

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

PRECISÃO DIMENSIONAL DE AMOSTRAS EM RESINA PRODUZIDAS POR IMPRESSORAS 3D DENTÁRIAS E INDUSTRIAIS: UM ESTUDO COMPARATIVO

Trabalho submetido por
Fabricio Luciano Custodio
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Julho de 2025

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

PRECISÃO DIMENSIONAL DE AMOSTRAS EM RESINA PRODUZIDAS POR IMPRESSORAS 3D DENTÁRIAS E INDUSTRIAIS: UM ESTUDO COMPARATIVO

Trabalho submetido por

Fabricio Luciano Custodio

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor Paulo João Bela Teija Durão Mauricio

Julho de 2025

DEDICATÓRIA

À minha esposa e à minha filha, pela dedicação, paciência e amor inabaláveis, e por terem sido o meu alicerce nos momentos mais exigentes deste percurso.

À minha mãe, agradeço a força, o amor incondicional e o apoio constante, que me acompanharam em cada etapa deste caminho.

Ao meu pai, com eterna gratidão por tudo o que me ensinou e por ter sido, até ao fim, uma presença firme e inspiradora. Dois meses antes da conclusão deste trabalho partiste, mas esta conquista é também tua. Levo-te comigo, sempre.

Aos meus irmãos, pelo encorajamento e ajuda nos momentos que precisei, que contribuíram para a concretização deste objetivo.

AGRADECIMENTOS

Expresso o meu mais profundo agradecimento ao Prof. Doutor Paulo João Bela Teiga Durão Maurício, meu orientador, pela orientação científica rigorosa, pela disponibilidade constante e pelas palavras de incentivo ao longo de todas as fases deste trabalho. A sua dedicação e confiança foram determinantes para a concretização desta investigação.

Agradeço igualmente ao Prof. Doutor Luís Proença, pelo apoio técnico prestado na análise estatística, bem como pela paciência, clareza e prontidão com que sempre respondeu às minhas dúvidas.

Ao Laboratório de Prótese Dentária do Instituto Universitário Egas Moniz, deixo o meu sincero reconhecimento pelo apoio essencial na fase prática deste estudo. Em particular, agradeço ao Prof. Pedro Daniel Lourenço Pires e à Prof^a. Joana Rita Rente Neves Oliveira pela colaboração e pelo profissionalismo demonstrado na confeção das amostras impressas, sem o qual este trabalho não teria sido possível.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, agradeço pela disponibilização de todas as condições materiais e logísticas que viabilizaram a realização deste projeto em ambiente académico de excelência.

Aos meus colegas de equivalência, com quem partilhei desafios, conquistas e momentos de superação, deixo um agradecimento pela amizade e apoio mútuo. A jornada não foi fácil, mas chegámos juntos ao fim, e vencemos.

RESUMO

A impressão tridimensional por fotopolimerização, em particular através das técnicas de estereolitografia (SLA) e processamento digital de luz (LCD), consolidou-se como um recurso fundamental na prática da medicina dentária digital, distinguindo-se pela capacidade de produzir dispositivos personalizados com elevada exatidão dimensional. Este tipo de tecnologia viabiliza a confecção de próteses, guias cirúrgicos, restaurações provisórias e aparelhos ortodônticos com um nível de precisão marginal e definição interna que supera os métodos tradicionais, ao mesmo tempo que reduz significativamente o tempo de produção e o desperdício de material .

A obtenção de elevada precisão dimensional nestes processos resulta do controlo digital ao longo de toda a cadeia produtiva, desde a modelação assistida por computador (CAD) até às etapas de pós-polimerização, o que permite assegurar não só a reprodutibilidade, mas também a personalização de cada peça para o paciente em questão. Paralelamente, os avanços verificados nos materiais fotopolimerizáveis têm contribuído para uma melhoria expressiva das propriedades mecânicas, da biocompatibilidade e da estabilidade dimensional, o que tem ampliado o leque de aplicações clínicas, reforçando igualmente a segurança dos dispositivos obtidos .

Este estudo teve como propósito avaliar, de forma comparativa, a precisão dimensional de amostras produzidas por duas impressoras 3D baseadas na tecnologia de cristal líquido (LCD), pertencentes a categorias distintas: uma destinada a uso médico na medicina dentária e outra classificada como equipamento industrial pela presente investigação. Pretende-se que os resultados obtidos contribuam para a validação da aplicabilidade clínica e laboratorial da impressora médica em estudo, oferecendo dados relevantes quanto à sua exatidão dimensional e ao seu potencial de integração em contextos assistenciais e técnicos exigentes.

Palavras-chave: Comparação entre impressoras 3D, Fabrico aditivo, Impressão 3D LCD, Medicina dentária digital

ABSTRACT

Three-dimensional printing by photopolymerization, particularly through stereolithography (SLA) and liquid crystal display (LCD) techniques, has become a key tool in digital dentistry due to its ability to produce customized devices with high dimensional accuracy. This technology enables the fabrication of prostheses, surgical guides, temporary restorations, and orthodontic appliances with marginal fit and internal detail that surpass those achieved by conventional methods, while also significantly reducing production time and material waste .

The high dimensional precision achieved by these processes stems from digital control throughout the entire production workflow, from computer-aided design (CAD) to post-curing stages. This ensures both reproducibility and customization for each individual patient . In parallel, recent advances in photopolymerizable materials have significantly improved mechanical properties, biocompatibility, and dimensional stability, thereby expanding clinical applications and enhancing the safety of the final devices.

This research aimed to comparatively evaluate the dimensional accuracy of samples produced by two LCD-based 3D printers from different categories: one designed for medical use in dentistry and the other classified as an industrial-grade device for the purposes of this investigation. The findings are expected to support the validation of the clinical and laboratory applicability of the dental printer under analysis, providing relevant data on its dimensional accuracy and its potential for integration into demanding clinical and technical settings.

Keywords: Additive manufacturing, Comparison between 3D printers, Digital dentistry, LCD 3D printing

ÍNDICE

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1. INTRODUÇÃO	7
1.1 Enquadramento e Justificação.....	7
1.2 Revisão de Literatura	10
1.2.1 Evolução da Impressão 3D	10
1.2.2 Tecnologias de Impressão com Resina Fotopolimerizável	13
1.2.3 Fatores que Influenciam a Precisão Dimensional	16
1.2.4 Evidência Científica sobre a Precisão Dimensional	20
1.2.5 Requisitos Clínicos, Normativos e de Biocompatibilidade	22
1.2.6 Perspectivas Futuras e Direcionamentos Tecnológicos.....	23
1.3 Objetivos do Estudo.....	25
2. MATERIAIS E MÉTODOS	27
2.1 Materiais	27
2.2 Método	31
3. RESULTADOS.....	39
3.1 Estrutura das medições	39
3.2 Estatística Descritiva	40
3.3 Análise Inferencial	49
4. DISCUSSÃO.....	53
4.1 Comparação entre Sessões de Medição (M1, M2, M3)	54
4.2 Interpretação por Eixo de Medição.....	55
4.3 Variação Dimensional (Centro vs Bordas)	58
4.4 Avaliação da Relevância Clínica das Diferenças Dimensionais	60
5. CONCLUSÃO	63
6. BIBLIOGRAFIA	65

1. INTRODUÇÃO

1.1 Enquadramento e Justificação

A fotopolimerização em cuba ganhou importância significativa nos fluxos laboratoriais da medicina dentária digital. A técnica teve início com a *stereolithography* (SLA), sendo posteriormente acompanhada pelo *digital light processing* (DLP) e, em seguida, pela tecnologia LCD, a qual democratizou o acesso económico a este tipo de equipamento. Graças a estes processos, é possível fabricar, de modo direto, restaurações e dispositivos personalizados cuja complexidade geométrica e cujas tolerâncias métricas ultrapassam largamente as obtidas por fresagem subtrativa ou moldagem convencional (Caplins et al., 2023; Cruz-Araújo et al., 2025; Paral et al., 2023; Tsolakis et al., 2022a).

Entre os critérios de desempenho, a precisão dimensional assume especial relevância, dado que desvios superiores a 50 µm podem comprometer a adaptação marginal de coroas, a passividade de estruturas implanto suportadas ou a estabilidade de guias cirúrgicas, repercutindo-se na função, na estética e na longevidade dos tratamentos (Revilla-León & Özcan, 2019). A popularização das impressoras de bancada, associada à redução dos custos de entrada, levantou, contudo, a questão de saber se estes equipamentos atingem a exatidão reportada pelos sistemas denominados industriais (Etemad-Shahidi et al., 2020; Nestler et al., 2021; Pereira et al., 2022).

Os estudos comparativos existentes conduzem a conclusões díspares. Um estudo avaliou guias cirúrgicos produzidos por SLA, DLP, *PolyJet*, SLS, FDM e LCD, tendo observado que os desvios médios se mantiveram abaixo dos 60 µm em guias localizados, mas excederam os 100 µm em guias de arcada total, sugerindo que o volume da peça afecta o erro mais do que a tecnologia em si (Rouzé l'Alzit et al., 2022). De forma semelhante, foi identificada uma comparação entre modelos de arcada provenientes de uma SLA industrial e de uma LCD de bancada, tendo sido encontradas diferenças significativas em *trueness* e *precision*, embora ambos os sistemas se mantivessem dentro do limiar clínico de 100 µm (Vlasa et al., 2023). Num estudo dedicado a coroas provisórias, foram registadas folgas marginais médias inferiores a 130 µm em peças impressas por DLP-SLA e por MSLA (LCD), embora tenha sido sublinhada a necessidade de ajustes intrabuciais, o que demonstra que o cumprimento de um valor-alvo não garante, por si só, uma adaptação funcional. Esta incerteza é reforçada por uma revisão sistemática que, entre 2012 e 2022, identificou apenas 6 %

dos 478 artigos como contendo comparações directas entre impressoras de gamas distintas, sendo que menos de 2 % recorreram a digitalização-referência com incerteza inferior a 5 μm , o que revela uma lacuna metodológica significativa (Etemad-Shahidi et al., 2020; Morón-Conejo et al., 2022; Nestler et al., 2021).

Entre as variáveis processuais suscetíveis de afetar a exatidão dimensional, a orientação de construção assume especial relevância. Uma meta-análise dedicada a bases de prótese demonstrou que posicionar as peças a 45° ou 90° diminui o fenómeno de *stair-stepping*, isto é, a formação de micro degraus entre as camadas impressas, e reduz o *root mean square* (RMS), valor estatístico utilizado para quantificar a discrepância média entre o modelo impresso e o modelo digital de referência, atingindo valores inferiores a 35 μm (Huang et al., 2024; Jang et al., 2024; Unkovskiy et al., 2018). Constatações idênticas surgem em modelos destinados a alinhadores, tendo sido verificado que a disposição horizontal maciça origina menor desvio global do que configurações verticais focadas, sobretudo nos segundos molares, efeito atribuído à menor deformação gravítica durante a fotopolimerização (Tongkitcharoen et al., 2023). No caso das goteiras oclusais, foi confirmado que a posição horizontal melhora a *trueness*, mas compromete a *precision*, o que evidencia a interação complexa entre espessura de camada, número de camadas e distribuição de energia incidente (Cruz-Araújo et al., 2025; Marcel et al., 2020)

O pós-processamento influencia igualmente, e de forma decisiva, a fidelidade geométrica. Foi constatado que substituir o banho de isopropanol por tripropilenoglicol, seguido de dupla ultrasonicação, reduz significativamente o desvio volumétrico, demonstrando que etapas rotineiras têm peso metrológico (Katheng et al., 2021; Mostafavi et al., 2021). Outros autores indicaram que uma pós-cura abreviada mantém monómero residual, provocando contrações localizadas e acréscimo do RMS, enquanto tempos excessivos, pelo contrário, fragilizam a superfície e distorcem a geometria. Para além da cura, a disposição de múltiplas peças numa mesma construção contribui para a variação dimensional. Um estudo relatou que o quarto modelo empilhado, colocado no topo, contraiu-se 666 μm , ultrapassando o limiar de 200 μm aceite para prótese fixa, ao passo que exemplares apoiados diretamente na plataforma registaram desvios inferiores a 34 μm , o que sugere que o empilhamento é aconselhável apenas para modelos de diagnóstico (Kim et al., 2020).

Entre as variáveis processuais suscetíveis de afetar a exatidão dimensional, a calibração dos parâmetros operacionais assume papel central. O tempo de exposição da

luz ultravioleta à resina determina o grau de polimerização de cada camada, sendo que exposições insuficientes podem resultar em estruturas frágeis ou incompletas, enquanto tempos excessivos induzem sobrecura e distorções dimensionais. As primeiras camadas, por sua vez, exigem tempos de exposição mais longos e um número adicional de camadas de base para garantir adesão adequada à plataforma (Cheadle et al., 2025; De Gois Moreira et al., 2024; Silva et al., 2023).

Outros fatores críticos que influenciam a exatidão dimensional incluem a altura de camada, o *offset* no eixo Z e a velocidade de elevação da plataforma de impressão da impressora, os quais influenciam a resolução vertical, a estabilidade mecânica e o desprendimento da peça da película de FEP. Um estudo associou variações térmicas em ambientes não climatizados à dilatação dos trilhos lineares das impressoras de bancada, causando desvios acumulativos em séries de produção. No presente estudo, contudo, utilizam-se impressoras equipadas com controlo ativo da temperatura da cuba, característica que estabiliza a viscosidade da resina e reduz o impacto de oscilações térmicas, aproximando o desempenho entre as duas impressoras. Para assegurar consistência geométrica, torna-se essencial combinar parâmetros de fatiamento bem definidos com rotinas de manutenção preventiva, incluindo a limpeza óptica, a verificação da integridade do filme de FEP, o nivelamento da plataforma, bem como avaliações periódicas com artefactos-padrão traçáveis (Anadioti et al., 2022).

Do ponto de vista normativo, a ISO 5725-1 define a exatidão como resultado de dois componentes: *trueness*, entendida como a proximidade entre a média das medições e o valor nominal, e *precision*, definida como a dispersão entre réplicas. Esta norma recomenda, ainda, o alinhamento *best-fit* entre o STL digitalizado e o CAD de referência, ou seja, um ajustamento tridimensional que reduz ao mínimo a diferença média entre os dois modelos. A literatura estabelece, para coroas unitárias, um limite clínico de 120 μm , para pontes multissegmentares, 150 μm , e, no caso de guias cirúrgicos, desvios máximos de 1 mm em linearidade e 1,5° em angulação (Rouzé l'Alzit et al., 2022).

Paralelamente, a ISO 10993, incorporada no Regulamento (UE) 2017/745, impõe ensaios de biocompatibilidade. No entanto, o cumprimento desses critérios revela-se insuficiente se a peça não respeitar os limites dimensionais exigidos para garantir adaptação clínica. Persistem, por conseguinte, três questões centrais. Em primeiro lugar, inexistem estudos que comparem, sob condições rigorosas, a exatidão dimensional de uma impressora LCD considerada de uso industrial e de uma dentária de

bancada, ambas operando com a mesma resina e o mesmo ficheiro CAD. Em segundo lugar, são raras as descrições detalhadas dos procedimentos de calibração, fundamentais para estabilizar *trueness* e *precision*. Em terceiro lugar, a diversidade de protocolos de medição, frequentemente sem rastreabilidade a padrões, inviabiliza meta-análises robustas (Celik et al., 2023).

1.2 Revisão da literatura

1.2.1 Evolução da Impressão 3D e sua Inserção na Medicina Dentária

A tecnologia tridimensional (*three-dimensional printing* – 3D), igualmente conhecida por fabrico aditivo, constitui uma das inovações tecnológicas mais impactantes no panorama atual da produção digital. O seu percurso, desde as utilizações iniciais na prototipagem industrial até à atual consolidação como técnica de elevada exatidão, revela uma crescente articulação entre os domínios da ciência, da engenharia e das ciências da saúde (Oleksy et al., 2023).

Ainda que, numa fase inicial, estivesse limitada a sectores altamente especializados, como a indústria automóvel e a aeronáutica, esta metodologia expandiu progressivamente o seu leque de aplicações, alcançando uma importância cada vez maior em áreas biomédicas, com destaque para a medicina dentária. A sua aptidão para transformar modelos digitais tridimensionais em objectos físicos, por meio da deposição sequencial de camadas de resina fotopolimerizadas, tem impulsionado a reformulação dos paradigmas convencionais relativos à concepção, desenvolvimento e fabrico de dispositivos personalizados na medicina dentária (Caussin et al., 2024).

O conceito de fabrico aditivo surgiu na década de 1980, com a criação de um sistema pioneiro de solidificação de polímeros através de radiação ultravioleta (UV), desenvolvido por Hideo Kodama. Pouco depois, Charles Hull viria a patentear a tecnologia de *stereolithography* (SLA), baseada na fotopolimerização seletiva de resinas líquidas, lançando a primeira impressora tridimensional de uso comercial e fundando a empresa 3D Systems (Caussin et al., 2024). Este progresso constituiu um marco decisivo que promoveu o aparecimento de outras abordagens, como o *Digital Light Processing* (DLP), o *Fused Deposition Modeling* (FDM) e o *Selective Laser Sintering* (SLS), ampliando de forma significativa a gama de materiais compatíveis e de aplicações possíveis no âmbito da tecnologia 3D (Caussin et al., 2024).

Durante a década de 1990, com o fortalecimento das bases tecnológicas, a fabricação tridimensional foi amplamente utilizada para a geração rápida de protótipos industriais, sobretudo nas fases de concepção e validação funcional no sector da engenharia. Este panorama foi alterado em resultado da miniaturização progressiva dos dispositivos, da acessibilidade acrescida dos softwares de *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) e da melhoria da resolução ótica, fatores que alargaram significativamente as possibilidades de utilização desta tecnologia em contextos variados.

O advento das impressoras tridimensionais de bancada, aliado à adoção de sistemas de projecção por díodos emissores de luz (light-emitting diodes – LED), permitiu a introdução do fabrico aditivo em ambientes laboratoriais e clínicos, incluindo instituições de ensino superior e unidades hospitalares (Oleksy et al., 2023).

A incorporação da tecnologia tridimensional no meio clínico foi acompanhada por evoluções notáveis na concepção de materiais adequados às necessidades biomédicas. A elaboração de resinas fotopolimerizáveis com elevada estabilidade dimensional, resistência mecânica e compatibilidade biológica viabilizou a criação de dispositivos seguros e eficazes em reabilitações orais de elevada complexidade (Oleksy et al., 2023).

No âmbito da medicina dentária, a disseminação do fabrico tridimensional foi particularmente impulsionada por três fatores essenciais: a obrigatoriedade de garantir elevada exatidão geométrica, a complexidade morfológica e variação anatómica da cavidade oral, e a crescente procura por reabilitações que aliem eficiência clínica a resultados estéticos personalizados (Tas et al., 2022).

Os dispositivos baseados em *stereolithography* (SLA) e *Liquid Crystal Display* (LCD) sobressaíram pela sua capacidade de reprodução de pormenores com alta resolução no eixo vertical, com valores na ordem dos 50 µm, para além da conformidade com resinas desenvolvidas para uso dentário, aprovadas por normas internacionais (Revilla-León & Özcan, 2019; Grassia et al., 2023). Estes equipamentos têm demonstrado um desempenho similar, e por vezes superior, ao obtido com metodologias tradicionais de moldagem e fresagem, em especial quando associados a digitalizações intraorais e a fluxos digitais sofisticados baseados em CAD/CAM (Miranda Morandini & Del Vecchio, 2020).

Na prática atual da Medicina Dentária, os sistemas de impressão tridimensional são empregues na coinfecção de uma extensa gama de dispositivos, tais como estruturas de análise, guias cirúrgicos, alinhadores ortodônticos, coroas provisórias, férulas, bases

protéticas e moldes feitos à medida, entre outras aplicações de interesse clínico (Dimitrova et al., 2024).

Durante a crise sanitária originada pela pandemia de COVID-19 em 2020, o fabrico aditivo afirmou-se como uma solução tecnológica adaptável para a produção descentralizada de dispositivos médicos essenciais, incluindo viseiras de proteção, adaptadores para ventiladores e válvulas cirúrgicas. Tirando partido da flexibilidade do processo, da partilha imediata de ficheiros no formato STL e da rapidez de resposta a exigências emergentes, esta tecnologia revelou-se um recurso logístico escalável e versátil, adequado às necessidades do sector da saúde. Esta conjuntura demonstrou, na prática, a viabilidade da aplicação da tecnologia 3D em contextos clínicos, evidenciando que, para além da precisão técnica, estas soluções oferecem vantagens táticas em termos de autonomia funcional e de personalização de dispositivos (Miranda Morandini & Del Vecchio, 2020).

No domínio formativo, o fabrico aditivo tem vindo a assumir um papel central na formação universitária em medicina dentária, bem como na prática clínica. A elaboração de estruturas anatómicas personalizadas, obtidas por conversão de exames de imagem tridimensionais — nomeadamente tomografia computadorizada, digitalização intraoral ou ressonância magnética — em ficheiros digitais no formato STL, tem sido amplamente empregue como recurso pedagógico e clínico. Estes modelos permitem ilustrar variantes morfológicas, simular procedimentos cirúrgicos e treinar técnicas invasivas, potenciando o desenvolvimento do raciocínio tridimensional dos discentes. Em contraste com os manequins tradicionais ou moldes em gesso, os modelos impressos oferecem maior fidelidade anatómica e precisão na reprodução dos tecidos dentários e peri-dentários. Esta abordagem integra-se nos princípios da educação médica baseada em simulação e reforça, de forma significativa, a personalização e a eficácia do ensino técnico-científico (Vlasa et al., 2023).

Mais que o efeito educacional, estudos empíricos têm evidenciado que estas representações físicas tridimensionais contribuem para a diminuição da taxa de complicações intra-operatórias, a redução da duração dos atos cirúrgicos e o aumento da previsibilidade dos procedimentos (Rouzé l'Alzit et al., 2022). A fidelidade dimensional obtida depende, essencialmente, da abordagem de impressão seleccionada, sendo a *stereolithography* (SLA) e o *Liquid Crystal Display* (LCD) amplamente reconhecidas como as técnicas de eleição para a reprodução precisa de estruturas anatómicas

complexas, como vasos sanguíneos, cavidades e canais (Pieralli et al., 2020; Rouzé l'Alzit et al., 2022).

No sector da prótese dentária, a tecnologia de fabrico aditivo tem vindo a assumir um papel importante, abrangendo tanto o planeamento digital como a produção de estruturas provisórias e definitivas. A capacidade de gerar, com elevada exatidão, componentes como bases, coroas, pontes e próteses removíveis permite ultrapassar limitações próprias dos métodos tradicionais, tais como as deformações provocadas por materiais de moldagem, a retração do gesso e o desgaste progressivo dos moldes (Miranda Morandini & Del Vechio, 2020). A impressão por *digital light processing* (DLP) revelou aptidão para fabricar estruturas e bases protéticas com precisão linear inferior a 100 µm, margem considerada clinicamente aceitável para a maioria das situações (Tsoulakis et al., 2022b). Esta exatidão marginal favorece uma adaptação mais eficaz, reforça a estabilidade oclusal e minimiza a necessidade de ajustes posteriores. Adicionalmente, investigações apontam que as margens cervicais de coroas provisórias obtidas por tecnologia DLP têm níveis de adaptação equivalentes aos das peças fresadas, com a mais-valia de permitir maior repetibilidade do processo e redução do tempo de fabrico (Alhamoudi, 2024). A elevada reprodutibilidade proporcionada pelo DLP, aliada à flexibilidade de desenho garantida pelos softwares de *computer-aided design* (CAD), posiciona o fabrico aditivo como uma alternativa eficaz e fiável para a produção protética em larga escala, sobretudo em ambientes clínicos com elevada rotatividade de pacientes.

1.2.2 Tecnologias de Impressão com Resina Fotopolimerizável

Dando continuidade à evolução histórica apresentada no item 2.1, esta subsecção examina as principais tecnologias fotopolimerizáveis, evidenciando as suas especificidades operacionais, adequação ao contexto clínico e direções de avanço tecnológico.

A *stereolithography* (SLA), introduzida por Charles Hull em 1986, continua a ser a metodologia fotopolimerizável com maior resolução XY (< 50 µm). A sua produção camada a camada, com feixe laser pontual, assegura elevada fidelidade geométrica, embora exija uma calibração ótica precisa, ambiente térmico controlado e um processo de pós-cura rigoroso para garantir estabilidade dimensional (Revilla León & Özcan, 2019; Celik et al., 2023).

Do ponto de vista operativo, a estereolitografia (SLA) utiliza um laser de alta precisão que incide pontualmente sobre a superfície da resina, com diâmetros típicos entre 20 e 50 μm , realizando a polimerização ponto a ponto. Por sua vez, o processamento digital de luz (DLP) projeta a totalidade da camada num único impulso, através de um sistema de microespelhos digitais (digital micromirror device – DMD), o que reduz significativamente o tempo de impressão. Já a tecnologia LCD (liquid crystal display) baseia-se num ecrã de cristais líquidos que atua como uma matriz pixelada de elevada resolução - 4K, 6K ou 8K - (Figura 1), sobre a qual se projecta a geometria da camada a ser solidificada, funcionando como uma máscara que regula a passagem da luz UV para fotopolimerização simultânea dos píxeis expostos (AlGhamdi & Gad, 2024).

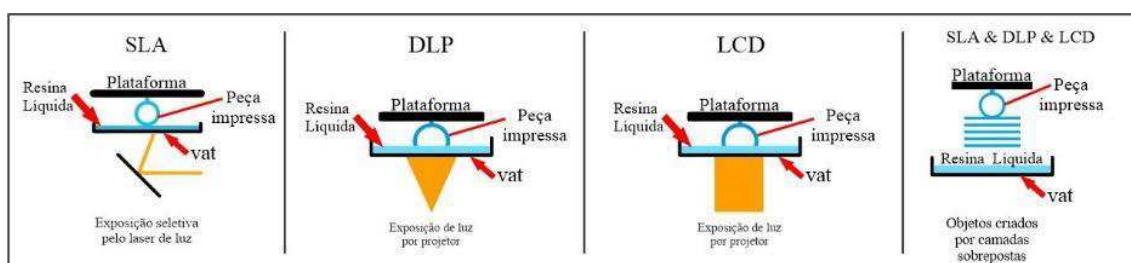


Figura 1. Esquema comparativo entre os princípios de funcionamento das tecnologias de impressão SLA e LCD. Ambas utilizam resina líquida fotopolimerizável contida numa cuba (vat), sobre a qual incide uma fonte de luz (laser no SLA; projetor no LCD), promovendo a solidificação camada a camada da peça sobre uma plataforma móvel.

Fonte: Feito com auxílio de inteligência artificial para fins académicos

Do ponto de vista clínico, a SLA é mais indicada para situações que requerem elevada exatidão marginal, como no fabrico de guias cirúrgicos e estruturas protéticas; o DLP alia precisão a elevada produtividade, sendo particularmente adequado para alinhadores ortodônticos e modelos de estudo; já os sistemas LCD configuram uma solução mais acessível do ponto de vista económico para aplicações em medicina dentária, desde que operem sob calibração rigorosa e sejam sujeitos a manutenção periódica (Revilla León & Özcan, 2019; Schweiger et al., 2022).

A seleção entre SLA, DLP e LCD deve ponderar a exigência metrológica, o volume de produção esperado e os recursos técnicos disponíveis para manutenção, assegurando simultaneamente a biocompatibilidade das resinas utilizadas e o cumprimento das normas regulamentares vigentes (Revilla-León et al., 2023; Tang et al., 2022).

Tabela 1. Comparação entre impressoras 3D com tecnologia DLP, LCD e SLA segundo parâmetros técnicos e operacionais.

Característica	DLP (Digital Light Processing)	LCD Monocromático	SLA (Stereolithography)
Princípio de Funcionamento	Utiliza um projetor digital para curar uma camada inteira de resina de uma só vez.	Utiliza uma matriz de LEDs UV como fonte de luz, com uma tela LCD monochromatic como máscara para controlar a luz que atinge a resina.	Utiliza um laser UV para desenhar e curar a resina ponto por ponto, camada por camada.
Resolução e Detalhe	Resolução do projetor geralmente <2k. Boa qualidade, mas pode ter distorção nas bordas. Resolução da impressora >50µm.	Resolução da tela LCD <14k. Alta resolução e precisão XY (e.g., 18-35µm). Qualidade uniforme. Resolução da impressora >28µm.	Altíssima resolução e precisão, capaz de produzir detalhes muito finos e superfícies lisas. Melhor acabamento superficial.
Velocidade de Impressão	<30 mm/h. Cada camada é curada de uma só vez.	<150 mm/h	Mais lenta, pois o laser precisa traçar cada ponto.
Área de Impressão	190x120 mm	190x120 mm	Varia bastante
Custo do Equipamento	Mais elevado que LCD, mais acessível que SLA \$\$\$\$	Mais acessível entre as três \$\$	Tradicionalmente as mais caras \$\$\$\$\$\$\$\$
Facilidade de Operação	Considerada Simples.	Considerada de dificuldade Média.	Pode ser mais complexa devido à calibração do laser e manuseio de resinas.
Reposição de Peças / Manutenção	Necessidade de reposição de peças geralmente Muito Baixa. A fonte de luz (projetor) tem vida útil limitada e pode precisar de substituição.	A tela LCD é um consumível e precisa ser substituída periodicamente (Reposição Recorrente).	O laser e os galvanômetros podem precisar de manutenção ou substituição, o que pode ser caro. Tanque de resina também.
Qualidade Geral	Alta	Alta	Muito Alta, especialmente em superfícies e detalhes finos.
Materiais	Ampla gama de resinas fotopoliméricas.	Ampla gama de resinas fotopoliméricas.	Ampla gama de resinas fotopoliméricas, incluindo algumas com propriedades específicas (ex: biocompatíveis, engenharia).

Fonte: Adaptado de Aditek, 2024. Disponível em:

<https://aditek.com.br/blog/tipos-de-impressoras-3d-de-resina-dlp-x-lcd/>

Relativamente aos materiais, o aperfeiçoamento de resinas formuladas para impressão tridimensional constitui, atualmente, uma das áreas mais ativas de investigação em medicina dentária digital. Novas composições incorporam cargas cerâmicas, partículas de sílica funcionalizada e agentes de reforço polimérico, conferindo aos materiais maior resistência à flexão, estabilidade dimensional prolongada e excelente compatibilidade biológica (Schweiger et al., 2022). Estas características são fundamentais em aplicações clínicas que requerem permanência intraoral prolongada, como nas restaurações provisórias, guias cirúrgicos ou alinhadores personalizados. Em paralelo, certas formulações passaram a incluir propriedades específicas, como atividade antibacteriana ou capacidade de memória elástica, permitindo o uso em dispositivos ortodônticos dinâmicos e estruturas temporárias com requisitos funcionais diferenciados (Oleksy et al., 2023).

Ademais, sistemas híbridos aliam fabrico aditivo e fresagem CNC, permitindo imprimir a base em resina e maquinar zonas críticas em zircónia ou titânio, elevando os níveis de precisão e longevidade (Guirao et al., 2023; Tang et al., 2022).

A convergência entre novos materiais, automação inteligente e conformidade regulamentar posiciona as tecnologias fotopolimerizáveis como componente estruturante da medicina dentária digital, possibilitando a conceção de dispositivos cada vez mais precisos, céleres e personalizados.

1.2.3 Fatores que Influenciam a Precisão Dimensional

Dado o impacto que pequenas variações dimensionais podem exercer sobre a funcionalidade dos dispositivos dentários, torna-se indispensável aprofundar os parâmetros técnicos que influenciam a fidelidade geométrica nas tecnologias de fabrico aditivo.

Neste enquadramento, as normas desenvolvidas pela International Organization for Standardization (ISO) representam o principal referencial internacional para a aferição da exatidão dimensional, estabelecendo critérios uniformizados destinados a assegurar a rastreabilidade, a reprodutibilidade e a fiabilidade dos processos de fabrico aditivo. Entre essas normas, a ISO 5725 define de forma rigorosa *trueness* (veracidade) — grau de concordância com o modelo digital — de precisão (repetibilidade). Métricas como desvio médio absoluto ou RMS permitem verificar que guias cirúrgicos ou próteses provisórias mantêm tolerâncias inferiores a 100 µm (Piedra-Cascón et al.,

2024). Recorde-se que a relevância clínica destas normas foi introduzida no item 2.1; neste ponto aprofunda-se a sua utilização prática, abordando-se critérios estatísticos, rastreabilidade e calibração.

Relativamente à metodologia, a quantificação da exatidão geométrica dos modelos impressos exige uma abordagem criteriosa, coerente com os princípios definidos pela ISO 5725 que depende significativamente do delineamento experimental adotado e das ferramentas tecnológicas disponíveis. É prática corrente a utilização de digitalização por meio de scanners de bancada ou intraorais para adquirir os modelos produzidos, os quais são posteriormente comparados ao ficheiro de referência no formato STL, utilizando software especializado como o Geomagic Control X ou o CloudCompare (Marcel et al., 2020).

Adicionalmente, diversos estudos complementam a análise metrológica através da realização de medições lineares em pontos anatómicos previamente padronizados, recorrendo-se a paquímetros digitais de elevada precisão para comparar as dimensões obtidas com os valores nominais definidos no ficheiro de desenho assistido por computador (computer-aided design, CAD). A integração desta abordagem com a avaliação tridimensional permite uma caracterização mais abrangente do desempenho da impressora e das propriedades dimensionais do material em análise (Revilla-León et al., 2023; Schweiger et al., 2022). Medições diretas em múltiplos eixos, executadas com instrumentos calibrados de resolução mínima de 0,01 mm, permitem detetar assimetrias geométricas nas extremidades e na zona central dos modelos. Para assegurar rastreabilidade internacional, estes protocolos integram normas complementares, designadamente a ISO/ASTM 52900 (terminologia da manufactura aditiva) e a ISO 178 (resistência à flexão), reforçando a comparabilidade entre diferentes laboratórios e tecnologias. Entre os indicadores complementares frequentemente utilizados destacam-se o coeficiente de variação (CV%), que expressa a precisão relativa, e o índice de deformação percentual, métrica destinada a quantificar variações dimensionais em escala global. A aplicação rigorosa e sistematizada destes métodos promove a consistência dos resultados obtidos e viabiliza comparações entre diferentes tecnologias de impressão com base em parâmetros técnicos homogêneos, contribuindo para o fortalecimento da evidência científica com aplicabilidade clínica direta (Grassia et al., 2023; Revilla-León et al., 2023; Schweiger et al., 2022).

Entre os fatores com maior impacto na exatidão metrológica, destaca-se a influência das condições ambientais, em particular da temperatura e da humidade, que

afetam significativamente a viscosidade da resina e os mecanismos de fotopolimerização. Equipamentos isentos de sistemas de controlo térmico ativo demonstram maior suscetibilidade a variações dimensionais, prejudicando a consistência das medições ao longo de repetições sucessivas (Zhang et al., 2022).

A integração efetiva entre o hardware de impressão e os softwares CAD/CAM constitui um fator determinante. A Zirkonzahn P4000 comunica diretamente com aplicações como o Zirkonzahn.Modellier e o Zirkonzahn.Slicer da própria marca, permitindo um fluxo contínuo da digitalização à impressão e minimizando perdas dimensionais decorrentes de conversões de ficheiro. Não obstante, esta impressora também aceita ficheiros preparados em softwares de terceiros, como o Chitubox Basic ou o Lychee Slicer, ambos disponíveis em versões gratuitas e pagas. Estes softwares oferecem configurações específicas para diferentes modelos de impressoras, incluindo a P4000, o que permite adaptar os parâmetros de fatiamento de forma personalizada (Caussin et al., 2024).

Do mesmo modo, a Anycubic Photon M3 Max, embora utilize nativamente o Photon Workshop, é igualmente compatível com softwares de terceiros, possibilitando a preparação dos ficheiros de impressão com base em perfis pré-definidos ajustados ao modelo da impressora. Importa sublinhar que, embora existam marcas no mercado cujos equipamentos funcionam exclusivamente com softwares e acessórios proprietários, tanto a Zirkonzahn P4000 como a Anycubic Photon M3 Max oferecem uma maior flexibilidade de integração, permitindo a adoção de soluções externas para o fatiamento e configuração dos modelos digitais (Im et al., 2020).

Esta diferença de interoperabilidade explica, em parte, as variações de exatidão dimensional reportadas na literatura, evidenciando que a seleção de equipamentos deve considerar não apenas os parâmetros técnicos intrínsecos, mas também a sua integração nos fluxos clínicos digitais (Piedra-Cascón et al., 2024; Tang et al., 2022).

A exatidão dimensional depende igualmente da calibração rigorosa de variáveis operacionais, designadamente o offset do eixo Z — cujo ajuste micrométrico é essencial para evitar o esmagamento da primeira camada ou falhas de adesão —, o tempo de exposição por camada, a espessura das camadas e a velocidade de elevação da plataforma de impressão. Estas variáveis interagem com a temperatura ambiente e influenciam diretamente a libertação das camadas e a contração interna da resina durante a fotopolimerização. Adicionalmente, pequenas flutuações na intensidade ou na uniformidade da fonte luminosa — sobretudo em sistemas baseados em LCD e DLP —

podem induzir desvios acumulados superiores a 30 μm . Por este motivo, os protocolos de manutenção recomendam verificações regulares do feixe luminoso, do alinhamento dos eixos e do nivelamento da plataforma de construção, em consonância com os critérios de calibração definidos pela norma ISO 5725 (Tang et al., 2022; Revilla-León et al., 2023).

Adicionalmente, a complexidade geométrica das estruturas impressas pode induzir distorções relevantes na aquisição dos dados, tanto por scanners óticos como nas análises de sobreposição com os ficheiros digitais de referência no formato STL. O desenho geométrico das peças e a sua orientação na plataforma de impressão constituem fatores críticos para a obtenção de elevada exatidão dimensional e acabamento superficial adequado. Estes elementos interagem com variáveis operacionais determinantes, tais como os parâmetros de exposição luminosa, a tecnologia de fotopolimerização selecionada e o comportamento mecânico da resina durante o processo de cura.

A orientação da peça em relação à plataforma (plataforma de impressão) afeta diretamente o número total de camadas impressas, a extensão da área de contacto com os suportes e o risco de deformações resultantes de fenómenos como a sobrecura ou a contração assimétrica. Estas interações influenciam de forma significativa a fidelidade morfológica da estrutura final e a previsibilidade do seu desempenho clínico. A literatura científica evidencia que orientações oblíquas, como 45 graus, favorecem uma dissipação homogénea das tensões internas, mitigam artefactos indesejáveis — como o denominado stair stepping — e promovem maior estabilidade geométrica, sobretudo em estruturas de contornos curvilíneos. Simultaneamente, a distribuição espacial e o volume dos suportes exercem um impacto direto sobre a integridade das superfícies funcionais, podendo gerar irregularidades ou distorções morfológicas sempre que interfiram com regiões de relevância anatómica (Alharbi et al., 2016; Arnold et al., 2024).

O desenho da peça, especialmente quando envolve espessuras variáveis, ângulos agudos ou cavidades internas, exige um ajuste rigoroso dos parâmetros operacionais, frequentemente precedido por simulações digitais em software específico, com o intuito de prevenir falhas estruturais e preservar a definição geométrica das estruturas produzidas (Mostafavi et al., 2020; Tang et al., 2022; Celik et al., 2023; Huang et al., 2024).

Aplicações amplamente utilizadas no planeamento de impressão, como o *Chitubox Basic* e o *Lychee Slicer* (versão gratuita e versão paga), disponibilizam simuladores integrados capazes de prever áreas de tensão acumulada e necessidade de suportes adicionais. Estes recursos contribuem para a otimização do posicionamento da peça e para a minimização de falhas durante o fabrico.

1.2.4 Evidência Científica sobre a Precisão Dimensional

A adoção progressiva das tecnologias de stereolithography (SLA) e de processamento digital de luz (DLP/LCD) na prática da medicina dentária tem sido acompanhada por um número significativo de publicações científicas, centradas predominantemente na análise da exatidão dimensional dos modelos e dispositivos obtidos. Esta atenção decorre da exigência clínica por soluções que garantam elevada fidelidade geométrica, sobretudo em intervenções que requerem planeamento cirúrgico rigoroso, reabilitações protéticas personalizadas ou procedimentos no âmbito da ortodontia digital.

Investigações comparativas demonstraram que modelos obtidos por SLA e DLP/LCD apresentam desvios médios inferiores a 100 µm, cumprindo assim os requisitos clínicos de precisão dimensional (Alharbi, Wismeijer & Osman, 2016). Resultados convergentes indicam uma ligeira vantagem da DLP em termos de repetibilidade, particularmente em modelos de maiores dimensões, sublinhando a necessidade de ponderar a escolha da tecnologia em função das exigências específicas de cada aplicação clínica (Grassia et al., 2023).

A exatidão dimensional depende de diversos fatores, designadamente a espessura da camada, o tempo de exposição, a orientação da peça durante a impressão e as etapas de pós-processamento (Grassia et al., 2023). Esta complexidade torna fundamental a padronização metodológica nos estudos, de modo a garantir a fiabilidade dos resultados; a ausência dessa uniformidade dificulta, por vezes, a comparação direta entre investigações paralelas.

Não obstante tais variações, a evidência científica tende a consensualizar que SLA e DLP/LCD constituem opções fiáveis para aplicação clínica em medicina dentária, alcançando fidelidade geométrica em conformidade com as normas ISO 5725 e ISO 10993. Estes dados justificam a sua integração em contextos clínicos e laboratoriais, reforçando a necessidade de uma análise crítica dos parâmetros operacionais e dos materiais envolvidos.

A utilização de impressoras tridimensionais de uso industrial na medicina dentária tem ganho relevância, sobretudo em cenários que exigem produção em larga escala, elevada repetibilidade e manutenção da estabilidade dimensional ao longo do tempo. Avaliações do desempenho destas impressoras na produção de guias cirúrgicos e modelos de estudo demonstraram que a elevada resolução XY, aliada à estabilidade térmica das câmaras de impressão, permite obter resultados comparáveis — por vezes superiores — aos alcançados com equipamentos dentários dedicados. Entre as vantagens mais citadas destacam-se a consistência dimensional após múltiplos ciclos de produção e a homogeneidade do processo de cura em toda a plataforma (Anadioti et al., 2022; Morón-Conejo et al., 2022).

Quando operadas com parâmetros rigorosos e resinas adequadas, as impressoras industriais podem atingir exatidão compatível com as exigências clínicas, particularmente em estruturas de grande volume nas quais a uniformidade geométrica entre extremidades é essencial (Morón-Conejo et al., 2022; Wen et al., 2024; Yoo et al., 2021).

A análise crítica da literatura mostra uma heterogeneidade considerável nos resultados dos estudos de fidelidade dimensional, consequência direta das diferenças de protocolo de impressão, pós-processamento, técnicas de medição e critérios de avaliação de *trueness* e *precision*. Estudos controlados relatam níveis de exatidão satisfatórios sob condições laboratoriais (Alharbi et al., 2016; Mostafavi et al., 2020); contudo, pequenas alterações em parâmetros como orientação da peça, espessura da camada ou tempo de exposição podem gerar desvios superiores a 100 µm, com impacto clínico em guias cirúrgicos ou coroas provisórias (Revilla-León & Özcan, 2019).

A inexistência de consenso relativamente aos instrumentos de medição — microscopia ótica, paquímetros digitais ou digitalizações tridimensionais seguidas de sobreposição em software — dificulta comparações diretas e a realização de meta-análises. Acresce que muitos estudos não detalham o tipo de resina, as condições ambientais ou os parâmetros técnicos aplicados, fragilizando a reprodutibilidade das experiências e a correta utilização dos conceitos normativos de *trueness* e *precision* (ISO 5725).

Persistem também lacunas na avaliação da reprodução de microelementos anatómicos e da estabilidade dimensional ao longo do tempo. A maioria dos trabalhos privilegia medições lineares macroscópicas, descurando fissuras, sulcos e margens estreitas, fundamentais em dispositivos de encaixe ou sistemas de retenção. A resolução

nominal anunciada pelos fabricantes nem sempre se traduz em precisão efetiva nesses detalhes, sobretudo quando variáveis como a orientação de impressão, a espessura de camada ou o tipo de suporte não são otimizadas (Grassia et al., 2023).

As deformações que podem ocorrer após o pós-processamento, por variações térmicas, absorção de humidade ou tensões internas remanescentes, permanecem pouco estudadas; variações geométricas foram observadas semanas após a produção, mesmo após cura UV (Vlasa et al., 2023). A ausência de ensaios de envelhecimento artificial padronizados e de estudos longitudinais sistemáticos agrava esta lacuna.

O presente estudo recorre a medições metrológicas de elevada precisão em diferentes eixos e posições, periféricas e centrais.

Um dos contributos centrais reside na comparação direta, sob critérios ISO 5725, entre a impressora dentária Zirkonzahn P4000 e a impressora industrial Anycubic Photon M3 Max, ambas operando com resinas fotopolimerizáveis em condições controladas, avaliando não só a exatidão pontual, mas também a repetibilidade entre sessões.

1.2.5 Requisitos Clínicos, Normativos e de Biocompatibilidade

A precisão dimensional das peças obtidas por tecnologia 3D constitui um requisito essencial para a sua aplicação em contexto clínico, assumindo particular relevância na área da medicina dentária. Em aplicações como a produção de guias cirúrgicos, modelos de moldagem e estruturas protéticas provisórias, mesmo variações geométricas de reduzida magnitude podem comprometer a adaptação, a funcionalidade e a segurança dos dispositivos envolvidos. A literatura científica tem vindo a estabelecer intervalos de tolerância específicos consoante a aplicação, com base em análises metrológicas, validações clínicas e comparações com métodos convencionais (Braian et al., 2016; Etemad-Shahidi et al., 2020; Yoo et al., 2021).

No caso dos guias cirúrgicos, a precisão na localização dos orifícios destinados à inserção de brocas ou implantes reveste-se de especial importância, sendo geralmente considerados aceitáveis, do ponto de vista clínico, desvios lineares inferiores a 1 mm e angulares até 5° relativamente ao planeamento digital (Emir e Ayyıldız, 2021, Elgendy e Elgohary, 2023). Por sua vez, em próteses parciais fixas e componentes de suporte protético, a adaptação marginal destaca-se como um dos principais critérios de avaliação. Investigações recentes indicam que desvios superiores a 120 µm ao nível da

margem podem favorecer fenómenos de microinfiltração, desencadear inflamação peri-implantar e comprometer a durabilidade funcional do dispositivo (Alhamoudi, 2024).

Na produção de moldes personalizados ou modelos de estudo, a fidelidade geométrica representa um elemento determinante para a previsibilidade dos procedimentos subsequentes, nomeadamente na confeção de alinhadores e restaurações. Nestes contextos, considera-se que tolerâncias dimensionais compreendidas entre 50 e 100 μm são, em geral, compatíveis com as exigências clínicas (Tang et al., 2022). A amplitude destes valores pode variar em função da tecnologia de impressão seleccionada, nomeadamente *stereolithography (SLA)*, *digital light processing (DLP)* ou *liquid crystal display (LCD)*, do tipo de resina aplicada, assim como das condições ambientais durante o processo de fabrico.

Estes parâmetros técnicos constituem referências essenciais para a validação clínica de impressoras e materiais, permitindo estabelecer critérios mínimos de desempenho que justifiquem a sua integração nos fluxos digitais da prática odontológica contemporânea.

Os requisitos regulamentares subjacentes (CE, MDR, ISO 5725, ISO 10993 e ISO 13485) foram detalhados no item 2.3; aqui sublinha-se apenas que o seu cumprimento é condição prévia para que as tolerâncias clínicas acima indicadas sejam efetivamente válidas em ambiente regulamentado.

1.2.6 Perspetivas Futuras e Direccionamentos Tecnológicos

O progresso contínuo dos algoritmos de fatiamento representa uma das frentes mais promissoras de inovação no âmbito da fabricação tridimensional aplicada à medicina dentária. Aplicações como o Chitubox, amplamente utilizadas no processamento de resinas fotopolimerizáveis em equipamentos como a Anycubic Photon M3 Max e a Zirkonzahn P4000, têm vindo a integrar, de forma gradual, funcionalidades sustentadas em inteligência artificial, visando otimizar automaticamente a orientação das peças, gerar suportes de forma eficiente com menor consumo de resina e corrigir distorções geométricas previsíveis. Estes algoritmos são capazes de antecipar falhas de impressão através da análise de variáveis operacionais como geometrias complexas, distribuição volumétrica ou cargas exercidas durante o movimento de elevação ao longo do eixo Z, contribuindo, assim, para a minimização de

desperdícios e para o incremento da consistência reprodutível das estruturas digitais produzidas.

Tais avanços assumem particular relevância em cenários clínicos em que a precisão marginal se revela determinante, como é o caso da produção de guias cirúrgicos, estruturas de contenção ou coroas provisórias. A incorporação de inteligência artificial na fabricação aditiva permite ainda o ajustamento dinâmico de condições de impressão, designadamente o tempo de exposição, a espessura das camadas e a velocidade de elevação, com base em bases de dados previamente compiladas que identificam padrões associados ao êxito ou fracasso consoante as diferentes condições experimentadas. De igual modo, algoritmos de reconhecimento anatómico facultam o fatiamento personalizado das representações anatómicas, em conformidade com a morfologia dentária específica de cada paciente, promovendo, assim, uma individualização terapêutica de ampla aplicação (Mohammadnabi et al., 2025).

Estes avanços integram-se num panorama mais amplo de convergência entre o processo de impressão 3D e os fluxos digitais baseados em sistemas de desenho e fabrico assistidos por computador (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*, CAD/CAM), contribuindo para uma cadeia de produção mais eficiente, autónoma e adaptável às necessidades clínicas. A incorporação de algoritmos avançados de segmentação constitui, neste contexto, um marco significativo no processo de consolidação da tecnologia de fabrico aditivo enquanto plataforma fiável de produção digital, com potencial comprovado de escalabilidade no âmbito da prática da Medicina Dentária (Huang et al., 2024; Pillai et al., 2021; Tallarico, 2020).

A contração volumétrica inerente às resinas fotopolimerizáveis permanece como um dos principais desafios técnicos associados ao fabrico aditivo de dispositivos dentários. Face a este desafio, os estudos mais recentes têm-se centrado no desenvolvimento de resinas formuladas especificamente para minimizar a taxa de contração, recorrendo à incorporação de monómeros de elevado peso molecular, cargas inorgânicas e sistemas de reticulação multifuncional. Materiais como os derivados de etileno dimetacrilato, assim como as resinas híbridas da classe ORMOCER, têm demonstrado um desempenho superior no que respeita à precisão dimensional pós-cura, bem como à resistência a variações térmicas e solicitações mecânicas (Altarazi et al., 2024; Kolb et al., 2021; Mostafavi et al., 2021).

A evolução contínua destes materiais não só eleva a qualidade final das peças produzidas, como também expande significativamente o seu campo de aplicação, viabilizando a sua utilização em contextos clínicos de elevada exigência.

A evolução tecnológica descrita acima deve, naturalmente, articular-se com o quadro normativo já detalhado nos itens 2.3 e 2.5, garantindo que a inovação decorre dentro dos requisitos de segurança, traçabilidade e protecção de dados aplicáveis.

1.3 Objetivos do Estudo

A presente investigação incide especificamente sobre a comparação da exactidão dimensional entre duas impressoras 3D LCD, utilizando para tal uma metodologia controlada, baseada na produção e medição de amostras-padrão em forma de cubo. Pretende-se avaliar se uma impressora de uso dentário é capaz de atingir níveis de *trueness* e *precision* comparáveis aos de um equipamento LCD designado neste estudo como industrial.

O objetivo geral consiste em demonstrar que, após calibração, a impressora dentária de bancada é capaz de reproduzir o cubo-padrão com qualidade dimensional semelhante, ou superior, à da LCD designada neste estudo como industrial. Para concretizar esse desígnio, estabeleceram-se três metas operacionais: a) produzir dez cubos em cada sistema utilizando a resina seleccionada, b) determinar, para cada peça, o desvio absoluto nas três dimensões lineares e calcular os respectivos índices de *trueness* (média) e *precision* (desvio-padrão), e c) comparar, mediante testes estatísticos apropriados, as distribuições de desvios obtidas por ambas as impressoras. Desta forma, o estudo visa fornecer evidência metrológica robusta, capaz de orientar futuras decisões de aquisição e normalização em medicina dentária digital.

Complementarmente, será realizada a análise de indicadores de dispersão relativa, de modo a aprofundar a interpretação da variabilidade dimensional observada para além dos valores absolutos. No âmbito desta abordagem, foram formuladas duas hipóteses: a hipótese nula (H_0), A ausência de diferença significativa entre as medições das amostras obtidas pelas duas impressoras; e a hipótese alternativa (H_1), Existe uma diferença estatisticamente significativa entre os resultados de ambos os equipamentos.

A medição direta dos cubos-padrão produzidos em cada sistema, aliada à comparação quantitativa dos seus índices de *trueness* e *precision*, procura colmatar a ausência de estudos comparativos entre impressoras LCD pertencentes a categorias funcionais distintas, nomeadamente uma unidade de bancada para uso clínico e outra com maior volume de trabalho e perfil técnico associado à utilização industrial.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Materiais

No presente trabalho, foram selecionados dois modelos distintos de impressoras tridimensionais baseadas na tecnologia de estereolitografia com painel de cristal líquido (*Liquid Crystal Display*, LCD), com o propósito de permitir uma análise comparativa abrangente entre equipamentos que apresentam especificações técnico-funcionais semelhantes. O primeiro modelo, Zirkonzahn P4000® (Figura 1), é classificado como um dispositivo de uso médico, sendo amplamente empregado em ambientes clínicos e laboratoriais no domínio da medicina dentária. Esta impressora foi desenvolvida especificamente para aplicações em medicina dentária, integrando-se de forma nativa com os sistemas *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM).

Entre as suas características mais relevantes, destaca-se o sistema de controlo térmico ativo, responsável por garantir a estabilidade dimensional ao longo de todo o processo de fabrico. A Zirkonzahn P4000® apresenta uma resolução vertical inferior a 50 µm e é compatível com resinas fotopolimerizáveis certificadas para uso clínico. A plataforma de impressão possui uma superfície especialmente tratada, concebida para otimizar a adesão inicial da resina, assegurando a fixação estável da peça durante a impressão (Figura 2).

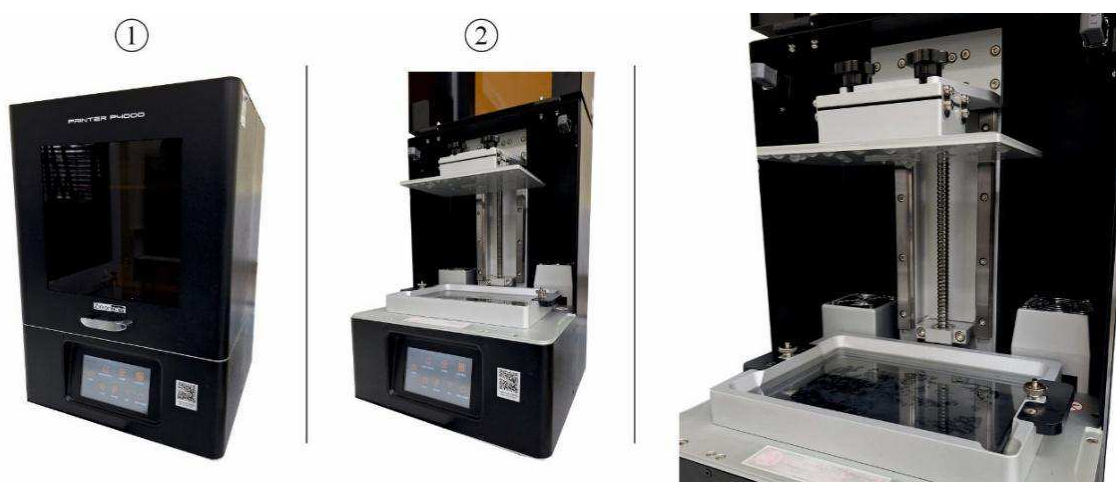


Figura 1. Impressora 3D Zirkonzahn P4000®. Vista frontal (1) e vista interna da impressora dentária Zirkonzahn P4000 com câmara de impressão aberta (2), plataforma de construção e eixo Z com guias lineares.

Fonte: <https://zirkonzahn.com/assets/files/beilagen/EN-Insert-P4000-Printer-web.pdf>

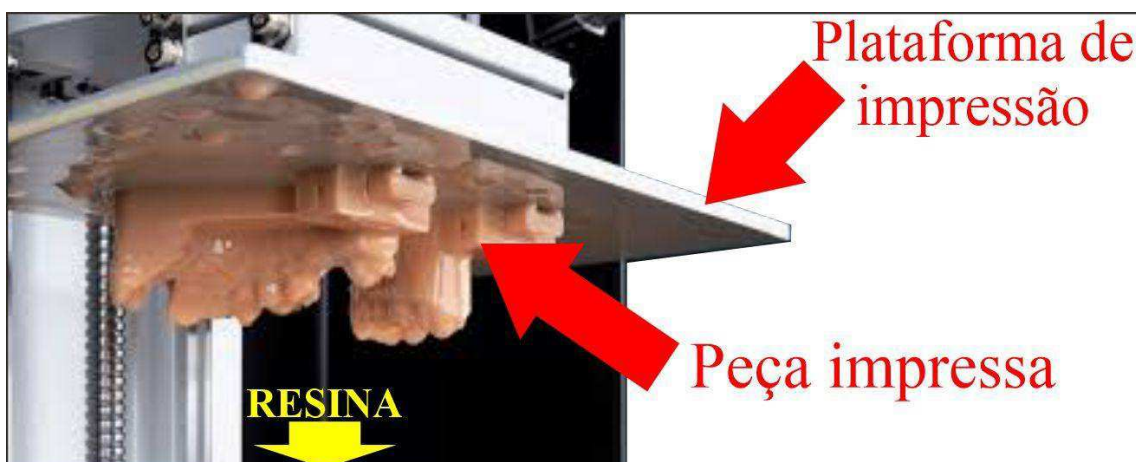


Figura 2. Vista inferior da plataforma de impressão da Zirkonzahn P4000 com a peça em fase final de fabrico, evidenciando a aderência da estrutura impressa à base metálica da plataforma.

Fonte: Adaptado de <https://zirkonzahn.com/assets/files/beilagen/EN-Insert-P4000-Printer-web.pdf>

A segunda impressora seleccionada foi a Anycubic Photon M3 Max ® (Figura 3), um modelo amplamente difundido no mercado e, neste estudo, classificada como representativa do segmento industrial. Esta categorização fundamenta-se, em grande medida, nas dimensões superiores da sua plataforma de impressão, que permitem a produção simultânea de peças com maior volume face aos limites operacionais de impressoras dentárias. Embora não tenha sido especificamente concebida para aplicações médicas, a M3 Max tem demonstrado um desempenho estável em contextos técnicos de elevada exigência, beneficiando da sua elevada resolução nos eixos XY, da capacidade volumétrica ampliada e da versatilidade operativa.



Figura 3. Vista frontal (1), vista com a tampa superior aberta (2) e detalhe da plataforma de impressão (3) da impressora Anycubic Photon M3 Max®. Este modelo apresenta estrutura em alumínio anodizado, plataforma com superfície texturizada para otimizar a adesão da peça e ecrã LCD monocromático de alta resolução, compatível com resinas fotopolimerizáveis.

Fonte: <https://store.anycubic.com/products/photon-mono-m7-max>

As impressoras 3D de resina LCD, são compostas por vários componentes essenciais que asseguram o seu funcionamento eficiente. A plataforma de impressão (Figura 3) é uma superfície metálica onde a peça é construída camada por camada; esta plataforma move-se verticalmente (eixo Z) para permitir a formação sucessiva das camadas impressas. A cuba de resina é um recipiente que contém a resina líquida fotopolimerizável; no fundo desta cuba encontra-se o filme FEP (Fluorinated Ethylene Propylene), uma película transparente que permite a passagem da luz UV e facilita a separação da peça durante a elevação da plataforma. O ecrã LCD atua como uma máscara digital, projetando imagens de cada camada da peça e permitindo a cura seletiva da resina. A fonte de luz UV, geralmente composta por LEDs, emite a radiação necessária para a fotopolimerização da resina nas áreas definidas pelo ecrã LCD. Estes componentes trabalham em conjunto para garantir a precisão e qualidade das impressões tridimensionais.

Este equipamento funciona com resinas fotopolimerizáveis e permite a definição de perfis de exposição personalizados por meio do software de fatiamento como o *Chitubox Basic*, utilizado neste estudo para ambos os dispositivos. Entre as funcionalidades integradas destacam-se o painel LCD monocromático de elevada durabilidade e o sistema de ventilação passiva. A robustez estrutural e a ampla capacidade de parametrização convertem estas impressoras numa referência no contexto das plataformas de fabrico aditivo com elevado rendimento operacional.

O material de base utilizado para a impressão das amostras foi a resina fotopolimerizável Resione K – *Black Tough Resin*® (Figura 4), especificamente formulada para impressoras tridimensionais que operam com tecnologia de estereolitografia por cristal líquido (*Liquid Crystal Display*, LCD) ou por processamento digital de luz (*Digital Light Processing*, DLP), apresentando compatibilidade espectral na faixa compreendida entre 385 nm e 410 nm. Esta resina distingue-se pela elevada resistência mecânica, baixa taxa de contração e estabilidade dimensional satisfatória, sendo recomendada para a produção de peças técnicas com geometria bem definida.

A escolha deste material fundamentou-se na sua compatibilidade físico-química com ambos os equipamentos utilizados no estudo, o que permitiu padronizar os parâmetros de impressão e evitar interferências decorrentes de variações na composição, viscosidade ou índice de absorção espectral. A tonalidade preta opaca proporciona um contraste visual acentuado, facilitando a análise dimensional posterior.

Com o intuito de assegurar total equivalência experimental, todas as amostras foram impressas com a mesma resina, proveniente de uma única embalagem (lote: 08.07.2024), cuja validade se estende até 08.07.2027. Esta abordagem metodológica teve como objetivo isolar a variável relativa à impressora como elemento central de comparação, garantindo a fiabilidade dos resultados obtidos. O manuseamento da resina foi efetuado em ambiente devidamente ventilado, com utilização de luvas, proteção ocular e vestuário apropriado, em conformidade com as diretrizes de segurança fornecidas pelo fabricante, Dongguan Godsaid Technology Co., Ltd.



Figura 4. Frasco da resina fotopolimerizável Resione K – Black Tough Resin, utilizada na impressão de todas as amostras do estudo. A formulação é compatível com tecnologias LCD e DLP e apresenta elevada resistência mecânica e estabilidade dimensional.

Fonte: Elaboração própria

O instrumento utilizado para a medição dimensional das amostras foi um paquímetro digital Kynup CE/FCC (Figura 5), adquirido especificamente para a execução do presente estudo. Este dispositivo apresenta uma resolução de 0,01 mm e uma precisão de $\pm 0,02$ mm para medições inferiores a 100 mm, recorrendo a um sistema de medição capacitivo linear. Está equipado com visor de cristal líquido (LCD), alimentado por célula de botão do tipo CR2032, e funciona de forma estável em ambientes com temperaturas compreendidas entre 5 °C e 40 °C, desde que a humidade relativa não ultrapasse os 80 %.

A seleção deste instrumento baseou-se na necessidade de assegurar níveis adequados de fiabilidade e repetibilidade, em conformidade com os critérios de validação metrológica aplicáveis aos modelos tridimensionais produzidos.



Figura 5. Paquímetro digital Kynup CE/FCC utilizado para as medições dimensionais das amostras. O instrumento apresenta resolução de 0,01 mm e precisão de $\pm 0,02$ mm, operando por sistema capacitivo linear.

Fonte: Elaboração própria.

2.2 Métodos

Para a recolha de dados comparativos entre as impressoras selecionadas, foi implementado um protocolo experimental uniformizado, estruturado de forma a controlar todas as variáveis com potencial de interferência na precisão dimensional das amostras. A geometria adotada para a impressão correspondeu a cubos com arestas de 10 mm, modelados no software FreeCAD (Figura 6), um software de código aberto amplamente utilizada para modelação tridimensional paramétrica, isenta de restrições de propriedade intelectual. A escolha desta configuração geométrica deveu-se à presença de superfícies planas e ângulos ortogonais bem definidos, os quais facilitam a medição com paquímetro digital e minimizam a influência de irregularidades morfológicas na avaliação metrológica.

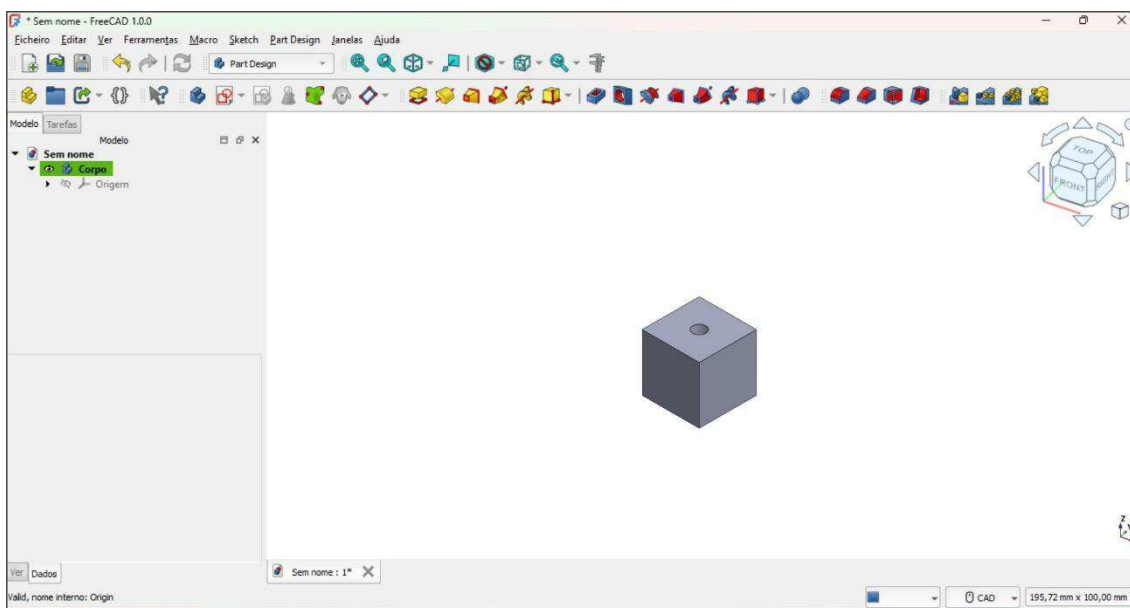


Figura 6. Modelo tridimensional do cubo-padrão criado no software FreeCAD. Vista isométrica do modelo geométrico com 10 mm de aresta, apresentando um orifício cilíndrico central na face superior (eixo Z). Este ficheiro foi utilizado como base para a exportação em formato STL e subsequente fatiamento no software CHITUBOX Basic.

Fonte: Elaboração própria

A preparação dos ficheiros de impressão foi realizada através do software *CHITUBOX Basic*, uma aplicação gratuita amplamente compatível e fiável com impressoras de resina baseadas nas tecnologias de estereolitografia por cristal líquido (*Liquid Crystal Display*, LCD), processamento digital de luz (*Digital Light Processing*, DLP) ou estereolitografia convencional (*Stereolithography*, SLA). Este programa foi utilizado para efetuar o fatiamento dos modelos tridimensionais no formato STL, previamente desenvolvidos no *FreeCAD*, permitindo a definição de parâmetros técnicos específicos, como a espessura das camadas, os tempos de exposição e as configurações relativas à elevação da plataforma de impressão.

A versão do *CHITUBOX Basic* utilizada disponibilizava funcionalidades avançadas, incluindo a geração automática de suportes, a correção de malhas e a inspeção de cavidades internas. Todos os modelos foram orientados de forma padronizada: a face perfurada de cada cubo, correspondente ao eixo vertical (eixo Z), foi posicionada paralelamente à plataforma de impressão, com os suportes aplicados directamente sobre essa superfície, assegurando uma base de aderência homogênea durante o processo de fabrico (Figura 7).

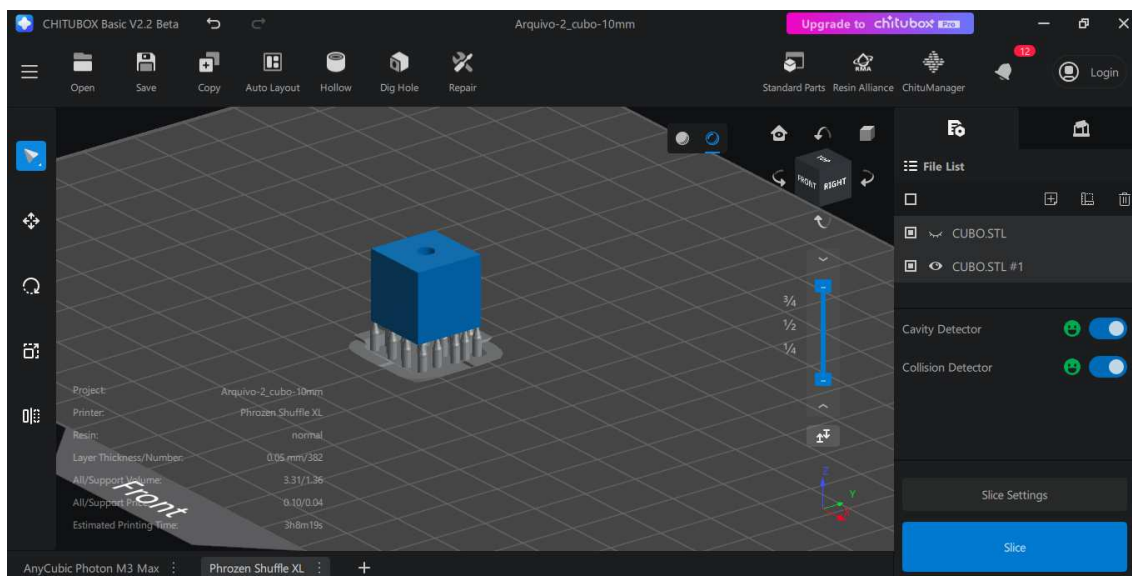


Figura 7. Modelo STL do cubo preparado no software CHITUBOX Basic. Visualização do modelo tridimensional posicionado no eixo Z, com a face perfurada orientada paralelamente à plataforma de impressão e geração automática de suportes pela aplicação. Esta configuração foi aplicada de forma idêntica a todas as amostras, assegurando a uniformização do processo.
Fonte: Elaboração própria.

Paralelamente, com o intuito de garantir que os parâmetros definidos estivessem adequados às características técnicas de cada equipamento, procedeu-se a uma calibração prévia independente de cada impressora. Para esse fim, foi utilizado um ficheiro STL de referência, obtido na plataforma impressao3dresina.com.br. Este modelo, concebido como calibrador técnico de distribuição livre, sem direitos intelectuais, permitiu o ajuste preciso de variáveis críticas como os tempos de exposição primária e regular da luz e a velocidade de elevação da plataforma de impressão, contribuindo para a obtenção de resultados fiáveis e reproduzíveis dos cubos impressos. A Figura 8 ilustra o modelo STL do calibrador, bem como a peça impressa nas suas vistas superior e inferior.



Figura 8. Calibrador técnico para ajuste de parâmetros de impressão. (1) Representação digital do ficheiro STL do calibrador, disponível em impressao3dresina.com.br; (2) vista superior da peça impressa após calibração inicial; (3) vista inferior da mesma peça, evidenciando os elementos de controlo geométrico.

Fontes: Imagem 1 — impressao3dresina.com.br; Imagens 2 e 3 — Elaboração própria.

Tal como descrito anteriormente, todos os modelos foram orientados com a face correspondente ao eixo vertical (eixo Z), identificada pela presença de um orifício, disposta paralelamente à plataforma de impressão, com os suportes aplicados diretamente sobre essa superfície. Esta configuração visou garantir uniformidade do eixo Z das amostras. O presente estudo foi desenvolvido integralmente nos Laboratórios do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM), situados no Monte da Caparica, Portugal, sob condições laboratoriais controladas e com acompanhamento técnico especializado. A Figura 9 ilustra uma das amostras impressas, evidenciando a uniformidade na orientação adoptada durante todo o processo experimental.



Figura 9. Cubo-padrão impresso com suportes gerados automaticamente. Modelo tridimensional com 10 mm de aresta, orientado com a face perfurada perpendicular à plataforma de impressão, permitindo a identificação directa do eixo Z. Os suportes foram aplicados sobre essa face, conforme configuração definida no software CHITUBOX_Basic.

Fonte: Elaboração própria.

Cada cubo foi identificado com uma numeração sequencial de 1 a 10, acompanhada da letra “d” para o grupo correspondente à impressora dentária (Figura 11a) ou da letra “I” para o grupo associado à impressora industrial (Figura 11b). Esta codificação permitiu uma distinção clara entre os grupos de amostras durante as fases subsequentes do estudo. Para garantir a uniformidade no processo de medição, a face contendo o orifício foi considerada como correspondente ao eixo vertical (eixo Z), enquanto as duas faces perpendiculares a esta foram atribuídas, de forma padronizada, aos eixos X e Y, respectivamente.



Figura 10a. Cubos do grupo da impressora dentária numerados de 1d a 10d. Vista em perspectiva das amostras numeradas sequencialmente com marcador branco, correspondentes ao grupo impresso na Zirkonzahn P4000. As faces Z (com orifício passante) e Y foram mantidas a mesma orientação em todas as peças, assegurando consistência espacial para as medições.

Fonte: Elaboração própria.



Figura 10b. Cubos do grupo da impressora industrial numerados de 1I a 10I. Vista em perspectiva das amostras numeradas sequencialmente com marcador branco, correspondentes ao grupo impresso na Anycubic Photon M3 Max. As faces Z (com orifício passante) e Y foram mantidas a mesma orientação em todas as peças, assegurando consistência espacial para as medições.

Fonte: Elaboração própria.

As medições foram efetuadas com recurso ao paquímetro digital Kynup CE/FCC, anteriormente descrito no item 3.1. Para cada cubo, realizaram-se três medições independentes por face, cujos valores foram registados numa tabela que será apresentada no capítulo seguinte (Capítulo 4 – Resultados), totalizando 540 leituras, distribuídas por três sessões distintas. As medições seguiram um padrão sistemático, tendo sido realizadas em três pontos específicos de cada face: Borda 1 (margem inferior), Meio (centro geométrico) e Borda 2 (margem superior), conforme ilustrado esquematicamente na Figura 11.

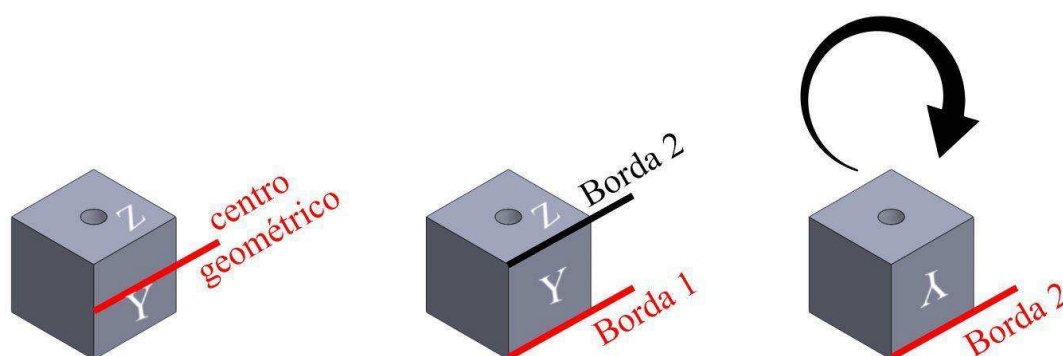


Figura 11. Esquema do protocolo de medição dimensional das amostras. Representação do posicionamento das faces e pontos de contacto do paquímetro digital nas medições realizadas sobre a face Y: Meio (centro geométrico), Borda 1 (inferior) e Borda 2 (superior). O cubo foi girado para a medição da Borda 2 para assegurar o contacto simétrico da extremidade activa do instrumento, mantendo o paquímetro sempre paralelo à superfície da mesa.
Fonte: Elaboração própria.

Com o objetivo de assegurar a máxima padronização e minimizar a influência de variações posicionais, todas as medições foram realizadas com o paquímetro e os cubos apoiados sobre uma superfície plana e estável. A leitura no ponto correspondente ao centro geométrico (Meio) foi efetuada mantendo as faces da amostra paralelas ao plano da mesa, com o paquímetro devidamente nivelado. Para a medição da Borda 1, a face de interesse permanecia voltada para cima, sendo a extremidade activa do paquímetro ligeiramente inclinada na direção da margem mais próxima da base, mantendo-se o corpo do instrumento paralelo à superfície de apoio.

Na leitura da Borda 2, o cubo era rodado 180 graus, de forma a apoiar sobre a mesa a face oposta à anteriormente medida, replicando-se o mesmo procedimento de inclinação controlada, de modo a garantir o contacto com a borda inferior. Esta técnica foi aplicada de forma sistemática a todas as amostras, assegurando uniformidade nas condições de contacto e consistência na recolha dos valores.

Entre cada medição, procedeu-se à limpeza das superfícies de contacto e à reposição do visor digital a zero, com o intuito de garantir a estabilidade das leituras e eliminar possíveis interferências associadas a resíduos ou desvios acumulativos. A Figura 12 apresenta uma imagem ilustrativa do procedimento de medição utilizando o paquímetro digital.



Figura 12. Procedimento de medição dimensional com o paquímetro digital Kynup CE/FCC. Vista superior do posicionamento do instrumento em contacto com a face Y do cubo, durante a leitura do ponto “Meio”. Tanto o cubo como o paquímetro foram mantidos apoiados sobre superfície plana para garantir estabilidade dimensional.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 2. Protocolo padronizado de medição dimensional dos cubos

Ponto de medição	Posição do cubo	Posição do paquímetro	Descrição do procedimento
Borda 1	Face de medição voltada para baixo, cubo apoiado na mesa	Ponta ativa inclinada para a borda mais próxima da base	Leitura na extremidade inferior da face, com o instrumento mantido paralelo à mesa
Meio	Face de medição voltada para cima, cubo apoiado na mesa	Ponta ativa perpendicular ao centro da face	Leitura ao centro geométrico da face, com o paquímetro nivelado sobre a superfície
Borda 2	Cubo girado, com a face oposta agora apoiada na mesa	Ponta ativa inclinada para a nova borda inferior	Leitura na extremidade oposta, repetindo a inclinação simétrica aplicada em Borda 1

Fonte: Elaboração própria

3. RESULTADOS

Nesta secção procede-se à descrição do delineamento da amostra e do protocolo de medição adotado, indicando-se o número total de amostras avaliadas, bem como a forma como as medições foram distribuídas segundo os três eixos espaciais (X, Y e Z) e as posições previamente definidas (Borda 1, Meio e Borda 2). Explicita-se ainda a fundamentação metodológica para a realização de três sessões consecutivas de medição (designadas M1, M2 e M3), com o objetivo de avaliar a consistência e a repetibilidade dos resultados obtidos em condições controladas.

3.1 – Estrutura das medições

A amostragem integrou um total de 20 cubos sólidos em resina fotopolimerizável, dos quais 10 foram produzidos com recurso à impressora Zirkonzahn P4000, representativa da categoria dentária, enquanto os 10 restantes foram impressos pela Anycubic Photon M3 Max, enquadrada na categoria industrial nesse estudo. Cada amostra foi avaliada nas três dimensões espaciais, correspondentes aos eixos X, Y e Z, tendo-se realizado medições em três zonas distintas de cada face, designadamente, Borda 1, Meio e Borda 2, conforme representado no capítulo 3. Este procedimento foi replicado em três sessões de medição independentes (M1, M2 e M3), com o intuito de aferir a repetibilidade dos dados e a estabilidade dimensional das estruturas impressas. A Tabela 3 apresenta de forma sintética a distribuição do número total de medições por impressora, incluindo todas as variações decorrentes da face analisada, da posição de medição e da repetição experimental.

Tabela 3. Organização das medições por impressora, eixo e posição

Grupo	N.º de cubos	Faces por cubo	Medições por face	Total de medições por cubo	Total de medições M1 + M2 + M3
Zirkonzahn P4000	10	3 (X, Y, Z)	3 (Borda 1, Meio, Borda 2)	9	270
Anycubic Photon M3 Max	10	3 (X, Y, Z)	3 (Borda 1, Meio, Borda 2)	9	270
Total geral	20				540

M1–M3 = sessões independentes de medição; n = 270 medições por impressora e por sessão.

Fonte: Elaboração própria.

As medições obtidas nas três sessões experimentais (M1, M2 e M3) foram previamente submetidas a uma análise de consistência interna, com o intuito de verificar a ausência de valores atípicos e, assim, assegurar a fiabilidade do conjunto amostral. A condução de sessões independentes permitiu aferir a repetibilidade das medições e a estabilidade dimensional das peças ao longo do tempo, sob condições experimentais constantes. Esta abordagem metodológica visou avaliar a robustez do processo de impressão tridimensional, cujos resultados serão aprofundadamente analisados nas secções seguintes. Todas as medições foram realizadas com recurso a um paquímetro digital, com resolução de 0,01 mm e margem de incerteza de $\pm 0,02$ mm. A respectiva análise estatística descritiva encontra-se sistematizada na secção 4.2.

3.2 Estatística Descritiva

Esta secção apresenta a análise estatística descritiva das 540 medições efectuadas nas sessões M1, M2 e M3, com o objectivo de avaliar a precisão dimensional dos cubos produzidos pelas impressoras Zirkonzahn P4000 e Anycubic Photon M3 Max. As medições foram realizadas em três posições distintas por face — Borda 1, Meio e Borda 2 (Figura 11) contemplando os eixos espaciais X, Y e Z, recorrendo ao instrumento de medição descrito na secção de Materiais e Métodos.

Os dados estão organizados nas Tabelas 4, 5 e 6, correspondentes, respetivamente, às sessões M1, M2 e M3. A face Z foi designada como superfície de referência, dado que possui uma perfuração central que facilita a identificação e o alinhamento metrológico durante o processo de medição. A Tabela 4 sintetiza os valores médios e os desvios padrão obtidos por grupo experimental e por eixo de medição, servindo de base para as análises comparativas detalhadas que serão desenvolvidas nas secções subsequentes.

Tabela 4. Medições dimensionais (mm) dos cubos-padrão de 10 mm provenientes da impressora dentária (d) e da impressora industrial (I) - (M1)

ORIGEM CUBO	NÚMERO DO CUBO	Z (face com orifício de referência) mm			Y mm			X mm		
		Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2
Imp. dentária	1	10,02	10,03	9,98	10,02	10,02	10,01	10,02	10,02	10,03
Imp. dentária	2	9,98	10,02	9,98	10,01	10,03	10,02	10,01	10,01	10,03
Imp. dentária	3	10,05	10,04	10,03	10,03	10,04	10,04	10,04	10,04	10,02
Imp. dentária	4	10,01	10,07	10,00	10,02	10,04	10,03	10,03	10,03	10,03
Imp. dentária	5	10,04	10,06	9,99	10,05	10,05	10,04	10,06	10,05	10,04
Imp. dentária	6	10,02	10,08	10,03	10,01	10,03	10,02	10,00	10,02	9,99
Imp. dentária	7	10,02	10,08	10,00	10,04	10,05	10,02	10,02	10,04	10,04
Imp. dentária	8	9,98	10,03	9,99	10,04	10,05	10,03	10,03	10,04	10,02
Imp. dentária	9	9,96	10,03	9,98	10,03	10,02	10,02	10,02	10,03	10,02
Imp. dentária	10	10,01	10,04	9,99	10,00	10,01	10,00	10,01	10,02	10,02
Imp.Industrial	1	10,05	10,10	9,98	10,00	10,03	9,98	9,99	9,99	9,98
Imp.Industrial	2	9,97	10,01	9,98	10,00	10,02	9,99	10,02	10,03	9,98
Imp.Industrial	3	9,99	10,06	10,03	9,97	9,99	10,00	9,99	9,98	9,99
Imp.Industrial	4	9,95	9,99	9,94	9,97	10,00	10,04	10,03	10,04	10,00
Imp.Industrial	5	10,00	10,02	9,99	10,00	10,00	9,98	9,98	9,98	10,00
Imp.Industrial	6	9,98	9,99	9,97	9,97	9,98	9,98	9,97	10,00	9,99
Imp.Industrial	7	10,02	10,06	10,03	9,97	9,98	9,98	9,99	10,00	10,01
Imp.Industrial	8	10,04	10,10	10,06	10,01	10,06	10,01	9,99	9,99	9,99
Imp.Industrial	9	10,06	10,06	10,05	10,05	10,04	10,04	9,98	10,00	9,98
Imp.Industrial	10	10,07	10,10	10,08	9,97	10,01	10,00	9,99	10,00	9,98

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 5. Medições dimensionais (mm) dos cubos-padrão de 10 mm provenientes da impressora dentária (d) e da impressora industrial (I) - (M2)

ORIGEM CUBO	NÚMERO DO CUBO	Z (face com orifício de referência) mm			Y mm			X mm		
		Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2
Imp. dentária	1	10,03	10,03	9,98	10,01	10,02	10,01	9,99	10,03	10,01
Imp. dentária	2	9,93	10,01	9,97	10,03	10,02	10,02	10,01	10,02	10,02
Imp. dentária	3	10,00	10,03	10,02	10,01	10,03	10,02	10,03	10,04	10,03
Imp. dentária	4	10,03	10,06	10,04	10,01	10,03	10,02	10,02	10,02	10,00
Imp. dentária	5	10,01	10,03	9,98	10,05	10,03	10,02	10,01	10,04	10,05
Imp. dentária	6	10,01	10,08	10,04	10,00	10,01	10,00	10,00	10,00	9,98
Imp. dentária	7	10,00	10,05	10,01	10,05	10,04	10,02	10,02	10,03	10,04
Imp. dentária	8	9,94	10,02	9,99	10,03	10,05	10,02	10,01	10,04	10,01
Imp. dentária	9	9,99	10,00	9,97	10,03	10,03	10,02	10,03	10,03	10,02
Imp. dentária	10	9,96	10,03	9,97	9,98	9,99	9,98	10,00	10,00	10,01
Imp.Industrial	1	10,00	10,10	10,02	9,99	10,01	9,98	9,96	9,99	9,98
Imp.Industrial	2	9,96	10,01	9,96	10,05	9,98	10,00	9,97	10,00	10,07
Imp.Industrial	3	10,02	10,04	10,04	10,00	10,00	10,00	9,97	9,98	9,99
Imp.Industrial	4	9,94	9,98	9,94	9,98	10,01	10,03	10,03	10,04	9,97
Imp.Industrial	5	10,00	10,03	9,97	10,04	9,99	9,98	10,00	9,97	9,97
Imp.Industrial	6	10,04	10,09	10,04	9,96	9,98	9,98	9,98	9,98	9,99
Imp.Industrial	7	10,01	10,04	10,00	9,96	9,97	9,98	9,98	9,97	9,99
Imp.Industrial	8	10,04	10,08	10,00	9,96	9,98	10,00	9,97	9,97	9,98
Imp.Industrial	9	10,07	10,07	10,05	9,99	10,05	10,02	9,97	9,97	9,98
Imp.Industrial	10	10,05	10,09	10,07	9,96	9,99	10,00	9,97	9,98	9,97

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6. Medições dimensionais (mm) dos cubos-padrão de 10 mm provenientes da impressora dentária (d) e da impressora industrial (I) - (M3)

ORIGEM CUBO	NÚMERO DO CUBO	Z (face com orifício de referência) mm			Y mm			X mm		
		Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2	Borda 1	MEIO	Borda 2
Imp. dentária	1	10,00	10,01	9,96	9,99	10,02	9,99	9,99	10,02	9,99
Imp. dentária	2	9,96	9,99	9,96	10,01	10,01	10,00	10,00	10,00	10,01
Imp. dentária	3	10,01	10,02	10,02	10,00	10,02	10,00	10,01	10,03	10,02
Imp. dentária	4	10,02	10,06	10,03	9,99	10,03	10,02	9,99	10,01	9,99
Imp. dentária	5	9,99	10,02	9,96	10,00	10,02	10,01	10,03	10,03	10,00
Imp. dentária	6	10,00	10,07	10,04	10,00	10,01	10,00	9,98	9,99	9,98
Imp. dentária	7	9,98	10,05	9,99	10,02	10,03	10,03	10,03	10,03	10,00
Imp. dentária	8	9,96	10,01	9,99	10,01	10,04	10,02	10,01	10,02	10,02
Imp. dentária	9	9,95	10,03	9,98	10,03	10,02	10,01	10,01	10,02	10,01
Imp. dentária	10	10,00	10,00	9,96	9,98	9,98	9,98	10,02	10,01	9,99
Imp.Industrial	1	10,03	10,10	10,00	9,99	10,01	9,98	9,96	9,99	9,98
Imp.Industrial	2	9,96	10,02	9,97	9,98	9,98	10,06	9,97	10,01	10,07
Imp.Industrial	3	10,03	10,06	10,03	9,99	9,98	9,97	9,97	9,98	9,97
Imp.Industrial	4	9,92	9,98	9,91	10,01	10,01	9,98	10,04	10,04	9,98
Imp.Industrial	5	10,01	10,02	9,99	9,98	10,00	10,03	9,98	9,97	9,98
Imp.Industrial	6	10,06	10,09	10,01	9,97	9,99	9,98	10,00	9,99	9,98
Imp.Industrial	7	10,03	10,05	10,01	9,95	9,97	9,98	9,98	9,98	9,97
Imp.Industrial	8	10,06	10,08	10,04	9,99	9,97	9,97	9,98	9,98	9,97
Imp.Industrial	9	10,03	10,08	10,05	10,02	10,01	9,99	9,97	9,98	9,97
Imp.Industrial	10	10,05	10,08	10,02	9,99	9,98	9,99	9,99	9,98	9,99

Fonte: Elaboração própria.

As variações registadas entre os diferentes eixos, sessões e posições são apresentadas a seguir com base nos dados estatísticos recolhidos, não se procedendo, nesta etapa, à interpretação das possíveis causas subjacentes, a qual será devidamente aprofundada no capítulo dedicado à Discussão.

Observa-se que os valores de desvio padrão associados às medições realizadas com a impressora dentária se revelaram, de forma sistemática, inferiores aos obtidos com a impressora industrial. As comparações estatísticas relativas às sessões experimentais, aos eixos de medição e às diferentes posições analisadas encontram-se organizadas nas Tabelas 7, 8 e 9, respetivamente.

Tabela 7. Comparações entre as sessões de medição (M1, M2, M3)

Comparação	Diferença Média (mm)	Valor-p	Significância
M1 vs M2	0,0043	< 0,001	Significativa
M1 vs M3	0,0076	< 0,001	Significativa
M2 vs M3	0,0033	< 0,001	Significativa

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer

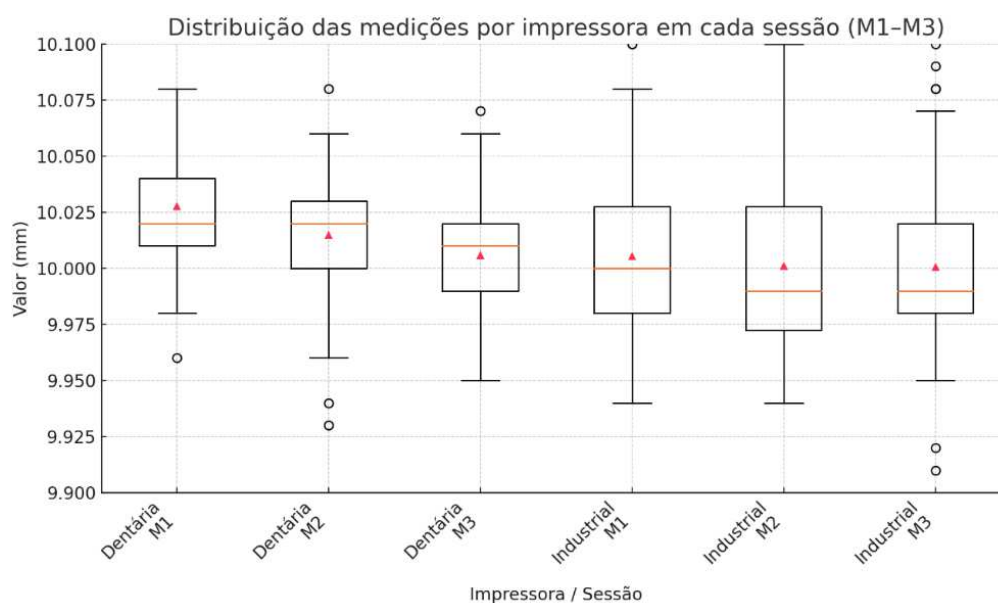


Gráfico 1. Distribuição dos valores dimensionais obtidos nas sessões de medição M1 a M3, por tipo de impressora. Caixas = intervalo interquartil (Q1–Q3); linha laranja = mediana; triângulo vermelho = média; linhas verticais (whiskers) = valores mínimo e máximo; círculos = outliers.

n = 90 medições por sessão e por impressora (10 cubos × 3 posições × 3 eixos).

Fonte: Elaboração própria com IBM SPSS Statistics Viewer.

Com o objetivo de avaliar a consistência das medições realizadas sobre as mesmas amostras ao longo das três sessões independentes (M1, M2 e M3), foi realizada uma análise estatística comparativa, cujos resultados se encontram apresentados na Tabela 7. As diferenças entre sessões revelaram-se estatisticamente significativas ($p < 0,001$), indicando uma variação sistemática entre os valores registados, apesar da repetição sobre as mesmas peças.

O gráfico 1 ilustra graficamente essa distribuição por meio de boxplots, permitindo uma visualização intuitiva das tendências observadas. Verifica-se que a sessão M1 apresenta, em média, valores mais elevados, o que está de acordo com os resultados numéricos da Tabela 7. As caixas das sessões M2 e M3 revelam uma ligeira redução nos valores e aumento da dispersão, especialmente na M3, sugerindo maior variabilidade na medição. A presença de alguns outliers indica valores pontualmente afastados da mediana, mas todos dentro de limites clinicamente aceitáveis. Estas variações serão analisadas com maior profundidade no capítulo seguinte.

Tabela 8. Comparações estatísticas entre os eixos de medição (X, Y, Z)

Comparação de Eixos	Diferença Média (mm)	Valor-p	Significância
X vs Z	0,0181	< 0,001	Significativa
X vs Y	0,0042	0,242	Não significativa
Z vs Y	0,0139	0,151	Não significativa

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer

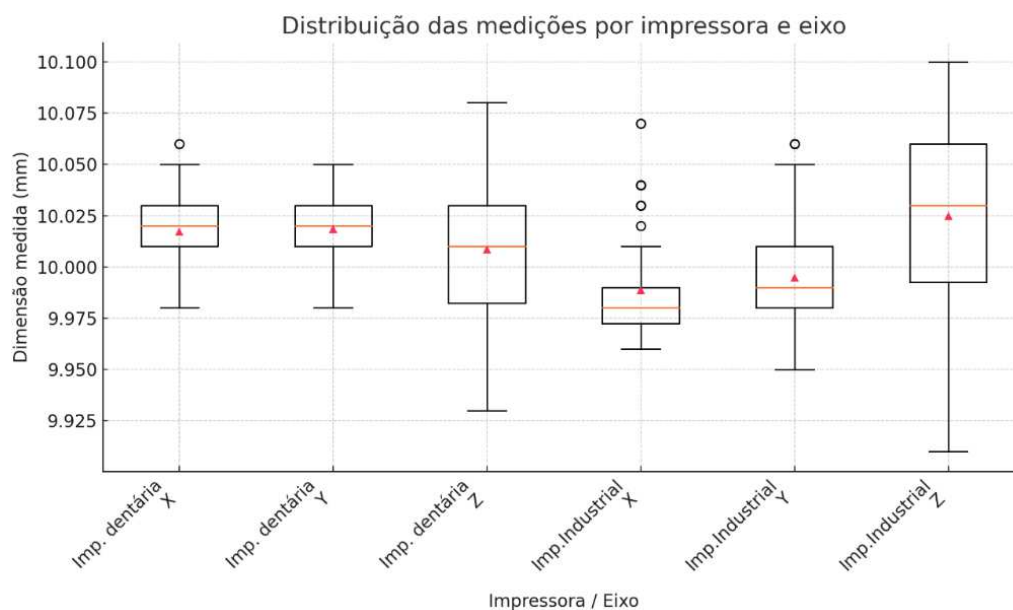


Gráfico 2. Distribuição das medições dimensionais (mm) por impressora e eixo (X, Y, Z)

Legenda. Caixas = intervalo interquartil (Q1–Q3); linha laranja = mediana; triângulo vermelho = média; whiskers = valores: mínimo–máximo; círculos = outliers. $n = 90$ medições por eixo e por impressora (10 cubos $\times$ 3 posições $\times$ 3 sessões).

Fonte: Elaboração própria com IBM SPSS Statistics Viewer

Para aferir se a orientação espacial das medições influenciou os resultados dimensionais, foram comparados os valores obtidos nos eixos X, Y e Z em ambas as impressoras. A Tabela 8 apresenta os resultados das comparações estatísticas, revelando diferença significativa apenas entre os eixos X e Z ($p = 0,012$), enquanto as restantes combinações não evidenciaram diferenças estatisticamente relevantes.

Esta tendência é visualmente confirmada pelo Gráfico 2, na qual se observa que os valores registados no eixo Z são, em média, superiores aos dos eixos X e Y, especialmente na impressora industrial. As caixas referentes ao eixo Z mostram também maior dispersão, com vários outliers na impressora industrial, o que sugere maior variabilidade ao longo deste eixo. Por contraste, os eixos X e Y apresentam distribuições mais compactas e centradas. Estes achados corroboram a análise estatística e serão explorados com maior detalhe no capítulo seguinte.

Tabela 9. Comparações estatísticas entre as posições de medição (Borda 1, Meio, Borda 2)

Comparação de Posição	Diferença Média (mm)	Valor-p	Significância
Meio vs Borda 1	0,0145	< 0,001	Significativa
Meio vs Borda 2	0,0129	< 0,001	Significativa
Borda 1 vs Borda 2	0,0016	0,742	Não significativa

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer.

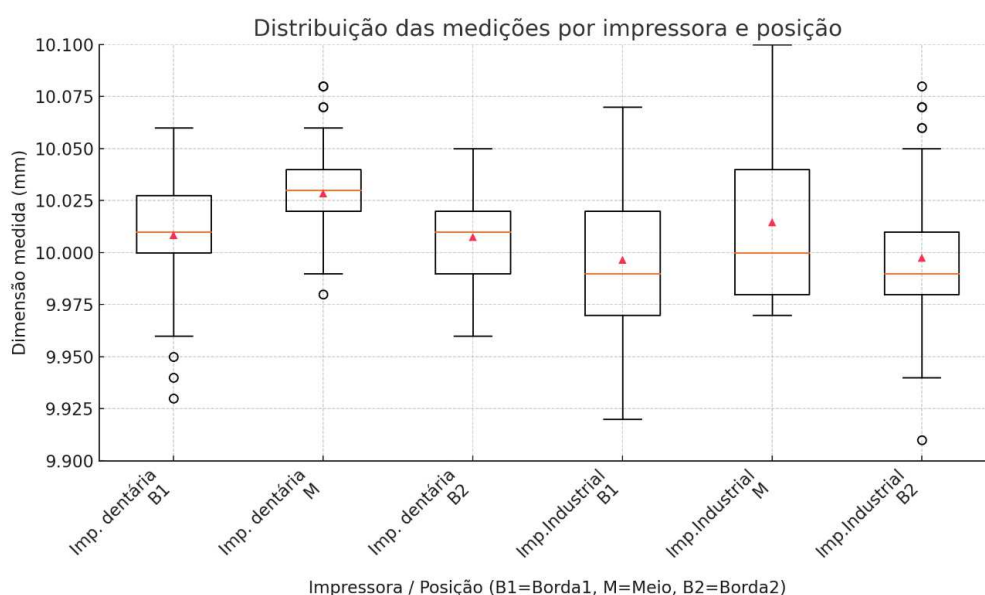


Gráfico 3. Distribuição das medições dimensionais (mm) por impressora e posição (B1, M, B2)
 Legenda. Caixas = intervalo interquartil (Q1–Q3); linha laranja = mediana; triângulo vermelho = média; whiskers = valores: mínimo–máximo; círculos = outliers. B1 = borda 1; M = meio; B2 = borda 2. n = 540 medições por impressora.

Fonte: Elaboração própria com IBM SPSS Statistics Viewer

Com o propósito de investigar a influência da posição de medição sobre cada face do cubo-padrão, procedeu-se à análise comparativa entre três regiões distintas: Borda 1 (B1), Meio (M) e Borda 2 (B2). Os resultados estão sintetizados na Tabela 9 e revelam que as medições efectuadas na posição central foram significativamente superiores às obtidas nas extremidades ($p < 0,001$). Por outro lado, não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre as duas bordas laterais.

O Gráfico 3 permite visualizar graficamente esta tendência, evidenciando que a posição central apresenta valores médios mais elevados em ambas as impressoras, com maior dispersão dos dados na impressora industrial. As caixas correspondentes às

posições B1 e B2 mostram distribuições mais próximas e compactas, em linha com os resultados estatísticos. A presença de outliers reforça a existência de alguma variabilidade pontual, mas não altera o padrão geral. Esta discrepância entre regiões será aprofundada no capítulo seguinte, tendo em conta os factores físicos associados à dinâmica de impressão.

Tabela 10. Estatística descritiva das medições por grupo e eixo

Grupo	Eixo	Média (mm)	Erro padrão (mm)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Amplitude (mm)
Zirkonzahn P4000	X	10,0167	0,0150	9,98	10,03	0,05
	Y	10,0122	0,0179	9,98	10,03	0,05
	Z	9,9967	0,0187	9,96	10,02	0,06
Anycubic Photon M3 Max	X	10,0111	0,0414	9,98	10,10	0,12
	Y	10,0033	0,0403	9,96	10,10	0,14
	Z	10,0044	0,0410	9,96	10,10	0,14

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer.

A Tabela 10 evidencia que, para ambos os equipamentos, as médias obtidas se mantêm próximas da dimensão nominal de 10 mm, demonstrando um bom centramento dimensional. As amplitudes verificadas em todos os eixos foram inferiores a 0,15 mm, o que revela uma variação relativamente reduzida nas medições, independentemente do grupo analisado.

3.3 Análise Inferencial

Os testes de análise inferencial confirmaram as diferenças previamente observadas nas análises descritivas. O modelo linear geral com medidas repetidas revelou variações estatisticamente significativas entre as sessões de medição (M1, M2, M3), entre os eixos (X, Y, Z) e entre as posições (Borda 1, Meio, Borda 2). Estes resultados reforçam a evidência de que o desempenho dimensional está associado a factores sistemáticos relacionados com a geometria da impressão e a posição na plataforma.

O Gráfico 4 apresenta as médias marginais estimadas para os eixos X, Y e Z, com distinção entre os dois modelos de impressora. Nos eixos X e Y, a impressora industrial evidencia uma tendência de maior fidelidade dimensional, com valores médios mais próximos da dimensão nominal de 10 mm do que os registados na impressora dentária. Contudo, no eixo Z verifica-se uma inversão significativa desse padrão: a média da impressora industrial aumenta e afasta-se do valor nominal, enquanto a da impressora dentária se mantém mais próxima dos 10 mm. Esta mudança de comportamento no eixo vertical sugere uma maior susceptibilidade da impressora industrial a variações ao longo do eixo de elevação, aspecto que será aprofundado no capítulo seguinte.

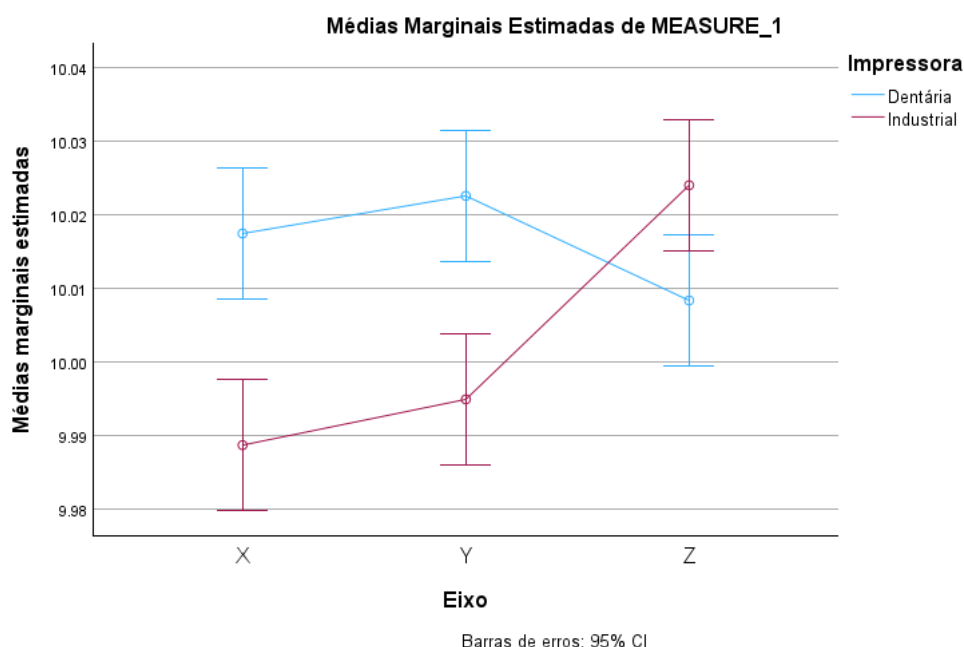


Gráfico 4. Médias marginais estimadas por eixo (X, Y, Z), com intervalo de confiança de 95%, para as impressoras dentária e industrial.

Fonte: Elaboração própria com IBM SPSS Statistics Viewer

O Gráfico 5 representa as médias marginais estimadas para cada posição de medição (Borda 1, Borda 2 e Meio), separadas por tipo de impressora. Observa-se que, para ambas as impressoras, a posição central (Meio) apresenta valores médios mais elevados do que as bordas laterais, com uma diferença particularmente acentuada na impressora industrial. Este padrão está de acordo com os resultados estatísticos, que indicaram diferenças significativas entre a posição central e as extremidades, mas não entre as duas bordas. A elevação sistemática dos valores na região central poderá refletir fenómenos como distribuição irregular da luz ou deformações localizadas durante o processo de impressão, aspetos que serão aprofundados na discussão.

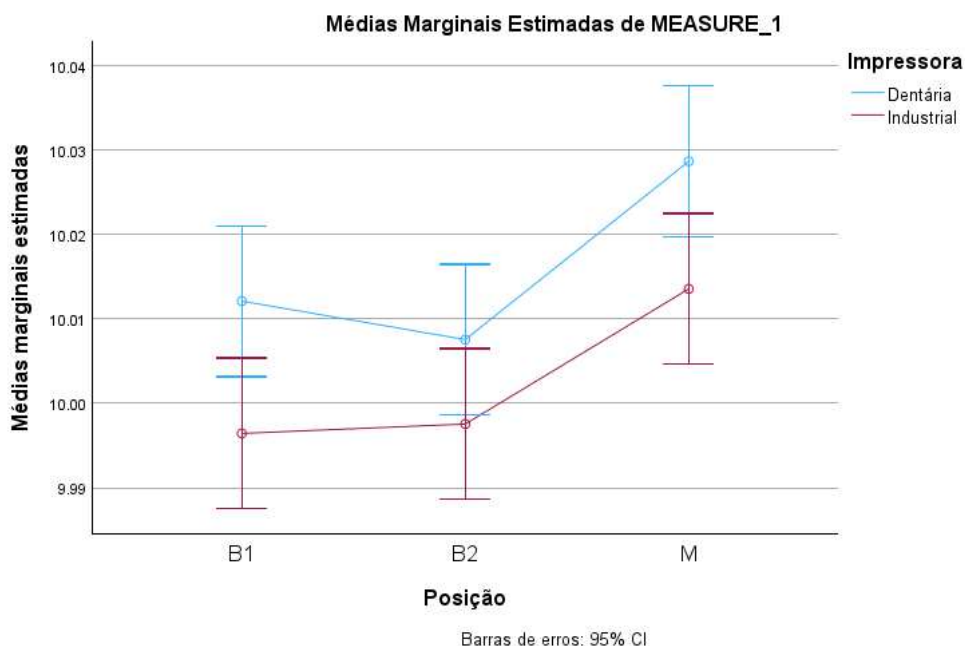


Gráfico 5. Médias marginais estimadas por posição (Borda 1, Borda 2, Meio), com intervalo de confiança de 95%, para as impressoras dentária e industrial.
Fonte: Elaboração própria com IBM SPSS Statistics Viewer

As Tabelas 11, 12 e 13 apresentam os resultados estatísticos gerados pelo modelo linear geral com medidas repetidas (GLM), aplicados aos três fatores avaliados: sessões de medição, eixos espaciais e posições na peça. Estas tabelas têm como função comprovar a significância estatística das variações previamente identificadas na análise descritiva, fornecendo os valores de p e os parâmetros do teste aplicável. Embora os valores brutos e os padrões visuais já tenham sido explorados nas secções anteriores, esta análise inferencial assegura o rigor estatístico das diferenças observadas e valida a sua interpretação no contexto experimental.

Tabela 11. Diferenças estatísticas entre M1, M2 e M3

Comparação	Estatística F	Valor de p	Interpretação
M1 vs M2	17.121	<0.001	Diferença significativa
M2 vs M3	17.121	<0.001	Diferença significativa
M1 vs M3	17.121	<0.001	Diferença significativa

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer.

Tabela 12. Comparação estatística entre eixos X, Y e Z

Comparação	Valor de p	Diferença	Interpretação
X vs Y	n.s.	Sem diferença	Valores comparáveis
X vs Z	<0.05	Significativa	X diferente de Z
Y vs Z	n.s.	Sem diferença	Valores comparáveis

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer.

Tabela 13. Comparação estatística entre posições na plataforma da impressora

Comparação	Valor de p	Diferença	Interpretação
Meio vs Borda 1	<0.05	Significativa	Meio diferente de B1
Meio vs Borda 2	<0.05	Significativa	Meio diferente de B2
Borda 1 vs Borda 2	n.s.	Sem diferença	B1 = B2

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer.

4. DISCUSSÃO

Os dados obtidos neste estudo revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois sistemas de fabrico aditivo analisados, evidenciando a superioridade metrológica da impressora de grau médico Zirkonzahn P4000 face ao modelo de uso generalista Anycubic Photon M3 Max, aqui considerada representativa da categoria industrial. Com efeito, a impressora dentária demonstrou um desempenho mais consistente na produção dos corpos-de-prova, com um desvio absoluto médio de apenas 0,016 mm, valor sensivelmente inferior ao verificado no equipamento industrial, cujo desvio médio atingiu os 0,044 mm.

Estes resultados sustentam a confirmação da hipótese alternativa (H_1), formulada no início da investigação, que confirma a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas avaliados. A hipótese nula (H_0), que assumia a inexistência de tais diferenças, foi assim rejeitada com base nos testes estatísticos aplicados, os quais revelaram discrepâncias relevantes nos valores de *trueness* e *precision*, validando a premissa de que o desempenho dimensional das impressoras difere de forma significativa.

Apesar destas discrepâncias, importa sublinhar que ambos os dispositivos mantiveram os valores de erro dimensional dentro do limite de tolerância clínica universalmente aceite para aplicações em medicina dentária, fixado em até 120 μ m por alguns estudos recentes (Arnold et al., 2024; Braian et al., 2016; Grzebieluch et al., 2023). Este achado confirma que, embora as impressoras generalistas possam cumprir os requisitos mínimos para uso clínico, os sistemas especificamente calibrados para o sector dentário demonstram um nível de precisão substancialmente superior, sobretudo quando operados sob condições técnicas rigorosamente uniformizadas.

Os resultados obtidos alinham-se com investigações prévias que demonstram a influência crítica de múltiplos factores na exactidão dimensional, incluindo a tecnologia de impressão empregue, a calibração do sistema, os parâmetros operacionais seleccionados, entre outros aspectos relevantes (Anadioti et al., 2022; Arnold et al., 2024; Morón-Conejo et al., 2022; Yoo et al., 2021). De forma particular, os dados recolhidos neste estudo corroboram evidências segundo as quais impressoras baseadas em tecnologia LCD de alta precisão, como a P4000, tendem a apresentar maior estabilidade nas medições inteiros, com coeficientes de variação reduzidos, em comparação com dispositivos generalistas, ainda que também baseados em LCD.

Adicionalmente, ao incluir na análise indicadores estatísticos de dispersão relativa, como o coeficiente de variação, e ao integrar critérios normativos estabelecidos pela Organização Internacional de Normalização (ISO), esta investigação ultrapassa a simples comparação de valores absolutos, permitindo uma interpretação contextualizada dos dados sob a óptica da aplicabilidade clínica real. Tal abordagem contribui não apenas para a robustez da presente análise, mas também para o fortalecimento da literatura científica sobre a exactidão dimensional em impressão 3D de uso dentário (Arnold et al., 2024; Etemad-Shahidi et al., 2020; Grzebieluch et al., 2023; Yoo et al., 2021).

4.1 Comparação entre Sessões de Medição (M1, M2, M3)

As medições repetidas conduzidas nas três sessões designadas como M1, M2 e M3 visaram avaliar a reprodutibilidade dos resultados dimensionais das peças impressas, assegurando a fiabilidade estatística do estudo mediante replicação do processo de aferição. Cada sessão correspondeu a medições independentes efectuadas sobre as mesmas amostras físicas, recorrendo ao mesmo instrumento – um paquímetro digital com resolução de 0,01 mm – sob condições ambientais controladas e constantes, conforme descrito na secção referente aos materiais e métodos. Por conseguinte, eventuais variações entre sessões não podem ser atribuídas ao desempenho das impressoras, sendo mais plausivelmente decorrentes de factores operacionais, tais como o posicionamento das peças ou pequenas oscilações na leitura por parte do operador.

Apesar de algumas interações no modelo linear geral terem revelado diferenças estatisticamente significativas entre as sessões de medição, os valores absolutos de variação entre M1, M2 e M3 mantiveram-se reduzidos e compatíveis com os limites normalmente esperados em medições manuais com paquímetro. No caso da impressora dentária, por exemplo, a média oscilou de 10,0167 mm na primeira medição para 9,9967 mm na terceira, com desvios-padrão situados entre 0,0050 e 0,0062 mm. Estas flutuações situam-se dentro da margem de erro geralmente atribuída à repetibilidade do operador e à tolerância do instrumento de medição utilizado (Arnold et al., 2024; Nestler et al., 2021; Wen et al., 2024)

De forma análoga, os valores obtidos com a impressora de uso industrial revelaram ligeiras oscilações entre sessões, passando de 10,0111 mm em M1 para 10,0044 mm em M3. Não obstante, o desvio-padrão manteve-se sistematicamente mais

elevado, com valores em torno de 0,041 mm, o que sugere maior variabilidade na leitura, sem que tal implique, necessariamente, um desempenho inferior por parte do equipamento. Neste contexto, é pertinente interpretar essas diferenças como reflexo da incerteza metrológica típica de medições manuais, em conformidade com os princípios da norma ISO 5725-1:1994, a qual distingue entre a repetibilidade do sistema de medição e a precisão do processo de fabrico.

Assim, a análise dos dados deve considerar que as três medições consecutivas por peça tiveram como objetivo reforçar a robustez estatística dos resultados, e não detetar variações no processo de impressão. As pequenas oscilações observadas podem ser atribuídas a fatores humanos, como o alinhamento da peça ou a força aplicada durante a medição, bem como às limitações inerentes à resolução do instrumento, sem que tal denote qualquer instabilidade no processo de fabrico aditivo.

4.2 Interpretação por Eixo de Medição

A análise desagregada por eixo revelou padrões diferenciados de variação dimensional associados às direções X, Y e Z. No plano horizontal (X e Y), os valores médios registados em ambos os dispositivos mantiveram-se de forma consistente dentro dos limites clínicos estabelecidos, sem ultrapassar os 35 µm de desvio absoluto. Este achado está em concordância com os resultados descritos por Celik et al. (2023), que observaram desvios inferiores a 35 µm em impressões realizadas com sistemas baseados em LCD e resinas fotopolimerizáveis com reduzida contração volumétrica. A elevada precisão observada nos eixos X e Y poderá, em parte, ser atribuída à reduzida dimensão do *pixel pitch*, que define a resolução nativa dos painéis LCD, viabilizando uma reprodução mais precisa das dimensões horizontais delineadas na fase de modelação digital (Lo Giudice et al., 2022; Sim et al., 2024; Tsolakis et al., 2022b)

Em contraste, o eixo vertical (Z) demonstrou maior suscetibilidade a variações dimensionais, especialmente nas peças obtidas através da impressora industrial Anycubic M3 Max. Embora ambas as impressoras recorram à tecnologia LCD e tenham utilizado a mesma resina, os dados estatísticos revelaram discrepâncias significativas na distribuição dos valores. A Zirkonzahn P4000® apresentou um desvio-padrão inferior (0,00624 mm na terceira medição) e uma amplitude de variação de 0,06 mm (60 µm), ao passo que a Anycubic M3 Max, após exclusão de um valor extremo (outlier de 10,10 mm), manteve uma amplitude de 0,10 mm (100 µm), ainda assim superior à do sistema

dentário. Esta diferença está em consonância com os princípios estabelecidos pela norma ISO 5725-1 (1994), segundo os quais a precisão corresponde à proximidade entre resultados obtidos em medições repetidas, independentemente da veracidade (*trueness*) que na literatura dentária é de 120 μm (Alhamoudi, 2024). Os principais parâmetros estatísticos encontram-se apresentados na Tabela 14.

Um dos fatores teóricos que pode justificar esta discrepância prende-se com o comportamento reológico da resina, ou seja, com a forma como o material responde às forças mecânicas desenvolvidas durante o destacamento da camada fotopolimerizada. Embora ambos os equipamentos disponham de cubas metálicas com estrutura rígida, a Anycubic M3 Max® apresenta uma película de fluorinated ethylene propylene (FEP) de área significativamente superior, uma vez que a sua superfície de trabalho é aproximadamente o dobro da observada na impressora dentária. Durante o movimento ascendente da plataforma de impressão, esta configuração promove maior resistência ao destacamento, mantendo a adesão da resina no centro da película até à ocorrência de uma deformação progressiva, susceptível de comprometer a precisão dimensional no eixo Z (Mostafavi et al., 2020).

Adicionalmente, importa considerar que a orientação adotada para a impressão dos corpos-de-prova posicionou o eixo Z paralelo à plataforma de impressão, sendo esta a face sobre a qual foram fixados os suportes gerados automaticamente pelo software de fatiamento (Figura 9). A remoção manual destes suportes, mesmo quando realizada com precaução, possivelmente deixou vestígios residuais e irregularidades na superfície inferior dos modelos, os quais poderão ter contribuído para distorções locais ou desvios na medição ao longo do eixo Z, comprometendo a fidelidade dimensional nessa direção.

Em síntese, ao considerar o conjunto dos dados e excluindo os valores extremos, conclui-se que a Zirkonzahn P4000® revelou um desempenho superior no eixo vertical (Z), com maior consistência entre as medições e menor dispersão estatística. A eficácia do controlo no movimento de elevação da plataforma, aliada a uma área de projeção reduzida e à menor flexibilidade da película de FEP, constituem fatores determinantes para a fiabilidade metrológica mais elevada demonstrada por este equipamento (Piedra-Cascón et al., 2024)

Embora ambos os equipamentos disponham de cubas metálicas com estrutura rígida, a Anycubic M3 Max® apresenta uma película de *fluorinated ethylene propylene* (FEP) de área significativamente superior porque a superfície de trabalho é o dobro em relação à dentária. Durante o movimento ascendente da plataforma de impressão, esta

configuração promove maior resistência ao destacamento, mantendo a adesão da resina no centro da película até à ocorrência de uma deformação progressiva, suscetível de comprometer a precisão dimensional no eixo Z (Kalilayeva et al., 2024; Unkovskiy et al., 2018)

Em síntese, ao considerar o conjunto dos dados e excluindo os valores extremos, conclui-se que a Zirkonzahn P4000® revelou um desempenho superior no eixo vertical (Z), com maior consistência entre as medições e menor dispersão estatística. A eficácia do controlo no movimento de elevação da plataforma, aliada a uma área de projeção reduzida e à menor flexibilidade da película de FEP, constituem fatores determinantes para a fiabilidade metrológica mais elevada demonstrada por este equipamento.

Tabela 14. Estatísticas do Eixo Z (Impressora Industrial e Dentária)

Estatística	Z (Industrial) mm	Z (dentária) mm
Mínimo	9.96	9.96
1º Quartil (Q1)	9.97	9.98
Mediana	9.99	9.99
3º Quartil (Q3)	10.01	10.0
Máximo	10.07	10.02
Amplitude	0.11	0.06
Desvio-padrão	0.032	0.01871
Outliers > 0,10 mm	2.0	0.0

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer

4.3 Variação Dimensional (Centro vs Bordas)

A posição das amostras sobre a plataforma de impressão constitui um fator potencialmente relevante para a precisão dimensional final das peças produzidas. No presente estudo, todas as amostras foram orientadas verticalmente, com o orifício posicionado na base da plataforma, de modo a facilitar a identificação dos eixos X, Y e Z para aferição metrológica. Esta configuração, embora favorável à leitura direcional das medidas, poderá igualmente ter contribuído para a intensificação de variações localizadas na zona central dos cubos (Alghauli et al., 2025; Goracci et al., 2025; Kalilayeva et al., 2024; Shim et al., 2020)

Os dados obtidos indicaram que a região central das amostras (M) apresentou maior variabilidade nas medições efetuadas no eixo Z, em comparação com as posições periféricas, Borda 1 (B1) e Borda 2 (B2). Conforme apresentado na Tabela 15, tanto a amplitude como o desvio-padrão foram superiores nas posições centrais, independentemente da impressora considerada. Tal padrão sugere que o centro das amostras poderá estar mais exposto a perturbações mecânicas durante o processo de impressão, mesmo sob condições controladas e padronizadas. Esta tendência poderá estar relacionada com a dinâmica de separação vertical, nomeadamente a força de tração exercida pela película de *fluorinated ethylene propylene* (FEP) durante o levantamento da plataforma, em conjugação com o comportamento reológico da resina utilizada.

A literatura especializada reforça esta observação, evidenciando que a orientação das peças a um ângulo de 45° relativamente à base pode promover uma distribuição mais homogênea das tensões mecânicas, reduzindo a ocorrência de distorções acumuladas e aumentando a fidelidade dimensional dos objetos impressos (Alghauli et al., 2025; Hada et al., 2020, 2020). No presente estudo, a opção por uma orientação vertical, necessária para garantir a correspondência direta entre as medições e os eixos cartesianas, poderá ter contribuído para a acumulação de tensões na região central das amostras.

Face a estes resultados, recomenda-se que investigações subsequentes explorem diferentes ângulos de orientação durante o posicionamento das peças, especialmente em impressoras LCD com plataformas de grandes dimensões, como estratégia para mitigar distorções na região central. A constatação de diferenças estatisticamente significativas entre a posição central (M) e as bordas (B1 e B2), sendo estas últimas associadas a

maior repetibilidade, sublinha a importância de um planeamento criterioso do posicionamento das peças durante o fabrico aditivo.

Tabela 15 – Estatísticas por Posição dos Cubos (Eixo Z)

Posição	Impressora	Média (mm)	Desvio-p adrão (mm)	Amplitude (mm)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)
Borda 1	Dentária	9.994	0.010	0.03	9.980	10.010
Borda 1	Industrial	10.003	0.025	0.09	9.970	10.060
Meio	Dentária	9.998	0.007	0.02	9.990	10.010
Meio	Industrial	10.008	0.029	0.10	9.970	10.070
Borda 2	Dentária	9.997	0.008	0.03	9.980	10.010
Borda 2	Industrial	10.002	0.024	0.08	9.980	10.060

Fonte: Elaboração própria em que os resultados foram obtidos usando o IBM SPSS Statistics Viewer

4.4 Avaliação da Relevância Clínica das Diferenças Dimensionais

Embora os resultados estatísticos tenham evidenciado diferenças significativas nos valores de precisão entre as impressoras avaliadas, é imprescindível interpretar tais discrepâncias à luz das tolerâncias clinicamente aceitáveis em medicina dentária. A norma ISO 5725-1:1994 define o conceito de precisão como a proximidade entre resultados obtidos repetidamente sob condições especificadas, englobando tanto a repetibilidade como a reprodutibilidade do sistema (ISO, 1994). Contudo, esta norma não estipula um limiar absoluto de tolerância dimensional, remetendo essa definição para os requisitos específicos do contexto prático da medição.

No âmbito clínico, diversos autores apontam que desvios dimensionais inferiores a 100–120 μm são considerados aceitáveis para aplicações como modelos destinados à produção de alinhadores ortodônticos, guias cirúrgicos, dispositivos de contenção ou coroas provisórias (Arnold et al., 2024; Braian et al., 2016; Grzebieluch et al., 2023). No presente estudo, a impressora dentária Zirkonzahn P4000 apresentou um desvio médio absoluto de 0,016 mm (16 μm), ao passo que a Anycubic Photon M3 Max, após a exclusão de valores extremos, registou 0,044 mm (44 μm). Ambos os resultados se situam significativamente abaixo do limiar superior de 120 μm referido na literatura, permitindo validar a aplicabilidade clínica dos dispositivos testados.

Neste sentido, apesar de existirem diferenças estatisticamente significativas entre os equipamentos, tais variações não possuem implicações clínicas relevantes. Em termos práticos, ambas as impressoras demonstraram níveis de precisão compatíveis com as exigências metrológicas inerentes à maioria das aplicações clínicas baseadas em resinas fotopolimerizáveis, desde que se cumpram os protocolos de calibração e se utilizem parâmetros de impressão validados (Celik et al., 2023; Mostafavi et al., 2020; Schweiger et al., 2022).

Assim, a escolha entre uma impressora de uso geral e um sistema dentário poderá ser orientada por critérios complementares, tais como a capacidade volumétrica, a compatibilidade com *software* especializado ou os custos operacionais. Do ponto de vista metrológico, ambas se enquadram dentro da margem de precisão recomendada para utilização clínica.

5. CONCLUSÃO

A presente investigação teve como principal objetivo comparar a precisão dimensional de amostras impressas em resina fotopolimerizável, produzidas por duas impressoras 3D com tecnologia LCD: uma impressora dentária de gama profissional (Zirkonzahn P4000®) e um modelo de uso generalista, designado nesta dissertação como impressora industrial (Anycubic Photon M3 Max®). O estudo foi desenvolvido em ambiente laboratorial controlado, com padronização rigorosa das condições experimentais, nomeadamente a utilização da mesma resina em ambas impressoras, o posicionamento vertical uniforme das amostras e a realização de medições metrológicas criteriosas ao longo de três sessões independentes, nos eixos X, Y e Z.

Os resultados revelaram que ambos os equipamentos se enquadram nos critérios de precisão estabelecidos pela norma ISO 5725-1, respeitando os limites de tolerância clínica habitualmente aceites na maioria dos artigos científicos desenvolvidos em medicina dentária sobre o tema ($<120\text{ }\mu\text{m}$). Não obstante, a análise estatística evidenciou uma superior consistência na impressora P4000 (dentária), que apresentou menor dispersão dos valores, destacando-se particularmente no desempenho do eixo Z. Em contrapartida, o equipamento industrial revelou maior variabilidade e ocorrência de valores atípicos, embora, após a exclusão de um outlier isolado, as diferenças entre os dispositivos se tenham mostrado estatisticamente discretas e sem relevância clínica significativa, conforme sustentado pela literatura.

Estes resultados sustentam a confirmação da hipótese alternativa (H_1), formulada no início da investigação, que confirma a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas avaliados. A hipótese nula (H_0), que assumia a inexistência de tais diferenças, foi assim rejeitada com base nos testes estatísticos aplicados, os quais revelaram discrepâncias relevantes nos valores de *trueness* e *precision*, validando a premissa de que o desempenho dimensional das impressoras difere de forma significativa.

Um ponto adicional, frequentemente negligenciado em estudos de natureza metrológica, prende-se com o impacto económico associado à capacidade produtiva. A Anycubic M3 Max® (industrial), apesar da leve inferioridade estatística no desempenho dimensional, permite a impressão simultânea de um número bastante superior de peças por ciclo, sem aumento do tempo total de fabrico.

A impressora dentária mostrou desempenho metrológico estatisticamente superior ao da industrial, sobretudo no eixo Z, justificando a sua preferência em contextos clínicos que exigem elevada exactidão geométrica.

Contudo, à medida que a tecnologia amadurece, a precisão final depende cada vez mais da competência do operador: calibração rigorosa, definição de parâmetros de exposição e elevação, posicionamento das peças no software de fatiamento e ajuste do pós-processamento (tempo e intensidade de cura) em função do tipo, cor e marca da resina. Assim, o domínio técnico sobre equipamento, software e materiais passa a ser mais determinante do que o modelo de impressora para garantir resultados clinicamente fiáveis.

6. BIBLIOGRAFIA

- Alammar, A., Att, W., & Beuer, F. (2025). The Accuracy of 3D -Printed Fixed Dental Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 37(4), 1047–1061. <https://doi.org/10.1111/jerd.13365>
- AlGhamdi, M. A., & Gad, M. M. (2024). Impact of Printing Orientation on the Accuracy of Additively Fabricated Denture Base Materials: A Systematic Review. *Dentistry Journal*, 12(7), 230. <https://doi.org/10.3390/dj12070230>
- Alghauli, M. A., Alqutaibi, A. Y., Aljohani, R., Almuzaini, S., & Saeed, M. H. (2025). Influence of different print orientations on properties and behavior of additively manufactured resin dental devices: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 133(3), 736.e1-736.e12. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.12.002>
- Alhamoudi, A. M., & Osunsanmi, T. O. (2025). Modelling the training strategies for reskilling UK construction workers in the Fourth Industrial Revolution era: A structural equation model approach. *Smart and Sustainable Built Environment*. <https://doi.org/10.1108/SASBE-08-2024-0337>
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760–767. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
- Altarazi, A., Haider, J., Alhotan, A., Silikas, N., & Devlin, H. (2024). Impact of Artificial Aging on the Physical and Mechanical Characteristics of Denture Base Materials Fabricated via 3D Printing. *International Journal of Biomaterials*, 2024(1), 8060363. <https://doi.org/10.1155/2024/8060363>
- Arnold, C., Reiß, L., Hey, J., & Schweyen, R. (2024). Dimensional Accuracy of Different Three-Dimensional Printing Models as a Function of Varying the Printing Parameters. *Materials*, 17(14), 3616. <https://doi.org/10.3390/ma17143616>
- Bellocchio, A. M., Ciano, E., Ciruolo, L., Barbera, S., & Nucera, R. (2024). Three-Dimensional Printed Attachments: Analysis of Reproduction Accuracy Compared to Traditional Attachments. *Applied Sciences*, 14(9), 3837. <https://doi.org/10.3390/app14093837>
- Beltrán, N., Álvarez, B. J., Blanco, D., Peña, F., & Fernández, P. (2021). A Design for Additive Manufacturing Strategy for Dimensional and Geometrical Quality Improvement
- Braian, M., Jimbo, R., & Wennerberg, A. (2016). Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dental Materials*, 32(7), 853–861. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.020>

- Bud, E. S., Bocanet, V. I., Muntean, M. H., Vlasa, A., Bucur, S. M., Păcurar, M., Dragomir, B. R., Olteanu, C. D., & Bud, A. (2021). Accuracy of Three-Dimensional (3D) Printed Dental Digital Models Generated with Three Types of Resin Polymers by Extra-Oral Optical Scanning. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 1908. <https://doi.org/10.3390/jcm10091908>
- Caplins, B. W., Higgins, C. I., Kolibaba, T. J., Arp, U., Miller, C. C., Poster, D. L., Zarobila, C. J., Zong, Y., & Killgore, J. P. (2023). Characterizing light engine uniformity and its influence on liquid crystal display based vat photopolymerization printing. *Additive Manufacturing*, 62, 103381. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103381>
- Caussin, E., Moussally, C., Le Goff, S., Fasham, T., Troizier-Cheyne, M., Tapie, L., Dursun, E., Attal, J.-P., & François, P. (2024). Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. *Materials*, 17(4), 950. <https://doi.org/10.3390/ma17040950>
- Celik, H. K., Koc, S., Kustarci, A., Caglayan, N., & Rennie, A. E. W. (2023). The state of additive manufacturing in dental research – A systematic scoping review of 2012–2022. *Heliyon*, 9(6), e17462. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e17462>
- Cheadle, A. M. G., Maier, E., Palin, W. M., Tomson, P. L., Poologasundarampillai, G., & Hadis, M. A. (2025). The impact of modifying 3D printing parameters on mechanical strength and physical properties in vat photopolymerisation. *Scientific Reports*, 15(1), 12592. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-97294-8>
- Chiang, S., Ammoun, R., Liu, C. Y., Abdulmajeed, A., & Bencharit, S. (2024). A Comparison of the Accuracy of Two Non-dental 3D Printers and a Standard Dental 3D Printer for Printing Dental Models: An In Vitro 3D Analysis. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.76339>
- Cruz-Araújo, S. R., Sampaio-Fernandes, M. A., De Freitas, B. N., Simionato, A. A., Figueiral, M. H., & Macedo, A. P. (2025). Accuracy of occlusal splints printed in different orientations by liquid crystal display technology: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 152, 105461. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105461>
- De Gois Moreira, F. G., Da Silva, N. R., Bezerra, M. G. P. G., Da Silva, S. E. G., Butler, S., Souza, K. B., & De Assunção E Souza, R. O. (2024). Influence of 3D printing system, postpolymerization and aging protocols on resin flexural strength and dimensional stability for printing occlusal splints, models and temporary restorations. *Clinical Oral Investigations*, 28(11), 604. <https://doi.org/10.1007/s00784-024-05998-4>
- Dimitrova, M., Vlahova, A., Raychev, R., Chuchulska, B., & Kazakova, R. (2024). A 3D-simulation study of the deformation, tension, and stress of 3D-printed and conventional denture base materials after immersion in artificial saliva. *Folia Medica*, 66(1), 104–113. <https://doi.org/10.3897/folmed.66.e118377>

- Etemad-Shahidi, Y., Qallandar, O. B., Evenden, J., Alifui-Segbaya, F., & Ahmed, K. E. (2020). Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 9(10), 3357. <https://doi.org/10.3390/jcm9103357>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). *Additive Manufacturing Technologies*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- Gökmen, Ş., Görgülü, S., Topsakal, K. G., & Duran, G. S. (2025). Accuracy of 3D Printer Technologies Using Digital Dental Models. *Turkish Journal of Orthodontics*, 37(4), 257–264. <https://doi.org/10.4274/TurkJOrthod.2024.2023.8>
- Goracci, C., Bosoni, C., Marti, P., Scotti, N., Franchi, L., & Vichi, A. (2025). Influence of Printing Orientation on Surface Roughness and Gloss of 3D Printed Resins for Orthodontic Devices. *Materials*, 18(3), 523. <https://doi.org/10.3390/ma18030523>
- Gottsauer, M., Reichert, T., Koerdt, S., Wieser, S., Klingelhoeffer, C., Kirschneck, C., Hoffmann, J., Ettl, T., & Ristow, O. (2021). Comparison of additive manufactured models of the mandible in accuracy and quality using six different 3D printing systems. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 49(9), 855–866. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2021.04.003>
- Grassia, V., Ronsivalle, V., Isola, G., Nucci, L., Leonardi, R., & Lo Giudice, A. (2023). Accuracy (trueness and precision) of 3D printed orthodontic models finalized to clear aligners production, testing crowded and spaced dentition. *BMC Oral Health*, 23(1), 352. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03025-8>
- Grzebieluch, W., Grajzer, M., & Mikulewicz, M. (2023). Dimensional Accuracy in Dental Models: An Examination of Fused Deposition Modeling Versus Digital Light Processing Techniques for Clear Aligner Manufacturing. *Medical Science Monitor*, 29. <https://doi.org/10.12659/MSM.940922>
- Guirao, S., Llansana, F., Button, H., Yilmaz, B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2023). Additively manufactured devices with varying designs and sizes for acquiring initial intraoral implant scans. *Journal of Prosthodontics*, 32(S2), 181–185. <https://doi.org/10.1111/jopr.13750>
- Hada, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Arakida, T., Soeda, Y., Katheng, A., Otake, R., & Minakuchi, S. (2020). Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials*, 13(15), 3405. <https://doi.org/10.3390/ma13153405>
- Huang, H., Yang, Y., Chuang, C., Shen, Y., Chen, M., & Lin, W. (2024). Evaluation of the clinical application of personalized 3D printing and CAD / CAM resin crowns to replace stainless steel crowns in paediatric dentistry. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 34(6), 811–821. <https://doi.org/10.1111/ipd.13182>

Im, C.-H., Park, J.-M., Kim, J.-H., Kang, Y.-J., & Kim, J.-H. (2020). Assessment of Compatibility between Various Intraoral Scanners and 3D Printers through an Accuracy Analysis of 3D Printed Models. *Materials*, 13(19), 4419.

<https://doi.org/10.3390/ma13194419>

Jang, G., Kim, S.-K., Heo, S.-J., & Koak, J.-Y. (2024). Fit analysis of stereolithography-manufactured three-unit resin prosthesis with different 3D-printing build orientations and layer thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 301–312. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.031>

Kalilayeva, A., Zhumashev, D., Wei, D., Perveen, A., & Talamona, D. (2024). Investigation of Stereolithography Additively Manufactured Components for Deviations in Dimensional and Geometrical Features. *Polymers*, 16(23), 3311.

<https://doi.org/10.3390/polym16233311>

Katheng, A., Kanazawa, M., Iwaki, M., & Minakuchi, S. (2021). Evaluation of dimensional accuracy and degree of polymerization of stereolithography photopolymer resin under different postpolymerization conditions: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 695–702. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.02.023>

Kim, D., Shim, J.-S., Lee, D., Shin, S.-H., Nam, N.-E., Park, K.-H., Shim, J.-S., & Kim, J.-E. (2020). Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers*, 12(11), 2762.

<https://doi.org/10.3390/polym12112762>

Kolb, C., Lindemann, N., Wolter, H., & Sextl, G. (2021). 3D-printing of highly translucent ORMOCER ®-based resin using light absorber for high dimensional

Lee, J.-M., Son, K., & Lee, K.-B. (2024). Evaluation of photopolymer resins for dental prosthetics fabricated via the stereolithography process at different polymerization temperatures—Part I: Conversion rate and mechanical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(1), 166.e1-166.e9.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.10.015>

Liang, X., Yu, B., Dai, Y., Wang, Y., Hu, M., Zhong, H.-J., & He, J. (2025). Three-Dimensional Printing Resin-Based Dental Provisional Crowns and Bridges: Recent Progress in Properties, Applications, and Perspectives. *Materials*, 18(10), 2202.

<https://doi.org/10.3390/ma18102202>

Lo Giudice, A., Ronsivalle, V., Rustico, L., Aboulazm, K., Isola, G., & Palazzo, G. (2022). Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: A study using surface-based superimposition and deviation analysis. *Clinical Oral Investigations*, 26(1), 303–312.

<https://doi.org/10.1007/s00784-021-03999-1>

Marcel, R., Reinhard, H., & Andreas, K. (2020). Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: Milling vs 3D printing. *Clinical Oral Investigations*, 24(12), 4607–4615.

<https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x>

- Miranda Morandini, M., & Del Vechio, G. H. (2020). IMPRESSÃO 3D, TIPOS E POSSIBILIDADES: Uma revisão de suas características, processos, usos e tendências. *Revista Interface Tecnológica*, 17(2), 67–77. <https://doi.org/10.31510/infa.v17i2.866>
- Mohammadnabi, S., Moslemy, N., Taghvaei, H., Zia, A. W., Askarinejad, S., & Shalchy, F. (2025). Role of artificial intelligence in data-centric additive manufacturing processes for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 166, 106949. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2025.106949>
- Morón-Conejo, B., López-Vilagran, J., Cáceres, D., Berrendero, S., & Pradíes, G. (2022). Accuracy of five different 3D printing workflows for dental models comparing industrial and dental desktop printers. *Clinical Oral Investigations*, 27(6), 2521–2532. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04809-y>
- Mostafavi, D., Methani, M. M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., & Revilla-León, M. (2021). Influence of the Rinsing Postprocessing Procedures on the Manufacturing Accuracy of Vat-Polymerized Dental Model Material. *Journal of Prosthodontics*, 30(7), 610–616. <https://doi.org/10.1111/jopr.13288>
- Msallem, B., Vavrina, J. J., Beyer, M., Halbeisen, F. S., Lauer, G., Dragu, A., & Thieringer, F. M. (2024). Dimensional Accuracy in 3D Printed Medical Models: A Follow-Up Study on SLA and SLS Technology. *Journal of Clinical Medicine*, 13(19), 5848. <https://doi.org/10.3390/jcm13195848>
- Namano, S., Kanazawa, M., Katheng, A., Trang, B. N. H., Hada, T., Komagamine, Y., Iwaki, M., & Minakuchi, S. (2024). Effect of support structures on the trueness and precision of 3D printing dentures: An *in vitro* study. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(1), 114–121. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_22_00266
- Nestler, N., Wesemann, C., Spies, B. C., Beuer, F., & Bumann, A. (2021). Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 103–110. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.11.011>
- Oleksy, M., Dynarowicz, K., & Aebisher, D. (2023). Rapid Prototyping Technologies: 3D Printing Applied in Medicine. *Pharmaceutics*, 15(8), 2169. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics15082169>
- Paral, S. K., Lin, D.-Z., Cheng, Y.-L., Lin, S.-C., & Jeng, J.-Y. (2023). A Review of Critical Issues in High-Speed Vat Photopolymerization. *Polymers*, 15(12), 2716. <https://doi.org/10.3390/polym15122716>
- Pereira, A. B. N., Almeida, R. C., Marassi, C., Abdo Quintão, C. C., & Carvalho, F. D. A. R. (2022). Do low-cost 3-dimensional printers produce suitable dental models? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(6), 858–865. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2021.06.018>

- Perlea, P., Stefanescu, C., Dalaban, M., & Petre, A. (2024). Experimental study on dimensional variations of 3D printed dental models based on printing orientation. *Clinical Case Reports*, 12(3), e8630. <https://doi.org/10.1002/ccr3.8630>
- Piedra-Cascón, W., Pérez-López, J., Veiga-López, B., Oteo-Morilla, C., Pose-Rodríguez, J. M., & Gallas-Torreira, M. (2024). Influence of base designs on the manufacturing accuracy of vat-polymerized diagnostic casts using two different technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(2), 453.e1-453.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.04.009>
- Pieralli, S., Spies, B. C., Hromadnik, V., Nicic, R., Beuer, F., & Wesemann, C. (2020). How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer? *Journal of Clinical Medicine*, 9(8), 2322. <https://doi.org/10.3390/jcm9082322>
- Pillai, S., Upadhyay, A., Khayambashi, P., Farooq, I., Sabri, H., Tarar, M., Lee, K. T., Harb, I., Zhou, S., Wang, Y., & Tran, S. D. (2021). Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers*, 13(1), 157. <https://doi.org/10.3390/polym13010157>
- Revilla-León, M., Frazier, K., Costa, J. D., Haraszthy, V., Ioannidou, E., MacDonnell, W., Park, J., Tenuta, L. M. A., Eldridge, L., Vinh, R., & Kumar, P. (2023). Prevalence and applications of 3-dimensional printers in dental practice. *The Journal of the American Dental Association*, 154(4), 355-356.e2. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2023.02.004>
- Rouzé l'Alzit, F., Cade, R., Naveau, A., Babilotte, J., Meglioli, M., & Catros, S. (2022). Accuracy of commercial 3D printers for the fabrication of surgical guides in dental implantology. *Journal of Dentistry*, 117, 103909. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103909>
- Schweiger, J., Güth, J., Edelhoff, D., Seidel, K., & Graf, T. (2022). Application of 3D -printed colored 3D -models for the fabrication of full ceramic restorations: A technical report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 235–243. <https://doi.org/10.1111/jerd.12873>
- Shim, J. S., Kim, J.-E., Jeong, S. H., Choi, Y. J., & Ryu, J. J. (2020). Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 468–475. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.034>
- Silva, N. R., Moreira, F. G. D. G., Cabral, A. B. D. C., Bottino, M. A., Marinho, R. M. D. M., & Souza, R. O. A. (2023). Influence of the postpolymerization type and time on the flexural strength and dimensional stability of 3D printed interim resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(5), 796.e1-796.e8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.07.030>

- Sim, M.-Y., Park, J.-B., Kim, D.-Y., Kim, H.-Y., & Park, J.-M. (2024). Dimensional accuracy and surface characteristics of complete-arch cast manufactured by six 3D printers. *Heliyon*, 10(10), e30996. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e30996>
- Tallarico, M. (2020). Computerization and Digital Workflow in Medicine: Focus on Digital Dentistry. *Materials*, 13(9), 2172. <https://doi.org/10.3390/ma13092172>
- Tang, Y., Zhang, Y., Meng, Z., Sun, Q., Peng, L., Zhang, L., Lu, W., Liang, W., Chen, G., & Wei, Y. (2022). Accuracy of additive manufacturing in stomatology. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 964651. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.964651>
- Tas, H., Demirci, F., Tuzlali, M., Bahce, E., & Yildirim Avcu, G. (2022). Evaluation of the accuracy of dental casts manufactured with 3D printing technique in the All-on-4 treatment concept. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(6), 379. <https://doi.org/10.4047/jap.2022.14.6.379>
- Tichá, D., Tomášik, J., Oravcová, L., & Thurzo, A. (2024). Three-Dimensionally-Printed Polymer and Composite Materials for Dental Applications with Focus on Orthodontics. *Polymers*, 16(22), 3151. <https://doi.org/10.3390/polym16223151>
- Tongkitcharoen, N., Manopattanakul, S., Boonpratham, S., Santiwong, P., & Viwattanatipa, N. (2023). Comparison of dimensional accuracy of 3D printing model for clear aligner among various orientation types and hollow types. *Clinical and Investigative Orthodontics*, 82(4), 177–193. <https://doi.org/10.1080/27705781.2023.2251191>
- Tsolakis, I. A., Papaioannou, W., Papadopoulou, E., Dalampira, M., & Tsolakis, A. I. (2022). Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dentistry Journal*, 10(10), 181. <https://doi.org/10.3390/dj10100181>
- Unkovskiy, A., Bui, P. H.-B., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>
- Vlasa, A., Bocanet, V. I., Muntean, M. H., Bud, A., Dragomir, B. R., Rosu, S. N., Lazar, L., & Bud, E. (2023). Accuracy of Three-Dimensional Printed Dental Models Based on Ethylene Di-Methacrylate-Stereolithography (SLA) vs. Digital Light Processing (DLP). *Applied Sciences*, 13(4), 2664. <https://doi.org/10.3390/app13042664>
- Wen, A., Xiao, N., Zhu, Y., Gao, Z., Qin, Q., Shan, S., Li, W., Sun, Y., Wang, Y., & Zhao, Y. (2024). Spatial Trueness Evaluation of 3D-Printed Dental Model Made of Photopolymer Resin: Use of Special Structurized Dental Model. *Polymers*, 16(8), 1083. <https://doi.org/10.3390/polym16081083>

Yüceer, Ö. M., Kaynak Öztürk, E., Çiçek, E. S., Aktaş, N., & Bankoğlu Güngör, M. (2025). Three-Dimensional-Printed Photopolymer Resin Materials: A Narrative Review on Their Production Techniques and Applications in Dentistry. *Polymers*, 17(3), 316. <https://doi.org/10.3390/polym17030316>

Zhang, P., Gao, Q., Yu, K., Yao, Y., & Lu, L. (2022). Investigation on the Temperature Control Accuracy of a Print Head for Extrusion 3D Printing and Its Improved Design. *Biomedicines*, 10(6), 1233. <https://doi.org/10.3390/biomedicines10061233>