato (a).

Documento assinado digitalmente
gov.br SIMONE GOMES DIAS DE OLIVEIRA
Data: 01/12/2024 13:05:55-0300
Verifique em <https://validar.jf.gov.br>

1º Examinador – Membro Externo

Documento assinado digitalmente
gov.br ANDRE ULISSES DANTAS BATISTA
Data: 01/12/2024 13:09:44-0300
Verifique em <https://validar.jf.gov.br>

2º Examinador – Membro interno

Documento assinado digitalmente
gov.br HUGO RAMALHO SARMIENTO
Data: 01/12/2024 17:43:24-0300
Verifique em <https://validar.jf.gov.br>

3º Examinador – Presidente

Documento assinado digitalmente
gov.br BEATRIZ MARIA DA SILVA
Data: 01/12/2024 12:15:27-0300
Verifique em <https://validar.jf.gov.br>

Candidato (a)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe, Maria Aparecida. Sua dedicação e sacrifícios ao longo dos anos me proporcionaram as oportunidades que me trouxeram até aqui.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por todas as oportunidades concedidas a mim, pela força e tranquilidade nos momentos de fraqueza e dificuldades. Sua presença iluminou meu caminho, sustentando-me e fortalecendo minha fé.

Ao meu orientador, Hugo Ramalho Sarmiento, registro minha profunda gratidão pela paciência, dedicação e incentivo ao longo desta caminhada. Sua orientação foi essencial para o desenvolvimento deste trabalho e para meu crescimento acadêmico e pessoal.

Ao PPGO-UFPB e à Universidade Federal da Paraíba, pelo apoio institucional recebido.

Aos meus pais, Maria Aparecida e Humberto Ferreira, por todo o amor, apoio incondicional e pelos valores que sempre me ensinaram. Vocês são meu alicerce, e tudo o que alcancei até hoje reflete o cuidado, os sacrifícios e as lições de vida que recebi de vocês.

Às minhas irmãs, Vitória Maria e Letícia Maria, pelo carinho, amizade e pelas palavras de encorajamento que sempre me deram forças para seguir em frente. Vocês tornaram essa jornada mais leve e cheia de significado.

Aos amigos que estiveram ao meu lado, oferecendo apoio, companheirismo e momentos de descontração que fizeram toda a diferença em dias desafiadores.

Aos colegas de curso e professores, que compartilharam conhecimentos, experiências e inspiração, contribuindo diretamente para minha formação acadêmica e pessoal.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, participaram desta jornada, seja por meio de palavras de incentivo, gestos de apoio ou simplesmente por acreditarem em mim. Cada um teve um papel especial na construção deste momento, e a todos dedico minha mais sincera gratidão.

RESUMO

Introdução: A impressão tridimensional vem ganhando protagonismo na Odontologia, oferecendo uma variedade de benefícios. Atualmente, para confecção de próteses totais removíveis, o material de escolha é o polimetilmetacrilato (PMMA). Mas, com o advento do fluxo digital, um polímero leve e termopolimerizável é processado por estratificação e cura, apresentando vantagens na prática clínica. Desta forma, é indispensável o conhecimento das propriedades físico-mecânicas e biológicas desses materiais para uma maior previsibilidade e aplicabilidade. **Objetivo:** Avaliar resistência à flexão, topografia, rugosidade superficial, dureza Vickers, porosidade e adesão microbiológica de resina para impressão 3D de bases e dentes de próteses totais. **Método:** Foram confeccionadas barras (25 x 2 x 2 mm) e blocos (8 x 8 x 2 mm), e divididos em quatro grupos: resina acrílica convencional para base de prótese (CR), resina para impressão 3D de base (PR), dente impresso em 3D (PT) e dente pré-fabricado (CT). As barras foram submetidas ao teste de mini resistência à flexão, e os blocos foram analisados quanto à rugosidade (Ra/Rq/Rz), microdureza, porosidade e adesão microbiológica. Foi realizada a análise descritiva e o teste de normalidade Shapiro-Wilk, seguido do teste de Mann-Whitney U ($p > 0,05$) ou Teste t de Student ($p < 0,05$). **Resultados:** Os grupos RI (0,91%) e DI (0,24%) apresentaram menor porosidade, com diferença significativa em relação aos grupos convencionais com $p = 0,047$ e $p = 0,004$, respectivamente. A adesão microbiológica mostrou menor número de colônias para o grupo PR (UFC/mL: 6,8) com $p = 0,01$. Não houve diferença estatisticamente significativa entre CR e PR para rugosidade, resistência à mini flexão e microdureza, nem entre os grupos CT e PT para microdureza e adesão microbiológica. **Conclusão:** A resina impressa utilizada para a base da prótese apresentou propriedades superficiais e mecânicas semelhante aos materiais convencionais para rugosidade, resistência à flexão e dureza, um menor percentual de porosidade e menor formação de biofilme de *Candida albicans*. Para os grupos de dentes a resina impressa apresentou propriedades semelhantes para dureza e adesão microbiológica e um menor percentual de porosidade.

Palavras-chave: Prótese Total; Impressão Tridimensional; Resinas Acrílicas; Propriedades de Superfície; Testes Mecânicos.

SUMMARY

Introduction: Three-dimensional printing has been gaining prominence in dentistry, offering a variety of benefits. Currently, for the manufacture of removable total dentures, the material of choice is polymethylmethacrylate (PMMA). But with the advent of digital flow, a lightweight, thermopolymerizable polymer is processed by stratification and curing, presenting advantages in clinical practice. Thus, it is essential to know the physical, mechanical and biological properties of these materials for greater predictability and applicability. **Objective:** To evaluate flexural strength, topography, surface roughness, Vickers hardness, porosity and microbiological adhesion. **Method:** A total of 34 specimens were made in bars (25 x 2 x 2 mm) and blocks (8 x 8 x 2 mm), divided into four groups: conventional acrylic resin for prosthesis base (RC), resin for base 3D printing (IR), 3D printed tooth (DI) and prefabricated tooth (DP). The bars were submitted to the mini flexural strength test, and the blocks were analyzed for roughness (Ra/Rq/Rz), microhardness, porosity and microbiological adhesion. Descriptive analysis and the Shapiro-Wilk normality test were performed, followed by the Mann-Whitney U test or Student's t-test. **Results:** The IR (0.91%) and DI (0.24%) groups showed lower porosity, with a significant difference in relation to the conventional groups ($p=0.047$ and $p=0.004$, respectively). Microbiological adhesion showed a lower number of colonies for the IR group (CFU/mL: 6.8) with $p=0.01$. There was no statistically significant difference between CR and IR for roughness, mini flexural strength and microhardness, nor between DP and DI for microhardness and microbiological adhesion. **Conclusion:** The printed resin used for the base of the prosthesis showed surface and mechanical properties similar to conventional materials for roughness, flexural strength and hardness, a lower percentage of porosity and lower biofilm formation of *Candida Albicans*. For the groups of teeth, the printed resin showed similar properties for hardness and microbiological adhesion and a lower percentage of porosity.

Keywords: Denture, Complete; Printing, Three-Dimensional; Acrylic Resins; Surface Properties; Mechanical Tests.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	9
2. REVISÃO DA LITERATURA	12
3. OBJETIVOS	20
4. Artigo Physico-mechanical properties and microbiological adhesion of 3D printing resin for complete denture base and teeth.	21
5. CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS	42

1. INTRODUÇÃO

A impressão tridimensional (impressão 3D), também conhecida como manufatura aditiva ou prototipagem rápida, tem mostrado vantagens na Engenharia, Medicina e Odontologia. Trata-se de uma técnica aditiva que fabrica determinado objeto, camada por camada, em três dimensões (ZHOU; SUN; WANG, 2021). Atualmente, essa tecnologia apresenta várias aplicações na Odontologia, e vem se desenvolvendo de forma emergente, apresentando uma variedade de equipamentos, técnicas e materiais (REYMUS; FABRITIUS; KEßLER; HICKEL et al., 2020).

Convencionalmente, ao longo do último século, o material de escolha para fabricação de bases de prótese total é o polimetilmetacrilato (PMMA). Este material apresenta fácil manipulação, baixo custo, propriedades mecânicas favoráveis e boa aparência estética (MERT; KAMNOEDBOON; HUSAIN; ÖZCAN et al., 2023). No entanto, apesar do PMMA ser um material usado por bastante tempo, alguns fatores como a susceptibilidade a fratura, alterações dimensionais, presença de monômeros residuais e rugosidade na superfície, ainda limitam a longevidade das próteses (CHAROENPHOL; PEAMPRING, 2022).

Procurando superar estas limitações da técnica convencional, surgiram os métodos digitais. Com o advento do fluxo digital, a confecção de próteses impressas vem ganhando popularidade na Odontologia com uma mudança notável no protocolo de fabricação. O PMMA tradicionalmente é moldado sob pressão e polimerizado, mas com o uso da impressora 3D um polímero leve e termopolimerizável é processado por estratificação e cura (ALFOUZAN; TUWAYM; ALDAGHRI; ALOJAYMI et al., 2023; SRINIVASAN; KALBERER; KAMNOEDBOON; MEKKI et al., 2021). A confecção de próteses digitais é realizada através de um software de design (CAD, *computer aided design*) usado para projetar a base da prótese com os dentes em oclusão. Em seguida, o arquivo digital (STL, *Standard Tessellation Language*) é processado em uma impressora 3D, com a tecnologia SLA (estereolitografia) ou DLP (Digital Light Processing). Estas são as duas técnicas mais utilizadas na Odontologia, ocorrendo através de um feixe de laser ou no processamento de luz digital, respectivamente (ANADIOTI; MUSHARBASH; BLATZ; PAPAVALILIOU et al., 2020; FOUDA; GAD;

ABUALSAUD; ELLAKANY et al., 2023; GAD; FOUDA; ABUALSAUD; ALSHAHRANI et al., 2022; REYMUS; FABRITIUS; KEßLER; HICKEL et al., 2020).

Essa tecnologia acarreta várias mudanças nos processos clínicos e laboratoriais das próteses totais, oferecendo benefícios para o dentista e paciente, uma vez que diminui o número e duração das consultas clínicas e as etapas laboratoriais. Além disso, obtém-se maior precisão na confecção da prótese e permite armazenamento dos dados dos pacientes para serem utilizados a qualquer momento, sem a necessidade de fazer novos registros caso o paciente perca ou fracture a prótese (ANADIOTI; MUSHARBASH; BLATZ; PAPAVALIIOU et al., 2020; HELAL; ABDELRAHIM; ZEIDAN, 2023; ZHOU; SUN; WANG, 2021). Neste sentido, a procura por resina para impressão 3D de próteses totais tem aumentado constantemente, devido a algumas vantagens que, segundo os fabricantes, as tornam superiores às resinas acrílicas convencionais. Porém, os tipos de resina, a tecnologia e os parâmetros de impressão são fatores que contribuem para o sucesso ou falha das próteses impressas, sendo indispensável compreender os aspectos que colaboram para o seu insucesso (AL-DULAIJAN; ALSULAIMI; ALOTAIBI; ALBOAINAIN et al., 2022).

O comportamento clínico de próteses totais possui algumas limitações devido a tensões de flexão ocasionadas durante a mastigação, criando forças internas e afetando as propriedades mecânicas dos materiais, podendo levar a deformações ou fraturas com o passar do tempo. O valor mínimo recomendado pela ISO 20795-1:2013 para resistência a flexão desses materiais é de 65 MPa (ANADIOTI; MUSHARBASH; BLATZ; PAPAVALIIOU et al., 2020; FOUDA; GAD; ABUALSAUD; ELLAKANY et al., 2023). A falha flexural é o principal motivo de alterações prejudiciais clínicas em prótese total (AYAZ; BAĞIŞ; TURGUT, 2015).

Acredita-se que um dos fatores limitantes para a resistência flexural é a porosidade, a qual pode ser avaliada por microtomografia computadorizada (micro-CT). Acredita-se que um maior grau de porosidade contribui para maior retenção de micro-organismos, além de influenciar nas propriedades mecânicas (RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA et al., 2023). Adicionalmente, a topografia e rugosidade da superfície também influenciam na colonização e adesão fúngica, pois essas irregularidades aumentam o acúmulo de micro-organismos, sendo um fator contribuinte para o desenvolvimento da estomatite protética. A baixa resistência das resinas pode, ainda, aumentar a rugosidade da superfície,

contribuindo para o surgimento de trincas, alterações dimensionais e descoloração das próteses (AL-DULAIJAN; ALSULAIMI; ALOTAIBI; ALBOAINAIN et al., 2022; ALFOUZAN; TUWAYM; ALDAGHRI; ALOJAYMI et al., 2023). Uma baixa dureza superficial pode afetar a resistência a alterações dimensionais além de danificar a prótese através da escovação mecânica ocasionando arranhões e causando retenção de placa e pigmentações (PRPIĆ; SCHAUPERL; ĆATIĆ; DULČIĆ et al., 2020). Todos estes fatores, naturalmente, causam diminuição da longevidade das próteses totais.

Com o aprimoramento na relação custo-benefício das impressoras 3D disponíveis no mercado, assim como o desenvolvimento e disponibilização de softwares de código aberto, laboratórios odontológicos e cirurgiões-dentistas podem imprimir próteses totais de forma cômoda e rápida. Porém, pesquisas sobre as propriedades dos materiais à base de PMMA para impressão 3D ainda são necessárias a fim de compreender a composição, comportamento mecânico, estético e biológico das diferentes resinas disponíveis no mercado. Estas etapas tem como objetivo a obtenção de maior previsibilidade e aplicabilidade clínica, como também conhecer diferentes marcas e equipamentos utilizados para impressão 3D (ANADIOTI; MUSHARBASH; BLATZ; PAPAVALIOU et al., 2020; RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA et al., 2023).

2. REVISÃO DA LITERATURA

Prótese Total

Nos idosos, a perda dentária ainda é um problema de saúde bucal. A ausência de dentes influencia de forma negativa na saúde geral, uma vez que a capacidade mastigatória estará comprometida, levando ao indivíduo desenvolver um déficit na sua alimentação e a não substituição de dentes com uso de próteses dentárias afeta a qualidade de vida dessa população (JANG; KIM; KIM, 2021).

A reabilitação oral apresenta melhora significativa na qualidade de vida relacionada a saúde bucal de pacientes edêntulos, uma vez que o edentulismo pode tornar o paciente fisicamente e psicologicamente deficientes e incapacitados (RUSSO; ZHURAKIVSKA; GUIDA; CHOCHLIDAKIS et al., 2024).

As próteses totais têm sido utilizadas a bastante tempo e são consideradas padrão ouro para reabilitação de pacientes edêntulos, sua fabricação iniciou com a introdução da resina acrílica que foi desenvolvida em 1936 (ALTARAZI; HAIDER; ALHOTAN; SILIKAS et al., 2022).

Diante do avanço da tecnologia, a prótese total convencional ainda é uma opção de tratamento adequada (GAD; FOUUDA; ABUALSAUD; ALSHAHRANI et al., 2022). Porém, a introdução do fluxo de trabalhos digitais tem simplificado esse processo, trazendo benefícios tanto para o profissional quanto para o paciente. A introdução desta tecnologia é desafiadora devido barreiras, como custos de capital, conhecimento e prática podem impedir, atrasar ou complicar a implementação de fluxo de trabalhos digitais (RUSSO; ZHURAKIVSKA; GUIDA; CHOCHLIDAKIS et al., 2024).

Resina Acrílica Termopolimerizável

Por muito tempo na odontologia a resina acrílica é amplamente usada, esse polímero forma-se através da polimerização do metacrilato de metila (MMA) em ambiente aquoso, resultando na formação de poli (metacrilato de metila) muito pequeno (PMMA). A resina acrílica é considerada o material mais utilizado atualmente em próteses dentárias, apresentando um histórico bem fundamentado

na odontologia (RASZEWSKI; NOWAKOWSKA-TOPOROWSKA; NOWAKOWSKA; WIĘCKIEWICZ, 2021).

O sucesso do PMMA está relacionado ao seu baixo custo, biocompatibilidade, estética aceitável, fácil manipulação, reparação e polimento e alta disponibilidade no mercado, além de possuir bons resultados na produção de próteses dentárias, possuindo uma variedade no processo de fabricação (ALTARAZI; HAIDER; ALHOTAN; SILIKAS et al., 2022; MARGARIDA MARTINS QUEZADA, 2022). O PMMA possui uma alta transmitância de luz branca, de aproximadamente 92%, o que permite uma aparência natural da prótese (RASZEWSKI; NOWAKOWSKA-TOPOROWSKA; NOWAKOWSKA; WIĘCKIEWICZ, 2021).

A ausência de pressão suficiente durante a polimerização da prótese pode acarretar em espaços vazios dentro do material (RASZEWSKI; NOWAKOWSKA-TOPOROWSKA; NOWAKOWSKA; WIĘCKIEWICZ, 2021) e desta forma limitando sua propriedade física e mecânica, tendo como desvantagem suscetibilidade à fraturas, presença de porosidade, distorção da característica devido à alterações dimensionais e aumento do desenvolvimento de infecções associadas a base da prótese (MARGARIDA MARTINS QUEZADA, 2022).

Apesar do PMMA ser um material seguro e biocompatível com os tecidos bucais, após a polimerização o MMA permanece no material como um monômero residual de 0,2% em próteses polimerizada termicamente, onde esse MMA não curado pode causar reações alérgicas entre usuários de próteses dentárias e também em Técnicos de prótese dentária e dentistas que manipula o MMA na sua forma pura (RASZEWSKI; NOWAKOWSKA-TOPOROWSKA; NOWAKOWSKA; WIĘCKIEWICZ, 2021).

Além disso, devido à fadiga ou mastigação excessiva pode-se observar falhas nas próteses totais devido as propriedades mecânicas insuficientes como a resistência a flexão e ao impacto e assim dificultando sua longevidade, a adição de cargas no PMMA melhora a resistência ao impacto, mas a carga aumenta a viscosidade do PMMA dificultando a fluidez do material e dificultando sua preparação (CRESSWELL-BOYES; DAVIS; KRISHNAMOORTHY; MILLS et al., 2022).

Resina para Impressão 3D

A implementação na odontologia do sistema CAD/CAM (*Computer-aided design/computer-aided manufacturing*) no auxílio da confecção de próteses dentárias podem ser fabricadas por manufatura aditiva (impressão 3D) ou manufatura subtrativas (fresagem). A manufatura aditiva apresenta-se de forma mais econômica, pois não envolve a necessidade de trocas de ferramentas rotativas e não há desperdício de matéria prima (SHIM; KIM; JEONG; CHOI et al., 2020).

Nos últimos anos é possível observar melhorias na ciência e na tecnologia para fabricação de próteses totais, onde o trabalho técnico manual que normalmente são fabricados por polimerização, por calor, micro-ondas e luz está sendo substituído por tecnologias de impressão tridimensional por meio de designs CAD (AL-QARNI; GAD, 2022), esse desenvolvimento tecnológico apresenta vários benefícios na área da odontologia para a fabricação de próteses removíveis, reabilitações protéticas provisórias e próteses implantossuportadas apresentando um grande potencial para superar as limitações da técnicas convencionais (MARGARIDA MARTINS QUEZADA, 2022).

Na impressão 3D, uma resina na sua forma líquida é colocado em um recipiente com fundo transparente, no qual é iluminado seletivamente por um laser ou feixe de luz que passa por uma imagem com elementos claros e escuros. Esta imagem é criada dividindo a forma, que será impressa em várias camadas horizontais. O material adere à plataforma com a ajuda de suportes auxiliares, que são adicionados na fase de projeto. Durante a confecção na impressora a plataforma é elevada e todo processo de iluminação e cortes são repetidos até a finalização do material previamente desenhado. Após a retirada do material da impressora ele ainda não se encontra totalmente endurecido e é necessário passar por uma polimerização final em uma câmara de luz ultravioleta, posteriormente o material é lavado em álcool isopropílico para remover possíveis pequenas camadas não polimerizadas (RASZEWSKI; NOWAKOWSKA-TOPOROWSKA; NOWAKOWSKA; WIĘCKIEWICZ, 2021).

O campo da impressão 3D já é uma realidade na odontologia apresentando vários fabricantes de resinas para impressão 3D, com valores acessíveis, o que

possibilita um público vasto de profissionais a aderirem esse tipo de tecnologia nos seus atendimentos (TAHAYERI; MORGAN; FUGOLIN; BOMPOLAKI et al., 2018). Além disso a impressão 3D possui uma natureza mais precisa e versátil com menos desperdício de material (AL-QARNI; GAD, 2022).

Na literatura pode-se observar que a impressão 3D está em processo de melhoria continua e espera-se que nos próximos anos um aumento da sua utilização (ALZAHIRANI; HAJJAJ; AZHARI; AHMED et al., 2023), uma vez que a impressão 3D de próteses dentárias apresenta como vantagem uma confecção mais rápida, um menor número de etapas no processamento de trabalho, redução das possibilidades de erros (PRPIĆ; SCHAUPEL; ĆATIĆ; DULČIĆ et al., 2020), uma melhor adaptação dos tecidos e facilidade caso necessário a duplicação de próteses existentes (SHIM; KIM; JEONG; CHOI et al., 2020). Além de apresentar alta resolução de impressão, rápida taxa de produção e baixos custos.

Na Odontologia para fabricação aditiva existe vários métodos de impressão 3D que são: estereolitografia (SLA), sinterização seletiva a laser (SLS), modelagem por deposição fundida (FDM), processamento digital de luz (DLP), polyjet e bioimpressão, porém os mais citados na literatura são DLP e SLA. Para as impressoras SLA o material à base de líquido é depositado em uma cuba e é usado lasers para criar objetos, para as impressoras DLP também é utilizado um material de base líquida, mas a cura é realizada por meio de um feixe de luz (ALZAHIRANI; HAJJAJ; AZHARI; AHMED et al., 2023).

Diversos fatores influenciam na eficácia dos resultados da impressão 3D, como a espessura da camada de impressão, a fonte e intensidade da luz e a orientação de impressão, tornando indispensável a definição correta dos parâmetros da impressora. Para resultados satisfatório, os fabricantes especificam parâmetros de impressão para o tipo de impressora e o tipo de resina para impressão 3D, além de recomendações sobre a temperatura e o tempo de pós-cura em câmara UV (AL-QARNI; GAD, 2022).

Na odontologia a impressão 3D é uma tecnologia que tem ganhado espaço rapidamente no meio clínico e atualmente as informações estão limitadas em relação as propriedades mecânicas e de superfície desses materiais impressos. É de suma importância o clínico conhecer propriedades fundamentais que podem impactar o desempenho clínico dessa técnica de fabricação de próteses totais, que

pode influenciar na longevidade dessas próteses e na saúde do paciente (AL-QARNI; GAD, 2022).

A impressão 3D é capaz de produzir modelos simples e complexo com precisão, através do princípio de construção camada por camada (ALTARAZI; HAIDER; ALHOTAN; SILIKAS et al., 2022), além disso próteses fabricadas digitalmente não sofrem o processo de contração de polimerização e desta forma diminuindo a necessidade de ajustes após o processamento e assim melhorando a eficácia mastigatória (TIEH; WADDELL; CHOI, 2022). É de suma importância que o processo de fabricação seja avaliado cuidadosamente (ALIFUI-SEGBAYA; BOWMAN; BRANCO; JORGE et al., 2019).

A resina líquida para impressão 3D possui uma viscosidade baixa, permitindo uma polimerização rápida, produzindo polímeros reticulados e desta forma podendo apresentar propriedades adequadas às demandas impostas pela aplicação alvo (ALIFUI-SEGBAYA; BOWMAN; BRANCO; JORGE et al., 2019).

Propriedades físico-mecânicas e de superfície de prótese totais

A manipulação manual do pó e do monômero da resina acrílica convencional requer cuidados, podendo ocorrer o aprisionamento de bolhas de ar tornando o material sujeito a sorção de água e falha mecânica (ELLAKANY; FOUDA; MAHROUS; ALGHAMDI et al., 2022).

Vários fatores podem influenciar as propriedades físico-mecânicas e de superfície de prótese totais que estão relacionados à fatores controláveis (orientação de impressão, tempo e temperatura de pós-cura) e incontroláveis (composição do material, comprimento de onda da luz e potência da luz). Diferente do PMMA convencional empregado na produção de próteses totais, a resina para impressão 3D é um material fotopolimerizável. A fase de cura e pós cura do material é crucial para seu desempenho clínico. Durante a impressão, a resina é curada por meio do laser ou projetor de luz da impressora. Posteriormente, é necessário por uma pós-cura em uma unidade de fotopolimerização para completar o processo de polimerização (ALTARAZI; HAIDER; ALHOTAN; SILIKAS et al., 2022).

As resinas fotopolímericas líquidas para impressão tridimensional sofrem um processo de conversão de monômeros através da polimerização induzida por luz, esse processo influencia nas propriedades físico-mecânicas dos materiais, uma

vez que ligações duplas carbono-carbono ($-C=C-$) são convertidas em ligações simples ($-C-C-$), quando maior a conversão de ligação dupla, maior será a resistência mecânica do polímero, de modo contrário os monômeros que não sofreram essa reação poderá resultar em monômeros livres, causando efeitos citotóxicos aos tecidos moles (FREITAS; DUARTE; FEITOSA; DUTRA et al., 2023). As resinas para impressão 3D possuem uma conversão de dupla ligação baixa comparada com as resinas acrílicas convencionais, que de certa forma pode afetar as propriedades mecânicas (PRPIĆ; SCHAUPERL; ĆATIĆ; DULČIĆ et al., 2020).

Os parâmetros de impressão das resinas são geralmente definidos pelo fabricante e não podem ser modificados, exceto a orientação de impressão e a espessura da camada, esses parâmetros de construção podem afetar as propriedades mecânicas dessas resinas. Camadas de impressão mais finas apresentam uma melhor polimerização, reduz as alterações dimensionais e os detalhes geométricos são capturados com mais precisão, mas o tempo de processamento será maior e uma maior possibilidade de falha na impressão. A orientação da camada também precisa ser avaliada, uma vez que contribui de forma significativa na resistência do material e no acabamento superficial (GAD; FOUDA; ABUALSAUD; ALSHAHRANI et al., 2022).

A dureza está associada à resistência aos estímulos abrasivos vindos do arco oposto (ZINELIS; PANAYI; POLYCHRONIS; PAPAGEORGIOU et al., 2022). É considerada uma medida de resistência à deformação plástica localizada induzida por indentação mecânica ou abrasão. A vida útil das próteses pode ser influenciada devido ao material com baixa dureza superficial e assim podendo afetar a resistência a alterações dimensionais além de danificar a prótese através da escovação mecânica ocasionando arranhões e causando retenção de placa e pigmentações (PRPIĆ; SCHAUPERL; ĆATIĆ; DULČIĆ et al., 2020). A dureza também pode estar relacionada ao nível de monômero residual, com o método de fabricação convencional o PMMA apresenta um aquecimento uniforme e com isso uma maior conversão de monômeros, menor efeito plastificante de monômero e com isso podendo apresentar uma maior dureza (PRPIĆ; SCHAUPERL; ĆATIĆ; DULČIĆ et al., 2020; TIEH; WADDELL; CHOI, 2022).

A rugosidade média (R_a) é a mais utilizada para caracterizar a superfície de materiais odontológicos. O parâmetro de rugosidade R_a representa a média do desvio de um perfil de medição em relação a uma linha central ao longo do

comprimento da medição, determinando a qualidade da superfície (QUEZADA; SALGADO; CORREIA; FERNANDES *et al.*, 2022; RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA *et al.*, 2023). Já a rugosidade Rq (rugosidade quadrática média da raiz) e a rugosidade Rz (altura máxima do perfil de rugosidade com base em picos e vales), uma vez que quando os valores de Ra são iguais poderá ser avaliado esses parâmetros, para uma melhor precisão, visto que um material com menores valores de Rq e Rz tem uma menor rugosidade superficial. Isso sugere que o material pode ser mais eficaz clinicamente (RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA *et al.*, 2023).

A rugosidade da superfície influencia de forma direta e indiretamente no acúmulo de placa bacteriana, apresentando um grande fator de relevância clínica, uma vez que distúrbios patogênicos, como a estomatite protética e a candidíase oral, podem ocorrer devido ao acúmulo microbiano em decorrência da má higienização, desta forma polimentos mecânicos e químicos da superfície de bases de próteses é de grande importância na redução da adesão microbiana (MARGARIDA MARTINS QUEZADA, 2022; ZINELIS; PANAYI; POLYCHRONIS; PAPAGEORGIOU *et al.*, 2022). Segundo alguns estudos, uma faixa de 15% até 70% de usuários de prótese total estão propensos a desenvolverem estomatite protética, distúrbio inflamatório geralmente associado à infecção por *Candida Albicans*, um dos patógenos intraorais oportunistas mais comuns (FREITAS; DUARTE; FEITOSA; DUTRA *et al.*, 2023; RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA *et al.*, 2023).

A resistência à flexão, também conhecida como módulo de ruptura ou resistência à ruptura transversal é uma propriedade mecânica do material definida como a força de tensão de um material antes da sua ruptura, determina a flexão máxima de um material e onde ele pode resistir à deformação plástica sobre a carga aplicada. É indispensável que o material para base de próteses totais tenha alta resistência à flexão, uma vez que bases de próteses totais podem fraturar na vida real por várias razões (PRPIĆ; SCHAUPERL; ĆATIĆ; DULČIĆ *et al.*, 2020).

A porosidade superficial muitas vezes pode ser identificada por inspeção visual, diferente da porosidade interna que não pode ser detectada visualmente, podendo ser uma ameaça oculta ao sucesso da longevidade das próteses devido a não homogeneidade e assim enfraquecendo as propriedades das próteses e sua capacidade de manutenção (SWELEM; ABDELNABI; AL-DHARRAB;

ABDELMAGUID, 2014). A porosidade pode ser influenciada por diversos fatores, como a contração de monômero durante a polimerização, aprisionamento do ar durante a manipulação do material e vaporização do monômero. O micro-CT é capaz de quantificar a porosidade em uma abordagem 3D sem danificar o material avaliado (RIBEIRO; FREITAS; CARVALHO; MIRANDA et al., 2023).

Uma limitação de próteses dentárias fabricadas digitalmente é a translucidez dos materiais, visto que é realizada a partir de uma resina com uma tonalidade de escolha e as impressoras disponíveis ainda possuem algumas limitações técnicas e desta forma tornando os materiais monocromáticos (TIEH; WADDELL; CHOI, 2022).

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar as propriedades físico-mecânicas e adesão microbiológica de resina para impressão 3D de bases e dentes de próteses totais.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a resistência à flexão de uma resina acrílica para impressão 3D em comparação com a resina acrílica convencional;
- Avaliar a topografia e rugosidade superficial de uma resina acrílica para impressão 3D em comparação com a resina acrílica convencional;
- Avaliar a porosidade de uma resina acrílica para impressão 3D em comparação com a resina acrílica convencional;
- Avaliar a microdureza Vickers de uma resina acrílica para impressão 3D em comparação com a resina acrílica convencional;
- Verificar a aderência microbiológica de uma resina acrílica para impressão 3D em comparação com a resina acrílica convencional.

4. ARTIGO

O manuscrito a seguir foi submetido para publicação no periódico “The Journal of Prosthetic Dentistry” e encontra-se em análise.

Physico-mechanical properties and microbiological adhesion of 3D printing resin for complete denture base and teeth.

SUMMARY

PROBLEM STATEMENT. 3D printing materials and techniques have shown good performance in dentistry, offering clinical benefits. However, due to the diversity of techniques, equipment and materials, the results in the literature are still conflicting.

OBJECTIVE. To evaluate the flexural strength, surface topography and roughness, Vickers hardness, porosity, and microbial adhesion of 3D printing resin used for denture bases and teeth. **METHOD.** A total of 34 specimens were made in bars (25×2×2 mm) and blocks (8×8×2 mm), divided into four groups: conventional denture (CD), printed denture (PD), conventional teeth (CT), printed teeth (PT). The bars were submitted to the mini flexural strength test, and the blocks were analyzed for roughness (Ra/Rq/Rz), microhardness, porosity and microbiological adhesion. Descriptive analysis and the Shapiro-Wilk normality test were performed, followed by the Mann-Whitney U test or Student's t-test. **RESULTS.** The PD (0.91%) and PT (0.24%) groups showed lower porosity, with a significant difference in relation to the conventional groups ($p=0.047$ and $p=0.004$, respectively). Microbiological adhesion showed a lower number of colonies for the PD group (CFU/mL: 6.79) with $p=0.01$. There was no statistically significant difference between CD and PD for roughness, mini flexural strength and microhardness, nor between CT and

PT for microhardness and microbiological adhesion. **CONCLUSION.** The resins for 3D printing showed favorable performance, with properties similar to and superior to those of the conventional resin used clinically.

CLINICAL RELEVANCE

The use of resins for 3D printing is a viable alternative for the manufacture of total dentures since it presents a low porosity for the base and teeth, reducing the retention of microorganisms. This implies a beneficial potential for a lower incidence of pathogens in the oral cavity, such as denture stomatitis.

INTRODUCTION

3D (three-dimensional) printing is an additive technique that manufactures an object, layer by layer, in three dimensions ⁴. This technology has several applications in Dentistry and has been developing rapidly, presenting a variety of equipment, techniques, and materials ⁵⁻⁷.

Conventionally, polymethylmethacrylate (PMMA) is the material of choice for the manufacture of full denture bases ⁸. This material features easy handling, low cost, favorable mechanical properties, and good aesthetic appearance ⁹. However, some factors, such as susceptibility to fractures, dimensional changes, presence of residual monomers, and surface roughness, still limit the longevity of the prostheses ^{10, 11}.

Digital methods emerged to overcome the limitations of conventional techniques. With the advent of this digital flow, the manufacture of printed prostheses has been gaining popularity in Dentistry, with a notable change in the manufacturing protocol ^{12, 13}. PMMA is

traditionally pressure molded and polymerized, but with the use of the 3D printer, a lightweight, thermopolymerizable polymer is processed by layering and curing ^{14, 15}.

Studies show that complete dentures have limitations due to the bending stresses generated during chewing, which create internal forces and affect the mechanical properties of the materials, which can cause deformations or fractures over time ^{16, 17}. Porosity is a factor that reduces flexural strength and increases the retention of microorganisms, impacting mechanical properties ². In addition, the topography and roughness of the surface influence fungal colonization and adhesion, increasing the accumulation of microorganisms and contributing to the development of prosthetic stomatitis ^{18, 19}.

Low resistance of the resins can also increase the roughness of the surface, contributing to the appearance of cracks, dimensional changes, and discoloration of the prostheses ^{14, 18, 20} also, a low surface hardness can affect the resistance to dimensional changes in addition to damaging the prosthesis through mechanical brushing, causing scratches and causing plaque retention and pigmentation ²¹. All these factors naturally cause a decrease in the longevity of total dentures.

Therefore, the objective of this study was to evaluate the flexural strength, topography and surface roughness, Vickers hardness, porosity and microbiological adhesion of a resin for making total denture bases and teeth by 3D printing. The null hypothesis tested was that there is no difference in the physical-mechanical properties and microbiological adhesion of resins for 3D printing of teeth and total denture base, comparing with conventional material.

MATERIAL AND METHODS

Sample size was calculated using the Gpower software (v. 3.1.9.3, Düsseldorf, Germany) based on the means and standard deviations of previous studies ^{22, 23}. It was necessary to have 4 specimens for each test group for flexural strength and hardness (effect

dz=4.8457064; dz=3.3941856, respectively) and 12 specimens per group of roughness and fungal adhesion, (effect dz=1.2917100; dz=1.2727922, respectively), considering $\alpha = 0.05$ and a power of 0.80. The sample size for porosity evaluation was based on a pilot study, considering the values obtained, requiring 5 specimens.

Preparation of the specimens

Bars and blocks were made in the dimensions 25×2×2 mm and 8×8×2 mm, respectively.

Table 1 contains information about the materials used in the preparation of the samples.

Table 1: Composition and materials used to make the specimens and teeth.

Material	Trademark	Manufacturer	Composition
Acrylic resin for denture base and teeth	VIPI WAVE	VIPI – Brazil	-Powder: Polymethylmethacrylate, polypropylene and pigments - Liquid: Methylmethacrylate, EDMA (Crosslink), inhibitor and terpinolene
Resin for 3D printing	COSMOS DENTURE	Yllor Biomateriais S/A- Brazil	Oligomers, monomers, photoinitiators, stabilizer and pigment
Prefabricated tooth	TRILUX	VIPI – Brazil	Polymethylmethacrylate, dimethacrylate,

fluorescent,
biocompatible pigments
and organically
modified ceramics

Samples were prepared according to the manufacturer's recommendations, as described below:

Acrylic resin: Replicas in laboratory silicone (Reflex -Yller Biomaterials S/A, Pelotas, RS, Brazil), with dimensions 27×2.5×2.5 mm for bars and 10×10×2.5 mm for blocks, were included in fiberglass muffles (Vipi-STG; Vipi), added over the plaster and awaited the setting time, on top of the replicas, a silicone wall was made. The Vaseline counter-muffle was coupled and filled with lll-type plaster; after two hours, the silicone replicas were removed, and the microwave thermopolymerizable acrylic resin in medium pink color (Vipi Wave; Vipi) in the proportion according to the manufacturer's recommendations, was applied in the spaces created. The muffle was subjected to hydraulic pressure and the microwave polymerization cycle. After demuflage, the excess was removed with a drill mounted on an electric motor.

Base 3D printing resin: Specimens printed in the formats of bars (27×2.5×2.5 mm) and blocks (10×10×2.5 mm) were made through a standard triangular language file (STL) obtained through CAD software (Autodesk Fusion 360). The file was imported into CAM software connected to an ANYCUBIC Photon 3D printer (Anycubic; Shenzhen). It used a light-curing liquid resin (Cosmo Denture; Yller Biomaterials S/A). The printing was done at low speed, layer by layer, with digital light processing. After printing, the bodies were immersed in isopropyl alcohol for 3 minutes to remove excess resin and then post-cured for 10 minutes in UV light.

Resin for tooth 3D printing: Printed teeth were scanned from a prefabricated upper central incisor. The scanned image (STL) was imported into CAM software connected to an ANYCUBIC Photon 3D printer (Anycubic; Shenzhen). The impression of the teeth followed the same protocol used for printing the test specimens for the base.

All specimens (bars and blocks) were polished with abrasive papers n° 600, 1200, and 1500 (3M™ 401Q) on a polishing machine until the final dimensions of 25×2×2 mm and 8×8×2 mm for the bars and blocks, respectively, were obtained. Finally, they underwent an ultrasonic bath (BioWash STD; Bio Art) with distilled water for 15 minutes to remove possible debris from the finish.

SAMPLE GROUPS

Figure 1 contains information about the sample groups and the tests performed.

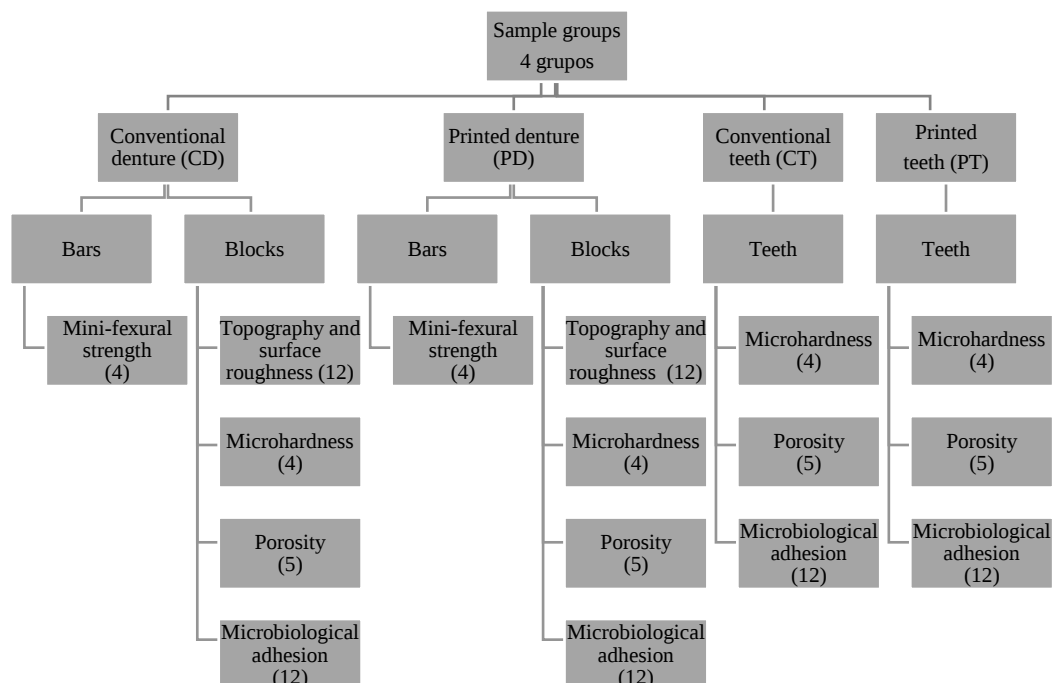


Figure 1: Description of the sample groups

Roughness

Topography and surface roughness parameters were analyzed in a non-contact Optical Profilometry device (CCI MP; Taylor Hobson) connected to a computerized unit containing the Talysurf CCI software (Taylor Hobson) to obtain data. A 0.008mm cutoff with a 20x lens and 3x scanning speed in XY mode was used. The analysis was performed based on the roughness values Ra, Rq, and Rz. Three different areas of the surface of each specimen were evaluated, and then the arithmetic mean was calculated to determine the average roughness value ².

Mini-flexural strength

Three-point mini-flexural strength test was performed on a universal testing machine (ODEME OM-100; SC, Brazil). The bar specimens (25×2×2 mm) were positioned in the device attached to the equipment, which has a distance of 20 mm between the supports. The tip of the device remained in the center of the specimen until the material fractured, the data was recorded, and the flexural strength was calculated using the formula:

$$\sigma = \frac{3lF}{2wh^2}$$

Where, σ is the flexural strength (Mpa), l is the distance (20 mm) between the bottom pins, F = critical load (N) applied at the time of specimen failure, h is the thickness (2) of the specimen, and w is the width of the specimen (2) ².

Microhardness

In a microhardness tester (HMV Micro Hardness Test, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan), the Vickers hardness was analyzed. Each specimen was subjected to a load of 25gf for 30 seconds ²³. After indentation, the diagonals of the marking were measured, and the

value of the Vickers hardness was obtained. Three areas were analyzed in each specimen, and the final hardness value was calculated arithmetically by obtaining the average of the three readings.

Porosity

Evaluation of porosity (%) was done using microtomographic images obtained by the SkyScan 1172 X-ray microtomographic (Bruker, Kontich, Belgium). For image acquisition, 80 kV, 124uA, voxel with a size of 9.88 μ m (at a resolution of 1332x2000 pixels), 0.5mm aluminum filter, 0.4 rotation step, frame 3, and 180° rotation were used. The porosity analysis of the samples was performed from the images reconstructed using the CTAnalyzer software (Bruker, Kontich, Belgium). A standard Region of Interest (ROI) was defined in a fixed circular format of 2 mm in diameter. The images were binarized and segmented in black and white in a standardized way. White areas are identified as solid objects, and black areas are considered pores. The quantification of porosity, according to the vertical range of the volume of interest (VOI), was performed from the delimitation of the samples corresponding to all the sections with the image of the complete specimen.

Microbiological adhesion

Microbiological adhesion analysis followed the method described by CARVALHO; SILVA; VILA-NOVA; ALMEIDA et al. (2023) ²⁵. The specimens were fixed in a 24-well microdilution plate, sterilized with ethylene oxide, and kept at room temperature. Reference strains of *Candida albicans* ATCC 90.028, grown in RPMI 1640 medium containing about 106 CFU/ml plus 1% glucose, were added and maintained for 48 hours at 37 °C in an aerobic environment. The suspension was centrifuged at 1200 rpm for 5 min, and the pellet was resuspended in 5 mL of sterile saline solution (0.9% NaCl). Cell density was established at

an absorbance of 0.1, equivalent to a concentration of 1×10^6 cells/mL. The samples were immersed in artificial saliva (2 mL/specimen) for biofilm formation and incubated at 37 °C for 60 min. They then received 500 µL of the cell suspension and were incubated at 37 °C for another 48 hours under aerobic conditions. The specimens were then transferred to Falcon tubes with 1 mL of sterile saline and vortexed for 60 seconds to collect the biofilm. Serial dilutions (10^0 to 10^4) of the samples were seeded on dextrose agar plates and incubated at 37 °C for 24 h. Viable cells were counted, multiplied by dilution, and converted to a logarithmic scale.

Statistical analysis

The data were exported to the Jamovi software (version 2.3) for descriptive analysis and the Shapiro-Wilk normality test application. For roughness (Ra and Rq) and porosity (bars), which presented a non-normal distribution (Shapiro-Wilk = $p < 0.05$), the non-parametric Mann-Whitney U test was used. For roughness (Rz), mini-flexural strength, Vickers microhardness, porosity (tooth), and microbiological adhesion, which showed normal distribution (Shapiro-Wilk = $p > 0.05$), the parametric Student's t-test was applied to compare the groups.

RESULTS

Roughness

Table 2 shows the values of the mean, median, standard deviation, and percentiles of roughness (Ra, Rq, and Rz). No significant difference was found between the three roughness patterns studied with $p > 0.05$.

Table 2: Descriptive statistics of all groups for roughness (Ra, Rq, and Rz).

	Groups	Mean (μm)	Median	Standard deviation	Interquartile Distance	P-value
Ra	CD	0.87	0.43	0.89	0.94	$p=0.724$
	PD	0.78	0.56	0.66	0.98	
Rq	CD	1.81	0.97	1.75	2.38	$p=1.00$
	PD	1.58	1.38	1.22	1.29	
Rz	CD	25.66	18.59	21.32	31.7	$p=0.740$
	PD	23.29	22.24	13.98	17.04	

The qualitative results of 3D profilometry showed that the CD group showed a slightly less rough surface (Figure 2).

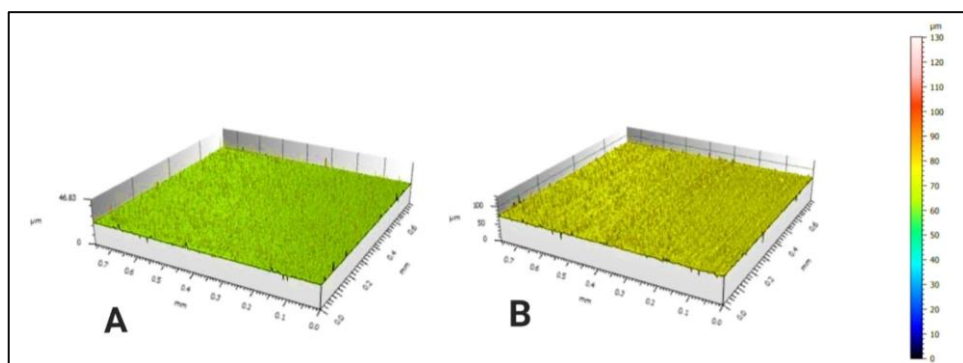


Figure 2: Visual aspect through 3D profilometry showing surface aspect. A) Conventional denture (CD); B) printed denture (PD).

Mini-flexural strength

Results of the resistance to mini flexion test showed no statistically significant difference ($p=0.264$) between the CD and PD groups (Table 3).

Table 3: Descriptive statistics of all groups for mini flexion resistance.

Groups	Mean (MPa)	Standard deviation	P-value
CD	193	22.2	$p=0.264$
PD	209	13.2	

Microhardness

No statistically significant difference was found between the groups of teeth (CT and PT) and the base groups of total dentures (CD and PD), with $p=0.252$ for the group of teeth and $p=0.897$ for the base group (Table 4).

Table 4: Descriptive statistics of all groups for Vickers hardness (VHN).

Groups	Mean (HVN)	Standard deviation	P-value
CD	21.9	2.42	$p=0.897$
PD	21.7	0.90	
CT	26.4	4.89	$p=0.252$
PT	22.5	3.91	

Porosity

Total porosity (%) was taken into account to evaluate porosity. The porosity analysis showed that there was a statistically significant difference between the base groups of total dentures; the PD group (0.916%) had a lower porosity value compared to the CD group (11.827%) with $p=0.047$, the materials for teeth also showed a statistically significant difference in porosity, the PT group (0.24%) had lower values compared to the CT group (2.382%) with $p= 0.004$ (Table 5).

Table 5: Descriptive statistics of all groups for porosity

Groups	Mean (%)	Median	Standard deviation	Interquartile Distance	P-value
CD	11.83	8.26	11.81	20.48	$p=0.047$
PD	0.92	0.95	0.57	0.39	
CT	2.38	2.44	1.32	1.22	$p= 0.004$
PT	0.24	0.09	0.39	0.09	

Microbiological adhesion

Results for adhesion of *Candida albicans* biofilm on the surface of the specimens showed a statistically significant difference ($p=0.010$) between the base groups of total dentures, with a lower number than colony in the PD group (Log CFU/mL: $6,79 \pm 0.124$) compared to

the CD group (Log CFU/mL: 6.95 ± 0.0729), while for the groups of teeth, there was no statistically significant difference between the groups tested ($p=0.400$) (Table 6).

Table 6: Descriptive statistics of all groups for microbiological adherence.

Groups	Mean (CFU/mL)	Standard deviation	P-value
CD	6.95	0.07	$p=0.010$
PD	6.79	0.12	
CT	6.57	0.31	$p=0.400$
PT	6.76	0.69	

DISCUSSION

This study revealed that resins for 3D printing bases and teeth of full dentures presented favorable results. Compared to a conventional material widely used in clinical practice, the resin for 3D printing presented some similar properties and others even superior. Thus, the null hypothesis was partially rejected. It is worth mentioning that the printed tooth showed a lower porosity, and there was no difference about microbiological adhesion compared to industrially produced teeth, which shows us great potential for clinical use.

Accuracy of 3D printing is influenced by layer thickness, laser intensity, speed, print angle, and orientation, and proper equipment calibration is essential to ensure a good adaptation of the prostheses to the underlying edentulous tissues ^{6, 26, 27}. In this study, the printed specimens presented exact dimensions to those planned virtually. They followed the printing parameters recommended by the manufacturer. Accuracy in the specimens'

dimensions is essential for clinical practice, avoiding maladaptations and under or over-contouring.

Specimens printed in 90° orientation require less media addition, reducing post-processing adjustments ²⁸. In this study, we opted for the 90° orientation, where the load is applied parallel to the orientation of the layer, since in one study, the authors reported that the impression orientation can affect the mechanical properties, and at 90° they observed a lower reproducibility error rate, low roughness and lower fixation of *Candida Albicans*. However, the 90° orientation showed lower flexural strength than the 0° and 45° orientations due to the inferior adhesion between layers ²⁶. Another study, however, showed greater flexural strength at 90°, highlighting the need for more research on the topic ²⁹.

Although the direction of the load applied in the flexural strength test is parallel to the printing layers of the specimens, according to the results of the present study, there was no significant difference between the groups tested for flexural strength, which differs from studies previously published in the literature. Some studies have found that conventional acrylic resin has a higher flexural strength than printing resin ^{22, 30}. In contrast, other studies have shown that printed resins were more flexural resistant than conventional resins ^{31, 32}, which reinforces the potential of the digital flow in the total prosthesis, obtaining the gains from 3D printing without loss of resistance compared to the conventional method.

This study used a post-cure time of 10 minutes according to the manufacturer's recommendations for the resin type and printer. In one study, the authors report that the optimal post-cure time to achieve the highest properties is 30 minutes ²⁹, which may have offered even higher mechanical properties than the printed material used in our study.

In a study, the authors observed that the printed teeth group exhibited lower hardness compared to the conventional group ³³. In another study ¹⁸, the printed denture base group also showed lower hardness compared to the conventional acrylic resin group, which differs

from the results of this study. In our results, there was no significant difference in hardness between the groups of teeth and base, conventional or printed, showing that the resin for 3D printing can offer a clinical performance similar to the conventional one, having significant implications for the wear resistance, stability, and durability of the total dentures ²¹.

Materials with lower porosity have better mechanical properties, and porosity is influenced by factors such as monomer vaporization, air trapping, and monomer contraction ². In this study, the printed groups showed lower porosity, possibly due to the manual preparation of the conventional group, despite following the recommended protocol by the manufacturer. However, it is interesting to note that the material for tooth printing showed lower porosity than industrially manufactured stock teeth. The literature indicates that printed materials have the advantage of the absence of the polymerization contraction process ³³, which is an excellent benefit in clinical practice.

Some studies indicate that resin for 3D printing has higher surface roughness than conventional acrylic resins ^{22, 30}. On the other hand, another study showed that acrylic resin had higher surface roughness than resin for 3D printing ³⁰. In a study conducted in 2022, the authors observed that conventional teeth also exhibited greater roughness compared to printed teeth ³³. However, in agreement with our results, another study found no statistically significant difference in roughness between the two groups. ¹ found no statistically significant difference for roughness between the two groups. In this way, we can observe that there is still no consensus between the material that offers more excellent surface smoothness.

A rough surface, in addition to causing discomfort to the patient, is a significant factor in adhesion and fungal colonization since infection by *Candida albicans* is related to its adhesion on the surface of the material ^{2, 19, 22}. In a recent study, the authors noted that there was no significant difference in microbiological adhesion between printed and conventional

groups for total denture tooth base ¹⁹, partially agreeing with the result of this study, where the groups of teeth did not present a statistically significant difference. However, the printed group with the base of the total denture showed less colonization by *Candida Albicans* compared to the conventional group. Thus, more studies are needed to investigate this theme since It may be related to the higher degree of porosity in the conventional group; it is believed that a higher degree of porosity contributes to a greater retention of microorganisms and influences the mechanical properties ².

Limitations of this study include analyzing only one base resin and tooth for 3D printing, a single impression angle, and the lack of reproducibility in the clinical environment of the specimens; few studies were found in the literature on the properties and microbiological adhesion of teeth in the original shape. We can observe studies and clinical case reports that show promising results for 3D-printed total dentures; more *in vitro* research and randomized controlled trials are needed to define better printing parameters and technologies, expanding knowledge and clinical access.

Conclusion

Based on the results of this *in vitro* study, it was concluded that the resin for 3D printing of bases and teeth of total dentures tested showed lower porosity in the base and printed teeth groups and lower colonization by *Candida Albicans* for the printed base group. On the other hand, the results for roughness, flexural strength, and hardness presented results similar to those of conventional materials, thus showing that resins for 3D printing of total dentures have great potential for clinical use as an effective alternative for prosthetic rehabilitation.

REFERENCES

1. Fiore AD, Meneghello R, Bruna P, Rosso S, Gattazzo A, Stellini E, et al. Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2022;v.66(3).
2. Ribeiro AKC, Freitas RFCPd, Carvalho IHGd, Miranda LMD, Silva NRd, Almeida LdFDd, et al. Flexural strength, surface roughness, micro-CT analysis, and microbiological adhesion of a 3D-printed temporary crown material. *Clinical oral investigations*. 2023;v. 27(5):2207-20.
3. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent*. 2018;21(1):31-40.
4. Zhou Y-S, Sun Y-C, Wang Y. Clinical application and research progress of digital complete denture. *West China journal of stomatology*. 2021;v. 39(1).
5. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2020;v. 24(2):701-10.
6. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Abou-Ayash S, Lu W-E, Schimmel M, et al. Effect of printing layer thickness on the trueness of 3-unit interim fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2024;131(4):718-25.
7. Mudhaffer S, Althagafi R, Haider J, Satterthwaite J, Silikas N. Effects of printing orientation and artificial ageing on martens hardness and indentation modulus of 3D printed restorative resin materials. *Dental Materials*. 2024;40(7):1003-14.
8. Hanno KI, Metwally NA. The wettability of complete denture base materials constructed by conventional versus digital techniques: an in-vitro study. *BMC oral health*. 2024;24(1).

9. Mert D, Kamnoedboon P, Husain NA-H, Özcan M, Srinivasan M. CAD-CAM complete denture resins: Effect of relining on the shear bond strength. *Journal of dentistry*. 2023;131.
10. Charoenphol K, Peampring C. Fit Accuracy of Complete Denture Base Fabricated by CAD/CAM Milling and 3D-Printing Methods. *Eur J Dent*. 2022.
11. Gad MA, Abdelhamid AM, Samahy ME, Abolgheit S, Hanno Ke. Effect of aging on dimensional accuracy and color stability of CAD-CAM milled and 3D-printed denture base resins: a comparative in-vitro study. *BMC oral health*. 2024;24(1).
12. Graf T, Schweiger J, Goob J, Stimmelmayer M, Lente I, Schubert O. Dimensional reliability in CAD/CAM production of complete denture bases: A comparative study of milling and various 3D printing technologies. *Dental materials journal*. 2024;43(5):629-36.
13. Goodacre BJ. 3D Printing of Complete Dentures: A Narrative Review. *The International journal of prosthodontics*. 2024;37(7):159-64.
14. Alfouzan AF, Tuwaym M, Aldaghri EN, Alojaymi T, Alotiabi HM, Taweel SMA, et al. Efficacy of Denture Cleansers on Microbial Adherence and Surface Topography of Conventional and CAD/CAM-Processed Denture Base Resins. *Polymers*. 2023;v. 15(2):460.
15. Srinivasan M, Kalberer N, Kamnoedboon P, Mekki M, Durual S, Özcan M, et al. CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *Journal of dentistry*. 2021;v. 114.
16. Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC oral health*. 2020;v. 20(1).
17. Fouda SM, Gad MM, Abualsaud R, Ellakany P, AlRumaih H, Khan SQ, et al. Flexural Properties and Hardness of CAD-CAM Denture Base Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2023;v. 32(4):318-24.
18. Falahchai M, Ghavami-Lahiji M, Rasaie V, Amin M, Asli HN. Comparison of mechanical properties, surface roughness, and color stability of 3D-printed and conventional heat-polymerizing denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2023;130(2).

19. Poker BdC, Oliveira VdC, Macedo AP, Gonçalves M, Ramos AP, Silva-Lovato CH. Evaluation of surface roughness, wettability and adhesion of multispecies biofilm on 3D-printed resins for the base and teeth of complete dentures. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2024;32.
20. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials* (Basel, Switzerland). 2022;v. 15(19).
21. Prpić V, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2020;v. 29(6):524-8.
22. Freitas RFCP, Duarte S, Feitosa S, Dutra V, Lin W-S, Panariello BHD, et al. Physical, Mechanical, and Anti-Biofilm Formation Properties of CAD-CAM Milled or 3D Printed Denture Base Resins: In Vitro Analysis. *J Prosthodont*. 2023;v.32:44.
23. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2022;v. 31(5):412-8.
24. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Soeda Y, Katheng A, et al. Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials* (Basel, Switzerland). 2020;v. 13(14).
25. Carvalho IHG, Silva NR, Vila-Nova TEL, Almeida LdFD, Veríssimo AH, Melo RM, et al. Effect of finishing/polishing techniques and aging on topography, *C. albicans* adherence, and flexural strength of ultra-translucent zirconia: an in situ study. *Clin Oral Investig*. 2023;v.26(1):900.
26. Shim JS, Kim J-E, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;v.124(4):468-75.

27. Azpiazu-Flores FX, Rio DLD, Schricker SR, Johnston WM, Lee DJ. Effect of three-dimensionally printed surface patterns on the peak tensile load of a plasticized acrylic-resin resilient liner. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2024;131(4):735-40.
28. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;v. 34(2):192–200.
29. Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. Assessing the physical and mechanical properties of 3D printed acrylic material for denture base application. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2022;v. 38(12):1841-54.
30. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2022;v. 31(5).
31. Al-Qarni FD, Gad MM. Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2022;15(7).
32. Li R, Albaghli A, Orgev A, Marrano J, Sadid-Zadeh R. Effect of thermal cycling on the flexure strength of CAD-CAM denture base materials: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2024;132(3).
33. Tieh MT, Waddell JN, Choi JJE. Optical and mechanical properties of conventional, milled and 3D-printed denture teeth. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2022;v. 126.

5. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a resina para impressão 3D de bases e dentes de próteses totais apresentou menor formação de biofilme de *Candida albicans* para o grupo de base impressa e um menor percentual de porosidade para os grupos de base e dentes impressos. Por outro lado, os resultados para rugosidade, resistência à flexão e dureza apresentou resultados semelhantes aos materiais convencionais, desta forma evidenciando que as resinas para impressão 3D de próteses totais possuem um grande potencial para uso clínico como uma alternativa eficaz para reabilitação protética. No entanto, os resultados ainda são conflitantes na literatura. Os resultados deste estudo serviram para identificar virtudes e fatores limitantes relacionados à impressão 3D de bases e dentes de próteses totais.

REFERÊNCIAS*

Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials* (Basel, Switzerland). 2022;15(19).

Alfouzan AF, Tuwaym M, Aldaghri EN, Alojaymi T, Alotiabi HM, Taweel SMA, et al. Efficacy of Denture Cleansers on Microbial Adherence and Surface Topography of Conventional and CAD/CAM-Processed Denture Base Resins. *Polymers*. 2023;15(2):460.

Alifui-Segbaya F, Bowman J, Branco AR, Jorge R, Fidan I. Characterization of the Double Bond Conversion of Acrylic Resins for 3D Printing of Dental Prostheses. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 2019;40(10).

Al-Qarni FD, Gad MM. Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. *Materials* (Basel, Switzerland). 2022;15(7).

Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. Assessing the physical and mechanical properties of 3D printed acrylic material for denture base application. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2022;38(12):1841-54.

Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: A Systematic Review. *Bioengineering* (Basel, Switzerland). 2023;10(6).

Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC oral health*. 2020;20(1).

Ayaz EA, Bağış B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(3).

Charoenphol K, Peampring C. Fit Accuracy of Complete Denture Base Fabricated by CAD/CAM Milling and 3D-Printing Methods. *Eur J Dent*. 2022.

Cresswell-Boyes AJ, Davis GR, Krishnamoorthy M, Mills D, Barber AH. Composite 3D printing of biomimetic human teeth. *Scientific reports*. 2022;12(1).

Ellakany P, Fouda SM, Mahrous AA, AlGhamdi MA, Aly NM. Influence of CAD/CAM Milling and 3D-Printing Fabrication Methods on the Mechanical Properties of 3-Unit Interim Fixed Dental Prosthesis after Thermo-Mechanical Aging Process. *Polymers*. 2022;14(19).

Fouda SM, Gad MM, Abualsaud R, Ellakany P, AlRumaih H, Khan SQ, et al. Flexural Properties and Hardness of CAD-CAM Denture Base Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2023;32(4):318-24.

Freitas RFCP, Duarte S, Feitosa S, Dutra V, Lin W-S, Panariello BHD, et al. Physical, Mechanical, and Anti-Biofilm Formation Properties of CAD-CAM Milled or 3D Printed Denture Base Resins: In Vitro Analysis. *J Prosthodont*. 2023;32:44.

Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, et al. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2022;31(5):412-8.

Helal MA, Abdelrahim RA, Zeidan AAE-L. Comparison of Dimensional Changes Between CAD-CAM Milled Complete Denture Bases and 3D Printed Complete Denture Bases: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2023;32:11-9.

Jang J-H, Kim J-L, Kim J-H. Association between denture use, chewing ability, and all-cause mortality in middle-aged and older adults who exercised regularly in Korea. *Scientific reports*. 2021;11(1).

Margarida Martins Quezada HS, André Correia, Carlos Fernandes, Patrícia Fonseca. Investigation of the Effect of the Same Polishing Protocol on the Surface Roughness of Denture Base Acrylic Resins. *Biomedicines*. 2022;10(8).

Mert D, Kamnoedboon P, Husain NA-H, Özcan M, Srinivasan M. CAD-CAM complete denture resins: Effect of relining on the shear bond strength. *Journal of dentistry*. 2023;131.

Prpić V, Schauerl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2020;29(6):524-8.

Raszewski Z, Nowakowska-Toporowska A, Nowakowska D, Więckiewicz W. Update on Acrylic Resins Used in Dentistry. *Mini reviews in medicinal chemistry*. 2021;21(15):2130-7.

Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2020;24(2):701-10.

Ribeiro AKC, Freitas RFCPd, Carvalho IHGd, Miranda LMd, Silva NRd, Almeida LdFDd, et al. Flexural strength, surface roughness, micro-CT analysis, and microbiological adhesion of a 3D-printed temporary crown material. *Clinical oral investigations*. 2023;27(5):2207-20.

Russo LL, Zhurakivska K, Guida L, Chochlidakis K, Troiano G, Ercoli C. Comparative cost-analysis for removable complete dentures fabricated with conventional, partial, and complete digital workflows. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2024;131(4):689-96.

Shim JS, Kim J-E, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(4):468-75.

Srinivasan M, Kalberer N, Kamnoedboon P, Mekki M, Durual S, Özcan M, et al. CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *Journal of dentistry*. 2021; 114.

Swelem AA, Abdelnabi MH, Al-Dharrab AA, AbdelMaguid HF. Surface roughness and internal porosity of partial removable dental prosthesis frameworks fabricated from conventional wax and light-polymerized patterns: a comparative study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(4).

Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34(2):192–200.

Tieh MT, Waddell JN, Choi JJE. Optical and mechanical properties of conventional, milled and 3D-printed denture teeth. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2022;126.

Zhou Y-S, Sun Y-C, Wang Y. Clinical application and research progress of digital complete denture. *West China journal of stomatology*. 2021;39(1).

Zinelis S, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Eliades T. Comparative analysis of mechanical properties of orthodontic aligners produced by different contemporary 3D printers. *Orthodontics & craniofacial research*. 2022;25(3):336-41.

* De acordo com as normas do PPGO/UFPB, baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* - Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o *Medline*.