



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DE CLÍNICAS ODONTOLÓGICAS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**EXATIDÃO DO ESCANEAMENTO DE ARCOS EDÊNTULOS TOTAIS –
UM ESTUDO *IN VITRO***

ALESSANDRA CADORE

Florianópolis
2025

ALESSANDRA CADORE

**EXATIDÃO DO ESCANEAMENTO DE ARCOS EDÊNTULOS TOTAIS –
UM ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre na Área de Clínica Odontológica

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Dulcineia Mendes de Souza

Co-orientador: Prof. Dr. Luis André Mendonça Mezzomo

Florianópolis

2025

Ficha catalográfica gerada por meio de sistema automatizado gerenciado pela BU/UFSC.
Dados inseridos pelo próprio autor.

Cadore, Alessandra

Exatidão do escaneamento de arcos edêntulos totais: :
um estudo in vitro / Alessandra Cadore ; orientador,
Beatriz Dulcineia Mendes de Souza, coorientador, Luis
André Mendonça Mezzomo, 2025.
74 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós
Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2025.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Edentulismo Total. 3. Precisão da
medição dimensional. 4. Desenho assistido por computador.
5. Exatidão dos Dados. I. de Souza, Beatriz Dulcineia
Mendes . II. Mezzomo, Luis André Mendonça . III.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós
Graduação em Odontologia. IV. Título.

Alessandra Cadore

Exatidão do escaneamento de arcos edêntulos totais:
um estudo *in vitro*

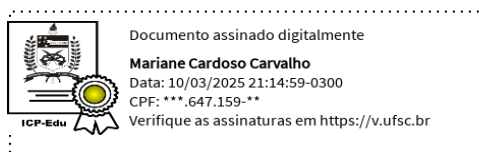
O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado, em 11 de dezembro de 2024, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.(a) Beatriz Dulcineia Mendes de Souza, Dr.(a)
Instituição Universidade Federal de Santa Catarina

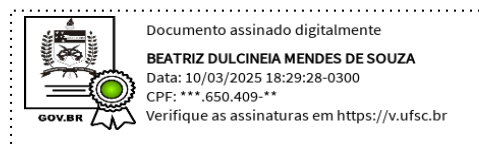
Prof. Ricardo Armini Caldas, Dr.(a)
Instituição Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fábio Luiz Andretti, Dr.(a)
Instituição Tufts University School of Dental Medicine

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestra em Clínicas Odontológicas do Programa de Pós-Graduação em Odontologia.



Coordenação do Programa de Pós-Graduação



Prof.(a) Beatriz Dulcineia Mendes de Souza, Dr.(a)
Orientador(a)

Florianópolis, 2025.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus pais, **Adelina** e **Zeferino** (in memoriam), que são minha maior inspiração. Agradeço por todos os sacrifícios feitos ao longo da minha vida, pelo exemplo inestimável de ética, dedicação e amor que sempre me guiou, e pela confiança depositada em mim. Sua presença, seus ensinamentos foram essenciais para que eu chegasse até aqui. Sou imensamente grata por tudo o que fizeram e continuam a fazer por mim.

Aos meus irmãos **Gilberto**, **Marisa**, **Gilmar**, **Beatriz** e **Daniel**, que, com amizade e cumplicidade, tornaram cada momento mais leve e especial. Ter o apoio de vocês é um dos grandes presentes da vida, e sou muito grata por cada palavra de incentivo e cada sorriso compartilhado.

Ao meu namorado, **Diego**, que sempre esteve ao meu lado nos momentos mais intensos desta jornada. Agradeço o apoio incondicional e por ser meu companheiro fiel, sempre disposto a me ouvir, me entender e me encorajar. Obrigada por me lembrar, com o seu amor e a sua presença constante, da força que posso encontrar em mim mesma.

Aos meus primos **Carla**, **Everton** e **Erica**, agradeço por cada risada, cada conversa e cada palavra de apoio e encorajamento. Vocês trazem leveza, energia e alegria para minha vida, lembrando-me da importância de celebrar as pequenas e grandes conquistas ao longo do caminho. Sou imensamente grata por cada um de vocês.

Ao meu querido amigo **Rangel**, que sempre esteve ao meu lado, oferecendo apoio e encorajamento desde o primeiro momento. Recordo com carinho quando iniciei o curso de Odontologia e da nossa primeira conversa. Mais tarde, nossos caminhos se cruzaram novamente na pós-graduação, onde sua presença foi um porto seguro e constante. Sou imensamente grata pela sua amizade, que enriqueceu minha vida e meus passos.

À minha professora **Dra. Analúcia Gebler Philippi**, sou profundamente grata por sua disposição constante em ajudar e ensinar com tanto carinho e excelência. Sua dedicação e generosidade são inspirações imensas. Agradeço também pela amizade valiosa e por todo o carinho que sempre demonstrou.

Ao meu co-orientador professor **Dr. Luis André Mendonça Mezzomo**, minha profunda gratidão pelo apoio, orientação e dedicação inestimáveis ao longo desta jornada. Sua sabedoria, paciência e incentivo constante foram fundamentais para meu crescimento profissional e pessoal. Obrigada por ser uma guia e inspiração em cada etapa deste caminho.

À minha orientadora professora **Dra. Beatriz Dulcineia Mendes de Souza**, que, com suas palavras, nos inspira e encoraja a perseguir nossos sonhos. Sou profundamente grata pelos ensinamentos, orientação e pelo apoio constante ao longo desta jornada.

A todos, minha eterna gratidão e carinho. Sem vocês, esta caminhada seria muito mais difícil e menos significativa. Obrigada por estarem ao meu lado e por fazerem parte da minha história.

RESUMO

O escaneamento intraoral de arcos totais e parciais dentados, e de arcos edêntulos totais com implantes, tem mostrado uma alta veracidade e precisão. No entanto, a exatidão do escaneamento intraoral de arcos edêntulos totais, ao nível da mucosa, permanece ainda desconhecida. **Objetivo:** Este estudo *in vitro* teve por objetivo comparar a exatidão (veracidade e precisão) do escaneamento de arcos desdentados totais realizado ao nível da mucosa com diferentes escâneres intraorais. **Materiais e Métodos:** Pontos fiduciais foram posicionados sobre os arcos desdentados totais na maxila e mandíbula de um manequim metálico (modelo-mestre) nas posições de canino, 2º pré-molar e 2º molar de cada hemi-arcada). Medições lineares reais (ML^R) entre os pontos foram registradas usando um paquímetro digital. O modelo mestre foi escaneado com os escâneres intraorais Virtuo Vivo™ (VV), iTero® (IT), PrimeScan® (PS) e Trios® 3 (TR) ($E1$; $n = 3$) por um único operador e comparados com um escâner de referência (Atos® Compact Scan) ($E2$; $n = 3$). Os arquivos *.stl foram identificados e exportados para o programa de análise de malhas GOM® Inspect Pro, onde as medições lineares digitais médias de cada escâner foram obtidas em milímetros (mm). A veracidade foi aferida pelas distorções lineares médias entre as medidas lineares digitais médias e as medidas lineares reais do modelo-mestre ($ML^R - ML^{D1}$; $ML^R - ML^{D2}$). A precisão de cada escâner foi aferida pela sua reprodutibilidade. As distorções lineares médias nos diferentes arcos foram comparadas com o teste Kruskal-Wallis, enquanto correlação de Bonferroni foi utilizada para comparação dos escâneres intraorais com o de referência, a um nível de significância de 95%. **Resultados:** Os escâneres apresentaram diferentes níveis de exatidão. Na maxila, a ordem de veracidade foi: $VV > PS > TR > IT$, enquanto para precisão foi: $PS > TR > VV > IT$. Na mandíbula, a ordem de veracidade foi: $TR > PS > VV > IT$, e para precisão: $PS > TR > VV > IT$. Para distâncias curtas ($\leq 15\text{mm}$), a ordem de veracidade na maxila foi: $TR > VV > PS$ e IT , e na mandíbula: $TR > PS > VV > IT$. Em termos de precisão em distâncias curtas, ambos os arcos seguiram a ordem: $PS > TR > VV > IT$. Para distâncias longas ($> 15\text{mm}$), a ordem de veracidade na maxila foi: $VV > PS > TR > IT$, enquanto para precisão foi: $PS > TR > VV > IT$. Na mandíbula, a ordem de veracidade foi: $TR > PS > VV > IT$, e a precisão seguiu: $PS > TR > VV > IT$. **Conclusão:** A precisão e a veracidade dos escâneres intraorais variam significativamente conforme a distância e o arco. O AT se destacou em veracidade para a maxila, enquanto o TR foi mais preciso

na mandíbula. O PS demonstrou consistentemente a melhor precisão, porém o IT apresentou as maiores distorções em veracidade.

Palavras-chave: Edentulismo Total; Precisão da medição dimensional; Desenho assistido por computador; Exatidão dos Dados

ABSTRACT

Intraoral scanning of both partial and full arches, as well as edentulous arches with implants, has demonstrated high accuracy and precision. However, the accuracy of intraoral scanning of edentulous ridges at the mucosal level is still unclear. **Objective:** The objective of this *in vitro* study was to compare the trueness (accuracy and precision) of scanning fully edentulous arches using different intraoral scanners at the mucosal level. **Materials and Methods:** 3D printed fiducial markers, approximately 3mm wide, were placed on the edentulous arches in the maxilla and mandible of a metallic mannequin (master model) in strategic positions (canine, second premolar and 2nd molar of each hemi-arch). True linear measurements (MLR) between points were recorded using a digital caliper. Master model was scanned with Virtuo Vivo® (VV), iTero® (IT), PrimeScan® (PS) and Trios® 3 (TR) intraoral scanners (IOS) (E1; $n = 3$) by a single operator using a direct technique. Furthermore, a reference scanner (Atos® Compact Scan, GOM, Germany) was used (E2; $n = 3$). The *.stl files were encoded and exported to the GOM® Inspect Pro mesh analysis program, where the mean digital linear measurements from each scanner were obtained in millimeters (mm). The accuracy was assessed by calculating the mean linear distortions between the mean digital linear measurements and the real linear measurements of the master model ($ML^R - ML^{D1}$; $ML^R - ML^{D2}$). Precision was evaluated based on the reproducibility of each intraoral scanner (IOS). The mean linear distortions across the arches were compared using the Kruskal-Wallis test, while Bonferroni correction was applied to compare the intraoral scanners with the reference scanner, at a significance level of 95%. **Results:** The scanners showed different levels of accuracy. In the maxilla, the order of trueness was $AT > VV > PS > TR > IT$, while for precision it was $PS > TR > VV > IT > AT$. In the mandible, the order of truthfulness was $TR > PS > AT > VV > IT$, and for precision: $PS > AT > TR > VV > IT$. For short distances ($\leq 15\text{mm}$), the order of trueness in the maxilla was: TR and $AT > VV > PS$ and IT , and in the mandible: $TR > PS > VV > AT > IT$. In terms of precision for short distances, both arches followed the order: $PS > TR > VV > IT > AT$. For long distances ($> 15\text{mm}$), the order of trueness in the maxilla was: $AT > VV > PS > TR > IT$, while for precision it was $PS > TR > VV > AT > IT$. In the mandible, the order of trueness was $TR > PS > AT > VV > IT$, and precision followed: $PS > TR > VV > AT > IT$. **Conclusion:** The precision and truthfulness of intraoral scanners vary significantly depending on the distance and the arch. AT stood out in truthfulness for the maxilla, while TR was more

precise for the mandible. PS consistently showed the best precision, but IT showed the highest distortions in truthfulness.

Keywords: Jaw Edentulous; Dimensional Measurement Accuracy; Computer-Aided Design; Data Accuracy

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Componentes do CLSM.	22
Figura 2. Triangulação Óptica	24
Figura 3. Componentes do Sistema OCT.....	25
Figura 4. Franjas da Interferometria de Franja de Acordeão.	26
Figura 5. Esquema de funcionamento do AWS.....	27
Figura 6. Imagem representativa do conceito de veracidade e precisão.....	27
Figura 7. Montagem de dentes.....	42
Figura 8. Localização dos pontos fiduciais.	42
Figura 9. Transferência dos pontos para o manequim metálico. (A) Maxila; (B) Mandíbula.....	43
Figura 10. (A) Projeto digital do marcador fiducial. (B) Marcador impresso em resina 3D com o suporte.	44
Figura 11. Medida aferida com um paquímetro digital no modelo-mestre.	44
Figura 12. Padronização das distâncias que foram aferidas: (A) Maxila; (B) Mandíbula.	45
Figura 13. A: Escâner intraoral Straumann Virtuo Vivo™. B: Escâner intraoral 3Shape Trios® 3. C: Escâner intraoral PrimeScan™. D: Escâner intraoral iTero®. E: Escâner Industrial Atos® GOM Scan 1.	46
Figura 14. Trilho de escaneamento para arco maxilar (A) e mandibular (B) edêntulo total.	47
Figura 15. Resumo das etapas experimentais do presente estudo.....	48
Figura 16. Medidas lineares digitais obtidas sobre os marcadores fiduciais no software GOM® Inspect Pro: (A) Maxila; (B) Mandíbula.	49
Figura 17. Distribuição dos valores dos diferentes escâneres (AT, VV, TR, OS e IT) na comparação das distâncias aferidas na maxila.	56
Figura 18. Distribuição dos valores dos diferentes escâneres (AT, VV, TR, PS e IT) na comparação das distâncias aferidas na mandíbula.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Escâneres utilizados no presente estudo.....	46
Tabela 2. Resumo dos 5 pontos fiduciais, das distâncias lineares entre eles e suas respectivas medições: real (sobre o modelo-mestre), digital nos escâneres Virtuo Vivo™, Trios® 3, PrimeScan™, iTero Element Flex™ e Atos® Compact Scan.	48
Tabela 3. Distorções lineares (média ± desvio-padrão) entre as medições lineares digitais dos escâneres intraorais e as medições lineares reais.	53
Tabela 4. Valores de veracidade e precisão de cada escâner intraoral no escaneamento de arcos totais ao nível da mucosa.....	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAI	<i>Computer Aided Imaging</i>
CAM	<i>Computer Assisted Manufacturing</i>
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia
ISO	Organização Internacional de Padronização
.STL	<i>Standard Tessellation Language</i>
LUX	Lúmens
TR	Escâner Intraoral Trios 3®
OC	Escâner Intraoral Cerec Omnicam®
3D	Três Dimensões
CMM	Máquina de Medição de Coordenadas
LCD	Display de Cristal Líquido
VV	Escâner Intraoral Virtuo Vivo®
IT	Escâner Intraoral iTero®
AT	Escâner Intraoral Atos Compact® Scan
PS	Escâner Intraoral Primescan®

LISTA DE SÍMBOLOS

®	Marca registrada
©	Direitos autorais
°	Graus
μ	Micrômetros
™	Marca comercial
<	Sinal de menor
>	Sinal de maior
≤	Sinal de menor e igual
*	Asterisco
§	Símbolo de Seção
¶	Símbolo de Parágrafo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	EDENTULISMO TOTAL.....	18
2.2	PRÓTESE TOTAL E FLUXO CONVENCIONAL.....	18
2.3	FLUXO DIGITAL EM ODONTOLOGIA	19
2.4	CAI – COMPUTER-AIDED IMAGING	20
2.4.1	Métodos de Aquisição de Imagem	21
2.4.1.1	<i>Microscopia de Varredura a Laser Confocal</i>	<i>22</i>
2.4.1.2	<i>Triangulação Óptica</i>	<i>23</i>
2.4.1.3	<i>Tomografia de Coerência Óptica.....</i>	<i>24</i>
2.4.1.4	<i>Interferometria de Franja de Acordeão.....</i>	<i>25</i>
2.4.1.5	<i>Amostragem de Ondas Frontais Ativas.....</i>	<i>26</i>
2.5	EXATIDÃO, VERACIDADE E PRECISÃO	27
2.5.1	Arco Parcialmente Dentado	29
2.5.2	Arco Total Dentado	30
2.5.3	Arco Total Edêntulo com Implantes	33
2.5.4	Arco Total Edêntulo ao Nível da Mucosa.....	38
3	OBJETIVO.....	40
3.1	OBJETIVO GERAL	40
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	40
4	METODOLOGIA	41
4.1	DESENHO EXPERIMENTAL.....	41
4.2	HIPÓTESE.....	41
4.3	LOCAL DE EXECUÇÃO	41
4.4	SELEÇÃO DO MANEQUIM	41
4.5	ETAPAS LABORATORIAIS	42
4.6	MEDIÇÕES LINEARES REAIS (ML ^R)	42
4.7	PADRONIZAÇÃO DAS DISTÂNCIAS LINEARES	44
4.8	ESCANEAMENTOS.....	45
4.8.1	Escaneamento do Modelo-Mestre	46
4.9	MEDIÇÕES LINEARES DIGITAIS (ML ^D).....	48
4.10	VERACIDADE.....	49

4.11	PRECISÃO	49
4.12	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	50
5	RESULTADOS	51
5.1	EXATIDÃO EM RELAÇÃO AO MODELO-MESTRE.....	51
5.1.1	Maxila	51
5.1.1.1	<i>Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média</i>	<i>51</i>
5.1.2	Mandíbula	51
5.1.2.1	<i>Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média</i>	<i>52</i>
5.2	EXATIDÃO EM RELAÇÃO AO ESCÂNER DE REFERÊNCIA (AT)	52
5.2.1	Maxila	52
5.2.1.1	<i>Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média</i>	<i>52</i>
5.2.2	Mandíbula	52
5.2.2.1	<i>Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média</i>	<i>52</i>
5.3.	VERACIDADE E PRECISÃO DOS ESCÂNERES	54
5.2.3	Veracidade.....	54
5.2.4	Precisão	54
6	DISCUSSÃO.....	58
7	CONCLUSÕES.....	66
	REFERÊNCIAS	68

1 INTRODUÇÃO

O edentulismo é o resultado de processos patológicos, como a cárie e doença periodontal, frequentemente agravados pela condição socioeconômica (Bouma *et al.*, 1987; Felton, 2009; Lee; Saponaro, 2019). Esse estado interfere negativamente nas interações sociais, hábitos alimentares e outros aspectos do cotidiano do paciente (Felton, 2009; Polzer *et al.*, 2010). Por isso, o tratamento restaurador tem papel fundamental no reestabelecimento da função mastigatória e estética, devolvendo qualidade de vida ao paciente (Lidani *et al.*, 2022). Entre as alternativas de tratamento, destacam-se a prótese removível convencional e as próteses fixas e removíveis sobre implantes (Carlsson; Omar, 2010).

Métodos convencionais de confecção das próteses totais convencionais e implanto-retidas ou suportadas exigem inúmeras etapas clínico-laboratoriais (De Resende; Nogueira; Leles, 2019; Regis *et al.*, 2016). No entanto, há estudos relatando a vantagem do emprego do fluxo digital na redução das etapas de trabalho e aumento da previsibilidade do tratamento (Galhano; Pellizzer; Mazaro, 2012). O fluxo de trabalho digital compreende etapas de planejamento (*Computer-Aided Design – CAD*) e manufatura (*Computer-Assisted Manufacturing – CAM*) que necessitam da digitalização de informações clínicas que transformam superfícies físicas em arquivos digitais (*Computer-Aided Imaging – CAI*).

Para o CAI, os equipamentos utilizam de propriedades ópticas para a leitura de superfícies físicas que são reconstruídas tridimensionalmente no ambiente virtual a partir da sobreposição de imagens (Duret, 1991). Diversas são as tecnologias as quais estes equipamentos estão imersos para obtenção destas imagens: Microscopia de Varredura a Laser Confocal, Triangulação Óptica, Tomografia Óptica de Coerência, Interferometria de Borda de Acordeão e Amostragem de Ondas Frontais Ativas etc., podendo ser aplicados em ambientes intra- e/ou extra-oral. Para isso, análises de veracidade e precisão dos escaneamentos de superfície foram e continuam sendo realizadas para compará-los às técnicas convencionais de moldagem (Ellakany; Aly; Al-Harbi, 2022; Ender *et al.*, 2016; Ender; Mehl, 2013; Kong; Li; Liu, 2022; Papaspyridakos *et al.*, 2020).

Os escaneamentos intraorais têm demonstrado um desempenho favorável no que diz respeito à veracidade e precisão em arcos parciais (Kernen *et al.*, 2022). Por outro lado, os escâneres extraorais têm demonstrado desempenho ainda melhor

(Ender; Mehl, 2013). Essa diferença se deve às condições propícias para a digitalização em ambientes fora da cavidade oral (Kong; Li; Liu, 2022b). Outras pesquisas mostram que os escaneamentos de arcos dentados totais apresentam mais distorções quando comparados aos escaneamentos de arcos dentados parciais (Ellakany; Aly; Al-Harbi, 2022; Kernen *et al.*, 2022), sendo este também um fator de influência na avaliação. Em áreas de edentulismo, o escaneamento tem mostrado baixa exatidão devido à ausência de estruturas como referenciais superficiais (Papaspnyidakos *et al.*, 2020). Além da falta de referência, o tamanho da ponteira de escâner, o processo de renderização de imagens, o número de imagens e o tipo de tecnologia empregada exercem também influência na exatidão dos aparelhos (De Freitas *et al.*, 2024; Hayama *et al.*, 2018; Nulty, 2021).

Muitas são as variáveis que influenciam a exatidão de um escâner. Escaneamentos de arcos dentados, parcialmente dentados e edêntulos com implantes têm sido bem documentados na literatura (Alshawaf *et al.*, 2018; Azevedo *et al.*, 2023; Braian; Wennerberg, 2019; Ender; Mehl, 2013; Kernen *et al.*, 2022; Mangano *et al.*, 2020; Nulty, 2021; Rutkūnas *et al.*, 2023). Entretanto, poucos são os que se dedicam a avaliar os arcos edêntulos ao nível da mucosa (Chebib *et al.*, 2022; Srivastava *et al.*, 2023; Tao *et al.*, 2020). Desta forma, o presente estudo tem por objetivo comparar *in vitro* a exatidão (veracidade e precisão) do escaneamento de maxilas e mandíbulas desdentadas totais realizado com diferentes técnicas e escâneres intraorais. A hipótese nula do estudo é de que não há diferença estatística significativa entre as medições lineares digitais obtidas com os escaneamentos obtidos por diferentes técnicas e escâneres, e as medições lineares reais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 EDENTULISMO TOTAL

Para a Organização Mundial da Saúde (OMS), o edentulismo é considerado uma deficiência física (Bouma *et al.*, 1987). Essa condição é resultado de um processo multifatorial que envolve um histórico de doença periodontal, cárie, traumas e até mesmo o câncer (Lee; Saponaro, 2019). Além do processo da doença, essa condição sofre forte influência da condição socioeconômica (Felton, 2009). Essa condição afeta diretamente a qualidade de vida do paciente, pois suas consequências influenciam nos aspectos psicológicos, sociais, fisiológicos e nutricionais do paciente (El Osta *et al.*, 2017; Felton, 2009; Polzer *et al.*, 2010). No Brasil, dados epidemiológicos realizados nos anos de 1986, 2003 e 2010, Cardoso *et al.*, (2016) notaram um declínio no edentulismo no grupo populacional de jovens e adultos, entretanto houve aumento dessa condição em idosos. Além disso, o estudo faz uma prospecção alarmante para essa última faixa etária de 64 milhões de edêntulos em 2040.

Uma saúde bucal precária impacta a saúde sistêmica. Para (Müller; Schimmel, 2010), a falta de higiene oral pode acarretar complicações, como a pneumonia por aspiração, em especial para aqueles pacientes com várias comorbidades. Desse modo, a reabilitação oral através das próteses totais possui um papel fundamental para devolver qualidade de vida ao paciente. (Bajoria; Saldanha; Shenoy, 2012), realizaram um estudo prospectivo para avaliar os níveis de satisfação e capacidade mastigatória com trinta pacientes tratados com próteses totais. Os autores concluíram que o tratamento com próteses totais convencionas mostrou um aumento significativo nos níveis de satisfação e mastigação, dois meses após sua instalação

2.2 PRÓTESE TOTAL E FLUXO CONVENCIONAL

As próteses totais permanecem como uma alternativa viável para a reabilitação de pacientes edêntulos totais, especialmente para pessoas de baixa renda (Carlsson; Omar, 2010). No entanto, a confecção das próteses convencionais envolve várias etapas clínicas e laboratoriais que ainda encarecem o seu custo, pois um número maior de consultas é necessário para a sua confecção (Resende; Nogueira; Leles, 2019; Regis *et al.*, 2016).

Como descrito por Telles (2009) o processo de confecção tradicional de uma prótese total envolve inúmeras etapas que dispendem de muito tempo clínico e laboratorial. Convencionalmente, a etapa de moldagem é subdividida em duas: uma moldagem anatômica/preliminar e outra moldagem definitiva/ funcional subsequente. A partir da moldagem preliminar obtêm-se um modelo preliminar para a confecção de uma moldeira individual a servir para a moldagem funcional. A moldagem funcional é responsável pelo registro das interferências musculares durante os movimentos funcionais reproduzíveis, buscando garantir a estabilidade e retenção para a futura prótese.

Na história, o primeiro registro de moldagem foi realizado em 1728 por Matthias Gottfried Purman com cera de abelha (Rao; Chowdhary; Mahoorkar, 2010). E, ao longo dos séculos, foram desenvolvidos outros materiais para essa finalidade como o alginato, poliéter, polivinil siloxano e outros (Punj; Bompolaki; Garaicoa, 2017). O desenvolvimento desses materiais deu início à discussão sobre a importância da precisão dos materiais de moldagem e técnicas na odontologia em meados do século XIX (Rao; Chowdhary; Mahoorkar, 2010). Estudos recentes apontam que a réplica detalhada das estruturas por meio da moldagem e modelos de gesso, são o padrão ouro, e devem compor o ponto de partida de comparação para o desenvolvimento de novas técnicas de cópia das estruturas bucais (Kong; Li; Liu, 2022).

2.3 FLUXO DIGITAL EM ODONTOLOGIA

Duret (1991) descreveu que, para ser possível um fluxo digital em Odontologia seria necessário seguir três etapas de trabalho. Assim, a tecnologia CAD/CAM segue essas três etapas fundamentais. A primeira é a aquisição de imagens digitais (CAI), seguida pelo processamento dos dados e o desenvolvimento do projeto digital em programas específicos (CAD). Por fim, a peça é fabricada, seja por meio de técnicas subtrativas ou aditivas, com base no projeto digital gerado na etapa CAD, processo este conhecido como CAM (Liu; Leu; Schmitt, 2006; Park; Shin, 2018; Taneva; Kusnoto; Evans, 2015).

Diversas foram as vantagens atribuídas por Galhano, Pellizzer e Mazaro, (2012) ao fluxo digital. Segundo os autores, ele melhora a percepção e satisfação de dentistas e pacientes em comparação com o método convencional de moldagem. Agregar esses dispositivos na rotina de trabalho proporciona também benefícios como

a eliminação dos modelos físicos que requerem espaço para armazenamento, o maior conforto do paciente e a redução do tempo de consulta.

2.4 CAI – COMPUTER-AIDED IMAGING

O escâner intraoral é um marco da Odontologia moderna, resultado dos avanços na tecnologia de imagem. Esses aparelhos foram desenvolvidos para reproduzir as estruturas bucais dos pacientes, visando proporcionar maior conforto e, como consequência do seu uso, evitar a deformação dos tecidos orais decorrentes dos procedimentos de moldagem convencional (Srivastava et al., 2023).

O ponto de partida para o desenvolvimento dessa tecnologia inovadora foi baseado na tese “*Empreinte Optique*”, do professor Dr. François Duret em 1973 (Duret, 1991). No entanto, essa tecnologia foi patenteada e apresentada a comunidade odontológica em 1980, pelo Dr. Moermann, desenvolvedor do sistema CEREC®, juntamente com o Dr. Marco Brandestini (Miyazaki et al., 2009).

Os escâneres intraorais utilizam de propriedades metrológicas para a realização da leitura da superfície, mesmo que os princípios físicos de aquisição de imagem sejam distintos. De modo geral, independente da tecnologia o feixe luminoso emitido pelo escâner intraoral é capaz de gerar fenômenos físicos específicos que garante uma reconstrução tridimensional do objeto. Assim, independente da tecnologia de captura da imagem a informação é obtida e transformada em uma nuvem de pontos com coordenadas de um eixo cartesiano que permite obter uma referência espacial do objeto (Duret, 1991).

Park e Shin (2018) explicam que a aquisição do arquivo digital pode acontecer de duas maneiras: do modo direto e indireto. O método direto de aquisição é feito através dos aparelhos de escaneamento intraoral diretamente na boca do paciente. Já o método indireto é através do modelo de gesso e ou do molde, realizado no escâner de bancada ou de laboratório.

As vantagens dessa tecnologia incluem a redução do tempo necessário no consultório, pois a obtenção das digitalizações dispensa a permanência prolongada do paciente na cadeira odontológica, além de aumentar a previsibilidade dos tratamentos e reduzir o número de consultas necessários para a realização da reabilitação oral, como os das próteses totais, por exemplo (Polido, 2010; Segundo et al., 2023). Ademais, esses aparelhos desempenham um papel fundamental na

comunicação entre técnicos e cirurgiões-dentistas, auxiliando-os no planejamento e execução dos trabalhos (Burzynski *et al.*, 2018; Richert *et al.*, 2017).

Lee e Gallucci, (2013) realizaram um estudo piloto com alunos do curso de Odontologia para avaliar a eficiência, dificuldade e preferência do operador em relação ao escaneamento intraoral comparando com a moldagem convencional para prótese implantossuportadas. Para as duas técnicas de moldagem foi avaliado o tempo de preparação, trabalho e recaptura e digitalização, além do número de recapturas/redigitalizações. Por meio de um questionário com escala visual analógica (VAS), a percepção dos participantes foi registrada. O tempo médio total de tratamento foi de 24:42 m/s para moldagens convencionais e 12:29 m/s para as moldagens digitais ($p < 0,001$). O tempo médio de preparação foi de 4:42 m/s para moldagens convencionais e 3:35 m/s para moldagens digitais ($p < 0,001$). Na escala VAS, os participantes avaliaram a dificuldade média em 43,12 ($\pm 18,46$) para a moldagem convencional e 30,63 ($\pm 17,57$) para a moldagem digital ($p = 0,006$). Quanto à preferência, 60% dos participantes optaram pela impressão digital, 7% pela técnica convencional e 33% mostraram-se indiferentes entre as duas técnicas.

2.4.1 Métodos de Aquisição de Imagem

Segundo a descrição de Logozzo *et al.* (2014), as tecnologias usadas para a obtenção de imagem podem ser: a Microscopia de Varredura a Laser Confocal (*Confocal Laser Scanner Microscopy - CLSM*), a triangulação óptica, a Tomografia Óptica de Coerência (*Optical Coherence Tomography - OCT*), Interferometria de Borda de Acordeão (*Acordion Fringe Interferometry - AFI*) e Amostragem de Ondas Frontais Ativas (*Active Wavefront Sampling - AWS*). Estes métodos capturam a imagem e por meio de cálculos algorítmicos conseguem determinar a posição espacial de cada ponto da estrutura digitalizada dentro das coordenadas x, y e z e, ao final, transformar em um arquivo digital. No entanto, o conhecimento acerca do funcionamento dos equipamentos permanece obscuro. Isso acontece principalmente devido à quantidade de informações de caráter comercial que as empresas mantêm como confidenciais.

2.4.1.1 Microscopia de Varredura a Laser Confocal

Em 1961, Marvin Minsky registrou e patenteou a tecnologia de Microscopia Confocal a Laser (CLSM) (Minsky, 1957). Entretanto, foi somente em 1980, após três décadas do seu registro, que essa técnica passou a ser reconhecida (Logozzo et al. 2014).

A reconstrução da superfície inicia com a emissão de um laser de comprimento de onda contínuo, que é direcionado aos espelhos galvanômetros. Esses espelhos orientam o feixe até a amostra. Quando o feixe atinge a amostra, ocorre reflexão, resultando em feixes refletidos que retornam ao microscópio. Esse processo acontece em um intervalo de tempo muito breve, suficiente para ocorrer a movimentação dos espelhos galvanômetros. O conjunto é composto por espelhos lentos (y) e rápidos (x). O espelho do eixo x oscila rapidamente para excitar ponto a ponto a amostra/superfície, enquanto o eixo y oscila mais lenta para mover-se linha por linha. Após o movimento dos espelhos, o feixe luminoso é enviado aos detectores. No entanto, antes de chegar ao detector propriamente dito, o feixe luminoso passa por um orifício projetado para evitar que a luz fora de foco alcance o detector, o que poderia causar desfoque na imagem (**Figura 1**).

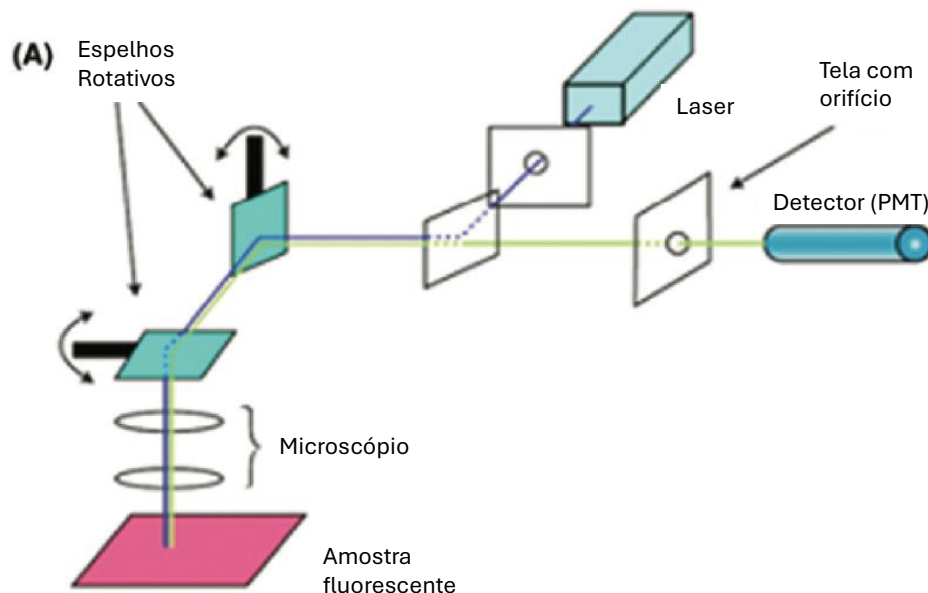


Figura 1. Componentes do CLSM.
Fonte: Adaptada de Sanderson (2020)

2.4.1.2 *Triangulação Óptica*

Essa tecnologia de aquisição de imagem pode ser chamada de estereovisão e usa algoritmos de fotogrametria. Ela envolve tanto a triangulação ativa quanto a passiva. Na técnica ativa, a luz é projetada sobre o objeto, e sua reflexão é usada na determinação da posição do objeto. Já na passiva, o dispositivo não emite luz, mas detecta a luz do ambiente refletida. Esse método usa duas câmeras com posições e ângulos conhecidos. A captura das imagens é identificada pela geometria epipolar, permitindo a aplicação da triangulação (El-Hakim; Beraldin; Blais, 1995; Logozzo et al. 2014).

Na triangulação óptica, um laser emite um feixe luminoso que, desviado por um espelho e direcionado ao objeto, faz a localização da imagem do ponto iluminado no objeto, com uma câmera especial que possui uma lente e um detector sensível à posição. Esse ponto aparece em lugares diferentes na câmera, dependendo da distância do objeto. O princípio é que a câmera e a origem do laser e o ponto iluminado formam um triângulo imaginário. A distância entre a câmera e a origem do laser é conhecida, como um lado do triângulo. Assim, a distância “d” entre a câmera e o emissor de laser é conhecida, denominada de linha de base e corresponde a um lado do triângulo, assim como o ângulo J e F, do detector e câmera são conhecidos. Com essas informações e com cálculos trigonométricos é possível realizar os cálculos que fornecem a localização espacial do objeto (El-Hakim; Beraldin; Blais, 1995) (**Figura 2**).

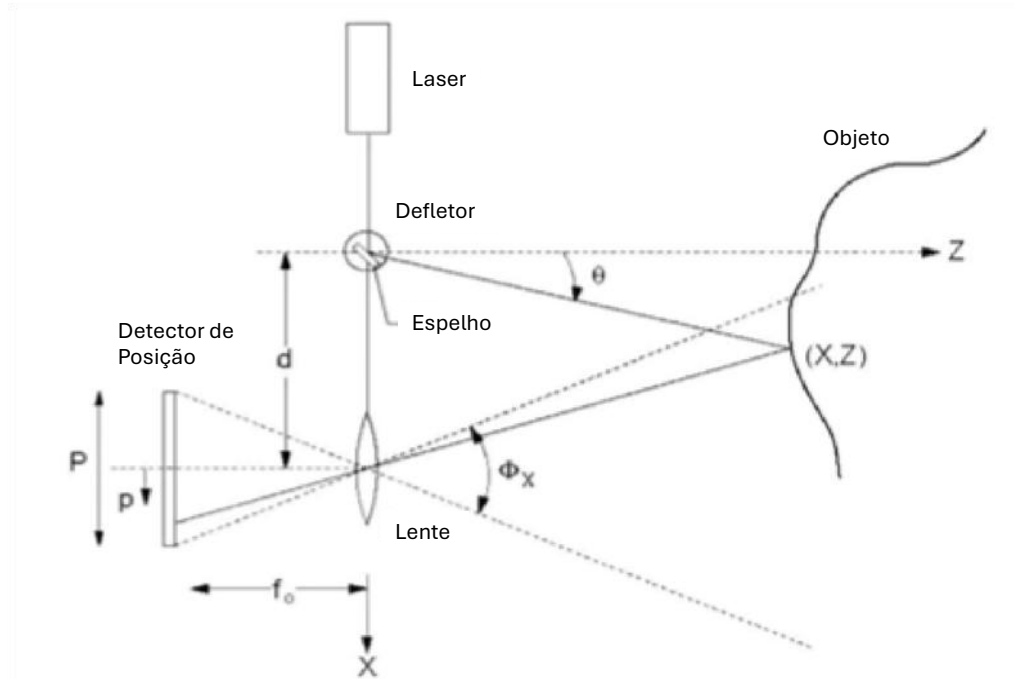


Figura 2. Triangulação Óptica
 Fonte: Adaptada de El-Hakim, Beraldin e Blais, (1995)

2.4.1.3 Tomografia de Coerência Óptica

A tecnologia de tomografia por coerência (Optical Coherence Tomography-OCT) produz imagens de alta resolução em secções transversais subsuperficiais do objeto alvo ou de um tecido vivo (Schmitt, 1999).

A parte crucial desse sistema é um interferômetro, iluminado por luz de baixa coerência (um comprimento de onda de 830nm) oriundo de um diodo superluminoso (SLD). Dentro desse interferômetro ocorre uma divisão de campo de referência (E_r) e um campo de amostra (E_s). Cada campo irá desempenhar uma função, de modo que o campo da amostra atinge um ponto mais baixo da superfície do tecido e reflete como um campo modificado (E_s'). O E_s' viaja até o fotodetector, onde encontra o campo de referência (E_r). Esses campos são correlacionados e fornecem uma amplitude da correlação cruzada. Essa interação complexa entre os feixes luminosos é capaz de gerar a localização do objeto com alta resolução (Huang *et al.*, 1993; Logozzo *et al.*, 2014) (**Figura 3**).

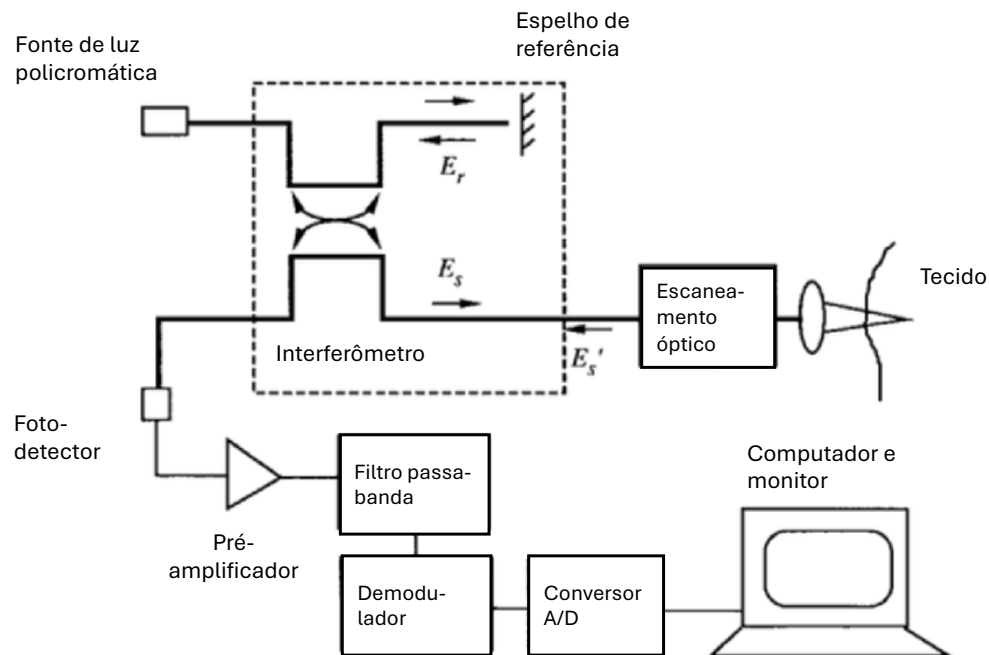


Figura 3. Componentes do Sistema OCT.
Fonte: Adaptada de Schmitt, (1999)

2.4.1.4 Interferometria de Franja de Acordeão

A tecnologia de Interferometria de Franja de Acordeão (*Acordion Fringe Interferometry - AFI*) envolve uma franja sanfonada. Essas franjas são oriundas de fontes luminosas pontuais que deixam o objeto iluminado e criam um padrão de franjas de interferência. Assim, com uma câmera de alta precisão se registra o padrão de curvatura das franjas. O grau de curvatura por sua vez, juntamente com as geometrias conhecidas da câmera e fonte do laser, permite que os algoritmos calculem a localização dos pontos x , y e z para cada pixel da câmera (Logozzo *et al.*, 2014) (**Figura 4**).

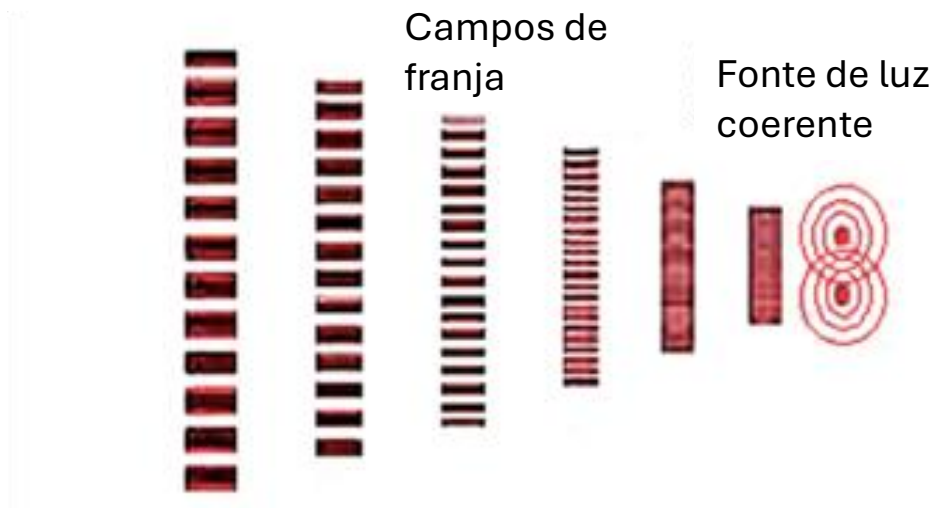


Figura 4. Franjas da Interferometria de Franja de Acordeão.
 Fonte: Adaptada de Logozzo *et al.* (2014)

2.4.1.5 Amostragem de Ondas Frontais Ativas

A tecnologia de Amostragem de Ondas Frontais Ativas (Active Wavefront Sampling – AWS) realiza a reconstrução 3D com o auxílio de lente única, e realiza medições de profundidade com base na desfocagem do sistema ótico primário. Basicamente, essa tecnologia por meio de câmeras realiza inúmeras imagens que realizam inúmeras tomadas fotográficas em diferentes profundidades. E por meio de algoritmos e das diferentes profundidades que geram diferentes resultados de foco é possível realizar o cálculo e definir a profundidade do objeto em cada ponto da cena (3M ESPE, 2009; Lammerding; Rohaly, 2004; Logozzo *et al.*, 2014) (**Figura 5**).

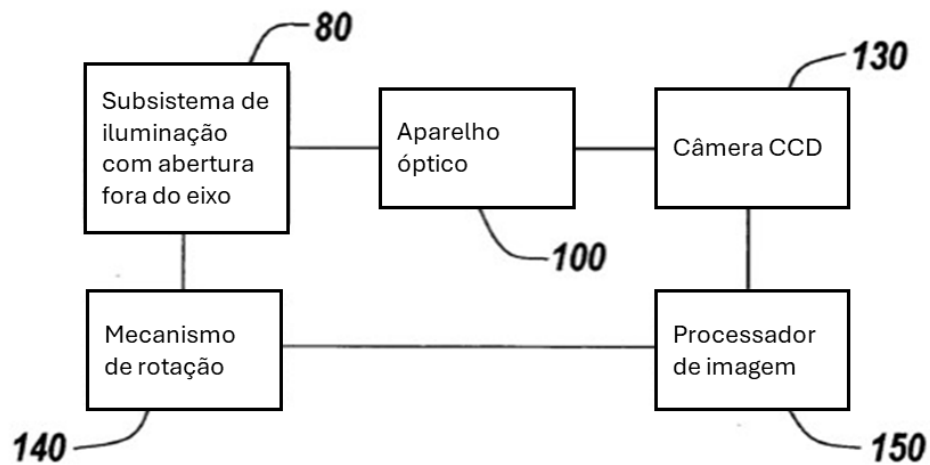


Figura 5. Esquema de funcionamento do AWS
 Fonte: Adaptado de Lammerding e Rohaly (2004)

2.5 EXATIDÃO, VERACIDADE E PRECISÃO

Para entendermos os conceitos de exatidão, veracidade e precisão devemos nos basear na Organização Internacional de padronização (ISO5725-1) e Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) (INMETRO, 2012; International Organization for Standardization, 1994). A Organização internacional de padronização (ISO5725-1) define a exatidão como o grau de concordância entre o valor de teste e o valor verdadeiro, mas para o entendimento deste devemos avaliar outros dois parâmetros que são a veracidade e a precisão (**Figura 6**).

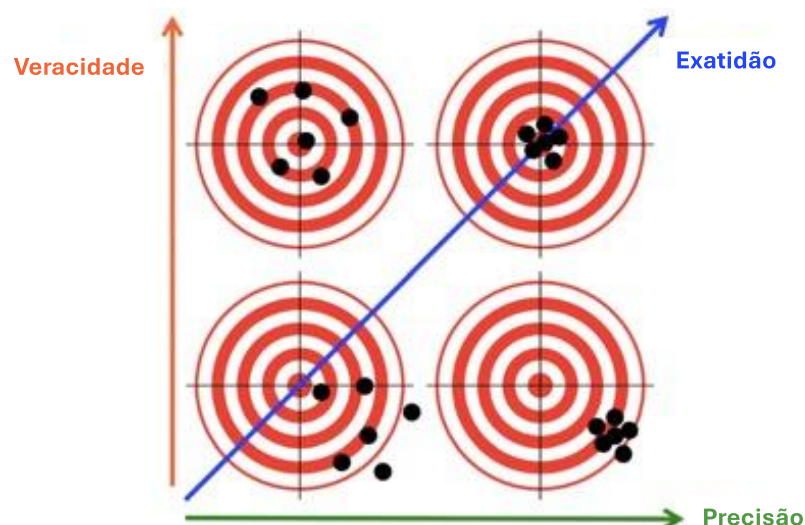


Figura 6. Imagem representativa do conceito de veracidade e precisão
 Fonte: Adaptada de Sanda, Miyoshi e Baba, (2021)

Além da ISO 5725-1, no Brasil, o manual técnico VIM, descreve que a exatidão de medição é o grau de concordância entre um valor medido e um valor verdadeiro mensurado. A medida de um objeto é considerada mais exata quando o erro de medição for pequeno. E apesar de ter relação com os termos de veracidade e precisão, quando falamos de exatidão não devemos usar esses termos como sinônimo.

Assim, o entendimento de exatidão, veracidade e precisão se faz importante pois já há estudos que analisam a produção científica existente que usam esses termos para avaliar o desempenho dos escâneres intraorais. Em sua revisão sistemática, Sanda, Miyoshi e Baba, (2021), menciona que o termo “*accuracy*” é, por vezes, confundido e usado no lugar de “*trueness*” em alguns artigos. Os autores ressaltam a importância de distinguir esses termos ao discutir a exatidão dos escaneamentos intraorais, pois isso contribui para que os resultados e, conseqüentemente, as interpretações corretas sejam realizadas.

Ainda segundo a ISO 5725-1, a veracidade é definida como o grau de concordância entre a média aritmética de um grande número de valores medidos repetidamente que é aceito como verdadeiro ou como valor de referência. Em outras palavras, a veracidade refere-se *o quão próximo o resultado médio de um conjunto de medições está do valor real ou verdadeiro*. Se um método de medição é considerado verdadeiro, isso significa que os resultados estão próximos do valor que se espera medir.

A precisão, por outro lado, é definida como o grau de concordância entre diferentes valores medidos. Isso significa que, o método é considerado preciso quando os valores medidos apresentam pouca variação entre as medições, mesmo que os resultados não estejam próximos do valor verdadeiro. A precisão é, portanto, uma medida da repetibilidade ou consistência dos resultados de um teste. E, geralmente expressa através do desvio padrão, variância ou coeficiente de variação (INMETRO, 2012).

Assim, devemos prestar atenção no modo como iremos usar os termos reprodutibilidade e repetibilidade, eles devem ser primeiramente elucidados e esclarecidos. Desse modo, avaliamos a repetibilidade quando as mesmas condições são usadas para realizar o mesmo procedimento de medição. Essas condições podem ser o mesmo operador, o mesmo aparelho de medição, o mesmo local com as mesmas condições de medição, e a repetição com um curto período de tempo. Já

avaliamos a reprodutibilidade quando as condições de medição são diferentes. Essas condições podem ser diferentes locais, diferentes operadores, diferentes sistemas de medição e medições repetidas no mesmo objeto (INMETRO, 2012; International Organization for Standardization, 1994).

2.5.1 Arco Parcialmente Dentado

Kernen et al. (2022), em um estudo clínico com 11 pacientes parcialmente dentados, avaliaram a precisão do escaneamento intraoral dos escâneres intraorais Trios® 3, Omnicam® e True Definition®, comparando-os com o escaneamento extraoral. O escâner de bancada (S600 Arti; Zirkonzahn) mostrou um desvio médio de 22µm, mesmo sendo utilizado o algoritmo de melhor ajuste. A precisão média do escaneamento extraoral de distância curta foi de 29µm (TD), 22µm (TR) e 23µm (OC). Já para a distância longa os resultados foram de: 165µm (TD), 81µm (TR) e 103µm (OC). Para os escaneamentos intraorais a precisão da mediana de distância curta foi de 31µm (TD), 23µm (TR) e 43µm (OC). Já para distância longa foi de 153µm (TD), 80µm (TR) e 198µm (OC). Já veracidade média do escaneamento extraoral para distância curtas foram de 40µm (TD), 28µm (TR) e 36µm (OC). E para distâncias longas foi de 581µm (95%: 1387µm) (TD), 132µm (TR) e 118µm (OC). Para os escaneamentos intraorais a veracidade de distâncias curtas foram de 47µm (TD), 38µm (TR) e 45 µm (OC) e para distâncias longas foi de 433µm (TD), 147µm (TR) e 198µm (OC). A precisão dos escâneres foi significativamente diferente para os escaneamentos intra e extraorais. A veracidade e a precisão dos escaneamentos extra e intraorais de distâncias curtas foi significativamente maior do que para distâncias longas para todos os escâneres ($p < 0,001$). Os resultados encontrados reforçam a hipóteses do estudo de que os escaneamentos intraorais têm menor precisão quando comparados aos escaneamentos extraorais. Além disso, o escaneamento de arcos parciais possui maior exatidão comparados aos de arco completo. As condições intraorais, como a saliva e sangue, influenciam negativamente a precisão dos dispositivos de escaneamento, que também foi reduzida para os escaneamentos de arcada completa.

2.5.2 Arco Total Dentado

No estudo, *in vitro*, de Ender e Mehl (2013), a veracidade e precisão de um novo escâner de referência (Infinite Focus Standard; Alicona Imaging, Graz, Áustria) foram avaliadas. Para isso, cinco moldagens convencionais foram realizadas e escaneadas nos eixos de rotação 90°, 10° e 20°. Os resultados mostraram uma alta precisão em toda a arcada para o escâner de referência, com uma precisão de $1,6 \pm 0,6 \mu\text{m}$ e uma veracidade de $5,3 \pm 1,1 \mu\text{m}$. Já a moldagem convencional mostrou uma precisão ($12,5 \pm 2,5 \mu\text{m}$) e veracidade ($20,4 \pm 2,2 \mu\text{m}$) significativamente maiores, com pequenas variações na região do segundo molar ($P < 0,001$). Os escaneamentos foram significativamente menos precisos, com uma precisão de $32,4 \pm 9,6 \mu\text{m}$ e uma veracidade de $58,6 \pm 15,8 \mu\text{m}$ ($P < 0,001$). Além disso, a análise visual da veracidade mostrou um desvio sistemático dos escaneamentos para o modelo de referência, com valores negativos na região anterior e molar e valores positivos na região de caninos e pré-molares. Os autores concluem que a veracidade e precisão dos arquivos digitais são menores precisos comparado a moldagem convencional. E que os padrões de desvio de ambas as técnicas são diferentes.

Em seu estudo *in vitro*, Nulty (2021) avaliou a digitalização de um modelo mestre dentado com nove escâneres intraorais e quatro de laboratório. Os arquivos foram exportados em formato STL. E importados para o Meshlab (ISTI-CNR, Pisa, Itália) e alinhados. Para a avaliação da exatidão, o escâner de bancada foi usado como padrão para alinhamento das malhas, enquanto o software CloudCompare usado para o alinhamento. Observou-se que os escâneres com maior exatidão foram os que possuem a tecnologia de microscopia confocal. Em suma, os escâneres de bancada foram estatisticamente mais precisos que todos os outros escâneres intraorais. De modo geral, todos os escâneres intraorais apresentaram um erro médio de 60 μm , sendo o Primescan e Trios 3 com a melhor veracidade, com 30 μm . E em relação a precisão, o Primescan se destacou e foi estatisticamente comparável aos escâneres laboratoriais. Além do Primescan, o Trios 3, Trios 4, i500 e CS3600 obtiveram bons resultados. Destacou-se que o estudo *in vitro* não consegue reproduzir as condições clínicas como a presença de saliva ou sangue e que estudos *in vivo* são fundamentais para a investigação da precisão.

Em seu estudo *in vitro*, Ellakany, Aly e Al-harbi (2022) compararam a veracidade e precisão dos modelos digitais, impressos e em gesso obtidos através de escaneamentos de diferentes escâneres intraorais e extraorais. Os resultados

mostraram diferença estatística de veracidade e precisão dos modelos impressos produzidos pelos diferentes escâneres ($p < 0,001$). Os modelos digitais tiveram valores de precisão e veracidade significativamente maiores em comparação aos modelos impressos ($p < 0,001$). Para o escaneamento de arco total, houve uma precisão e veracidade significativamente menores do que o de curta distância ($p < 0,001$). Essas diferenças encontradas podem ocorrer dependem do material que está sendo escaneado. A justificativa para isso pode ser devido à diferença de índice de refração dos diferentes materiais. Para os modelos impressos as distorções podem ter várias justificativas como a técnica de impressão, o tipo de resina, as configurações de calibração dadas pelo fabricante e a etapa de pós processamento. Os autores reforçam que o estudo não reproduz as condições clínicas como a presença de saliva, sangue e a língua.

A revisão sistemática de estudos clínicos de Kong, Li e Liu (2022) comparou a exatidão da moldagem convencional e digital de arcos totais dentados. Não houve diferença significativa entre as impressões digitais e convencionais nas medidas lineares de largura dentária, índice de Bolton anterior, índice de Bolton geral, distância intercaninos (DIC) e distância intermolar (DMI). O desvio 3D (exatidão) entre os escaneamentos e a moldagem com alginato foi de 0,09 mm. A precisão 3D de ambas as técnicas de impressão foi inferior a 0,1 mm. A veracidade dos escaneamentos e das moldagens com alginato da arcada completa foi semelhante, e ambas as técnicas de mostraram alta precisão. Os autores acrescentam que, para pacientes com dentição completamente natural, os escaneamentos obtidos diretamente do escaneamento intraoral podem ser considerados uma alternativa viável às moldagens de alginato.

No estudo clínico de De Freitas et al. (2024), três pacientes foram escaneados para que a veracidade da tecnologia utilizada por cada escâner fosse testada. Um usa a tecnologia Multiscan Imaging™ (Virtuo Vivo, Dental Wings, Montreal, Canadá) e outro a microscopia confocal de varredura (Aling Technologies, Califórnia EUA). Cada paciente possuía uma condição diferente para o escaneamento, como apinhamento dental, diastema e espaços edêntulos. A tecnologia Multiscan Imaging™ gerou discrepâncias maiores do que a tecnologia confocal. Já a situação de apinhamento dental gerou discrepâncias positivas na região anterior da arcada quando observado a tecnologia Multiscan Imaging™, já para a tecnologia confocal essa discrepância foi positiva na região vestibular na região posterior da arcada. Para a situação a maiores

discrepâncias avaliadas foram a no arco com diastema, seguido dos espaços edêntulos e apinhamento dental, respectivamente. A tecnologia e a condição do escaneamento influenciam a variável veracidade. As discrepâncias presentes na região posterior do arco podem ser decorrentes da anatomia do paciente que juntamente com a ponteira robusta de alguns escâneres contribuem para não acontecer um posicionamento adequado para a cópia das estruturas. Além disso, a tecnologia Multiscan Imaging™ emite um comprimento de onda menor que a tecnologia confocal e isso pode influenciar na veracidade.

No estudo *in vitro* de Braian e Wennerberg (2019) avaliou-se a veracidade e precisão dos escâneres em duas situações distintas (dentado e edêntulo). Em um software de desenho, sobre o arquivo .stl foram posicionados cilindros e um modelo físico foi impresso. A distância entre cilindros foi aferida com uma máquina de medição de coordenada (*Coordinate Measure Machine*, CMM) onde as medições entre os cilindros na mesma hemiarcada e transversalmente foram realizadas. Para o arco dentado a veracidade das distâncias intercilíndricas em todos os escâneres foi $<50\mu\text{m}$ e com precisão de $35\mu\text{m}$. Já para o arco edêntulo a veracidade foi de $94\mu\text{m}$ e precisão foi de $97\mu\text{m}$ para as distâncias intercilíndricas. Isso indica que a medição intercilíndrica no modelo dentado apresenta quase o dobro do nível de veracidade e três vezes o nível de precisão quando comparada à medição intercilíndrica no modelo edêntulo. Os valores de veracidade das distâncias transversais do arco edêntulo foram de $193\mu\text{m}$ e de precisão $299\mu\text{m}$. Os autores concluem que a precisão para arcos edêntulos é baixa e os escaneamentos curtos possuem maior exatidão do que escaneamentos de arco completo. Além disso, atribuem a ocorrência dos erros de escaneamento dos edêntulos pode ser decorrente da falta de geometrias complexas, visto que as imagens adquiridas pelo escâner intraoral são unidas por um algoritmo que as unem com base na geometria dos objetos. Por outro lado, um arco dentado possui geometrias complexas contribuindo para o alinhamento correto o que não acontece em rebordos edêntulos totais e em borda incisal de dentes anteriores.

Wesemann et al. (2021), propuseram a investigação da influência da luminosidade sobre a exatidão dos escâneres intraorais. Ao total utilizaram 6 escâneres e avaliaram o escaneamento de um modelo impresso com 4 níveis de luminosidade (100 lux, 500 lux e 1000 lux). Os resultados demonstraram que a precisão do TRIOS 3 não foi afetada pelos diferentes níveis de iluminância. O sistema

TRIOS 3 apresentou um desvio médio de 6 ± 36 mm a 500 lux, enquanto o sistema CEREC teve um desvio médio de 10 ± 57 mm também a 500 lux. Por outro lado, o sistema iTero mostrou um desvio médio negativo significativo de -122 ± 47 mm a 100 lux. Os autores concluíram que a iluminância ambiental afeta significativamente a veracidade dos escaneamentos. Assim, a escolha do sistema de escaneamento e as condições de iluminação são essenciais para otimizar a precisão e a veracidade dos escaneamentos e devem ser adequadas para cada aparelho.

Em um estudo *in vivo*, Ender et al. (2016) avaliaram a precisão de vários métodos de moldagem de arcos dentados. Os métodos de moldagem foram realizados em 5 voluntários. Para cada método foram realizadas três moldagens. Em seguida, escaneados com um escâner de referência (inEOS X5, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) e seus arquivos exportados em formato STL. Para as moldagens digitais, foram utilizados 8 escâneres intraorais. Os resultados do estudo revelaram que a precisão média estatística mais alta foi obtida com a moldagem de um material de alta e baixa viscosidade e após escaneado ($18,8 \pm 7,1$ μ m). A precisão média estatística mais alta foi do grupo CI ($18,8 \pm 7,1$ μ m), seguida por True Definition Scanner ($21,7 \pm 7,4$ μ m), Trios ($25,7 \pm 4,9$ μ m), Trios Color ($26,1 \pm 3,8$ μ m) e grupo CEREC 4.0 ($34,2 \pm 10,5$ μ m). Já os grupos CEREC 4.2 ($43,3 \pm 19,6$ μ m), CEREC Omnicam ($37,4 \pm 8,1$ μ m), iTero ($49,0 \pm 12,4$ μ m) não diferiram significativamente. Por fim, os autores concluem as digitalizações de arcos dentados possuem uma precisão satisfatória. Afirmam que as restaurações feitas no fluxo digital são bem-sucedidas, embora a precisão dos diferentes sistemas seja estatisticamente diferente.

2.5.3 Arco Total Edêntulo com Implantes

O estudo *in vitro* conduzido por Alshawaf et al. (2018) investigou a exatidão e precisão de modelos impressos obtidos através da digitalização de modelos com implantes, comparando-os com a técnica convencional de moldagem. O estudo utilizou moldagens do arco mandibular com poliéter e gesso para criar um modelo mestre de controle. O estudo possuiu três grupos: o Grupo 1 com moldagem convencional ao nível do implante, o Grupo 2 com moldagem digital com tecnologia de luz branca (CEREC Omnicam®), e o Grupo 3 com moldagem digital com tecnologia de amostragem de onda ativa (True Definition®). Os arquivos digitais foram transformados em modelos impressos utilizando uma impressora SLA com

poliuretano e análogos de implantes adaptadas. Os modelos de gesso e os modelos impressos foram digitalizados com um escâner industrial. A análise dos dados revelou que o modelo de gesso apresentou os desvios médios mais baixos (53,49 μm), seguido pelo Grupo 2 (108,09 μm) e Grupo 3 (120,39 μm). Os resultados apontaram diferenças significativas entre os grupos, com o Grupo 2 sendo inferior ao Grupo 3. O estudo concluiu que os modelos impressos tiveram desvios maiores em comparação com o modelo de gesso, com a tecnologia de luz branca demonstrando maior precisão em relação à tecnologia de amostragem de onda ativa. No entanto, ressaltou a necessidade de pesquisas adicionais para identificar fatores influentes nesse processo. Em resumo, os resultados indicam que, apesar das vantagens dos modelos impressos, os modelos de gesso ainda apresentam desvios menores e maior precisão.

Em seu estudo *in vitro*, Mangano et al. (2020) avaliaram a exatidão de 12 escâneres intraorais (iTero® Elements 5D; Primescan®; Omnicam®; CS 3700® CS 3600® Trios 3®; i500®, Emerald S®, Emerald®, Virtuo Vivo®, Dwio® e Runeyes®) usando dois métodos de avaliação e realizou o cálculo das distâncias entre os *scanbodies*. A qualidade das malhas geradas por esse escâner foi avaliada por um software (Studio®, Geomagics, EUA). Diferenças estatísticas significativas foram encontradas entre os escâneres intraorais. A relação das distâncias lineares e transversais foram encontradas correlações entre as medianas (0,80, IC 95% 0,41–0,94, $p = 0,0019$), desvios medianos absolutos (0,66, 95% CI 0,14–0,90, $p = 0,019$). Para a distância linear houve correlação entre as medianas e desvios absolutos medianos (-0,52, 95% CI -0,84–0,07, $p = 0,082$). E para as distâncias transversais também houve correlação entre as medianas e desvios médios absolutos (0,13, IC 95% -0,48–0,65, $p = 0,696$). Ao final, os autores discutem a dificuldade para com os escâneres em copiar regiões que possuem curvaturas, visto que existiu uma grande variação de leitura em locais que possuem maior curvatura no modelo físico. Além disso, os autores discutem a evolução e aprimoramento de hardware e software que os escâneres passam de uma versão para a outra. Desse modo, reforçam que os achados desse estudo são válidos para as versões de software usados até o momento do estudo. Ao final, reforçam a importância de mais estudos para melhor compreender os fatores influenciadores das impressões ópticas.

No estudo *in vitro* de Çakmak et al. (2020) foi avaliada a precisão das digitalizações de escâneres intraorais e de laboratório em uma maxila

completamente edêntula com quatro implantes. Um modelo foi escaneado 3 vezes para obter-se um obteve-se o modelo de referência com um escâner industrial usando foi de luz azul (ATOS Core 80 5MP, GOM GmbH, Braunschweig, Alemanha) que possui um erro de $6\mu\text{m}$ e tamanho de $8\mu\text{m}$. Esse modelo foi escaneado por três escâneres que usam três tecnologias de aquisição de imagem: microscopia confocal, com luz estruturada e digitalização ultrarrápida (Trios® 3, 3Shape, Dinamarca; TS- IOS), outro que usa luz azul com tecnologia de imagem Multiscan (Virtuo Vivo, Dental wings, Canadá; VV- IOS) e o escâner de laboratório a tecnologia de iluminação por laser azul. Ao todo foram feitas dez varreduras do modelo de referência para cada escâner. Com os arquivos .stl, sobreposições foram feitas usando o algoritmo de melhor ajuste (GOM Inspect 2019, GOM GmbH, Alemanha). Quanto à precisão, as análises mostraram que tanto a posição do *scanbody* ($p=0,004$) quanto o tipo de escâner ($P < 0,001$) influenciam os valores de desvio de distância. Encontrou-se também diferenças estatísticas entre as médias dos desvios de distância entre todos os tipos de escâneres. O escâner Virtuo® Vivo teve desvios de distância significativamente maiores do que o Trios® 3 ($p=0,010$) e o 7S-LBS ($p< 0,001$). No entanto, o escâner 7S-LBS teve desvios de distância significativamente menores que o VV- IOS ($p< 0,001$) e o TS- IOS ($p<0,001$). Ao final, conclui-se que o escâner de laboratório apresentou desvios de distância significativamente menores que os escâneres intraorais, e que a posição dos *scanbodies* tem influência significativa no desvio da distância (exatidão). Em relação à precisão, o escâner Virtuo Vivo® apresentou o maior desvio de distância.

Em sua revisão sistemática, Papaspyridakos et al. (2020) investigaram se a técnica de moldagem convencional para implante possui uma exatidão semelhante a técnica de moldagem digital para pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos. A hipótese de que os escaneamentos digitais são superiores em relação a técnica de moldagens convencionais foi parcialmente rejeitada. Para os arcos de edêntulos totais os escaneamentos apresentaram uma exatidão maior comparada a técnica convencional, no entanto para arcos parcialmente edêntulos a técnica convencional foi melhor. Apesar de os estudos mostrarem uma exatidão aceitável para os arcos edêntulos totais os autores reforçam que essa moldagem digital ainda representa um desafio, pois é necessário um escaneamento de uma área grande e há falta de referências anatômicas. Ao final, os autores concluem que o desvio entre o escaneamento digital de implante e a técnica convencional é de $8,20\mu\text{m}$ em arcos

edêntulos totais, mas reforçam que o escaneamento mostrou melhor exatidão, no entanto não mostrou diferença estatística ($p=0,72$). Para os arcos parcialmente edêntulos o desvio entre as técnicas foi de $52.31\mu\text{m}$, sendo que a técnica convencional teve maior exatidão e houve diferença estatística ($p=0.03$) entre as técnicas. E a angulação do implante juntamente com a técnica de escaneamento podem afetar a exatidão do modelo digital.

No estudo *in vitro* de Azevedo et al. (2023), comparou-se a veracidade de três diferentes técnicas de escaneamento de arco total edêntulo com implantes. Os escaneamentos intraorais foram feitos com os pilares scanbodies fixados, ou seja, eles não foram removidos entre um escaneamento e outro. O modelo de gesso foi digitalizado com o escâner de bancada IScan® 4D LS3i (Imetric 4D) com precisão de $\pm 5\mu\text{m}$. Para os escâneres intraorais, três técnicas de escaneamento foram realizadas, uma apenas com os *scanbodies* em posição (cIOSs) – técnica convencional – outra com o uso de fios ortodônticos (Sentalloy; Dentsply Sirona) e resina (EZ - Pattern Lc; Hudens Bio Co) – técnica esplintada, e a última com a ajuda de uma cola para tecidos (PeriAcryl Periodontal Tissue Adhesive; GluStitch Inc.). Marcadores de resina radiopaca foram colocados entre os *scanbodies* sobre o rebordo alveolar- técnica com marcadores. Os escâneres intraorais usados foram o iTero® 5D (Aling Technology), Trios® 4 (3Shape A/S), Cerec Primescan® (Dentsply Sirona), i700® (Medit Corp) e Virtuo Vivo® (Dental Wings). A estratégia de escaneamento usada foi de realizar um zigue-zague da região distal do quarto quadrante até o lado oposto. Cada grupo foi composto por 10 escaneamentos. As condições de ambientes foram padronizadas em 1000 lux e 4100K, essas condições aferidas (EM2243 Light Meter; Faithfull Tools). Os arquivos em STL foram importados para o programa Geomagic Control X 2020 (3D Systems Inc.) para que fosse realizada a sobreposição. Os diferentes sistemas de escâneres interferiram significativamente a veracidade entre as diferenças técnicas ($p<0,01$). Comparando diferentes técnicas com os mesmos sistemas de escâneres, houve diferença estatística significativa ($p<0,05$), exceto para o iTero® 5D ($p=0,348$) e Primescan® ($p=0,59$). Para o método de comparação pareado com correlação de Bonferroni mostrou que para o Trios® 4 teve maior veracidade para a técnica de esplintagem do que para a técnica com marcadores ($p=0,003$). Além disso, os resultados de exatidão foram significativamente maiores entre a técnica convencional e as outras técnicas para o Virtuo Vivo® (esplintada $p=0,001$; com marcadores,

$p=0,012$). Com o escâner Medit i700®, a veracidade foi significativamente maior com a técnica convencional comparado às outras técnicas ($p=0,010$). O Primescan® resultou em maior exatidão ($p<0,01$) do que Medit i700®, iTero® 5D e Trios® 4 com todas as técnicas. Uma limitação ao estudo pode ter sido a técnica usada para os escaneamentos de zigue-zague e reforçam a falta de literatura sobre o trilho de escaneamento mais adequado para cada escâner. Ao final, conclui-se que as diferentes técnicas apresentaram exatidão semelhante.

Sanda, Miyoshi e Baba, (2021) em sua revisão de literatura, tiveram como objetivo avaliar a exatidão das moldagens digitais de implantes pelos escâneres intraorais. Os autores descrevem que vários aparelhos são usados para gerar as medidas de referência, como as máquinas de coordenadas, os escâneres industriais e os escâneres de bancada. E que a ferramenta *best-fit* é o método de alinhamento de pontos que se ajustam o mais adequadamente, e a vantagem de usá-la é para realizar o alinhamento e o cálculo de discrepância entre os arquivos. Além disso, a heterogeneidade dos dados referente a métodos matemáticos distintos dificulta a comparação entre artigos. No entanto, os autores discorrem que a precisão tende a diminuir à medida que a distância entre os implantes e a área de escaneamento aumenta. A heterogeneidade nos métodos de pesquisa foi prevalente entre os estudos considerados na revisão. A precisão foi avaliada principalmente por meio de medições diretas de distância ou ângulo usando máquinas de medição por coordenadas (CMM) e pelo cálculo de desvios de superfície através da sobreposição de dados de superfície. Essa variação nos métodos de avaliação dificultou a integração dos resultados e a formulação de declarações definitivas sobre a veracidade e precisão das impressões digitais de implantes. Os fatores que influenciam a veracidade incluem o número de implantes, a distância entre os implantes, o ângulo entre os implantes e a experiência do operador. Embora muitos estudos tenham concordado que a veracidade tende a diminuir com o aumento da distância entre os implantes, a influência de outros fatores variou entre os estudos, resultando em conclusões não claras sobre seus efeitos

Em um estudo *in vitro* de Rutkūnas et al. (2023) o objetivo foi avaliar a exatidão do escaneamento intraoral de edêntulos totais e parciais na presença de pontos fiduciais. Dois modelos foram impressos (Asiga Max UV; Asiga) e escaneados com um escâner de referência (Nikon Altera, v 10.7.6; Nikon Metrology). Ao todo, utilizou-se 5 escaneres intraorais (Primescan v5.0.1; Dentsply Sirona, TRIOS 3 v1.18.2.10;

3Shape A/S, TRIOS 4 v19.2.2; 3Shape A/S, CARESTREAM 3600 v3.1.0; Carestream dental, Medit i500 v2.0.3; Medit) O trilho de escaneamento foi o recomendado pelos respectivos fabricantes. Os modelos foram escaneados 5 vezes e exportados em “.stl”. Para a análise dos arquivos usou-se um software de sobreposição (Geomagic Control X 2018; 3D Systems Corp). Para os arcos totalmente edêntulos as variáveis precisão e veracidade foram afetadas, mas não encontrou-se diferenças significativas para a maioria dos escâneres, exceto para o TRIOS 4 quando em deslocamento vertical ($p=0.49$). A conclusão do estudo indica que a adição de marcos artificiais durante o escaneamento de modelos parcial e completamente edêntulos não resultou em diferenças estatisticamente significativas na precisão e veracidade dos scanners intraorais testados, com exceção do Medit i500 e do CARESTREAM 3600. O escâner TRIOS 3 apresentou os melhores resultados em termos de precisão para distância, enquanto o Primescan se destacou em angulação e deslocamento vertical.

2.5.4 Arco Total Edêntulo ao Nível da Mucosa

Em seu estudo *in vitro*, Tao et al. (2020) investigaram a veracidade e a precisão do escaneamento intraoral em um manequim totalmente desdentado, com ou sem marcadores. Foram utilizados o escâner de bancada Dentisplay Sirona (Charlotte, EUA) e o intraoral Trios 3 (3Shape, Copenhagen, Dinamarca), sendo o primeiro para gerar uma malha de controle, enquanto o segundo foi testado. Com o escâner intraoral foram realizados cinco escaneamentos, e os arquivos “.stl” foram exportados. O trilho de escaneamento e a posição dos marcadores foram padronizados. Para a veracidade, encontrou que a média dos valores de subtração topográfica entre o escâner de bancada e o de laboratório variou de 126,30 a 135,5 μm na maxila e na mandíbula foi de 156,60 e 161,40 μm . O resultado de veracidade demonstrou um desvio grande na região posterior dos maxilares que pode ser atribuída a diferença de espessura da mucosa nessa área, a presença de uma mucosa móvel e a dificuldade de capturar a imagem adequadamente pelo escâner por conta das dimensões de sua ponteira. Em relação a precisão, a presença dos marcadores no palato contribui para dar mais referências e promoveram uma combinação melhor. No entanto, isso não acontece para a mandíbula em que a presença dos marcadores requer um número maior de imagens e tempo do escaneamento, contribuindo para um acúmulo de erros ao gerar o modelo digital. Em relação ao tempo e número de

imagens, a presença dos marcadores em resina gerou um tempo menor de escaneamento e número de imagens na maxila. O estudo reforça que os desvios presentes na região posterior dos maxilares podem diminuir consideravelmente dependendo da experiência do operador. Por fim o estudo conclui que a presença dos marcadores contribui para o aumento da precisão do escâner intraoral e diminui o tempo e o número de imagens para a construção do modelo digital. No entanto, a presença dos marcadores na mandíbula diminui a precisão nesse rebordo. Além disso, a veracidade do escâner não sofre influência da presença dos marcadores de resina.

Srivastava et al. (2023) realizaram uma revisão sistemática para avaliar se os escâneres intraorais possuem uma exatidão clinicamente aceitável para a cópia dos rebordos edêntulos totais para a fabricação das próteses totais convencionais. Ao todo, 12 artigos foram incluídos, sendo 8 estudos clínicos e 4 *in vitro*. Na coleta dos dados observou-se que o escâner intraoral mais utilizado foi o Trios (TRIOS; 3Shape A/S). Dentre os artigos clínicos, 4 estudos tiveram enfoque na maxila enquanto outros 4 em ambas as arcadas. Os artigos realizaram a sobreposição de arquivos para avaliar a exatidão. Os valores de veracidade avaliados da superfície nos estudos clínicos variaram entre 0,5 a 1mm em sua maioria. Os autores apontam que alguns artigos mostram que as áreas de periferia possuem grandes distorções, mas que ela é decorrente do afastamento dos tecidos orais, como língua e bochecha, que são necessários para o escaneamento. Por fim, o estudo conclui que os escâneres intraorais proporcionam uma exatidão clinicamente aceitável na cópia do rebordo edêntulo, mas que para rebordos não favoráveis (com reabsorção severa, com lesões ou tórus) o escaneamento está contraindicado.

3 OBJETIVO

3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar *in vitro* a exatidão (veracidade e precisão) do escaneamento intraoral ao nível de tecido mole de maxilas e mandíbulas desdentadas totais realizado com diferentes escâneres intraorais.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a veracidade (em milímetros) dos escâneres Virtuo Vivo[®], Trios 3[®], Primescan[®] e iTero[®] no escaneamento de maxilas e mandíbulas edêntulas totais realizado pela técnica direta;
- Avaliar a precisão dos escâneres Virtuo Vivo[®], Trios 3[®], Primescan[®] e iTero[®] no escaneamento de maxilas e mandíbulas edêntulas totais realizado com pela técnica direta.

4 METODOLOGIA

4.1 DESENHO EXPERIMENTAL

Este é um estudo *in vitro* que avaliou a exatidão (veracidade e precisão em milímetros) das malhas tridimensionais adquiridas através do escaneamento de um manequim edêntulo total metálico. Os fatores do estudo foram os escâneres (Virtuo Vivo™ vs. 3Shape Trios® 3 vs. iTero® vs. Primescan® vs. Atos®) e o maxilar (mandíbula vs. Maxila).

4.2 HIPÓTESE

A primeira hipótese nula do estudo é de que não há diferença estatística significativa entre as medições lineares digitais obtidas com os escaneamentos do modelo-mestre e as *medições lineares reais* (exatidão).

A segunda hipótese nula é de que não há diferença estatística significativa entre as medições lineares digitais obtidas com os escaneamentos do modelo-mestre *na maxila e na mandíbula* (exatidão).

A terceira hipótese nula é de que não há diferença estatística significativa na precisão dos escâneres intraorais.

4.3 LOCAL DE EXECUÇÃO

A pesquisa foi realizada na Clínica de Ortodontia do Bloco das Clínicas Odontológicas, Centro de Ciências da Saúde, e na Fundação Centros de Referência em Tecnologias Inovadoras (CERTI) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Ainda, o estudo foi conduzido em consultórios particulares parceiros em Florianópolis-SC que gentilmente disponibilizaram os escâneres intraorais.

4.4 SELEÇÃO DO MANEQUIM

Para o estudo foi realizado a seleção de um manequim metálico que representa com fidelidade um rebordo totalmente edêntulo (modelo-mestre).

4.5 ETAPAS LABORATORIAIS

Sobre o manequim edêntulo total (modelo-mestre), realizou-se a sequência clínico-laboratorial para a confecção de próteses totais convencionais preconizada por Telles (2009) até a fase de montagem de dentes artificiais (Figura 7).



Figura 7. Etapa de montagem de dentes em cera para confecção de uma prótese total, para prova clínica.
Fonte: Elaborada pela autora (2024)

4.6 MEDIÇÕES LINEARES REAIS (ML^R)

Com a montagem dos dentes maxilares e mandibulares ocluindo sobre o modelo-mestre na dimensão vertical atribuída, foram realizadas marcações em posições estratégicas sobre a região de canino, do 2º pré-molar e do 2º molar (Figura 8).

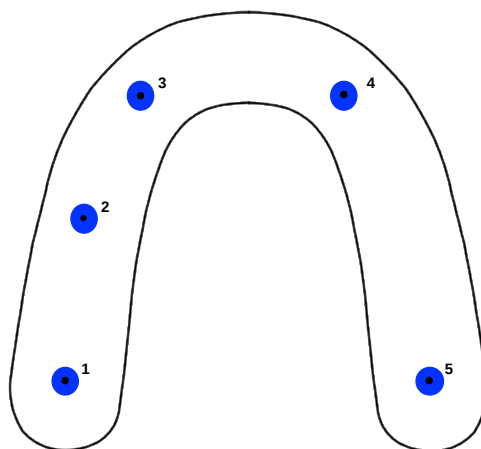


Figura 8. Localização dos pontos fiduciais sobre o rebordo edêntulo total.
Fonte: Elaborado pela autora (2023)

A marcação foi realizada traçando uma linha reta com uma caneta de retroprojektor preta nas faces vestibular e lingual de cada elemento dental, e em seguida transferida para o manequim (Figura 9A e 9B).

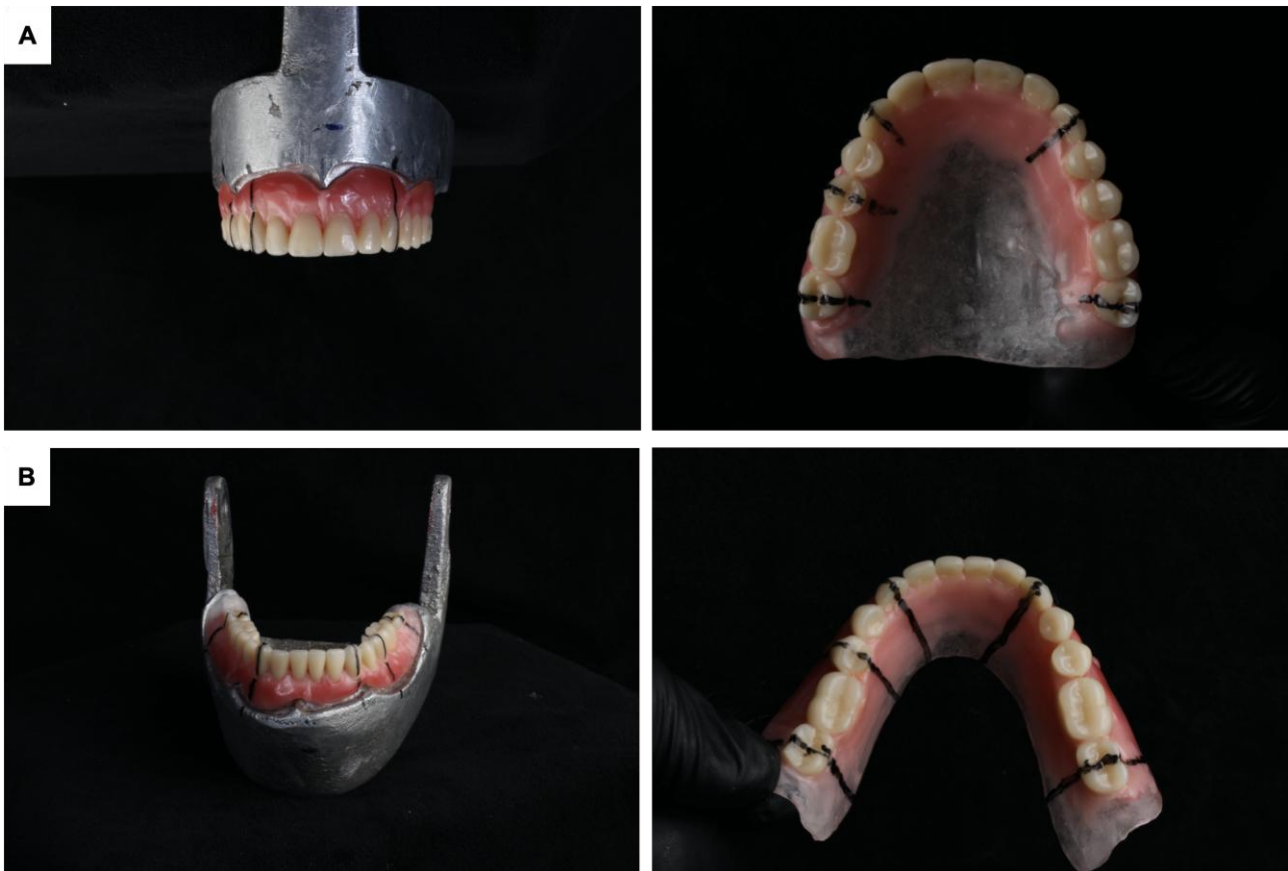


Figura 9. Transferência dos pontos fiduciais para o rebordo do manequim metálico. (A) Maxila; (B) Mandíbula.

Fonte: Elaborado pela autora (2024).

Sobre a crista do rebordo do modelo mestre, foram fixados com cianocrilato marcadores fiduciais, de aproximadamente 3 milímetros de diâmetro, projetados pela própria autora no programa gratuito MeshMixer® (Autodesk®, EUA) e impressos em resina (Standard Resin, Anycubic Technology®, China) em impressora 3D tipo LCD AnyCubic® Mono 2 4K (Figura 10A e 10B). Os marcadores foram projetados com uma depressão central em formato de “cruz” para indicar o ponto de encaixe do paquímetro, facilitando a definição das distâncias. Esta referência fixa garantiu que o mesmo ponto, correspondente ao centro da esfera, fosse medido, permitindo a padronização entre as medições reais e digitais.

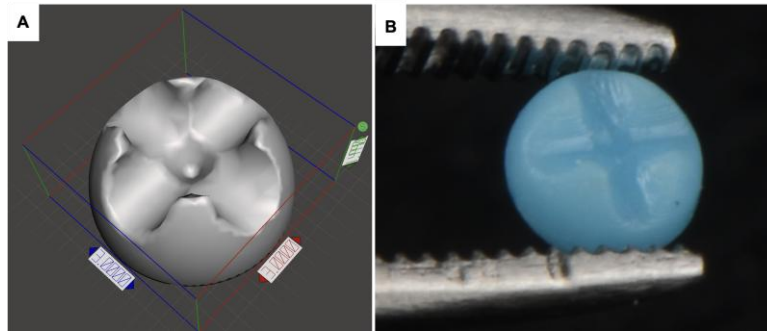


Figura 10. (A) Projeto digital do marcador fiducial. (B) Marcador impresso em resina 3D com o suporte.
Fonte: Elaborado pela autora (2023).

As medidas lineares reais (ML^R) entre os pontos, de número 1 a 5 (ML^{R1} - ML^{R5}), foram padronizadas com o paquímetro digital (Mitutoyo®, Brasil) (Figura 11).



Figura 11. Medida aferida com um paquímetro digital no modelo-mestre.
Fonte: Elaborado pela autora (2024).

4.7 PADRONIZAÇÃO DAS DISTÂNCIAS LINEARES

Na maxila (Figura 12A), a partir do canino direito (ponto 3), foram marcados 2 pontos adicionais nas regiões de 2º pré-molar (ponto 2 - 15 mm distal ao canino; MX- ML^{R1}) e 2º molar (ponto 1, 15 mm distal ao 2º pré-molar; MX- ML^{R2}). O ponto 4 (canino contralateral) foi marcado a 25 mm do ponto 3 (MX- ML^{R3}), enquanto o ponto 5 (2º molar) foi posicionado a 42 mm do ponto 1 (MX- ML^{R4}).

Na mandíbula (Figura 12B), a partir do canino esquerdo (ponto 3), foram marcados 2 pontos adicionais nas regiões de 2º pré-molar (ponto 2 - 12 mm distal ao canino; MB- ML^{R1}) e 2º molar (ponto 1 - 20 mm distal ao 2º pré-molar; MB- ML^{R2}). O ponto 4 (canino

contralateral) foi marcado a 24 mm do ponto 3 (MB-ML^{R3}), enquanto o ponto 5 (2º molar) foi marcado a 52mm distal ao ponto 1 (MB-ML^{R4}).

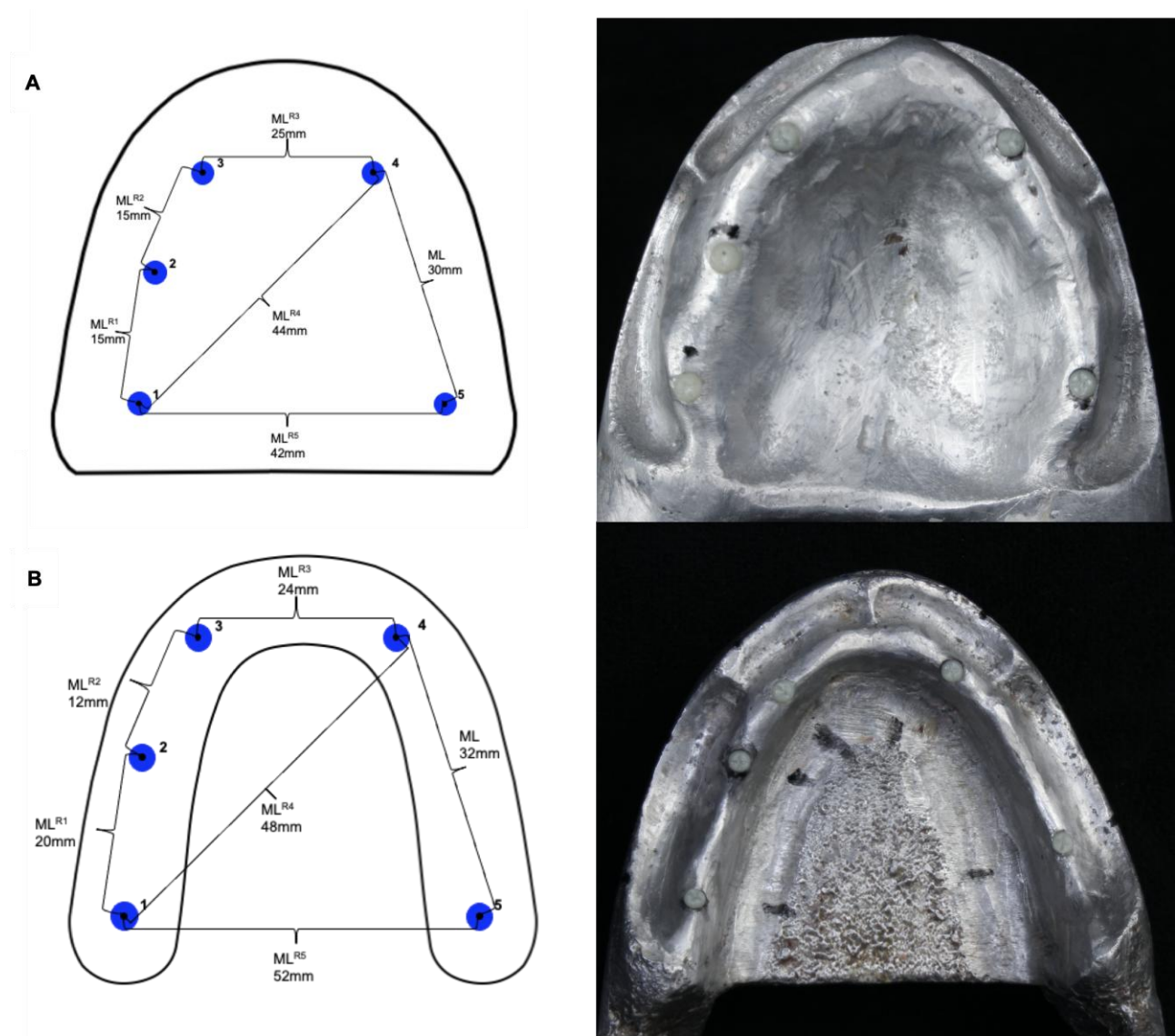


Figura 12. Padronização das distâncias que foram aferidas: (A) Maxila; (B) Mandíbula.
Fonte: Elaborado pela autora (2024).

4.8 ESCANEAMENTOS

Os escâneres avaliados neste estudo estão descritos na Tabela 1 e nas Figura 13A-E:

Tabela 1. Escâneres utilizados no presente estudo.

Escâner	Método de Aquisição de Imagem	Exatidão	Profundidade de escaneamento	Tamanho da ponteira	Fabricante
Virtuo Vivo™	Câmeras de vídeo (30fps)	43,8µm	1 cm	17 x 20mm	Dental Wings®/ Straumann®
Trios® 3	Microscopia Confocal	6,9 ± 0,9mm	1,7 cm	40 x 27,3 mm	3Shape®
PrimeScan®	Tecnologia de escaneamento de profundidade dinâmica	38,4µm	2 cm	22,5 x 20,7 mm	Dentsply Sirona©
iTero®	Microscopia Confocal de escaneamento a laser	31,4µm	2 cm	50 x 34,6 mm	Align Technology do Brasil Ltda©
Atos® Compact Scan 1	Projeção de Franjas GOM e Tecnologia <i>Blue Light</i>	*6µm/ 8µm'	-	-	GOM®

* erro de espaço esférico, ' tamanho de erro

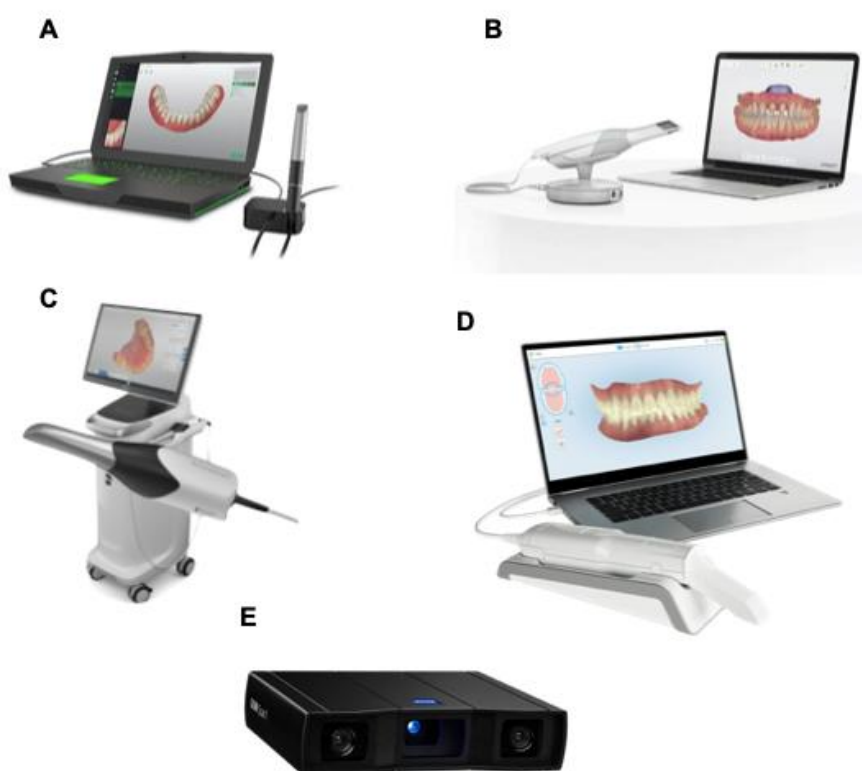


Figura 13. A: Escâner intraoral Straumann Virtuo Vivo™. B: Escâner intraoral 3Shape Trios® 3. C: Escâner intraoral PrimeScan®. D: Escâner intraoral iTero®. E: Escâner Industrial Atos® GOM Scan 1.

Fonte: straumann.com, 3shape.com, dentsplysirona.com, itero.com e zeiss.com

4.8.1 Escaneamento do Modelo-Mestre

Com os marcadores impressos em posição, o modelo-mestre foi submetido ao escaneamento intraoral (E1; $n = 3$) pela técnica direta guiada por pontos fiduciais, por um

único operador experiente, com os escâneres intraorais Straumann Virtuo Vivo™ (VV), 3Shape Trios® 3 (TR), PrimeScan™ (PS), iTero Element Flex™(IT) e escâner industrial Atos® Compact Scan (AT). Todos os escâneres foram calibrados conforme recomendações dos respectivos fabricantes antes de sua utilização. Os ambientes tiveram sua luminosidade padronizada em 600 LUX para todos os escâneres. Para isso, a iluminação foi ajustada previamente, garantindo uniformidade nas condições experimentais. A aferição da luminosidade foi realizada por meio de um aplicativo Light Meter LM- 3000 (Lightray Innovation GmbH, Suíça), instalado em smartphone posicionado na altura da área de escaneamento. A medição foi repetida em diferentes pontos da região de trabalho para assegurar a homogeneidade da iluminação antes do início dos procedimentos.

A técnica adotada para aquisição de imagem na mandíbula e maxila foi a do trilho de escaneamento descrito por TAO et al. (2020) (Figura 14A e 14B). Na mandíbula, a ponteira da caneta do escâner foi posicionada na região da papila piriforme e iniciou-se um movimento de zigue-zague do fundo de sulco vestibular para o fundo de sulco lingual do rebordo edêntulo, passando pela crista, de papila piriforme de um lado até a papila piriforme do lado oposto da arcada. O mesmo trilho foi utilizado para a maxila, com a diferença que na região do palato realizou-se um movimento de “S”.

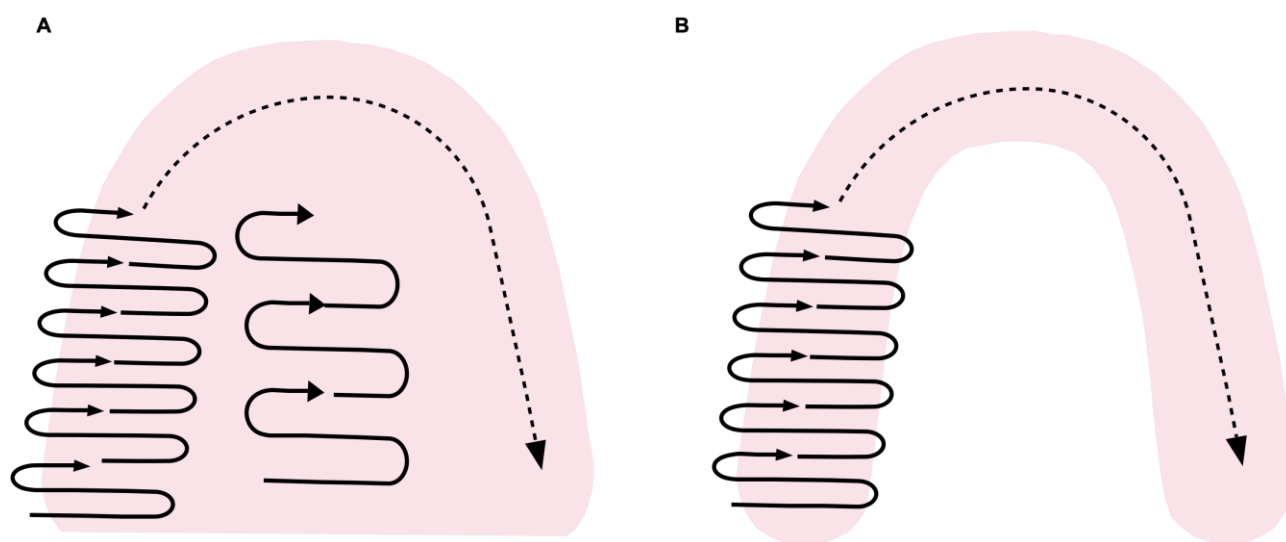


Figura 14. Trilho de escaneamento para arco maxilar (A) e mandibular (B) edêntulo total.
Fonte: Elaborada pela autora (2023).

O escaneamento foi repetido 3 vezes para cada escâner (E1, E2 e E3) (ÇAKMAK et al., 2020; MANGANO et al., 2020), com um intervalo de 10 minutos entre cada tomada de escaneamento a fim de evitar a fadiga do operador.

4.9 MEDIÇÕES LINEARES DIGITAIS (ML^D)

Os arquivos .stl foram salvos localmente no computador em pastas com identificação do número do escaneamento. A seguir foram exportados para o programa de análise de malhas GOM® Inspect Pro (GOM Metrology, Zeiss Group, Alemanha), onde as medições lineares digitais médias (ML^{DM}) de cada escâner intraoral (VV, TR, PS e IT) (ML^{DMVV}, ML^{DMTR}, ML^{DMPS} e ML^{DMIT}) foram obtidas em milímetros (mm).

A Tabela 2 resume os 5 pontos fiduciais, as distâncias lineares entre eles e suas respectivas medições: real (sobre o manequim metálico) e digital direta com os escâneres Virtuo Vivo™ e Trios® 3 Primescan®, iTero® Element Flex, e digital indireta com o escâner Atos® Compact Scan.

Tabela 2. Resumo dos 5 pontos fiduciais, das distâncias lineares entre eles e suas respectivas medições: real (sobre o modelo-mestre), digital nos escâneres Virtuo Vivo™, Trios® 3, PrimeScan™, iTero Element Flex™ e Atos® Compact Scan.

Distância	Medição Real			Medição Digital Direta				
		Maxila	Mandíbula	Virtuo Vivo™	Trios 3®	Primescan®	iTero®	Atos® Compact Scan
DIS ¹ : 1-2	ML ^{R1}	15mm	20mm	ML ^{DMVV1}	ML ^{DMTR1}	ML ^{DMPS1}	ML ^{DMIT1}	ML ^{DMAT1}
DIS ² : 2-3	ML ^{R2}	15mm	12mm	ML ^{DMVV2}	ML ^{DMTR2}	ML ^{DMPS2}	ML ^{DMIT2}	ML ^{DMAT2}
DIS ³ : 3-4	ML ^{R3}	25mm	24mm	ML ^{DMVV3}	ML ^{DMTR3}	ML ^{DMPS3}	ML ^{DMIT3}	ML ^{DMAT3}
DIS ⁴ : 1-4	ML ^{R4}	44mm	48mm	ML ^{DMVV4}	ML ^{DMTR4}	ML ^{DMPS4}	ML ^{DMIT4}	ML ^{DMAT4}
DIS ⁵ : 1-5	ML ^{R5}	42mm	52mm	ML ^{DMVV5}	ML ^{DMTR5}	ML ^{DMPS5}	ML ^{DMIT5}	ML ^{DMAT5}

A Figura 15 resume todas as etapas experimentais deste estudo, desde o estágio inicial do manequim metálico até a obtenção dos arquivos digitais com os respectivos escâneres intraorais e o escâner industrial.

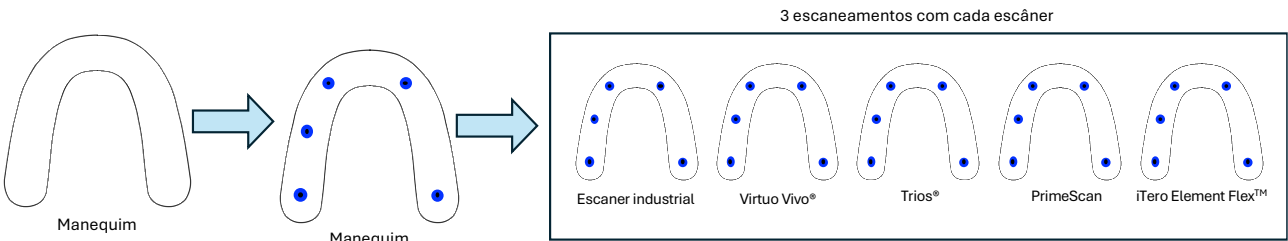


Figura 15. Resumo das etapas experimentais do presente estudo.
Fonte: Elaborado pela autora (2024)

Para realizar as medições, utilizou-se a ferramenta de “criação de pontos”, assegurando que cada medição fosse realizada do centro de um marcador ao centro de outro marcador (Figura 16). Esse procedimento foi repetido por 10 vezes pelo mesmo examinador, a fim de garantir consistência e precisão nas medições obtidas.

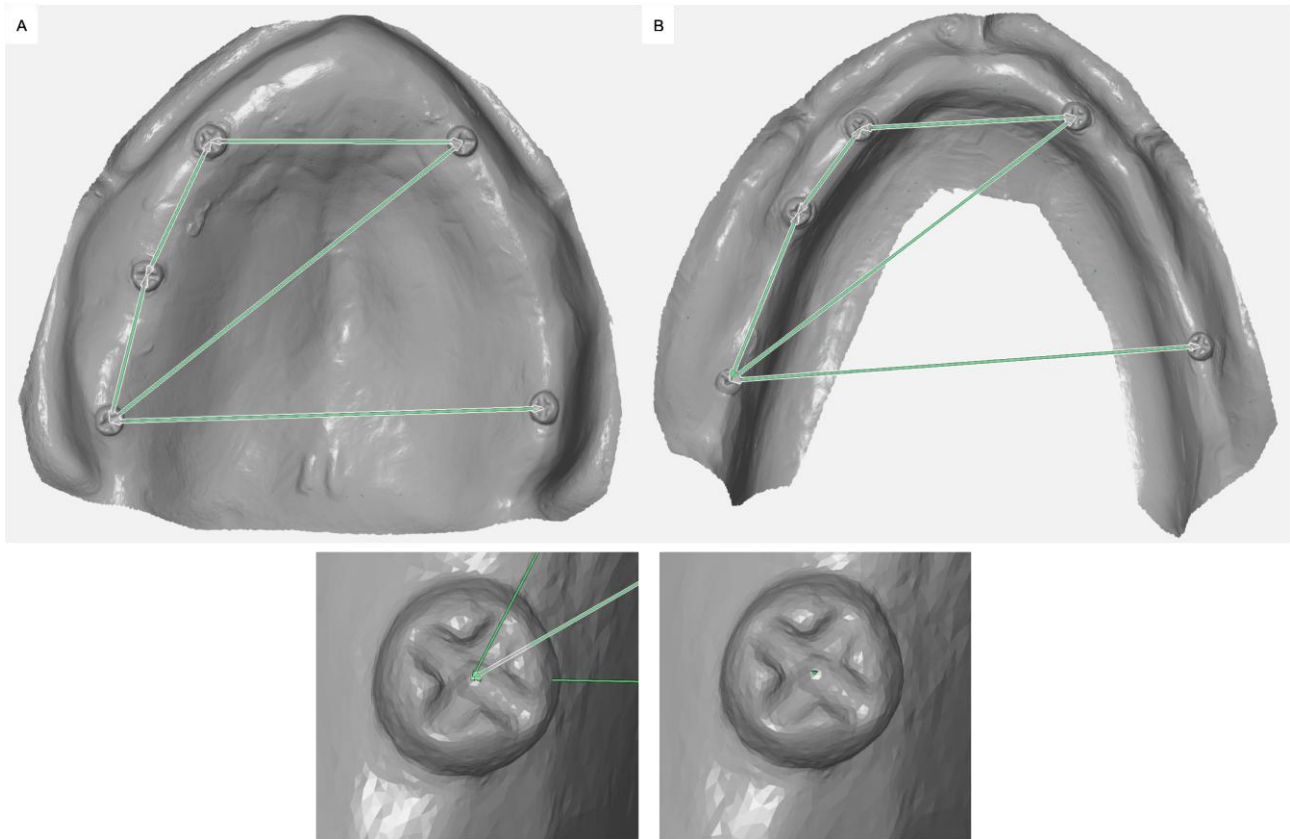


Figura 16. Medidas lineares digitais obtidas sobre os marcadores fiduciais no software GOM® Inspect Pro: (A) Maxila; (B) Mandíbula.

Fonte: Elaborada pela autora (2024).

4.10 VERACIDADE

A veracidade de cada escaneamento foi obtida pelo erro sistemático entre as medidas lineares digitais médias e as medidas lineares reais conhecidas do modelo-mestre ($ML^R - ML^{DM}$), em cada maxilar. O erro sistemático, apresentado nas tabelas da sessão de resultados, corresponde às medições lineares médias obtidas para cada distância subtraída pelas medidas lineares reais correspondentes (BRAIAN e WENNERBERG, 2019). Neste estudo, o erro sistemático foi definido como veracidade e representado por um valor médio.

4.11 PRECISÃO

A precisão de cada escâner (Straumann Virtuo Vivo™ [VV], 3Shape Trios® 3 [TR], PrimeScan™[PS], iTero Element Flex™ [IT] e Atos® Compact Scan [AT]) foi aferida pela sua reprodutibilidade em cada técnica de escaneamento. Assim, o escâner é considerado preciso quando os valores apresentam pouca variação entre as medições, indicando uma consistência entre eles. Neste estudo, a precisão foi observada através do desvio padrão.

4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram descritos em termos de médias e desvio padrão com o software estatístico IBM® SPSS Statistics versão 29 (IBM®, Nova Iorque, EUA). Para um melhor entendimento da influência dos padrões de distâncias lineares entre os marcadores fiduciais na maxila e mandíbula, estas foram categorizadas em “curtas – na mesma hemi-arcada” ($\leq 15\text{mm}$) e “longas – cruzando a linha média” ($>15\text{mm}$). O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para avaliar a normalidade da distribuição dos dados. Os resultados indicaram que não houve distribuição normal ($p < 0,05$), o que levou à escolha de métodos estatísticos não paramétricos para a análise subsequente dos dados. Para comparar as distorções lineares médias entre os diferentes escâneres intra-orais e o modelo-mestre, considerando o arco de escaneamento (maxila ou mandíbula), foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis. Esse teste é adequado para analisar três ou mais grupos independentes quando as suposições de normalidade não são atendidas. As diferenças específicas entre os escâneres intraorais e o escâner industrial de referência foram analisadas aplicando a correção de Bonferroni para múltiplas comparações. O nível de significância adotado para todas as análises foi de 95% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS

Para a elaboração do estudo foram utilizados 5 escâneres, sendo um escâner de bancada e outros quatro escâneres intra-orais. Para cada escâner, foram realizados 3 escaneamentos por peça (maxila e mandíbula), totalizando 30 escaneamentos e respectivos arquivos. Em cada arquivo, cada uma das 5 distâncias lineares foi aferida 10 vezes, totalizando um número de 1.500 medições.

As distorções lineares médias estão apresentadas na Tabela 3. As medições lineares digitais médias (ML^{DM}) obtidas pelos diferentes escâneres (AT, VV, TR, PS e IT) foram comparadas com as medições lineares reais (ML^R) do modelo-mestre “ ML^R vs. ML^{DMAT} ”, “ ML^R vs. ML^{DMVV} ”, “ ML^R vs. ML^{DMTR} ”, “ ML^R vs. ML^{DMPS} ” e “ ML^R vs. ML^{DMIT} ”, e com as medições digitais obtidas pelo escâner industrial de referência Atos® (ML^{DMAT}) “ ML^{DMAT} vs. ML^{DMVV} ”, “ ML^{DMAT} vs. ML^{DMTR} ”, “ ML^{DMAT} vs. ML^{DMPS} ” e “ ML^{DMAT} vs. ML^{DMIT} ”, na maxila (MX) e mandíbula (MB):

5.1 EXATIDÃO EM RELAÇÃO AO MODELO-MESTRE

5.1.1 Maxila

5.1.1.1 *Medições Curtas ($\leq 15mm$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15mm$) Cruzando a Linha Média*

Para as distâncias curtas ($MX-ML^{R1}$ e $MX-ML^{R2}$), os escâneres intraorais VV e IT apresentaram diferença estatística significativas em ambas as medições ($MX-ML^{DMVV1}$ e $MX-ML^{DMVV2}$; $MX-ML^{DMIT1}$ e $MX-ML^{DMIT2}$), enquanto o Trios 3 exibiu o melhor desempenho, sem distorções estatisticamente significativas (Tabela 3).

Já para as distâncias longas ($MX-ML^{R3}$, $MX-ML^{R4}$ e $MX-ML^{R5}$), os escâneres intraorais Trios 3 e iTero mostraram diferenças estatísticas significativas em todas as medições ($MX-ML^{DMTR3}$, $MX-ML^{DMTR4}$ e $MX-ML^{DMTR5}$; $MX-ML^{DMIT3}$, $MX-ML^{DMIT4}$ e $MX-ML^{DMIT5}$), enquanto o Virtuo Vivo foi o que apresentou o melhor desempenho para distâncias longas, sem diferenças estatísticas significativas em nenhuma delas (Tabela 3).

5.1.2 Mandíbula

5.1.2.1 *Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média*

Para as distâncias curtas na mandíbula (MB-ML^{R1} e MB-ML^{R2}), os escâneres intraorais VV e IT mostraram diferenças lineares médias estatisticamente significativas em ambas as medições (MB-ML^{DMVV1} e MB-ML^{DMVV2}; MB-ML^{DMIT1} e MB-ML^{DMIT2}). Os escâneres AT, TR e PS apresentaram diferença estatística em apenas uma medição (MB-ML^{DMAT1}; MB-ML^{DMTR2} e MB-ML^{DMPS2}, respectivamente) (Tabela 3).

Em relação às distâncias longas (MB-ML^{R3}, MB-ML^{R4} e MB-ML^{R5}), o escâner de referência AT mostrou diferença estatisticamente significativa em duas medições (MB-ML^{DMAT3} e MB-ML^{DMAT4}). O VV e IT mostraram distorções estatisticamente significativas em todas as medições (MB-ML^{DMVV3}, MB-ML^{DMVV4} e MB-ML^{DMVV5}; MB-ML^{DMIT3}, MB-ML^{DMIT4} e MB-ML^{DMIT5}), enquanto o TR não apresentou distorção significativa em nenhuma distância (Tabela 3).

5.2 EXATIDÃO EM RELAÇÃO AO ESCÂNER DE REFERÊNCIA (AT)

5.2.1 Maxila

5.2.1.1 *Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média*

Nas medições curtas (MX-ML^{R1} e MX-ML^{R2}), os escâneres VV, PM e IT não apresentaram diferenças em relação ao escâner de referência em nenhuma das medições. Nas medições longas (MX-ML^{R3}, MX-ML^{R4} e MX-ML^{R5}), o IT mostrou diferença significativa em duas medições (MX-ML^{DMIT3} e MX-ML^{DMIT4}) em relação ao AT, enquanto o escâner intraoral VV não apresentou diferença significativa em relação ao AT em nenhuma das medições (Tabela 3).

5.2.2 Mandíbula

5.2.2.1 *Medições Curtas ($\leq 15\text{mm}$) no Mesmo Hemi-Arco vs. Medições Longas ($>15\text{mm}$) Cruzando a Linha Média*

Nas medições curtas (MB-ML^{R1} e MB-ML^{R2}), o PS mostrou diferença significativas em relação ao AT em ambas as medições (MB-ML^{DMPS1} e MB-ML^{DMPS2}). Já nas medições longas na mandíbula (MB-ML^{R3}, MB-ML^{R4} e MB-ML^{R5}), o escâner intraoral VV não mostrou diferença significativa em relação ao AT em nenhuma das medições longas (Tabela 3).

Tabela 3. Distorções lineares (média ± desvio-padrão) entre as medições lineares digitais dos escâneres intraorais e as medições lineares reais.

	Medição Linear Real (mm)		Medição Linear Digital Direta (mm)													
			AT	p-valor [¶]	VV	p-valor [¶]	p-valor [§]	TR	p-valor [¶]	p-valor [§]	PS	p-valor [¶]	p-valor [§]	IT	p-valor [¶]	p-valor [§]
MAXILA	ML ^{R1}	15	14,43 ± 0,13	0,162	14,39 ± 0,06	<0,001*	0,162	14,45 ± 0,04	0,795	1,000	14,40 ± 0,03	<0,001*	0,990	14,39 ± 0,05	<0,001*	0,105
	ML ^{R2}	15	14,42 ± 0,09	<0,001*	14,43 ± 0,03	<0,001*	1,000	14,47 ± 0,04	1,000	0,034*	14,45 ± 0,06	0,122	0,560	14,37 ± 0,07	<0,001*	1,000
	ML ^{R3}	25	24,56 ± 0,03	1,000	25,51 ± 0,05	0,113	1,000	24,47 ± 0,04	<0,001*	0,064	24,47 ± 0,03	<0,001*	0,041*	24,44 ± 0,05	<0,001*	<0,001 [¶]
	ML ^{R4}	44	43,48 ± 0,10	0,809	43,46 ± 0,05	0,137	1,000	43,40 ± 0,04	<0,001*	0,067	43,43 ± 0,04	0,005*	1,000	43,35 ± 0,04	<0,001*	<0,001 [¶]
	ML ^{R5}	42	41,61 ± 0,03	0,016*	41,65 ± 0,08	0,494	1,000	41,46 ± 0,08	<0,001*	0,030*	41,64 ± 0,04	0,339	1,000	41,54 ± 0,07	<0,001*	0,909
MANDÍBULA	ML ^{R1}	20	19,79 ± 0,05	<0,001*	19,86± 0,04	0,005*	1,000	19,91 ± 0,04	1,000	0,005*	19,90 ± 0,02	0,616	0,021*	19,76 ± 0,09	<0,001*	1,000
	ML ^{R2}	12	11,58 ± 0,08	1,000	11,54 ± 0,05	0,002*	0,625	11,54 ± 0,06	0,013*	1,000	11,52 ± 0,02	<0,001*	0,010*	11,51 ± 0,08	<0,001*	0,011 [¶]
	ML ^{R3}	24	23,66 ± 0,08	0,001*	23,65 ± 0,04	<0,001*	1,000	23,71 ± 0,06	1,000	0,333	23,78 ± 0,03	0,083	1,000	23,60 ± 0,05	<0,001*	0,291
	ML ^{R4}	48	47,58 ± 0,03	<0,001*	47,58 ± 0,09	<0,001*	1,000	47,83 ± 0,07	1,000	0,040*	47,63 ± 0,04	0,125	1,000	47,41 ± 0,06	<0,001*	0,645
	ML ^{R5}	52	51,78 ± 0,05	0,895	51,74 ± 0,18	0,004*	1,000	51,78 ± 0,07	0,333	1,000	51,70 ± 0,05	<0,001*	0,030*	51,60 ± 0,13	<0,001*	<0,001 [¶]

AT = Atos®; VV = Virtuo Vivo™; TS = Trios® 3; OS = PrimeScan®; IT = iTero Element Flex®.

[¶] Em relação à medição linear real (teste de Kruskal-Wallis). [§] Em relação à medição linear digital com o escâner de referência (correlação de Bonferroni).

* Estatisticamente significativo.

5.3. VERACIDADE E PRECISÃO DOS ESCÂNERES

A veracidade e precisão médias para distâncias curtas no mesmo hemi-arco, para distâncias longas cruzando a linha média, e geral para todas as cinco medições realizadas por cada escâner, na maxila e na mandíbula, estão apresentadas na Tabela 4 e nas Figuras 17 e 18. Quanto mais próximo de 0, melhores os resultados tanto para veracidade quanto para precisão. As Figura 17 e Figura 18 mostram os gráficos de distribuição dos valores dos diferentes escâneres. Quanto menor a amplitude, menor a dispersão dos dados, o que reflete maior *precisão*. A mediana foi usada para avaliar a direção da assimetria dos valores e, quanto mais longe de zero, menor foi a *veracidade* obtida pelo escâner naquela distância.

5.2.3 Veracidade

Com relação à *veracidade* do escaneamento para a *maxila*, o Virtuo Vivo™ foi o escâner comercial que apresentou o melhor desempenho geral (0,51 mm), enquanto Trios® 3 e PrimeScan® mostraram os melhores desempenhos para as distâncias curtas (0,58mm para ambos). Para as distâncias longas, o Virtuo Vivo™ foi o escâner que apresentou o melhor desempenho (0,46mm).

Com relação à *veracidade* do escaneamento na *mandíbula*, o Trios® 3 foi o escâner que apresentou o melhor desempenho geral (0,25 mm), como também para as distâncias curtas (0,27mm) e longas (0,23mm).

5.2.4 Precisão

Com relação à *precisão* do escaneamento para a *maxila*, o PrimeScan® foi o escâner que apresentou o melhor desempenho geral (0,04 mm), enquanto Virtuo Vivo™, Trios® 3 e PrimeScan® mostraram os melhores desempenhos para as distâncias curtas (0,05mm para ambos). Para as distâncias longas, o PrimeScan® foi o escâner que apresentou a melhor precisão (0,04mm).

Com relação à *precisão* do escaneamento na *mandíbula*, o PrimeScan® foi o escâner que apresentou o melhor desempenho geral (0,03 mm), assim como para as distâncias curtas (0,03mm) e longas (0,04mm).

Tabela 4. Veracidade e precisão de cada escâner intraoral no escaneamento de arcos totais ao nível da mucosa.

		VERACIDADE (mm)					PRECISÃO (mm)				
		AT	VV	TR	PS	IT	AT	VV	TR	PS	IT
MAXILA	ML ^{R1}	0,57	0,61	0,56	0,60	0,61	0,13	0,07	0,05	0,03	0,06
	ML ^{R2}	0,58	0,58	0,59	0,56	0,63	0,09	0,03	0,04	0,06	0,07
	Média Curtas:	0,58	0,60	0,58	0,58	0,62	0,11	0,05	0,05	0,05	0,07
	ML ^{R3}	0,45	0,49	0,54	0,53	0,56	0,04	0,05	0,05	0,03	0,05
	ML ^{R4}	0,52	0,54	0,53	0,56	0,65	0,10	0,05	0,05	0,04	0,05
	ML ^{R5}	0,39	0,35	0,53	0,36	0,47	0,05	0,08	0,08	0,05	0,08
	Média Longas:	0,45	0,46	0,53	0,48	0,56	0,06	0,06	0,06	0,04	0,07
	Média Geral:	0,50	0,51	0,55	0,52	0,58	0,08	0,06	0,05	0,04	0,07
MANDÍBULA	ML ^{R1}	0,21	0,14	0,09	0,10	0,24	0,05	0,05	0,04	0,03	0,09
	ML ^{R2}	0,42	0,46	0,45	0,48	0,49	0,09	0,06	0,06	0,03	0,08
	Média Curtas:	0,32	0,30	0,27	0,29	0,37	0,07	0,06	0,05	0,03	0,09
	ML ^{R3}	0,34	0,35	0,30	0,32	0,40	0,08	0,04	0,07	0,04	0,05
	ML ^{R4}	0,28	0,28	0,17	0,23	0,46	0,04	0,09	0,07	0,04	0,07
	ML ^{R5}	0,22	0,26	0,23	0,30	0,41	0,06	0,19	0,08	0,03	0,14
	Média Longas:	0,28	0,30	0,23	0,28	0,42	0,06	0,11	0,07	0,04	0,09
	Média Geral:	0,29	0,30	0,25	0,29	0,40	0,07	0,09	0,06	0,03	0,09

AT = Atos[®]; VV = Virtuo Vivo[™]; TS = Trios[®] 3; OS = PrimeScan[®]; IT = iTero Element Flex[®].

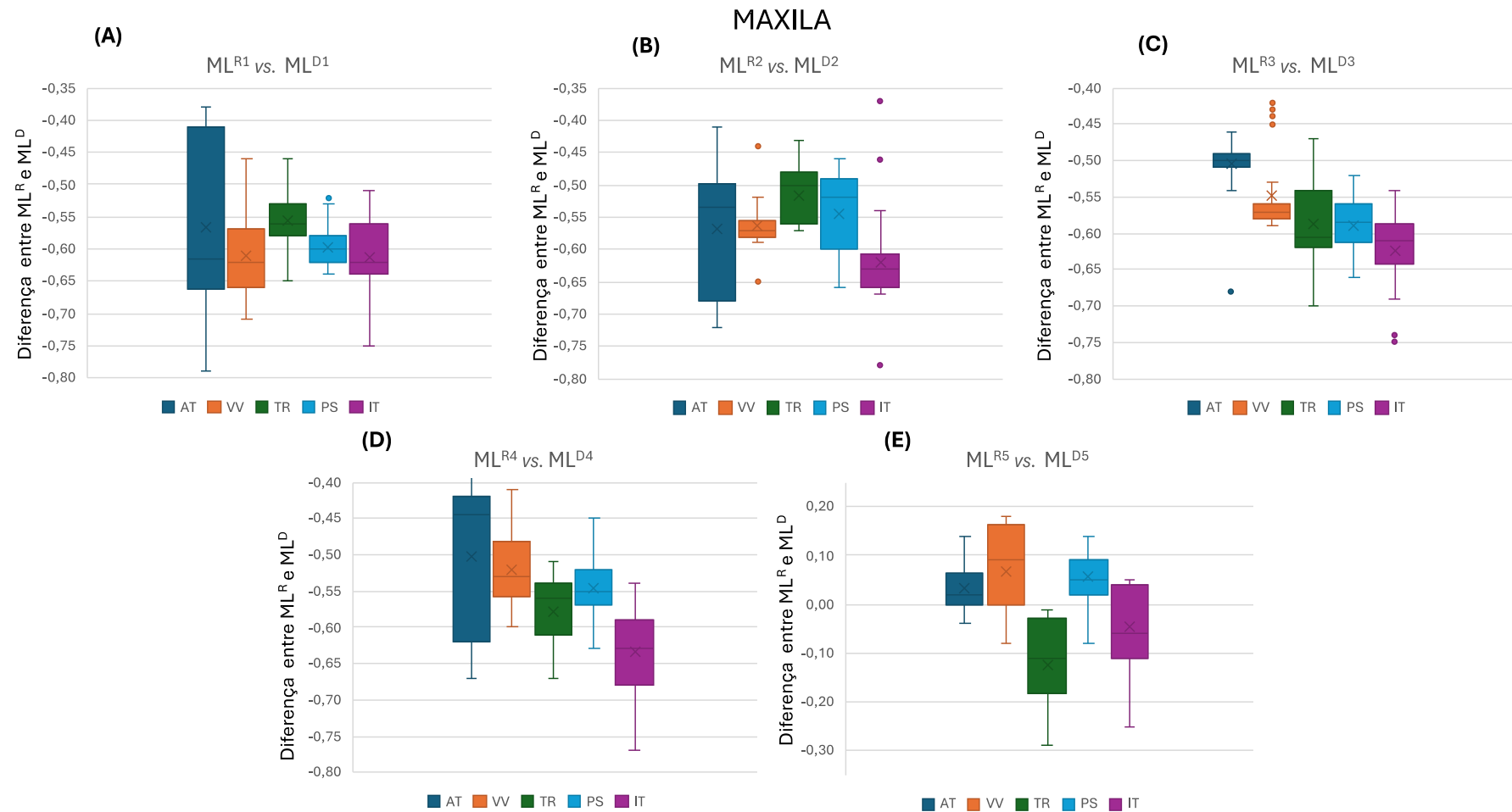


Figura 17. Distribuição dos valores dos diferentes escâneres (AT, VV, TR, OS e IT) na comparação das distâncias na maxila.
 (A) ML^{R1} - ponto 1 ao ponto 2; (B) ML^{R2} - ponto 2 ao ponto 3; (C) ML^{R3} - ponto 3 ao ponto 4; (D) ML^{R4} - ponto 1 ao ponto 4; (E) ML^{R5} - ponto 1 ao ponto 5.

MANDÍBULA

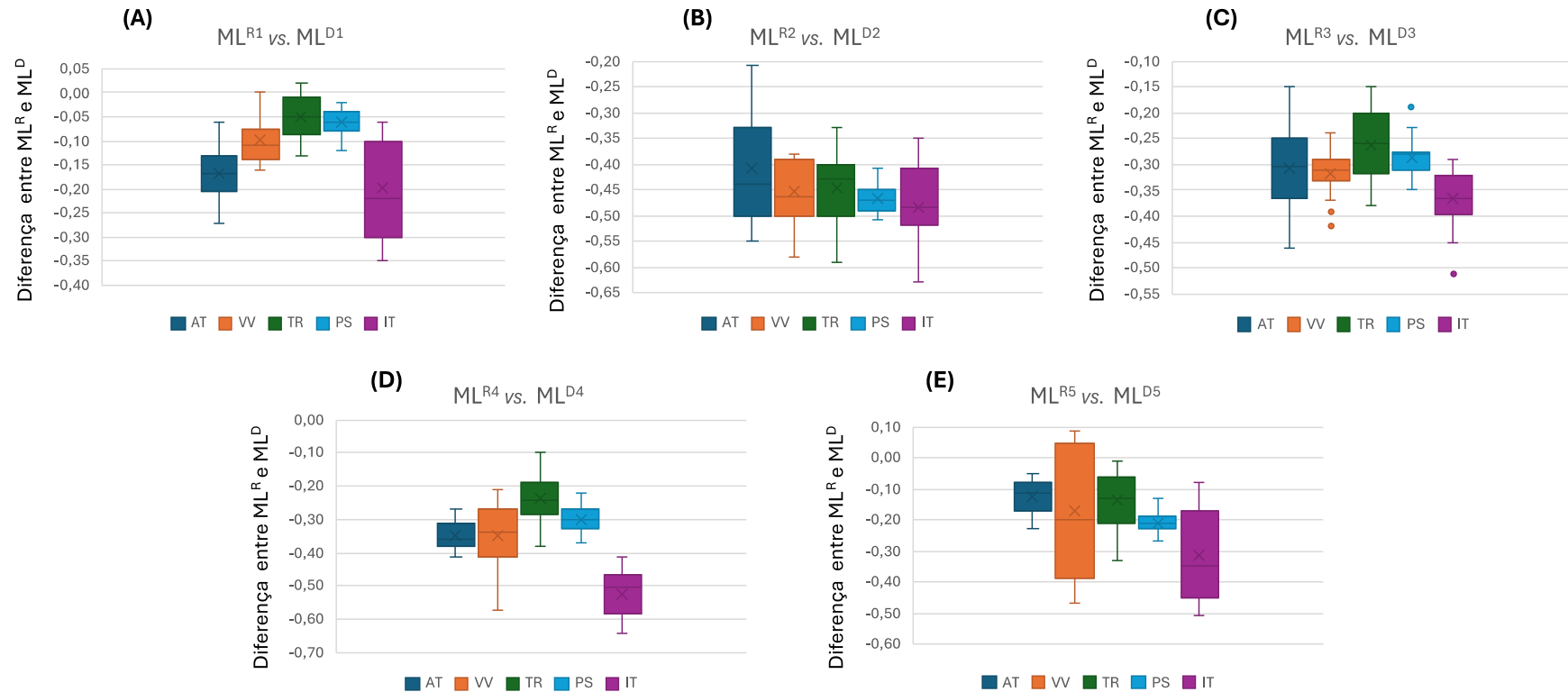


Figura 18. Distribuição dos valores dos diferentes escâneres (AT, VV, TR, PS e IT) na comparação das distâncias aferidas na mandíbula. (A) ML^{R1} - ponto 1 ao ponto 2; (B) ML^{R2} - ponto 2 ao ponto 3; (C) ML^{R3} - ponto 3 ao ponto 4; (D) ML^{R4} - ponto 1 ao ponto 4; (E) ML^{R5} - ponto 1 ao ponto 5.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* avaliou a exatidão (veracidade e precisão) de 4 escâneres intraorais comercialmente disponíveis e amplamente utilizados em consultórios e universidades pelo mundo. Entre os grupos experimentais, fatores como o modelo de trabalho (manequim metálico), a técnica de escaneamento (trilho, velocidade e profundidade do escaneamento), calibração do operador, distâncias entre marcadores fiduciais, e condições de temperatura, umidade e luminosidade do ambiente, foram controlados. Assim, as variações estariam restritas aos escâneres em si e suas respectivas tecnologias de captura e processamento de imagem (Freitas et al., 2024; Giménez et al., 2015).

A primeira hipótese nula, de que não haveria diferença estatística significativa entre as medições lineares digitais obtidas com os escaneamentos do modelo-mestre e as medições lineares reais, foi parcialmente rejeitada. Isso ocorreu porque diferenças significativas foram observadas entre os diferentes escâneres intraorais na comparação com as medições reais, mostrando que o grau de precisão e de veracidade variou entre os equipamentos. A exatidão da medição digital apresentou diferenças de acordo com o arco (maxila ou mandíbula) e com a distância entre pontos (curta ou longa) para todos os escâneres (intraorais e de referência). Essas variações só reforçam que existem distinções no desempenho de cada aparelho e sugerem a necessidade de critérios clínicos específicos para a seleção do melhor escâner intraoral (Patzelt et al., 2013).

A segunda hipótese nula, de que não há diferença significativa entre as medições lineares digitais na *maxila* e na *mandíbula* (exatidão), foi rejeitada. O estudo mostrou que os escâneres apresentam desempenhos distintos na reprodução das medidas lineares reais, dependendo do arco avaliado. Essa diferença de desempenho dos escâneres pode ser explicada pelas diferenças anatômicas particulares de cada arco, como curvatura e as condições de escaneamento de cada região (Mangano et al., 2020; Patzelt et al., 2013; Rutkūnas et al., 2023; Srivastava et al., 2023).

A terceira hipótese nula, de que não há diferença significativa na precisão dos escâneres intraorais, também foi rejeitada. Os resultados mostraram que cada escâner apresentou níveis variados de reprodutibilidade, dependendo do arco analisado (maxila ou mandíbula) e das distâncias (curtas ou longas). Essas diferenças podem ser atribuídas a fatores como a tecnologia de captura, algoritmos de

processamento e as estratégias de escaneamento empregadas por cada dispositivo (Azevedo *et al.*, 2023; Mangano *et al.*, 2020).

Com exceção do escâner PrimeScan®, todos os outros apresentaram grande variabilidade nos resultados de exatidão (precisão e veracidade), independentemente do tamanho da medida (curta ou longa) ou do arco (maxila ou mandíbula). No entanto, a maior variabilidade pode ser observada na mandíbula (Figura 18). A literatura já define maior dificuldade no escaneamento da mandíbula edêntula devido às suas particularidades anatômicas, principalmente em casos de extrema reabsorção (Patzelt *et al.*, 2013). Srivastava *et al.* (2023) sugeriram que o escaneamento intraoral direto de mandíbulas edêntulas pode ser contraindicado como método de aquisição do modelo de trabalho, devido ao comprometimento da exatidão. Buscando contornar essa limitação, Tao *et al.* (2020) investigaram o papel de pontos fiduciais na mandíbula edêntula para melhorar o desempenho do escaneamento intraoral direto, mas concluíram que o uso destes aumentou a necessidade de captura de imagens, o que gerou maior acúmulo de erros.

Apesar da também evidente variabilidade nos dados referentes à maxila (Figura 17), esta foi menor em comparação à mandíbula. Todos os escâneres intraorais testados apresentaram maior veracidade na mandíbula do que na maxila. Os escâneres VV, TR e IT foram mais precisos na mandíbula, enquanto o PS foi mais preciso na maxila. Segundo Tao *et al.* (2020), a maxila edêntula também apresenta limitações para aplicação do escaneamento intraoral direto, principalmente devido à grande extensão do palato, o que é particularmente relevante para a confecção de prótese totais mucossuportadas. No entanto, nossos resultados não incluíram avaliações de sítios do palato, o que pode ter contribuído para a menor variabilidade em comparação à mandíbula. Futuras avaliações devem compreender a avaliação de toda a superfície do escaneamento obtidas por diferentes escâneres intraorais.

Azevedo *et al.* (2023) analisaram a influência de diferentes estratégias de escaneamento em mandíbulas edêntulas, destacando que este arco ainda é considerado desafiador. Os autores reforçaram que a trajetória do escaneamento é determinante para alcançar maior exatidão. Além disso, Iturrate *et al.* (2019) escrevem que o uso de pontos fiduciais é fundamental para melhorar a exatidão, principalmente na área do palato. Ainda assim, é importante destacar que a avaliação de áreas críticas, como o palato, não foi contemplada neste estudo e que não foram colocados pontos fiduciais sobre ele e que isso pode ter influenciado os valores de exatidão

encontrados e favorecido o desempenho em termos de veracidade e precisão na mandíbula. Outro ponto relevante, já discutido na literatura é a influência do desempenho do escâner, na maxila, devido à limitação do espaço físico para o posicionamento correto da ponteira (De Freitas et al., 2024; Mangano et al., 2020; Srivastava et al., 2023). Os autores sugerem que o posicionamento inadequado da ponteira prejudica a renderização que reflete na diminuição da exatidão. No entanto, como essa variável não tem influência na situação analisada, pois se trata de um estudo *in vitro*. O que reforça a necessidade de futuras investigações para entender as diferenças entre os arcos.

Uma topografia rica em detalhes, como elementos dentais, contribui para uma melhor exatidão dos escaneamentos intraorais diretos (Ender; Mehl, 2013; Taneva; Kusnoto; Evans, 2015). Devido à ausência de estruturas duras, estáticas, com geometrias complexas em rebordos edêntulos (Braian; Wennerberg, 2019; Papaspyridakos *et al.*, 2023), testamos a adição de pontos fiduciais para melhorar a exatidão dos arquivos digitais (Iturrate et al., 2019). Mesmo com o posicionamento destes, a exatidão apresentou alta variabilidade em quase todos os grupos, independente da distância entre os pontos ou do arco escaneado, permitindo concluir que a tecnologia de cada escâner é diretamente relacionada à qualidade do arquivo digital obtido. Nossos resultados mostram que o escâner intraoral PrimeScan® apresenta a maior estabilidade dos dados ao considerar a distância entre os pontos e o arco edêntulo, sugerindo-o como a melhor opção para o escaneamento de arcos edêntulos pela técnica direta.

Além da renderização de imagens ser comprometida com a ausência de estruturas de geometrias complexas, Hayama et al. (2018) relataram que o tamanho da ponteira do escâner também pode influenciar nesse processo. Para eles, ponteiras menores geram a necessidade de um número maior de imagens, aumentando as chances de erros na renderização que comprometeriam a exatidão do escaneamento. Assim, ponteiras maiores resultariam em maior exatidão. Nossos resultados contradizem essa teoria, uma vez que o iTero® Element Flex, escâner com a maior ponteira, apresentou desempenho insatisfatório em todos os pontos de medição na maxila (Tabela 3). Os escâneres PrimeScan® e Virtuo Vivo™ com ponteiras menores e similares, apresentaram desempenhos favoráveis em relação a exatidão. Com isso, mais uma vez, a tecnologia de cada equipamento parece ser mais relevante do que o tamanho da ponteira para determinar a qualidade do escaneamento.

Em vista disso, já há literatura que explora a influência do tipo de tecnologia na exatidão dos escaneamentos intraorais. Alshawaf et al. (2018) destacam que a tecnologia de luz branca apresenta maior precisão quando comparado à tecnologia de amostragem de onda ativa. Para De Freitas et al. (2024), a tecnologia Multiscan™ emite comprimentos de onda pequenos quando comparado à tecnologia de microscopia confocal, afetando negativamente os valores de veracidade. Çakmak et al. (2020) apontam o bom desempenho da tecnologia de triangulação óptica e tecnologia de microscopia confocal na exatidão dos escaneamentos. Essas observações da literatura corroboram os dados encontrados do presente trabalho, uma vez que os escâneres com melhor desempenho foram o Trios® 3 e o PrimeScan®, que possuem a tecnologia de triangulação óptica para captura das imagens, enquanto o Virtuo Vivo™ usa a tecnologia Multiscan™. No entanto, os resultados encontrados para o iTero® Element Flex, que possui a tecnologia confocal, não seguem essa tendência, contrariando Çakmak et al. (2020) e sugerindo que, embora a tecnologia seja um fator de influência, não é o único determinante da exatidão dos escaneamentos.

Wesemann et al. (2021) relataram que a luminosidade é um fator que influencia significativamente o desempenho dos escâneres intraorais, incluindo outros escâneres não investigados neste estudo. Segundo os autores, o iTero® apresenta um desempenho inferior em condições de baixa luminosidade. No presente estudo, a luminosidade foi padronizada, mas dentro de uma faixa considerada baixa segundo os critérios de Wesemann et al. (2021). Dessa forma, é possível inferir que o desempenho inferior do iTero® em comparação ao Trios® 3 pode ter sido impactado pela utilização de condições de baixa luminosidade.

Um escâner possui maior veracidade quando as medições realizadas pelo aparelho são próximas ao valor real (Inmetro, 2012; *International Organization for Standardization*, 1994). Em nosso estudo, todos os escâneres apresentaram valores de veracidade inferiores a 1mm, com resultados ainda melhores para a mandíbula (<0,5mm). Nossos resultados podem ser parcialmente comparados aos obtidos por Srivastava et al. (2023) em sua revisão sistemática com mandíbulas edêntulas. Os autores relataram valores de veracidade de 0,5 a 1mm com os escâneres Trios®, Lava® COS, True Definition® e CS3500®, e concluíram que os escâneres intraorais possuem uma exatidão aceitável. Os melhores resultados obtidos em nosso estudo se explicam por se tratar de um ambiente laboratorial em que interferências como

umidade e movimento dos tecidos moles não pôde ser replicada. Além de reforçar novamente que o trilho de escaneamento e o processo de renderização pode influenciar as variáveis veracidade e precisão.

A precisão, definida como a consistência das medições repetidas, foi observada em relação ao desvio padrão. Em uma visão geral, os resultados indicam que os escâneres Trios® 3 e PrimeScan® são consistentes, gerando medidas mais precisas, e o erro entre eles é quase insignificante. Apesar de metodologias distintas para avaliar a exatidão, os resultados desse trabalho são similares ao encontrado por Nulty (2021), de análise de arcos dentados onde o PrimeScan® se destacou sendo o escâner intraoral com a melhor precisão.

Em relação ao escâner Atos®, o estudo laboratorial de Çakmak et al. (2020) atribuiu melhor desempenho aos escâneres de bancada comparado aos intraorais. Alinhado ao estudo citado anteriormente, Kernén et al. (2022) chegaram à mesma conclusão sobre a superioridade dos escaneamentos de bancada, indicando que o erro médio do escâner de bancada no seu estudo foi de 0,02 mm. Os autores afirmam que a maior precisão dos escâneres laboratoriais acontece porque não há presença de saliva e sangue, e as condições de luminosidade do ambiente, e de estabilização do objeto digitalizado são mais bem controladas. Entretanto, nosso escâner de referência apesar de ter um erro médio pequeno ($<0,01$ mm), apresentou resultados que discordam dos apresentados por Kernén et al. (2022). Embora todos os escâneres, incluindo o de referência, tenham sido expostos ao mesmo modelo-mestre, a superfície metálica pode ter influenciado negativamente o desempenho do escâner de referência, visto que superfícies metálicas tendem a ser altamente reflexivas, o que pode gerar dificuldades na captura dos dados e comprometer a precisão do escaneamento. Essa hipótese é sustentada por Ellakany, Aly e Al-harbi (2022) que observaram diferença nos resultados comparando modelos de gesso e resina impressa, levantando a questão da influência de superfícies reflexivas no desempenho de escâneres. Essa hipótese reforça a necessidade de novos estudos que explorem o desempenho dos escâneres sob diferentes condições e investiguem com maior profundidade o impacto das superfícies reflexivas na exatidão dos resultados.

Em relação às distâncias curtas (ML^{R1} e ML^{R2}), equivalentes a escaneamentos parciais no mesmo arco, estudos *in vitro* com rebordos edêntulos contendo implantes, onde a digitalização foi assistida por pilares de escaneamento

(*scanbodies*), observaram que para uma distância entre 6,6 e 22 mm, o escaneamento não afetaria os valores de precisão (Braian; Wennerberg, 2019; Flügge; Metzger; Nelson, 2016). Andriessen et al. (2014) em seu estudo clínico na mandíbula afirmam que implantes com 30mm de distância foram capazes de ser escaneados sem gerar problema de exatidão. Entretanto, nosso estudo encontrou diferenças de precisão entre os escâneres. O escâner Virtuo Vivo™ apresentou menor desempenho e distintos para as distâncias curtas, contradizendo a literatura de que a precisão permaneceria inalterada. Por outro lado, ele apresentou um desempenho adequado para distâncias longas. De acordo com Van Der Meer et al. (2012), os escâneres intraorais possuem tecnologias distintas, cada uma apresentando erros inerentes ao seu funcionamento, o que torna fundamental compreender a tecnologia. Em seu estudo, eles descrevem que tecnologias baseadas na captura “ponto e clique”, como a do iTero® e o CEREC®, que precisam que ao menos um terço da imagem capturada se sobreponha a imagem adjacente para garantir o alinhamento corretamente, levando a um número maior de sobreposições para o preenchimento todo da malha. Já no sistema de vídeo, como o usado pelo Virtuo Vivo®, ocorre a captura contínua de aproximadamente 20 imagens por segundo. Essa característica resulta em uma integração mais eficaz e um alinhamento superior, graças à renderização contínua, o que pode justificar o desempenho distinto para as distâncias longas.

Iturrate et al. (2019) observaram que, à medida que a distância aferida aumenta, ocorre um acúmulo de erros, o que leva à alteração dos valores tanto de veracidade quanto de precisão. Esse comportamento foi observado com o escâner intraoral Trios® 3 em nosso estudo, onde as medições de distâncias longas (ML^{R3}, ML^{R4} e ML^{R5}) apresentaram menor desempenho. Esse comportamento sugere que, para distâncias maiores, a exatidão do escaneamento é mais susceptível ao acúmulo de erros, corroborando a observação de que a precisão diminui à medida que a distância aumenta. Isto contraria, mais uma vez, o achado de Hayama *et. al* (2018), pois o Trios® 3 é o escâner intraoral com o segundo maior tamanho de ponteira, e supostamente deveria apresentar um desempenho melhor. Uma possível explicação para essas diferenças pode estar nos algoritmos de processamento utilizados pelos diferentes softwares dos escâneres intraorais. Como destacado por Mangano et al. (2020), o desempenho do processamento pós-imagem, que inclui a renderização e a combinação das imagens capturadas, pode ter impacto direto nos resultados finais de

precisão e veracidade do arquivo digital. Isso ocorre, porque cada aparelho possui uma tecnologia diferente com algoritmos distintos que levam a uma combinação de imagens diferente entre eles podendo sugerir que esse processo influencia nas variáveis que compõem a exatidão.

Flügge, Metzger; Nelson (2016) relataram que, em distâncias mais longas, de 40 mm a 50 mm, que cruzam o hemi-arco, o iTero® apresentou um menor desempenho em termos de precisão, atribuindo esse resultado ao processo de pós-escaneamento, a renderização. Isso reforça o achado do presente trabalho, onde este escâner obteve o pior desempenho de precisão. Isso sugere, mais uma vez, que o processamento do escaneamento e os algoritmos de renderização pelo dispositivo tem influência sobre a precisão (Van der Meer et al., 2012). Em contraste, para distâncias de até 18 mm, o Trios® 3 não apresentou alterações na precisão. Os achados confirmam o que foi observado em nosso estudo, com o Trios® 3 demonstrando um maior desempenho em distâncias curtas.

A heterogeneidade dos métodos utilizados na literatura para a avaliação de exatidão torna difícil uma comparação entre os resultados. Várias metodologias distintas são empregadas para análise da exatidão, o que interfere na padronização dos resultados. Apesar de distinta a metodologia deste trabalho, a análise revelou que, embora os escâneres intraorais possam alcançar medições com alto nível de exatidão em situações ideais, sua eficácia pode ser afetada por fatores clínicos, como anatomia do arco, tecnologia de captura de imagens e de processamento de imagens. Os escâneres Trios® 3 e PrimeScan® mostraram maior precisão, e o primeiro apresenta maior veracidade. Entretanto, a escolha do dispositivo e das condições de escaneamento são determinantes para o sucesso clínico, e a necessidade de padronização nos métodos de avaliação é crucial para avançar na compreensão das limitações e capacidades desses dispositivos.

As limitações para esse estudo incluem o desenho de um estudo *in vitro*, pois as medições lineares foram realizadas em um ambiente controlado e, desse modo, não refletem todas as condições clínicas reais em que os escâneres intraorais são usados. Além disso, a limitação de uma quantidade de pontos e distâncias pode não refletir a complexidade de variações na exatidão de diferentes tipos de superfície e anatomia. Outra limitação é a ausência de uma análise longitudinal do desempenho dos aparelhos, pois seria possível haver variação de desempenho ao longo do tempo devido ao desgaste e calibração dos dispositivos. Adicionalmente, a padronização do

trilho de escaneamento constitui uma restrição, visto que cada fabricante recomenda trajetórias específicas que podem otimizar o desempenho de seus aparelhos. Por último, pode-se acrescentar o fato que os escâneres testados não necessariamente refletem todas, e as mais recentes tecnologias disponíveis no mercado, uma vez que a velocidade de lançamento de novos produtos pela indústria é muito maior do que a capacidade de absorção pelos profissionais de Odontologia.

7 CONCLUSÕES

- A exatidão dos escâneres intraorais varia significativamente de acordo com o rebordo edêntulo (maxila ou mandíbula) e com a distância (longa ou curta);
- Todos os escâneres intraorais testados apresentaram maior veracidade na mandíbula do que na maxila. Os escâneres VV, TR e IT foram mais precisos na mandíbula, enquanto o PS foi mais preciso na maxila;
- Na *maxila* edêntula, o escâner Virtuo Vivo mostrou a maior veracidade geral e para distâncias longas, enquanto Trios® 3 e PrimeScan® mostraram a maior veracidade para distâncias curtas, pela técnica direta;
- Na *mandíbula* edêntula, o escâner Trios® 3 mostrou a maior veracidade geral, para distâncias curtas e para distâncias longas, pela técnica direta;
- O escâner PrimeScan® foi o escâner mais consistentemente preciso na *maxila* e na *mandíbula* edêntulas, enquanto os escâneres Virtuo Vivo™ e Trios® 3 foram igualmente precisos ao PrimeScan® apenas em distâncias curtas na maxila, pela técnica direta;
- O escâner iTero® Element Flex mostrou a pior veracidade e precisão tanto para a *maxila* quanto para a *mandíbula* edêntulas entre os escâneres intraorais;
- Os resultados enfatizam a importância de selecionar o escâner adequado às necessidades específicas de cada procedimento clínico.

ANEXO

Este estudo não recebeu financiamento externo além da bolsa concedida pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) para a autora deste trabalho. Não houve qualquer apoio financeiro de empresas ou indústrias relacionadas ao tema da pesquisa. Assim, declara-se a inexistência de conflitos de interesse que possam ter influenciado os resultados ou a interpretação dos dados apresentados.

REFERÊNCIAS

3M ESPE. **Lava COS Technical Data Sheet**. [S. l.: s. n.], 2009.

ALSHAWAF, Bahaa *et al.* Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 29, n. 8, p. 835–842, 2018.

ANDRIESSEN, Frank S *et al.* Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study The Journal of Prosthetic Dentistry Andriessen *et al.* **The Journal of Prosthodontics Dentistry**, [s. l.], v. 3, n. 3, 2014.

AZEVEDO, Luís *et al.* Effect of splinting scan bodies on the trueness of complete-arch digital implant scans with 5 different intraoral scanners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 1, n. S0022-3913(23)00420–1, p. 1–7, 2023a.

AZEVEDO, Luís *et al.* Effect of splinting scan bodies on the trueness of complete-arch digital implant scans with 5 different intraoral scanners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 1, n. S0022-3913(23)00420–1, p. 1–7, 2023b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.06.015>.

BAJORIA, Atul A.; SALDANHA, Sharon; SHENOY, Vidya K. Evaluation of satisfaction with masticatory efficiency of new conventional complete dentures in edentulous patients - A survey. **Gerodontology**, [s. l.], v. 29, n. 3, p. 231–238, 2012.

BOUMA, Jelte *et al.* Pathways to full mouth extraction. **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, [s. l.], v. 15, n. 6, p. 301–305, 1987.

BRAIAN, Michael; WENNERBERG, Ann. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 122, n. 2, p. 129–136.e2, 2019a.

BRAIAN, Michael; WENNERBERG, Ann. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 122, n. 2, p. 129–136.e2, 2019b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.007>.

BURZYNSKI, Jennifer A. *et al.* Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, [s. l.], v. 153, n. 4, p. 534–541, 2018.

ÇAKMAK, Gülce *et al.* The effect of scanner type and scan body position on the accuracy of complete-arch digital implant scans. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 22, n. 4, p. 533–541, 2020.

CARDOSO, Mayra *et al.* Edentulismo no Brasil: Tendências, projeções e expectativas até 2040. **Ciencia e Saude Coletiva**, [s. l.], v. 21, n. 4, p. 1239–1246, 2016.

CARLSSON, G. E.; OMAR, R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. **Journal of Oral Rehabilitation**, [s. l.], v. 37, n. 2, p. 143–156, 2010.

CHEBIB, Najla *et al.* Fit and retention of complete denture bases: Part II – conventional impressions versus digital scans: A clinical controlled crossover study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], p. 1–8, 2022.

DE FREITAS, Bruna Neves *et al.* Do intraoral scanning technologies affect the trueness of dental arches with crowding, diastema, and edentulous spaces? A clinical perspective. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 149, n. March, p. 105285, 2024a.

DE FREITAS, Bruna Neves *et al.* Do intraoral scanning technologies affect the trueness of dental arches with crowding, diastema, and edentulous spaces? A clinical perspective. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 149, n. March, p. 105285, 2024b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105285>.

DE RESENDE, Gabriela P.; NOGUEIRA, Túlio E.; LELES, Cláudio R. Effectiveness of a simplified method for final impression in complete denture treatment: A pragmatic clinical trial. **Gerodontology**, [s. l.], v. 36, n. 4, p. 365–373, 2019.

DURET, Francois; Preston J D. **CAD/CAM imaging in dentistry. Current Opinion In Dentistry**. [S. l.: s. n.], 1991.

EL OSTA, Nada *et al.* Impact of implant-supported prostheses on nutritional status and oral health perception in edentulous patients. **Clinical Nutrition ESPEN**, [s. l.], v. 18, p. 49–54, 2017.

EL-HAKIM, S.F; BERALDIN, J.A; BLAIS, F. A Comparative Evaluation of the Performance of Passive and Active 3-D Vision Systems. **Proceedings of the SPIE**, [s. l.], v. 2646, p. 14–25, 1995.

ELLAKANY, Passent; ALY, Nourhan M.; AL-HARBI, Fahad. A comparative study assessing the precision and trueness of digital and printed casts produced from several intraoral and extraoral scanners in full arch and short span (3-unit FPD) scanning: An in vitro study. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], n. January, p. 1–8, 2022.

ENDER, Andreas *et al.* In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], v. 20, n. 7, p. 1495–1504, 2016.

ENDER, Andreas; MEHL, Albert. Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 109, n. 2, p. 121–128, 2013b. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1).

FELTON, David A. Edentulism and comorbid factors. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 18, n. 2, p. 88–96, 2009.

FLÜGGE, Tabea V.; METZGER, Marc C.; NELSON, Katja. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. **Quintessence Publishing Co Inc.**, [s. l.], v. 29, n. 3, 2016.

GALHANO, Graziela Avila Prado; PELLIZZER, Eduardo Piza; MAZARO, Jose Vitor Quinelli. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. **Journal of Craniofacial Surgery**, [s. l.], v. 23, n. 6, p. 575–579, 2012.

GIMÉNEZ, Beatriz *et al.* Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 17, n. S1, p. e54–e64, 2015.

HAYAMA, Hironari *et al.* Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. **Journal of Prosthodontic Research**, [s. l.], v. 62, n. 3, p. 347–352, 2018.

HUANG, David *et al.* Optical Coherence Tomography. **Science**, [s. l.], v. 254, n. 5035, p. 1178–1118, 1993.

INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012)** Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. [S. l.: s. n.], 2012.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Accuracy (trueness and precision) of mensurement methods and results - Part I: General principles and definitions**. Geneve, Switzerland: [s. n.], 1994.

ITURRATE, Mikel *et al.* **Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device**. [S. l.: s. n.], 2019.

KERNEN, Florian *et al.* Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 128, n. 6, p. 1303–1309, 2022.

KONG, Lin; LI, Yabing; LIU, Zhijian. Digital versus conventional full-arch impressions in linear and 3D accuracy: a systematic review and meta-analysis of in vivo studies. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], p. 5625–5642, 2022a.

KONG, Lin; LI, Yabing; LIU, Zhijian. Digital versus conventional full-arch impressions in linear and 3D accuracy: a systematic review and meta-analysis of in vivo studies. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], p. 5625–5642, 2022b.

LAMMERDING, Jan; ROHALY, Janos. **Patent Application Publication (10) Pub. No.: US 2004/0155975 A1**. Concessão: 2004.

LEE, Sang J.; GALLUCCI, German O. Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 24, n. 1, p. 111–115, 2013.

LEE, Damian J.; SAPONARO, Paola C. Management of Edentulous Patients. **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 63, n. 2, p. 249–261, 2019.

LIDANI, Rangel *et al.* Impact of the extension of the anterior-posterior spread on quality of life and satisfaction of patients treated with implant-retained mandibular overdentures - a randomized clinical trial. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 127, n. February, 2022.

LIU, Qingbin; LEU, Ming C.; SCHMITT, Stephen M. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, [s. l.], v. 29, n. 3–4, p. 317–335, 2006.

LOGOZZO, Silvia *et al.* Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. **Optics and Lasers in Engineering**, [s. l.], v. 54, n. March, p. 203–221, 2014.

MANGANO, Francesco Guido *et al.* Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: A comparative in vitro study. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 20, n. 1, p. 1–21, 2020.

MINSKY, Marvin. **Microscopy Apparatus - US3013467**. Concessão: 1957.

MIYAZAKI, Takashi *et al.* A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, [s. l.], v. 28, n. 1, p. 44–56, 2009.

MÜLLER, F.; SCHIMMEL, M. Tooth loss and dental prostheses in the oldest old. **European Geriatric Medicine**, [s. l.], v. 1, n. 4, p. 239–243, 2010.

NULTY, Adam B. A comparison of full arch trueness and precision of nine intra-oral digital scanners and four lab digital scanners. **Dentistry Journal**, [s. l.], v. 9, n. 7, 2021.

PAPASPYRIDAKOS, Panos *et al.* Digital vs Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Retrospective Analysis of 36 Edentulous Jaws. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 32, n. 4, p. 325–330, 2023.

PAPASPYRIDAKOS, Panos *et al.* Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 29, n. 8, p. 660–678, 2020.

PARK, Mid Eum; SHIN, Soo Yeon. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 119, n. 5, p. 861.e1-861.e7, 2018.

PATZELT, Sebastian B.M. *et al.* Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. **The Journal of the American Dental Association**, [s. l.], v. 8, n. 144, 2013.

POLIDO, Waldemar D. Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da Odontologia. **Dental Press Journal of Orthodontics**, [s. l.], v. 15, n. 5, p. 18–22, 2010.

POLZER, Ines *et al.* Edentulism as part of the general health problems of elderly adults*. **International Dental Journal**, [s. l.], v. 60, n. 3, p. 143–155, 2010.

PUNJ, Amit; BOMPOLAKI, Despoina; GARAI COA, Jorge. Dental Impression Materials and Techniques. **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 61, n. 4, p. 779–796, 2017.

RAO, Shubha; CHOWDHARY, R.; MAHOORKAR, S. A systematic review of impression technique for conventional complete denture. **Journal of Indian Prosthodontist Society**, [s. l.], v. 10, n. 2, p. 105–111, 2010.

REGIS, R. R. *et al.* The importance of a two-step impression procedure for complete denture fabrication: a systematic review of the literature. **Journal of Oral Rehabilitation**, [s. l.], v. 43, n. 10, p. 771–777, 2016.

RICHERT, Raphaël *et al.* Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. **Journal of Healthcare Engineering**, [s. l.], v. 2017, 2017.

RUTKŪNAS, Vygandas *et al.* Effect of additional reference objects on accuracy of five intraoral scanners in partially and completely edentulous jaws: An in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 130, n. 1, p. 111–118, 2023a.

RUTKŪNAS, Vygandas *et al.* Effect of additional reference objects on accuracy of five intraoral scanners in partially and completely edentulous jaws: An in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 130, n. 1, p. 111–118, 2023b.

SANDA, Minoru; MIYOSHI, Keita; BABA, Kazuyoshi. Trueness and precision of digital implant impressions by intraoral scanners: a literature review. **International Journal of Implant Dentistry**, [s. l.], v. 7, n. 1, 2021.

SCHIMITT, Joseph M. Optical coherence tomography: A review. **IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, [s. l.], v. 5, n. 4, p. 1205–1215, 1999.

SEGUNDO, Ângelo Raphael Toste Coelho *et al.* CAD–CAM natural restorations—Reproducing nature using a digital workflow. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, [s. l.], v. 35, n. 7, p. 993–1000, 2023.

SRIVASTAVA, Gunjan *et al.* Accuracy of Intraoral Scanner for Recording Completely Edentulous Arches—A Systematic Review. **Dentistry Journal**, [s. l.], v. 11, n. 10, p. 1–12, 2023a.

SRIVASTAVA, Gunjan *et al.* Accuracy of Intraoral Scanner for Recording Completely Edentulous Arches—A Systematic Review. **Dentistry Journal**, [s. l.], v. 11, n. 10, p. 1–12, 2023b.

TANEVA, Emilia; KUSNOTO, Budi; EVANS, Carla A. 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. **Issues in Contemporary Orthodontics**, [s. l.], n. January, 2015.

TAO, Chang *et al.* Accuracy of Intraoral Scanning of Edentulous Jaws with and without Resin Markers. **The Chinese journal of dental research : the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)**, [s. l.], v. 23, n. 4, p. 265–271, 2020.

TELLES, Daniel. **Prótese Total Convencional**. [S. l.]: Editora Santos, 2009.

VAN DER MEER, Wicher J. *et al.* Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. **PLOS ONE**, [s. l.], v. 7, n. 8, 2012.

VOLPATO, Claudia Angela Mazieiro *et al.* **Próteses Odontológicas- Uma visão Contemporânea- Fundamentos e Procedimentos**. 1ªed. Santos, São Paulo: Livraria Santos Editora LTDA., 2013.

WESEMANN, Christian *et al.* Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans?. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 125, n. 6, p. 924–931, 2021.