



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**A PRECISÃO E EXATIDÃO DE *SCANNERS* INTRAORAIS VS.  
IMPRESSÕES CONVENCIONAIS: ESTUDO PILOTO**

Trabalho submetido por  
**Viriato Miguel Neto Dias**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2020**





**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**A PRECISÃO E EXATIDÃO DE *SCANNERS* INTRAORAIS *VS.*  
IMPRESSÕES CONVENCIONAIS: ESTUDO PILOTO**

Trabalho submetido por  
**Viriato Miguel Neto Dias**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Sérgio Antunes Félix**

**setembro de 2020**



## **AGRADECIMENTOS**

A realização desta tese de mestrado só foi possível graças à colaboração de várias pessoas, a quem gostaria de exprimir algumas palavras de agradecimento e reconhecimento, em particular:

Ao Prof. Doutor Sérgio Félix, pela orientação e apoio durante toda a investigação, fundamentais para elaborar este trabalho.

Ao Mestre Leonardo Martins e ao Dr. João Rua, por toda a ajuda, empenho, ensinamentos e confiança, que foram indispensáveis à elaboração da investigação. E ao Prof. Doutor Luís Proença pela ajuda incansável na análise estatística.

Ao laboratório *The Lisbon Lab*, principalmente à técnica de Prótese Dentária, Sara Costa, pela sua disponibilidade, dedicação e apoio prestado.

Aos meus colegas e amigos, pela vossa preocupação, e por estes cinco anos de partilha no IUEM, no qual me viram crescer e cresceram ao meu lado.

Em especial agradeço à Alice Mira por todo o apoio, empenho, garra, determinação e momentos únicos e especiais que tivemos oportunidade de partilhar, revelando sempre uma excelente e forte personalidade. E sendo, sem dúvida, uma das pessoas mais incríveis que alguma vez tive o prazer de conhecer;

Ao António Pacheco, pelo constante apoio, partilha e momentos lúdicos;

Ao João Sousa, por toda a amizade, conhecimentos partilhados altruisticamente pelos momentos vividos juntos enquanto parceiros de Box, que contribuíram para o meu crescimento como medico dentista aficionado da tecnologia digital;

A Flávia Franco por ser a pessoa que é, e por estar sempre ao meu lado e disponível para ajudar, e por último a todos os outros cujo nome não enumerei, mas cuja influência se fez notar.

A toda a minha família, pelo constante estímulo, e por me apoiarem nos bons e nos maus momentos e por me incentivarem a progredir.

A todos, um muito obrigado!



## RESUMO

**Objetivos:** Avaliar a precisão e a exatidão dos modelos digitais obtidos por scanners intraorais quando comparados com o modelo de referência e compará-los com modelos de impressões convencionais.

**Materiais e métodos:** Foi produzido e impresso um modelo digital em três dimensões (3D), a partir de um *scanner* de laboratório. De seguida, foi submetido a digitalizações por três *scanners* intraorais: TRIOS® 3 (3SHAPE™), i500 (MEDIT™) e o 3M™ TRUE DEFINITION (3M™ ESPE). Seguiram-se impressões convencionais e vazamento a gesso tipo IV. Foram realizadas leituras com *scanner* de laboratório, e no programa de análise tridimensional, *GOM Inspect 2019*, as imagens foram submetidas às medições propostas para a avaliação do grau de precisão e exatidão das diferentes técnicas. Na análise estatística foram empregues testes ao desvio padrão, erro absoluto, o teste de Kruskal-Wallis e o Post Hoc – Pairwise, para um nível de significância de <0,05.

**Resultados:** Nas medições horizontais o Trios 3 foi o que apresentou maior exatidão ( $46,3 \pm 52,1 \mu\text{m}$ ), seguido das impressões convencionais ( $49,7 \pm 54,6 \mu\text{m}$ ), Medit ( $76,7 \pm 59,3 \mu\text{m}$ ) e 3M True Definition ( $91,7 \pm 70,1 \mu\text{m}$ ). A maior precisão foi obtida pelas impressões convencionais ( $21,8 \pm 12,9 \mu\text{m}$ ), seguido pelo Trios 3 ( $27,0 \pm 12,2 \mu\text{m}$ ), do 3M True Definition ( $36,6 \pm 23,8 \mu\text{m}$ ) e, por último, Medit ( $38,2 \pm 15,8 \mu\text{m}$ ). Nas medições de volume, a maior exatidão foi encontrada com Trios 3 ( $187,0 \pm 157,0 \mu\text{m}$ ), seguido do 3M True Definition ( $207,0 \pm 172,0 \mu\text{m}$ ), do Medit ( $306,9 \pm 169,5 \mu\text{m}$ ), e por último as impressões convencionais ( $528,5 \pm 382,6 \mu\text{m}$ ). A maior precisão foi a do Trios 3 ( $64,1 \pm 21,0 \mu\text{m}$ ), seguido do Medit ( $80,1 \pm 40,8 \mu\text{m}$ ), 3M True Definition ( $106,3 \pm 52,7 \mu\text{m}$ ) e por último as impressões convencionais ( $199,9 \pm 137,9 \mu\text{m}$ ).

**Conclusão:** O *scanner* intraoral Trios 3, foi o que apresentou maior grau de *accuracy* (exatidão e precisão) em leituras *full arch*, assim como resultados superiores aos obtidos pelas impressões convencionais.

**Palavras-chave:** *Scanner* Intraoral; Impressão Convencional; Exatidão; Precisão



## ABSTRACT

**Objectives:** To evaluate the trueness and precision of digital models obtained by intraoral scanners when compared with the reference model, and to compare them with conventional impressions models.

**Materials and methods:** A digital model was produced and printed in three dimensions (3D), which was scanned with a laboratory scanner to obtain the reference data. It was then scanned by three intraoral scanners: TRIOS® 3 (3SHAPE™), i500 (MEDIT™) and 3M™ TRUE DEFINITION (3M™ ESPE). Conventional impressions were followed by subsequent type IV plaster casting. Finally, laboratory scanner readings were performed. In the three-dimensional analysis program, GOM Inspect 2019, the images were submitted to the measurements proposed for the evaluation of the degree of trueness and precision of the different techniques. In the statistical analysis, standard deviation, absolute error, Kruskal-Wallis test and Post Hoc - Pairwise, with a significance level of  $<0.05$  were used.

**Results:** Concerning horizontal measurements, Trios 3 shows the highest trueness ( $46.3\pm 52.1\mu\text{m}$ ), followed by conventional impressions ( $49.7\pm 54.6\mu\text{m}$ ), Medit ( $76.7\pm 59.3\mu\text{m}$ ) and 3M True Definition ( $91.7\pm 70.1\mu\text{m}$ ). In turn, conventional impressions is the one with the best precision ( $21.8\pm 12.9\mu\text{m}$ ) followed, by Trios 3 ( $27.0\pm 12.2\mu\text{m}$ ), 3M True Definition ( $36.6\pm 23.8\mu\text{m}$ ) and lastly Medit ( $38.2\pm 15.8\mu\text{m}$ ). In volume measurements, the highest trueness was found in Trios 3 ( $187.0\pm 157.0\mu\text{m}$ ), followed by 3M True Definition ( $207.0\pm 172.0\mu\text{m}$ ), Medit ( $306.9\pm 169.5\mu\text{m}$ ), and finally the conventional impressions ( $528,5\pm 382.6\mu\text{m}$ ). The highest precision in Trios 3 ( $64.1\pm 21.0\mu\text{m}$ ), followed by Medit ( $80.1\pm 40.8\mu\text{m}$ ), 3M True Definition ( $106.3\pm 52.7\mu\text{m}$ ) and lastly the conventional impressions ( $199.9\pm 137.9\mu\text{m}$ ).

**Conclusions:** The Trios 3 intraoral scanner showed the highest degree of accuracy (trueness and precision) in full arch readings, as well as resultus superior to those obtained by conventional impressions.

**Key words:** Intraoral Scanner; Conventional Impressions; Trueness; Precision



## ÍNDICE

<b>I. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
1. Impressões Convencionais.....	13
1.1. História e evolução dos materiais de impressão.....	13
1.2. Tipos de materiais de impressão.....	14
1.3. Material de impressão ideal.....	20
1.4. Técnicas de impressão.....	20
1.5. Fluxo de trabalho convencional.....	23
2. Impressões digitais.....	23
2.1. História e evolução das impressões digitais.....	23
2.2. Composição e procedimentos dos sistemas CAD/CAM.....	24
2.3. Tipos de sistemas CAD/CAM.....	29
2.4. Fluxo de trabalho digital.....	29
2.5. <i>Scanners</i> Intraorais.....	31
2.6. <i>Scanners</i> Extraorais.....	38
2.7. Utilizações/Aplicações dos sistemas CAD/CAM.....	39
3. Comparação entre impressões convencionais e impressões digitais.....	40
3.1. Comparação da produção e técnica convencional vs. digital.....	40
3.2. Comparação da exatidão e precisão da técnica convencional vs. digital .....	41
3.3. Conceção do médico dentista, paciente e técnico laboratorial sobre a técnica convencional vs. digital.....	43
<b>II. OBJETIVO DO ESTUDO.....</b>	<b>47</b>

<b>III. HIPÓTESES DO ESTUDO .....</b>	<b>49</b>
<b>IV. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>51</b>
4.1. Confeção do modelo digital.....	51
4.2. Modelo de Referência.....	51
4.3. <i>Scanner</i> do Modelo de Referência.....	52
4.4. <i>Scanners</i> Intraorais (IOS) .....	53
4.5. Impressões Convencionais e <i>Scanner</i> Extraoral.....	54
4.6. Avaliação da Reprodutibilidade das Imagens .....	56
4.7. Análise Estatística .....	59
<b>V. RESULTADOS .....</b>	<b>61</b>
5.1. Resultados das distâncias / alterações de formas e deformações na arcada.....	61
5.2. Resultados das áreas/ alterações de volume na arcada .....	70
5.3. Análise das variações de volume dos cilindros .....	79
5.4. Análise do tempo de leitura dos modelos.....	80
5.5. Análise do número de triângulos dos modelos.....	81
<b>VI. DISCUSSÃO .....</b>	<b>83</b>
<b>VII. CONCLUSÕES.....</b>	<b>91</b>
<b>VIII. BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>93</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Moldeiras de impressão convencional (Individual, Plástico e Universal).....	21
<b>Figura 2:</b> Constituintes dos sistemas CAD/CAM ( <i>Scanner</i> intraoral; Software - CAD; Fresadora - CAM).....	25
<b>Figura 3:</b> Blocos de fresagem de diversos materiais.....	26
<b>Figura 4:</b> Microscopia confocal a <i>laser</i> e triangulação ativa e passiva (Adaptada de Lecocq, 2016).....	33
<b>Figura 5:</b> <i>Accordion Fringe Interferometry</i> (AFI) e <i>Active Wavefront Sampling</i> (AWS) (Adaptada de Lecocq, 2016).....	34
<b>Figura 6:</b> Estratégias de digitalização mais comuns.....	35
<b>Figura 7:</b> Correlação entre a Precisão e Exatidão: A) Elevada precisão e exatidão; B) Elevada precisão, mas baixa exatidão; C) Baixa precisão, mas elevada exatidão; D) Baixa precisão e exatidão .....	42
<b>Figura 8:</b> Modelo digital no programa Meshmixer .....	51
<b>Figura 9:</b> Modelo de Referência.....	52
<b>Figura 10:</b> Impressora 3D.....	52
<b>Figura 11:</b> <i>Scanner</i> de laboratório .....	52
<b>Figura 12:</b> Caixa preta usada para a leitura dos <i>scanners</i> .....	53
<b>Figura 13:</b> Três <i>Scanners</i> Intraorais comparados nesta investigação (TRIOS® 3-3SHAPE; i500-MEDIT; 3M™ TRUE DEFINITION-3M ESPE).....	54
<b>Figura 14:</b> Impressão Convencional.....	56
<b>Figura 15:</b> Modelos de Gesso.....	56
<b>Figura 16:</b> Imagem 3D demonstra o ponto central de um cilindro .....	57
<b>Figura 17:</b> Imagem tridimensional com a localização exata dos 15 pontos.....	57
<b>Figura 18:</b> Representação das distâncias 3D entre os diversos pontos .....	58
<b>Figura 19:</b> Representação do princípio de medição de áreas dos triângulos.....	59
<b>Figura 20:</b> Representação esquemática do protocolo clínico do estudo.....	59
<b>Figura 21:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise– Zona D1-D2 .....	63
<b>Figura 22:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D3 .....	64
<b>Figura 23:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D4 .....	65

<b>Figura 24:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D5-D3 .....	67
<b>Figura 25:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Pairwise de Grupo – Zona D1-D5 .....	68
<b>Figura 26:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D2-D4 .....	69
<b>Figura 27:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 1 .....	72
<b>Figura 28:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 2.....	73
<b>Figura 29:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 3.....	75
<b>Figura 30:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 4.....	76
<b>Figura 31:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 5.....	77
<b>Figura 32:</b> Direção dos desvios apresentados pelas variações das médias entre o modelo de referência e os <i>scanners</i> intraorais (A, B e C) / impressões convencionais (D) (Setas brancas- alterações de formas não significativas com base na média; Setas vermelhas- alterações de volume significativas).....	78
<b>Figura 33:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Cilindros.....	79
<b>Figura 34:</b> Comparação dos tempos de digitalização dos <i>scanners</i> intraorais e extraorais. ....	80
<b>Figura 35:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Triângulos .....	81

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Propriedades dos materiais de impressão convencionais (Adaptado de Sakaguchi et al., 2019) .....	19
<b>Tabela 2:</b> Resumo dos materiais, marcas e indicações de fresagem disponíveis atualmente.....	27
<b>Tabela 3:</b> Etapas de produção CAD-CAM (Adaptado de Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011; Logozzo et al., 2014) .....	30
<b>Tabela 4:</b> Estratégias de digitalização mais comuns (Adaptado de Ender & Mehl, 2013; Medina-Sotomayor et al., 2018; Mutwalli et al., 2018) .....	34
<b>Tabela 5:</b> <i>Scanners</i> intraorais mais vulgares e algumas propriedades dos mesmos .....	35
<b>Tabela 6:</b> <i>Scanners</i> extraorais mais vulgares e algumas propriedades dos mesmos .....	39
<b>Tabela 7:</b> Comparação da técnica de produção convencional vs. digital (Adaptado de Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011; Logozzo et al., 2014).....	41
<b>Tabela 8:</b> Protocolo de leitura segundo cada fabricante .....	54
<b>Tabela 9:</b> Dados brutos usados para a análise estatística da distância (mm).....	61
<b>Tabela 10:</b> Dados brutos usados para a análise estatística da exatidão e precisão da distância ( $\mu\text{m}$ ).....	62
<b>Tabela 11:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D2 .....	62
<b>Tabela 12:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D2 .....	62
<b>Tabela 13:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D3 .....	64
<b>Tabela 14:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D3 .....	64
<b>Tabela 15:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D4.....	65
<b>Tabela 16:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D3 .....	66
<b>Tabela 17:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D5-D3 .....	66
<b>Tabela 18:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D5 .....	67
<b>Tabela 19:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D5 .....	68
<b>Tabela 20:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D2-D4.....	69
<b>Tabela 21:</b> Dados brutos usados para a análise estatística das áreas (mm) .....	70
<b>Tabela 22:</b> Dados brutos usados para a análise estatística da exatidão e precisão das áreas ( $\mu\text{m}$ ).....	71
<b>Tabela 23:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 1.....	71

<b>Tabela 24:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 1.....	71
<b>Tabela 25:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 2.....	73
<b>Tabela 26:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 2.....	73
<b>Tabela 27:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 3.....	74
<b>Tabela 28:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 3.....	74
<b>Tabela 29:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 4.....	76
<b>Tabela 30:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 4.....	76
<b>Tabela 31:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 5.....	77
<b>Tabela 32:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 5.....	77
<b>Tabela 33:</b> Dados brutos usados para a análise estatística do tamanho dos cilindros... 79	79
<b>Tabela 34:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Cilindros .....	79
<b>Tabela 35:</b> Dados brutos usados para a análise estatística do tempo de leitura dos modelos.....	80
<b>Tabela 36:</b> Dados brutos usados para a análise estatística do número de triângulos dos modelos.....	81
<b>Tabela 37:</b> Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Triângulos .....	81
<b>Tabela 38:</b> Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Triângulos .....	81

## LISTA DE SIGLAS

3D - Três dimensões

PVC - Polivinilsiloxanos

IOS - *Scanner* intraoral

CAD - *Computer aided design*

CAM - *Computer aided manufacturing*

CAI - *Computer aided impression*

SLA - Estereolitografia

SLS - Sinterização seletiva a *laser*

PJ - Jato fotopolimerizavel

2D - Duas Dimensões

FDM - Impressão por deposição de material fundido

DLP - Processamento de luz digital

CLSM/LSCM - Microscopia confocal a *laser*

OCT - Tomografia por coerência ótica

AFI - *Accordion fringe interferometry*

AWS - *Active wavefront sampling*

BOP - Vestibular-Oclusal-Palatino

STL - *Standard tessellation language*

GB - *Gigabyte*

LED's - *Light emitting diodes*



## I. INTRODUÇÃO

### 1. Impressões Convencionais

De acordo com a nona edição do *The Glossary of Prosthodontics Terms* (2017), “impressão” é definida como uma imagem ou cópia inversa da superfície dentária e estruturas adjacentes. A cópia positiva das estruturas orais pode adquirir-se após o vazamento das impressões a gesso (Yuzbasioglu et al., 2014).

O ato de realizar impressões é um procedimento do dia a dia da maior parte dos médicos dentistas, sendo uma das técnicas mais importantes, mas em simultâneo mais demoradas, e que influenciam a precisão e a adaptação do trabalho final, tendo em conta que estão dependentes da quantidade de erros cometidos nesta fase do tratamento (Anusavice et al., 2012; Chen et al., 2004).

Em medicina dentária, existem inúmeros materiais com diferentes características e utilidades que se podem dividir em dois grandes grupos: os hidrocolóides irreversíveis, que incluem o agar-agar e o alginato, e os materiais elastómeros, como silicões de condensação, polissulfetos, poliéteres e silicões de adição (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi et al., 2019).

#### 1.1. História e evolução dos materiais de impressão

Ao longo da história da Medicina Dentária, as técnicas e materiais utilizados para a obtenção de modelos de gesso, têm evoluído desde o ano de 1736, quando Philipp Pfaff recorreu à cera aquecida para fazer uma impressão dentária. Em 1844, Westcott, Dwinelle e Dunning introduziram o gesso como material de impressão para próteses totais, e ainda neste século, outros autores utilizaram compostos termoplásticos, junções de diversos tipos de cera e *gutta-percha* para fazer impressões (Goyal, 2014; Rao et al., 2010).

Alguns anos mais tarde, durante a segunda Guerra Mundial, surgiu o alginato apresentado sobre a forma de hidrocolóide reversível (ácido algínico), e pouco tempo depois, surge o alginato hidrocolóide irreversível, utilizado com sucesso até aos dias de hoje (Goyal, 2014; McCord, 2009; Rao et al., 2010).

Com o desenvolvimento do século XX, em 1955, surgiram os polissulfetos que precederam os silicões de condensação, três anos depois, em 1958. Estes materiais, embora apresentassem uma grande melhoria das características dos dentes, revelavam fraca estabilidade dimensional (Sharma et al., 2014).

Dez anos mais tarde, em 1965, surgiu o poliéter Impregum, da 3M™ ESPE (St.Paul, EUA), concebido exclusivamente para uso dentário, e com uma grande melhoria no que concerne à contração de polimerização, além de uma ótima recuperação elástica. Na década seguinte, em 1975, surgiram os silicones de adição, do tipo polivinilsiloxanos (PVS) (Faria et al., 2008; Hamalian et al., 2011; Sharma et al., 2014).

Atualmente, a tecnologia está presente em quase todos os campos da vida humana, e a sua utilização em medicina dentária não constitui a exceção. Como tal, sente-se cada vez mais a transição de documentos escritos e em formato analógico, como histórias clínicas, fotografias, radiografias e impressões, para a existência de documentação digital, com predomínio de softwares de planeamento digital. No que diz respeito às impressões dentárias, a sua realização através de forma digital está a desenvolver-se a um ritmo acelerado, tornando-as cada vez menos complicadas, mais cómodas e rápidas, acreditando-se que, num futuro próximo, poderão mesmo substituir na íntegra estes materiais convencionais, eliminando assim os erros e dificuldades dos mesmos. Contudo, até ser um procedimento comum e disponível em todas as clínicas dentárias, o *gold standard* irá continuar a ser a realização de impressões dentárias de forma não digital, com recurso aos métodos convencionais de impressão (Ender & Mehl, 2013; Hamalian et al., 2011; Polido, 2010; Sharma et al., 2014).

## **1.2. Tipos de materiais de impressão**

### **1.2.1. Hidrocolóides irreversíveis**

Este grupo de materiais, de utilização única, é um dos mais requisitados na prática clínica, tendo uma elevada popularidade pelo seu baixo custo e apresentando-se por norma, numa fase dispersa e outra dispersante, sendo esta última a água (Anusavice et al, 2012).

#### **1.2.1.1. Alginato**

Este hidrocolóide, constituído na sua maioria por alginato de sódio e sulfato de cálcio, apresenta-se sob a forma de um pó que é misturado energeticamente com água, de modo a criar uma pasta homogénea (Anusavice et al, 2012; Sakaguchi et al., 2019).

A grande maioria dos modelos de estudo são produzidos através de alginato que fornece informações valiosas para o diagnóstico, para o plano de tratamento e para a educação dos pacientes, para além de facilitar a comunicação entre o médico dentista e o laboratório e entre os diferentes médicos dentistas que participam na reabilitação oral do paciente (Ender & Mehl, 2013; Sharma et al., 2014).

Os médicos dentistas recorrem com bastante frequência a estes materiais para fabricar moldeiras individuais e próteses removíveis (Imbery et al., 2010).

Quando comparamos estes materiais com os elastômeros, materiais não aquosos, estes são relativamente baratos, sendo essa uma das suas principais vantagens. Para além disso, são também de referir características como boa fluidez, fácil manipulação e limpeza e sabor agradável para o paciente. Contudo, como todos os materiais, apresentam desvantagens, como baixa reprodução de detalhe e rugosidade da superfície, e também a possibilidade de sofrerem expansão por absorverem água ou encolhimento por perda de água, sendo necessário vazar a gesso de forma imediata, permitindo apenas realizar um modelo por cada impressão (Imbery et al., 2010; Kulkarni & Thombare, 2015; Sakaguchi et al., 2019).

Para compensar os defeitos deste material, há que cumprir as instruções dos fabricantes, de modo a alcançar a máxima qualidade. Para tal, o médico dentista deve regular corretamente a relação água/pó, selecionar adequadamente o tamanho de moldeira e verificar a estabilidade da mesma durante a presa, realizar uma correta desinserção para evitar rasgamento e deformações do material de impressão que possam ir além do nível de elasticidade do mesmo. As características viscoelásticas deste material garantem uma baixa adesão aos tecidos, sendo relativamente fácil a desinserção num movimento imediato e único (Anusavice et al., 2012; Imbery et al., 2010; Kulkarni & Thombare, 2015; Sakaguchi et al., 2019).

A utilização do alginato enquanto material de impressão, apresenta como vantagem o seu tempo de presa, é relativamente rápido, no entanto este depende de vários fatores, como a proporção pó/água, temperatura da água e o próprio tipo de alginato. No alginato do tipo I, a presa varia de um a dois minutos, sendo estes os alginatos de secagem rápida. Por outro lado, no alginato do tipo II, ou alginato de secagem lenta, geralmente demora cerca de dois a quatro minutos até a presa total (Cervino et al., 2019).

### **1.2.2. Elastômeros**

Os elastômeros são polímeros borrachóides, com a presença de ligações cruzadas entre os seus componentes, que dependendo do material, podem ser químicas ou físicas. A grande vantagem dos elastômeros, quando comparadas com os hidrocolóides é a sua grande elasticidade e estabilidade dimensional, sendo o material de eleição para próteses fixas e implantologia (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi et al., 2019).

Existem quatro materiais principais disponíveis no mercado:

### **1.2.2.1. Polissulfeto**

Este elastômero, o primeiro do seu tipo, foi criado com o intuito de ultrapassar os problemas dos materiais convencionais na altura, principalmente os que se faziam sentir com a utilização de alginato. Alguns dos polissulfetos que surgiram no mercado, devido à presença de óxidos de metais pesados nas suas formulações, foram considerados tóxicos (Hamalian et al., 2011).

Estes materiais, também conhecidos por mercaptanas, são compostos por duas pastas: uma pasta base de polímero de polissulfeto, geralmente de cor branca e uma pasta catalisadora, ou aceleradora, com os óxidos, como dióxido de chumbo ou peróxido de chumbo (Anusavice et al., 2012; Hamalian et al., 2011; Sakaguchi et al., 2019).

Os polissulfetos estão disponíveis em diversas consistências e devem ser dispensados em comprimentos iguais e misturados homogeneamente, obtendo uma reação de polimerização exotérmica. As impressões tendem a ser precisas, mesmo na presença de saliva e sangue, devido às suas características pouco hidrofílicas (Anusavice et al., 2012; Faria et al., 2008; Sakaguchi et al., 2019).

Estes materiais exibem uma excelente reprodução e alta resistência ao rasgamento, no entanto são materiais pouco higiénicos, com sabor e odor desagradável, com baixo poder elástico (sofrendo muitas vezes alta deformação elástica permanente) e apresentam um tempo de trabalho e presa bastante elevados, com cerca de 12 minutos. Devido à sua polimerização contínua e evaporação de água, devem ser vazados a gesso imediatamente ou, no máximo, dentro de duas horas, pois caso contrário, poderá haver contração do material no sentido da moldeira (Anusavice et al., 2012; Daou, 2010; Hamalian et al., 2011).

### **1.2.2.2. Silicones de condensação**

Estes silicones hidrofóbicos, à semelhança dos polissulfetos, apresentam-se no mercado com diversas viscosidades, sendo classificadas de *light*, *regular*, *heavy* e *putty*. Contudo, têm melhores características, tais como reduzidos tempos de presa e melhor estabilidade dimensional. Estes materiais apresentam também problemas de alteração dimensional, devido à polimerização contínua do material e subsequente evaporação de álcool, sendo

necessário vazamento imediato para que se consiga obter melhor qualidade (Hamalian et al., 201; McCabe & Walls, 2008) .

Este silicone de baixa viscosidade quando apresentado na forma de base-pasta e catalisador-líquido, apresenta a liberação de álcool como um produto da reação dos seus reagentes, porém também se pode apresentar sobre a forma de duas pastas, que podem ser manipuladas com ou sem luvas. Ainda assim um dos graves problemas deste material é a dificuldade em acertar com as proporções recomendadas pelo fabricante (Anusavice et al., 2012; Hamalian et al., 2011).

O facto de serem materiais que apresentam menor exatidão e estabilidade dimensional, quando comparados com os silicones de adição, fez com que a sua utilização caísse em desuso na medicina dentária atual (Anusavice et al., 2012).

### **1.2.2.3. Poliéter**

O poliéter Impregum foi o primeiro material de impressão do seu grupo a ser lançado no mercado na década de 60, sendo que este material foi desenvolvido pela empresa 3M™ ESPE (St.Paul, EUA), e a sua apresentação consistia em duas pastas, uma que funcionava como base e outra como catalisador (Anusavice et al., 2012; Daou, 2010; Hamalian et al., 2011).

Atualmente, já existem em diferentes fórmulas e marcas, e embora inicialmente apenas existisse disponível uma viscosidade, um pouco superior aos silicones de adição, e classificada com *regular*, atualmente existem três consistências: baixa, média e alta (Anusavice et al., 2012; Birnbaum & Aaronson, 2008).

Este material apresenta a principal vantagem de não formar subprodutos durante a sua preza, que é consideravelmente rápida (4 a 5 minutos), permitindo que mantenha uma boa estabilidade dimensional; contudo, segundo alguns autores, deverá ser vazado a gesso em menos de 48 horas, pois tem tendência a absorver água, e pode levar a deformação da impressão, pelo que se deve secar bem após a impressão e após a desinfecção (Birnbaum & Aaronson, 2008; Hamalian et al., 2011).

Este elastómero, predominantemente hidrofílico, apresenta alta molhabilidade, ou seja, baixo ângulo de contacto, mesmo na presença de sangue e saliva, tendo uma ótima precisão, detalhe, fluidez e boa resistência durante a remoção da cavidade oral (Birnbaum & Aaronson, 2008; Hamalian et al., 2011).

Devido à sua rigidez após a preza, claramente superior aos silicões de adição, é um material que é mais difícil de remover não só da cavidade oral, como dos modelos de gesso durante a sua desinserção, podendo causar fraturas. Características como odor e sabor desconfortável e o seu elevado custo, superior aos elastómeros, são outras desvantagens deste material (Birnbbaum & Aaronson, 2008; Daou, 2010).

#### **1.2.2.4. Silicone de Adição**

Este agregado de materiais de impressão, ostentados na década de 70, também conhecidos por polivinilsiloxanos (PVS) ou vinilpolisiloxanos, apresentam atualmente o “*state of the art*” dos materiais elastómeros na medicina dentária, sendo dos mais usados nos consultórios (Hamalian et al., 2011; Surapaneni et al., 2013).

Existem no mercado inúmeras marcas com várias consistências e formas, consoante a viscosidade pretendida. A viscosidade varia desde a mais baixa que é o *light* (dispensado através de pistolas de auto-mistura), *regular/medium*, *heavy e putty*, este último que apresenta a maior viscosidade e cuja mistura é feita manualmente (Hamalian et al., 2011; Surapaneni et al., 2013).

Estes silicões foram concebidos com o intuito de resolver os problemas dos silicões de condensação, apresentando certas características idênticas, mas melhores desempenhos, particularmente ao nível da estabilidade dimensional, mantendo-se imutável, permitindo mesmo o vazamento de vários modelos, demonstrando assim um nível excelente de resistência, maior fluidez e conseqüentemente melhores detalhes, moderada rigidez (inferior aos poliéteres), menos deformações devido à recuperação elástica superior a 99%, sabor e odor confortáveis para o paciente (Birnbbaum & Aaronson, 2008; Hamalian et al., 2011; McCabe & Walls, 2008).

A maior desvantagem dos PVS é o problema de contaminação e conseqüente inibição da polimerização através de compostos sulfurados (enxofre) que existem nas luvas e diques de látex, alguns líquidos hemostáticos, compósito, cimento de ionómero de vidro, entre outros (Hamalian et al., 2011; Surapaneni et al., 2013).

Além dessa, a maior desvantagem que estes materiais apresentavam quando foram introduzidos no mercado era o facto de terem características hidrofóbicas, com baixa molhabilidade, exibindo falhas no registo dos detalhes devido a problemas de humidade do sangue, saliva e fluidos gengivais, dificultando também o seu vazamento a gesso

quando comparado com os poliéteres (Hamalian et al., 2011; McCabe & Walls, 2008; Surapaneni et al., 2013).

De forma a aperfeiçoar as suas características, os novos PVS foram reformulados com a introdução de agentes surfactantes não iónicos, tornando-se hidrofílicos, e com um ângulo de contacto similar aos poliéteres, ou seja, com boa molhabilidade (Hamalian et al., 2011; Surapaneni et al., 2013).

Alguns destes silicones possuem uma reação secundária de libertação de gás hidrogénio, sendo então recomendado esperar pelo menos 30 minutos antes de vaziar a gesso, de modo a terminar a reação, isto porque não são conhecidos quais os materiais que efetivamente possuem a dita reação (McCabe & Walls, 2008).

Tabela 1: Propriedades dos materiais de impressão convencionais (Adaptado de Sakaguchi et al., 2019).

Material	Dureza	Tempo trabalho (min)	Tempo preza (min)	Alterações dimensionais as 24h (%)	Deformação permanente* (%)	Resistência rasgamento (Kn/m)	Angulo contacto (graus)
Alginato	Sujeita relação água/pó	1.25 – 4.5	1.5 – 5.0	-0.6 a -2.70	1.8	0.4 – 0.7	36.8
Polissulfetos							
	Baixa	4 – 7	7 – 10	-0.4	3 – 4	2.5 – 7.0	82
	Media	3 – 6	6 – 8	-0.45	3 – 5	3.0 – 7.0	
	Alta	3 – 6	6 – 8	-0.44	3 – 6	–	
Silicones							
Condensação	Baixa	2.5 – 4	6 – 8	-0.6	1 – 2	2.3 – 2.6	98
	Muito alta	2 – 2.5	3 – 6	-0.38	2 – 3	–	
Adição	Baixa	2 – 4	4 – 6.5	-0.15	0.05 – 0.4	1.5 – 3.0	98
	Media	2 – 4	4 – 6.5	-0.17	0.05 – 0.3	2.2 – 3.5	(hidrofóbico)
	Alta	2.5 – 4	4 – 6.5	-0.15	0.1 – 0.3	2.5 – 4.3	53
	Muito alta	1 – 4	3 – 5	-0.14	0.2 – 0.5	–	(hidrofilico)
Poliéter							
	Baixa	3	6	-0.23	1.5	1.8	49
	Media	2.5 – 3	6	-0.24	1–2	2.8 – 4.8	
	Alta	2.5	5.5	-0.19	2	3.0	

\*Recuperação elástica da deformação é 100% menos a percentagem de deformação permanente

### **1.3. Material de impressão ideal**

O material de impressão ideal é definido como aquele que consegue replicar o mais precisamente os tecidos, e com as seguintes propriedades: fácil utilização; alta molhabilidade, boa fluidez, características hidrofílicas; biocompatível (sem toxicidade), estabilidade dimensional, excelente precisão, propriedades elásticas (não pode distorcer ou estraçalhar na desinserção da boca), ótimo tempo de preza, hipótese de desinfecção sem alteração das suas propriedades, económico e, por fim, deve ser confortável para o paciente, principalmente em termos de odor e sabor (Anusavice et al., 2012; Hamalian et al., 2011; Sakaguchi et al., 2019).

Em relação à estabilidade dimensional dos modelos, autores como Sakaguchi et al. (2019), informam que os silicones de adição são aqueles que apresentam menores alterações.

Por sua vez Surapaneni et al. (2013), considera os PVS os melhores materiais disponíveis, com o melhor detalhe e elasticidade, sendo os materiais de tecnologia de ponta para prótese fixa. O estudo de Buzayan et al. (2013) comprova os resultados anteriores, no qual obteve um erro máximo de 91 µm para o silicone de adição e 103 µm para o poliéter.

Numa investigação realizada por Tavares (2014), foram seleccionados dois materiais de impressão, um PVS e um poliéter, e foi analisada a discrepância de resultados. O poliéter numa comparação geral, apresentou-se como menos exato e com maior discrepância de resultados, todavia mais exato nas zonas posteriores, ao nível dos molares e segundo pré-molar.

Na atualidade, não há nenhum material que cumpra todas as características preconizadas como sendo as ideais, mas impera a dúvida sobre qual tem o melhor desempenho, sendo classificado como o melhor material no mercado.

### **1.4. Técnicas de impressão**

As técnicas de impressão, juntamente com o tipo de material, tipo de moldeira e erros associados quer ao clínico, quer ao material, vão influenciar a precisão e exatidão das impressões.

#### 1.4.1. Técnica de impressão com alginato

Segundo a literatura e prática clínica, estes tipos de impressões devem ser realizadas com moldeiras personalizadas à cavidade oral do paciente - moldeiras individuais - de modo a copiar com exatidão, e excelente retenção do alginato, produzindo assim modelos definitivos. Caso o objetivo seja obter modelos de estudo/preliminares, podemos utilizar uma moldeira universal, adaptada à cavidade oral do paciente (Nandini et al., 2008).

Devido às propriedades deste hidrocolóide, é sempre recomendada a utilização de moldeiras perfuradas para melhorar a retenção, caso contrário deverá ser aplicado uma pequena quantidade de adesivo na moldeira previamente à colocação de material na mesma (Anusavice et al., 2012; Nandini et al., 2008; Sakaguchi et al., 2019).

A técnica usada para manipular este material inicia-se com um correto doseamento de pó e água, segundo as instruções do fabricante, sendo esta última colocada num gral. De seguida, é colocado o pó sobre água e com recurso a uma espátula de plástico inicia-se a espatulação em movimentos em forma de oito, vigorosamente e contra as paredes do gral. Quando se obtiver uma mistura homogénea, cremosa e sem bolhas, com ajuda da espátula, a moldeira deve ser carregada com alginato e posteriormente inserida na cavidade oral. Após a presa, deve ser aplicado uma força rápida, a fim de evitar *stress* e deformações (Anusavice et al., 2012; Nandini et al., 2008; Sakaguchi et al., 2019).

#### 1.4.2. Técnica de impressão com elastómeros

Para o uso de elastómeros, PVS ou poliéteres, a utilização de moldeiras individuais é dispensável, e as moldeiras de plástico podem levar à deformação da impressão por serem mais flexíveis. Assim, devemos fazer as impressões com moldeiras metálicas *standard*, que não são descartáveis e que podem ser esterilizadas (Anusavice et al., 2012; Nandini et al., 2008) (Figura 1).



Figura 1: Moldeiras de impressão convencional (Individual, Plástico e Universal).

Nas impressões com PVS, podemos recorrer a duas técnicas distintas. Na primeira, denominada de técnica de dupla mistura, é aplicado um material de baixa viscosidade (*light*) nas zonas críticas, como preparos e, de seguida, na moldeira, é colocado um material de alta viscosidade (*putty*) e colocado imediatamente em boca. Desta maneira, o material mais viscoso força o mais fluido a penetrar nas zonas de interesse, e no caso de aplicação de fio de retração, permite a entrada de *light* dentro do sulco gengival (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi et al., 2019).

Nesta técnica, devido à polimerização conjunta destes materiais, há uma união dos mesmos, permitindo esta característica quer uma poupança de tempo, quer de material. No entanto por vezes pode haver imperfeições na união dos dois materiais de durezas díspares (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi et al., 2019).

Outra técnica usada é a técnica *putty-wash-two step technique*, também conhecida como técnica dupla impressão, na qual recorremos a uma primeira impressão com material de alta viscosidade e, após a polimerização, é realizada uma segunda impressão com um material de baixa viscosidade. Para garantir que há espaço suficiente para o material de baixa viscosidade estão descritas várias técnicas, sendo que umas recorrem à colocação de um espaçador entre o *putty* e a cavidade oral, e outras recorrem à utilização de brocas e lâminas para remover o material de alta densidade (Anusavice et al., 2012; Beaumont, 2002; Yuzbasioglu et al., 2014; Sakaguchi et al., 2019).

Esta última técnica foi desenvolvida inicialmente para os silicones de condensação, diminuindo a possibilidade de alterações dimensionais. O *putty* é o material que sofre maior nível de alterações dimensionais, pelo que este método diminui esse erro, obtendo-se impressões mais precisas. Verificam-se, no entanto, algumas desvantagens na utilização desta técnica, nomeadamente ao nível do tempo despendido (pelo menos o dobro do tempo da primeira técnica) mais desperdício de material e, caso não seja colocado *light* na posição e doses corretas, poderá causar falhas e distorções na impressão (Anusavice et al., 2012; Yuzbasioglu et al., 2014; Sakaguchi et al., 2019).

Para o uso de poliéteres, usamos o método de viscosidade monofásica ou única, e as impressões são usualmente feitas com um material de impressão de viscosidade média. Habitualmente, estão à disposição do médico dentista três sistemas de mistura, sendo eles: o sistema de mistura manual, através de espatulação pelo operador; o sistema de automistura, através de uma pistola de mistura; e por fim, o sistema dinâmico, que é o

mais recente e que recorre a uma máquina que realiza a mistura com recurso à utilização de pontas de mistura dinâmicas (Sakaguchi et al., 2019).

Em ambas as técnicas, para os elastómeros, a moldeira apenas deverá ser retirada após polimerização dos materiais, através de uma remoção rápida, a fim de evitar *stress* e deformações do material de impressão (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi et al., 2019).

### **1.5. Fluxo de trabalho convencional**

Os métodos convencionais de fabrico mantêm-se idênticos desde a sua criação, e envolvem primeiro a seleção da moldeira adequada e, se necessário, a sua preparação com adesivo, seguida da preparação dos tecidos orais, realizando a sua secagem e aplicação de fio de retração nos preparos justa e infragengivais. Após a última etapa concluída, define-se o material de impressão, e realiza-se a sua preparação e colocação na moldeira (Yuzbasioglu et al., 2014).

As impressões de ambas as arcadas são efetuadas, e efetua-se o registo oclusal, e conforme as indicações do fabricante, após o tempo de preza, são removidas da cavidade oral, desinfetadas e enviadas para laboratório para o respetivo vazamento e realização do trabalho. Após a finalização do trabalho e respetivos acabamentos, o laboratório deve reenviá-lo para a clínica de forma segura, a fim de poder prosseguir o tratamento com o médico dentista (Anusavice et al., 2012; Yuzbasioglu et al., 2014).

Os passos acima referidos requerem uma considerável intervenção humana e manipulação de materiais que também podem apresentar retração e/ou expansão de processamento inerente, que pode traduzir-se num aumento dos erros e imprecisões de processamento, bem como num aumento do tempo e dos custos (Anusavice et al., 2012; Yuzbasioglu et al., 2014; Sakaguchi et al., 2019).

## **2. Impressões digitais**

### **2.1. História e evolução das impressões digitais**

As impressões digitais existem na indústria há muitos anos, mas em medicina dentária foi um tema introduzido por Francois Duret, na sua tese, em 1973, chamada Impressão Ótica, que em 1984 patenteou. Inicialmente com o nome *Duret System*, e mais tarde comercializado como *Sopha Bioconcept System*, com a capacidade de fabricar coroas unitárias em apenas 4 horas (Birnbaum et al., 2009; Logozzo et al., 2011).

Na década de 80, o Professor Dr. Werner H. Mörmann e o Dr. Marco Brandestini principiaram o desenvolvimento do primeiro sistema viável comercializado e, em 1987, nasceu o sistema CEREC - sistema ainda comercializado e que atualmente pertence à empresa Dentsply Sirona (Erlangen, Alemanha) - que permitiu a concepção de restaurações em apenas uma consulta, através da utilização deste sistema dentro do próprio consultório *chairside* (Baroudi & Ibraheem, 2015; Pinto de Carvalho, 2013).

Atualmente existem muitas empresas a criar e inovar sistemas de digitalização intraoral (IOS), acompanhando as exigências e tendência atuais, e a própria evolução da ciência e indústria, existindo dezenas de dispositivos disponíveis por todo o mundo, com constantes atualizações todos os anos, modificando a forma como os médicos dentistas e laboratório trabalham, trazendo a medicina dentária para uma nova era (Logozzo et al., 2014; Mutwalli et al., 2018; Ting-shu & Jian, 2015).

## **2.2. Composição e procedimentos dos sistemas CAD/CAM**

As impressões digitais em medicina dentária estão associadas a tecnologia CAD/CAM que concerne na obtenção das impressões e num desenho a computador (*Computer Aided Design* (CAD)) e a posterior produção da estrutura protética (*Computer Aided Manufacturing* (CAM)) (Joda & Brägger, 2016; Yamamoto et al., 2017).

Os sistemas CAD/CAM são compostos por três componentes que incluem: numa primeira fase, a realização da impressão digital, também denominada *Computer Aided Impression* (CAI) com recurso a digitalização por um *scanner*, recolhendo informação da geometria dentária e estruturas anexas, transformando-a posteriormente em informação digital, mais precisamente numa nuvem de pontos distribuídos tridimensionalmente no espaço, numa segunda fase um programa informático (*Software* CAD), que permite projetar virtualmente as informações obtidas pelos *scanners*, possibilitando manipular a geometria e o desenho das restaurações; e por último CAM, onde o programa assiste ou assume diretamente o processo de fabrico do material escolhido previamente (Goodacre et al., 2012; Medina-Sotomayor et al., 2018; Shen & Koamac, 2014; Ting-shu & Jian, 2015).



Figura 2: Constituintes dos sistemas CAD/CAM (*Scanner* intraoral; Software - CAD; Fresadora - CAM).

A obtenção de impressões constitui uma fase crucial e a base de todo o procedimento CAD/CAM, que atualmente pode ser feita com recurso a *scanners* intraorais ou extraorais. Os IOS, tal como o nome indica, são realizados diretamente no interior da cavidade oral, através de câmaras óticas intraorais, enquanto os últimos, também conhecidos como *scanners* de laboratório, são utilizados sempre com recurso à toma de uma impressão convencional, para a leitura de modelos de gesso ou do próprio material de impressão. Estas impressões podem realizar digitalizações das arcadas inteiras ou de zonas seccionais, e das duas arcadas em oclusão (Alghazzawi, 2016; Galhano et al., 2012; Jacob et al., 2015).

O desenho da peça protética abrange três etapas principais, começando por delimitar a preparação, que atualmente a grande maioria dos *softwares* executa semi-automaticamente. Posteriormente, através de uma base de dados, é selecionado uma forma digital, que se assemelhe à morfologia dos dentes existentes ou escolhidos pelo clínico, e com uma espessura adequada ao material, sendo passível realizar alterações da forma e tamanho pelo operador. Por fim, é realizada a adaptação entre contactos interproximais e oclusais (Alghazzawi, 2016; Jacob et al., 2015; Sim et al., 2019) (Figura 2).

A última fase é o fabrico de peças protéticas (CAM), tendo ao nosso dispor fresadoras e impressoras 3D, que permitem realizar a produção protética e a produção de modelos de trabalho, se for pretendido, a partir de dados previamente adquiridos via CAD, através de um *software* de otimização de comandos que controla a máquina (Şeker et al., 2016; Sim et al., 2019; Torabi et al., 2015; Vera et al., 2013).

As fresadoras baseiam-se num procedimento subtrativo através da fresagem em blocos pré-fabricados do material desejado. Ainda que a técnica seja eficaz, apresenta algumas desvantagens, como o elevado desperdício de material, em que sensivelmente 90% do bloco é inutilizado, e limitações principalmente ao nível dos equipamentos CAM de

consultório, devido à impossibilidade de realizar restaurações de elevadas dimensões, por ultrapassar as dimensões do bloco de fresagem, sendo necessário recorrer a uma fresadora industrial (Alhazzawi, 2016; Sim et al., 2019).

O equipamento de fresagem influencia, por sua vez, o detalhe e adaptação da peça, pois estão dependentes do número de eixos que a máquina possui, podendo ser três, quatro ou cinco, sujeitando-se também à envergadura das brocas usadas no equipamento (Correia et al., 2006; Sim et al., 2019).



Figura 3: Blocos de fresagem de diversos materiais.

Subsistem duas tecnologias de fresagem no mercado - a fresagem húmida, também conhecida como *hard milling*; e a fresagem a seco usualmente apelidada de *soft milling*. A primeira é baseada na fresagem da peça protética nas exatas dimensões finais, visto que o material se encontra completamente sinterizado, como é o caso do metal, zircónia sinterizada e resina composta, e conseqüentemente estes materiais sinterizados detêm um elevado nível de dureza, exigindo uma máquina capaz de transmitir uma elevada força de corte e potência para a remoção eficaz do material. No final da fresagem, apenas é necessário a aplicação de *glaze* e ,em alguns casos, se necessário pigmentos (Abduo et al., 2014; Sim et al., 2019).

Todavia esse poder de corte aumenta a temperatura dos instrumentos e a temperatura da superfície do bloco de fresagem, sendo imprescindível o uso constante de água para proceder ao arrefecimento. Isto pode trazer algumas desvantagens, já que podem existir danos superficiais, devido a tensões exacerbadas, levando por sua vez a microfraturas, lascamentos ou alterações da qualidade da superfície (Abduo et al., 2014; Sim et al., 2019).

O *soft milling* abrange a grande maioria dos sistemas conhecidos atualmente, e consiste numa fresagem simplificada e mais rápida, de uma peça cerâmica com minorada rigidez, habitualmente zircónia pré-sinterizada. Esta técnica, ao contrário da anterior, fresa uma

peça com dimensões superiores ao pretendido, para compensar a nova sinterização, que leva a redução de 25 a 30% do volume da mesma (Abduo et al., 2014; Sim et al., 2019).

Esta abordagem apresenta vantagens na rapidez, durabilidade das brocas, menor força de corte, melhor qualidade da superfície e, para além disso, não necessita de arrefecimento, sendo apenas necessário a aplicação de ar e vácuo para remover as partículas. A desvantagem inerente a esta técnica é o potencial risco de discrepâncias ao nível da adaptação marginal, devido à contração pela sinterização (Abduo et al., 2014; Sim et al., 2019).

Ao longo dos anos, com a evolução dos sistemas CAD/CAM, têm surgido novos materiais, com diversas aplicações e cada vez mais, com melhor estética (Sim et al., 2019) (Figura 3). De entre os materiais mais conhecidos, surgem, por exemplo ligas metálicas, zircónia, cerâmicas e resinas, como se pode ver na tabela abaixo (Tabela 2).

Tabela 2: Resumo dos materiais, marcas e indicações de fresagem disponíveis atualmente.

<b>Materiais compatíveis</b>	<b>Marcas</b>	<b>Indicações</b>
PMMA	Ivoclar Vivadent™, Zirkonzahn®, Kulzer®, Dentsply Sirona®	Provisórias, goteiras, próteses removíveis, guias cirúrgicas, modelo de trabalho físico
Cera	Ivoclar Vivadent™, Dentsply Sirona®	Encerramentos, ceras de articulação, injeção de cerâmica/ fundição de infraestruturas
Titânio	Ivoclar Vivadent™, Zirkonzahn®, Dentsply Sirona®	UCLA (pilar de implantes), barras, infraestrutura de coroas e pontes
Cerâmica Dissilicato de Lítio	Ivoclar Vivadent™, Talmax®, HASS™, Dentsply Sirona®, Pentron™, Leach and Dillon™	Coroas, ponte de 3 elementos, UCLA (pilar de implantes), facetas, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Cerâmica Feldespática	VITA™, Dentsply Sirona®	Coroas anteriores, facetas, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Cerâmica Feldespática Leucita	Ivoclar Vivadent™, HASS™	Coroas, facetas, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Cerâmica Fluormica	Dentsply Sirona®	Coroas, facetas, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Cerâmica Híbrida	VITA™, VOCO™, GCT™	Coroas, facetas, <i>inlay</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Resinas Compostas	Ivoclar Vivadent™, Shofu™, GCT™, Yamamoto PM™, 3M™ ESPE, VOCO™, VITA™, Zirkonzahn®, COLTENE™	Coroas, facetas, <i>inlay</i> , <i>onlay</i> , <i>overlays</i> , provisórias, dentes protéticos de próteses removíveis
Zircónio	VITA™, DCS™, President™, Cercon™, Everest™, Procera™, 3M™ ESPE, KATANA™, Kulzer™, Ivoclar Vivadent™, Dentsply Sirona®	Coroas ou pontes até 14 elementos, UCLA, facetas, <i>inlay</i> , <i>onlays</i> , <i>overlays</i>
Cromo-Cobalto	Zirkonzahn®, Dentsply Sirona	Estrutura metálica de próteses esqueléticas, coroas ou pontes até 14 elementos

Outra alternativa é o fabrico por adição, através de impressoras 3D, estratificando o material pretendido, camada por camada, de modo a formar um objeto sólido via ficheiro digital, quase sem desperdícios de material. No mercado atual, existem díspares tecnologias de impressão 3D, como a estereolitografia (SLA), sinterização seletiva a *laser* (SLS), jato fotopolimerizável (PJ), impressão por deposição de material fundido (FDM) e o processamento de luz digital (DLP) (Andonović & Vrtanoski, 2010; Dawood et al., 2015; Torabi et al., 2015; Van Noort, 2012).

A estereolitografia foi a primeira a surgir e a peça é concebida a partir de uma resina líquida fotopolimerizável que se torna rígida ao contactar com um *laser* ultravioleta, apresentando alta resolução e precisão. De seguida, apareceu a sinterização seletiva a *laser* (SLS), que se diferencia da SLA pela utilização de um pó fotopolimerizável para fazer a impressão, geralmente *nylon*. A tecnologia PJ, também denominada *Inkjet*, deriva e assimila-se à técnica de impressão em duas dimensões (2D), depositando um fotopolímero que ao cair funde-se e solidifica. A técnica aditiva de FDM, por sua vez, é das tecnologias mais conhecidas e usadas domesticamente, e baseia-se na deposição de um polímero termoplástico que se encontra em estado sólido, armazenado em bobines, sendo aquecido e fundido, em cima uma base plana. Por último, o método de processamento de luz digital (DLP) que segue princípios similares a SLA, funcionando através da fotopolimerização sequencial de camadas de resina líquida fotoreactiva, que endureça em contacto com a luz, distinguindo-se, no facto da SLA projetar rapidamente e sequencialmente um *laser* redondo e a DLP, projetar de única vez, uma imagem com píxeis quadrados, sobre a plataforma (Azari & Nikzad, 2009; Andonović & Vrtanoski, 2010; Dawood et al., 2015; Torabi et al., 2015; Van Noort, 2012).

Esta técnica está a ser cada vez mais utilizada na prática da medicina dentária atual, principalmente pela grande evolução da qualidade das impressoras na última década e a redução constante do preço das mesmas. Tal facto deve-se à queda das patentes da tecnologia FDM permitindo que, hoje em dia, as impressoras modernas tenham a capacidade de fabricar com facilidade, com precisão, com menos gastos económicos e em menor tempo, produzindo desde modelos, próteses parciais ou totais e provisórias ou definitivas, guias cirúrgicas, guias para alongamento coronário, goteiras, moldes para peças metálicas e restaurações indiretas quer provisórias, quer definitivas (Azari & Nikzad, 2009; Andonović & Vrtanoski, 2010; Dawood et al., 2015; Torabi et al., 2015).

### 2.3. Tipos de sistemas CAD/CAM

Atualmente, existem diversos sistemas disponíveis no mercado, diferenciando-se em dois grandes grupos, segundo a sua disponibilidade de ceder ou partilhar dados, distinguindo-se em sistemas abertos ou fechados (Alghazzawi, 2016; Sim et al., 2019; Ting-shu & Jian, 2015).

Os sistemas abertos possibilitam a liberdade de escolha de diversos *softwares* CAD ou diferentes sistemas CAM, tendo a vantagem de permitir o envio de dados de desenho das peças, a diferentes fresadoras que, por vezes, estão mais especializadas e mais capacitadas para determinadas restaurações, e também com a vantagem de receber e ler dados de outros sistemas (Alghazzawi, 2016; Correia et al., 2006; Pinto de Carvalho, 2013).

Já o sistema fechado não oferece as mesmas vantagens, visto que não permite trocas de dados CAD com diversos sistemas CAM, oferecendo assim o sistema completo e único de produção (Alghazzawi, 2016; Correia et al., 2006; Tapie et al., 2015; Ting-shu & Jian, 2015).

### 2.4. Fluxo de trabalho digital

Da perspetiva de fabrico, os sistemas CAD/CAM podem ser divididos em três grupos: o fabrico em consultório (direto), em centros de fresagem e, por último, a produção em laboratório (indireto) (Baroudi & Ibraheem, 2015; Sim et al., 2019).

#### 2.4.1. Produção em consultório

Neste sistema de produção em consultório, usualmente conhecido por sistema *chairside*, *in-office* ou CAD/CAM direto, o médico dentista tem à sua disposição todos os elementos necessários no consultório, desde o *scanner* ao sistema CAD e CAM, para realizar todo o procedimento em apenas uma única consulta (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011).

Este sistema de *workflow* digital exhibe inúmeras vantagens, nomeadamente o reduzido tempo de fabrico, o facto de não ser necessária a realização de impressões convencionais, a melhor adesão por parte dos pacientes ao tratamento, menor sensibilidade dentária, menor risco de contaminação, menor inflamação gengival, menores complicações associadas a restaurações provisórias e menores danos pulpares. Contudo existem também algumas desvantagens associadas a esta técnica, nomeadamente o elevado custo inicial de equipamentos, menor estética e o facto de ser difícil realizar leituras

infragengivais. Na atualidade, existem diversos sistemas no mercado, como o CEREC (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha) e E4D Dentist (D4D Technologies, Texas, EUA) (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011).

#### 2.4.2. Produção em centro de fresagem

Este sistema de CAD/CAM semidireto permite que a impressão seja efetuada no consultório, e enviada pela *Internet* para um laboratório que, por sua vez, possui o sistema informático e máquinas necessárias para produzir a peça protética (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014).

A clínica apenas necessita de investir no *scanner* intraoral, sendo bastante vantajoso do ponto de vista do reduzido investimento inicial em equipamento, contudo, poderá também ter o sistema CAD para o desenho da peça, e recorrer ao mesmo centro apenas para o fabrico protético (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011).

#### 2.4.3. Produção em laboratório

Nos dias de hoje, este é o mais usado nos consultórios, funcionando com o fluxo de trabalho indireto, que se baseia no desafiante método convencional, que recorre à utilização de um laboratório. Este é método usado quando o médico dentista efetua uma impressão convencional e, posteriormente, a envia para o laboratório, onde por sua vez é realizada a digitalização com *scanners* extraorais. Alguns laboratórios acabam por funcionar em simultâneo como centros de fresagem, recebendo os modelos digitalizados no consultório (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011; Logozzo et al., 2014).

Tabela 3: Etapas de produção CAD-CAM (Adaptado de Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011; Logozzo et al., 2014).

Produção em consultório	Produção em centro de fresagem	Produção em laboratório
<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1-Impressão digital</li> <li>• 2-Modelo digital</li> <li>• 3-CAD</li> <li>• 4-CAM</li> <li>• 5-Acabamentos</li> <li>• 6-Colocação</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1-Impressão digital</li> <li>• 2-Modelo digital</li> <li>• 3-Envio para o laboratório</li> <li>• 4-CAD</li> <li>• 5-CAM</li> <li>• 6-Acabamentos</li> <li>• 7-Envio para o consultorio</li> <li>• 8-Colocação</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1-Impressão convencional</li> <li>• 2-Envio para o laboratório</li> <li>• 3-Scan do modelo de gesso ou diretamente da impressão</li> <li>• 4-Modelo digital</li> <li>• 5-CAD</li> <li>• 6-CAM</li> <li>• 7-Acabamentos</li> <li>• 8-Envio para o consultorio</li> <li>• 9-Colocação</li> </ul>

## 2.5. Scanners Intraorais

O *scanner* digital intraoral é um dispositivo médico revolucionário, composto por uma câmara, um computador e um *software*, utilizado para mapear virtualmente e tridimensionalmente as estruturas orais, sem a necessidade de executar impressões convencionais, tratando-se assim o CAI ou digitalização da etapa primogênita de todo o sistema CAD/CAM (Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Richert et al., 2017; Shen & Koamac, 2014).

A precisão e exatidão destas tecnologias é fundamental para o sucesso dos tratamentos, influenciando todas as etapas de tratamento, desde o plano de tratamento, estudo do caso, medições e adaptação das restaurações, o que por sua vez afeta a longevidade das mesmas (Alghazzawi, 2016; Richert et al., 2017; Sim et al., 2019).

### 2.5.1. Tecnologia Ótica

O princípio básico e fundamental dos *scanners* baseia-se na transmissão de luz incidente sobre a superfície pretendida que, inevitavelmente, vai refletir na superfície e ser detetada num sensor, que a converte a mesma num sinal elétrico. De seguida, um *software* de seguida transforma este sinal em milhares de pontos com diversas coordenadas, e interligados entre si, acabando por formar uma réplica digital em três dimensões do objeto digitalizado (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014).

Existem dezenas de modelos de *scanners*, visto que, nos dias de hoje, cada fabricante desenvolve e comercializa um ou mais modelos. Uma das formas de distinguir e comparar *scanners* é através das suas tecnologias óticas, sendo que a maioria destes dispositivos médicos acaba por usar não apenas uma, mas uma combinação de múltiplas tecnologias óticas, com o intuito de melhorar as suas propriedades e restringir problemas tais como distorção, devido as diferentes propriedades de translucidez, opacidade, opalescência, fluorescência dos dentes, materiais restauradores, gengivas, saliva e movimentos do paciente. Estas tecnologias óticas vêm sendo igualmente aperfeiçoadas por inovadores elementos óticos, fontes de luz e sistemas informáticos (Logozzo et al., 2014).

Dentro das tecnologias óticas sem contacto, apresenta-se a microscopia confocal, triangulação ativa e passiva, tomografia por coerência ótica; “*accordion fringe interferometry*” (AFI) e a “*active wavefront sampling*” (AWS).

### **2.5.1.1. Microscopia Confocal a Laser**

A tecnologia ótica de microscopia confocal a *laser*, abreviada como CLSM ou LSCM, foi desenvolvida por Marvin Minsky em 1961, e baseia-se no princípio de captação de imagens em diversas profundidades previamente estabelecidas, também denominado seccionamento ótico, através da decomposição do objeto em milhares de segmentos, sem a necessidade de aplicação de pó, e com a capacidade de obtenção de imagens a cores (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014; Richert et al., 2017).

O emissor, através de uma abertura, projeta um cone de luz, sendo refletido ao contactar com o dente. Por sua vez, é novamente refletida ao contactar com um espelho e detetada por um sensor, que grava as distâncias situadas entre os pontos e agrupa em planos. O sensor de processamento, apenas deteta a luz focada, e a luz com foco incorreto é removida. O CLSM captura então milhares de imagens 2D em sucessivos planos, que são obtidas por uniões de pontos, e um *software* reorganiza as mesmas criando um único objeto 3D (Kravitz et al., 2014; Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014; Richert et al., 2017) (Figura 4).

### **2.5.1.2. Triangulação Ativa e Passiva**

A triangulação de todas as tecnologias sem contacto disponíveis é aquela que tem o procedimento mais simples e similar ao funcionamento do olho humano, que consiste em saber a localização e angulação da ou das câmaras, e através da incidência de luz sobre o mesmo e de cálculos trigonométricos, é possível mapear tridimensionalmente o objeto (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014; Patzelt et al., 2014).

Esta técnica subdivide-se em triangulação ativa e triangulação passiva, sendo que a diferença entre ambas reside ao nível da emissão de radiação. Na triangulação ativa, existe uma emissão de radiação sobre a superfície digitalizada, seguida da captação da mesma; já na triangulação passiva, não há qualquer emissão de radiação, apenas captação da radiação do meio ambiente (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014) (Figura 4).

### **2.5.1.3. Tomografia por Coerência Ótica**

A tomografia por coerência ótica, ou OCT, permite examinar uma porção interna dos tecidos, através de um processo de interferometria, baseado em cortes no sentido transversal de modo a obter as imagens pretendidas (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014).

O princípio ótico da OCT é a emissão de luz com um comprimento de onda que ofereça penetração suficiente da luz nos estratos superficiais dos tecidos, sendo que se a fonte emitir uma largura de banda de elevadas dimensões, obtemos, por conseguinte, um melhor contraste e resolução (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014).

#### 2.5.1.4. *Accordion Fringe Interferometry (AFI)*

A tecnologia AFI foi estudada pelo Laboratório Lincoln e envolve a aplicação de luz *laser* sobre o objeto desejado, num padrão de faixas perfeitamente paralelas e em franja, numa sucessão de três conjuntos de faixas de larguras distintas. A luz é refletida e detetada por um recetor de alta precisão, que analisa as distorções ocorridas nas faixas projetadas, e gera através de algoritmos, um ficheiro digital com as coordenadas 3D da superfície digitalizada (Lecocq, 2016; Logozzo et al., 2014) (Figura 5).

#### 2.5.1.5. *Active Wavefront Sampling (AWS)*

AWS é uma tecnologia ótica usada para registar tridimensionalmente as estruturas digitalizadas, através da utilização de câmaras em distintos ângulos, com a respetiva iluminação, obtendo um vídeo 3D de alta definição (Logozzo et al., 2014; Reich et al., 2013).

Os dados obtidos pelo *scanner* são processados pelo *software* que calcula a profundidade a partir do grau desfocagem das câmaras e da distância pré-definida entre as câmaras, e através de cálculos específicos processa uma imagem tridimensional em tempo real (Kravitz et al., 2014; Richert et al., 2017) (Figura 5).

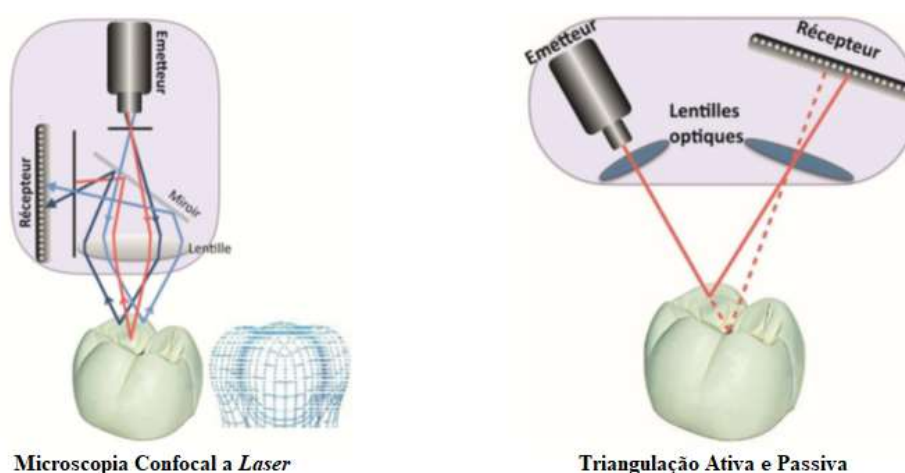


Figura 4: Microscopia confocal a *laser* e triangulação ativa e passiva (Adaptada de Lecocq, 2016).

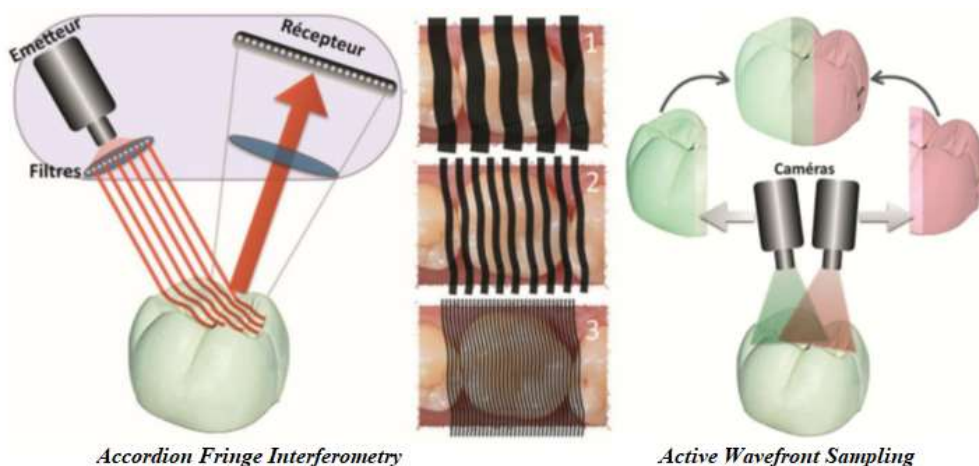


Figura 5: *Accordion Fringe Interferometry* (AFI) e *Active Wavefront Sampling* (AWS) (Adaptada de Lecocq, 2016).

### 2.5.2. Técnicas de digitalização

Com o evoluir e aparecimento de diferentes tecnologias óticas, as técnicas e protocolos usados sofreram alterações e reformulações, dependendo do *scanner* intraoral, do tipo de tratamento e da aplicação ou não de pó, aquando da realização da impressão. Independentemente da tecnologia ótica que está a ser utilizada, a regra primordial centra-se em respeitar as instruções do fabricante. Dentro das estratégias de digitalização atuais, destacam-se as seguintes:

Tabela 4: Estratégias de digitalização mais comuns (Adaptado de Ender & Mehl, 2013; Medina-Sotomayor et al., 2018; Mutwalli et al., 2018).

Estratégia	Protocolo
(A) Exterior-Interior	Inicia-se pela leitura contínua das faces oclusais de todos os dentes da maxila, realizando no último dente uma rotação de 45° para vestibular, e após a digitalização da mesma face, realiza-se uma nova rotação de 90° para a face palatina/lingual, e a leitura da mesma;
(B) Vestibular-Oclusal-Palatino (BOP)	A CAI inicia-se na face vestibular do último molar, digitalizando as faces vestibulares em direção ao molar da arcada adjacente, passando de seguida para a face oclusal, e por último a face palatina/lingual;
(C) Quadrantes	Inicia-se a digitalização pelo bordo incisal do incisivo central, continuando a mesma até a face oclusal do último dente, passando depois para a face vestibular e por último a face palatina/lingual. De seguida, repete-se todo o procedimento no quadrante adjacente;
(D) Sextantes	Inicia-se a leitura pela face oclusal do último molar até ao primeiro pré-molar, seguido de uma rotação de 90° e digitalização da face palatina, seguido de rotação para a face vestibular, fazendo a leitura da mesma, terminando em oclusal do dente primeiro pré-molar. Retoma-se a leitura na face oclusal do dente anterior, até a face oclusal do pré-molar adjacente seguido de uma rotação de 90° e scan da face palatina e depois a face vestibular, terminando em oclusal do mesmo dente. Por último, retomamos ao dente anterior, e repetimos o procedimento previamente realizado.
(E) Sequencial/Zig-Zag	Impressão digital sequencial das três superfícies do dente (vestibular, oclusal, palatino/lingual), realizando um movimento em forma de “S” em todas as direções e sem realizar sobreposições.

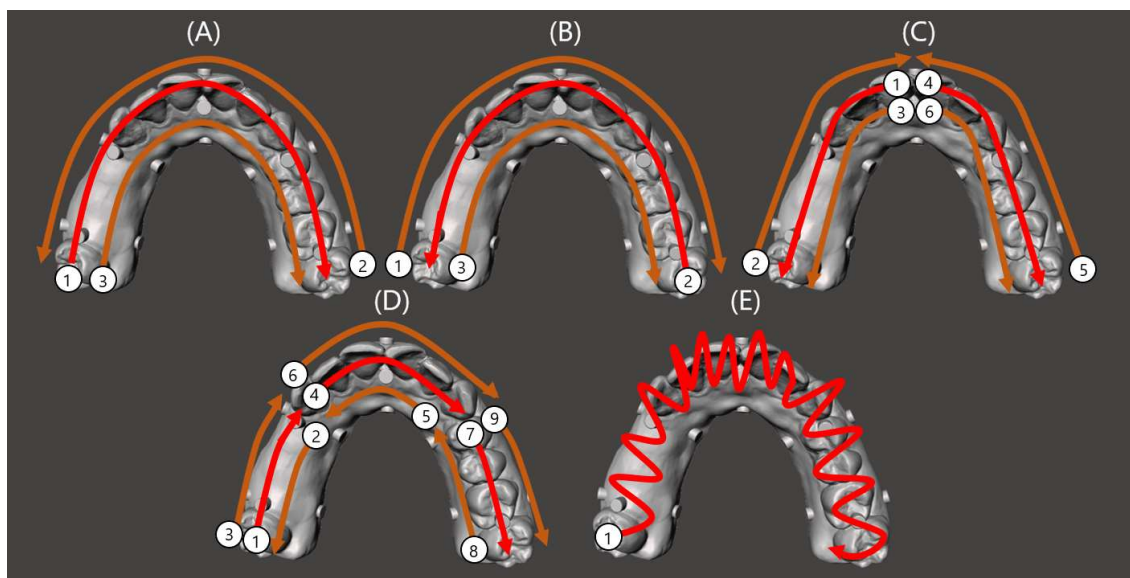


Figura 6: Estratégias de digitalização mais comuns

### 2.5.3. Diversos Scanners Intraorais

Tabela 5: Scanners intraorais mais vulgares e algumas propriedades dos mesmos.

Sistema	Fabricante	Tecnologia Ótica	Fonte de Luz	Cor	Necessidade de Pó
3M True Definition	3M ESPE, EUA	Active Wavefront Sampling (AWS)	Luz azul visível	Monocromatica	Sempre
Lava C.O.S	3M ESPE, EUA	Active Wavefront Sampling (AWS)	Luz azul visível	Monocromatica	Sempre
Trios	3Shape, Dinamarca	Microscopia confocal	Luz branca visível	Cor real	Nunca
I500	Medit, Coreia do Sul	Triangulação	Luz branca e azul	Cor real	Nunca
iTero	Align Technologies, EUA	Microscopia confocal	Laser vermelho	Monocromatica	Nunca
CEREC AC	Dentsply Sirona, Alemanha	Triangulação ativa e microscopia ótica	Luz azul visível	Cor real	Sempre
IOS FastScan	IOS Technologies, EUA	Triangulação ativa e princípio de Scheimpflug	Laser	Monocromatica	Sempre
E4D	D4D Technologies, EUA	Tomografia de coerência ótica e microscopia confocal	Laser vermelho	Monocromatica	Às vezes
MIA3d	Densys3D, Israel	Stereophotogrammetry ativa	Luz visível	Monocromatica	Sempre
3D Progress	MHT S.P.A., Itália	Microscopia confocal com efeito Moiré	Não revelado	Monocromatica	Às vezes
DirectScan	HINT-ELS GMBH, Alemanha	Visão estereoscópica	Não revelado	Monocromatica	Não revelado
DPI-3D	Dimensional Photonics International, EUA	Accordion Fringe Interferometry (AFI)	Radiação ótica 350 a 500 nm	Monocromatica	Nunca

### 2.5.3.1. TRIOS® 3

No final do ano 2010, a empresa 3Shape (Copenhaga, Dinamarca), em conjunto com a empresa Phibo (Barcelona, Espanha), anunciou o lançamento de um novo *scanner* intraoral, o TRIOS®, que funciona através da microscopia confocal a *laser* e com a capacidade de realizar uma digitalização de elevada rapidez com cerca de 3000 fotografias/segundo (Logozzo et al., 2014; Ting-shu & Jian, 2015).

O *scanner* TRIOS® 3 não carece de pó, apresentando elevados desempenhos quer em termos de reprodução da cavidade oral, quer em termos de velocidade, com uma técnica de digitalização simples e sem interrupções, permitindo a digitalização de uma arcada completa de uma só vez, mesmo a distâncias de 2 ou 3 cm dos dentes (Ting-shu & Jian, 2015).

A 3Shape ao comercializar o *scanner*, oferece três opções diferenciadas do produto, e permite também a escolha de uma de duas câmaras intraorais disponíveis - o TRIOS Mono com imagens monocromáticas sem cor ou o TRIOS® 3 com varredura de cores, que permite reproduzir fielmente as cores da cavidade oral (Mutwalli et al., 2018).

O sistema TRIOS *Pod* é o sistema mais simples, leve e portátil da 3Shape, consistindo apenas numa câmara intraoral. O TRIOS *Cart* consiste num carrinho móvel com o sistema completo, incluindo câmara, computador e ecrã. Por último, como alternativa, o TRIOS *Chair Integration* como uma solução de poupança de espaço, e com instalação diretamente na cadeira dentária (Mutwalli et al., 2018; Ting-shu & Jian, 2015).

Esta tecnologia funciona com base num sistema aberto, podendo usar softwares de desenho da 3Shape ou outros, admitindo a produção de coroas, pontes de até 4 elementos, coroas sobre implantes cimentadas até 6 elementos e aparafusadas até 4 elementos, próteses sobre implantes, facetas, *inlays*, *onlays*, *overlays* e casos de ortodontia (Mutwalli et al., 2018; Ting-shu & Jian, 2015).

### 2.5.3.2. i500

Um dos *scanners* mais recentes no mercado é o Medit i500, também é conhecido em algumas zonas do mundo como Dios 4.0, produzido pela empresa Medit (Seoul, Coreia do Sul), e promete revolucionar o mercado, principalmente devido à excelente qualidade e baixo investimento, quando comparado com a concorrência, assegurando um enorme retorno do investimento (Hamid et al., 2019; Hassiny, 2019).

Este *scanner* apresenta uma digitalização rápida e eficiente, através da utilização das suas duas câmaras de vídeo de alta velocidade, alta resolução e a cores, tecnologia ótica de triangulação e um algoritmo inteligente para detetar movimento, sendo o mesmo totalmente controlado apenas através de um botão, que permite iniciar ou parar a digitalização (Hamid et al., 2019; Hassiny, 2019).

Entre outras vantagens, o i500 utiliza um sistema CAD/CAM aberto, permitindo-lhe exportar ficheiros digitais, no formato STL (*standard tessellation language*) para fora do Medit Link e partilhar com o laboratório ou centro de fresagem. Também não requer o uso de pó, tornando o processo de digitalização mais contínuo e a experiência mais agradável para o paciente. A sua ponta ergonómica e leve apresenta-se benéfica tanto para o utilizador como para o paciente, permitindo uma utilização mais simples e confortável (Hamid et al., 2019; Hassiny, 2019).

Podem ser consideradas como desvantagens para alguns médicos dentistas o facto do i500 ser composto apenas pelo *scanner* com fios, que não deteta cáries, e embora não necessite de qualquer mensalidade ou anuidade, pode ser necessário realizar uma subscrição numa “*cloud*” após ultrapassar os 20 GB (Gigabyte) de armazenamento. Além disso, o *scanner* é comercializado com 4 pontas, sendo que, segundo o fabricante, as mesmas só devem ir ao autoclave cerca de 20 vezes (Hamid et al., 2019; Hassiny, 2019).

#### **2.5.3.3. 3M™ True Definition Scanner**

O 3M™ True Definition *Scanner* é um *scanner* da empresa 3M™ ESPE, lançado para o mercado em outubro de 2012, constituído por um carrinho móvel que possui, no seu interior, um computador, um ecrã tátil, uma câmara intraoral pequena, leve e ergonómica e um pulverizador sem fios para realizar uma fina aplicação do pó de dióxido de titânio sobre os dentes, o 3M™ scanning spray (3M™ ESPE, St. Paul, EUA), com partículas de aproximadamente 20 µm, possibilitando minorar a reflexão da luz (Burgess et al., 2013; Patzelt et al., 2014).

Este sistema tem uma elevada capacidade de detetar e transmitir uma verdadeira réplica da anatomia oral, devido à sua poderosa tecnologia ótica *Active Wavefront Sampling* (AWS). Na sua ponta, apresenta a existência de seis *light emitting diodes* (LED's) de baixa intensidade, um sensor de luz e três lentes óticas, exibindo a capacidade de executar a CAI baseada em vídeo, a uma velocidade de 20 imagens por segundo (20 Hz), com

cerca de 10.000 pontos por imagem, e convertidas de imediato a imagens 3D e com transmissão em direto no monitor tátil (Burgess et al., 2013; Patzelt et al., 2014).

O sistema aberto permite inúmeras vantagens e proporciona uma maior liberdade ao médico dentista, sendo que este sistema é baseado numa “cloud”, onde se realiza o armazenamento e naturalmente a partilha dos ficheiros STL (Burgess et al., 2013; Patzelt et al., 2014).

A câmara intraoral aliada à excelente tecnologia permite um baixo risco de repetições e elevada precisão, permitindo impressões parciais ou totais, pontes extensas até 8 elementos, impressões da arcada completa para ortodontia e implantologia (Burgess et al., 2013; Patzelt et al., 2014).

## **2.6. Scanners Extraorais**

Os *scanners* extraorais, usualmente chamados *scanners* de bancada, são considerados altamente precisos, principalmente quando a digitalização abarca dentes, sendo que esta digitalização poderá ser realizada após o vazamento a gesso do modelo, ou pode ser efetuado um *scan* diretamente da impressão convencional, seguida da criação de um modelo virtual, permitindo assim a obtenção das duas arcadas e do registo intermaxilar (Jacob et al., 2015; Patzelt et al., 2014).

Os *scanners* de laboratório, responsáveis pela aquisição de impressões extraorais, são classificados em dois tipos consoante a forma de aquisição dos dados. A aquisição dos dados pode ser via sistemas mecânicos, no qual é realizada uma micropapação, através de uma esfera de rubi, que realizada um contacto com a superfície do troquel ou do modelo de gesso completo, fazendo o registo de pontos tridimensionalmente, como é o caso do *scanner* mecânico Nobel Procera Forte (Nobel Biocare, Karlskoga, Suécia). Contudo a técnica mais comum é similar aos *scanners* intraorais, realizada sem contacto, via *laser*, através de uma ou mais câmaras óticas de alta resolução e o seu sistema de leitura de movimentos (Hollenbeck et al., 2012; Jacob et al., 2015; Patzelt et al., 2014).

As câmaras e fontes de *laser*, também denominadas cabeças de leitura, durante a impressão, apresentam um movimento pré-estabelecido, permitindo a visão de todas as superfícies do material a ler, e através do princípio de triangulação, e cálculos trigonométricos, devido a reflexão da luz, é possível calcular todas as posições tridimensionais dos objetos. A velocidade de leitura deste *scanner* por norma é superior

ao *scanner* intraoral, demorando cerca de 30 segundos a poucos minutos, todavia um aumento de câmaras aumenta a velocidade e a precisão (Hollenbeck et al., 2012).

Este procedimento difere dos restantes apenas na forma de aquisição do modelo digital, sendo que as restantes etapas são realizadas em sistemas CAD/CAM. Contudo, a parte CAM tende a ser de dimensões superiores aos sistemas de produção em consultório, possibilitando o fabrico de múltiplas peças em simultâneo, fabrico de peças de grandes dimensões como pontes de até 9 elementos, e possibilidade de uso de materiais como ligas metálicas, titânio e zircónia (Hollenbeck et al., 2012; Jacob et al., 2015; Patzelt et al., 2014).

Tabela 6: *Scanners* extraorais mais vulgares e algumas propriedades dos mesmos.

<b>Scanner Extraoral</b>	<b>Empresa/Pais</b>	<b>Tecnologia</b>	<b>Indicações</b>
ProCera AllCeram	Nobelbiocare AB, Suécia	Contacto	Coroas, próteses de 2 a 4 elementos, facetas, pilares protéticos
LAVA	3M ESPE, EUA	Ótica sem contacto	Coroas, pilares de implantes, pontes de 3 a 6 elementos,
CEREC	Dentsply Sirona, Alemanha	Ótica sem contacto	Coroas totais e parciais, coifas, facetas, <i>onlays</i> , <i>overlays</i> , <i>inlays</i> , <i>endocrowns</i>
EVEREST	Kavo Dental GmbH, Alemanha	Ótica sem contacto	Coroas, prótese fixa de 3 a 4 elementos, facetas, <i>onlays</i> , <i>overlays</i> , <i>inlays</i> , <i>endocrowns</i>
Maestro 3d Dental Scanners 350	AGE Solutions S.r.l., Itália	Ótica sem contacto	Coroas, pontes, <i>onlays</i> , <i>overlays</i> , <i>inlays</i> , <i>endocrowns</i> , falsos-cotos, pilares de implantes, encerramentos
inEOS x5	Dentsply Sirona, Alemanha	Ótica sem contacto	Coroas, pontes, <i>onlays</i> , <i>overlays</i> , <i>inlays</i> , <i>endocrowns</i> , falsos-cotos, pilares de implantes, pontes e barras aparafusadas ao nível do implante, encerramentos

## 2.7. Utilizações/Aplicações dos sistemas CAD/CAM

Os sistemas CAD/CAM são, nos dias de hoje, utilizados nas mais variadas áreas da medicina dentária, sendo principalmente utilizados nas áreas de reabilitação oral, implantologia, dentisteria e ortodontia (Baroudi & Ibraheem, 2015; Bidra et al., 2013).

A tecnologia CAD/CAM, dependendo dos equipamentos e materiais disponíveis, pode ser usada em facetas, *inlay*, *onlay*, *overlays*, *endocrowns*, coroas e coroas telescópicas, pontes até 14 elementos (embora o mais usual seja até 4 elementos), pilares de implantes (UCLA), guias cirúrgicas com diversas aplicabilidades, infraestruturas para coroas e pontes, próteses implanto-suportadas, barras, *attachments*, estrutura metálica de próteses esqueléticas, próteses removíveis parciais ou totais, diversos tipos de restaurações e próteses provisórias, goteiras, encerramentos e criação de aparelhos ortodônticos e

planeamento dos casos (Baroudi & Ibraheem, 2015; Bidra et al., 2013; Logozzo et al., 2014).

### **3. Comparação entre impressões convencionais e impressões digitais**

#### **3.1. Comparação da produção e técnica convencional vs. digital**

A tecnologia CAD/CAM e portanto os *scanners* intraorais surgiram para compensar e minorar as desvantagens das impressões convencionais, que inúmeras vezes são enviadas para o laboratório com erros, isto é, para evitar o erro por parte do operador devido à incorreta manipulação destes materiais (Sharma et al., 2014; Yang et al., 2015).

Existem assim inúmeras vantagens em usar o sistema digital que vieram facilitar um procedimento quotidiano quer no laboratório, quer na clínica, tal como a redução do tempo de consulta, eliminação de muitos materiais dentários, maior eficácia e qualidade das restaurações e melhor comunicação entre médico dentista e o laboratório (Grünheid et al., 2014).

As impressões digitais não requisitam a escolha de moldeiras de impressão, ao contrário das impressões convencionais, suprimindo por sua vez os erros associados à escolha da moldeira e erros devido à desunião da mesma com o material de impressão, aumentando a qualidade das impressões (Sharma et al., 2014; Yang et al., 2015).

A realização de impressões convencionais, dependendo do material escolhido, poderá requerer um vazamento quase imediato, além de apresentar desvantagens no armazenamento dos modelos, por ocupar espaço no consultório e envolvido em potenciais riscos de modificações, deformações, fraturas e extravasamento. Através da tecnologia CAD/CAM, é possível eliminar grande parte destes problemas, visto que o armazenamento é executado digitalmente, sem ocupar espaço no consultório, encontrando-se acessível em todas as partes do mundo (An et al., 2014; Jacob et al., 2015).

Além do problema de armazenamento, as impressões e técnica protética tradicional, apresentam incalculáveis resíduos e desperdícios inerentes, quer a toma da impressão, quer no processo de fabrico, ao contrário da técnica digital, em que apenas temos resíduos mínimos na fresagem ou impressão 3D e potencialmente desperdícios caso seja fabricado um modelo físico (Alghazzawi, 2016).

A confecção de restaurações dentárias finais através de práticas convencionais envolve um processo complicado. A precisão da restauração final pode ser afetada por fatores como o desenho da preparação dentária, a técnica de impressão final, a produção do modelo de gesso, a fabricação da restauração, os acabamentos da restauração, e o material e método utilizado para a cimentação/adeseção (Chen et al., 2004; Kenyon et al., 2005).

As digitalizações intraorais, realizam impressões mais simples e rápidas, e segundo o autor com a eliminação do potencial de alterações dimensionais dos materiais de impressão, redução das distorções, supressão de problemas relacionados com o vazamento e desgaste dos modelos de gesso, não necessitando nem de desinfecção, nem transporte dos mesmos (Ng et al., 2014; Yang et al., 2015).

Comumente as impressões revelam erros na toma das mesmas, sendo que os métodos convencionais exibem inferioridade devido à potencial necessidade de repetir toda a impressão, enquanto que através do uso dos *scanners* intraorais, é possível retificar a digitalização nas zonas pretendidas sem a necessidade de repetir toda a impressão (Alghazzawi, 2016; Patzelt et al., 2014).

Tabela 7: Comparação da técnica de produção convencional vs. digital (Adaptado de Alghazzawi, 2016; Baroudi & Ibraheem, 2015; Goodacre et al., 2012; Grünheid et al., 2014; Hamalian et al., 2011; Logozzo et al., 2014).

Produção Digital	Produção Convencional
<ul style="list-style-type: none"> <li>•1-Preparação das tecnologias</li> <li>•2-Secagem, colocação de pó e fio de retração, caso seja necessario</li> <li>•3-Digitalização</li> <li>•4-Modelo digital</li> <li>•5-Envio digital do modelo para o laboratorio, se necessário</li> <li>•6-CAD e CAM</li> <li>•7-Acabamentos</li> <li>•8-Envio da restauração do laboratorio, se necessário</li> <li>•9-Colocação</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•1-Seleção da moldeira</li> <li>•2-Secagem e colocação de fio de retração, caso seja necessario</li> <li>•3-Escolha e manipulação do material de impressão</li> <li>•4-Impressão convencional</li> <li>•5-Desinfecção</li> <li>•6-Envio para o laboratório</li> <li>•7-Vazamento a gesso</li> <li>•8-Modelo de trabalho</li> <li>•9-Fabrico da restauração</li> <li>•10-Acabamentos</li> <li>•11-Envio da restauração do laboratorio</li> <li>•12-Colocação</li> </ul>

### 3.2. Comparação da exatidão e precisão da técnica convencional vs. digital

A exatidão e precisão, segundo a norma ISO 5725-1, são conceitos diferentes, no qual a combinação de ambos se descreve como *accuracy*. A exatidão, por sua vez, define a capacidade do *scanner* apresentar valores próximos ao valor real ou conhecido. A precisão define-se como a proximidade entre os vários valores medidos/calculados, sendo

que um *scanner* preciso é um *scanner* com alta consistência e boa repetibilidade (Ender & Mehl, 2013; ISO 5725-1, 1994; Mutwalli et al., 2018) (Figura 7).

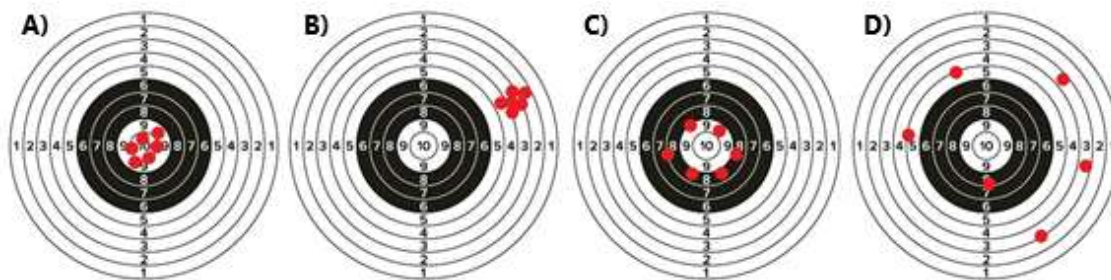


Figura 7: Correlação entre a Precisão e Exatidão: A) Elevada precisão e exatidão; B) Elevada precisão, mas baixa exatidão; C) Baixa precisão, mas elevada exatidão; D) Baixa precisão e exatidão

Existem diversos fatores que têm capacidade para influenciar a precisão e exatidão das impressões intraorais obtidas, tais como erros de *software*, desalinhamentos, carência de quantidade de pontos no STL, *scanners* insuficientemente calibrados, incorreto posicionamento e movimento do *scanner*, incorreta aplicação de pó, experiência do utilizador, protocolo de digitalização, abertura e acesso à cavidade oral, meio ambiente da cavidade oral e movimentos dos pacientes (Dehurtevent et al., 2015; Ender & Mehl, 2013; Mutwalli et al., 2018; Patzelt et al., 2014; Seelbach et al., 2013).

No entanto, em alguns estudos também está relatado que em impressões da arcada completa, por vezes associa-se um fenómeno de distorção, em particular para as tecnologias de triangulação ativa ou passiva, *active wavefront sampling* e microscopia confocal a *laser* (Ender et al., 2016; Gan et al., 2016).

Nos diversos estudos existentes na atualidade, além dos fatores anteriormente explicados, existem outros fatores que influenciam a precisão e exatidão, tal como a técnica de medição, que está dependente do operador, equipamento usado, calibração, tempo decorrido entre as medições e ambiente da sala (Jeong et al., 2016).

Autores como Almeida e Silva et al. (2014), McLean & Von Fraunhofer (1971), Nawafleh et al. (2013) e Svanborg et al. (2014) consideram que 120 $\mu$ m é o *gap* marginal máximo para próteses parciais fixas, contudo autores como Correia et al. (2006), consideram que o *gap* deve ser sempre menor que 100 $\mu$ m.

Ender et al. (2016) nos estudos efetuados em arcadas completas, demonstraram resultados estatisticamente superiores para as impressões convencionais quando comparadas com as impressões digitais. As impressões convencionais em PVS apresentaram valor de

exatidão entre 18.2 e 22.6 $\mu$ m (20.4  $\pm$  2.2 $\mu$ m) e precisão entre 10 e 15 $\mu$ m (12.5  $\pm$  2.5 $\mu$ m), já as impressões digitais, apresentaram desvios maiores, com exatidão entre 42.8 e 74.4 $\mu$ m (58.6  $\pm$  15.8 $\mu$ m) e precisão entre 22.8 e 42 $\mu$ m (32.4  $\pm$  9.6 $\mu$ m).

Ao contrário do estudo anterior, Güth et al. (2013) em estudos *in vitro* reportou maior exatidão no método de digitalização intraoral, quando confrontado com o método indireto, realizado através de uma impressão convencional, vazamento a gesso e leitura com *scanner* extraoral.

A conclusão da grande maioria dos estudos é que os dispositivos IOS estão clinicamente adaptados à prática comum, com uma precisão semelhante às impressões convencionais (Ahlholm et al., 2018; Ender & Mehl, 2013; Flügge et al., 2016; Mangano et al., 2016; Nedelcu et al., 2018).

Atualmente é necessário bom senso, visto que os IOS não estão recomendados em todos os casos, e estudos revelaram que erros de distância e erros de angulação são devido a grandes distancias protéticas, ou em arcadas desdentadas, devido à falta de marcos anatómicos para a digitalização, independentemente da tecnologia empregue e independentemente de ser digitalizada em dentes ou implantes (Ender & Mehl, 2013; Flügge et al., 2016; Mangano et al., 2016; Nedelcu et al., 2018).

### **3.3. Conceção do médico dentista, paciente e técnico laboratorial sobre a técnica convencional vs. digital**

Ao longo dos anos, a qualidade das restaurações CAD/CAM melhorou bastante, contudo a grande maioria dos médicos dentistas, prefere usar as técnicas convencionais, principalmente por serem mais estudadas, plausíveis e conhecidas, e por possuírem bons conhecimentos da mesma. Além disso, apresentam a vantagem de requererem equipamentos e materiais menos dispendiosos e simples, e para o profissional experiente, a impressão apresenta-se expectável e fácil de ser obtida (Sharma et al., 2014; Yilmaz et al., 2017).

A técnica convencional, apesar de apresentar algumas vantagens, ostenta características inferiores ao nível de provocar sujidade no médico, no consultório e paciente, sendo uma técnica mais demorada, com uma comunicação dificultada entre dentista e técnico e por sua vez, muitas vezes é necessário realizar múltiplas impressões ou duplicações dos modelos para realizar o trabalho com qualidade (Alghazzawi, 2016).

A grande maioria dos médicos dentistas considera que a tecnologia digital não está bem definida e tem-se mostrado intransigente à mudança para a mesma, contudo aqueles que aderiram à tecnologia fizeram-no à procura de superar as deficiências das impressões convencionais, assim como complemento ou substituição de materiais de impressão convencionais, e segundo eles por estas revelarem vantagens, como o ser um procedimento clínico mais rápido, eficaz e com menos consultas. Mas tal como o método tradicional, é necessário aqui repetir e adquirir experiência para aperfeiçoar as impressões, após o que se torna num procedimento mais simples e sem qualquer sujidade, exceto se for necessário aplicar a fina camada de pó para obter a leitura dos tecidos a imprimir (Almeida e Silva et al., 2014; Camardella et al., 2016; Müller et al., 2016; Patzelt et al., 2014; Yang et al., 2015; Yuzbasioglu et al., 2014).

S. J. Lee et al. (2013) realizaram um estudo onde foram realizadas impressões superiores, inferiores e o respetivo registo intermaxilar, obtendo um tempo de tratamento com a técnica convencional de 24,42 minutos e com a técnica digital 12,29 minutos, permitindo concluir que as impressões digitais resultaram numa técnica mais eficiente do que as impressões convencionais quando avaliadas pelo tempo total de tratamento, com uma redução de metade do tempo. Foi também concluído por estes autores que as impressões convencionais exigem mais experiência para atingir a mesma qualidade que as impressões digitais.

Segundo Anh et al. (2016), outra vantagem dos IOS é que o operador não necessita de fazer impressões nem registo intermaxilar, porque o *scanner* faz um *match* dos modelos digitalizados, sem a necessidade de acesso físico a modelos, e também faz o *match* do STL intraoral com uma tomografia computadorizada e com um *scanner* facial.

Apesar das inúmeras vantagens, o maior impedimento na aquisição desta tecnologia na atualidade apresenta-se com o facto de serem equipamentos caros e complexos, apesar de a longo termo, segundo diversos estudos, constituírem uma redução das despesas diárias, acabando por contrabalançar as desvantagens tais como o investimento monetário, a necessidade de formação, apoio inicial, constantes atualizações, isto sem esquecermos os problemas relacionados com interferências no processo de digitalização como são a presença de fluidos e sangue, dos dentes adjacentes, tipo de linhas de terminação (justa e infragengivais) (Ender et al., 2016; Grünheid et al., 2014; Yang et al., 2015).

Joda e Brägger em (2016) apresentaram um estudo em que concluíram que a taxa de produtividade é superior, e com uma redução de custos de 18%, quando usada a técnica digital em deterioramento da técnica convencional.

Relativamente ao paciente, a técnica convencional pode ser mais difícil de realizar, em especial na existência de pacientes com reflexo de vômito, aspeto que pode ser reduzido ou eliminado com a técnica digital, pois nesta que embora possa conduzir a leitura possa provocar algum desconforto em especial devido à câmara, acaba por transmitir uma sensação mais cómoda e permite ao paciente manter o ritmo da respiração. Finalmente, tem vantagens quando estamos na presença de pacientes com cavidades orais mais pequenas ou com limitação na abertura da boca (Grünheid et al., 2014; Joda & Brägger, 2016; Watanabe-Kanno et al., 2009).

As impressões convencionais apresentam também desvantagens, tais como a dificuldade em remover os resíduos de material de impressão da face, e da cavidade oral do paciente, o odor e o sabor dos materiais de impressão, e poderem dar-se lesões durante a retração dos tecidos com as moldeiras (Şeker et al., 2016).

A comunicação analógica para o paciente é mais difícil e menos atrativa. Em alternativa, a técnica digital, apresenta-se como uma técnica simples de comunicação e educação, e ainda possibilita criar simulações do tratamento, sendo considerada como uma importante estratégia para motivar e convencer o paciente (Alghazzawi, 2016).

A tecnologia CAD/CAM é muito apreciada pelos pacientes e pelos dentistas, e um fator apelativo desta tecnologia é a capacidade de se poder confeccionar restaurações protéticas muito estéticas e funcionais em apenas uma consulta (Burzynski et al., 2018).

Segundo autores como Rangel et al., 2016, Redmond et al. (2010) e Vasudavan et al. (2010), uma alta percentagem de pacientes, cerca de 77%, prefere o sistema de impressões digitais em vez das impressões tradicionais em alginato, no entanto, verificou-se que os IOS com a aplicação de pó de dióxido de titânio na cavidade oral, provocaram secura e desconforto em cerca de 60 a 70% dos inquiridos.

Os laboratórios, hoje em dia, possuem diversas alternativas para realizar os trabalhos, desde métodos totalmente digitais, a métodos convencionais ou um misto de ambos. Antes do aparecimento das tecnologias digitais, todo o trabalho era realizado de forma manual pelo técnico de prótese, contudo com o aparecimento das impressões digitais, e

com exponencial crescimento destas nos últimos anos, a tecnologia laboratorial simplificou-se, e conquanto possua alguns passos equivalentes às técnicas convencionais, permitiu no entanto a eliminação de diversos passos clínicos que anteriormente eram imprescindíveis, menorizando o erro associado às técnicas, os custos e mantendo ou superando a elevada qualidade dos trabalhos confeccionados. (Yang et al., 2015; Yuzbasioglu et al., 2014).

A metodologia da confecção de moldes é estandardizada e intuitiva, permitindo eliminar passos laboratoriais, não surge a necessidade de esterilizar, e por isso existem menos risco de contaminação cruzada, o método de arquivamento dos modelos é digital em vez dos modelos gesso convencionais havendo uma poupança de espaço, há ainda a possibilidade de usarmos os modelos quando necessitamos com maior facilidade e podermos recorrer ao uso de articuladores também eles digitais e que fazem parte dos programas. (Schoenbaum, 2010).

O equipamento dos laboratórios são cada dia mais especializados, de maiores dimensões e com elevada rapidez e respostas, o que permite aos protésicos fabricar múltiplas peças em paralelo com maior controlo, isto traduz-se é claro num aumento da produtividade e do rendimento (Birnbaum et al., 2009).

Na era da tecnologia digital, quer o médico, quer o técnico de prótese, em qualquer parte do mundo com *internet*, tem a possibilidade de aceder a ficheiros, enviar ou partilhar fotografias, com simples e-mails é possível esclarecer dúvidas e dar opiniões/recomendações, facilitando bastante o grau de comunicação entre ambos (Birnbaum et al., 2009).

É necessário destacar a extrema importância de um correto estudo e validação dos equipamentos utilizados nas tecnologias digitais, quer intraoral ou extraoral, de modo que os *scanners* se encontrem cientificamente aceites e validados. Assim, para a correta validação destacam-se os estudos de exatidão e precisão, essenciais para comprovar se as tecnologias digitais se adequam aos objetivos a que se destinam com resultados confiáveis e facilmente interpretados, sabendo-se conseqüentemente as limitações da tecnologia a empregar. Foi com base nestes pressupostos que este trabalho foi pensado e desenhado de forma a poder contribuir para o conhecimento da fiabilidade das novas tecnologias em Medicina Dentária.

## **II. OBJETIVO DO ESTUDO**

Avaliar a precisão e a exatidão dos modelos digitais obtidos por *scanners* intraorais quando comparados com o modelo de referência, e compará-los com modelos de impressões convencionais.



### III. HIPÓTESES DO ESTUDO

#### Hipótese 1

H1- Os modelos digitais obtidos por *scanners* intraorais apresentaram valores de precisão e exatidão quando comparados com o modelo de referência.

H0- Os modelos digitais obtidos por *scanners* não apresentaram valores de precisão e exatidão quando comparados com o modelo de referência.

#### Hipótese 2

H1- Os modelos digitais obtidos por moldagem apresentaram valores de precisão e exatidão quando comparados com o modelo de referência.

H0- Os modelos digitais obtidos por moldagem não apresentaram valores de precisão e exatidão quando comparados com o modelo de referência.

#### Hipótese 3

H1: Não se verificam diferenças dos valores de precisão e exatidão dos modelos digitais obtidos com os *scanners* avaliados e as impressões convencionais em relação ao modelo de referência.

H0: Existem diferenças dos valores de precisão e exatidão dos modelos digitais obtidos com os *scanners* avaliados e as impressões convencionais em relação ao modelo de referência.



## IV. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. Confeção do modelo digital

No programa *Meshmixer* (*Autodesk Inc*, Califórnia, EUA), foi criado um modelo digital em formato “*standard tessellation language*” (STL) do maxilar superior, simulando os dentes de um paciente sem tratamento ortodôntico prévio, e com ausência de pré-molares e primeiro molar no primeiro quadrante, dentes 14, 15 e 16 (classe III de Kennedy). Para realizar as medições das possíveis distorções ao longo do estudo de forma exata e precisa foram criados 15 cilindros, todos eles com igual base, localizados em 3 zonas distintas (nomeadamente na face vestibular, face oclusal e face palatina do modelo) (Figura 8).

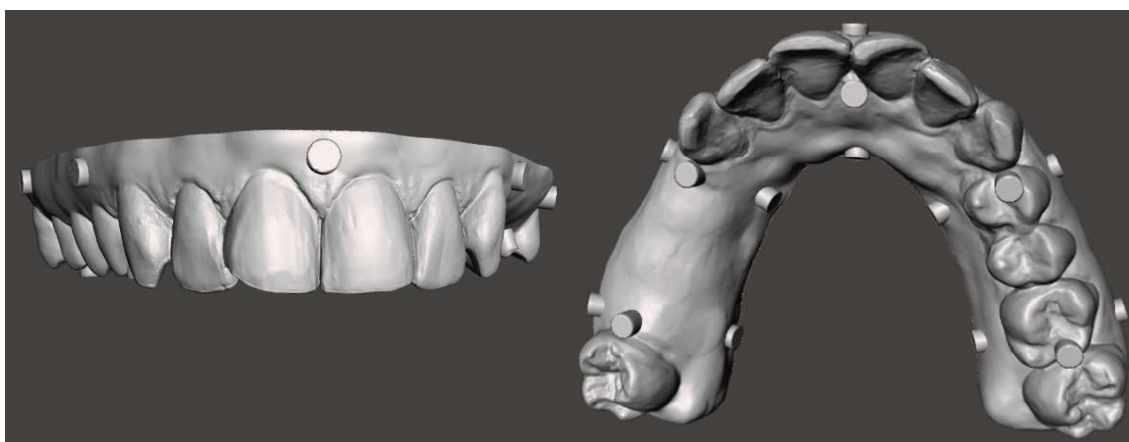


Figura 8: Modelo digital no programa Meshmixer.

### 4.2. Modelo de Referência

Para a confeção do modelo de referência foi dado ao programa uma ordem de impressão 3D, através do ficheiro STL, e com recurso a impressora *Sonic Mini* (*Phrozen*, Hsinchu, Taiwan), e com recurso ao material de impressão *3D Printing UV Sensitive Resin* (*ANYCUBIC*, Shenzhen, China) de modo a obter um modelo físico que foi usado como referência nas fases seguintes do estudo (Figura 9 e 10).



Figura 9: Modelo de Referência.

#### 4.3. *Scanner do Modelo de Referência*

Após a impressão do modelo físico, devido ao erro inerente da impressora 3D que segundo o fabricante apresenta uma resolução de 62,5  $\mu\text{m}$ , criamos uma nova cópia digital deste modelo de referência que irá ser usada para registo e referência das medidas reais, através de um scan de laboratório, sendo assim criado um objeto tridimensional de referência e exportado em formato STL.

A leitura foi realizada pelo *scanner* extraoral inEOS x5 (*Dentsply Sirona*, Erlangen, Alemanha) do laboratório de prótese dentária *The Lisbon Lab*, e com uma precisão de 2,1  $\mu\text{m}$ , tendo sido realizadas 5 medições para controlo, de modo que se houver variações, sejam usados os valores médios de cada segmento como referência (Figura 11).



Figura 10: Impressora 3D.



Figura 11: *Scanner* de laboratório.

#### 4.4. Scanners Intraorais (IOS)

Todos os procedimentos clínicos neste estudo foram realizados pelo mesmo operador, previamente calibrado por utilizadores correntes de *scanners* intraorais. Os sistemas usados neste estudo foram: 3M True Definition Scanner (3M™ ESPE, St.Paul, EUA), i500 (MEDIT, Seoul, Coreia do Sul) e o TRIOS® 3 (3Shape, Copenhaga, Dinamarca) (Figura 13).

Segundo o padronizado por Medina-Sotomayor et al. em 2018, foi criada uma caixa de cor preto opaco para a realização das impressões digitais (CAI) e das arcadas do modelo de estudo e seguiram-se as normas dos fabricantes. Esta caixa teve a vantagem de evitar a reflexão da luz e permitir ao operador um controlo visual durante as fases da impressão (Figura 12).



Figura 12: Caixa preta usada para a leitura dos *scanners*.

O protocolo compreendeu a realização de:

- 1º dia - 5 impressões;
- 2º dia - 4 impressões;
- 3º dia (uma semana após) - 1 impressão.

Totalizaram assim 10 impressões digitais (n=10) por *scanner* intraoral, e a mesma conversão para o formato STL, pela seguinte ordem:

- TRIOS® 3 (3Shape);
- i500 (Medit) e 3M;
- 3M True Definition (3M™ ESPE).

#### 4.4.1. Protocolo dos *Scanners* Intraorais

Tabela 8: Protocolo de leitura segundo cada fabricante

<i>Scanners</i>	Protocolo
TRIOS® 3– 3SHAPE	O scan começa na face oclusal do dente 17, e prossegue em direção oclusal até ao dente 27, prosseguindo para a face vestibular, na direção reversa e, por último, na face palatina dos molares do primeiro quadrante, prosseguindo em direção dos molares do segundo quadrante.
i500 - MEDIT	Não tem de se seguir nenhuma ordem, apenas começar a digitalização nos dentes posteriores e avançar para os anteriores, analisando vários ângulos mantendo o alinhamento. Esta exigência é garantida pela existência de um quadrado verde que indica que o scan e alinhamento estão ótimos.
3M TRUE DEFINITION – 3M ESPE	Inicia-se a leitura pela face oclusal do dente 17 até ao 14, seguido de uma rotação de 90° e scan da face palatina, seguido de rotação sobre a face oclusal para a face vestibular, fazendo a leitura da mesma, terminando em oclusal do dente 14. Retoma-se a leitura na face oclusal do 14 até a face oclusal do dente 24 seguido de uma rotação de 90° e scan da face palatina e depois a face vestibular, terminando em oclusal do dente 24. Por último, retomamos ao dente 24, e fazemos a leitura oclusal até ao dente 27, seguido da leitura palatina e por último vestibular destes dentes.  O <i>scanner</i> de leitura 3M True Definition pressupõem a aplicação de um spray de óxido de titânio nos dentes e gengiva, o 3M Powder Sprayer (3M™ ESPE, St.Paul, EUA). Neste caso específico, posteriormente à leitura, foi removido o pó aplicado entre as impressões, através da aplicação sobre os mesmos de um jato de ar/água e a ajuda de <i>microbrushes</i> (bestdente, Milão, Itália).



Figura 13: Três *Scanners* Intraorais comparados nesta investigação (TRIOS® 3- 3SHAPE; i500-MEDIT; 3M™ TRUE DEFINITION-3M ESPE).

#### 4.5. Impressões Convencionais e *Scanner* Extraoral

Para as impressões convencionais utilizamos um silicone de adição, do tipo polivinil siloxano de consistências densa e fluída (Normosil Putty e Normosil Light, Normon, Madrid, Espanha) que, segundo alguns autores, apresenta menor discrepância generalizada em comparação com o poliéter (Buzayan et al., 2013; Sakaguchi et al., 2019; Surapaneni et al., 2013; Tavares, 2014).

Para as impressões usamos a técnica de dupla impressão, *putty-wash-two step technique* (Beaumont, 2002). Em moldeiras *standard* perfuradas (2800-U5, ASA DENTAL, Bozzano, Itália), tamanho 5, efetuamos o carregamento das mesmas com material denso (*putty*), e um espaçador de polietileno. Após cerca de quatro minutos de polimerização, procedemos à desinserção da moldeira, remoção do espaçador e aplicamos o material fluido (*light*) ao redor dos cilindros e dos dentes, assim como na impressão anterior. Procedemos à tomada da impressão em posição e estabilizada do modelo de referência e tendo aguardado 4 minutos, procedemos à desinserção da moldeira (Figura 14).

Repetimos o mesmo procedimento até obtermos um total de cinco impressões (Figura 15). Os moldes foram registados e armazenados em caixas plásticas perfuradas. 24 a 48h após realizadas as impressões, estas foram lavadas com água e sabão, que apresenta uma função emulsificante, e secas com *spray* ar a uma distância de 30 cm. Seguiu-se a aplicação de um tensor de superfície (Aurofilm, BEGO, Bremen, Alemanha). Este procedimento foi adaptado de um estudo realizado por Kotian et al. em 2011 e por Rastogi et al. em 2018.

Para os modelos realizámos o vazamento a gesso. Para tal utilizamos gesso-pedra tipo IV (Proclinic, Madrid, Espanha) tendo sido seguidas as normas do fabricante, ou seja, em 20 ml de água a  $\pm 23^{\circ}\text{C}$  foi adicionado 100g de pó gesso. Por partes iniciou-se primeiro espatulação manual e, em seguida, de modo a evitar bolhas nos gessos, a mistura foi realizada com a máquina de vácuo (Vacuum Power Mixer Plus, Whip Mix, Louisville, EUA), durante 40 segundos, a baixa velocidade de 430 rpm.

Seguidamente, tal como preconizado no estudo de Mattos et al. 2011, com ajuda de uma espátula de gesso, apoiámos a moldeira e a espátula, previamente carregada com gesso, sobre um vibrador elétrico (Mestra, Bilbao, Espanha), garantindo que ocorra um escoamento do mesmo da zona posterior para todas as localizações, de maneira controlada. De seguida, adicionámos pequenas porções de gesso, de modo a garantir que não houvesse a formação de bolhas de ar, até obtermos a base do modelo.

Após 24 horas da tomada de preza, os modelos de gesso foram desinseridos dos moldes, cortados na cortadora de gesso com disco diamantado (RH-3000, Mestra, Bilbao, Espanha) e, em seguida, com recurso ao scanner de laboratório inEOS x5 (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha), foram realizadas cinco medições a cada modelo, num total de 25 registos.

Todas as impressões antes e depois do vazamento foram armazenadas a temperatura ambiente (20 a 22°C), e as que apresentavam defeitos no silicone ou gesso-pedra, foram imediatamente excluídas.

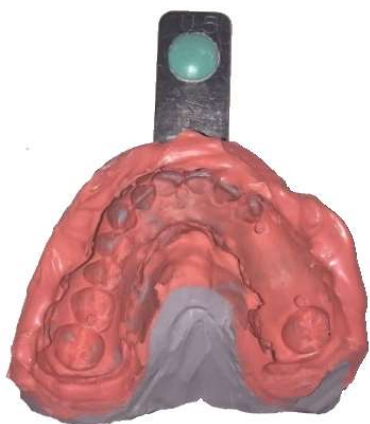


Figura 14: Impressão Convencional.

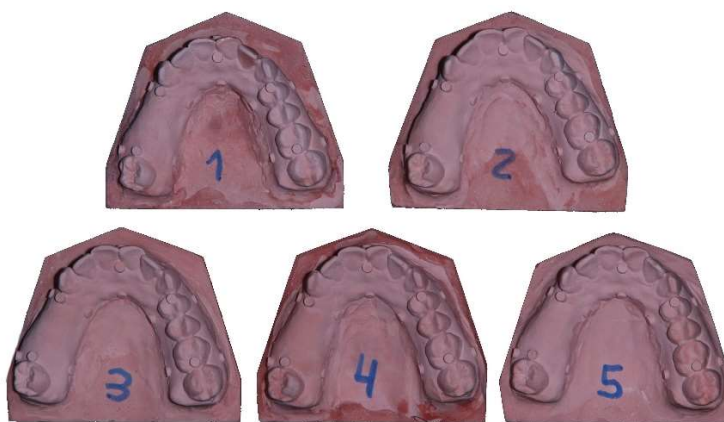


Figura 15: Modelos de Gesso.

#### 4.6. Avaliação da Reprodutibilidade das Imagens

Os ficheiros STL foram exportados dos diversos *scanners* intraorais e *scanner* de laboratório, e todos os dados não essenciais e erros nos ficheiros STL's foram corrigidos no Meshmixer (Autodesk Inc, Califórnia, EUA). Simultaneamente, todos os modelos foram alinhados na mesma posição. De seguida, com o software GOM Inspect 2019 (GOM, Brunsvique, Alemanha), foi possível avaliar a precisão e exatidão através da realização de medições entre 15 cilindros colocados no modelo, nas zonas vestibulares, oclusais e palatinas (Figura 17).

Antes da realização de qualquer medição, no *software* foi necessário selecionar manualmente os cilindros, e os planos das suas bases, seguidos da opção *best-fit alignment*. Para selecionar os pontos situados nos centros das bases dos cilindros, foi realizada a interseção entre os mesmos e os planos das suas bases, obtendo assim, em todos os ficheiros digitais, sempre os mesmos pontos, permitindo um melhor rigor na análise de dados (Figura 16).

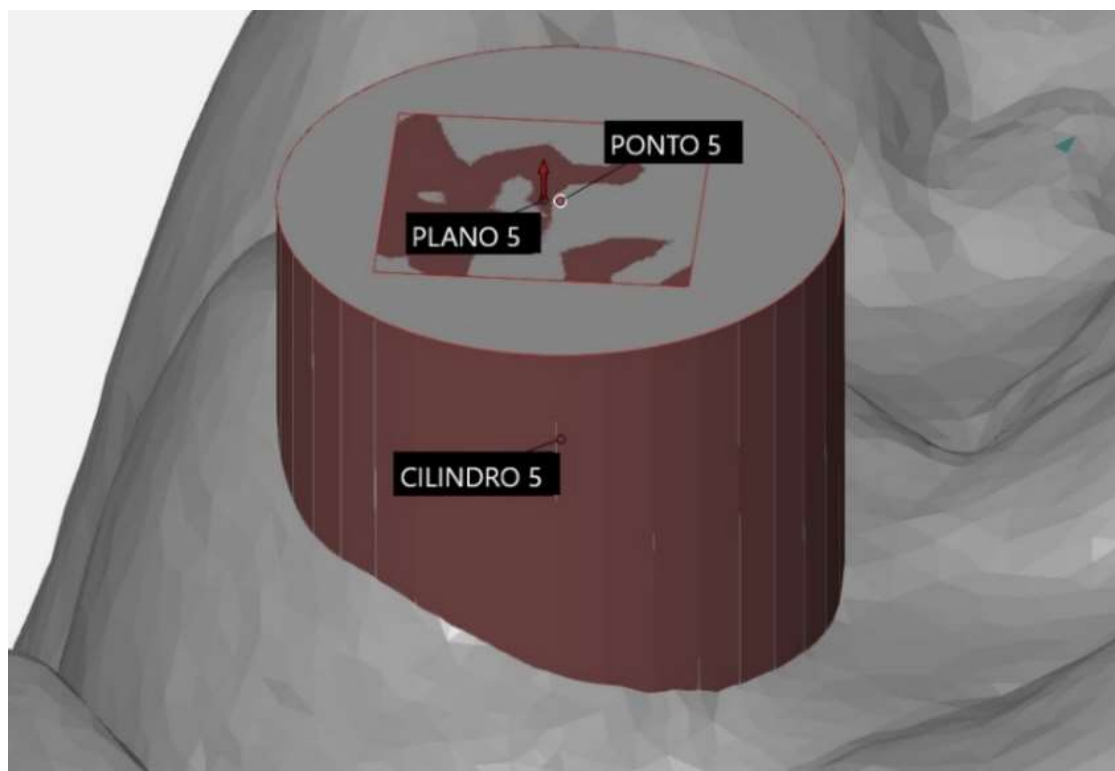


Figura 16: Imagem 3D demonstra o ponto central de um cilindro.

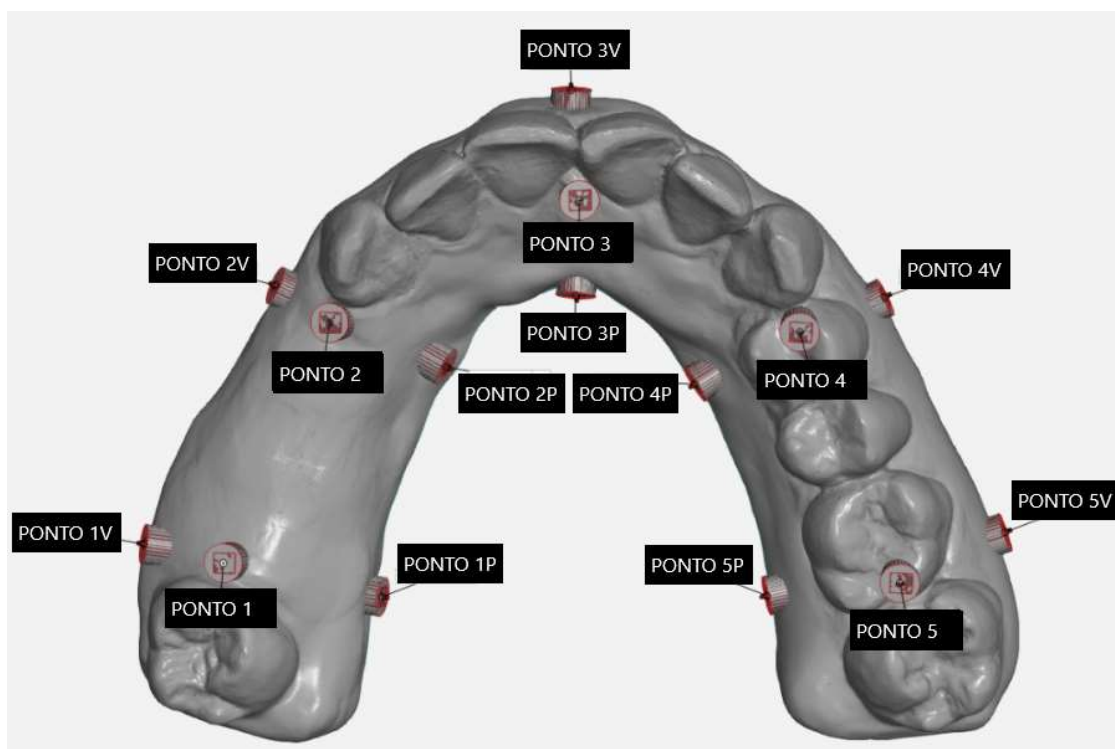


Figura 17: Imagem tridimensional com a localização exata dos 15 pontos.

Dentro das possibilidades de medições a realizar, foram escolhidas 6 medições para determinar alterações de formas e deformações na arcada: distância entre molares (Distância(D)1-D5), distância entre pré-molares (D2-D4), duas medições da distância da

face mesial do segundo molar à face distal do canino (D1-D2 e D4-D5) e duas medições da distância da face mesial do segundo molar à face mesial dos incisivos centrais (D1-D3 e D3-D5). Além destas, foram escolhidas mais 15 medições, em 5 zonas distintas, (Área (A)1, A2, A3, A4, A5), com três medições por zona, de modo a criar um triângulo escaleno, para avaliar variações de volume no modelo (Figuras 18 e 19).

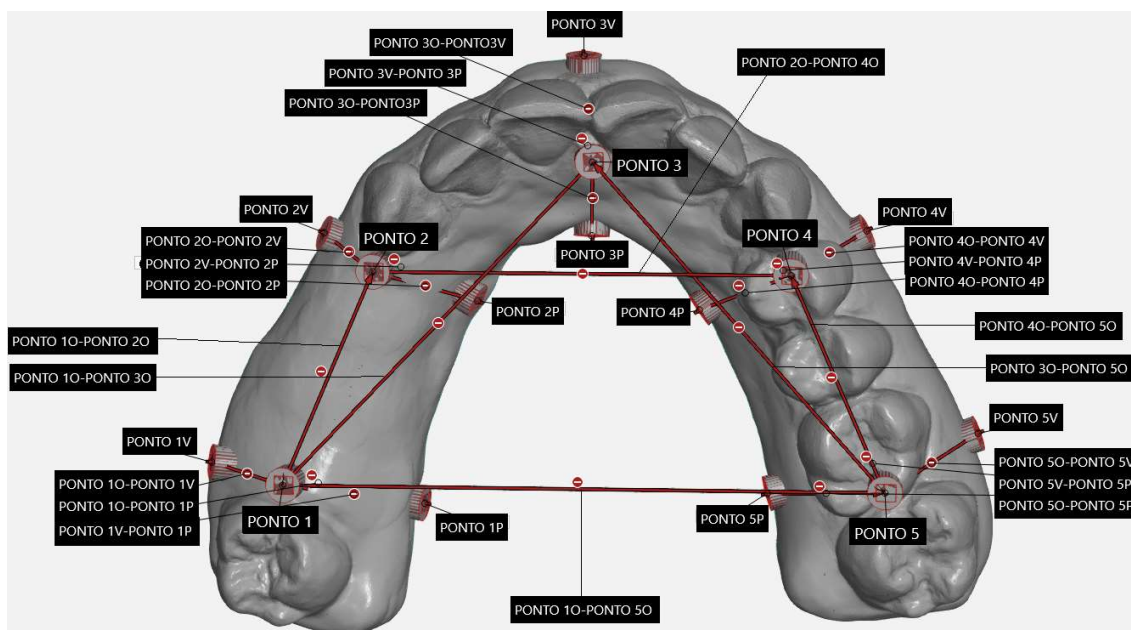


Figura 18: Representação das distâncias 3D entre os diversos pontos.

Com base na fórmula matemática:  $A = \sqrt{p(p-a) * (p-b) * (p-c)}$ , usada para determinação de áreas de triângulos, contendo apenas as medições dos seus lados, sendo  $p = \frac{a+b+c}{2}$ ;  $a=PO-PV$ ,  $b= PO-PP$ ,  $c= PV-PP$ , tal como representado na figura 19, foi possível calcular as áreas nas 5 zonas escolhidas (Área(A)1, A2, A3, A4, A5), e extrapolar se houve alterações ou não de volume.

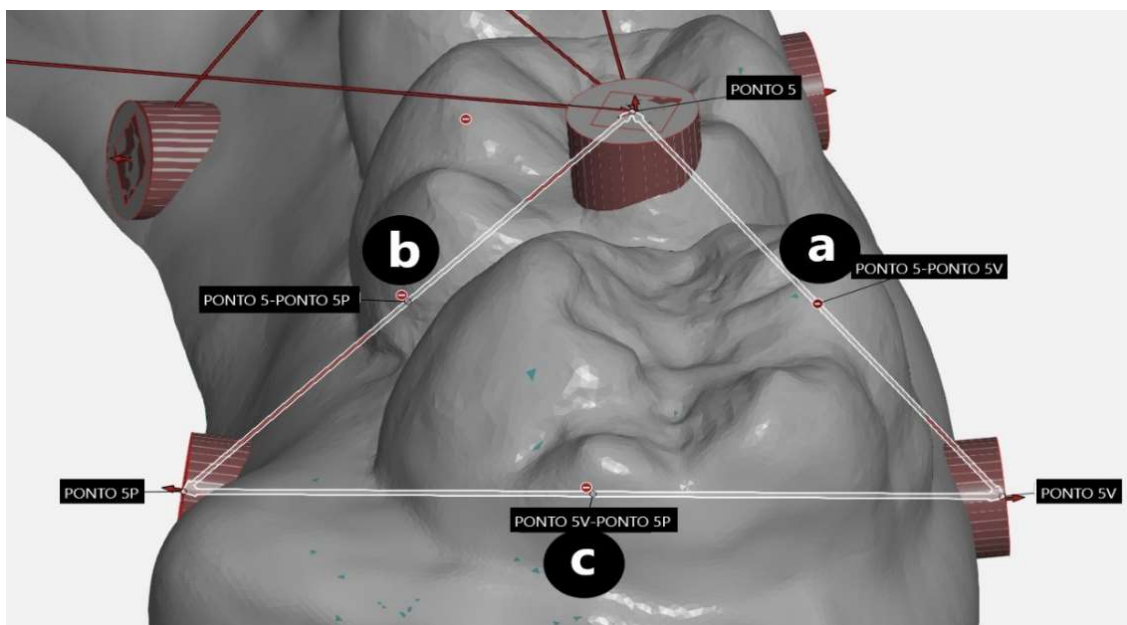


Figura 19: Representação do princípio de medição de áreas dos triângulos.

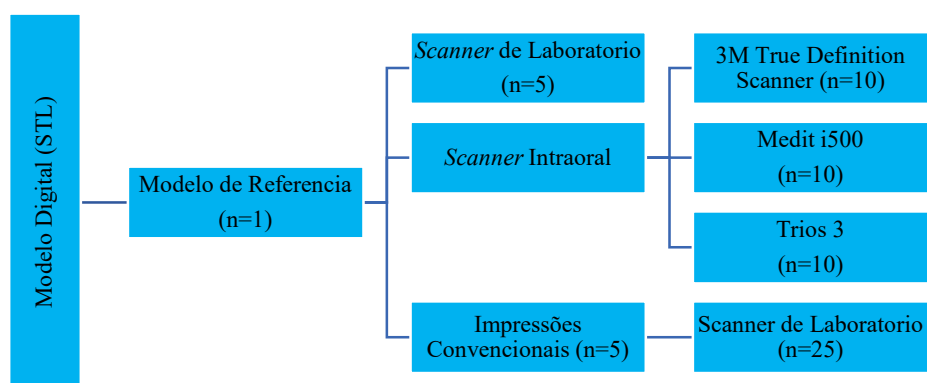


Figura 20: Representação esquemática do protocolo clínico do estudo.

#### 4.7. Análise Estatística

A análise estatística foi efetuada usando o *IBM SPSS Statistics* (IBM, Chicago, EUA), e foi executada para investigar as disparidades das distâncias e volumes entre os diversos cilindros de cada modelo. Cada arquivo de varredura STL foi comparado com os dados de referência, que correspondem à média dos resultados dos cinco arquivos de referência STL, formados pelo *scanner* de laboratório ao ler o modelo de referência. As diferenças entre medições foram calculadas com um nível de significância colocado a  $<0,05$ . Para avaliar a precisão dos dados, foi avaliado o desvio padrão, para a diferença entre os valores médios e o valor real (exatidão) fez-se uso do erro absoluto. O teste Kruskal-Wallis também utilizado para analisar as diferenças significativas entre grupos, devido à

existência de dados relativamente heterogêneos dentro de cada grupo, e adicionalmente, foram realizadas comparações por método Post Hoc - Pairwise que permitem identificar nominalmente os grupos que apresentam diferenças significativas, para cada uma das variáveis consideradas.

## V. RESULTADOS

Após a obtenção dos dados, com recurso ao programa *GOM Inspect 2019* (GOM, Brunsvique, Alemanha), passamos à análise estatística e à comparação com os resultados obtidos nos modelos digitais pelos *scanners* 3M True Definition Scanner (3M™ ESPE, St.Paul, EUA), i500 (MEDIT, Seoul, Coreia do Sul) e o TRIOS® 3 (3Shape, Copenhaga, Dinamarca) e os da moldagem e do modelo de referência.

### 5.1. Resultados das distâncias / alterações de formas e deformações na arcada

Tabela 9: Dados brutos usados para a análise estatística da distância (mm).

Grupo	Média	Mínimo	Máximo	Mediana	Desvio Padrão	Variância	Erro Padrão
<b>D1-D2</b>							
Referência D1-D2	20.1760	20.17	20.18	20.1760	0.00084	0.000	0,00187
3M D1-D2	20.2814	20.17	20.36	20,2840	0.01614	0.003	0,05105
Medit D1-D2	20.1817	20.00	20.44	20.1695	0.03669	0.013	0,11603
Trios D1-D2	20.1865	20.12	20.25	20.1830	0.01129	0.001	0,03570
I.Convencionais D1- D2	20.2346	20.07	20.30	20.2860	0.01829	0.008	0,09143
<b>D1-D3</b>							
Referência D1-D3	39.0472	39.04	39.06	39.0490	0.00385	0.000	0,00861
3M D1-D3	39.1626	38.79	39.32	39.2020	0.04865	0.024	0,15384
Medit D1-D3	39.0204	38.83	39.33	38.9915	0.04310	0.019	0,13631
Trios D1-D3	39.0885	39.01	39.20	39.0960	0.02074	0.004	0,06559
I.Convencionais D1- D3	39.1989	39.06	39.26	39.2400	0.01483	0.005	0,07415
<b>D5-D4</b>							
Referência D5-D4	20.9628	20.96	20.97	20.9610	0.00320	0.000	0,00716
3M D5-D4	20.9330	20.88	21.01	20.9285	0.01710	0.003	0,05407
Medit D5-D4	20.9056	20.84	20.97	20.9030	0.01593	0.003	0,05039
Trios D5-D4	20.9475	20.88	21.03	20.9440	0.01845	0.003	0,05835
I.Convencionais D5-D4	20.9554	20.87	21.02	20.9940	0.01179	0.003	0,05897
<b>D5-D3</b>							
Referência D5-D3	38.4118	38.41	38.42	38.4120	0.00150	0.000	0,00335
3M D5-D3	38.3551	38.10	38.50	38.3505	0.04069	0.017	0,12868
Medit D5-D3	38.2925	38.16	38.41	38.2940	0.03589	0.013	0,11351
Trios D5-D3	38.3483	38.22	38.49	38.3415	0.03631	0.013	0,11483
I.Convencionais D5-D3	38.4318	38.32	38.50	38.4510	0.01313	0.004	0,06563
<b>D1-D5</b>							
Referência D1-D5	51.7784	51.74	51.86	51.7480	0.02313	0.003	0,05172
3M D1-D5	51.9921	51.49	52.28	52.0060	0.07668	0.059	0,24249
Medit D1-D5	51.6917	51.48	52.17	51.6675	0.06465	0.042	0,20444
Trios D1-D5	51.9211	51.76	52.09	51.9175	0.04377	0.019	0,13840
I.Convencionais D1-D5	51.8310	51.42	51.98	51.9480	0.04565	0.052	0,22823
<b>D2-D4</b>							
Referência D2-D4	36.0804	36.07	36.09	36.0800	0.00254	0.000	0,00568
3M D2-D4	36.1098	36.01	36.20	36.1165	0.02058	0.004	0,06509
Medit D2-D4	35.9157	35.87	36.12	35.9960	0.03314	0.011	0,10481
Trios D2-D4	36.0757	35.97	36.20	36.0795	0.03142	0.010	0,09937
I.Convencionais D2-D4	36.0726	35.84	36.19	36.1340	0.02684	0.018	0,13421

Tabela 10: Dados brutos usados para a análise estatística da exatidão e precisão da distância ( $\mu\text{m}$ ).

Exatidão ( $\mu\text{m}$ )	S. Referência	3M	Medit	Trios	I.Convencional
D1-D2	Dados de Referência	105,4	5,7	10,5	58,6
D1-D3		115,4	26,8	41,3	151,7
D5-D4		29,8	57,2	15,3	7,4
D5-D3		56,7	119,3	63,5	20,0
D1-D5		213,7	86,7	142,7	52,6
D2-D4		29,4	164,7	4,7	7,8
Média		91,7	76,7	46,3	49,7
Desvio Padrão		70,1	59,3	52,1	54,6
Margem de Erro		56,1	47,4	41,7	43,7
Mínimo		35,6	29,3	4,6	6,0
Máximo		147,8	124,2	88,0	93,3
Precisão ( $\mu\text{m}$ )	S. Referência	3M	Medit	Trios	I.Convencional
D1-D2	0,84	16,1	36,7	11,3	18,3
D1-D3	3,85	48,7	43,1	20,7	14,8
D5-D4	3,2	17,1	15,9	18,5	11,8
D5-D3	1,5	40,7	35,9	36,3	13,1
D1-D5	23,13	76,7	64,7	43,8	45,7
D2-D4	2,54	20,6	33,1	31,4	26,8
Média	5,8	36,6	38,2	27,0	21,8
Desvio Padrão	8,5	23,8	15,8	12,2	12,9
Margem de Erro	2,4	19,0	12,7	9,8	10,3
Mínimo	3,5	17,6	25,6	17,2	11,4
Máximo	8,2	55,7	50,9	36,8	32,1

### 5.1.1. Análise da distância D1-D2

Tabela 11: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D2.

Grupo - D1-D2	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	19,40	60	13,128	0,011	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	41,60				
Medit	10	20,95				
Trios	10	22,40				
I. Convencionais	25	35,34				

Tabela 12: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D2.

Comparação de Grupos D1-D2	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Referência-Medit	-1,550	9,563	-0,162	0,871	1,000
Referência-Trios	-3,000	9,563	-0,314	0,754	1,000
Referência- I.Convencionais	-15,940	8,553	-1,864	0,062	0,624
Referência-3M	-22,200	9,553	-2,321	0,020	0,203
Medit-Trios	-1,450	7,808	-0,186	0,853	1,000
Medit-3M	20,650	7,808	2,645	0,008	0,082
Trios-3M	19,200	7,808	2,459	0,014	0,139

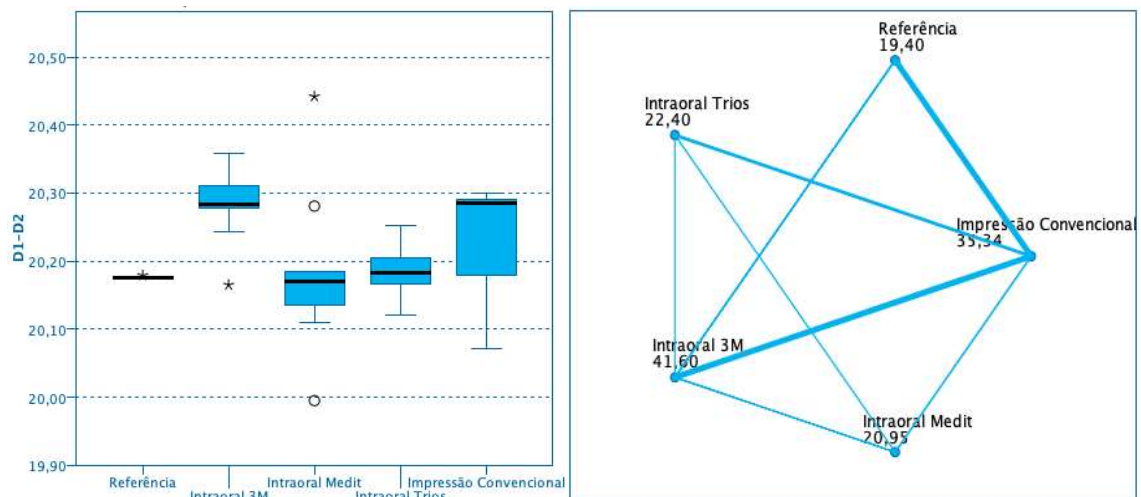


Figura 21: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise- Zona D1-D2.

A análise da zona D1-D2 corresponde à zona entre a face mesial do segundo molar à face distal do canino no 1º quadrante, ou seja, a uma zona edêntula. Para determinar se alguma das diferenças entre as médias é estatisticamente significativa, comparamos o valor-p com o seu nível de significância (0,05) a fim de avaliar a hipótese nula, ou seja, a que afirma que as médias populacionais são todas iguais. Sendo que nesta localização o teste de Kruskal-Wallis apresenta um valor-p ( $0,011 \leq \alpha (0,05)$ ), concluímos que existem diferenças entre algumas das médias, levando à rejeição da hipótese nula (Tabela 11).

Sendo assim, são necessários os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni que, por norma, apenas são necessários quando a hipótese nula do teste de Kruskal-Wallis é rejeitada. Existem três ou mais grupos, contudo para todos os grupos escolhidos, o valor -p foi  $> \alpha (0,05)$ , voltando assim a confirmar que as diferenças entre as médias dos grupos não foram estatisticamente significativas (Tabela 12).

Para análise da precisão necessitávamos do desvio-padrão, variância ou coeficiente de variação, sendo que para tal usamos o desvio-padrão para calcular a mesma. Das diversas medições, a que apresentou uma menor dispersão dos resultados foi o *scanner* extraoral a ler o modelo de referência, seguido do Trios, 3M True Definition, da impressão convencional e por último foi o *scanner* intraoral Medit i500 (Tabela 10).

Para a exatidão, foi calculado o erro absoluto, e aqui observamos que para a zona D1-D2, a maior exatidão pertenceu ao *scanner* Medit i500, seguido do Trios, da impressão convencional e depois o 3M True Definition. Assim podemos afirmar que foi o *scanner* intraoral 3M True Definition a apresentar piores resultados ao nível da veracidade (Tabela 10).

### 5.1.2. Análise da distância D1-D3

Tabela 13: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D3.

Grupo - D1-D3	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	15,00	60	23,436	0,000	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	35,25				
Medit	10	15,85				
Trios	10	21,70				
I. Convencionais	25	41,08				

Tabela 14: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D3.

Comparação de Grupos D1-D3	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Referência-Medit	-0,850	9,564	-0,089	0,929	1,000
Referência-Trios	-6,700	9,564	-0,701	0,484	1,000
Referência- 3M	-20,250	9,564	-2,117	0,034	0,342
Referência- I.Convencionais	-26,080	8,555	-3,049	0,002	0,023
Medit-Trios	-5,850	7,809	-0,749	0,454	1,000
Medit-3M	19,400	7,809	2,484	0,013	0,130
Trios-3M	13,550	7,809	1,735	0,083	0,827

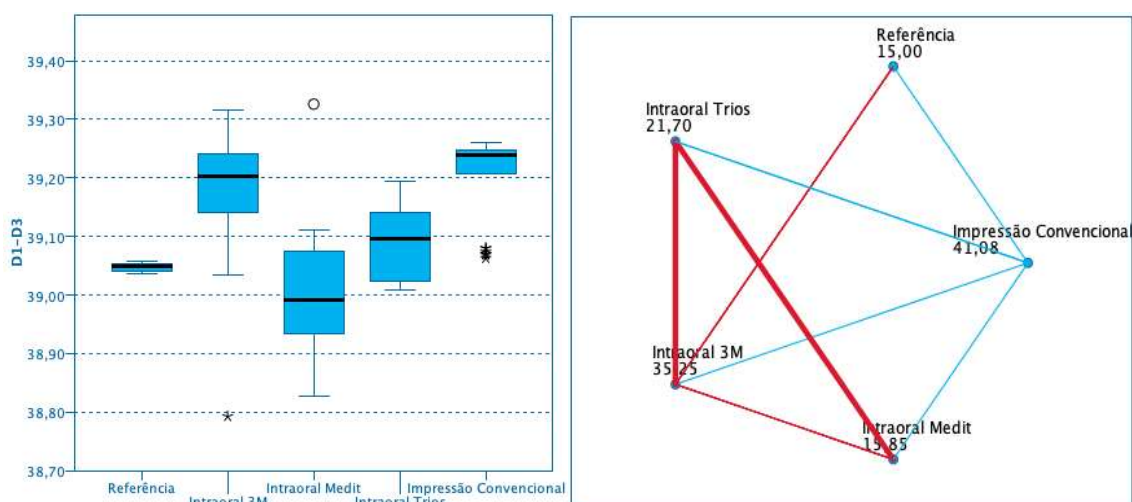


Figura 22: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D3.

Continuando no 1ºquadrante, estudámos a distância que ia da face mesial do segundo molar à face mesial dos incisivos centrais, ou seja, a que denominamos a zona D1-D3. Mais uma vez, para determinar se alguma das diferenças entre as médias é estatisticamente significativa, comparamos o valor-p com o seu nível de significância (0,05) a fim de avaliar a hipótese nula e, mais uma vez a voltamos a rejeitar a hipótese nula, pois o valor-p (0,000)  $\leq$   $\alpha$  (0,05), existindo diferenças que são estatisticamente significativas (Tabela 13).

No entanto, desta vez ao aplicarmos os testes de Post Hoc-Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, ao contrário da localização anterior, estes apresentaram para o grupo Referência - I. Convencionais o valor-p  $(0,023) \leq \alpha (0,05)$ , e a diferença entre as médias dos grupos é estatisticamente significativa (Tabela 14).

A precisão com base no desvio-padrão revelou que a menor dispersão de resultados foi encontrada para o *scanner* extraoral a ler o modelo de referência, seguido do Trios, da impressão convencional, do Medit i500 e por último o *scanner* intraoral 3M True Definition (Tabela 10).

Para a exatidão foi calculado o erro absoluto, e encontramos novamente uma maior exatidão com o *scanner* Medit i500, seguido do Trios, mas agora o 3M True Definition não foi o que apresentou pior precisão, mas sim a impressão convencional (Tabela 10).

### 5.1.3. Análise da distância D5-D4

Tabela 15: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D4.

Grupo – D5-D4	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	33,20	60	8,097	0,088	Reter a hipótese nula
3M	10	28,35				
Medit	10	17,10				
Trios	10	33,55				
I. Convencionais	25	34,96				

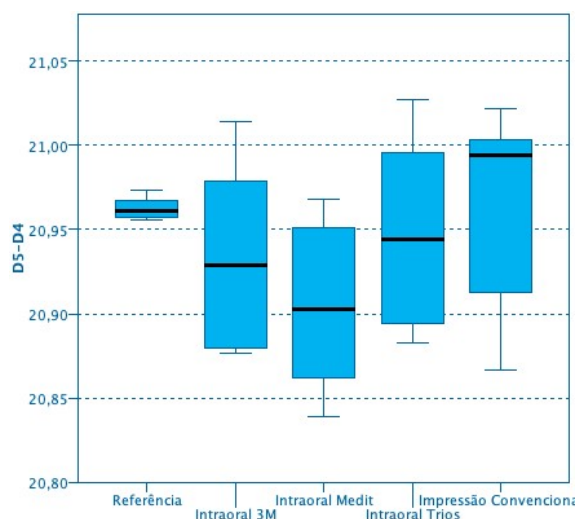


Figura 23: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D4.

A zona D5-D4, corresponde à zona oposta da arcada de D1-D2 no 2º quadrante, e vai da face mesial do segundo molar até à face distal do canino. Esta área é uma zona hígida, sem perdas dentárias. Ao determinarmos pelo teste de Kruskal-Wallis se existiam diferenças entre as médias, constatamos que as mesmas não são estatisticamente

significativas, pois verificamos um valor-p de 0,088, ou seja  $> \alpha (0,05)$ . Concluindo que significa que as diferenças entre as médias não são estatisticamente significativas, e não há provas suficientes para rejeitar a hipótese nula (as médias dos grupos são todas iguais) (Tabela 15).

Quanto à análise da precisão, o grupo que apresentou menor desvio padrão foi, mais uma vez, o *scanner* extraoral a ler o modelo de referência, seguido do *scanner* extraoral a ler os modelos da impressão convencional, e os sucessivos *scanners* intraorais Medit i500, 3M True Definition, e Trios (Tabela 10).

Por outro lado, a maior exatidão da zona D5-D4, pertence à impressão convencional seguida do *scanner* Trios, do 3M True Definition, e do Medit i500 que apresentou piores resultados nesta localização (D5-D4) (Tabela 10).

#### 5.1.4. Análise da distância D5-D3

Tabela 16: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D5-D3.

Grupo – D5-D3	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	29,00	60	16,005	0,003	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	28,25				
Medit	10	14,75				
Trios	10	26,10				
I. Convencionais	25	39,76				

Tabela 17: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D5-D3.

Comparação de Grupos D5-D3	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Medit-Referência	14,250	9,564	1,490	0,136	1,000
Trios-Referência	2,900	9,564	0,303	0,762	1,000
3M-Referência	0,750	9,564	0,078	0,937	1,000
Referência-I.Convencionais	-10,760	8,554	-1,258	0,208	1,000
Medit-Trios	-11,350	7,809	-1,453	0,146	1,000
Medit-3M	13,500	7,809	1,729	0,084	0,838
Trios-3M	2,150	7,809	0,275	0,783	1,000

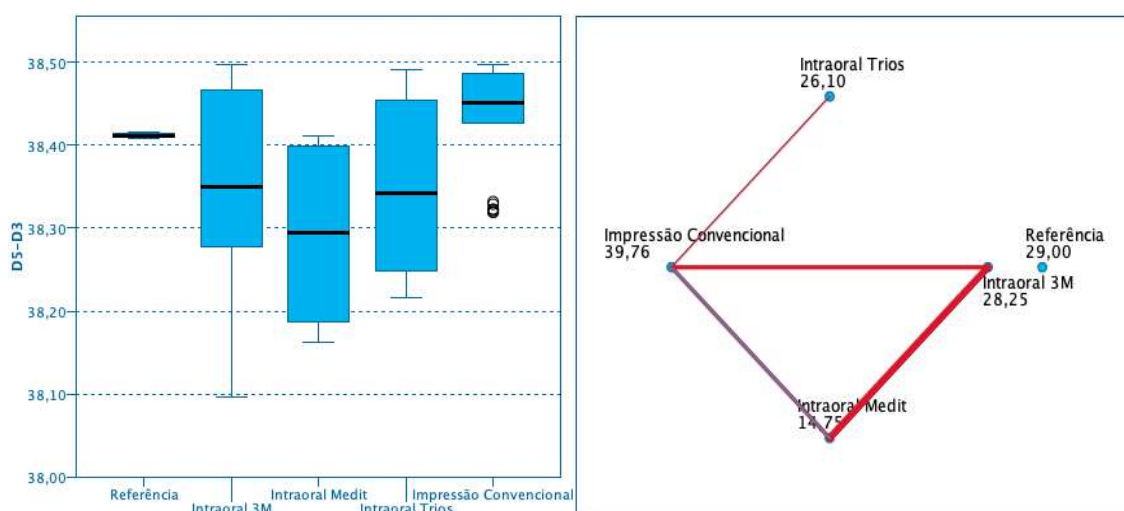


Figura 24: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D5-D3.

Tal como a zona D1-D3, a zona D5-D3 corresponde à distância da face mesial do segundo molar à face mesial dos incisivos centrais no 2º quadrante. Ao realizar o teste de Kruskal-Wallis a fim de avaliar a hipótese nula, verificámos que o valor-p foi  $0,003 \leq \alpha (0,05)$ , pelo que existem diferenças entre algumas das médias, levando à rejeição da hipótese nula (Tabela 16). Com os testes de Post Hoc - Pairwise, e com a significância com o ajuste de Bonferroni, aplicado a todos os grupos do estudo, verificámos que o valor-p  $> \alpha (0,05)$ . No entanto, a diferença entre as médias dos grupos não é estatisticamente significativa (Tabela 17).

Mais uma vez, a digitalização do modelo de referência foi a que apresentou o menor desvio padrão, portanto, a maior precisão. A esta seguiram-se as impressões convencionais, a do *scanner* Medit i500, a do Trios 3 e por último a do 3M True Definition (Tabela 10).

A diferença entre o valor de referência e o valor obtido foi encontrada de novo na impressão convencional, seguidamente o 3M True Definition, no Trios 3 e, por último, no *scanner* Medit i500 (Tabela 10).

### 5.1.5. Análise da distância D1-D5

Tabela 18: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D1-D5.

Grupo – D1-D5	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	18,60	60	12,776	0,012	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	41,80				
Medit	10	18,30				
Trios	10	37,00				
I. Convencionais	25	30,64				

Tabela 19: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Zona D1-D5.

Comparação de Grupos D1-D5	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Medit-Referência	0,300	9,565	0,031	0,975	1,000
Referência- I.Convencionais	-12,040	8,555	-1,407	0,159	1,000
Referência-Trios	-18,400	9,565	-1,924	0,054	0,544
Referência-3M	-23,200	9,565	-2,425	0,015	0,153
Medit-Trios	-18,700	7,810	-2,394	0,017	0,166
Medit-3M	23,500	7,810	3,009	0,003	0,026
Trios-3M	4,800	7,810	0,615	0,539	1,000

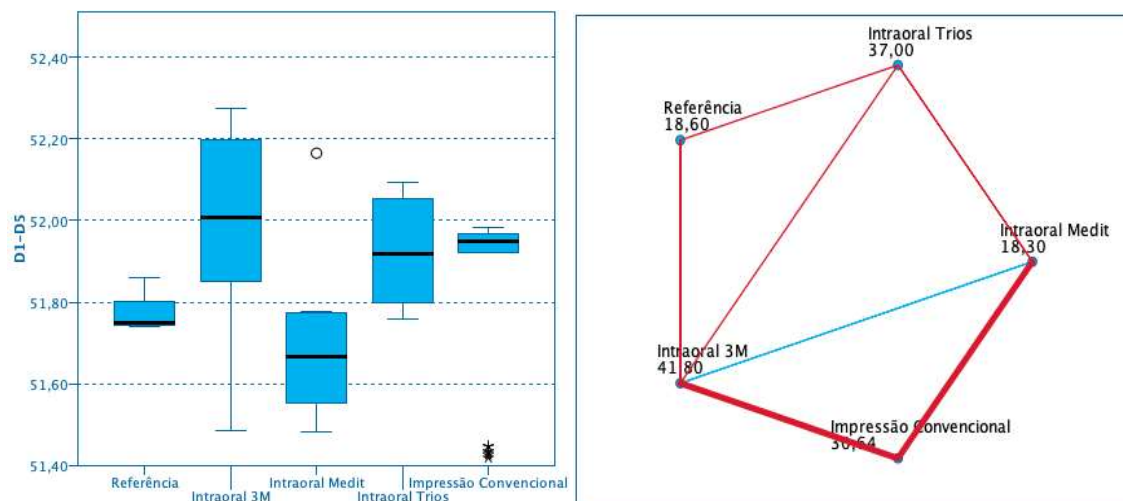


Figura 25: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Pairwise de Grupo – Zona D1-D5.

A distância D1 a D5 corresponde à localização entre molares, e ao ser aplicado o teste de Kruskal-Wallis visou saber se havia alguma diferença entre as médias e se é estatisticamente significativa. Assim, ao compararmos o valor-p com o seu nível de significância (0,05), o valor-p foi  $0,012 \leq \alpha (0,05)$ . E visou haver diferenças entre algumas das médias e estas demonstraram ser estatisticamente significativas tendo como consequência a rejeição da hipótese nula (Tabela 18).

Em todos os grupos estudados os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, apenas o grupo Medit-3M apresenta um valor-p  $(0,026) \leq \alpha (0,05)$ , sendo estatisticamente significativa. Em ambos os *scanners*, quando comparados com os valores de referência, o valor-p foi  $> \alpha (0,05)$  (Tabela 19).

Quanto a precisão, à menor dispersão foi obtida pelo *scanner* extraoral a ler o modelo de referência, seguido do Trios 3, da impressão convencional, do Medit i500 e por último o *scanner* intraoral 3M True Definition (Tabela 10).

Para a exatidão, o menor erro absoluto foi obtido pela impressão convencional, ao que se segue o Medit i500, o Trios 3, e por último o 3M True Definition (Tabela 10).

### 5.1.6. Análise da distância D2-D4

Tabela 20: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D2-D4.

Grupo – D2-D4	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	24,60	60	8,123	0,087	Reter a hipótese nula
3M	10	35,50				
Medit	10	17,45				
Trios	10	33,10				
I. Convencionais	25	33,86				

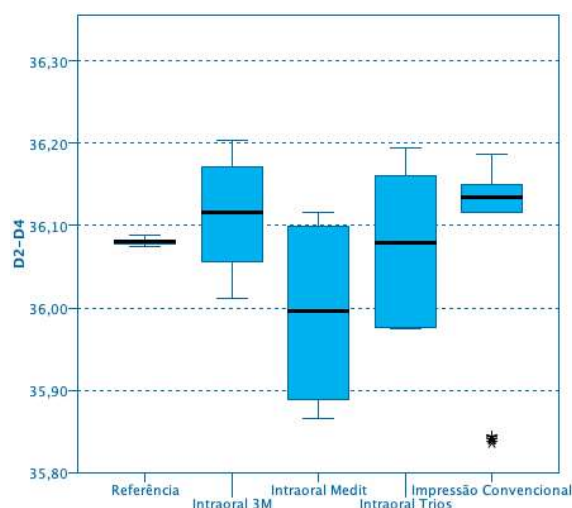


Figura 26: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Zona D2-D4.

A D2-D4 corresponde à distância entre pré-molares e ao realizar o teste de Kruskal-Wallis, verificamos o valor-p ( $0,087$ )  $>$   $\alpha$  ( $0,05$ ), o que significa que as diferenças entre algumas das médias desta localização não são estatisticamente significativas, levando-nos a considerar a hipótese nula, ou seja, que as médias dos grupos foram todas iguais (Tabela 20).

Quanto à precisão, o grupo que apresentou menor desvio padrão foi novamente o *scanner* extraoral a ler o modelo de referência, seguindo-se o 3M True Definition, a impressão convencional, e os sucessivos *scanners* intraorais Trios e Medit (Tabela 10).

A maior exatidão da localização D2-D4 pertenceu ao *scanner* intraoral Trios, seguido das impressões convencionais, do 3M e por último do Medit i500 (Tabela 10).

## 5.2. Resultados das áreas/ alterações de volume na arcada

Tabela 21: Dados brutos usados para a análise estatística das áreas (mm).

Grupo	Média	Mínimo	Máximo	Mediana	Desvio Padrão	Variância	Erro Padrão
<b>A1</b>							
Referência D1-D2	65,5458	65,35	65,74	65,6163	0,07898	0,031	0,17660
3M D1-D2	65,3754	65,06	65,73	65,4115	0,07456	0,056	0,23579
Medit D1-D2	65,0016	64,38	65,45	65,0931	0,10210	0,104	0,32286
Trios D1-D2	65,2300	64,97	65,60	65,2187	0,05213	0,027	0,16484
I.Convencionais D1- D2	65,2434	64,87	65,71	65,1476	0,05415	0,073	0,27074
<b>A2</b>							
Referência D1-D3	47,4017	47,19	47,66	47,3156	0,10436	0,054	0,23337
3M D1-D3	47,0692	46,74	47,31	47,1328	0,06281	0,039	0,19863
Medit D1-D3	47,1747	46,84	47,56	47,1741	0,07568	0,057	0,23931
Trios D1-D3	47,0308	46,73	47,47	46,9823	0,06484	0,042	0,20503
I.Convencionais D1- D3	47,4787	47,12	47,93	47,4931	0,04416	0,049	0,22079
<b>A3</b>							
Referência D5-D4	66,4036	66,19	66,68	66,4089	0,08135	0,033	0,18191
3M D5-D4	66,3839	66,10	66,79	66,3571	0,07030	0,049	0,22230
Medit D5-D4	66,0383	65,81	66,22	66,0387	0,03358	0,011	0,10618
Trios D5-D4	66,0275	65,80	66,23	66,0208	0,04345	0,019	0,13739
I.Convencionais D5-D4	65,3335	61,06	67,94	65,9507	0,29547	2,183	1,47737
<b>A4</b>							
Referência D5-D3	90,5287	90,45	90,67	90,5154	0,03983	0,008	0,08906
3M D5-D3	90,4474	89,20	91,44	90,4877	0,18094	0,327	0,57217
Medit D5-D3	90,8407	90,64	91,16	90,7945	0,05235	0,027	0,16555
Trios D5-D3	90,6935	90,50	91,12	90,6288	0,06158	0,038	0,19473
I.Convencionais D5-D3	89,8143	87,19	91,07	90,4793	0,29209	2,133	1,46046
<b>A5</b>							
Referência D1-D5	107,3273	107,03	107,55	107,4102	0,10127	0,051	0,22645
3M D1-D5	106,8936	105,92	107,47	106,9788	0,14294	0,204	0,45202
Medit D1-D5	107,2413	106,60	107,98	107,2427	0,13687	0,187	0,43284
Trios D1-D5	107,3200	106,81	107,81	107,3179	0,09861	0,097	0,31182
I.Convencionais D1-D5	106,8489	105,01	111,30	107,0044	0,31381	2,462	1,56904

Tabela 22: Dados brutos usados para a análise estatística da exatidão e precisão das áreas ( $\mu\text{m}$ ).

Exatidão ( $\mu\text{m}$ )	S. Referência	3M	Medit	Trios	I.Convencional
Área 1	Dados de Referência	170,40	544,20	315,80	302,40
Área 2		332,50	227,00	70,90	77,00
Área 3		19,70	365,30	376,10	1070,10
Área 4		81,30	312,00	164,80	714,40
Área 5		431,30	86,00	7,30	478,40
Média		207,04	306,90	186,98	528,46
Desvio Padrão		171,96	169,51	157,01	382,55
Margem de Erro		137,60	135,63	125,63	306,10
Mínimo		69,45	171,27	61,35	222,36
Máximo		344,63	442,53	312,61	834,56
Precisão ( $\mu\text{m}$ )	S. Referência	3M	Medit	Trios	I.Convencional
Área 1	78,98	74,56	102,1	54,15	54,15
Área 2	104,36	62,81	75,68	44,16	44,16
Área 3	81,35	70,3	33,58	295,47	295,47
Área 4	39,83	180,94	52,35	292,09	292,09
Área 5	101,27	142,94	136,87	313,81	313,81
Média	81,16	106,31	80,12	64,12	199,94
Desvio Padrão	25,77	52,70	40,81	21,02	137,94
Margem de Erro	7,09	42,17	32,65	16,82	110,37
Mínimo	74,06	64,14	47,47	47,30	89,57
Máximo	88,25	148,48	112,77	80,94	310,31

### 5.2.1. Análise da área 1

Tabela 23: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 1.

Grupo – Área 1	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	49,60	60	13,063	0,011	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	38,10				
Medit	10	18,30				
Trios	10	30,40				
I. Convencionais	25	28,56				

Tabela 24: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 1.

Comparação de Grupos Área 1	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Medit-Referência	31,300	9,566	3,272	0,001	0,011
I.Convencionais-Referência	21,040	8,556	2,459	0,014	0,139
Trios-Referência	19,200	9,566	2,007	0,045	0,447
3M-Referência	11,500	9,566	1,202	0,229	1,000
Medit-Trios	-12,100	7,810	-1,549	0,121	1,000
Medit-3M	19,800	7,810	2,535	0,011	0,112
Trios-3M	7,700	7,810	0,986	0,324	1,000

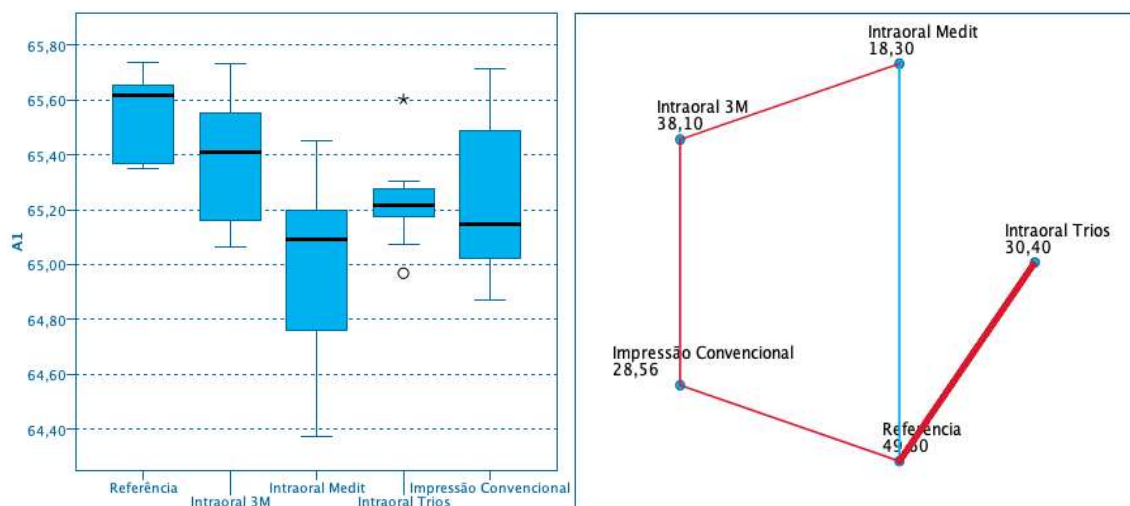


Figura 27: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 1.

A área 1 correspondeu ao triângulo escaleno, localizado na zona do 2º molar, no 1º quadrante. Esta área é definida pela união de três pontos, o P1O (ponto localizado na zona mais oclusal dos dentes), o P1V (ponto localizado na face vestibular situado ligeiramente abaixo do dente) e o ponto P1P (localização idêntica ao ponto anterior, mas na zona palatina) (Figura 18).

Para determinar se alguma das diferenças entre as médias foi estatisticamente significativa, comparámos o valor-p com o seu nível de significância (0,05), a fim de avaliar se a hipótese nula se cumpria, ou seja, se as médias populacionais eram todas iguais. O valor-p foi  $0,011 \leq \alpha$  (0,05), logo existiam diferenças entre algumas destas médias, logo foram estatisticamente significativas e daí rejeitarmos a hipótese nula (Tabela 23).

Sendo assim, utilizamos os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, e obtemos o valor-p  $\leq \alpha$  (0,05), com exceção do grupo Medit-Referência, que apresentou o valor-p = 0,001, já que a diferença entre as médias dos grupos foi estatisticamente significativa. Todas as medições das áreas do triângulo obtidas pelo Medit i500 apresentam médias de áreas inferiores ao *scanner* do modelo de referência. Ao comparar com os valores de referência, ocorre uma contração em todas as direções (Tabela 24).

Quanto à precisão, usamos o desvio-padrão para calcular a mesma, e o Trios 3 é aquele que apresenta valores com menos variações, seguido da impressão convencional, do *scanner* 3M True Definition, do modelo de referência e por último do *scanner* Medit i500 (Tabela 22).

Para a exatidão, o 3M True Definition foi aquele que apresentou um menor erro, seguido da impressão convencional, do Trios 3 e por fim o Medit i500 (apresentou uma maior redução do volume) (Tabela 22).

### 5.2.2. Análise da área 2

Tabela 25: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 2.

Grupo – Área 2	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	39,40	60	27,045	0,000	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	18,50				
Medit	10	24,50				
Trios	10	14,50				
I. Convencionais	25	42,32				

Tabela 26: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 2.

Comparação de Grupos Área 2	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Trios-Referência	24,900	9,566	2,603	0,009	0,092
3M-Referência	20,900	9,566	2,185	0,029	0,289
Medit-Referência	14,900	9,566	1,558	0,119	1,000
Referência- I.Convencionais	-2,920	8,556	-0,341	0,733	1,000
Trios-Medit	10,000	7,810	1,280	0,200	1,000
3M-Medit	-6,000	7,810	-0,768	0,442	1,000
Trios-3M	4,000	7,810	0,512	0,609	1,000

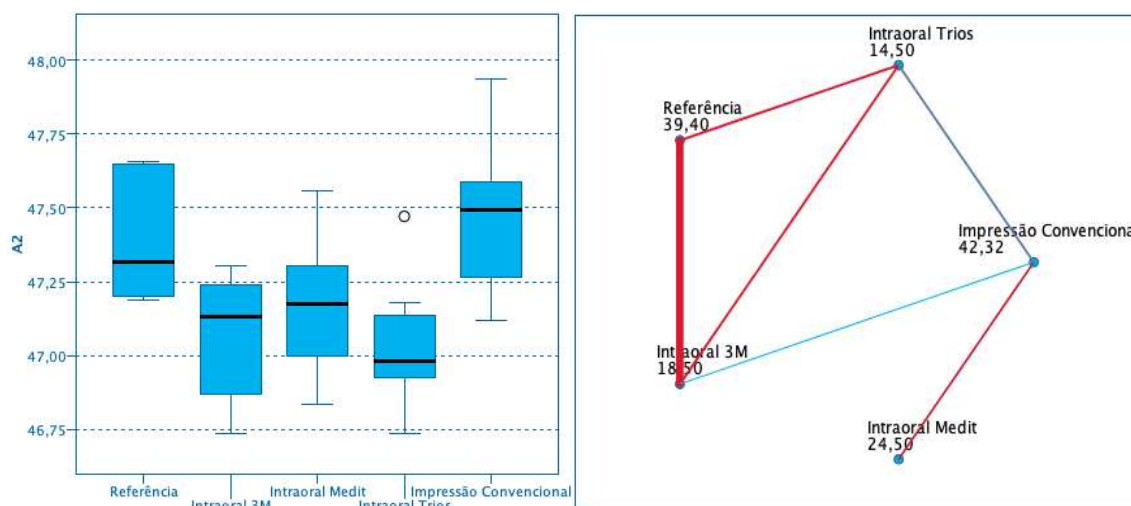


Figura 28: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 2.

Por sua vez, a área 2, localizada na zona dos pré-molares do 1ºquadrante, é formada pela união dos pontos P2O, P2V e P2P (Figura 18). Para determinar se alguma das diferenças entre as médias foi estatisticamente significativa, comparamos o valor-p (0,000) com o seu nível de significância (0,05), e concluímos que existiam diferenças entre algumas das médias, sendo estatisticamente significativas, e a rejeição da hipótese nula (Tabela 25).

Com os testes de Post Hoc - Pairwise, com o ajuste de Bonferroni, para os grupos de interesse, o valor-p foi  $> \alpha$ , o que significa que as diferenças das médias dos grupos de interesse não são estatisticamente significativas (Tabela 26).

Nesta área, as impressões convencionais foram aquelas que apresentaram a maior precisão, e o menor desvio-padrão, seguindo-se o *scanner* intraoral 3M True Definition, o Trios 3, o Medit i500, e por fim o *scanner* de laboratório (Tabela 22).

Nesta área, as impressões convencionais demonstraram também ter o maior nível de exatidão, seguindo-se o Medit i500, o 3M True Definition e por último o Trios 3 (Tabela 22).

### 5.2.3. Análise da área 3

Tabela 27: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 3.

Grupo – Área 3	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	49,20	60	20,596	0,000	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	47,50				
Medit	10	26,60				
Trios	10	26,00				
I. Convencionais	25	23,32				

Tabela 28: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 3.

Comparação de Grupos Área 3	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
Referência-I.Convencionais	25,880	8,556	3,025	0,002	0,025
Trios-Referência	23,200	9,566	2,425	0,015	0,153
Medit-Referência	22,600	9,566	2,363	0,018	0,181
3M-Referência	1,700	9,566	0,178	0,859	1,000
Trios-Medit	0,600	7,810	0,077	0,939	1,000
Medit-3M	20,900	7,810	2,676	0,007	0,075
Trios-3M	21,500	7,810	2,753	0,006	0,059

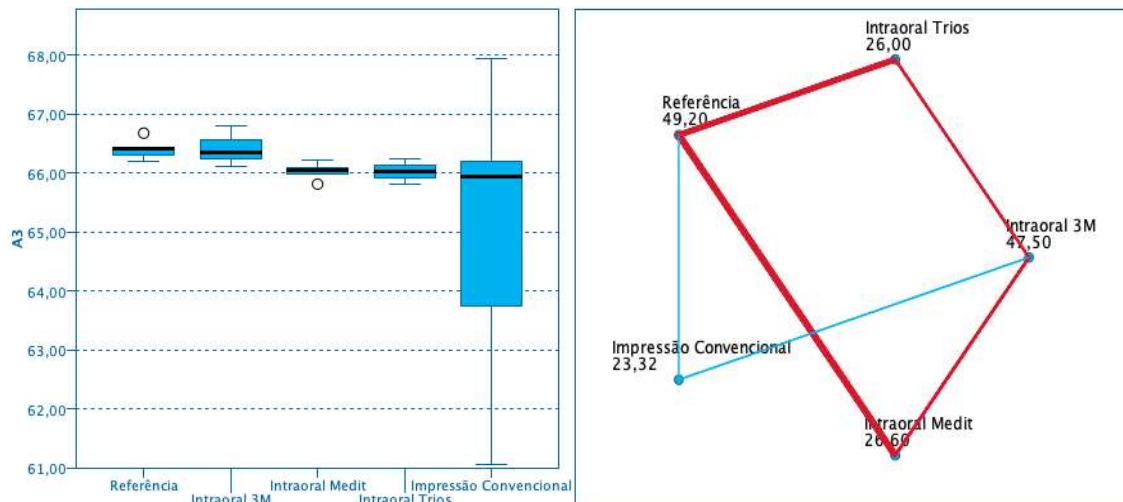


Figura 29: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 3.

O triângulo definido pelos pontos P3O, P3V e P3P, na zona dos incisivos centrais, corresponde à área 3 (Figura 18). Para determinar se alguma das diferenças entre as médias foi estatisticamente significativa, mais uma vez utilizamos o teste de Kruskal-Wallis, no qual obtivemos um valor- $p$  ( $0,000 \leq \alpha (0,05)$ ), e a rejeição da hipótese nula (Tabela 27).

Já com os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, obtivemos sempre o valor- $p > \alpha$ , exceto para o grupo Referência-I.Convencionais, em que obtivemos um valor- $p$  ( $0,025 \leq \alpha (0,05)$ ), o que significa que as diferenças das médias dos grupos de interesse são estatisticamente significativas. Todas as medições das áreas do triângulo, obtidas pelas impressões convencionais, apresentam médias de áreas inferiores ao *scanner* do modelo de referência, com uma contração em todas as direções (Tabela 28).

Na área 3, a maior precisão foi obtida pelo *scanner* Medit i500, com um baixo desvio-padrão, seguido do *scanner* intraoral Trios 3, do 3M True Definition, depois o modelo de referência e por último as impressões convencionais (Tabela 22).

O 3M True Definition é o *scanner* que apresenta o maior nível de exatidão, procedido pelo Medit i500, pelo Trios3 e por último as impressões (Tabela 22).

### 5.2.4. Análise da área 4

Tabela 29: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 4.

Grupo – Área 4	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	25,40	60	15,973	0,003	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	25,30				
Medit	10	47,40				
Trios	10	37,80				
I. Convencionais	25	23,92				

Tabela 30: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 4.

Comparação de Grupos Área 4	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
I.Convencionais-Referência	1,480	8,556	0,173	0,863	1,000
3M-Referência	0,100	9,566	0,010	0,992	1,000
Referência-Trios	-12,400	9,566	-1,296	0,195	1,000
Referência-Medit	-22,000	9,566	-2,300	0,021	0,215
Trios-Medit	9,600	7,810	1,229	0,219	1,000
3M-Medit	-22,100	7,810	-2,830	0,005	0,047
3M-Trios	-12,500	7,810	-1,600	0,109	1,000

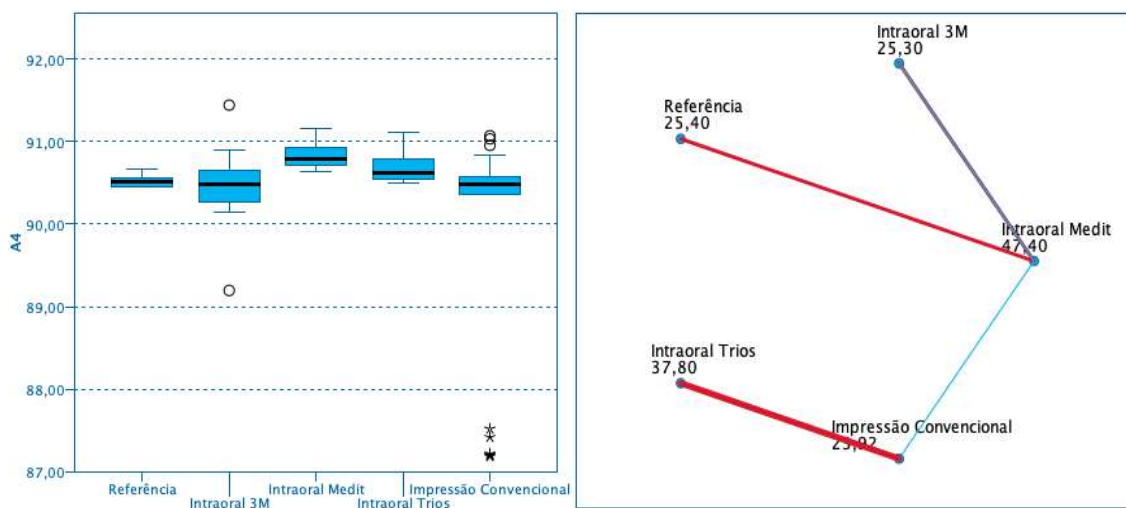


Figura 30: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 4.

A área 4 corresponde a área de um triângulo escaleno, no lado oposto a área 2, na zona dos pré-molares do 2ºquadrante. Para determinar se alguma das diferenças entre as médias foi estatisticamente significativa, verificamos que o valor-p ( $0,003 \leq \alpha (0,05)$ ), pelo que sim existem diferenças entre algumas das médias, e por elas serem estatisticamente significativas levou a rejeitar a hipótese nula (Tabela 29).

Sendo assim necessitamos de utilizar os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, e apenas obtemos o valor-p  $\leq \alpha (0,05)$  para o grupo Medit-3M com um valor-p =0,047, sendo estatisticamente significativo, contudo ambos os

scanners quando comparados com os valores de referência, apresentam valor-p >  $\alpha$  (0,05) (Tabela 30).

Quanto à precisão, o scanner de referência apresenta o maior valor, seguido do Medit i500, do Trios 3, das impressões convencionais e por fim o 3M True Definition (Tabela 22).

Para a exatidão, o 3M True Definition, embora com baixo nível de precisão, é o scanner com menor erro absoluto, seguido do Trios 3, do Medit i500 e o maior erro foi encontrado nas impressões convencionais, com uma ligeira contração de área (Tabela 22).

### 5.2.5. Análise da área 5

Tabela 31: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Área 5.

Grupo – Área 5	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	43,00	60	13,033	0,011	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	25,20				
Medit	10	37,10				
Trios	10	41,20				
I. Convencionais	25	23,20				

Tabela 32: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 5.

Comparação de Grupos Área 5	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
I.Convencionais-Referência	19,800	8,556	2,314	0,021	0,207
3M-Referência	17,800	9,565	1,861	0,063	0,628
Medit-Referência	5,900	9,565	0,617	0,537	1,000
Trios-Referência	1,800	9,565	0,188	0,851	1,000
Medit-Trios	-4,100	7,810	-0,525	0,600	1,000
3M-Medit	-11,900	7,810	-1,524	0,128	1,000
3M-Trios	-16,000	7,810	-2,049	0,040	0,405

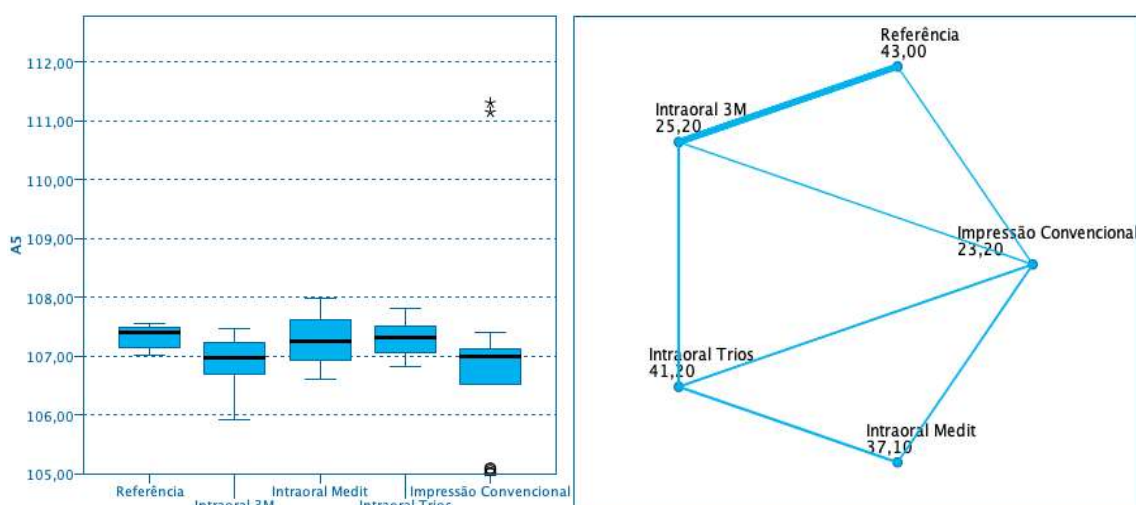


Figura 31: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Área 5.

A área 5, definida pelos pontos P5O, P5V e P5P, é a maior dos 5 grupos de áreas, e corresponde a área do triângulo na zona dos molares do 2º quadrante (Figura 18). Para determinar se alguma das diferenças entre as médias é estatisticamente significativa, utilizamos o teste de Kruskal-Wallis, e comparamos o valor-p com o seu nível de significância (0,05), valor-p (0,011)  $\leq$   $\alpha$  (0,05), e encontramos diferenças entre algumas das médias, ao serem estatisticamente significativas para levar a rejeitamos a hipótese nula (Tabela 31). Ao utilizamos os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, para os grupos de interesse, obtemos sempre o valor-p  $>$   $\alpha$  (0,05), o que significou que as diferenças das médias dos grupos de interesse não são estatisticamente significativas (Tabela 32).

Quanto à precisão, o Trios 3 apresenta o menor desvio-padrão, com menos variação, seguido do modelo de referência, do Medit i500, do 3M True Definition e por último o das impressões convencionais (Tabela 22).

O Trios 3 tem igualmente o menor erro absoluto, sucedendo-se o Medit i500, o 3M True Definition e por último, com menor exatidão, as impressões convencionais (Tabela 22).

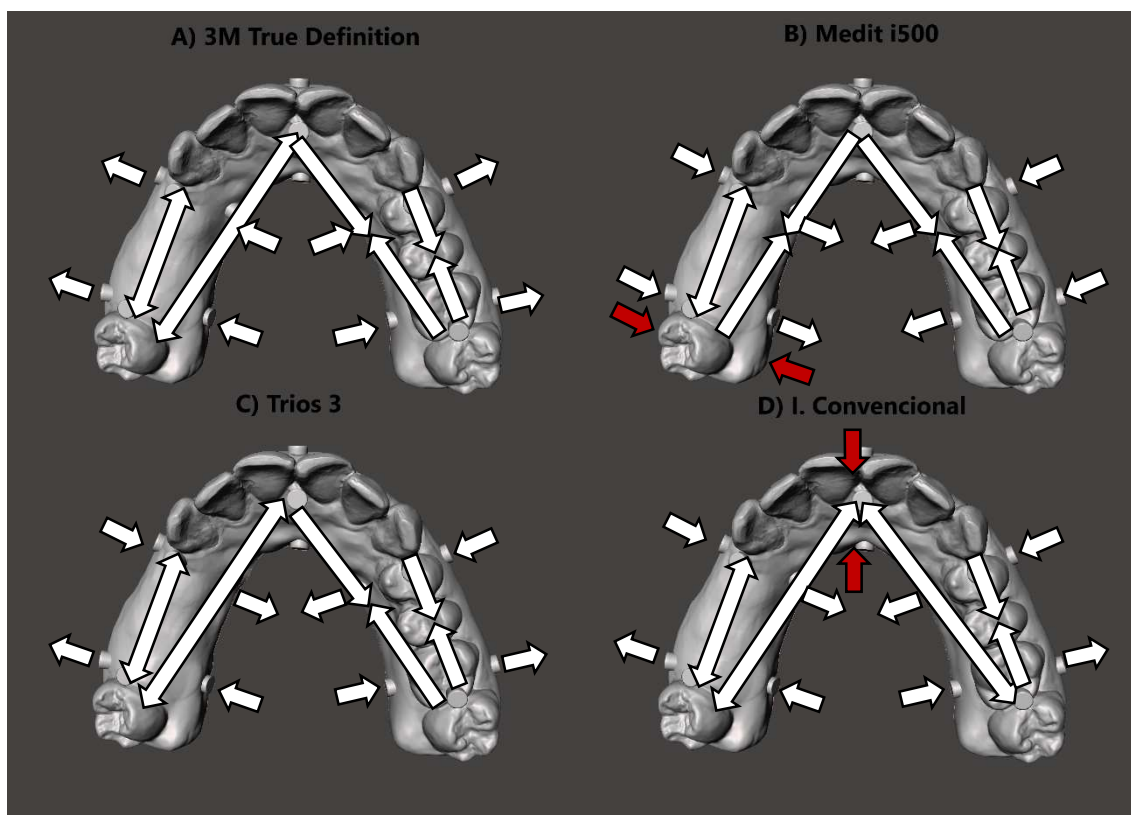


Figura 32: Direção dos desvios apresentados pelas variações das médias entre o modelo de referência e os *scanners* intraorais (A, B e C) / impressões convencionais (D) (Setas brancas- alterações de formas não significativas com base na média; Setas vermelhas- alterações de volume significativas).

### 5.3. Análise das variações de volume dos cilindros

Tabela 33: Dados brutos usados para a análise estatística do tamanho dos cilindros.

Grupo	Média	Mínimo	Máximo	Mediana	Desvio Padrão	Variância	Erro Relativo
<b>Cilindros</b>							
Referência	34,9040	34,87	34,95	34,9065	0,01472	0,001	Referência
3M	34,8044	34,70	34,92	34,8048	0,01946	0,004	0,2854
Medit	34,8452	34,78	34,93	34,8494	0,01353	0,002	0,1685
Trios	34,8378	34,77	34,93	34,8343	0,01552	0,002	0,1900
I. Convencionais	34,7005	34,14	35,19	34,8587	0,06671	0,111	0,5830

Tabela 34: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Cilindros.

Grupo – Clindros	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	75	47,00	900	6,268	0,180	Reter a hipótese nula
3M	150	23,50				
Medit	150	32,10				
Trios	150	30,60				
I. Convencionais	375	29,32				

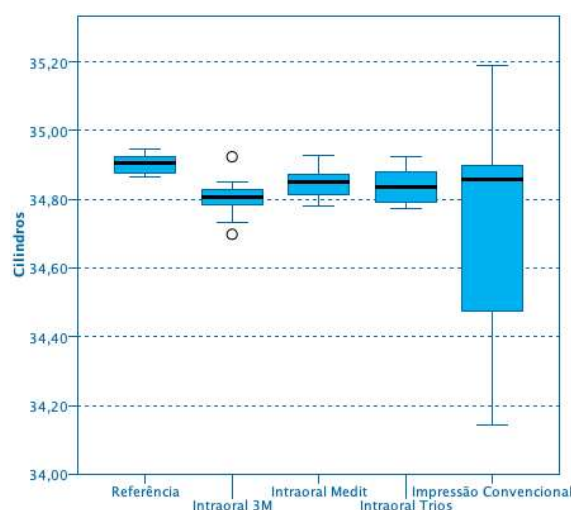


Figura 33: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Cilindros.

Cada modelo era composto por 15 cilindros em cada um deles, todos iguais, e ao realizar o teste de Kruskal-Wallis, verificamos o valor-p ( $0,180 > \alpha (0,05)$ ), o que significou que as diferenças entre algumas das médias não eram estatisticamente significativas, e retemos a hipótese nula, que as médias dos grupos são todos iguais (Tabela 34).

De todas as leituras, o ficheiro STL do Medit i500, apresentou os maiores níveis de precisão e exatidão, com menores desvios padrão e menor erro relativo (Tabela 33).

Quanto à precisão, o modelo de referência foi aquele que apresentou maior precisão depois do Medit i500, seguido do Trios 3, 3M True Definition e por último, as impressões

convencionais em que registamos, a maior variação de resultados, e conseqüentemente baixa precisão (Tabela 33).

A exatidão segue a mesma ordem que a precisão, sendo o Medit i500, precedido do Trios 3, pelo 3M True Definition e impressões convencionais (Tabela 33).

#### 5.4. Análise do tempo de leitura dos modelos

Tabela 35: Dados brutos usados para a análise estatística do tempo de leitura dos modelos.

Grupo	Média (min/s)	Mínimo (min/s)	Máximo (min/s)	Mediana (min/s)	Desvio Padrão (segundos)
<b>Tempo</b>					
Referência	7,29	6,01	7,57	7,49	35,12
3M	4,28	3,15	5,23	4,29	29,50
Medit	1,58	1,52	2,06	1,58	3,30
Trios	3,11	2,48	3,41	3,11	10,08
I. Convencionais	8,24	7,03	9,33	8,31	40,38

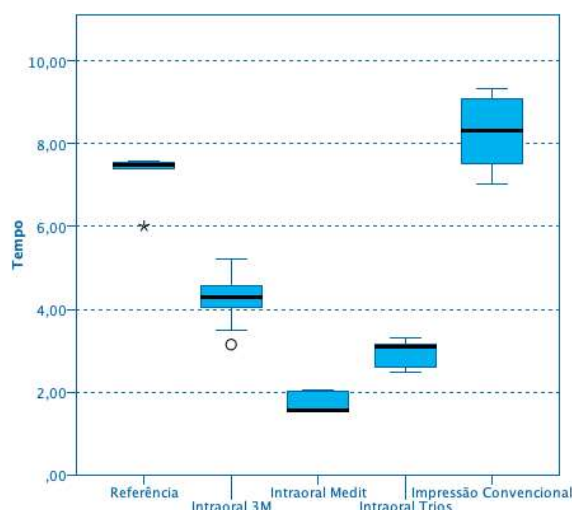


Figura 34: Comparação dos tempos de digitalização dos *scanners* intraorais e extraorais.

Ao analisar o tempo despendido com os *scanners* intraorais e extraorais, podemos verificar que os IOS apresentam tempos de leitura bastante inferiores aos *scanners* extraorais, com uma redução de mais de metade do tempo da leitura (Tabela 35).

De todos os *scanners* intraorais, o Medit i500 apresentou o menor tempo de leitura, seguido do Trios 3 e por último o 3M True Definition (Tabela 35). Ao contabilizar o tempo das impressões convencionais, apenas foi considerado o tempo de leitura com o *scanner* extraoral, não se tendo contabilizando o tempo da execução da impressão nem de vazamento e tomada de preza do modelo de gesso.

### 5.5. Análise do número de triângulos dos modelos

Tabela 36: Dados brutos usados para a análise estatística do número de triângulos dos modelos.

Grupo	Média	Mínimo	Máximo	Mediana	Desvio Padrão	Variância
<b>Triângulos</b>						
Referência	607231,00	557814	639464	613179,00	14268,274	1017918167,000
3M	437474,00	418190	447998	439519,50	3181,324	101208211,556
Medit	138778,10	131172	147804	137439,50	1752,202	30702121,878
Trios	234994,90	205732	257499	236576,50	5794,122	335718500,989
I.Convencional	556831,24	525321	639910	548717,00	5330,928	710469819,023

Tabela 37: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis – Triângulos.

Grupo – Triângulos	N	Posto Médio	N Total	Estatística do teste	Significância	Decisão
Referência	5	55,20	60	52,671	0,000	Rejeitar a hipótese nula
3M	10	25,50				
Medit	10	5,50				
Trios	10	15,50				
I. Convencionais	25	43,56				

Tabela 38: Comparações por método Post Hoc - Pairwise – Triângulos.

Comparação de Grupos Triângulos	Estatística do teste	Erro Padrão	Estatística do teste Padrão	Significância	Adj. Significância
I.Convencionais-Referência	11,640	8,556	1,360	0,174	1,000
3M-Referência	29,700	9,566	3,105	0,002	0,019
Trios-Referência	39,700	9,566	4,150	0,000	0,000
Medit-Referência	49,700	9,566	5,196	0,000	0,000
Medit-Trios	-10,000	7,810	-1,280	0,200	1,000
Medit-3M	20,000	7,810	2,561	0,010	0,104
Trios-3M	10,000	7,810	1,280	0,200	1,000

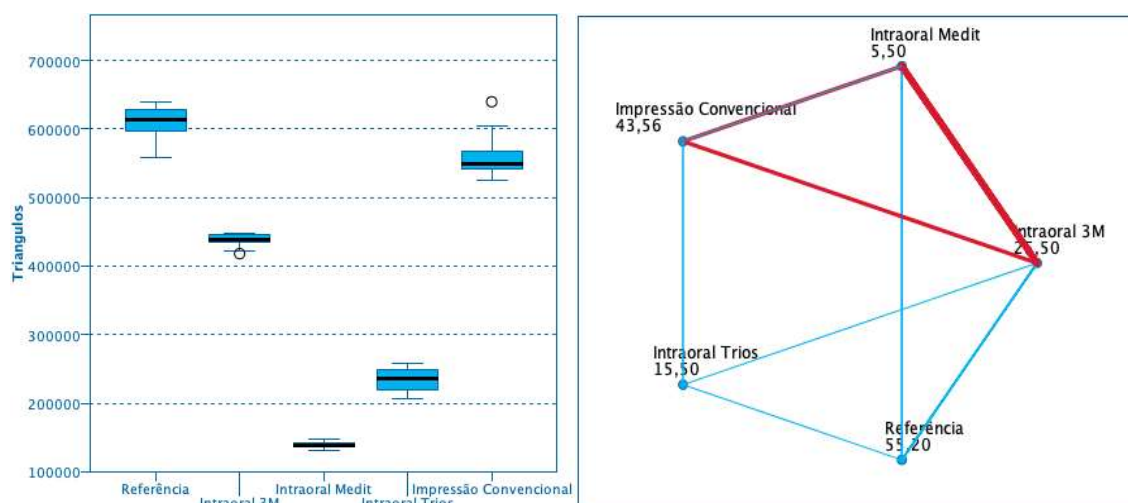


Figura 35: Amostras independentes do teste de Kruskal-Wallis e comparações por método Post Hoc - Pairwise – Triângulos.

Todos os ficheiros STL são formados por uma malha de triângulos e uma alta resolução pode significar e requerer mais triângulos; que por sua vez leva a arquivos de maiores dimensões, e conseqüentemente a um maior tempo de processamento.

De acordo com o teste de Kruskal-Walis, ao obtermos o valor-p  $(0,000) \leq \alpha (0,05)$ , significa que rejeitamos a hipótese nula, e que existem significâncias estatísticas entre os grupos (Tabela 37).

Já os testes de Post Hoc - Pairwise, com a significância com o ajuste de Bonferroni, obtivemos sempre o valor-p  $> \alpha$ , quando comparamos os grupos de *scanners* intraorais e extraorais separadamente. No entanto quando comparamos IOS e os *scanners* extraorais, verificámos que o valor-p era  $\leq \alpha$ , o que significa que as diferenças das médias dos grupos eram estatisticamente significativas (Tabela 38).

Observamos assim que os IOS apresentam um menor número de triângulos na sua malha, quando comparados com os *scanners* extraorais. Dentro do grupo dos *scanners* intraorais aquele que apresenta menor valor é o Medit i500, seguido do Trios 3 e por último o 3M True Definition, com o ficheiro mais pesado (Tabela 36).

## VI. DISCUSSÃO

Em cenários clínicos reais, impressões são adquiridas de diversos tipos de arcadas dentárias, são adquiridas com díspares tamanhos e formatos de arcada, umas completas, outras sem apinhamentos e, por outro lado, outras com bastantes dentes ausentes ou apinhamentos. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a precisão e exatidão através da comparação do modelo de referência com os *scanners* intraorais de três fabricantes diferentes e compará-los ainda com as impressões convencionais.

Todo o processo tradicional de moldagem e confecção de modelos é frequentemente lento e afetado por erros. Apesar do processo tradicional de tirar impressões ser muito barato, é incomodativo para os pacientes e, segundo alguns autores, no presente estado da arte, é considerado arcaico. Através de dispositivos digitais, tal como os usados neste estudo, o dentista pode digitalizar os dentes *in vivo* e por sua vez criar diretamente o modelo virtual 3D da dentição. Isto permite ultrapassar uma série de passos que teriam de ser previamente realizados no consultório e pelo laboratório dentário (K. M. Lee, 2018; Treesh et al., 2018).

O primeiro passo deste estudo foi construir um modelo de referência, o que apresentou algumas dificuldades iniciais, essencialmente devido à quantidade e diversidade de materiais disponíveis, nomeadamente plásticos, metais, resinas, gessos, entre outros, todos eles com diferentes características e propriedades. Em estudos anteriores realizados *in vitro*, por Ender & Mehl (2013) e Mandelli et al. (2018) foram usados modelos metálicos similares a arcadas dentárias humanas, mas estes apresentaram problemas ao nível do excesso de reflexão da luz, da não mimetização das propriedades intraorais. No entanto, há que salientar que estes modelos são imutáveis e fiéis. Por sua vez os modelos de gesso utilizados por Mangano et al. (2016, 2020) e Mutwalli et al. (2018), apresentam inúmeros riscos ao nível da fratura, sofrem degradação e são suscetíveis à humidade a qual pode induzir alterações nas suas propriedades. Todavia estes modelos têm como vantagem o facto de nunca refletirem a luz. Por último, no caso dos modelos plásticos e resinosos, estes tanto podem refratar como refletir a luz. Contudo se bem escolhido o material, o índice de refração pode assemelhar-se ao dos tecidos dentários, e por essa razão não interferir nas propriedades óticas dos *scanners* (Anh et al., 2016; Patzelt et al., 2014; Zimmermann et al., 2020). Existem ainda autores, como Jacob et al. (2015), que para evitarem este erro usaram modelos formados por dentes humanos, crânios ou arcadas. Neste estudo, os modelos foram confeccionados com a resina *3D Printing UV*

*Sensitive Resin (ANYCUBIC, Shenzhen, China)*. Este material tem propriedades de ótima dureza, excelente resolução, pouca ou nenhuma reflexão da luz e um índice de refração similar ao esmalte dentário.

A utilização de *sprays* ou pós por alguns *scanners* intra e extraorais pretende alterar a opalescência e translucidez natural dos dentes, no entanto acaba por bloquear o brilho e influenciar o processo de digitalização. Existem então tanto vantagens como desvantagens, na utilização das mesos nomeadamente porque por um lado ajudam o *software* a agrupar e a conectar as diferentes imagens obtidas, mas por outro influenciam e potenciam erros inerentes à espessura e a uma má distribuição do pó (Ender & Mehl, 2013; Schaefer et al., 2014). No estudo atual, o fabricante do 3M True Definition da indicação para aplicar o pó de óxido de titânio. Para os restantes estudos não foi utilizada esta técnica.

Ainda relativamente a este estudo, encontram-se limitações à semelhança de outros estudos realizados *in-vitro*, nomeadamente a simulação das condições intraorais. Apesar destas, ao realizar o nosso estudo *in vitro*, tentamos assegurar que realizamos as digitalizações nas melhores circunstâncias, ou seja, sem interferências, como a presença de sangue, saliva e movimentos associados à musculatura intraoral. Para simular os baixos níveis de luz dentro da cavidade oral, as impressões foram realizadas dentro de uma caixa preta, com o propósito de reduzir a reflexão da luz sobre o modelo e simular as condições ideais propostas pelos fabricantes dos IOS. No estudo do H. N. Park et al. (2018), conceberam um simulador de ambiente intraoral em que havia o controlo da temperatura, da humidade e da iluminação, e avaliaram a precisão de dois *scanners* intraorais que foram introduzidos com o simulador, e concluíram que os fatores ambientais intraorais não eram suficientes para afetar a reprodutibilidade dos *scanners*.

A maioria dos estudos realiza comparações entre os desvios de digitalização, através de software de avaliação 3D que sobrepõem todos os dados digitais. Existem ainda estudos em que são realizadas medições do tamanho ou distância entre dentes, contudo caso sejam realizadas manualmente estão dependentes dos operadores e da falha humana. Neste estudo, ao usarmos cilindros como referência, e ao determinarmos sempre o ponto central das bases dos cilindros, pretendemos obter medições exatas das distâncias e precisas em todos os modelos.

Foram realizadas para cada amostra 10 leituras com cada *scanner* intraoral e definido um intervalo de confiança de 95% com uma margem de erro de 5%. Assim obtivemos um total de 30 impressões com os IOS e 5 com impressões convencionais com 5 leituras cada, o que é amplamente confirmado com outros estudos realizados por vários autores e definido como sendo suficiente para obter resultados estatísticos consistentes, e resultados clinicamente válidos podem ser obtidos com repetições de 5 a 10 (Kim et al., 2017; Mangano et al., 2020; Medina-Sotomayor et al., 2018; Serag et al., 2018).

O desvio padrão (SD) de cada *scanner* foi calculado para determinar a precisão. Assim sendo, aquando da análise em distância das seis medições horizontais, o *scanner* do modelo de referência apresentou uma média  $\pm$  SD de  $5,8 \pm 8,5\mu\text{m}$ , o i500 (Medit)  $38,2 \pm 15,8\mu\text{m}$ , o Trios 3 (3Shape)  $27,0 \pm 12,2\mu\text{m}$ , o 3M True Definition (3M ESPE)  $36,6 \pm 23,8\mu\text{m}$  e as impressões convencionais  $21,8 \pm 12,9\mu\text{m}$ . Constatou-se então que a maior ordem de precisão foi o *scanner* de referência, seguido das impressões convencionais, do Trios 3, do 3M True Definition e por último o Medit.

Por sua vez, o SD nas análises tridimensionais de alterações de volume, o *scanner* do modelo de referência apresentou  $81,2 \pm 25,8\mu\text{m}$ , o i500 (Medit)  $80,1 \pm 40,8\mu\text{m}$ , o Trios 3 (Shape)  $64,1 \pm 21,0\mu\text{m}$ , o 3M True Definition (3M ESPE)  $106,3 \pm 52,7\mu\text{m}$  e as impressões convencionais foram as com maior discrepância com  $199,9 \pm 137,9\mu\text{m}$ . A maior ordem de precisão foi com o Trios 3, seguido do Medit, o scan de referência, o 3M True Definition e por último as impressões convencionais.

Quanto à analisar a exatidão das distâncias das seis medições horizontais, o i500 (Medit) apresentou uma média de  $76,7 \pm 59,3\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,4565%), o Trios 3 (3Shape) com  $46,3 \pm 52,1\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,2756%), o 3M True Definition (3M ESPE) com  $91,7 \pm 70,1\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,3885%) e as impressões convencionais apresentam exatidão de  $49,7 \pm 54,6\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,5224%). Pelos resultados demonstrados, o *scanner* que apresenta resultados mais próximos dos reais, é o Trios 3, seguido das impressões convencionais, do Medit e por último o 3M True Definition.

Já nas análises tridimensionais de alterações do volume, o i500 (Medit) apresentou uma média de  $306,9 \pm 169,5\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,8303%), o Trios 3 (Shape)  $187,0 \pm 157,0\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,7825%), o 3M True Definition (3M ESPE) com  $207,0 \pm 172,0\mu\text{m}$  (erro relativo máximo de 0,7015%), e as impressões convencionais com

528,5 ± 382,6µm (erro relativo máximo de 1,6115%). A maior ordem de exatidão foi alcançada pelo Trios 3, seguido do 3M True Definition, do Medit, e por último as impressões convencionais.

Embora o *scanner* extraoral in EOS x5 (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha), segundo os fabricantes, apresenta uma precisão de 2,1µm, em contraste com a investigação realizada, após 5 impressões ao modelo de referência, concluímos que as medições de precisão no plano horizontal e de área foram inferiores às anunciadas pela marca com uma média ± SD, de 5,8 ± 8,5µm e 81,2 ± 25,8µm, respetivamente.

Em estudos anteriores, os autores Ender & Mehl (2013) e Mehl et al. (2009) verificaram que a impressão de um quadrante mostrou um erro (exatidão) menor ou igual a 40µm, enquanto que a digitalização do arco completo mostrou um erro máximo que podia ir até aos 170µm especialmente em áreas posteriores. Estes valores vão ao encontro dos valores obtidos na investigação realizada por nós, na qual encontramos um erro máximo de 161.8µm na utilização do scan intraoral 3M True Definition, e em todos os IOS existiram erros superiores posteriores na zona D1-D5 quando comprado com a zona D2-D4.

Por sua vez, no estudo de Andriessen et al. (2014), os resultados demonstraram erros de distância absoluta com variações de 2,2 a 287,5µm com o scanner da Cerec AC (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha), contudo no estudo de J. M. Park (2018), este autor ao utilizar o *scanner* i500 (Medit) encontrou resultados *in vitro* para dentes individuais de exatidão de 5.3 ± 0.34µm, e de precisão de 3.2 ± 0.49µm, por sua vez em *full arch* in vitro a exatidão foi 21.0 ± 1.48µm e a precisão foi de 22.6 ± 7.55µm, sendo resultados mais precisos e exatos que os demonstrados na realização deste estudo, com 38,2 ± 15,8µm e 76,7 ± 59,3µm, respetivamente.

H. N. Park et al. (2018) ao comparar os dados STL das impressões do modelo maxilar, verificou que os dados horizontais de todos os *scanners* intraorais estudados, mostraram erros inferiores a 90µm, exceto o iTero (97,4 ± 21,3µm). Estes dados quando comparados com o nosso estudo são superiores, pois obtivemos uma exatidão inferior e com um erro máximo de 161.8µm.

Patzelt et al. (2013, 2014) nos estudos efetuados, revelaram que a exatidão de quatro IOS, o CEREC AC Bluecam (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha), Lava Chairside Oral Scanner C.O.S (3M ESPE, St. Paul, EUA); iTero (Align Technology, San Jose, EUA) e

dZfx IntraScan (Zfx, Dachau, Alemanha) variavam entre 44,1 e 591,8 $\mu$ m para desdentados totais, e 38 e 332,9 $\mu$ m para arcadas completas. Concluíram que, em arcadas completas, com exceção de um dos scanners intraorais, o CEREC AC Bluecam (Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha), todos os outros sistemas testados apresentavam níveis adequados de exatidão, e que os IOS apresentavam maior erro em zonas edêntulas. Estas conclusões estão de acordo com os nossos resultados, na qual os IOS na zona D1-D2, ou seja, a desdentada, existe erros entre 5,7 e 105,4 $\mu$ m (sempre com expansão) em comparação com a zona D5-D4 com um erro entre 15,5 e 57,2 $\mu$ m (sempre com contração).

Noutros estudos com modelos *full arch*, foi relatado que a exatidão e a precisão das impressões convencionais, avaliadas a partir de modelos de gesso, eram de 20 a 55 $\mu$ m e de 13 a 61 $\mu$ m, respetivamente. Quando os modelos estavam completos, a exatidão e a precisão das impressões digitais obtidas utilizando um *scanner* intraoral eram de 40 a 59 $\mu$ m e de 31 a 60 $\mu$ m (Ender & Mehl, 2011; Ender & Mehl, 2013).

Os elastómeros são materiais de impressão considerados o *gold standard* para a *accuracy* de impressão protética fixa, de acordo com a ADA Specification No. 19, ISO 4823 *Fourth Edition* (2015), para o material de impressão com a consistência *putty*, este deve ser capaz de reproduzir detalhes tão finos como 75 $\mu$ m para ser considerado exato, por sua vez o *light* deve conseguir uma exatidão de 20 $\mu$ m, todavia após o vazamento a gesso, a exatidão passa a situar-se entre os 50 a 75 $\mu$ m. A metodologia de teste estabelecida pela ADA é igual à seguida neste estudo, visto que testa a exatidão linear nos materiais de impressão entre dois pontos fixos em duas dimensões.

Como podemos verificar, as medições *full arch* apresentam-se associadas a maiores desvios/erros, e os resultados demonstram que a exatidão e precisão dos *scanners* intraorais diminui no caso de arcadas dentárias mais longas. Este facto já tinha sido reportado por Fukazawa et al. (2017) e por Patzelt et al. (2014).

Nos sistemas digitais é necessária apurada técnica de digitalização, pois só assim é possível alcançar ótimos resultados. Desvios de 100 $\mu$ m ou mais em toda a arcada podem levar a erros que podem ser muito problemáticos no caso de grandes reabilitações orais. A literatura diz que para restaurações unitárias, bem como próteses fixas até quatro unidades, a técnica é confiável, e estas podem ser fabricadas a partir dos dados das impressões digitais, visto existir sucesso clínico demonstrado para restaurações deste tipo

(Brawek et al., 2013; Ender et al., 2016; Syrek et al., 2010). Por outro lado, Shim et al. (2015) relata que um espaço de cimento de 100  $\mu\text{m}$  ou menos é aceitável entre o dente e a restauração, não sendo causa para insucesso.

No entanto, nos tratamentos protéticos a precisão clinicamente aceitável das impressões varia de acordo com o tipo de prótese. A margem aceitável para coroas unitárias é descrita como 120  $\mu\text{m}$ , o que fornece uma boa *accuracy* e é aceitável ao nível do dente pilar (Almeida e Silva et al., 2014; Nawafleh et al., 2013; Svanborg et al., 2014).

Nos casos de próteses removíveis, há que considerar que existem limitações devido à incapacidade de alcançar imagens da compressão dos tecidos moles, criando impressões estáticas ao contrário das impressões funcionais, sendo por isto considerado o intervalo de tolerância mais amplo do que para coroas individuais. O valor de exatidão para a área de mucosa nas impressões digitais obtidas utilizando um *scanner* intraoral é segundo Hayama et al. (2018) de 54 a 180 $\mu\text{m}$ , e a precisão de 109 a 215 $\mu\text{m}$ , estes valores são inferiores à quantidade de deslocamento da mucosa causada pela pressão da base da dentadura, cerca de 1,3mm. Por outro lado, a crista óssea residual tem uma elasticidade viscosa e desloca-se ela própria sob pressão.

Com base nos resultados estatísticos, para as hipóteses 1 e 2, podemos rejeitar as hipóteses nulas, pois foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os resultados quer dos modelos digitais obtidos por *scanners* intraorais quer nos modelos digitais obtidos por moldagem quando comparados com o modelo de referência. Para a hipótese 1, o *scanner* intraoral i500 Medit, na medição da área A1, apresentou resultados estatisticamente significativos quando comparados com o modelo de referência, tal como na hipótese 2, as impressões convencionais apresentam resultados estatisticamente significativos na localização D1-D3 e na medição da área A3, com uma contração em todas as direções quando comparados com o modelo de referência. Para a hipótese 3, podemos aceitar a hipótese nula, pois existem diferenças dos valores de precisão e exatidão dos modelos digitais obtidos com os *scanners* intraorais avaliados e as impressões convencionais em relação ao modelo de referência.

O tempo imprescindível para completar uma digitalização *full arch* pode influenciar a escolha do clínico, e todos os *scanners* intraorais apresentaram baixos tempos de digitalização, com valores médios entre 1,58 e 4,28min/seg, quando comparados com as impressões convencionais que durou em média entre 7,29 e 8,24min/seg. Nestes valores

não se tendo contabilizou o tempo da execução da impressão nem o tempo de vazamento e preza do gesso, o que demonstra claramente uma vantagem e economia de tempo para o clínico e para o técnico de prótese dentaria. Diversos estudos concluíram que os IOS são significativamente mais rápidos em todos os cenários, apresentando inúmeros benefícios para a tecnologia CAD/CAM, e ao comparar os *scanners* com as impressões convencionais, as impressões da arcada completa são cerca de 13min mais rápidas (K. M. Lee, 2018; Patzelt et al., 2014; Treesh et al., 2018).

Neste estudo, a resolução dos sistemas de digitalização foi determinado através do número de triângulos, que por sua vez relatam a distância entre pontos, mas não foi encontrada correlação entre uma melhor exatidão e uma melhor precisão, nas leituras da arcada completa, sendo que os *scanners* de laboratório apresentam valores elevados e consequentemente os IOS apresentaram sempre um menor número de triângulos dos quais o Medit i500 apresentava o menor resultado, seguido do Trios 3 e por último o 3M True Definition, com o ficheiro mais pesado. Estes valores foram de acordo ao encontrado por Patzelt et al. (2014) e Pham e Ji (2000). Estes resultados são ainda coincidentes com o estudo de Medina-Sotomayor et al. (2018), onde foram realizadas 40 leituras com cada IOS, e com um total de quatro *scanners*, mas neste estudo o autor obteve dados ao dividir o número de pontos pela área total do modelo digital, e depois comparando com a *accuracy*, na qual não foi encontrada nenhuma correlação.

Devido a limitações de espaço, os IOS têm uma área de medição menor que os *scanners* extraorais, devido à existência de uma câmara pequena. Como resultado, vários conjuntos de dados digitais devem ser obtidos e combinados para capturar mais de dois a três dentes vizinhos quando se utilizam dispositivos de digitalização intraoral. Este processo, denominado *Matching/ Stitching*, introduz inevitavelmente um pequeno erro sistemático nos dados do sistema, no entanto as impressões convencionais do arco completo estão também sujeitas a maiores desvios do que as de um único dente. Por esta razão, o *scanner* 3M True Definition apresenta piores resultados, tal facto pode dever-se a que com este temos de fazer a impressão em três fases distintas, método *No Stitching*, e por outro lado porque existem mais sobreposições de dados, e consequentemente maiores erros (Fukazawa et al., 2017; Mutwalli et al., 2018; Rudolph et al., 2016).

Flügge et al. (2013) ao comparar impressões digitais intraorais e impressões extraorais, concluiu que os dados das digitalizações extraorais eram mais precisos que os dados

intraorais. Em estudos anteriores com *scanner* de vídeo intraoral, existem desvios inferiores ao de um *scanner* intraoral de imagem, todavia é menos exato e preciso que os *scanners* de laboratório (Jeong et al., 2016).

A qualidade dos tratamentos depende de todo o procedimento envolvido, desde a preparação dentária até à cimentação. Autores relatam que existem inúmeros fatores com um papel predominante na exatidão e precisão, incluindo na fase CAM, na qual existem erros térmicos causados pela expansão térmica ou contração da estrutura da máquina, ou das ferramentas de corte, erros de deflexão das ferramentas causados pelo desvio ou flexão das mesmas e em geral, as ferramentas estão sujeitas a desgaste (Abdel-Azim et al., 2015; Schmitz et al., 2008).

Com base neste estudo, os erros de alguns *scanners* intraorais são menores que os do modelo de gesso. Num cenário clínico, os *scanners* de laboratório medem os moldes trabalhados, portanto os erros dos materiais de impressão ou gesso não podem ser eliminados, e estão dependentes das moldeiras de impressão do material de impressão e do vazamento a gesso. Já os *scanners* intraorais, que não requerem a utilização de tais materiais, oferecem melhor veracidade e precisão, em comparação com procedimento semidigital, contudo existem erros relacionados com a própria tecnologia, com tremores da mão do operador durante o procedimento que contribui para as incertezas de medição e distorção das imagens capturadas, levando, em última análise, a erros nos conjuntos de dados de todos os *scanners* portáteis (Fukazawa et al., 2017; Mada et al., 2003).

A longevidade de restaurações CAD/CAM a longo prazo depende da adaptação marginal, visto que é um dos fatores de sucesso das mesmas, e em casos de má adaptação marginal, acaba por aumentar a probabilidade de adquirir placa bacteriana, cáries infiltradas e problemas periodontais. As restaurações que são confeccionadas por este método são principalmente usadas em dentes posteriores, mas Segundo Li et al. (2014) estes sistemas têm a capacidade de executar restaurações indiretas de forma rápida, simples e com aspeto natural em todos os dentes.

O investimento inicial destes sistemas é elevado e o mesmo tem de ser ponderado com base em valores tais como a precisão e exatidão, validade dos resultados, poupança de tempo da impressão, tempo de processamento dos dados, qualidade dos ficheiros STL, validação por parte dos pacientes e pelo laboratório, dimensões e ergonomia do *scanner* e a tecnologia ótica embutida no mesmo.

## VII. CONCLUSÕES

Por norma, os estudos *in vitro* apresentam melhores resultados que os *in vivo*. O nosso estudo foi realizado *in vitro*. Apesar das suas limitações, o mesmo permitiu-nos concluir os pontos abaixo apresentados:

Todos os *scanners* intraorais existentes no mercado referem erros de medições das arcadas completas, e estes ainda são demasiado elevados para permitir confecionar estruturas protéticas bem-adaptadas, e não podem substituir todo o tipo de impressões convencionais. Neste estudo, com exceção do scanner intraoral, o Trios 3, todos os outros sistemas testados mostraram níveis não adequados de precisão e exatidão, especialmente em relação aos valores recomendados para reprodução de uma arcada total. No entanto, seria bom que num futuro próximo ao invés dos *scanners* intraorais estarem somente indicados para restaurações unitária e pontes de pequenas dimensões, estes *scanners* adquirissem precisão e exatidão igual ou superior às impressões convencionais.

Os *scanners* intraorais usados neste estudo não apresentam resultados estatisticamente significativos entre os mesmos e o modelo de referência. Os maiores valores de erro foram encontrados com o i500 Medit e o 3M True Definition. O *scanner* Trios 3 foi aquele que obteve melhores resultados de *accuracy* quando comparado com os restantes sistemas e as impressões convencionais. Por outro lado, o scanner 3M True Definition apresentou os piores resultados de exatidão, com todo o tipo de registo de arcadas utilizados.

De acordo com diversos autores, os valores de referência para adaptação das restaurações aos dentes pilares são de 120µm. Os sistemas estudados que se situaram dentro destes limites foi o Trios 3 e as impressões convencionais. É relevante realizarem-se mais investigações de forma a avaliar a *accuracy* dos *scanners* intraorais, mas *in vivo*.

Os modelos obtidos a partir de moldagem convencional revelaram valores próximos aos estabelecidos pela *ADA Specification No. 19*, sendo mesmo mais precisos que os registados pelo *scanner* Trios 3.

Concluindo os sistemas digitais vs. convencionais aproximam-se muito próximos no que diz respeito à precisão e exatidão, no entanto os sistemas digitais apresentam-se com maiores vantagens na utilização clínica e laboratorial, embora não permitam trabalhar com todas as soluções protéticas.

Relativamente as limitações deste estudo, entendemos que em novos estudos seria importante melhorar os seguintes aspetos:

- Aumentar a amostragem de leituras com *scanners* intraorais;
- Utilizar mais materiais de impressão convencional;
- Realizar os estudos num simulador com características idênticas a cavidade oral ou realizar o mesmo *in vivo*.

## VIII. BIBLIOGRAFIA

- Abdel-Azim, T., Rogers, K., Elathamna, E., Zandinejad, A., Metz, M., & Morton, D. (2015). Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(4), 554–559. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.001>
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, *2014*. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, *27*(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/jopr.12527>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, *60*(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2016.01.003>
- Almeida e Silva, J. S., Erdelt, K., Edelhoff, D., Araújo, É., Stimmelmayer, M., Vieira, L. C. C., & Güth, J. F. (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clinical Oral Investigations*, *18*(2), 515–523. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0987-2>
- An, S., Kim, S., Choi, H., Lee, J. H., & Moon, H. S. (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1171–1175. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.024>
- Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., Van Der Meer, W. J., & Wismeijer, D. W. (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *111*(3), 186–194. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>
- Andonović, V. & Vrtanoski, G. (2010). Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. *Mechanical Engineering – Scientific Journal*; *29*: 31-39. <https://mesj.ukim.edu.mk/sites/default/files/Mech-Eng-29-1-2010.pdf#page=32>
- Anh, J. W., Park, J. M., Chun, Y. S., Kim, M., & Kim, M. (2016). A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: Effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean Journal of Orthodontics*, *46*(1), 3–12. <https://doi.org/10.4041/kjod.2016.46.1.3>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Phillip's science of dental materials. (Saunders, Ed.) (12th ed.). St. Louis, EUA
- Azari, A., & Nikzad, S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*, *15*(3), 216–225. doi:10.1108/13552540910961946
- Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health: JIOH*, *7*(4), 96–104. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4409808/>
- Buzayan, M., Baig, M. R., & Yunus, N. (2013). Evaluation of Accuracy of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental Implant Impressions Using Different Impression and Splinting Materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *28*(6), 1512–1520. doi:10.11607/jomi.2958
- Beaumont, A. J. (2002). Proper loading of impression tray minimizes inaccuracies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(1), 108. doi:10.1067/mpr.2002.127654
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for

- fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60318-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60318-2)
- Birnbaum, N.S. & Aaronson, H.B. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of continuing education in dentistry*, 29(8), 494-496). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18935788/>
- Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions, *Inside Dentistry*;5: 70-74. <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2009/04/3-dimensional-digital-scanners-a-high-tech-approach-to-more-accurate-dental-impressions>.
- Brawek, P. K., Wolfart, S., Endres, L., Kirsten, A., & Reich, S. (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations*, 17(9), 2119–2125. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0923-5>
- Burgess, J. O.; Lawson, N. C.; Robles, A. (2013). Comparing Digital and Conventional Impressions: Assessing the accuracy, efficiency, and value of today’s systems. *Inside Dent.*, [S.l.], v. 9, no. 11, Nov. 2013. <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2013/11/comparing-digital-and-conventional-impression-materials>
- Burzynski, J. A., Firestone, A. R., Beck, F. M., Fields, H. W., & Deguchi, T. (2018). Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(4), 534–541. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2017.08.017>
- Camardella, L. T., Kant, E., Rothier, C., Camardella, E. G., & Chaves, R. (2016). A utilização dos modelos digitais em Ortodontia The use of digital orthodontic models *Ortodivulgação*. 47(1), 75–82. <https://www.researchgate.net/publication/290602652>
- Cervino, G., Fiorillo, L., Herford, A. S., Laino, L., Troiano, G., Amoroso, G., Crimi, S., Matarese, M., D’Amico, C., Siniscalchi, E. N., & Cicciù, M. (2019). Alginate materials and dental impression technique: A current state of the art and application to dental practice. *Marine Drugs*, 17, 1–15. <https://doi.org/10.3390/md17010018>
- Chen, S. Y., Liang, W. M., & Chen, F. N. (2004). Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry*, 32(8), 603–609. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.04.002>
- Correia, A. R. M., Sampaio Fernandes, J. C. A., Cardoso, J. A. P., & Leal da Silva, C. F. C. (2006). CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Rev. Odontol. UNESP*, 35(2), 183–189. <https://www.revodontolunesp.com.br/article/588017d97f8c9d0a098b493c/pdf/rou-35-2-183.pdf>
- Daou, E. E. (2010). The elastomers for complete denture impression: A review of the literature. *Saudi Dental Journal*, 22(4), 153–160. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2010.07.005>
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Dehurtevent, M., Robberecht, L., & Béhin, P. (2015). Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.006>
- Ender A, Mehl A. (2011). Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *International journal of computerized dentistry* 14(1):11-21. <https://www.researchgate.net/publication/51205088>

- Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(2), 121–128. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
- Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(3), 313–320. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.011>
- Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., Macedo, A. P., de Mattos, M. da G. C., & Ribeiro, R. F. (2008). Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian Oral Research*, *22*(4), 293–298. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242008000400002>
- Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *144*(3), 471–478. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.04.017>
- Flügge, T., Att, W., Metzger, M., & Nelson, K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *The International Journal of Prosthodontics*, *29*(3), 277–283. <https://doi.org/10.11607/ijp.4417>
- Fukazawa, S., Odaira, C., & Kondo, H. (2017). Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *Journal of Prosthodontic Research*, *61*(4), 450–459. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2017.01.005>
- Galhano, G. A. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, *23*(6), 575–579. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31826b8043>
- Gan, N., Xiong, Y., & Jiao, T. (2016). Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues. *PLoS ONE*, *11*(7), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158800>
- Goodacre, C. J., Garbacea, A., Naylor, W. P., Daher, T., Marchack, C. B., & Lowry, J. (2012). CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *107*(1), 34–46. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60015-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60015-8)
- Goyal, G. (2014). History of Impressions, Impression Materials and Impression Techniques in Complete Dentures. *2*(2), 116–119. <http://jamdsr.com/pdf2b/HistoryofImpressionsImpressionMaterialsandImpressionTechniquesinCompleteDentures.pdf>
- Grünheid, T., McCarthy, S. D., & Larson, B. E. (2014). Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *146*(5), 673–682. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.07.023>
- Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, *17*(4), 1201–1208. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0795-0>
- Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics*, *20*(2), 153–160. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x>
- Hamid, A. A., Hassiny, H. A & Hassiny, A. A. (2019). Review of the Intraoral Scanners at IDS 2019. Institute of Digital Dentistry. <https://instituteofdigitaldentistry.com/ids-2019/review-of-the-intra-oral-scanners-at-ids-2019/>
- Hassiny, A. A. (2019). Medit i500 Review – the next big IOS?. Institute of Digital Dentistry. <https://instituteofdigitaldentistry.com/cad-cam/medit-i500-review/>
- Hayama, H., Fueki, K., Wadachi, J., & Wakabayashi, N. (2018). Trueness and precision

- of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(3), 347–352. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.01.003>
- Hollenbeck, K., Allin, T., & Poel, M. Van Der. (2012). Dental Lab 3D Scanners. *3Shape Technology Research*, 76(4), 133–137. <https://ww2.3shape.com/-/media/files/white-papers/dental-lab-3d-scanners---how-they-work-and-what-works-best.pdf>
- Imbery, T. A., Nehring, J., Janus, C., & Moon, P. C. (2010). Accuracy and dimensional stability of extended-pour and conventional alginate impression materials. *Journal of the American Dental Association*, 141(1), 32–39. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0018>
- ISO 5725-1:1994. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results part 1: general principles and definitions (1994). International Organization for Standardization
- Jacob, H. B., Wyatt, G. D., & Buschang, P. H. (2015). Reliability and validity of intraoral and extraoral scanners. *Progress in Orthodontics*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s40510-015-0108-7>
- Jeong, I. Do, Lee, J. J., Jeon, J. H., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2016). Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 755–759. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.007>
- Joda, T., & Brägger, U. (2016). Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clinical Oral Implants Research*, 27(12), e185–e189. <https://doi.org/10.1111/clr.12600>
- Kenyon, B. J., Hagge, M. S., Leknius, C., Daniels, W. C., & Weed, S. T. (2005). Dimensional accuracy of 7 die materials. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 25–31. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00007.x>
- Kim, J. E., Amelya, A., Shin, Y., & Shim, J. S. (2017). Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 755–761. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.016>
- Kotian, S., Patil, N.P., & Lekha, K. (2011). An In Vitro Study Of The Effects Of Disinfectants And Wetting Agent On The Wettability Of Addition Polymerised Silicone Impression Materials And Void Formation In Dies. <https://www.researchgate.net/publication/300004998>
- Kravitz, N. D., Groth, C., Jones, P. E., Graham, J. W., & Redmond, W. R. (2014). Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod*, 48(6):337-347. [https://www.researchgate.net/publication/264431581\\_Intraoral\\_digital\\_scanners](https://www.researchgate.net/publication/264431581_Intraoral_digital_scanners)
- Kulkarni, M. M., & Thombare, R. U. (2015). Dimensional changes of alginate dental impression materials-an invitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(8), ZC98–ZC102. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13627.6407>
- Lecocq, G. (2016). Intraoral digital scanner: selection and integration in clinics. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*, 19(4), 402. <https://doi.org/10.1051/odfen/2018115>
- Lee, K. M. (2018). Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis. *Progress in Orthodontics*, 19(1). <https://doi.org/10.1186/s40510-018-0205-5>
- Lee, S. J., Macarthur IV, R. X., & Gallucci, G. O. (2013). An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 420–423. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.012>
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and

- CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. doi:10.1016/j.jpor.2014.07.003
- Logozzo, S., Franceschini, G., Kilpelä, A., Caponi, M., Governi, L., & Blois, L. (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*, 5(1), 1–18. <http://ispub.com/IJMT/5/1/10082>
- Logozzo, Silvia, Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203–221. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
- Mada, S. K., Smith, M. L., Smith, L. N., & Midha, P. S. (2003). <title>Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition</title>. *Opto-Ireland 2002: Optical Metrology, Imaging, and Machine Vision*, 4877, 16–27. <https://doi.org/10.1117/12.463773>
- Mandelli, F., Gherlone, E. F., Keeling, A., Gastaldi, G., & Ferrari, M. (2018). Full-arch intraoral scanning: comparison of two different strategies and their accuracy. *Journal of Osseointegration*, 10(3), 65-74. <https://doi.org/10.23805/jo.2018.10.03.01>
- Mangano, F. G., Veronesi, G., Hauschild, U., Mijiritsk, E., & Mangano, C. (2016). Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLoS ONE*, 11(9), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163107>
- Mangano, F. G., Admakin, O., Bonacina, M., Lerner, H., Rutkunas, V. & Mangano, C. (2020). Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 20, 263. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01254-9>
- Mattos, M, Tiossi, R., Faria, A., Rodrigues, R. & Ribeiro, R. (2011). Moldagem em prótese parcial removível: modelos de estudo, de trabalho e funcional. Artmed Panamericana Editora LTDA. <https://www.researchgate.net/publication/237064166>
- McCabe, J. F. & Walls, A. W. G. (2008). *Applied Dental Materials*. Blackwell Publishing. (9th ed). Iowa, EUA.
- McCord, J. F. (2009). Contemporary techniques for denture fabrication. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 106–111. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00439.x>
- McLean, J. W., & Von Fraunhofer, J. A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131(3), 107–111. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4802708>
- Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardó, A., & Camps, I. (2018). Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(4), e361–e366. <https://doi.org/10.4317/jced.54670>
- Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W., & Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(1), 11–28. <https://doi.org/10.5167/uzh-18814>
- Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*, 47(4), 343–349. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a35524>
- Mutwalli, H., Braian, M., Mahmood, D., & Larsson, C. (2018). Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *International Journal of Dentistry*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/5189761>
- Nandini, V. V., Venkatesh, K. V., e Nair, K. C. (2008). Alginate impressions: A practical perspective. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 11(1), 37–41.

- <http://doi.org/10.4103/0972-0707.43416>.
- Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419–428. <https://doi.org/10.1111/jopr.12006>
- Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., Rydén, J., & Thor, A. (2018). Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of Dentistry*, 69, 110–118. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.12.006>
- Ng, J., Ruse, D., & Wyatt, C. (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 555–560. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.002>
- Park, H. N., Lim, Y. J., Yi, W. J., Han, J. S., & Lee, S. P. (2018). A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 58–64. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.1.58>
- Park, J. M. (2018). Accuracy comparison analysis on scan data of single tooth, quadrant, and full arch between two types of intraoral scanner, i500 and Trios 3". Yonsei University College of Dentistry
- Patzelt, S. B. M., Vonau, S., Stampf, S. & Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *The Journal of the American Dental Association*, 144(8), 914–920. doi:10.14219/jada.archive.2013.0209.
- Patzelt, S. B. M., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, 18(6), 1687–1694. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1132-y>
- Pham, D. T., & Ji, C. (2000). Design for stereolithography. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering*, 214(5), 635–640. <https://doi.org/10.1243/0954406001523650>
- Pinto de Carvalho, B. J. (2013). Medicina Dentária Digital- Presente e Futuro (Tese de Mestrado). Universidade Fernando Pessoa, Portugal.
- Polido, W. D. (2010). Digital impressions and handling of digital models: The future of dentistry. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15(5), 18–22. <https://doi.org/10.1590/S2176-94512010000500003>.
- Rangel, F. A., Chiu, Y. T., Maal, T. J. J., Bronkhorst, E. M., Bergé, S. J., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2016). Does powdering of the dentition increase the accuracy of fusing 3D stereophotographs and digital dental casts. *European Journal of Orthodontics*, 38(4), 440–445. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjw001>
- Rao, S., Chowdhary, R., & Mahoorkar, S. (2010). A systematic review of impression technique for conventional complete denture. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 10(2), 105–111. <https://doi.org/10.1007/s13191-010-0020-2>.
- Rastogi, N., Gaur, T., Kumar, M. & Kumar, A. (2018). Effects of three brands of commercially available topical surfactants on the surface hardness of dental stone produced from polyvinylsiloxane duplicating material. *Acta Biomedica Scientia*. 2018;5(1):1-5. [http://mcmed.us/downloads/15126443521-5\).pdf](http://mcmed.us/downloads/15126443521-5).pdf)
- Redmond, W.R., Vasudavan S., Sullivan S.R. e Sonis A.L. (2010). Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers. *Journal of Clinical Orthodontics*, 44, 495–497. [https://www.academia.edu/31741327/Comparison\\_of\\_intraoral\\_3D\\_scanning\\_and\\_conventional\\_impressions\\_for\\_fabrication\\_of\\_orthodontic\\_retainers](https://www.academia.edu/31741327/Comparison_of_intraoral_3D_scanning_and_conventional_impressions_for_fabrication_of_orthodontic_retainers)
- Reich, S., Vollborn, T., Mehl, A. & Zimmermann. (2013). M. Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent*. 2013;16(2):143-162.

- <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23930576/>
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., & Robinson, P. (2017). Review Article Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, 9. <https://doi.org/10.1155/2017/8427595>
- Rudolph, H., Salmen, H., Moldan, M., Kuhn, K., Sichwardt, V., Wöstmann, B., & Luthardt, R. G. (2016). Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 24(1), 85–94. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150266>
- Sakaguchi, R., Ferracane, J. & Powers, J. (2019). CRAIG'S RESTORATIVE DENTAL MATERIALS. ELSEVIER. (14th ed). Missouri, EUA.
- Schaefer, O., Decker, M., Wittstock, F., Kuepper, H., & Guentsch, A. (2014). Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *Journal of Dentistry*, 42(6), 677–683. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.016>
- Schoenbaum, T. R. (2010) Decoding CAD/CAM and digital impression units. *Dent Today* 29(2):140, 142, 144–145). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20196346/>
- Schmitz, T. L., Ziegert, J. C., Canning, J. S., & Zapata, R. (2008). Case study: A comparison of error sources in high-speed milling. *Precision Engineering*, 32(2), 126–133. <https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2007.06.001>
- Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1759–1764. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0864-4>
- Şeker, E., Ozcelik, T. B., Rathi, N., & Yilmaz, B. (2016). Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 47–51. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.006>
- Serag, M., Nassar, T. al, Avondoglio, D., & Weiner, S. (2018). A Comparative Study of the Accuracy of Dies Made from Digital Intraoral Scanning vs. Elastic Impressions: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 88–93. <https://doi.org/10.1111/jopr.12481>
- Sharma, S., Agarwal, S., Sharma, D., Kumar, S., & Glodha, N. (2014). Impression; Digital vs. Conventional: A Review. *Annals of Dental Specialty*, 2(1), 9–10. <https://annalsofdentalspecialty.net.in/storage/models/article/6aN5VHz0kb8QnIYKN1d5ByMybXWCohzNEknqurWdMwp9FTXBGGcTKCAhKF4S/impression-digital-vs-conventional-a-review.pdf>
- Shen, J. & Koamac, T. (2014). *Advanced Ceramics for Dentistry*. Butterworth-Heinemann. ELSEVIER. (1st ed). Missouri, EUA.
- Shim, J. S., Lee, J. S., Lee, J. Y., Choi, Y. J., Shin, S. W., & Ryu, J. J. (2015). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Science*, 23(5), 515–522. doi:10.1590/1678-775720150081
- Sim, J. Y., Jang, Y., Kim, W. C., Kim, H. Y., Lee, D. H., & Kim, J. H. (2019). Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(1), 25–30. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.02.002>
- Surapaneni, H., Samatha, P., Shankar, R., & Attili, S. (2013). Polyvinylsiloxanes in Dentistry : An Overview Polyvinylsiloxanes in Dentistry : An Overview. *August. Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 27(3):115 - 123. <https://www.researchgate.net/publication/258012300>
- Svanborg, P., Skjerven, H., Carlsson, P., Eliasson, A., Karlsson, S., & Örtorp, A. (2014).

- Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *International Journal of Dentistry*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/534382>
- Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., & Brodesser, J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, 38(7), 553–559. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.03.015>
- Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., & Duret, F. (2015). Understanding dental CAD/ CAM for restorations – accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(4), 343–367. <https://www.researchgate.net/publication/273112858>
- Tavares, J. P. C. G. (2014). Precisão dos Materiais de Impressão em Reabilitação Oral (Tese de Mestrado). Instituto Superior de Ciências Da Saúde Norte. Portugal.
- Ting-shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313–321. <https://doi.org/10.1111/jopr.12218>
- Torabi, K., Farjood, E., & Hamedani, S. (2015). Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics. *Journal of Dentistry*, 16(1), 1–9. <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4345107>
- Treesh, J. C., Liacouras, P. C., Taft, R. M., Brooks, D. I., Raiciulescu, S., Ellert, D. O., Grant, G. T., & Ye, L. (2018). Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *Journal of P. Dentistry*, 120(3), 382–388. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.005>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Vasudavan, S., Sullivan, S. R., & Sonis, A. L. (2010). Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 44(8), 495–497. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21105587/>
- Vera, V., Corchado, E., Redondo, R., Sedano, J., & García, Á. E. (2013). Applying soft computing techniques to optimise a dental milling process. *Neurocomputing*, 109, 94–104. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2012.04.033>
- Watanabe-Kanno, G. A., Abrão, J., Miasiro, H. M., Sánchez-Ayala, A., & Lagravère, M. O. (2009). Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Cecile3 digital models. *Brazilian Oral Research*, 23(3), 288–295. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242009000300011>
- Yamamoto, M., Kataoka, Y., & Manabe, A. (2017). Comparison of digital intraoral scanners by single-image capture system and full-color movie system. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28(3), 305–314. <https://doi.org/10.3233/BME-171676>
- Yang, X., Lv, P., Liu, Y., Si, W., & Feng, H. (2015). Accuracy of digital impressions and fitness of single crowns based on digital impressions. *Materials*, 8(7), 3945–3957. <https://doi.org/10.3390/ma8073945>
- Yilmaz, B., Azak, A. N., Alp, G., & Ekşi, H. (2017). Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 140–143. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.016>
- Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-10>
- Zimmermann, M., Ender, A., & Mehl, A. (2020). Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *Journal of the American Dental Association*, 151(2), 127–135. <https://doi.org/10.1016/j.adaj.2019.10.022>

## IX. ANEXOS

---

### Master thesis

3 mensagens

---

**Viriato Dias** <diasviriato1111@gmail.com>  
Para: drlecocq@gmail.com

30 de agosto de 2020 às 21:12

Hi Dr Lecocq;  
My name is Viriato Dias and I'm in the last year of the dental course.  
I read your article with the name "Intraoral digital scanner: selection and integration in clinics" and wanted to ask if I could use your images in my master thesis?

Thank you very much  
Viriato Dias

---

**Dr LECOCQ Guillaume** <drlecocq@gmail.com>  
Para: Viriato Dias <diasviriato1111@gmail.com>

31 de agosto de 2020 às 18:10

Sure you can.  
Please just note the reference of my article for each pictures.

If you need them in better quality, feel free to ask.

Best regards  
Dr Lecocq

