



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aion Mangino Messias

Influência de técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento na exatidão tridimensional de modelos

Araraquara
2019



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aion Mangino Messias

Influência de técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento na exatidão tridimensional de modelos

Tese apresentada ao programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Mauricio dos Santos Nunes Reis

Araraquara
2019

Messias, Aion Mangino

Influência de técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento na exatidão tridimensional de modelos / Aion Mangino Messias. --

Araraquara: [s.n.], 2019

90 f.; 30 cm.

Tese (Doutorado em Reabilitação oral) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

1. Materiais para moldagem odontológica 2. Técnica de moldagem odontológica 3. Imagem tridimensional I. Título

Aion Mangino Messias

Influência de técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento
na exatidão tridimensional de modelos

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de doutor em Reabilitação Oral

Presidente e orientador: **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**

2º examinador: **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior**

3º examinador: **Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho**

4º examinador: **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**

5º examinador: **Prof. Dr. Dimorvan Bordin**

Araraquara, 02 de Agosto de 2019.

DADOS CURRICULARES

Aion Mangino Messias

NASCIMENTO: 09/09/1990 - São Carlos - SP

FILIAÇÃO: José Francisco Messias

Rosecler Aparecida Mangino Messias

2008 - 2012: Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

2010 - 2011: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Odontologia Restauradora (FAPESP/IC: 2010/08998-2)

2011 - 2012: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese (FAPESP/IC: 2011/19314-2)

2013 - 2015: Mestrado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP (FAPESP/MS: 2013/23603-2)

2015 - 2019: Doutorado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP (FAPESP/DR: 2015/12387-2)

2018 - 2019: Doutorado Sanduíche na “Alma Mater Studiorum - Università di Bologna” - UNIBO (Itália) (CAPES/DS: 88881.189034/2018-01)

Dedico este trabalho aos meus pais, **José Francisco Messias e Rosecler Aparecida Mangino Messias**, exemplos de pessoas, de caráter e boa índole, por terem proporcionado o suporte necessário para que eu pudesse vencer mais esta etapa da vida e por acreditarem e permitirem que meus sonhos se realizassem, minha sincera gratidão a vocês.

Aos meus irmãos, **Tobias Augusto Mangino Messias e Caique Mangino Messias**, por sempre estarem ao meu lado acreditando no meu potencial e torcendo por meu sucesso.

Aos meus familiares que de alguma forma contribuíram para o sucesso deste trabalho motivando-me sempre a continuar seguindo meus objetivos.

A todos que fizeram de alguma forma, parte de minha formação, com grandes técnicas ou mesmo pequenos conselhos, saibam que estarão guardados sempre em meus pensamentos.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a **Deus** por iluminar meus caminhos nos momentos de maiores incertezas, inseguranças e dificuldades, tornando-os ínfimos obstáculos frente sua magnitude.

Aos meus pais, **José Francisco Messias** e **Rosecler Aparecida Mangino Messias** que estiveram sempre presentes na minha formação tanto profissional quanto pessoal ajudando-me em quaisquer circunstâncias que necessitasse, tornando este sonho em realidade, me acompanharam e incentivaram em todos os momentos de maiores dificuldades.

Estimado professor e amigo, é com muita admiração e carinho que gostaria de expressar meu agradecimento por tudo que você fez, Professor Dr. **José Maurício dos Santos Nunes Reis**, há pessoas que marcam a nossa vida, que despertam algo especial em nós, que abrem nossos olhos de modo irreversível e transformam a nossa maneira de ver o mundo. Você foi uma dessas pessoas! Os seus ensinamentos foram muito além dos conteúdos do currículo. Tive aprendizados importantes para a vida. A sua missão vai muito além da missão de um professor, você é um verdadeiro mestre. Você soube despertar a minha admiração de um modo único, e se tornou uma inspiração para nós. Muito obrigado pela sua dedicação, paciência e carinho.. A você, toda a minha gratidão e carinho!

Ao Professor Dr. **Filipe de Oliveira Abi-Rached**, grande amigo e ser humano digno de feitos exemplares, pela paciência e disposição em todos os momentos dispensados a mim durante a realização deste sonho.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”** representada pela diretora, Profa. Dra. Elaine

Maria Sgavioli Massucato, por minha formação profissional e oportunidade da realização deste trabalho.

Ao **Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral**, Área de Prótese, na pessoa de sua coordenadora, Profa. Dra. Ana Claudia Pavarina e de sua vice-coordenadora, Profa. Dra. Daniela Aparecida de Godoi Gonçalves, pela conclusão do curso de Pós-Graduação em nível de Doutorado.

Aos funcionários e docentes do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** na pessoa de seu chefe Prof. **João Neudenir Arioli Filho** e de seu vice-chefe, Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior, pela amizade, compreensão, incentivo e ensinamentos.

À **Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Aos Professores Drs. **José Cláudio Martins Segalla, Ligia Pereira Antunes Pinelli, Filipe de Oliveira Abi-Rached e José Maurício dos Santos Nunes Reis** pela receptividade e convívio durante a realização do meu estágio de docência na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes.

Aos **funcionários da Biblioteca e da seção de Pós-Graduação**, pela amizade, receptividade, orientação e disponibilidade com que sempre me atenderam.

A todos os demais professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela amizade, atenção, acolhimento e contribuição para minha formação profissional e moral.

À CAPES: o presente trabalho foi realizado com o apoio da **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001** (processo CAPES/DS: 88881.189034/2018-01).

À FAPESP - Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (Processo nº 2015/12387-2 e 2016/17610-4) pelo apoio financeiro essencial para realização dessa pesquisa.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

“Que nada nos limite, que nada nos defina, que nada nos sujeite. Que a liberdade seja nossa própria substância, já que viver é ser livre.”

Simone de Beauvoir *

Messias AM. Influência de técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento na exatidão tridimensional de modelos [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

RESUMO

Este estudo analisou a exatidão de modelos totais de gesso, obtidos a partir de diferentes técnicas e materiais de moldagem, tempos e materiais de vazamento, levando em consideração as mensurações de área, volume e angulação nos eixos X, Y e Z de pontos de referência específicos em modelo mestre (baseline), moldes e, por posteriormente, em modelos de gesso de cada condição experimental. Foi utilizado um modelo mestre com preparos nos dentes 14, 16, 21 e 25, com demarcações pontuais em suas superfícies oclusais, que funcionavam como pontos de referência. Realizaram-se três técnicas de moldagem: (T1) mistura simultânea, (T2) reembasamento – alívio com filme de PVC e (T3) moldagem digital (escâner intra-oral) – Cerec Conect Omnicam (Sirona). Para cada técnica de moldagem/tempo de vazamento foram obtidos 8 moldes totais, por único operador calibrado (ICC=0,99), com moldeira metálica de estoque e silicone de condensação (Speedex; Coltène/Whaledent Inc.) ou adição (Express XT; 3M ESPE). Os vazamentos foram realizados com gessos tipo IV convencional (GC Fuji Rock EP - GC America) e de expansão nula (Zero Stone - Dentona AG). Nos moldes com silicone de condensação o gesso foi vazado após 30 minutos, 3 ou 7 dias. Nos moldes em silicone de adição os modelos foram obtidos após 2 horas, 3, 7 ou 15 dias. Para a análise tridimensional, utilizou-se software para gerenciamento de imagens e análise das malhas tridimensionais (Rhinceros - versão 5.3.2) obtidas com escâner óptico de bancada (R700 - 3ShapeA/S) a partir dos moldes e modelos de T1 e T2, bem como das imagens digitais adquiridas a partir de T3. Verificou-se os resultados quanto ao número amostral com poder estatisticamente significativo, distribuição dos dados amostrais e homocedasticidade. Em seguida, métodos estatísticos foram empregados (Análise de Variância a três critérios e teste post-hoc de Tukey HSD) para avaliar a influência das variáveis independentes do estudo, com nível de significância de 5,0 %. De maneira geral, assim como para os moldes, a maioria absoluta das comparações dos resultados dos modelos não apresentaram resultados diferentes entre si. Conclui-se que não houve diferença entre os grupos experimentais e baseline, para a exatidão dos moldes e modelos obtidos, independentemente da técnica de moldagem, tempo e gesso de vazamento utilizados.

Palavras-chave: Materiais para moldagem odontológica. Técnica de moldagem odontológica. Imagem tridimensional.

Messias AM. Influence of impression techniques and impression materials, pouring time and casting materials in three-dimensional accuracy of gypsum casts [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

ABSTRACT

This study analyzed the accuracy of total gypsum casts obtained from different casting techniques and materials, casting times and materials, taking into account the measurements of area, volume and angulation in the X, Y and Z axes of reference points specific master model (baseline), in the impression and, later, in the gypsum casts of each experimental condition. A master model was used with teeth 14, 16, 21 and 25, with punctual demarcations on its occlusal surfaces, which functioned as reference points. Three impression techniques were performed: (T1) simultaneous mixing, (T2) relining-relief with PVC film and (T3) chairside digital impression - Cerec Conect Omnicam (Sirona). For each impression technique / casting time, 8 total impression were obtained by single calibrated operator (ICC = 0.99), with metal stock tray and condensation silicone (Speedex; Coltène / Whaledent Inc.) or addition (Express XT 3M ESPE). The gypsum casts pouring process were performed with type IV conventional gypsum (GC Fuji Rock EP - GC America) and zero expansion one (Zero Stone - Dentona AG). For impressions with condensation silicone the cast was poured after 30 minutes, 3 or 7 days. For the addition silicone impressions, the gypsum casts were obtained after 2 hours, 3, 7 or 15 days. For the three-dimensional analysis, a software was used to manage three-dimensional images (Rhinoceros - version 5.3.2) allowing the investigation of virtual images (three-dimensional meshes) made with an optical laboratorial digitizer (R700 - 3Shape A/S) of the impressions and gypsum casts from T1 and T2, as well as, digital images acquired from T3. It were verified the results regarding the sample number with statistically significant power, distribution of the sample data and homoscedasticity. Afterwards, statistical methods were used (ANOVA 3-way and post hoc Tukey HSD) to evaluate the influence of the independent variables of the study, with significance level of 5.0%. Overall, as for the impressions results, the majority of the comparisons from the gypsum casts results did not present statistics differences between them. It is concluded that there is no difference between the experimental and baseline groups, for the precision of the impressions and gypsum casts obtained, regardless the impression technique, pouring time and type of gypsum stone used.

Keywords: Dental impression materials. Dental impression technique. Imaging three-dimensional

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 PROPOSIÇÃO	17
2.1 Geral	17
2.2 Específica.....	17
3 REVISÃO DA LITERATURA	18
4 MATERIAL E MÉTODO	39
4.1 Confeção do Modelo Mestre	39
4.2 Material de Moldagem	41
4.3 Descrição das Técnicas de Moldagem.....	42
4.4 Obtenção dos Moldes e Modelos	45
4.5 Análise Dimensional por Análise de Imagens Digitalizadas....	45
4.6 Delineamento Estatístico.....	50
5 RESULTADOS	52
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÕES	81
REFERÊNCIAS	82

1 INTRODUÇÃO

O sucesso e a longevidade das próteses fixas estão relacionados à sua adequada e precisa adaptação marginal, a qual depende da qualidade da técnica de moldagem, do molde e modelo obtidos. O objetivo geral de uma moldagem dental é reproduzir em negativo uma réplica exata, em três dimensões, dos tecidos duros e moles da cavidade bucal¹.

Uma das propriedades mais buscadas nos materiais de moldagem é a exatidão, tanto em relação à estabilidade dimensional, quanto em relação à reprodução de detalhes. A reprodução de detalhes refinados da área moldada depende dos parâmetros de fluidez/escoamento do material, tais como viscosidade, pseudoplasticidade e molhamento². Já a transferência das dimensões da forma original é influenciada por eventos ocorridos durante a reação de polimerização do material de moldagem, remoção do molde da cavidade bucal³ e período de vazamento do gesso. Além disso, propriedades como contração de polimerização, contração térmica, bem como recuperação elástica são de suma importância para a adequada precisão e estabilidade dimensional⁴. A qualidade do molde, por sua vez, é influenciada por fatores como técnica de moldagem e sua correta aplicação, a combinação entre moldeira e material utilizado, condições locais na cavidade oral (condição periodontal e localização do término do preparo) e, finalmente, as propriedades físico-químicas e mecânicas dos materiais⁵⁻⁹.

A estabilidade dimensional nos moldes com elastômeros é influenciada pela contração de polimerização, subprodutos das reações químicas, alterações térmicas e incompleta recuperação elástica^{10,11}, enquanto que fatores como a desinfecção¹², tempo de vazamento¹³ e técnica de moldagem^{9,14,15} influenciam sua precisão e exatidão.

Uma variedade de materiais de moldagem existe atualmente; a maioria dos quais originados em campos não relacionados à Odontologia. Um desses grupos é composto pelos materiais não aquosos elastoméricos, ou elastômeros, que foram desenvolvidos como alternativa aos produtos naturais de borracha durante a Segunda Guerra Mundial. Estes materiais têm desde então sido modificados química e fisicamente para utilização em Odontologia. Inicialmente, esse grupo era composto exclusivamente pelos polissulfetos. Subsequentemente, os silicones de

condensação foram desenvolvidos e, posteriormente, os poliéteres e silicones polimerizados por reação de adição, ou polivinilsiloxanos¹⁶⁻¹⁸. Esses materiais de moldagem podem ser utilizados em situações clínicas variadas, que exijam excelente reprodução de detalhes^{19,20}. Por possuírem propriedades físicas, químicas e biológicas mais próximas do ideal, como estabilidade dimensional, precisão, hidrofília/hidrofobia e facilidade de manipulação, os elastômeros não aquosos são os materiais mais utilizados em moldagens²⁰⁻²³.

Os materiais de moldagem à base de silicone normalmente são utilizados nas técnicas: A) mistura simultânea, em que os materiais denso e fluido são misturados simultaneamente^{20,24,25}. A moldeira é preenchida com material denso, ao mesmo tempo em que a seringa é carregada com material fluido. Este, por sua vez, é injetado na região de interesse e sobre o material denso já inserido na moldeira, para posterior posicionamento na cavidade bucal. Ambos os materiais, denso e fluido, se polimerizam simultaneamente^{19,26}; B) reembasamento, no qual o material denso é manipulado, inserido na moldeira e levado à cavidade oral para obtenção de um molde preliminar, constituindo desta forma uma “moldeira individual”. O espaço para o material fluido pode ser obtido por meio de diferentes técnicas de alívio^{20,24,27,28}. Logo após a manipulação do material fluido, o mesmo deve ser colocado sobre o denso, já previamente aliviado, e o conjunto é levado à cavidade bucal do paciente para a moldagem final. A exatidão dessas técnicas de moldagem é bastante discutida na literatura^{1,16,18,22,25,29-35}, porém sem demonstrar até o presente momento uma única técnica incontestavelmente aceita.

Materiais de moldagem e aparelhos utilizados na cavidade bucal, tais como os moldes odontológicos podem ser potenciais fontes de transmissão de infecções. Uma vez que todos os passos do processo de confecção de uma prótese exata devem ser executados com excelente precisão e como a moldagem está entre uma das fases mais importantes desse procedimento, o processo de controle da infecção deve ser realizado de tal forma que os materiais de moldagem não sofram alterações dimensionais^{36, 37}. A maneira de verter o gesso sobre os moldes e o tempo decorrido para esta etapa, são fatores importantes na estabilidade dimensional do modelo de gesso resultante. Em vista disto, o material pode ser deixado sem vazamento por um período de tempo conforme especificado pelo fabricante³⁸⁻⁴². Os materiais odontológicos estão em constante modificação composicional, por consequência, com alterações em suas propriedades e em seu

comportamento na clínica diária. Os silicones de condensação, muito utilizados por uma boa relação custo-benefício, são um exemplo de melhora em suas propriedades e portanto, nos permitindo um amplo e maleável período de vazamento sem prejuízos à estabilidade do molde obtido como sugerem os fabricantes, podendo chegar em até 7 dias de espera⁴³.

Em relação à precisão e estabilidade dimensional, os materiais elastoméricos são superiores aos hidrocolóides⁴⁴. No que diz respeito aos silicones de condensação, o tempo médio de vazamento é de cerca de 30 minutos, enquanto as novas formulações intituladas como C-silicone premium (por exemplo Speedex; Coltène) permitem, segundo o fabricante, um tempo de vazamento de até 7 dias e alta estabilidade dimensional como silicones de qualidade A (polimerizados por adição). Porém, amplamente escassos são os materiais polimerizados por condensação que possuem esta recomendação, bem como igualmente raros são os trabalhos que avaliem essa característica.

Ademais, apesar do avanço tecnológico e do domínio na técnica de desenho e fresagem nos sistemas assistidos por computador (CAD/CAM), bem como o surgimento e evolução das técnicas de captura de imagens tridimensionais intrabucais, o processo de moldagem/modelagem convencional ainda possui papel fundamental na transferência de informações aos laboratórios especializados durante a confecção dos mais variados tipos de prótese³⁴.

As tecnologias CAD/CAM foram desenvolvidas como alternativa ao método de fundição convencional, com o objetivo de produzir restaurações dentárias de forma padronizada, reproduzível e eficaz. O sistema CAD/CAM se sobrepõe à diminuição das etapas manuais laboratoriais do técnico em prótese em relação às restaurações metalocerâmicas e restaurações cerâmicas por meio das técnicas de moldagem/modelagem convencionais que dependem única e exclusivamente da sua capacidade. Essa compensação é feita no próprio sistema CAD/CAM, diferentemente do que ocorre nos procedimentos convencionais que são influenciados diretamente pelo técnico em prótese, pela expansão do gesso^{45,46}, do revestimento e pela contração de fundição/ sinterização; variáveis mais controladas com os frames ou blocos para CAD/CAM⁴⁷.

Além disso, a utilização de desenho e fresagem assistidos por computador tem permitido a produção de restaurações de qualidade superior^{48,49}, chegando a níveis médios de desajuste marginal cervical na ordem de 23-110 μm ⁵⁰⁻⁵⁹, apesar de

muitos autores ainda aceitarem o limite máximo de 120 µm de desajuste marginal cervical^{1,55,57,59}. A exatidão de materiais e técnicas de moldagem tem sido amplamente avaliada por análises bidimensionais^{31,60}, o que limita ou até mesmo impossibilita uma incontestável fidedignidade dos dados obtidos, levando em consideração o caráter tridimensional das regiões de análise. Assim, análises tridimensionais são de extrema relevância para a avaliação da exatidão das variáveis envolvidas no processo moldagem/modelagem, complementando resultados bidimensionais⁶¹.

A odontologia restauradora contemporânea tem utilizado o método de moldagem digital, por meio de escâner intraoral, como uma melhora disponível na clínica diária, especialmente no que diz respeito ao tempo dispensado para a realização de procedimentos, além de diminuir trabalhos laboratoriais manuais que dependem exclusivamente da habilidade dos técnicos em prótese, ou seja, direcionando a Odontologia à uma nova era⁶²⁻⁶⁸; onde a padronização e excelência podem ser obtidas quando alia-se tecnologias disponíveis no mercado com o esmero nos procedimentos clínicos baseados em evidências científicas. Ao contrário dos métodos de moldagem convencionais, a moldagem digital intraoral não requer vazamento do modelo. Um modelo de gesso não é necessário, mas pode ser produzido por prototipagem rápida e tecnologia de impressão 3D⁶⁹. Além disso, malhas de digitalização precisas são desejadas no panorama atual, em que moldagens digitais são verdadeiramente incorporadas nas clínicas diárias para alcançar a excelência em restaurações indiretas, baseando-se nos conceitos de precisão e exatidão (ISO 5725-1)⁷⁰.

Para a aquisição de imagens digitais de dentes, diferentes procedimentos têm sido descritos: digitalização de modelos de gesso^{63,70-73}, digitalização de moldes^{67,74}, e moldagem digitais intraorais^{74,75}. A exatidão dos diferentes métodos de aquisição de imagem e sistemas tem sido examinados com modelos de referência extraorais^{72,73,76-79}. Além de métodos por sondagem, em que a posição da sonda em termos de seu deslocamentos segue um sistema de coordenadas cartesianas (eixos X, Y e Z), métodos de escaneamento são usados em muitos equipamentos permitindo que a angulação seja controlada e as mensurações de superfície sejam realizadas⁶²; tornando válida e oportuna a avaliação entre diferentes tipos de escâneres.

A hipótese nula do presente estudo é que os fatores técnica e material de moldagem, tempo e material de vazamento, bem como o tipo de escâner utilizados não irão influenciar a exatidão tridimensional de modelos totais de gesso, levando em consideração as mensurações de área, volume e anulação nos eixos X, Y e Z de pontos de referência específicos do modelo mestre, nos moldes e, posteriormente, nos modelos de gesso de cada condição experimental.

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo divide-se em objetivos geral e específicos, dos quais estão expressos abaixo:

2.1 Geral

Avaliar in vitro a exatidão de modelos totais de gesso obtidos a partir de diferentes técnicas e materiais de moldagem, em diferentes tempos e materiais de vazamento, por meio das mensurações de área, volume e angulação nos eixos X, Y e Z, a partir de pontos de referência específicos no modelo mestre, moldes e, posteriormente, nos modelos de gesso de cada condição experimental.

2.2 Específica

- Avaliar a exatidão tridimensional de moldes e modelos totais de gesso por meio de os modelos virtuais obtidos com moldagem digital (escaneamento);
- Avaliar a exatidão tridimensional de moldes e modelos totais de gesso obtidos a partir de diferentes materiais e técnicas de moldagem.
- Avaliar a exatidão tridimensional de moldes e modelos totais de gesso em diferentes tempos e materiais de vazamento.
- Avaliar se há diferenças entre os arquivos digitais obtidos por meio de dois escâneres distintos (um intraoral e outro de bancada), por meio de mensurações de área, volume e angulação nos eixos X, Y e Z, dos elementos dentais de interesse para o estudo.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Segundo Morford et al.¹⁷, em 1986, o silicone de adição é considerado mais estável e preciso do qualquer outro material de moldagem à base de borracha. Sua experiência clínica demonstrou que as bolhas podem ocorrer em moldes como resultado da produção e liberação de hidrogênio livre durante a polimerização. Essas cavidades podem ter tamanho e quantidade suficiente para produzir rugosidade na superfície, o que pode comprometer a precisão do modelo de gesso, afetando assim a precisão da resultante prótese fixa. O objetivo deste estudo foi investigar dois métodos de suprimir os efeitos da liberação de livre hidrogênio a partir de polivinilsiloxano e examinar a precisão, reprodutibilidade, e condição da superfície de modelos de gesso. Os resultados mostraram que a utilização de espatulação a vácuo em moldagens de polivinilsiloxano antes de verter o gesso sobre o molde produziu resultados satisfatórios.

Schelb et al.⁴⁶, em 1987, avaliaram a compatibilidade de cinco materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano com 10 tipos de gesso tipo IV. Certos materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano e gessos dentais específicos reproduziam uma linha ampla de 20 µm entre si. Os materiais de moldagem avaliados demonstraram maior compatibilidade quando associados com gesso odontológicos tipo pedra modificado. Antes de utilizar determinado gesso com um material de moldagem, a sua compatibilidade deve ser determinada. A exigência de que os fabricantes de materiais de moldagem identifiquem um ou mais tipos de gesso, compatíveis com os seus produtos, seria benéfica. Outros fatores que devem ser considerados na avaliação da compatibilidade são cor da superfície, rugosidade, e espaços vazios/bolhas.

Winston et al.⁸⁰, em 1992, avaliaram que os materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano tem demonstrado excelentes propriedades, no entanto, eles são sensíveis à manipulação. Vários métodos de utilização desses materiais de alta viscosidade (“denso”) para compor as moldeiras na obtenção de quantidades uniformes durante a impressão são descritos, e suas desvantagens são apontadas. Recomenda-se que para obter os melhores resultados, deve-se utilizar moldeiras individuais de resina acrílica. Ressalta-se que há interação do polivinilsiloxano com produtos do látex e os problemas que essa inibição pode causar são demonstrados. Sugestões para evitar essa interação são delineadas, como uso de luvas de vinil.

Segundo Saunders et al.³³, em 1992, examinaram a precisão dos modelos de gesso produzidos a partir de moldagens realizadas com moldeiras de estoque de policarbonato, algumas das quais tinham sido reforçadas com resina quimicamente ativada de polimetilmetacrilato. Além disso, quatro moldeiras individuais foram feitas. Moldagens de um modelo mestre acrílico do arco mandibular em que dois preparos para coroas totais e um preparo coronário para inlay foram efetuados e moldados utilizando material polivinilsiloxano de média viscosidade. Cada preparo possuía um ponto com uma referência para mensurações posteriores. Cinco impressões foram tomadas para cada tipo de moldeira e estes foram vazados em gesso-pedra após 24 h. As distâncias entre os pontos foram mensuradas com um microscópio reflex e as médias determinadas para cada tipo de moldeira. A análise estatística mostrou que, com as moldeiras metálicas, não houve diferenças significativas entre qualquer um dos preparos, ou entre eles e o modelo de acrílico, para qualquer uma das três distâncias. Quando os resultados foram analisados a partir das moldeiras individuais houve diferenças estatísticas significativas entre o modelo de acrílico e o de gesso nas moldeiras não perfuradas, sem “stop” e entre a moldeira não perfurada, sem “stop” e a perfurada com “stop” para a distância AB. Não houve outras diferenças significativas. Este estudo demonstrou que as variações no desenho de moldeiras não apresentaram efeito na precisão das moldagens realizadas com o polivinilsiloxano de viscosidade média utilizado.

Ainda em 1992, Hung et al.²² compararam a precisão de técnicas de moldagem em uma ou duas etapas. Cinco materiais à base de silicone de adição foram avaliados. Um modelo de aço inoxidável contendo dois preparos para coroas totais foi utilizado como o controle positivo. Cinco repetições para cada técnica sobre o modelo mestre foram realizadas para cada material de teste. A exatidão dos materiais foi avaliada medindo seis dimensões sobre os modelos de gesso vazados a partir das moldagens do modelo mestre. A precisão dos materiais de moldagem em consistência densa na técnica de moldagem em passo único não foi diferente da técnica de moldagem em dois passos apenas em uma das seis dimensões. Nas demais, a técnica em única etapa era mais precisa do que a de dois passos.

Idris et al.³⁰, em 1995, compararam técnicas em uma e duas etapas em moldagens com silicone de adição. Para cada técnica 15 moldagens foram realizadas a partir de uma base de aço inoxidável na qual foram anexados três pilares cônicos. Os resultados indicaram que as distâncias interpilares nos modelos

de gesso obtidos aumentaram ligeiramente em comparação com o modelo de aço inoxidável para ambas as técnicas. Porém as diferenças entre as técnicas não foram consideradas clinicamente importantes. As mensurações intra-pilares para o pilar sem entalhes aumentou, enquanto que pilares com entalhes diminuiu. Estas variações do modelo de aço inoxidável também foram consideradas clinicamente insignificantes.

Segundo Laufer et al.³, em 1996, a moldagem das margens de um dente preparado e o sulco gengival adjacente deve ter espessura suficiente para resistir à distorção e ao rasgamento quando o molde é removido da cavidade oral. O objetivo deste estudo foi comparar a precisão dimensional de elastômeros de moldagem. Os materiais foram utilizados para fazer moldagens de um modelo metálico que simulava pilares preparados com sulcos gengivais de várias larguras. Um microscópio foi utilizado para medir os pilares e larguras de impressão, e o número de defeitos de cada impressão foi registrado. Nenhuma grande diferença foi detectada nos valores máximos de distorção ou coeficientes de variação (CV) entre os materiais utilizados para fazer moldagens de pilares.

Gerrow et al.³⁵, em 1998, compararam a reprodução de 7 materiais de consistência fluida para reprodução de detalhes da superfície utilizado em combinação com 7 materiais de moldagem elastoméricos de consistência densa. A reprodução de detalhes de superfície de 7 materiais de moldagem / materiais fluido foram comparados com um modelo controle em gesso Tipo IV. Modelos de cada sistema foram obtidos em uma ordem aleatória. A reprodução de detalhes de superfície foi afetada negativamente quando um “separador” foi necessário entre o molde com material denso e o material fluido. Impregum F com Extrude Light produziram melhor reprodução de detalhes de superfície do que os modelos controle. As moldagens com Impregum F eram incompatíveis com o Blu-Mousse, Impregum F, ou Imprint. As moldagens com polivinilsiloxano foram incompatíveis com os modelos de polivinilsiloxano, a menos que um “separador” fosse usado.

Em 2000, Nissan et al.¹⁵, avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem utilizando o mesmo material de moldagem (polivinilsiloxano) em um modelo de laboratório. As técnicas de moldagem utilizadas foram: (1) 1 passo (materiais de moldagem – leve e pesado - utilizados simultaneamente); (2) 2 passos com 2,0 mm de alívio (material denso em primeiro lugar como uma moldagem preliminar para criar 2 mm de espaço para os copings pré-fabricados. Na segunda etapa, material

leve); e (3) técnica de 2 passos com um espaçador de polietileno (primeiro espaçador de plástico utilizado com a moldagem com material denso em seguida, a fase com o leve). Para cada uma das técnicas, 15 moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável que continha 3 preparos para coroa total, que foram utilizados como controle positivo. A exatidão foi avaliada medindo 6 dimensões (intra-pilares e interpilares) nos modelos resultantes das moldagens sobre o modelo mestre. A análise de variância mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as 3 técnicas de moldagem, para todas as medições intra-pilares e interpilares ($P < 0,001$). Discrepâncias gerais da técnica de 2 passos com 2,0 mm de alívio foram significativamente menores do que as técnicas de moldagem em 1 passo e com alívio com polietileno, mostrando-se a mais precisa.

Peregrina et al.⁸¹, em 2003, examinaram a inibição da polimerização de 3 materiais de moldagem (polivinilsiloxano) colocados em contato com as superfícies sujeitas a contato prévio com luvas comumente usadas com surfactantes. Um $n = 20$, com 2 tipos de luvas (com e sem talco), 3 tipos de materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano (Aquasil, Extrude, e Affinis), 4 condições surfactante (água, sabão /lavagem com água/ álcool/ não exposto), e 2 temperaturas ambiente, 22 e 36° C foram avaliadas. Após a exposição a agentes surfactantes da luva, uma superfície de vidro foi deixada em contato com a luva tratada por um tempo determinado. Após a secagem, materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano foram misturados em “automix” e dispensados na superfície tratada. Os espécimes foram removidos e avaliados quanto à inibição de polimerização após tempo de polimerização recomendada pelo fabricante (36° C), ou depois de 15 minutos a 22° C. As amostras foram classificadas como polimerizado, ou como inibido se qualquer resíduo polivinilsiloxano permaneceu sobre a placa. Uma análise de Qui-quadrado foi utilizada para avaliar os resultados ($\alpha = 0,05$). A inibição foi encontrada apenas com um dos materiais de polivinilsiloxano quando o álcool foi usado como um surfactante. Aos 22° C, a taxa de inibição variou de 95% a 100% para ambos os tipos de luvas; a 36° C inibição variou de 40% (luvas sem talco) a 75% (luvas com talco), respectivamente. Sob essas condições in vitro, resultou na inibição de polimerização de 1 (Extrude) dos 3 materiais de moldagem polivinilsiloxano avaliados.

Johnson et al.³⁷, em 2003, tiveram como finalidade determinar se o tipo de material, a seleção da viscosidade, e presença de umidade afeta a reprodução de

detalhes de moldagens com elastômeros. Os sistemas em única viscosidade utilizados foram: poliéter (Impregum Penta) e polivinilsiloxanos (Presidente MonoBody, Extrude MPV, e Aquasil). Sistemas em dupla viscosidade incluíam poliéter (Impregum Penta / Permadyne Garant) e polivinilsiloxanos (Dimension Penta H / Dimension Garant L, Extrude Extra / Extrude Wash, e Aquasil / Aquasil LV). Moldagens foram feitas de uma superfície padrão possuindo um "dente de serra" com uma rugosidade média (Ra) de 2,87 μm , que foi um quarto da altura de pico a vale. Cada um dos 8 grupos de moldagem foi submetido a superfície seca (controle) e molhada. A condição molhada consistiu em 3,0 mL de água destilada aplicada à superfície do padrão. Oitenta impressões foram realizadas, 5 para cada grupo de teste. Após a definição, a superfície de cada moldagem foi varrida em 5 regiões utilizando um Surfalyzer 4000. ANOVA de 3 fatores e o teste Student-Newman-Kuels foram utilizados para analisar os dados ($\alpha=0,05$). Houve diferenças significativas entre poliéter e materiais de polivinilsiloxano, técnicas dual e monofásica, e as duas condições de superfície ($P<0,05$). Interações entre produtos não foram significativas, permitindo a comparação dos valores médios para cada fator. A média Ra para viscosidade única foi de 2,21 μm contra 1,67 μm para dupla viscosidade. O poliéter produziu 2,12 μm contra 1,89 μm para os polivinilsiloxanos; e sob condições secas, a média foi de 2,04 μm contra 1,86 μm para condição de umidade. O material com única viscosidade reproduziu o padrão de dente em serra melhor do que o de dupla viscosidade, assim como o poliéter em comparação com silicones de adição. A umidade proporcionou Ra mais baixa ou menor reprodução de detalhes em relação à condição seca.

Cho et al.⁸², em 2004, avaliaram a rigidez e capacidade de resistir à deformação de 6 moldeiras plásticas comercialmente descartáveis e 1 moldeira de estoque metálica quando utilizados com um material de moldagem à base de polivinilsiloxano de alta viscosidade. Dez moldagens foram realizadas com um silicone de adição (Reprosil Putty) utilizando cada uma das 6 moldeiras: plásticas descartáveis, Moldeiras-Sani (perfurada), Moldeiras-Sani (sem perfuração), COE Disposable Spacer Tray (perfurada), COE Disposable Spacer Tray (sem perfuração), Bosworth Tray- Always (perfurada), Track-lo Tray (perfurada), e uma moldeira de estoque de metal (sem perfuração). Um modelo de plástico mandibular, foi utilizado como controle. As dimensões da moldeira em corte transversal do lado direito da mandíbula, na região de primeiro molar foram mensuradas antes, durante e após os

procedimentos de moldagem, por meio de paquímetro digital. As dimensões entre arcos da moldeira foram medidas em intervalos semelhantes. Um examinador realizou todas as mensurações e cada uma foi repetida com variação de $\pm 0,01\text{mm}$. A análise de medidas repetidas (ANOVA) foi realizada e os valores de P foram calculados ($\alpha=0,05$). Os resultados indicaram que as moldeiras de plástico descartáveis não foram suficientemente rígidas para resistir à deformação quando utilizado com material denso de alta viscosidade. Moldeiras de metal produziram significativamente menos alterações nas dimensões entre arcos do que moldeiras plásticas ($F(1,68) = 11,25$, $P = 0,001$). Moldeiras de metal também mostraram significativamente menor mudança na dimensão transversal de arco do que as moldeiras plásticas ($F(1,68) = 15,15$, $P < 0,001$). Quando as moldeiras plásticas foram avaliadas em conjunto com o material de moldagem de alta viscosidade houve alteração dimensional, tanto em sua seção transversal como entre arcos.

O objetivo do estudo de Chen et al.¹⁰, em 2004, foi avaliar os efeitos de vários materiais de moldagem, diferentes tempos de armazenamento e a proporção de carga inorgânica na precisão e estabilidade de materiais de moldagem elastoméricos. Os materiais de moldagem estudados incluíram três marcas de alginato (Algiace Z, CAVEX e Jeltrate), cinco silicones de adição (Aquasil, Exaflex regular type, Express, COLTEX fine e Rapid liner) e dois materiais de moldagem experimentais de silicone projetados para o estudo (KE106A e KE106B). Moldagens de 10 matrizes de metal que simulavam preparos para coroas totais foram realizadas. Nos moldes de alginato, o gesso era imediatamente vertido. Nos moldes de silicone o gesso era vertido 30 min após a realização da moldagem. Para a separação molde/modelo esperou 1 h. Os segundos e terceiros modelos de gesso foram obtidos 1 e 24 h mais tarde, respectivamente. Os diâmetros das superfícies oclusais dos modelo metálico e modelos de gesso foram determinados por meio de fotografias das superfícies, capturadas com uma câmera digital Kodak DC 290. As imagens foram, então, mensuradas utilizando um sistema de integração para foto micrografia digital para cálculo de qualquer discrepância. ANOVA de dois fatores foi utilizado para avaliar o efeito de materiais e tempo de armazenamento sobre a precisão dos modelos de gesso. A análise de efeitos simples, combinada com múltiplas comparações, considerando a taxa de erro por tipo, foi realizada seguindo a confirmação de que uma interação entre os dois fatores foi significativa. Os resultados mostraram que houve interação significativa entre materiais e tempo de

armazenamento na precisão das moldagens. Dois materiais de silicone de adição, Aquasil e Exaflex, produziram a maior precisão e estabilidade. A KE106A, material experimental, teve a menor precisão no primeiro e segundo vazamentos e o alginato CAVEX teve a menor precisão no terceiro vazamento. As estabilidades das marcas comerciais CAVEX e Jeltrate foram as menos consistentes dos 10 materiais e aumentaram significativamente com o tempo de armazenamento. Quando o material experimental teve uma baixa proporção de partículas de carga (KE106A), houve um número significativamente maior na discrepância dimensional em comparação com o mesmo material com uma proporção mais elevada de partículas de carga (KE106B). As precisões variaram entre os 10 materiais de moldagem nos três vazamentos. De todos os materiais, os silicones de adição, Aquasil e Exaflex, apresentaram relativamente maior precisão e estabilidade. A discrepância dos alginatos aumentou com o tempo de armazenamento. O maior conteúdo de carga inorgânica apresentou menor discrepância.

Lu et al.⁹, em 2004, compararam as propriedades mecânicas, incluindo a recuperação elástica, tensão em compressão, resistência ao rasgamento, à tração e resistência de 3 materiais de moldagem hidrofílicos com baixas e altas consistências. Duas marcas de material de moldagem à base de silicone (Imprint II, 3M ESPE; Flexitime, Heraeus Kulzer) e uma marca de poliéter (Impregum, 3M ESPE) foram avaliadas. Duas consistências de cada material (leve e denso) foram investigadas. Recuperação elástica (%) e na tensão de compressão (%) foram avaliadas de acordo com a norma ISO 4823; Resistência ao rasgamento (J/m^2) e a resistência à tração (MPa) foram mensuradas seguindo o método de Webber e Ryge e a ASTM D412 (Método de teste A), respectivamente. Cinco amostras foram confeccionadas para cada grupo de um total de 24 grupos e 120 espécimes. Os resultados foram analisados por análise de variância de dois fatores, e os intervalos de significância de Fisher foram calculados ($\alpha=0,05$). A análise de correlação foi utilizada para avaliar as relações entre as propriedades. Os valores de P foram menores do que 0,0001 para o material, consistência e interação para a tensão em compressão, resistência ao rasgamento, e resistência à tração. Para a recuperação elástica, os valores de P foram menores do que 0,0001 para o material e a interação entre o material e consistência, mas igual a 0,4150 para a consistência. A tensão de compressão foi correlacionada com outras propriedades mecânicas ($P<0,05$), mas a resistência à tração e resistência ao rasgamento não foram correlacionadas. Em

geral, materiais de moldagem de poliéter leve apresentaram maior tensão na compressão e menor resistência à tração em relação aos materiais de silicone de adição “hidrofílicos”. Materiais densos apresentaram propriedades de resistência ao rasgamento e à tração superior do que os materiais de leve. Deformação compressiva foi correlacionada com a recuperação elástica, resistência ao rasgamento, e resistência à tração. Resistência ao rasgamento e resistência à tração não foram correlacionadas.

Wadhwani et al.¹⁶, em 2005, avaliaram a precisão de 2 tipos de materiais de moldagem de polimerização rápida quando desinfetados com glutaraldeído. Moldagens do arco mandibular de um modelo mestre dentoform modificado foram obtidas, a partir do qual foram formados modelos de trabalho. Medidas no modelo mestre incluíam dimensão anteroposterior (AP) e dimensões cross-arco (CA). Um preparo em aço inoxidável para coroa foi incorporado no modelo mestre e foi mensurado nas dimensões vestibulo-lingual (BL), mesiodistal (MD), e oclusogingival (GO) que foram comparadas com as medidas dos modelos de gesso. Os materiais examinados foram um silicone de adição (VPS-FS, Aquasil Set Ultra Rápido), um poliéter (PE- FS, Impregum Penta Soft Quick Step), e um poliéter-regulare definindo como controle (PE, Impregum Penta). Desinfecção envolvia imersão em 3,5% de ácido glutaraldeído (Banicide Avançada) durante 20 minutos, e as moldagens sem desinfecção serviram como controle. Medidas lineares foram realizadas em microscópio de medição. A interpretação estatística baseou-se em análise variância a 2 fatores e de fator único de comparação, com comparações aos pares quando apropriado. O teste de hipóteses foi realizado com $\alpha=0,05$. Nenhuma diferença foi demonstrada entre as condições desinfetada e sem desinfecção para todas as mensurações. No entanto, houve diferença estatística entre os três materiais para AP, CA, MD, e as dimensões OG. AP e dimensões CA de todos os modelos de trabalho foram maiores do que o modelo mestre. Os modelos de PE e PE-FS foram maiores em todas as dimensões em comparação com a preparação de aço inoxidável, enquanto que os modelos de trabalho VPS-FS gerados foram reduzidos em OG e MD dimensões. As diferenças detectadas foram pequenas e não consideradas de relevância clínica. As moldagens não foram comprometidas pela desinfecção por imersão. Os modelos de trabalho foram semelhantes para PE e PE-FS. VPS-FS gerou modelos de gesso que foram menores em 2 das 3 dimensões

medidas e pode exigir alívio adicional. A precisão foi aceitável para os 3 materiais de moldagem analisados.

Butta et al.⁴⁵, em 2005, compararam a reprodução de detalhes de superfície entre várias combinações de materiais de moldagem à base de silicone de adição e gesso tipo IV. Sob condições padronizadas, 300 moldagens de um dispositivo de aço inoxidável (ADA especificação 19) foram realizadas utilizando 5 silicones (Examix-NDS, Doric-ES Flo-light, Panasil Contact Plus, Extrude Wash, e President Plus Jet). Quinze moldagens de cada material foram vertidas com cada produto Tipo IV gesso (Silky-Rock, Fuji Rock, Suprastone, ou Vel-Mix). Por meio de ampliação de 312 vezes, 2 examinadores independentes marcaram a reprodutibilidade de uma linha de 20 mm, tanto no modelo mestre, quanto nos modelos resultantes. A análise estatística foi realizada por meio de análise de variância a dois fatores e pós teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Todos os materiais de moldagem testados reproduziram na íntegra a linha de 20 mm. Os materiais de moldagem mostraram compatibilidade distinta com os tipos de produtos IV gesso. Apenas 25% dos modelos de gesso tipo IV reproduziu completamente a linha resultante de 20 mm com margens finas. Nem todas as combinações de material de moldagem e gesso Tipo IV exibiram compatibilidade semelhante.

Samet et al.⁸³, 2005, avaliaram a qualidade dos moldes enviados para laboratórios comerciais para a confecção de próteses parciais fixas (PPF), descrevendo a frequência de erros clinicamente detectáveis e, analisando correlações entre os diversos fatores envolvidos. Foram avaliados um total de 193 moldes de PPF, imediatamente após a chegada aos 11 laboratórios de prótese dental, por 3 examinadores calibrados. A técnica de moldagem e material utilizado, tipo de moldeira, e número de unidades preparadas foram registrados para cada molde. Os dados relativos a erros e falhas, incluindo defeitos de polimerização do material, a retenção com a moldeira, o contato com a moldeira, áreas cruciais além dos limites da moldeira, exposição de material denso através do material de leve (para moldagens em duas etapas), união inadequada de materiais, fios retratores embutidos nas moldagens, e bolhas de ar, vazios, ou rasgamentos ao longo da margem também foram documentados. Os dados foram analisados com o teste do qui-quadrado de Pearson ($\alpha=0,05$). Das moldagens, 89,1% apresentavam um ou mais erros observáveis. Foram encontradas correlações significativas entre o tipo de material e bolhas ou rasgamentos na linha de término ($R_v = 0,17$; $P < 0,025$) e entre

o tipo de material e problemas de polimerização ($VR = 0,223$; $P < 0,004$). Dentro das limitações do estudo, os molsdes com poliéteres tinham mais erros detectáveis, seguido dos silicones de condensação. A alta frequência de erros detectáveis encontrados em moldes enviados para a confecção de PPF é motivo de preocupação.

Chaimattayompol et al.²⁴, em 2007, tiveram como finalidade apresentar uma técnica alternativa que utiliza silicone de adição denso e fluido como material de moldagem em prótese fixa. A técnica apresentada neste artigo é uma modificação da técnica de moldagem em dois passos, sem a utilização de alívio. Utiliza-se o conceito de pressão primária a partir da polimerização parcial (30 segundos após a mistura) de um material de denso que molda quando colocado ao redor do dente preparado, e em seguida ajuda a empurrar o material de moldagem de consistência fluida subsequentemente injetado para copiar detalhes do preparo dental. Para evitar distorções na moldagem final, o material de fluido deve ser utilizado quando o material de denso não está polimerizado. Uma vez que ambos os materiais de moldagem polimerizam juntos, a técnica é semelhante à convencional de 1 passo, mas na opinião dos autores, com vantagens : permite que o material denso pré-polimerizado forme anatomicamente ao redor do dente pilar preparado e, portanto, na opinião dos autores, cria maior pressão, forçando o material de moldagem fluido, de modo que este penetre no sulco gengival mais facilmente. Segundo os autores, detalhes precisos podem ser obtidos sem a necessidade de uma moldeira individual, necessitando de menor tempo de trabalho quando comparado com a técnica de dois passos. Além disso, não há nenhuma delaminação entre os materiais de diferentes viscosidades (denso e fluido). A principal desvantagem desta técnica é que requer a coordenação entre um dentista e seu auxiliar para injetar o material fluido no corpo do dente preparado imediatamente após a remoção do material denso pré-polimerizado da cavidade oral do paciente.

Caputi et al.²⁷, 2008, compararam a precisão dimensional de uma técnica de moldagem em única e em duas etapas. Um modelo de aço inoxidável com dois preparos foi fabricado, e 15 moldagens foram realizadas para cada técnica. Todas as moldagens foram realizadas com material de moldagem à base de silicone polimerizado por reação de adição (Aquasil) e moldeira metálica de estoque perfurada. As moldagens monofásicas foram feitas com material do corpo regular. A técnica simultânea utilizava os materiais de diferentes viscosidades em única etapa.

As moldagens com a técnica de dois passos foram feitas com espaçadores de resina pré-fabricados com 2,0 mm de espessura. As moldagens de injeção de 2 passos foram feitas com o uso simultâneo de massa densa e materiais de baixa viscosidade. Nesta técnica de injeção, depois de remover o molde preliminar, um espaço foi obtido no material polimerizado, para coincidir com espaços presentes nas moldeiras. Material leve foi então adicionado ao molde preliminar e ainda injetado através do espaço após reinserção do molde preliminar sobre o modelo de aço inoxidável. A precisão das 4 diferentes técnicas de moldagem foi avaliada medindo 3 dimensões (intra e inter pilares) (Precisão de 5,0 μm) nos modelos de gesso vertidos a partir dos moldes do modelo de aço inoxidável. Os dados foram analisados por ANOVA de um fator e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$). Os modelos de gesso obtido com todas as técnicas produziram dimensões significativamente maiores quando comparados com o modelo de aço inoxidável ($P<0,01$). A ordem da maior para a menor alteração em relação ao modelo de aço inoxidável foi: monofásico, técnica simultânea, técnica de dois passos, e injeção de 2 passos. Diferenças significativas entre todos os grupos para ambas as dimensões absolutas dos modelos de gesso, e alterações em relação ao modelo de aço inoxidável ($P<0,01$), foram notadas. Ambas as técnicas em duas etapas foram as que obtiveram maior precisão dimensional em termos de modelos de gesso resultante.

Raigrodski et al.¹⁸, em 2009, objetivaram comparar materiais de moldagem à base de silicone de adição (VPS) utilizando a técnica de moldagem de um passo para coroas unitárias e de duas unidades. Vinte indivíduos forneceram o consentimento livre esclarecido, sendo realizados 25 preparos para coroa total. Um VPS relativamente novo com viscosidades densa (HB) e leve (LB), o qual foi definido como o grupo experimental (Imprint 3), foi comparado com um VPS padrão de média (MB) e leve (LB) viscosidades, que foi definida como o grupo de controle (Aquasil Ultra). Moldeiras de estoque foram utilizadas para obtenção de um total de 40 moldes. A ordem de realização das moldagens foi ao acaso em relação aos diferentes grupos. Os moldes foram classificados visualmente por dois avaliadores (um clínico e um técnico em prótese dental). A avaliação resultou em dados que foram ordenados para as variáveis de resultado (alfa: excelente, sem defeitos; bravo: aceitáveis, pequenos defeitos; charlie: defeitos requerem que a moldagem seja refeita; delta: inaceitável, defeitos na linha de término). Moldes finais

classificados como alfa ou bravo foram ainda avaliados por um técnico em prótese dental, e o que foi classificado como o melhor foi utilizado para a confecção coroa final. Vinte e três (92%) moldes do grupo experimental e 24 (96%) do controle foram classificados como alfa ou bravo pelo avaliador ($P = 0,57$; teste de McNemar para proporções emparelhadas em cluster usando GEE). Todos os 25 modelos de gesso de ambos os grupos foram classificados como alfa ou bravo pelo técnico dental. Quinze modelos foram selecionados a partir do grupo controle e 10 do grupo experimental para a confecção das coroas finais ($P=0,41$; teste binomial uma amostra para os dados agrupados usando GEE). Dentro das limitações deste estudo clínico, não houve diferença estatística no desempenho clínico dos materiais VPS experimental e controle.

Balkenhol et al.³⁹, em 2010, investigaram o efeito da composição química e o tempo de polimerização na deformação permanente de materiais de moldagem com baixa viscosidade após tração. Um molde em forma de haltere (2,0 x 4,0 x 75 mm) foi utilizado para preparar amostras ($n=20$) de 6 materiais de moldagem diferentes (Affinis Light Body, Aquasil Ultra XLV, Express 2 Light Body Flow Quick, Flexitime Correct Flow, P2 Polyether Light, e Impregum Garant L DuoSoft). Depois do armazenamento em água (35° C), quer pelo tempo sugerido pelo fabricante ou por 5 minutos, os espécimes foram tracionados em 80% em máquina de ensaios mecânicos a uma velocidade de 200 mm/min. A deformação permanente (AL (%)) foi determinada após 2 horas de armazenamento em condições ambientes. ANOVA 2 de fatores seguida pelo teste de Games-Howell foram utilizados para analisar a influência de material e tempo de armazenamento ($\alpha=0,05$). Materiais de poliéter produziram deformação permanente consideravelmente mais elevada ($\Delta L > 4,0$ a 5,0%) do que os materiais à base de polivinilsiloxano ($P<0,05$). Estender o tempo de polimerização sugerido pelo fabricante resultou em melhorias clinicamente relevantes na recuperação elástica para os produtos à base de poliéter. Aumentar o tempo de polimerização pode ser necessário para os materiais de moldagem à base de poliéter a fim de melhorar sua recuperação elástica, o que foi irrelevante para os silicone de adição.

Hoyos et al.⁸⁴, em 2011, determinaram como a rigidez da moldeira e técnica de moldagem podem influenciar a precisão de moldagens com polivinilsiloxano. Moldeiras de plástico descartáveis e moldeiras metálicas Rim-Lock foram utilizadas em combinação com duas técnicas de moldagem diferentes (simultânea e em duas

etapas). Para cada combinação de técnica /moldeira, 10 moldagens foram obtidas a partir de um modelo principal com dois pilares de aço que representavam o primeiro pré-molar inferior direito e segundo molar, entre os quais uma barra de aço foi colocada. Cada pilar de aço apresentava cinco marcas, enquanto a haste de aço entre os dois pilares apresentava apenas uma marca, que serviu como um ponto de referência. Com uma medição em microscópio, coordenadas X, Y e Z foram registradas para cada marca no modelo de mestre e modelos teste. As distâncias entre as diferentes marcas e ponto de referência sobre os modelos foram calculados e comparados com as do modelo de mestre. Todas as técnicas utilizadas com as moldeiras de plástico produziram distâncias que foram significativamente diferentes do modelo mestre ($P < 0,05$), enquanto que para as moldeiras de metal, apenas a técnica simultânea resultou em distâncias que foram significativamente diferentes do modelo mestre ($P < 0,05$). Moldeiras de plástico produziram moldagens menos precisas do que as moldeiras de metal. Quando foram utilizadas moldeiras de metal, moldagens em duas etapas foram dimensionalmente melhores do que as moldagens pela técnica simultânea.

Schaefer et al.⁶¹, em 2012, demonstraram a precisão e reprodutibilidade de uma abordagem tridimensional (3D) para avaliar a precisão de moldagem, quantitativamente comparando a oclusal de modelos de gesso obtidos com diferentes materiais de moldagem. Por meio de réplica em alumínio de um molar superior, moldagens de passo único com dupla viscosidade foram realizadas com um poliéter / polivinilsiloxano híbrido (Identium), um polivinilsiloxano (Panasil), e um poliéter (Impregum) ($n=5$). Modelos correspondentes foram confeccionadas com gesso Tipo IV e opticamente digitalizadas e alinhados com a referência virtual do dente de alumínio. A precisão foi analisada por computação dos desvios médios quadráticos entre a referência virtual e os modelos de gesso, enquanto os desvios entre os modelos determinou a reprodutibilidade do método. A referência virtual foi adaptada para criar 15 pontos de contato oclusal. A percentagem de desvio dos pontos de contato estava dentro de um limite de tolerância de $\pm 10 \mu\text{m}$ (PDP10 = Percentagem de Pontos divergentes dentro de $\pm 10 \mu\text{m}$ de tolerância) sendo definido como índice para avaliar a precisão oclusal. Os resultados visuais para a diferença a partir do dente de referência foram exibidos com cores, enquanto que os valores médios de desvio, bem como diferenças médias PDP10 foram analisadas com ANOVA de um fator e comparações pelo teste de Scheffé ($\alpha=0,05$). A

caracterização objetiva da precisão mostrou superfícies lisas axiais subdimensionadas, enquanto as superfícies oclusais foram precisas ou alargadas quando comparadas com as do dente original. A precisão das réplicas de gesso variaram entre 3,0 a 6,0 mm, enquanto que os resultados de reprodutibilidade variaram de 2,0 a 4,0 mm. As médias (DP) PDP10 foram: 91% Panasil (± 11), Identium 77% (± 4) e Impregum 29% (± 3). ANOVA de um fator detectou diferenças significativas entre os materiais de moldagem ($P < 0,001$). A precisão e reprodutibilidade das moldagens foram determinadas por análise de 3D. Os resultados foram apresentados como imagens coloridas e o PDP10-index recém-desenvolvido foi utilizado com sucesso para quantificar dimensões espaciais para anatomia oclusal complexa. Materiais de impressão com valores PDP10 altos foram os que mostraram reproduzir dimensões oclusais mais precisas.

Flügge et al.⁸⁵, 2013, avaliaram a precisão de escaneamento intraoral em condições clínicas (iTero; Align Technologies, San Jose, Calif) e compará-lo com a precisão da digitalização extraoral. Para isso, um paciente realizou 10 escaneamentos de arco total com o escâner intraoral iTero e moldagens convencionais com poliéter (Impregum Penta; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Modelos de gesso foram confeccionados a partir das moldagens e digitalizados por 10 vezes com o escâner intraoral (D250; 3Shape, Copenhagen, Dinamarca) e 10 vezes com o iTero. Modelos virtuais provenientes de cada método foram alinhados, e os limites dos modelos cortados com o recortador de planos para criar bordas comuns (Rapidform XOR; Inus Technologies, Seoul, Coréia). Um segundo alinhamento dos modelos foi feito e então realizado a partir das menores distância entre suas superfícies (Artec Studio Software; Artec Group, Luxemburgo, Luxemburgo). Para avaliar a precisão, desvios entre os modelos correspondentes foram comparados. Escaneamento intraorais repetidos foram avaliados no grupo 1, escaneamentos extraorais de modelos com o iTero foram avaliados no grupo 2, e escaneamento de modelos com o D250 foram avaliados no grupo 3. Variações entre os modelos foram mensuradas e assim sendo a menor precisão foi no grupo 1, com médias, medianas e erros de raiz quadrada da média para análises quantitativas. Exibições codificadas por cores dos desvios permitiram a visualização qualitativa das variações. As maiores variações a portanto a menor precisão foram no grupo 1, com desvios médios de 50 μm , variações de mediana de 37 μm , e erros de raiz quadrada da média de 73 μm . O Grupo 2 apresentou a precisão mais alta, com

variações medias de 25 μm , variações de medianas de 18 μm e erros de raiz quadrada da media de 51 μm . Os escanemanetos com o D250 tiveram os valores mais precisos, com variações médiad de 10 μm , variações de mediana de 5 μm e erros de rais quadrada de media de 20 μm . Escaneamentos intra e extraorais com o iTero resultaram em desvios nas superfícies linguais dos dentes anteriores e bucais dos molars. Escaneamento com iTero são menos exatos que aqueles realizados com D250. Os escaneamentos intraorais com iTero são menos precisos do que os modelos escaneados com iTero, sugerindo que as condições intraorais (saliva, espaço limitado) contribuem para a imprecisão do escaneamento. Para o planejamento de tratamento e fabricação das próteses dentossuportadas, modelos virtuais criados com o iTero podem ser usados. Um protocolo de escaneamento estendido poderia melhorar os resultados da moldagem digital em algumas regiões.

Colpani et al.⁴⁸, em 2013, mensuraram a adaptação marginal e interna de diferentes infraestruturas (IS) de coroas protéticas; analisando dois tipos de metodologias (réplica e técnica de pesagem) para avaliar a adaptação derestauroações indiretas. IS cerâmicas foram fabricadas utilizando tecnologia CAD/CAM e técnica de slip-casting, e as de metal foram produzidas por fundição (n = 10). Para cada grupo experimental, a adaptação foi avaliada com a réplica (RT) e a técnica de pesagem (WT), utilizando um material de moldagem (silicone de baixa viscosidade) para simular o agente de cimentação. Imagens transversais da réplica de silicone de viscosidade baixa foram obtidas e analisadas com o software *Image J* para mensurar a espessura da camada em pontos pré-determinados. A camada de silicone também foi ponderada. Resultados foram analisados estatisticamente por meio de análise de variância e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Correlação de Pearson foi utilizada para analisar a relação entre os dois métodos de avaliação. Todas as IS avaliadas mostraram adaptação interna e marginal clinicamente aceitável. As IS metálicas apresentaram a melhor adaptação, independentemente da técnica de medição (RT e WT). As IS produzidas por CAD/CAM apresentaram maiores valores de gap interno na área de oclusal, em relação às demais regiões avaliadas. As IS produzidas pelo técnico de laboratório dental mostraram diferenças de valores semelhantes em todas as regiões avaliadas. Não há correlação entre a RT e WT ($P>0,05$). Diferentes níveis de adaptação foram encontrados para os diferentes grupos experimentais e para os métodos de avaliação. No entanto, todas as IS

avaliadas mostraram valores clinicamente aceitáveis de adaptação marginal e interna, variando respectivamente de 100-150 μm e 40 μm .

Patzel et al.⁸⁶, 2014, objetivou avaliar a acurácia de escâneres intraorais em escaneamento de arco totais. Um modelo representativo com 14 pilares foi digitalizado usando um escâner industrial (escâner de referência) bem como quatro escâneres intraorais (iTero, CEREC AC Bluecam, Lava C.O.S., e ZFX IntraScan). Os dados obtidos dos diferentes escâneres foram processados em um programa de avaliação 3D, sobrepostos e comparados quanto a acurácia. Análise de variância a um fator (ANOVA) foi implementada para computar as diferenças entre os grupos (precisão) bem como com o escâner de referência (exatidão), utilizou-se o nível de significância de $p < 0.05$. Os valores médios de exatidão variaram de 38 a 332,9 μm . A análise dos dados gerou diferenças estatisticamente significativas entre o CEREC AC Bluecam e outros escâneres, bem como entre o Zfx IntraScan e o Lava C.O.S. Os valores médios de precisão variaram de 37,9 a 99,1 μm . Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas entre CEREC AC Bluecam e Lava C.O.S., CEREC AC Bluecam e iTero, Zfx Intra Scan e Lava C.O.S., e Zfx Intra Scan e iTero ($p < 0,05$). Com exceção de um sistema de escâner intraoral, todos os sistemas testados mostraram um nível comparável de precisão para escaneamentos de arco completo de dentes preparados. Mais estudos são necessários para validar a precisão destes escâneres sob condições clínicas. Apesar da excelente precisão em escaneamentos de pilares únicos ter sido demonstrada, pouco se sabe sobre a precisão dos escâneres intra-orais em escaneamentos de múltiplos pilares. Embora a maioria dos escâneres testados tenha apresentado valores comparáveis, os resultados sugerem que as imprecisões dos conjuntos de dados obtidos podem contribuir para imprecisões nas restaurações finais.

Tamac et al.⁵⁸, em 2014, compararam a adaptação marginal e interna clínica de coroas metalocerâmicas fabricadas com três técnicas: CAD/CAM e fresagem (CCM), sinterização direta a laser de metal (LMG) e fundição tradicional (TC). Vinte coroas metalocerâmicas de cada técnica foram fabricadas para 42 pacientes. Antes da cimentação das coroas, réplicas de silicone foram obtidas para medir a diferença marginal e adaptação interna, avaliada em 3 regiões: parede axial, ângulo axio-oclusal, e superfície oclusal. As medições foram realizadas com estereomicroscópio de luz refletida com ampliação de 20 vezes. Os dados foram analisados por análise

de variância a um fator (ANOVA) e pós teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Os valores médios de desajuste marginal foram de 86,64 μm para CCM, 96,23 μm de LMG, e 75,92 μm para TC. As médias na região da parede axial foram 117,5 μm para o grupo CCM, 139,02 μm para o grupo DMLS, e 121,38 μm para o grupo TC. ANOVA a um fator não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos para as mensurações de desajuste marginal ($P=0,082$) e da região da parede axial ($P=0,114$). As médias para região áxio-oclusal foram 142,1 μm para CCM, 188,12 μm para DMLS, e 140,63 μm por TC, e aquelas na região da superfície oclusal foram 265,73 μm por CCM, 290,39 μm para DMLS e 201,09 μm para TC. Os valores médios do grupo LMG foram significativamente maiores na região de ângulo axio-oclusal e o região oclusal em relação aos outros grupos ($P<0,05$). CCM, LMG e TC de coroas metalocerâmicas apresentaram um comportamento semelhante em termos de adaptação marginal clínica. A espessura da película de cimento nas regiões oclusal e áxio-oclusal foram maiores para as coroas LMG. Fundição tradicional, tecnologia de fabricação assistida por computador e tecnologia de sinterização a laser pode ser usado para fabricar estrutura metálica para coroas metalocerâmicas em aplicação clínica diária com resultados satisfatórios.

Ender et al.⁶⁸, 2016, teve como objetivo investigar a precisão de métodos moldagem convencionais e digitais. Para isso, foram realizadas 5 técnicas de moldagem convencionais (poliéter, POE; vinilsiloxano-éter, VSE; vinilsiloxano-éter escaneável diretamente, VSES; vinilsiloxano-éter digitalmente escaneável, VSES-D; e hidrocolóide irreversível, ALG) e 7 digitais (CEREC Bluecam, CER; CEREC Omnicam, OC; Cadent iTero, ITE; Lava COS, LAV; Lava True Definition Scanner, T-Def; 3Shape Trios, TRI; and 3Shape Trios Color, TRC). As mesmas foram feitas 3 vezes, em 5 participantes ($N=15$) e posteriormente comparadas entre si e entre cada grupo experimental. As superfícies dos modelos foram mensuradas ponto a ponto. A precisão foi calculada com valor percentual 90 a 10%. A precisão variou de 12,3 μm (VSE) a 167,2 μm (ALG), com a maior precisão nos grupos VSE e VSES. O padrão de desvio variou de acordo com o método de moldagem. Moldagens convencionais mostraram a maior precisão em toda a arcada dentária em todos os grupos, exceto para o grupo ALG. Os sistemas de moldagem digital apresentaram maiores desvios locais dentro do arco; no entanto, eles alcançam igual e maior precisão do que alguns materiais de impressão convencionais.

Jeong et al.⁸⁷, 2016, tiveram como objetivo a avaliação e comparação de exatidão e precisão de um escâner intra-oral de vídeo, um escâner por imagem estática e um escâner de luz azul. Os dados de referência de escaneamento foram obtidos por escaneamento de um arco completo. O modelo foi escaneado oito vezes usando um escâner intra-oral de vídeo, e por imagem estática (CEREC Omnicam; Sirona) e oito vezes com um escâner de luz azul (Identica Blue; Medit). A acurácia consiste em exatidão (a extensão em que os dados das malhas de escaneamento diferem do escaneamento de referência) e precisão (a similaridade dos dados de múltiplos escaneamentos). Para avaliar a precisão, 8 escaneamentos foram sobrepostos usando software de análise tridimensional; os dados de escaneamento de referência foram então sobrepostos para determinar a exatidão. As diferenças foram analisadas usando ANOVA one-way e testes HSD post hoc de Tukey ($\alpha = 0,05$). A exatidão no grupo de escâner de vídeo não foi significativamente diferente daquela no grupo de controle. No entanto, o grupo de escâner de vídeo apresentou valores significativamente menores do que aqueles do grupo por imagens estáticas para todas as variáveis ($P < 0,05$), exceto no intervalo de tolerância. As moldagens digitais obtidas pelo escâner de vídeo intraoral mostraram melhor precisão para áreas de longo alcance do que aquelas capturadas pelo escâner de imagem estática. No entanto, o escâner de vídeo foi menos preciso do que o de laboratório.

Park et al.⁸⁸, 2016, teve como objetivo avaliar a comparação em três dimensões de reprodutibilidade de escâneres intraorais (EIOs). Um modelo contendo 5 dentes preparados foi escaneado por um escâner de referência (Dental Wings) e outros 5 escâneres intraorais (E4D dentist, Fastscan, iTero, Trios and Zfx Intrascan). O grupo de imagens adquiridas para cada escâner foram comparadas com a imagem do escâner de referência (exatidão) e dentro cada grupo (precisão). Análises estatísticas foram realizadas usando análise de variâncias e teste t para amostras independentes ($\alpha = 0,05$). Os desvios médios de exatidão e precisão do Fastscan, iTero e Trios foram significativamente menores do que os outros escâneres. De acordo com o tipo de restauração, significativamente maior exatidão foi observada em coroas e inlays do que em pontes. No entanto, nenhuma diferença estatística foi observada entre os quatro locais analisados nos preparos externamente. Se comparados por características dos escâneres intraorais, maior exatidão foi observada nos grupos que adotam o princípio de triangulação e utilizam pó durante o escaneamento. Entretanto, não há diferença significativa entre os

grupos que adquirem os escanemanetos por imagem estática ou vídeo. Com exceção dos dois escâneres intraorais, Fastscan, iTero e Trios demonstraram níveis comparáveis de exatidão e precisão quando testados no modelo mestre em questão. Diferenças na exatidão foram observadas dependendo do tipo de restauração confeccionada, o formato do preparo dental, bem como as características do escâner, que deveriam ser levadas em consideração quando escaneamentos intraorais forem realizados.

Renne et al.⁸⁹, 2017, avaliou e comparou a exatidão e precisão de 6 escâneres intraorais e 1 escâner de laboratório nos cenários de ambos os sextantes e arco completo. Além disso, o tempo de escanemaneto foi avaliado e correlato com a precisão e exatidão dos mesmos. Um modelo customizado foi fabricado com índice de refração similar à estrutura dental. Sete sistemas para moldagem digital foram utilizados para escanear o modelo para ambos os cenários de sextantes posteriores e arco completo. Análises foram realizadas usando programa de metrologia dimensional 3D para avaliar as discrepâncias entre o modelo mestre e os modelos experimentais. Dos escâneres intraorais, o Planscan demonstrou ter a melhor acurácia, enquanto o 3Shape Trios a mais pobre para o escaneamento de sextante ($P < 0,001$). A ordem de exatidão na avaliação do arco foi a seguinte: 3Shape D800 > iTero > 3Shape TRIOS 3 > Carestream 3500 > Planoscan > CEREC Omnicam > CEREC Bluecam. A ordem de precisão para o escanemaneto de arco completo foi a seguinte: CS3500 > iTero > 3Shape D800 > 3Shape TRIOS 3 > CEREC Omnicam > Planscan > CEREC Bluecam. Como avaliação secundária do efeito do tempo de escaneamento na exatidão e precisão, o tempo de escaneamento do arco completo foi altamente correlacionado com exatidão ($r = 0,771$) e precisão ($r = 0,771$). Para o escaneamento de sextante, o Planscan foi considerado o escâner mais preciso e exato. Já para o escaneamento de arco completo, o 3Shape Trios demonstrou ter o melhor equilíbrio de velocidade e de acurácia.

Bohner et al.⁹⁰, 2017, com este estudo in vitro avaliou e comparou a exatidão de escaneres intra e extra-orais a partir de escaneamento de dentes preparados. Dez dentes de resina acrílica para serem usados como referência foram preparados de acordo com os parâmetros padrão e escaneados com um sistema de tomografia industrial. Os dados foram adquiridos com 4 dispositivos de escaneamento ($n = 10$): o Trios intraoralscanner (TIS), o escâner extra-oral D250 (DES), o escâner intraoral Cerec Bluecam (CBIS) e o escâner extraoral Cerec InEosX5 (CIES). Para

escâneres intraorais, cada dente foi digitalizado individualmente. Escaneamento extra-oral foi obtido a partir de moldes dentais de cada dente preparado. A discrepância entre cada escaneamento e seu respectivo modelo de referência foi obtida por análise de desvio (μm) e diferença volume / área (μm). A análise estatística foi realizada usando modelos lineares para teste de fatores de medição repetidos e ANOVA de One-way ($\alpha = 0,05$). Não foram encontradas diferenças significativas nos valores de desvio entre os escâneres. Para CBIS e CIES, o desvio foi significativamente maior ($P < 0,05$) para superfícies oclusais e cervicais. Com relação às diferenças de volume, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes (TIS = $340 \pm 230 \mu\text{m}$; DES = $380 \pm 360 \mu\text{m}$; CBIS = $780 \pm 770 \mu\text{m}$; CIES = $340 \pm 300 \mu\text{m}$). Os escâneres intraorais e extraorais mostraram uma exatidão similar no escaneamento dos dentes preparados. Maiores discrepâncias podem ocorrer na região cervical e na superfície oclusal.

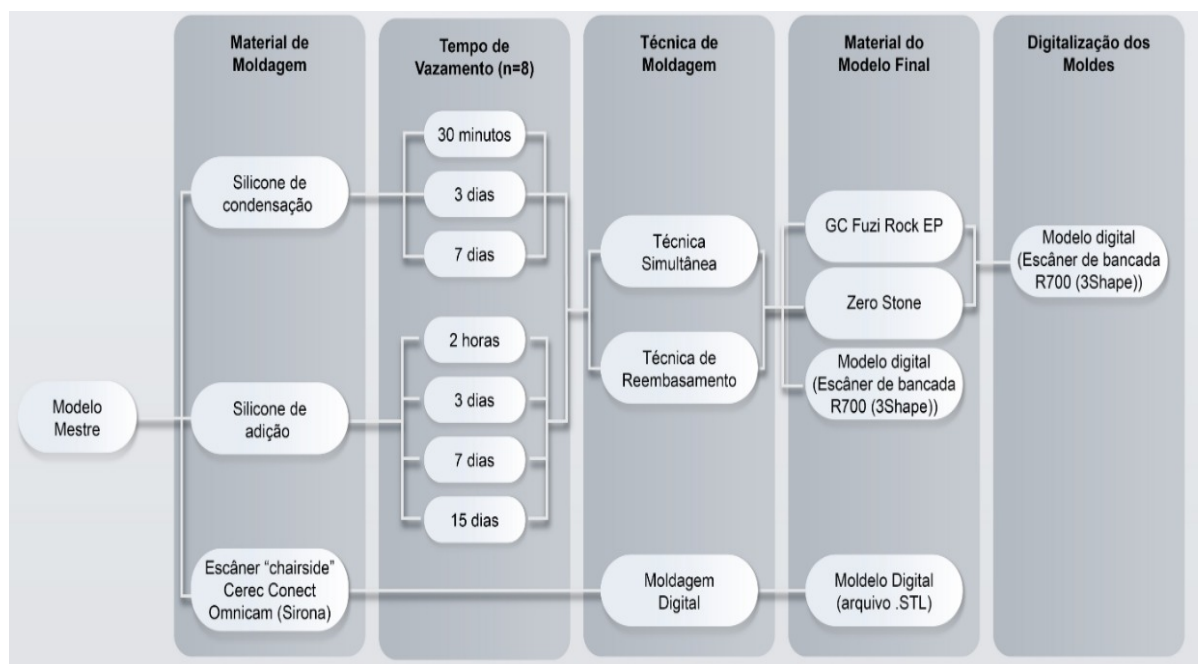
Nedelcu et al.⁹¹, 2018, avaliaram uma nova metodologia utilizando escâneres industriais como referência, e estudaram a acurácia *in vivo* de três escâneres intraorais (EIO) e moldagens convencionais. Além disso, para avaliar a precisão dos escâneres *in vivo*, quatro corpos de referência foram colados na região vestibular de pré-molares e incisivos superiores em cinco pacientes. Após três escaneamentos de referência, ATOS Core 80 (ATOS), os pacientes foram escaneados três vezes com três sistemas de escâneres intraorais: 3M True Definition (3M), CEREC Omnicam (OMNI) e Trios 3 (TRIOS). Uma moldagem convencional (IMPR) foi realizada com 3M impregum Penta Soft, e foram vazados modelos que foram digitalizados com o escâner de laboratório 3Shape D1000 (D1000). A melhor forma de alinhamento possível foi feita com os corpos de referência e uma comparação 3D foi realizada. Precisão de ATOS e D1000 foi realizada pela avaliação quantitativa. Precisão de EIO e IMPR foram analisados usando ATOS como referência. A precisão do EIO foi avaliada através de comparação intra-sistema. Precisão do escâner de referência ATOS (média $0,6 \mu\text{m}$) e D1000 (média $0,5 \mu\text{m}$) foi alta. Comparações múltiplas entre pares de corpos de referência localizados em diferentes posições dos dentes mostraram uma diferença estatisticamente significativa de precisão entre dois grupos de escâneres: 3M e TRIOS, sobre OMNI (intervalo de valores de p de 0,0001 a 0,0006). O IMPR não mostrou diferença estatisticamente significativa para o EIO. No entanto, os desvios do EIO e IMPR estavam dentro de uma magnitude similar.

Nenhuma diferença estatística foi encontrada para a precisão do EIO. A metodologia pode ser usada para avaliar a precisão de IOS e IMPR *in vivo* em até cinco unidades bilateralmente a partir da linha média. 3M e TRIOS tiveram uma precisão maior que a OMNI. IMPR se sobrepôs a ambos os grupos. Segundo os autores, os escâneres intraorais podem ser utilizados como substitutos para as moldagens convencionais ao restaurar até dez elementos dentais.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado seguindo a metodologia descrita abaixo, subdividida em tópicos para facilitar a compreensão do leitor. O delineamento experimental foi de acordo com o organograma da Figura 1.

Figura 1 - Fluxograma representativo das diferentes condições experimentais avaliadas.



Fonte: Elaboração própria.

4.1 Confeção do Modelo Mestre

Para a realização do estudo foi utilizado um modelo mestre obtido a partir da duplicação de um manequim odontológico com dentes preparados para coroa total sobre os dentes 14, 16, 21 e 25. Para isso, o manequim, contendo os dentes já preparados, foi duplicado com elastômero especial para duplicação de modelos (Xiameter RTV 3-8004, Dow Corning Corp., Midland, MI, EUA). Em seguida, realizado o vazamento com material à base de polimetilmetacrilato (PMMA), de forma a se obter um modelo rígido estável e com resistência suficiente para a realização das subsequentes moldagens (Figuras 2A e B). Na base do modelo foram confeccionadas canaletas as quais serviram de guia para a padronização do assentamento das moldeiras no ato da moldagem, ou seja, um “stop” para que a moldeira fosse assentada sempre na mesma posição padronizando dessa forma a

pressão e posicionamento da mesma nas diferentes técnicas de moldagem. Além disso, o tempo de permanência da moldeira sobre o modelo mestre respeitava o tempo de trabalho de cada material utilizado, seguindo o recomendado pelos fabricantes.

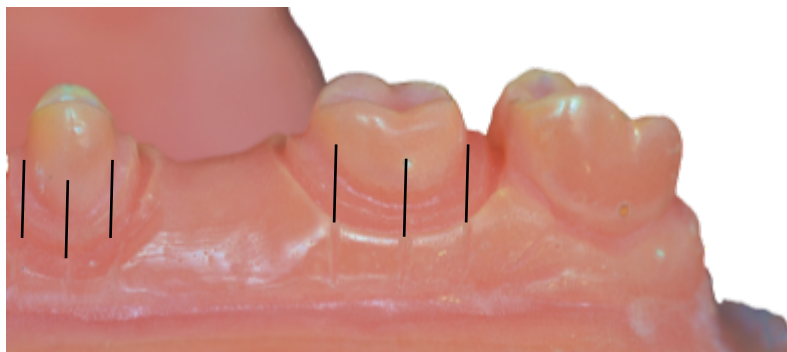
Como referência para as futuras mensurações realizadas, na região oclusal de cada dente pilar foram realizados demarcações circulares com fresa diamantada FG nº. 2200 (KG SORENSEN, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação, as quais permitiram a padronização das análises, nos modelos mestre e de gesso dos grupos experimentais. Além disso, para realização das análises de escaneamento este modelo teve como referência uma pirâmide de base triangular para que a sobreposição de imagens escaneadas dos modelos dos grupos experimentais fosse realizada de modo padronizado. Os resultados obtidos foram utilizados como controle (*baseline*) para os modelos obtidos a partir dos diferentes grupos experimentais formados pelas combinações das variáveis do estudo *Técnica de Moldagem, Tempos de Vazamento e Materiais de Vazamento*.

Figura 2A - Modelo mestre maxilar à base de polimetilmetacrilato (PMMA), com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25 e pirâmide de referência localizada na região do palato



Fonte: Elaboração própria.

Figura 2B - Modelo mestre maxilar à base de polimetilmetacrilato (PMMA), com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25 e demarcações lineares na região vestibular do mesmo, as quais serviram para padronização das mensurações de adaptação marginal cervical nos dentes 14,16, 21 e 25



Fonte: Elaboração própria.

4.2 Material de Moldagem

Os materiais de moldagem utilizados foram um silicone polimerizado por reação de condensação (Speedex; Coltène/Whaledent Inc., Cuyahoga Falls, OH, EUA) (Figura 3A) e um polimerizado por reação de adição (Express XT; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Figura 3B). Esses materiais foram armazenados em ambiente livre de umidade, proporcionados e manipulados seguindo as recomendações do fabricante na temperatura ambiente de 22° C, garantindo o tempo de moldagem de 5,5 minutos, em média.

O silicone de condensação de consistência fluida foi manipulado em placa de vidro com espátula metálica nº. 36, enquanto o silicone de adição fluido foi manipulado em ponta de automistura acoplada em dispensador. Os primeiros 3,0 cm dessa mistura foram dispensados, garantindo a sua homogeneidade.

Ao utilizar material denso do silicone de condensação foram proporcionados três colheres/medida (35g em média) da massa base que foi manipulado com três comprimentos da pasta catalisadora, seguindo as recomendações do fabricante. O material denso do silicone de adição, por sua vez, foi pesado em balança de precisão (Gehaka®, modelo BG 440, São Paulo, SP, Brasil) e 35g de cada massa: base e catalisadora, foram manipulados manualmente por único operador utilizando luvas de vinil, devido à incompatibilidade do silicone de adição com o látex^{34,81,92-94}. Moldeiras metálicas perfuradas de INOX – S3 (Technodent®, São Paulo, SP, Brasil) foram utilizadas nas técnicas de moldagem^{82,84}.

Figura 3A - Material de moldagem a base de silicone de condensação (Speedex; Coltène/Whaledent Inc., Cuyahoga Falls, OH, EUA)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 3B - Material de moldagem a base de silicone de adição (Express XT; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA)



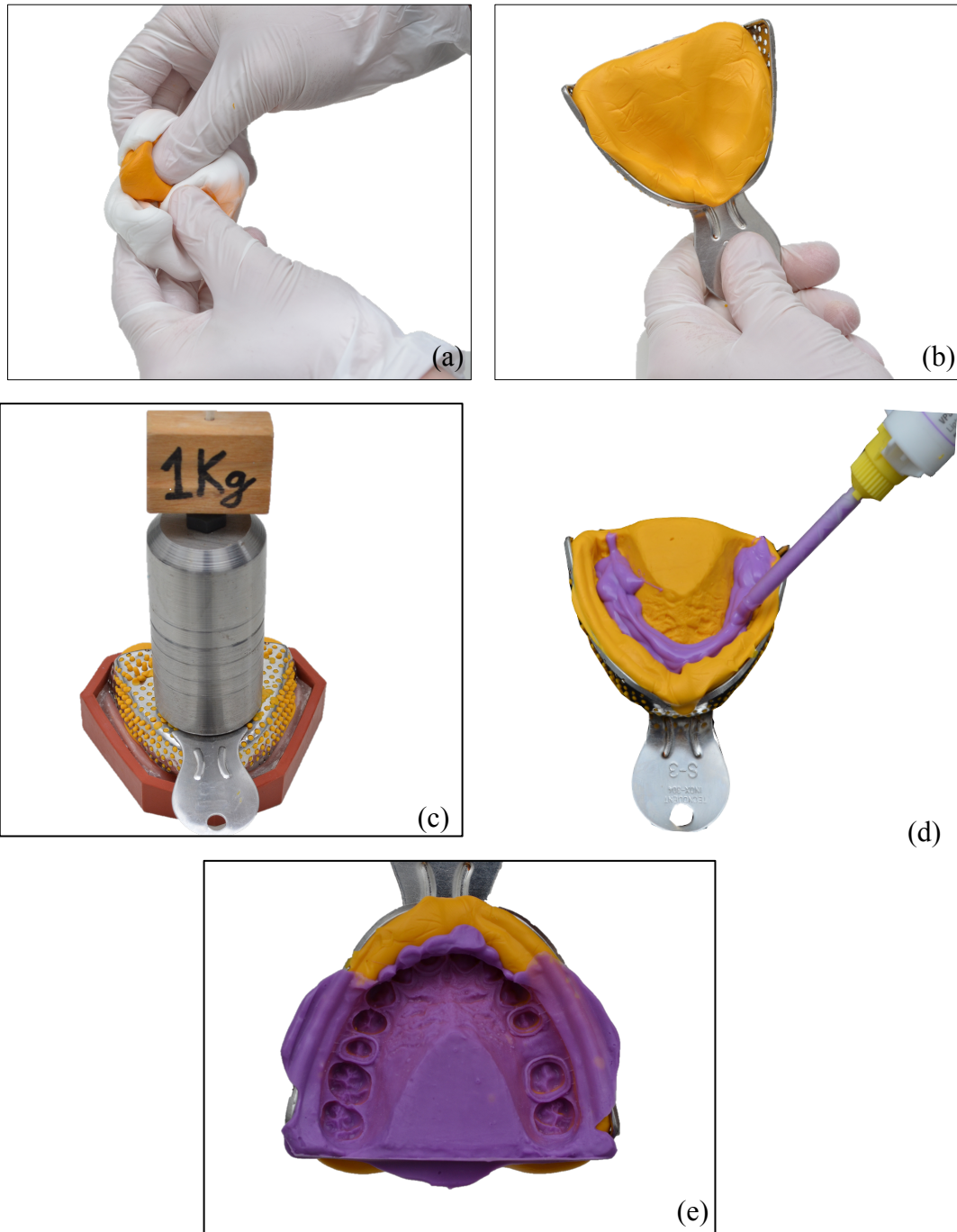
Fonte: Elaboração própria.

4.3 Descrição das Técnicas de Moldagem

Foram utilizadas três técnicas de moldagem: (T1) mistura simultânea; (T2) reembasamento – alívio com filme de PVC (Figura 4) e (T3) moldagem digital – Cerec Conect Omnicam (Dentsply Sirona Inc., Bensheim, Hessen, Alemanha). Para a técnica simultânea, os materiais denso e fluido são misturados simultaneamente^{50,92,63}. A moldeira é preenchida com o material denso, ao mesmo tempo em que a seringa é carregada com o material fluido. Este, por sua vez, é injetado na região de interesse e sobre o material denso já inserido na moldeira, para posterior posicionamento na cavidade bucal. Ambos os materiais, denso e fluido, se polimerizam simultaneamente²⁷. Para a técnica de alívio com filme de PVC, o mesmo foi utilizado para recobrimento do material denso, removido após a polimerização do mesmo posteriormente à formação do molde preliminar. Em seguida, o silicone denso foi reembasado com o de consistência fluida. Para a técnica de moldagem digital foi utilizado o

escâner intraoral Cerec Conect Omnicam (Dentsply Sirona Inc., Bensheim, Hessen, Alemanha). A partir do modelo mestre previamente descrito, simulando uma moldagem clínica, o modelo foi digitalizado e as mensurações tridimensionais dos modelos virtuais comparadas, posteriormente, com as mensurações tridimensionais obtidas a partir do escaneamento 3D, realizado em cada modelo de gesso⁶¹.

Figura 4 – (a) Manipulação do material de moldagem à base de silicone de adição com luvas de vinil, **(b)** inserção do material de moldagem na moldeira e assentamento da mesma sobre o modelo mestre (baseline), **(c)** padronização da pressão exercida sobre a moldeira com massa de 1 Kg sobre o conjunto moldeira/material de moldagem/modelo mestre. **(d)** Incorporação de material fluido para reembasamento **(e)** aspecto final do molde obtido.



Fonte: Elaboração própria.

4.4 Obtenção dos Moldes e Modelos

A sequência das moldagens a serem realizadas por único operador calibrado foi estabelecida com base em sorteio prévio, realizado por um sujeito não participante do estudo através de um sítio de internet (www.random.org) responsável por randomizar as combinações experimentais do estudo. Esse sorteio foi aleatório quanto às variáveis independentes do estudo, conforme recomendação do *Consort Statement*⁹⁵.

Os moldes obtidos para cada técnica foram criteriosamente avaliados quanto à retenção na moldeira, ausência de bolhas e/ou rasgamentos⁸³. Após avaliação, seguindo as recomendações do fabricante, respeitou-se o tempo para o vazamento do gesso para cada material e grupo experimental.

Para o vazamento foram utilizados os gessos tipo IV GC Fuji Rock EP (GC Europe, Leuven, Bélgica), na proporção água: pó 20 mL:100 g; e Zero Stone com 0% de expansão, na proporção água:pó 23 mL:100 g, segundo os fabricantes, (Dentona AG, Dortmund, Alemanha), espatulados mecanicamente a vácuo em equipamento elétrico (Turbo Mix; EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. A cuba contendo a mistura foi posicionada em vibrador para gesso (VH Equipamentos, Araraquara, SP, Brasil) para eliminação de bolhas e homogeneização da massa, a qual foi vertida no molde, também sob vibração. Para padronização da base dos modelos durante o vazamento foi utilizada uma matriz em silicone industrial. Após 40 minutos, os modelos foram removidos e, na ausência de bolhas e/ou fraturas, foram considerados aptos para as mensurações.

4.5 Análise Dimensional por Análise de Imagens Digitalizadas

Para a digitalização dos moldes e modelos, foi utilizado um escâner a laser da empresa 3Shape A/S (Copenhague, Dinamarca), modelo R700 (Dentsply Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha), sendo válido ressaltar que alguns autores sugerem que a repetitividade do escâner óptico foi comparável com o escâner de digitalização mecânico, e a exatidão relativa foi semelhante entre ambos⁹⁶, o que respalda a utilização do mesmo para as subseqüentes avaliações.

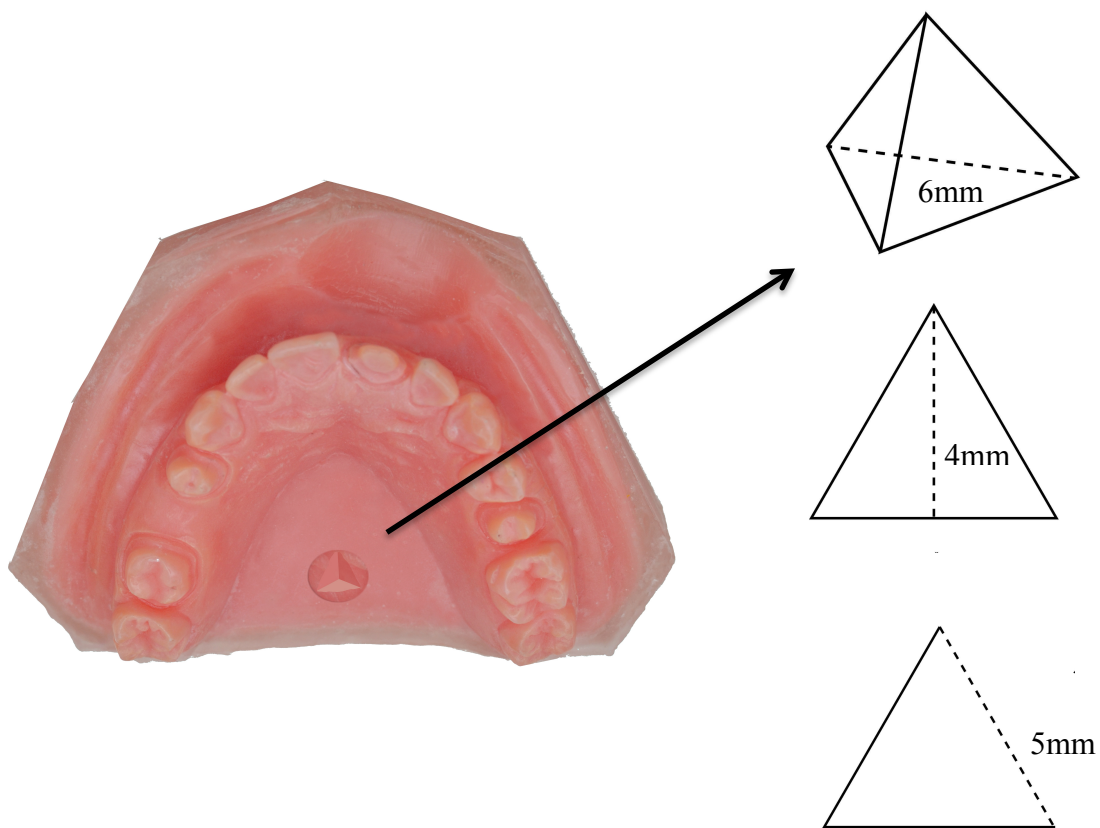
O escâner consiste em uma mesa com suporte de modelo e um laser com cujas câmeras digitais de alta resolução que adquirem imagens da linha como ele é projetada sobre o objeto. O modelo a ser digitalizado é fixado no suporte. Para garantir a cobertura completa da geometria do objeto, a tabela pode ser girada e inclinada e pode se mover ao longo de um eixo horizontal. O software de processamento de imagem (ScanIt, versão 4.0.1; 3Shape A/S) processa as imagens e calcula, por triangulação, uma nuvem de pontos como um modelo 3D. O software de criação de superfície otimiza automaticamente os dados e reduz o número de pontos na nuvem de pontos. Combinando os pontos a um modelo poligonal 3D, um modelo de superfície 3D é automaticamente criado.

Para verificar a exatidão dos moldes, estes foram alinhados por pontos de referência localizados nos dentes preparados para coroa total em que as discrepâncias entre o modelo mestre e os moldes de cada condição experimental puderam ser mensuradas.

Os modelos dos grupos experimentais obtidos a partir das moldagens, assim como o modelo mestre, foram escaneados pelo escâner óptico (R700 - 3ShapeA/S, Copenhague, Dinamarca) calibrado para cada traçado com dispositivo específico, garantindo uma acurácia relativa de aproximadamente $\pm 6,0 \mu\text{m}$, sobre a superfície escaneada³⁴. Foi confeccionada e fixada uma pirâmide de base triangular (altura de 4,0 mm x largura de 6,0 mm x aresta de 5,0 mm) na região do palato do modelo mestre (Figura 5) para servir como referência (três planos dessa pirâmide). Foram feitas também moldagens digitais (escaneamento) com o escâner intra-oral Cerec Conect Omnicam (Dentsply Sirona Inc., Bensheim, Hessen, Alemanha) do modelo mestre, com a finalidade de comparar a exatidão dos escâneres nas diversas situações experimentais do presente estudo. As malhas geradas em arquivos de extensão específica (.stl) a partir dos escaneamentos foram reavaliadas e exportadas para o programa Rhinoceros (versão 5.3.2), programa de modelagem de mecânica de exatidão, para análise das mesmas com o objetivo de comparar o posicionamento (angulação) dos dentes pilares dos modelos de gesso/ virtuais em relação à posição dos mesmos no modelo mestre, e também utilizado para verificar o volume e área topográfica das malhas dos preparos dentais (modelo mestre vs. modelo de gesso/ virtual) (Figuras 6A e B). Para a análise de área e volume dentais de todas as condições experimentais, foi delimitada a área de interesse (elementos dentais: 14, 16, 21 e 25) através do comando "PointsOn" de modo que toda a malha

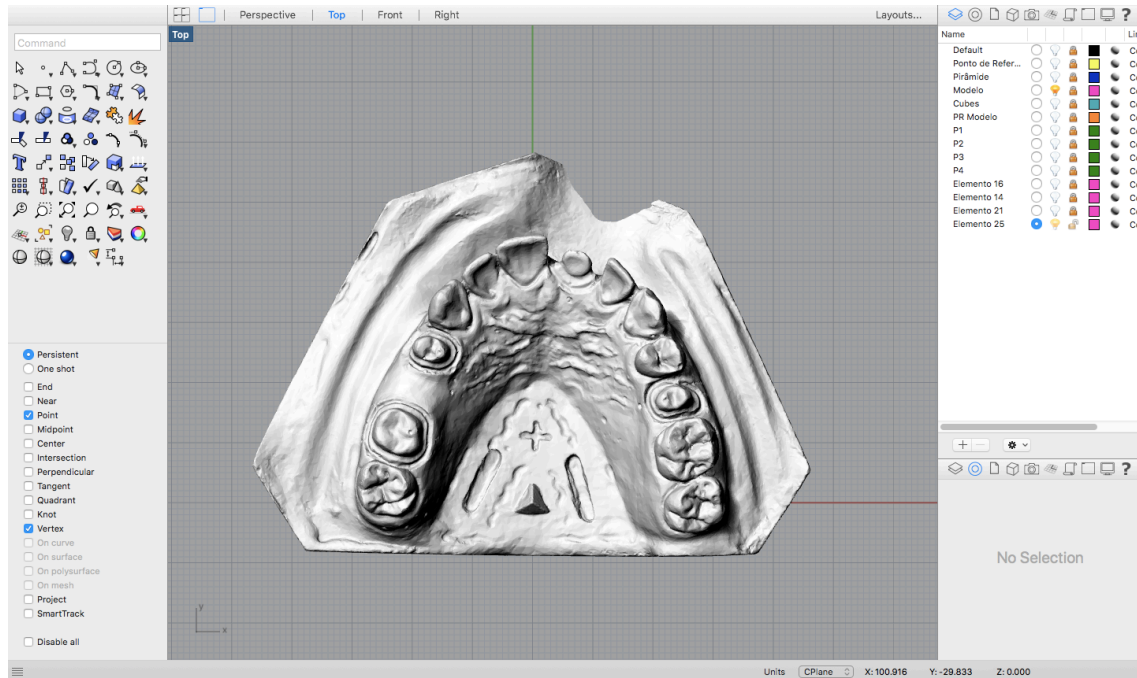
estivesse selecionada, e a partir desta etapa todo conteúdo excedente era excluído do workspace do software. Após obter a delimitação das áreas de interesse, com o comando “area” e “volume”, foi possível determinar os valores desejados (Figura 7).

Figura 5 - Modelo mestre maxilar à base de polimetilmetacrilato (PMMA), com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25 e pirâmide de referência localizada na região do palato.



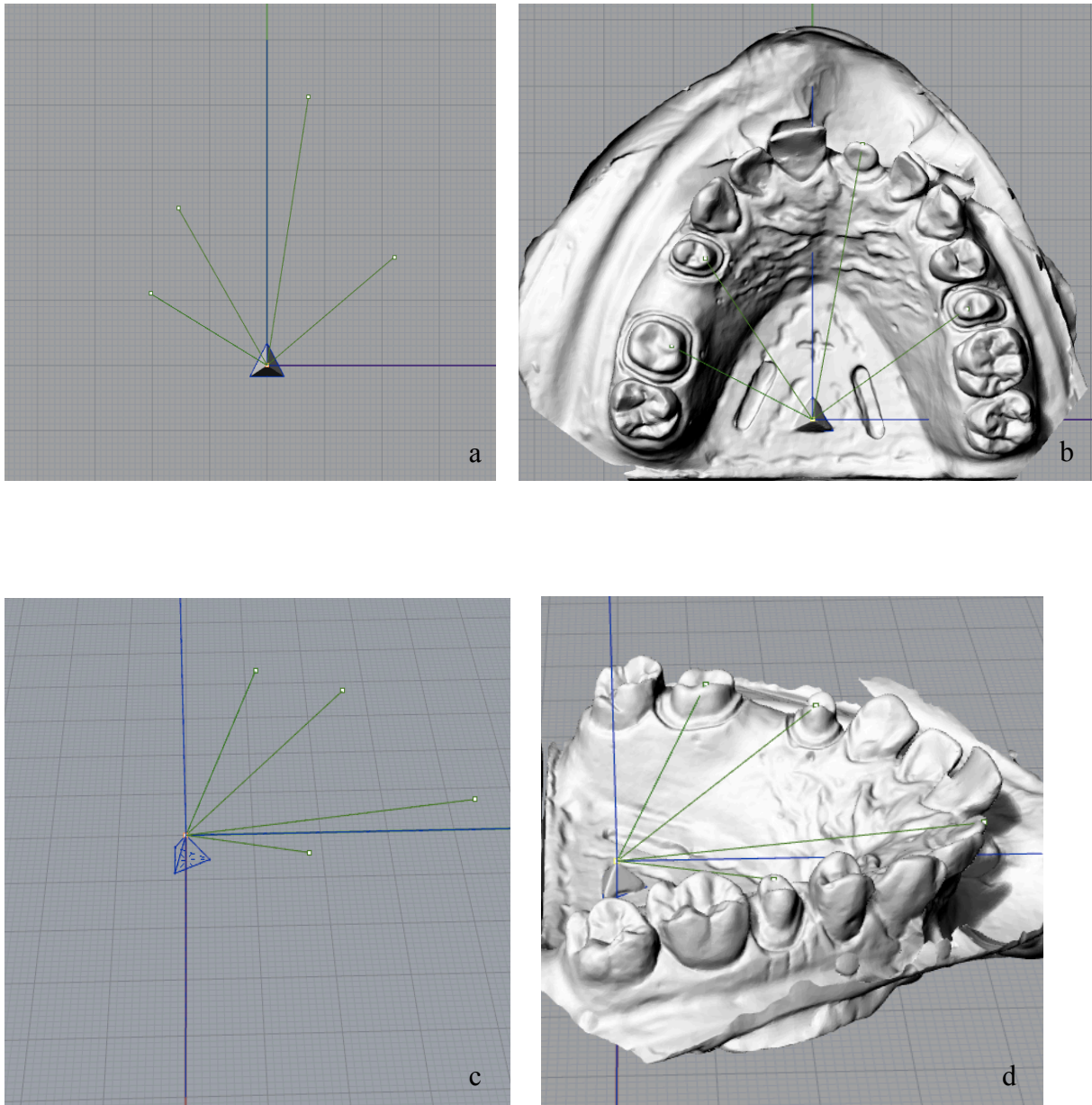
Fonte: Elaboração própria.

Figura 6A - Arquivos (.stl) gerados a partir dos escaneamentos e exportados para o workspace do software Rhinoceros (versão 5.3.2).



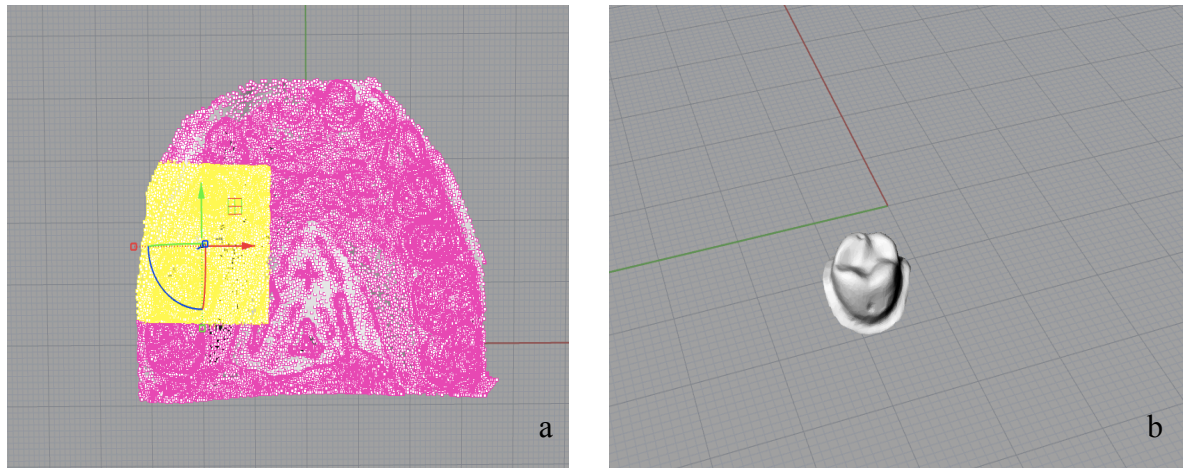
Fonte: Elaboração própria.

Figura 6B - Linhas-guia utilizadas para mensurações de ângulos dos elementos dentais preparados em relação à pirâmide de referência, workspace em uma vista superior (a e b) e em uma vista em perspectiva (c e d)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 7 – (a) Workspace com delimitação da região de interesse. (b) Mensuração de área e volume dos elementos dentais.



Fonte: Elaboração própria.

4.6 Delineamento Estatístico

As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do programa de computador IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA). Os dados obtidos a partir das mensurações foram analisados em quatro situações específicas levando em consideração o material de moldagem separadamente, silicone de condensação ou adição, analisando-se moldes e modelos obtidos com técnicas, tempos e com gessos específicos. Além disso, foram realizadas análises a partir do cruzamento entre os dados obtidos com os dois materiais de moldagem, levando em consideração a técnica de moldagem isoladamente; simultânea ou com reembasamento (alívio com filme de PVC). Dessa forma, tanto para as análises em que foram isolados os materiais de moldagem, quanto para as análises em que foram realizadas comparações entre os materiais de moldagem para cada uma das técnicas utilizadas, os dados foram submetidos aos testes normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variâncias (Levene) e, em seguida, submetidos às análises de variância a três critérios, seguidas pelo post-hoc teste de Tukey HSD, com nível de significância de 5,0%, quando houve efeito significativo dos diferentes fatores de variação sobre as variáveis dependentes do estudo (área, volume, Eixo X, Y e Z) para cada dente avaliado. Para isso, todas as mensurações obtidas foram sempre avaliadas com base na sua relação com o respectivo valor obtido, na

mesma condição experimental, no modelo mestre (baseline). Assim, para as análises em que os materiais de moldagem foram isolados e o cruzamento entre eles não foi realizado, os fatores de avaliação que compuseram a plotagem da Análise de variância a três critérios foram técnica de moldagem (simultânea e dois passos-PVC), tempo (2h, 3 dias, 7 dias e 15 dias para silicone de adição / 30 min, 3 dias e 7 dias para silicone de condensação) e materiais de vazamento (gesso Fuji Rock-FR e gesso Zero Stone-ZS). Já para as análises realizadas após isolamento das técnicas utilizadas, os fatores de variação que compuseram as plotagens da análise de variância a três critérios foram materiais de moldagem (silicone de adição e silicone de condensação), tempo (2h, 3 dias e 7 dias para silicone de adição / 30 min, 3 dias e 7 dias para silicone de condensação). O tempo 15 dias foi excluído dessas análises por estar presente somente para o silicone de adição. Os tempos 2h e 30 min foram adotados como tempo inicial-T0) e materiais de vazamento (gesso Fuji Rock-FR e gesso Zero Stone-ZS).

Para avaliação entre os escâneres foram realizadas análises de normalidade e homocedasticidade, seguidas pelo teste T ($\alpha=0,05$), como havia apenas duas variáveis independentes sendo avaliadas (escâner intraoral versus bancada) em cada situação experimental; tendo como variáveis dependentes: área, volume e alterações nos eixos X, Y e Z, de cada elemento dental avaliado.

5 RESULTADOS

Como informado na metodologia, foram obtidos resultados de área, volume, eixo X, Y e Z para os moldes e modelos confeccionados seguindo o delineamento experimental representado no organograma da Figura 3. Ambos os conjuntos de leitura (moldes ou modelos) produziram resultados estatisticamente não significantes ($p > 0,05$) para a maioria absoluta das condições experimentais, independentemente das variáveis dependentes avaliadas (área, volume, Eixo X, Y e Z). Nas raras ocasiões em que verificou-se efeito significativo ($p < 0,05$), as comparações pareadas não apresentavam relevância clínica por se tratarem de diferenças pontuais em elementos dentais e condições muito distintas relativas à técnica, material de moldagem, tempo ou gesso utilizados para vazamento. Portanto, julgou-se inoportuno expor essas condições pontuais, levando em consideração a ausência de relevância aplicável de condições opostas a serem comparadas após a abordagem estatística em três critérios.

Em suma, para cada variável independente, as variáveis dependentes não apresentaram efeito estatisticamente significativo, não havendo diferença entre os grupos experimentais e baseline, ou ainda, o que seria pouco provável, as técnicas empregadas para desenvolvimento das análises, talvez possam não ter tido sensibilidade adequada para detectar os erros, acrescido de todo afincamento durante o processo das variáveis analisadas como área, volume, eixos X, Y e Z de cada elemento dental avaliado comparando-o com o seu homólogo no modelo mestre (baseline).

Segue as Tabelas de médias e desvios-padrão para cada condição experimental (Tabelas 1 a 32). A partir da observação dessas tabelas pode-se verificar a proximidade dos valores absolutos obtidos em cada condição experimental, bem como o mínimo desvio-padrão; resultados que corroboram a inexistência de efeitos significativos após as abordagens estatísticas, bem como a homogeneidade dos resultados obtidos.

Tabela 1 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos moldes obtidos com silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	79,21(0,48)	62,95(0,62)	119,32(0,8)	39,31(0,38)	66,32(0,65)
30 min/ZS	79,43(0,46)	62,98(0,45)	120,00(0,92)	39,75(0,49)	66,77(0,46)
3 dias/FR	79,42(0,22)	63,13 (0,73)	119,83(0,78)	39,92(0,46)	66,11(0,49)
3 dias/ZS	79,81(0,61)	63,14(0,74)	119,11(0,56)	39,10(0,63)	66,11(0,49)
7 dias/FR	79,42(0,61)	62,95(0,84)	119,77(0,45)	39,38(0,44)	66,41(0,74)
7 dias/ZS	79,49(0,53)	63,20(0,75)	119,86(1,00)	39,38(0,63)	66,66(0,51)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 2 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos moldes obtidos com silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	79,33(0,81)	63,44(0,82)	119,92(0,98)	39,41(0,84)	66,81(0,69)
30 min/ZS	79,36(0,71)	63,21(0,56)	119,98(0,80)	39,47(0,68)	66,80(0,58)
3 dias/FR	79,73(0,48)	62,67(0,48)	119,54(0,85)	39,83(0,48)	66,44(0,59)
3 dias/ZS	79,51(0,39)	62,44(0,40)	119,88(0,70)	39,37(0,26)	66,62(0,92)
7 dias/FR	79,27(0,57)	62,45(0,66)	119,56(1,00)	39,04(0,57)	66,81(0,56)
7 dias/ZS	79,15(0,54)	62,47(0,40)	119,59(0,50)	39,23(0,62)	66,74(0,37)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos moldes obtidos com silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	79,48(0,75)	67,72(0,81)	120,19(0,83)	39,38(0,62)	65,96(0,46)
2horas/ZS	79,19(0,74)	62,77(0,87)	119,37(0,74)	39,04(0,81)	66,76(0,79)
3 dias/FR	79,01(0,54)	62,74(0,49)	119,45(0,66)	39,14(0,49)	66,69(0,80)
3 dias/ZS	79,09(0,48)	62,37(0,51)	119,74(1,07)	39,67(0,67)	66,43(0,90)
7 dias/FR	78,99(0,51)	62,26(0,45)	119,87(0,81)	39,49(0,64)	66,76(0,62)
7 dias/ZS	79,25(0,51)	62,83(0,77)	119,45(0,19)	39,42(0,51)	66,68(0,46)
15 dias/FR	78,99(0,38)	62,77(0,91)	119,69(0,92)	39,37(0,54)	66,82(0,90)
15 dias/ZS	79,10(0,60)	62,71(0,65)	120,22(0,83)	39,55(0,46)	66,84(0,74)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 4 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos moldes obtidos com silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	79,40(0,82)	63,38(0,92)	119,65(1,05)	39,24(0,74)	66,55(0,82)
2horas/ZS	79,24(0,92)	62,66(0,77)	119,36(0,82)	39,50(0,47)	66,45(0,97)
3 dias/FR	79,42(0,56)	62,97(0,42)	119,41(0,69)	39,35(0,62)	66,77(0,64)
3 dias/ZS	79,41(0,68)	62,99(0,51)	119,25(0,70)	39,18(0,67)	66,36(0,38)
7 dias/FR	79,29(0,71)	62,94(0,90)	119,71(0,92)	38,72(0,63)	66,64(1,26)
7 dias/ZS	79,27(0,55)	63,05(0,59)	119,88(1,12)	39,29(0,56)	66,98(0,85)
15 dias/FR	79,38(0,56)	62,75(0,50)	119,99(1,25)	39,59(0,56)	66,18(0,36)
15 dias/ZS	79,33(0,55)	62,73(0,66)	119,74(0,52)	39,65(0,46)	66,56(0,68)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 5 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 14 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	81,40(1,32)	64,62(0,44)	120,51(1,02)	39,36(0,55)	68,81(0,78)
30 min/ZS	81,48(1,03)	65,38(0,78)	120,74(1,16)	39,09(0,53)	68,79(0,41)
3 dias/FR	81,93(1,16)	65,35(0,67)	120,35(0,85)	39,12(0,61)	68,96(0,68)
3 dias/ZS	81,36(1,30)	65,13(0,58)	120,54(0,70)	38,86(0,55)	68,92(0,55)
7 dias/FR	81,85(1,11)	64,99(0,60)	120,85(0,99)	39,30(0,61)	68,37(0,24)
7 dias/ZS	81,85(1,34)	65,41(0,65)	120,76(0,92)	39,15(0,49)	69,02(0,66)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 14 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	81,71(1,10)	65,41(0,50)	120,91(0,98)	39,19(0,37)	68,94(0,77)
30 min/ZS	81,50(0,96)	65,31(0,31)	121,20(0,95)	39,29(0,63)	69,30(0,42)
3 dias/FR	81,93(0,62)	64,96(0,56)	120,44(1,06)	39,08(0,71)	68,84(0,67)
3 dias/ZS	80,98(1,24)	65,06(0,65)	120,49(1,03)	39,44(0,32)	69,10(0,40)
7 dias/FR	81,62(1,21)	65,55(0,59)	120,85(1,35)	39,22(0,53)	68,68(0,48)
7 dias/ZS	81,13(1,35)	65,14(0,53)	121,43(0,68)	39,20(0,57)	68,86(0,57)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	82,19(0,94)	65,10(0,96)	120,67(1,01)	39,11(0,38)	68,78(0,54)
2horas/ZS	82,17(1,26)	64,75(0,56)	121,07(0,78)	39,09(0,64)	69,00(0,66)
3 dias/FR	80,80(1,48)	64,95(0,71)	120,33(1,25)	38,69(0,60)	68,81(0,59)
3 dias/ZS	81,75(1,13)	65,21(0,77)	120,72(1,05)	39,10(0,24)	69,04(0,35)
7 dias/FR	81,50(1,43)	65,34(0,57)	120,39(0,85)	39,04(0,50)	68,93(0,52)
7 dias/ZS	81,85(1,08)	65,34(0,51)	120,71(0,84)	39,02(0,78)	68,98(0,55)
15 dias/FR	81,33(0,89)	65,09(0,71)	120,98(0,78)	39,01(0,68)	68,95(0,28)
15 dias/ZS	82,06(0,93)	65,23(0,73)	120,68(0,87)	38,81(0,40)	69,10(0,31)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 8 - Médias e desvios-padrão(±) de cada condição avaliada para o dente 14 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	81,35(1,16)	65,11(0,54)	119,82(1,15)	39,02(0,55)	68,91(0,50)
2horas/ZS	82,43(1,05)	65,40(0,97)	121,25(0,58)	38,94(0,64)	68,91(0,42)
3 dias/FR	81,52(0,72)	65,18(0,96)	120,68(1,09)	39,19(0,51)	68,66(0,56)
3 dias/ZS	81,13(0,96)	65,25(0,83)	120,06(0,77)	39,42(0,49)	69,02(0,61)
7 dias/FR	81,90(1,08)	65,55(0,49)	121,21(0,93)	39,15(0,15)	69,06(0,62)
7 dias/ZS	81,67(1,13)	65,63(0,54)	120,48(1,03)	39,35(0,59)	69,14(0,54)
15 dias/FR	81,57(1,32)	64,95(0,71)	121,23(1,04)	39,25(0,36)	68,50(0,57)
15 dias/ZS	81,99(0,62)	65,00(0,59)	121,25(1,23)	39,13(0,69)	68,51(0,76)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 9 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos moldes obtidos com silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	139,31(0,41)	136,74(0,83)	139,86(0,71)	65,93(0,67)	60,12(0,77)
30 min/ZS	139,27(0,69)	136,40(0,93)	140,19(0,84)	66,12(0,42)	60,50(0,80)
3 dias/FR	139,61(0,78)	136,91(1,41)	139,74(1,11)	65,97(0,81)	60,66(1,06)
3 dias/ZS	139,84(0,52)	136,99(1,31)	139,37(0,71)	65,35(0,52)	60,66(1,06)
7 dias/FR	139,70(0,77)	136,99(1,18)	139,85(0,51)	65,85(0,69)	60,37(0,93)
7 dias/ZS	140,25(1,45)	137,92(3,17)	139,86(1,86)	65,87(0,75)	60,33(1,15)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 10 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos moldes obtidos com silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019.

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	139,56(0,83)	136,71(1,32)	139,14(1,05)	65,37(0,85)	60,37(1,33)
30 min/ZS	139,71(0,69)	136,71(0,54)	140,14(1,00)	65,70(0,81)	60,49(0,99)
3 dias/FR	139,85(0,72)	137,10(1,45)	139,66(0,93)	65,93(0,50)	60,09(0,71)
3 dias/ZS	139,77(0,64)	136,64(0,76)	139,78(0,73)	66,03(0,53)	60,11(0,90)
7 dias/FR	139,36(0,59)	135,97(0,98)	139,25(0,67)	65,78(0,69)	59,89(0,75)
7 dias/ZS	139,79(1,05)	136,84(1,18)	139,94(0,92)	65,63(0,75)	60,17(0,87)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 11 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos moldes obtidos com silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	139,64(0,88)	136,80(1,03)	139,89(0,93)	65,91(0,72)	59,94(0,58)
2horas/ZS	139,31(0,83)	136,91(1,26)	139,79(1,16)	65,16(0,64)	60,59(0,72)
3 dias/FR	139,72(0,53)	136,65(0,49)	139,50(0,38)	65,40(1,07)	60,32(0,71)
3 dias/ZS	139,75(0,75)	137,13(1,31)	139,89(0,98)	65,61(0,68)	60,25(0,57)
7 dias/FR	139,02(0,50)	136,26(0,48)	139,72(0,99)	66,16(0,73)	60,08(0,80)
7 dias/ZS	139,57(0,28)	136,20(0,87)	139,51(0,57)	65,91(0,63)	60,26(0,85)
15 dias/FR	139,68(0,96)	136,43(0,64)	139,68(1,07)	65,63(0,44)	60,31(1,15)
15 dias/ZS	139,83(1,15)	136,88(1,54)	140,41(1,11)	65,82(0,45)	60,82(0,95)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 12 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos moldes obtidos com silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	139,97(0,97)	137,25(1,35)	139,55(0,48)	65,62(0,89)	60,73(0,65)
2horas/ZS	139,56(0,96)	136,50(1,56)	138,98(1,00)	65,63(0,54)	59,85(0,72)
3 dias/FR	139,49(0,81)	136,33(0,53)	139,49(1,43)	65,88(0,61)	60,26(1,01)
3 dias/ZS	140,08(0,96)	136,73(1,11)	139,38(0,74)	65,81(0,61)	60,28(0,60)
7 dias/FR	139,49(0,63)	136,18(0,90)	140,11(1,02)	65,33(0,47)	60,80(1,00)
7 dias/ZS	139,58(0,88)	136,41(1,06)	140,33(1,08)	65,81(0,75)	61,13(0,99)
15 dias/FR	139,54(0,83)	136,15(1,17)	139,77(1,15)	65,91(0,74)	59,80(0,62)
15 dias/ZS	139,54(1,11)	136,72(1,36)	140,17(0,69)	65,97(0,48)	60,29(1,05)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 13 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	140,99(1,55)	139,46(0,69)	140,07(1,17)	65,50(0,43)	60,91(0,88)
30 min/ZS	141,94(0,90)	139,20(0,29)	140,69(1,10)	65,23(0,74)	61,39(0,25)
3 dias/FR	141,22(1,65)	139,38(0,62)	140,30(1,06)	65,01(0,73)	61,43(0,62)
3 dias/ZS	141,37(1,79)	138,88(0,67)	139,90(0,82)	65,08(0,81)	61,71(1,04)
7 dias/FR	141,46(1,41)	139,06(0,49)	140,98(0,86)	65,86(0,67)	61,74(0,70)
7 dias/ZS	141,38(1,99)	139,01(0,62)	140,42(1,30)	65,19(0,75)	61,16(1,15)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 14 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	141,48(1,62)	139,27(0,62)	140,90(1,20)	65,23(0,81)	61,24(1,02)
30 min/ZS	141,69(1,53)	139,23(0,82)	140,77(1,23)	65,08(0,50)	61,80(0,75)
3 dias/FR	141,68(0,86)	139,26(0,81)	140,28(1,03)	65,04(0,89)	61,01(0,73)
3 dias/ZS	140,70(0,99)	139,29(0,78)	140,34(1,65)	64,95(0,84)	61,16(1,17)
7 dias/FR	141,76(1,65)	138,94(0,64)	140,32(1,00)	65,37(0,73)	61,13(1,44)
7 dias/ZS	141,65(1,58)	139,03(0,31)	141,25(1,10)	65,44(0,39)	61,65(0,93)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 15 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	141,34(1,75)	139,19(0,26)	140,40(1,08)	64,96(0,64)	61,48(0,85)
2horas/ZS	141,63(1,90)	139,06(0,54)	140,51(1,24)	65,47(0,64)	61,14(0,72)
3 dias/FR	140,97(1,35)	139,31(0,94)	139,87(0,56)	65,05(0,50)	61,18(0,97)
3 dias/ZS	141,18(1,34)	139,48(0,81)	140,58(1,08)	65,17(0,73)	61,45(0,79)
7 dias/FR	140,98(1,47)	139,40(0,90)	140,02(0,80)	64,90(0,59)	61,30(1,07)
7 dias/ZS	141,84(1,23)	139,42(0,55)	140,22(0,90)	65,02(0,65)	61,40(1,13)
15 dias/FR	141,23(1,35)	139,20(0,59)	140,05(1,10)	65,28(0,48)	61,46(0,76)
15 dias/ZS	142,50(0,94)	139,15(0,58)	140,58(0,79)	65,16(0,50)	61,51(0,65)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 16 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 16 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	141,69(1,44)	139,45(0,46)	139,84(0,80)	64,74(0,85)	61,32(0,63)
2horas/ZS	142,56(0,93)	139,27(0,55)	140,91(0,93)	64,87(0,73)	61,95(1,35)
3 dias/FR	142,07(1,26)	138,89(0,63)	140,29(1,20)	65,51(0,82)	61,07(1,31)
3 dias/ZS	141,47(1,16)	139,47(0,31)	140,88(1,55)	65,26(0,72)	61,40(0,82)
7 dias/FR	141,74(1,16)	139,31(0,76)	140,74(1,07)	65,29(0,30)	61,66(1,01)
7 dias/ZS	141,72(1,66)	139,18(0,52)	140,11(1,12)	65,07(0,66)	61,66(1,25)
15 dias/FR	141,21(1,88)	139,12(0,61)	141,35(0,93)	65,54(0,70)	61,45(0,68)
15 dias/ZS	142,21(0,69)	139,21(0,64)	140,93(0,98)	65,23(0,66)	61,73(0,71)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 17 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos moldes obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	76,51(0,68)	41,98(0,72)	79,01(0,54)	15,62(0,70)	76,75(0,29)
30 min/ZS	77,12(0,58)	42,43(0,39)	79,65(0,30)	15,92(0,58)	76,80(0,55)
3 dias/FR	77,44(1,18)	42,67(0,37)	79,37(0,72)	16,09(0,77)	77,00(0,69)
3 dias/ZS	77,54(1,21)	42,25(0,85)	79,14(0,37)	16,71(0,72)	77,00(0,69)
7 dias/FR	76,94(1,07)	42,33(0,32)	79,45(0,45)	16,41(0,61)	77,19(0,77)
7 dias/ZS	76,93(0,59)	42,11(0,84)	79,60(0,85)	16,34(0,74)	76,57(0,99)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 18 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos moldes obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	77,92(1,70)	42,75(1,12)	79,50(0,62)	16,09(0,77)	77,44(0,67)
30 min/ZS	77,77(0,90)	42,74(1,04)	79,85(0,37)	16,22(0,66)	76,79(0,62)
3 dias/FR	77,19(0,90)	42,43(1,14)	79,43(0,84)	15,88(0,81)	77,13(0,63)
3 dias/ZS	76,91(0,34)	42,56(0,54)	79,12(0,41)	16,10(0,50)	77,00(0,46)
7 dias/FR	77,55(1,24)	42,76(1,07)	79,23(0,63)	16,15(0,64)	77,25(0,38)
7 dias/ZS	77,06(0,64)	42,17(0,73)	79,55(0,72)	15,80(0,69)	77,16(0,47)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 19 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos moldes obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	77,08(1,04)	42,40(0,50)	79,44(0,92)	16,45(0,47)	76,52(0,32)
2horas/ZS	77,56(1,33)	42,27(0,62)	78,83(1,02)	15,95(0,76)	77,31(0,97)
3 dias/FR	76,39(0,91)	42,63(0,62)	79,28(0,70)	15,97(0,52)	77,48(0,71)
3 dias/ZS	77,30(0,57)	42,16(0,69)	79,19(0,68)	16,15(0,69)	76,94(0,73)
7 dias/FR	77,35(0,76)	42,76(0,47)	79,17(0,61)	15,46(0,46)	77,15(0,56)
7 dias/ZS	77,12(0,85)	42,83(0,99)	79,39(0,55)	16,22(0,64)	76,61(0,58)
15 dias/FR	77,18(1,06)	42,46(0,41)	79,82(1,01)	15,91(0,55)	77,08(0,52)
15 dias/Zero	77,86(1,20)	42,63(0,77)	79,63(0,82)	15,90(0,58)	77,09(0,67)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 20 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos moldes obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem cp, filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	77,10(0,97)	42,57(0,54)	79,00(0,68)	16,32(0,61)	76,84(0,72)
2horas/ZS	77,18(0,83)	42,28(0,91)	79,63(0,77)	16,75(0,71)	76,96(0,52)
3 dias/FR	76,80(1,20)	42,23(0,56)	79,23(0,78)	16,33(0,70)	77,11(0,70)
3 dias/ZS	77,08(1,07)	42,15(0,57)	78,75(0,68)	16,12(0,59)	77,11(0,37)
7 dias/FR	76,85(0,88)	42,22(0,75)	79,83(0,70)	15,73(0,55)	77,11(0,78)
7 dias/ZS	77,13(0,40)	42,24(0,47)	79,67(0,96)	16,24(0,71)	77,07(0,78)
15 dias/FR	77,22(0,57)	42,16(0,75)	79,35(1,05)	16,04(0,52)	76,83(0,71)
15 dias/ZS	76,91(1,07)	42,09(0,62)	79,48(0,69)	16,30(0,64)	76,87(0,33)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 21 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	80,77(1,04)	44,68(0,52)	80,45(1,09)	14,90(0,40)	78,97(0,89)
30 min/ZS	81,12(0,66)	44,34(0,74)	80,12(1,32)	14,68(0,56)	79,21(0,99)
3 dias/FR	80,75(0,64)	44,41(0,56)	80,56(1,03)	14,63(0,62)	79,40(0,52)
3 dias/ZS	80,46(1,22)	44,46(0,52)	80,48(0,98)	14,79(0,48)	79,25(0,87)
7 dias/FR	80,93(0,81)	44,49(0,92)	80,78(0,90)	14,85(0,68)	78,86(0,56)
7 dias/ZS	80,90(1,26)	44,65(0,54)	80,87(0,74)	14,87(0,82)	79,03(0,67)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 22 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	81,32(0,67)	44,55(0,77)	80,71(0,85)	14,83(0,81)	78,93(0,92)
30 min/ZS	81,02(0,83)	44,61(0,43)	80,57(0,93)	14,76(0,52)	79,46(0,96)
3 dias/FR	80,84(1,14)	44,51(0,56)	80,55(0,98)	14,90(0,58)	78,85(0,78)
3 dias/ZS	80,50(0,84)	44,40(0,53)	80,38(1,04)	14,74(0,58)	79,25(1,32)
7 dias/FR	80,97(0,95)	44,39(0,82)	80,62(1,00)	14,52(0,40)	79,07(1,06)
7 dias/ZS	80,58(0,52)	44,47(0,64)	80,48(1,10)	14,96(0,50)	78,57(0,79)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 23 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	80,97(0,62)	44,40(0,33)	80,67(0,98)	14,74(0,52)	78,87(0,80)
2horas/ZS	81,08(0,50)	43,81(0,55)	80,87(0,76)	14,54(0,72)	79,18(0,58)
3 dias/FR	80,71(0,79)	44,70(0,68)	80,16(0,90)	14,80(0,58)	79,13(0,56)
3 dias/ZS	81,13(1,02)	44,86(0,59)	80,45(1,14)	14,84(0,52)	78,81(0,63)
7 dias/FR	80,50(1,12)	44,42(0,51)	80,19(0,85)	14,66(0,53)	78,86(0,68)
7 dias/ZS	81,07(1,06)	44,65(0,91)	80,77(0,75)	14,66(0,46)	79,08(0,95)
15 dias/FR	81,00(0,98)	44,39(0,85)	80,60(1,03)	14,77(0,59)	79,07(1,22)
15 dias/ZS	80,92(0,92)	44,15(0,61)	80,62(1,16)	14,84(0,54)	78,83(1,27)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 24 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 21 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	80,77(0,86)	44,74(0,69)	80,17(0,89)	14,80(0,31)	79,20(0,66)
2horas/ZS	81,15(0,40)	43,88(0,44)	81,00(1,20)	14,58(0,82)	78,99(1,05)
3 dias/FR	81,04(0,78)	44,64(0,50)	80,94(1,12)	14,54(0,44)	79,37(1,20)
3 dias/ZS	80,57(0,53)	44,22(0,48)	80,36(1,14)	14,50(0,90)	79,34(0,78)
7 dias/FR	80,94(0,64)	44,72(0,75)	80,68(0,92)	14,81(0,60)	79,01(1,30)
7 dias/ZS	80,84(0,98)	44,54(0,73)	80,48(0,99)	14,81(0,63)	78,65(1,05)
15 dias/FR	80,85(1,05)	44,43(0,55)	81,07(0,49)	14,56(0,54)	78,78(0,81)
15 dias/ZS	80,88(1,24)	44,34(0,63)	81,05(0,67)	14,86(0,68)	78,63(0,64)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 25 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos moldes obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	71,21(0,75)	49,27(0,59)	42,45(0,41)	56,26(0,73)	65,86(0,98)
30 min/ZS	72,19(0,85)	49,22(0,78)	43,08(0,61)	55,86(0,50)	65,53(0,76)
3 dias/FR	72,78(0,31)	49,07(0,69)	43,00(0,77)	56,38(0,93)	65,57(0,75)
3 dias/ZS	72,60(0,79)	49,78(0,66)	42,60(0,41)	56,74(0,65)	65,57(0,75)
7 dias/FR	72,12(0,87)	48,93(0,58)	42,82(0,79)	56,61(0,92)	65,74(0,72)
7 dias/ZS	72,68(0,82)	49,27(0,69)	43,37(1,10)	56,14(0,27)	65,62(1,13)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 26 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos moldes obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	72,65(0,76)	49,76(1,09)	42,73(1,00)	56,36(0,77)	65,87(1,23)
30 min/ZS	72,70(0,57)	49,03(0,83)	43,41(0,90)	56,29(0,60)	65,08(0,71)
3 dias/FR	72,41(0,52)	49,37(0,43)	42,73(0,74)	56,16(0,87)	65,52(0,71)
3 dias/ZS	72,57,(0,45)	48,98(0,69)	42,66(0,44)	56,00(0,67)	65,46(0,81)
7 dias/FR	72,97(0,77)	49,49(0,71)	42,92(0,82)	56,18(0,92)	65,77(0,60)
7 dias/ZS	72,57(0,94)	49,06(0,80)	43,06(0,72)	55,83(0,67)	65,76(0,61)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 27 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos moldes obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	72,74(0,76)	49,53(0,71)	43,36(1,06)	56,30(0,59)	65,46(0,70)
2horas/ZS	72,12(0,81)	49,26(0,73)	43,09(0,73)	56,73(0,66)	65,63(1,05)
3 dias/FR	71,78(0,85)	49,52(0,48)	42,95(0,60)	56,22(0,58)	65,80(0,88)
3 dias/ZS	72,31(0,56)	49,34(0,61)	42,55(0,76)	55,92(0,56)	65,14(0,86)
7 dias/FR	72,19(0,94)	48,87(1,16)	42,70(0,89)	56,23(0,96)	65,72(0,87)
7 dias/ZS	71,96(0,70)	48,98(1,03)	42,90(0,80)	56,54(0,66)	65,70(0,68)
15 dias/FR	72,23(0,70)	49,31(0,57)	43,11(1,05)	56,17(0,55)	65,15(0,73)
15 dias/ZS	72,73(0,56)	49,52(0,22)	43,64(1,00)	56,29(0,35)	65,35(0,57)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 28 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos moldes obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	72,71(0,67)	49,28(0,83)	42,65(0,60)	56,54(0,62)	65,63(0,64)
2horas/ZS	72,02(0,93)	48,86(0,75)	42,84(0,52)	56,92(1,01)	65,47(0,94)
3 dias/FR	72,32(0,74)	49,24(0,85)	42,88(0,88)	56,67(0,64)	65,65(0,61)
3 dias/ZS	72,23(0,29)	48,93(0,38)	42,95(0,40)	56,11(0,85)	65,75(0,64)
7 dias/FR	72,35(0,94)	49,12(0,55)	42,76(0,54)	56,08(0,86)	65,54(0,66)
7 dias/ZS	71,92(0,60)	48,75(1,10)	43,36(1,48)	56,27(0,58)	65,15(1,19)
15 dias/FR	72,21(0,83)	49,09(0,72)	43,32(1,18)	56,40(0,84)	65,43(1,03)
15 dias/ZS	72,52(0,79)	49,08(0,58)	42,96(0,81)	56,48(0,63)	65,09(1,07)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 29 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	75,04(0,85)	49,44(0,70)	44,61(0,37)	55,22(0,61)	65,61(0,41)
30 min/ZS	75,74(0,72)	49,52(0,52)	44,51(0,87)	55,43(0,78)	66,04(0,51)
3 dias/FR	75,48(0,48)	49,52(0,40)	44,18(0,32)	55,44(0,73)	65,89(0,61)
3 dias/ZS	75,53(0,66)	49,42(0,46)	44,84(0,52)	55,33(0,78)	65,88(0,42)
7 dias/FR	75,74(0,56)	49,63(0,38)	44,47(0,36)	55,42(0,52)	65,73(0,58)
7 dias/ZS	75,27(0,81)	49,42(0,60)	44,41(0,59)	54,94(0,75)	65,80(0,56)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 30 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos modelos obtidos a partir de silicone de condensação pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
30 min/FR	75,78(0,81)	49,56(0,56)	44,56(0,41)	55,26(0,95)	65,80(0,58)
30 min/ZS	75,33(0,79)	49,42(0,38)	44,78(0,45)	55,28(0,23)	65,87(0,50)
3 dias/FR	75,89(0,81)	49,80(0,70)	44,45(0,47)	55,16(0,39)	66,15(0,27)
3 dias/ZS	75,40(0,88)	49,83(0,41)	44,73(0,63)	55,52(0,57)	65,95(0,61)
7 dias/FR	75,62(0,72)	49,60(0,55)	44,52(0,48)	55,46(0,67)	65,80(0,64)
7 dias/ZS	75,82(0,59)	49,55(0,54)	44,73(0,59)	55,35(0,44)	65,77(0,55)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 31 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem simultânea, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	75,84(0,52)	49,61(0,69)	44,42(0,63)	55,17(0,49)	65,56(0,47)
2horas/ZS	75,70(0,65)	49,38(0,46)	44,39(0,68)	54,97(0,61)	65,46(0,31)
3 dias/FR	75,33(0,79)	49,74(0,49)	44,21(0,63)	55,71(0,52)	66,01(0,47)
3 dias/ZS	75,22(0,47)	49,50(0,73)	44,35(0,55)	55,26(0,64)	65,85(0,67)
7 dias/FR	75,53(0,59)	49,41(0,67)	44,22(0,40)	55,46(0,68)	65,46(0,31)
7 dias/ZS	75,34(0,48)	49,67(0,38)	44,31(0,37)	55,76(0,62)	66,16(0,58)
15 dias/FR	75,04(0,64)	49,66(0,71)	44,21(0,67)	55,25(0,64)	65,96(0,50)
15 dias/ZS	75,62(0,38)	49,65(0,72)	44,42(0,30)	55,25(0,87)	65,89(0,44)

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 32 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada condição avaliada para o dente 25 nos modelos obtidos a partir de silicone de adição pela técnica de moldagem com filme de PVC, segundo o período de vazamento e tipo de gesso utilizado . Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
TempoXGesso					
2horas/FR	75,51(0,64)	49,57(0,51)	44,57(0,41)	55,50(0,58)	65,59(0,58)
2horas/ZS	75,30(0,91)	49,72(0,43)	44,23(0,56)	55,12(0,57)	65,97(0,79)
3 dias/FR	75,28(0,65)	49,87(0,32)	44,76(0,57)	55,10(0,71)	66,00(0,64)
3 dias/ZS	75,64(0,31)	49,70(0,51)	44,91(0,59)	55,14(0,53)	65,69(0,75)
7 dias/FR	75,54(0,69)	49,77(0,80)	44,67(0,63)	55,02(0,52)	65,91(0,40)
7 dias/ZS	75,51(0,37)	49,70(0,45)	44,48(0,22)	55,31(1,02)	65,71(0,64)
15 dias/FR	75,74(0,71)	49,82(0,76)	44,62(0,76)	55,05(0,69)	66,24(0,56)
15 dias/ZS	75,65(0,39)	49,44(0,50)	44,36(0,44)	54,99(0,54)	65,61(0,36)

Fonte: Elaboração própria.

Quando o escâner de bancada R700 (3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca) foi comparado ao escâner intra-oral Cerec Omnicam (Dentsply Sirona Inc., Bensheim, Hessen, Alemanha) observou-se diferença entre os dados onde o primeiro apresentou valores aumentados de área e volume em relação ao Segundo levando em consideração o modelo mestre escaneado. Em uma análise tridimensional dos dados dos elementos dentais de referência nos eixos Y e Z, observou-se diferenças entre os escâneres ($p < 0,05$), enquanto não foi observada diferença ($p > 0,05$) no eixo X. Os valores de média e desvios-padrão são expressos na Tabela 33. Além disso, as Figuras de 8 a 27 ilustram os valores médios e intervalos de confiança para cada variável e dente analisados. Poderiam ser comprovados e evidenciados (Figuras 8 a 27).

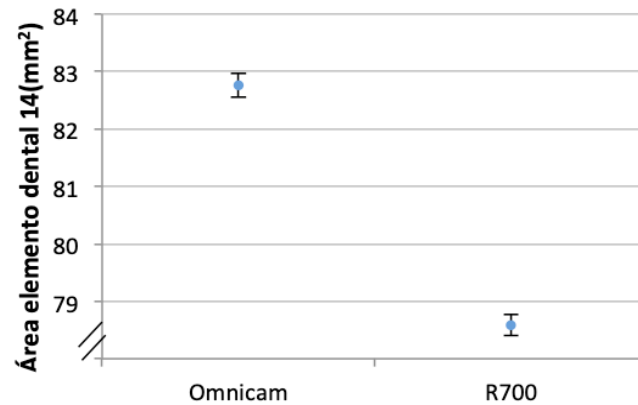
Tabela 33 - Médias e desvios-padrão($\pm$) de cada variável para cada dente do modelo mestre obtidos a partir da moldagem digital com os dois escâneres. Araraquara, 2019

	Área (mm ²)	Volume (mm ³)	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
EscânerXDente					
Omnicam/14	82,76(0,29) A	65,29(0,80) A	119,98(0,77) A	39,69(0,94) A	66,94(0,59) A
R700/14	78,58(0,25) B	60,90(0,43) B	119,77(0,72) A	37,84(0,61) B	68,80(0,10) B
Omnicam/16	143,83(0,46) A	139,13(0,93) A	140,51(1,00) A	65,76(0,89) A	60,78(0,89) A
R700/16	139,98(0,39) B	134,98(0,49) B	140,21(0,58) A	64,20(0,78) B	61,97(0,12) B
Omnicam/21	82,69(0,51) A	46,50(0,49) A	80,12(0,79) A	16,51(0,49) A	76,94(0,63) A
R700/21	78,99(0,50) B	42,31(0,28) B	80,00(0,66) A	14,62(0,56) B	79,48(0,07) B
Omnicam/25	76,02(0,24) A	51,95(0,37) A	43,26(0,80) A	56,81(0,19) A	65,76(0,49) A
R700/25	71,49(0,34) B	48,09(0,58) B	43,28(0,44) A	55,37(0,21) B	67,25(0,16) B

Nas colunas, letras diferentes indicam diferenças significantes pelo teste T-Student ($p < 0,05$).

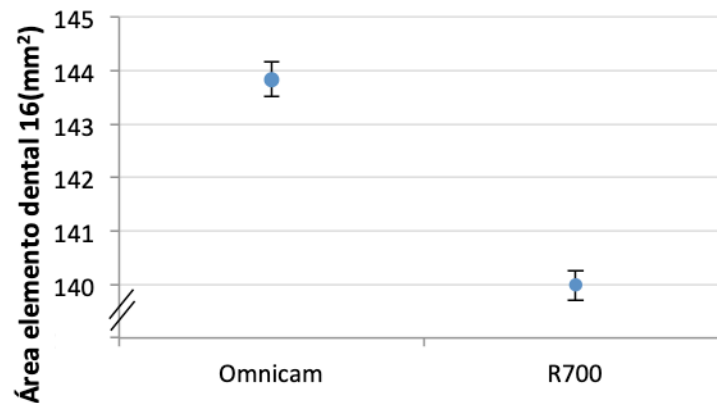
Fonte: Elaboração própria.

Figura 8 - Média e intervalo de confiança (95%) da área do elemento dental 14, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



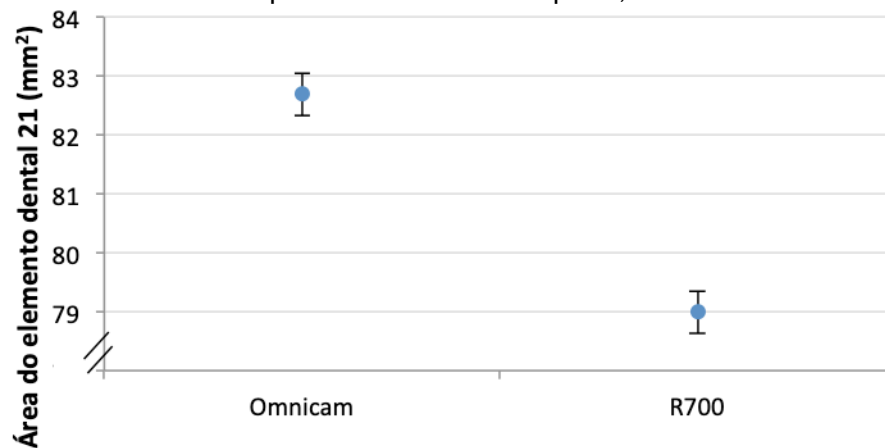
Fonte: Elaboração própria.

Figura 9- Média e intervalo de confiança (95%) da área do elemento dental 16, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



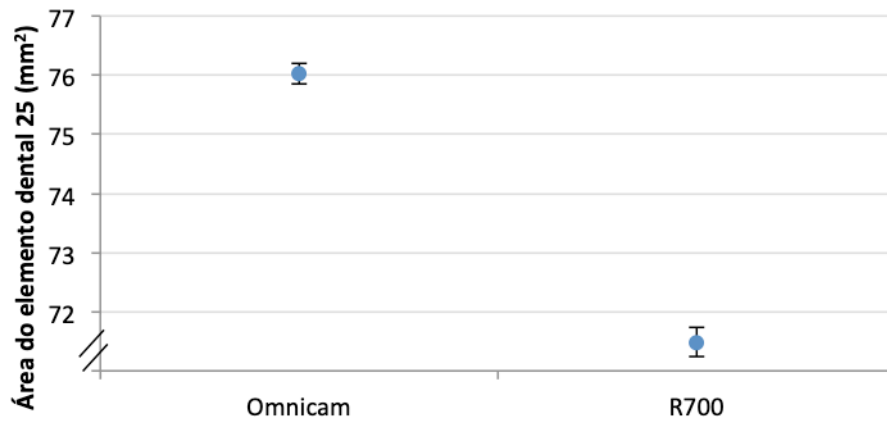
Fonte: Elaboração própria.

Figura 10 - Média e intervalo de confiança (95%) da área do elemento dental 21, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



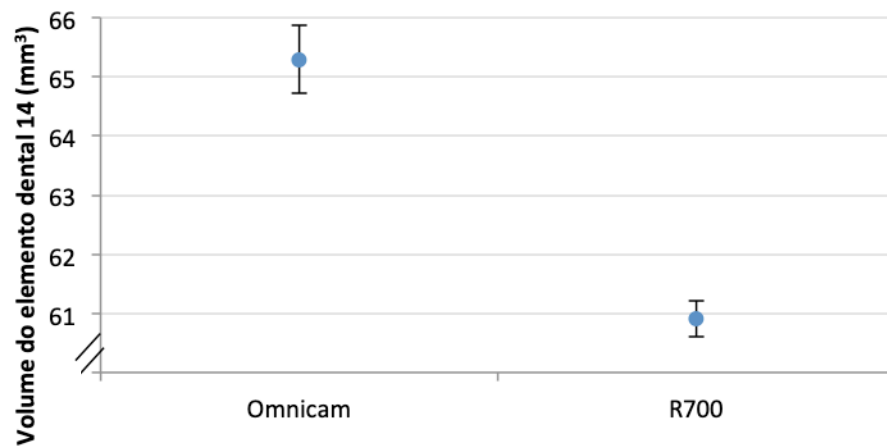
Fonte: Elaboração própria.

Figura 11 - Média e intervalo de confiança (95%) da área do elemento dental 25, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



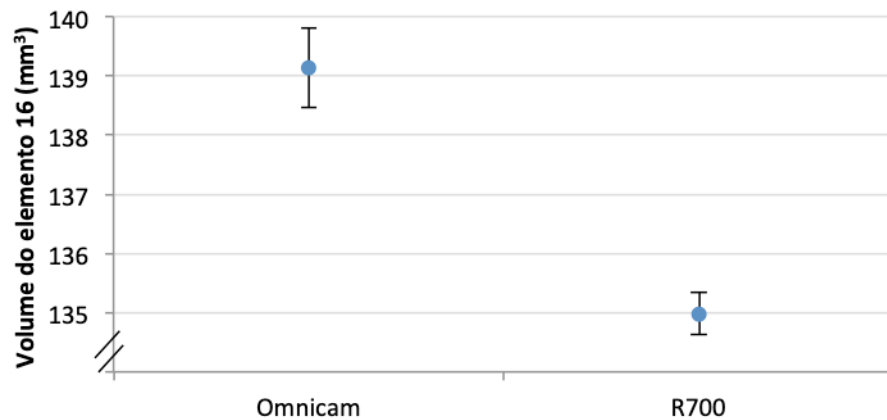
Fonte: Elaboração própria.

Figura 12 - Média e intervalo de confiança (95%) do volume do elemento dental 14, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



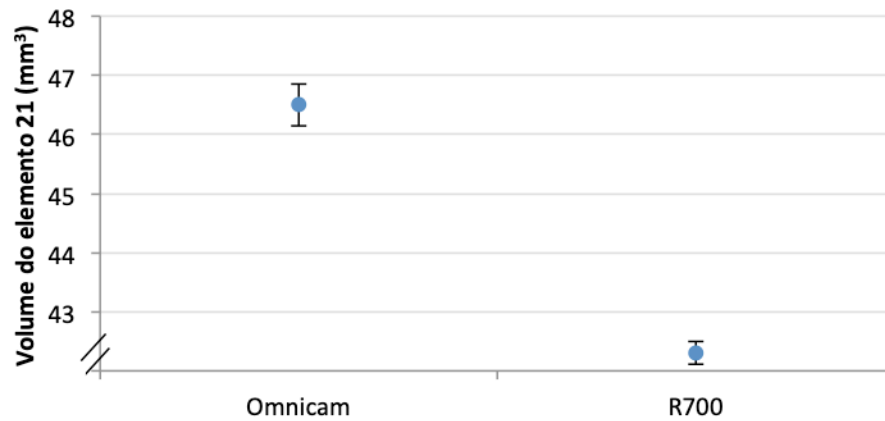
Fonte: Elaboração própria.

Figura 13 - Média e intervalo de confiança (95%) do volume do elemento dental 16, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



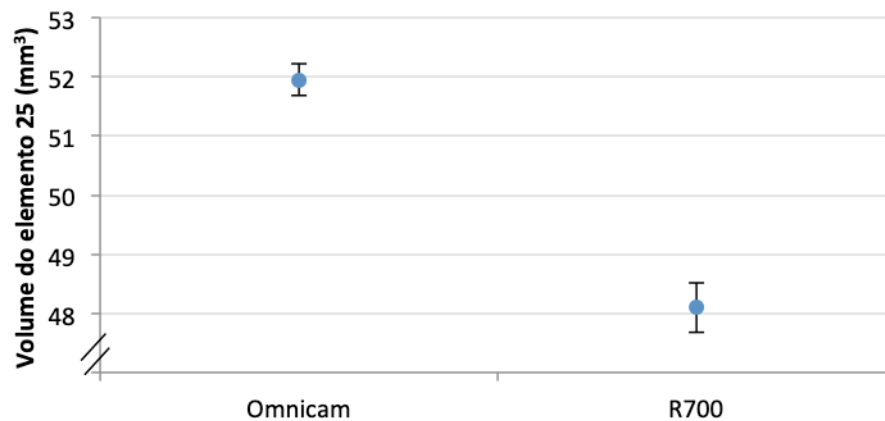
Fonte: Elaboração própria.

Figura 14 - Média e intervalo de confiança (95%) do volume do elemento dental 21, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



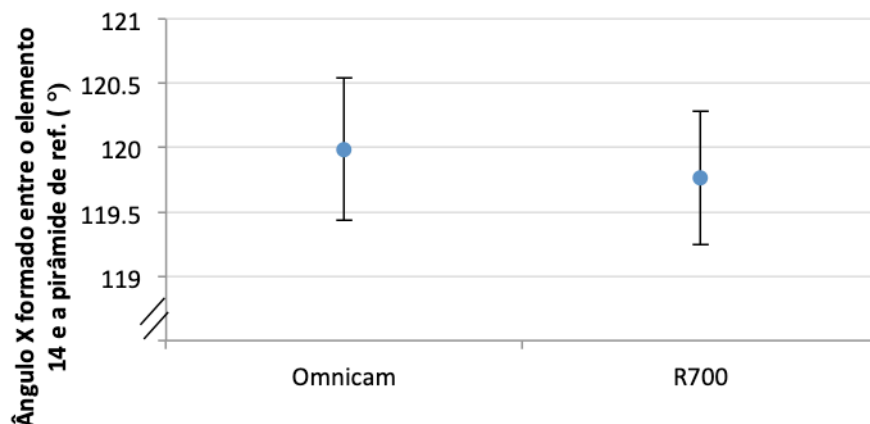
Fonte: Elaboração própria.

Figura 15 - Média e intervalo de confiança (95%) do volume do elemento dental 25, segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



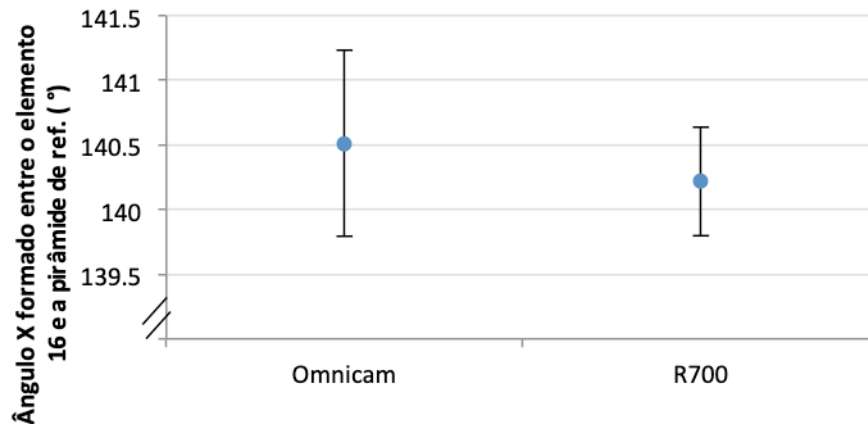
Fonte: Elaboração própria.

Figura 16 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo X formado entre o elemento dental 14 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



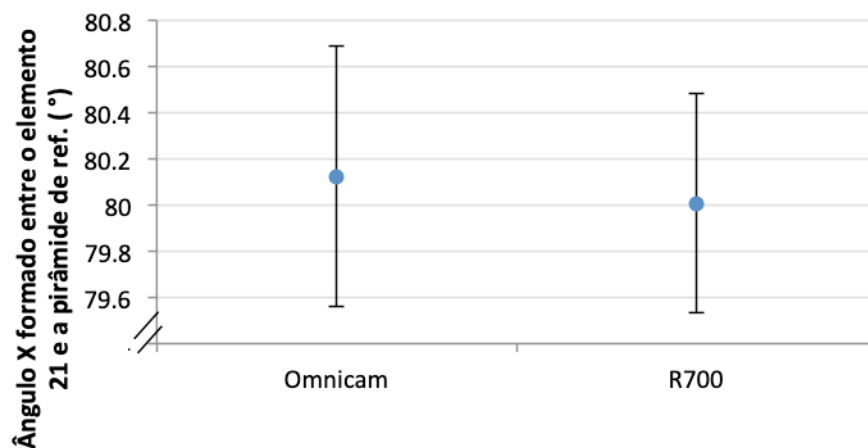
Fonte: Elaboração própria.

Figura 17 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo X formado entre o elemento dental 16 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



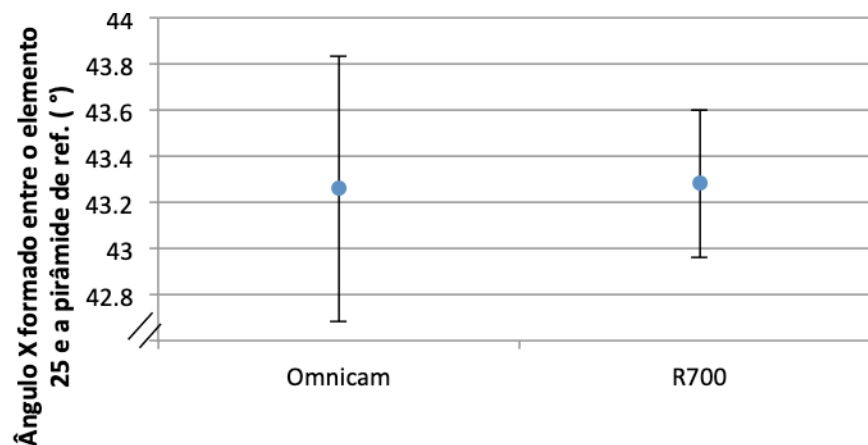
Fonte: Elaboração própria.

Figura 18 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo X formado entre o elemento dental 21 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



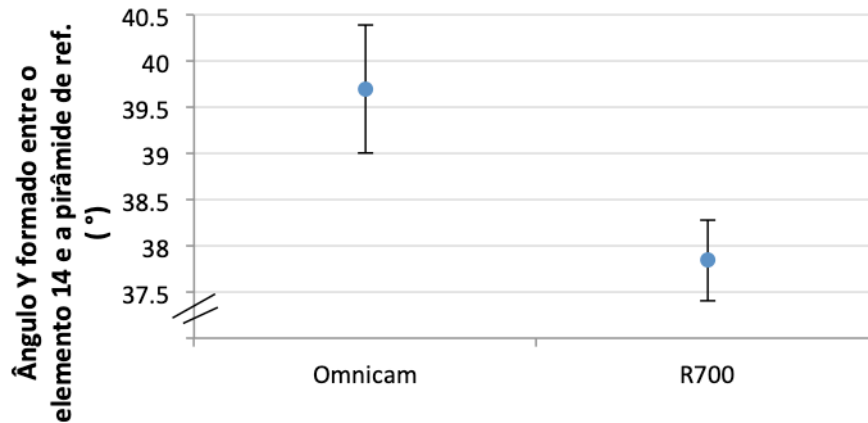
Fonte: Elaboração própria.

Figura 19 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo X formado entre o elemento dental 25 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



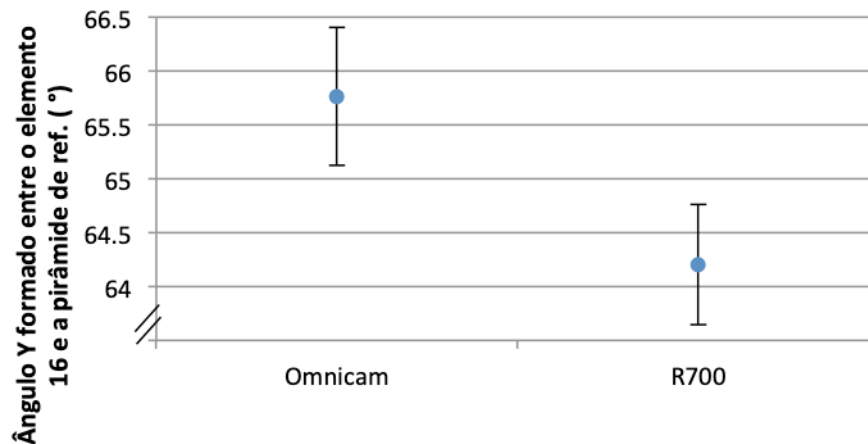
Fonte: Elaboração própria.

Figura 20 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Y formado entre o elemento dental 14 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



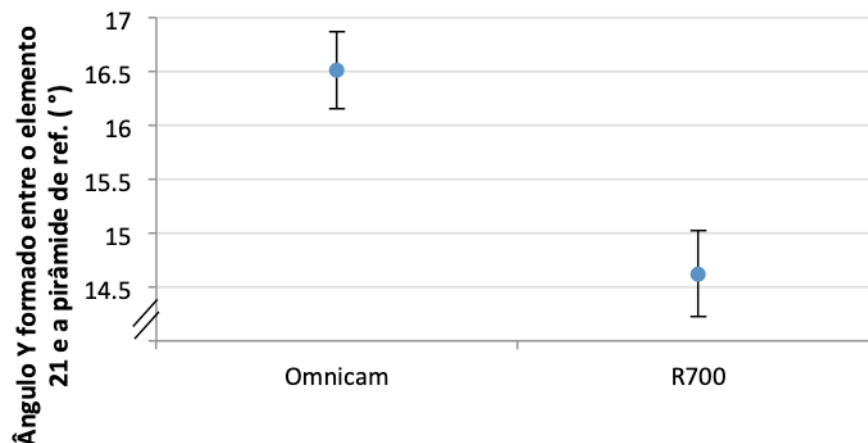
Fonte: Elaboração própria.

Figura 21 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Y formado entre o elemento dental 16 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



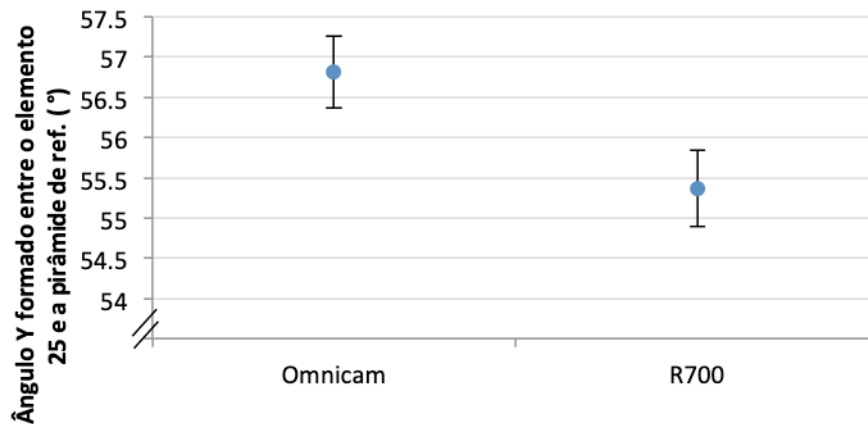
Fonte: Elaboração própria.

Figura 22 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Y formado entre o elemento dental 21 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



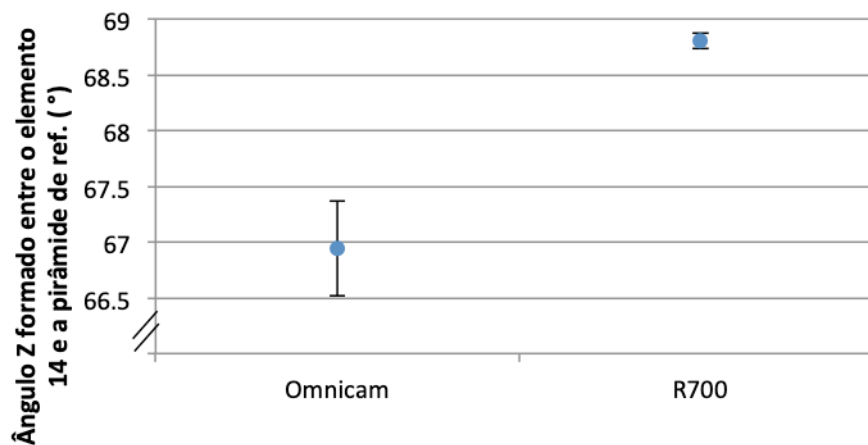
Fonte: Elaboração própria.

Figura 23 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Y formado entre o elemento dental 25 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



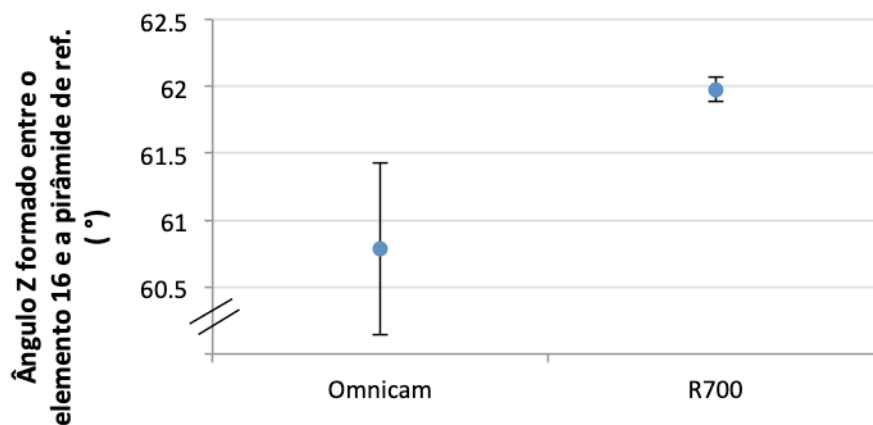
Fonte: Elaboração própria.

Figura 24 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Z formado entre o elemento dental 14 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



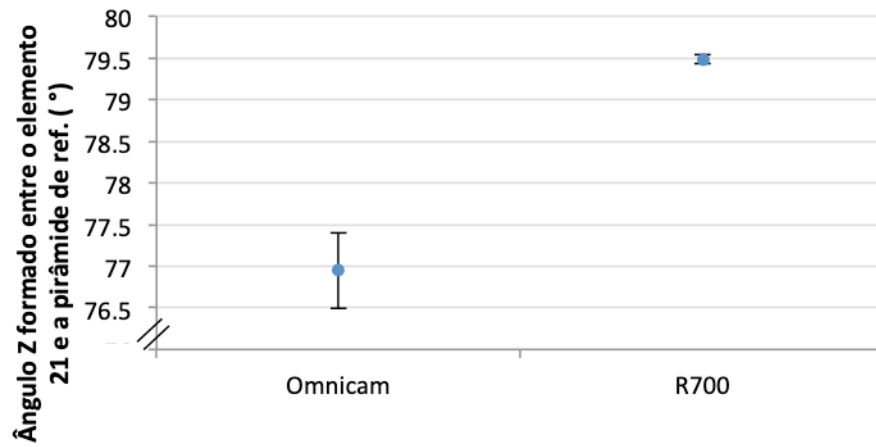
Fonte: Elaboração própria.

Figura 25 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Z formado entre o elemento dental 16 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



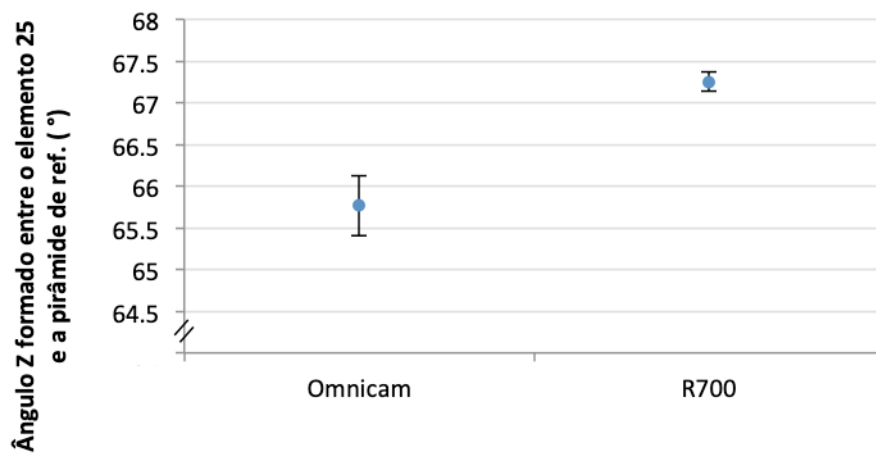
Fonte: Elaboração própria.

Figura 26 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Z formado entre o elemento dental 21 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



Fonte: Elaboração própria.

Figura 27 - Média e intervalo de confiança (95%) do ângulo Z formado entre o elemento dental 25 e a pirâmide de ref. (°), segundo o tipo de escâner. Araraquara, 2019



Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

A realização da moldagem odontológica é passo elementar durante o tratamento protético e, a qualidade do molde/modelo obtidos está diretamente relacionada com a longevidade e sucesso das restaurações indiretas¹.

Este estudo *in vitro* avaliou a exatidão de moldes e modelos totais de gesso obtidos a partir de diferentes técnicas e materiais de moldagem, não sendo observadas diferenças estatisticamente significantes, tampouco clinicamente relevantes no que diz respeito às variáveis dependentes bi ou tridimensionais avaliadas. Dessa forma, aceita-se a hipótese nula do estudo, dado que os fatores técnica e material de moldagem, tempo e material de vazamento não influenciaram a exatidão tridimensional dos modelos de gesso totais obtidos.

Com base na pequena espessura de material fluido obtida com a técnica simultânea, os resultados deste estudo corroboram os achados de alguns autores^{10,22} em relação à estabilidade dimensional dos elastômeros de moldagem. Apesar disso, um maior volume de conteúdo de carga nos materiais elastoméricos densos faz com que haja menos elasticidade e fluidez, o que resulta em menor precisão¹⁰. Assim, se faz necessária a utilização de material fluido em pequenas espessuras em associação aos materiais mais viscosos (densos ou pesados), logrando, dessa forma, moldes precisos, com mínima distorção e elevada estabilidade dimensional. Ao se comparar a técnica simultânea com a técnica realizada com alívio com filme de PVC, na qual maior quantidade de material fluido em relação à primeira, esses resultados ainda corroboram com os de Hung et al.²², que compararam a exatidão das técnicas de moldagem com silicone de adição em uma e duas etapas e demonstraram dados semelhantes apesar de observarem que a moldagem em passo único ou simultânea produzia valores muito próximos daqueles encontrados nos grupos controle²².

Ender et al.⁶⁸, demonstraram que os desvios encontrados variaram de acordo com o método de moldagem. Moldagens convencionais mostraram a maior exatidão em toda a arcada dentária em todos os grupos, exceto para o grupo feito com alginato que sofreu maiores deformações corroborando com os achados de nosso estudo em que não houveram diferenças entre as técnicas e materiais de moldagem elastoméricos empregados (silicone de condensação e polivinilsiloxano). Já com os sistemas de moldagem digital, estes apresentaram maiores desvios pontuais dentro

do arco; no entanto, eles alcançam igual e maior precisão do que alguns materiais de impressão convencionais.

A estabilidade dimensional de uma impressão elastomérica é influenciada pela contração de polimerização do material, subprodutos de reações químicas, alterações térmicas e recuperação elástica¹⁴, enquanto fatores como desinfecção, tempo de vazamento^{13, 97} e técnica de impressão também podem influenciar sua exatidão^{14,15,98,99}. De acordo com seu fabricante, Speedex premium C-silicone tem capacidade de recuperação elástica e reprodução, o que geralmente é conseguido por materiais VPS. Além disso, devido ao baixo encolhimento, eles sugerem que as impressões permanecem dimensionalmente estáveis por até 7 dias. Essas propriedades podem ajudar a explicar o excelente desempenho apresentado por esse silicone de condensação; comparável ao material Express XT VPS. Além disso, Garrofé et al.¹⁰⁰ observaram que o Speedex apresentou estabilidade dimensional linear comparável a alguns materiais do VPS ao longo do tempo. Esses fatos fornecem evidências científicas para apoiar seu uso na rotina clínica, especialmente em muitos países ocidentais. Por outro lado, outras propriedades como detalhes de reprodução, recuperação elástica e resistência ao rasgamento devem ser avaliadas para garantir a qualidade das impressões e vazamentos ao longo do tempo; especialmente em casos de vazamento duplo. É válido salientar que neste estudo em diferentes tempos e materiais de vazamento, os dados foram semelhantes àqueles observados no baseline (modelo mestre) com as medidas de referência, os resultados mostraram que a manipulação do gesso utilizando de espatulação a vácuo em moldagens de polivinilsiloxano e silicone de condensação antes de verter o gesso sobre o molde produziu resultados homogêneos, respeitando sem dúvidas as recomendações dos fabricantes e atentando-se aos tempos limítrofes para cada material como demonstrado em alguns estudos¹⁰¹.

As análises por meio das mensurações de área, volume e angulação nos eixos X, Y e Z de pontos de referência específicos do modelo mestre, nos as moldesagens e, posteriormente, modelos de gesso de cada condição experimental foram realizadas por meio de análises das malhas adquiridas com o escâner R700 e também comparadas com o CEREC Omnicam (Dentsply Sirona Inc., Bensheim, Hessen, Alemanha). O escâner intraoral produziu exatidão pouco menor, sendo esses dados corroborados pelos achados de Flügge et al.⁸⁵, que demonstraram que

os escaneamentos com iTero foram menos exatos que aqueles realizados com D250. Os escaneamentos intraorais com iTero são menos precisos do que os modelos escaneados com iTero, sugerindo que as condições intraorais contribuem para a imprecisão do escaneamento. No presente estudo por se tratar de um estudo in vitro as condições intraorais não podem ser consideradas ponderantes, no entanto ainda assim foram verificadas diferenças entre os escâneres, que poderiam ser explicadas pelo método de obtenção de imagens entre ambos. No caso dos escâner intraoral, a aquisição de imagens se dá por uma câmera que captura as imagens e apesar da calibração e controle do processo, há o viés do operador durante o escaneamento. Já o escâner de bancada apresenta maior exatidão na digitalização do que os aparelhos intraorais, pois o feixe de luz (captação da imagem) permanece estático, enquanto o modelo é movimentado em uma distância fixa, evitando a distorção da imagem²¹.

Os estudos de Patzelt et al.⁸⁶ e Park et al.⁸⁸ corroboram com nossos achados quando compararam a exatidão de escâneres intraorais e demonstraram que todos os sistemas avaliados mostraram um nível comparável de precisão e exatidão quando testados em um modelo mestre, isso sugere que o método de aquisição das imagens pode diminuir o viés de moldagem e modelagem, bem como as inerentes características físico-químicas e mecânicas dos materiais de moldagem, favorecendo restaurações indiretas mais padronizadas e com maiores possibilidades de sucesso clínico.

Assim como os resultados observados por Jeong et al.⁸⁷ e Renne et al.⁸⁹, os resultados obtidos no presente estudo foram menores e portanto com menos discrepância dos valores reais do modelo mestre utilizado, quando o escâner de laboratório foi utilizado. Apesar do escâner intra-oral apresentar excelentes resultados, há essa diferença entre os tipos de dispositivo usados. A exatidão no grupo de escâner de vídeo intraoral não foi significativamente diferente daquela no grupo de controle. No entanto, o escâner de vídeo foi menos preciso do que o de laboratório.

Em conformidade ao encontrado no presente estudo e os demais já anteriormente apresentados Bohner et al.⁹⁰, avaliando escâneres intraorais e extraorais demonstraram exatidão similar no escaneamento dos dentes preparados. Maiores discrepâncias podem ocorrer na região cervical e na superfície oclusal, no entanto nada significativo estatisticamente.

Nedelcu et al.⁹¹, avaliaram uma nova metodologia utilizando escâneres industriais como referência, e estudaram a acurácia *in vivo* de três escâneres intraorais e moldagens convencionais. A moldagem convencional não mostrou diferença estatisticamente significativa para o escâner intraoral. No entanto, os desvios do escâner intraoral e a moldagem convencional estavam dentro de uma magnitude similar, como foi demonstrado no presente estudo não haver diferenças grandes entre os moldes e modelos realizados com os métodos de moldagem convencionais e aquelas malhas adquiridas com os escâneres intraorais, estes podem ser usados como um substituto para impressões convencionais ao restaurar regiões orais sem extensões desdentadas estendidas.

O presente estudo apresenta como limitações, as avaliações feitas em um modelo laboratorial. Portanto, tratando-se de um estudo *in vitro* dos elementos de interesse, não foi realizado uma análise clínica que se caracterizaria ideal, para verificar de maneira mais fidedigna as situações reais da cavidade oral, onde estariam presente o meio e limitações do mesmo no ato de moldagem seja esta digital ou convencional.

Apesar de os materiais e técnicas de moldagem serem cotidianamente empregados na prática clínica, estudos futuros que avaliem as técnicas de moldagem digital *in vivo* são necessários para verificar seu desempenho clínico, visando otimizar o tempo e a qualidade dos procedimentos clínico-laboratoriais realizados.

7 CONCLUSÕES

Com base na proposição e metodologia empregada, e de acordo com os resultados obtidos em função dos fatores analisados, é lícito afirmar que:

- ✓ A exatidão bi e tridimensional de modelos totais de gesso não foi influenciada pelas diferentes técnicas e materiais de moldagem, em diferentes tempos e materiais de vazamento;
- ✓ Na maioria das condições experimentais, o escâner de bancada produziu resultados mais próximos ao baseline àqueles apresentados pelo escâner intraoral;
- ✓ O vazamento tardio dos modelos gesso, obtidos dos moldes com silicone de condensação *premium* produziu resultados comparáveis aqueles produzidos pelos moldes e modelos obtidos com silicone de adição (padrão-ouro);
- ✓ A exatidão dos modelos não foi influenciada pelos gessos convencional tipo IV e de expansão nula.

REFERÊNCIAS*

1. Kang AH, Johnson GH, Lepe X, Wataha JC. Accuracy of a reformulated fast-set vinyl polysiloxane impression material using dual-arch trays. *J Prosthet Dent.* 2009; 101 (5): 332-4.
2. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011; 20 (2): 153-60.
3. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(5): 466-71.
4. Kotsiomi E, Tziella A, Hatjivasiliou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection: a literature review. *J Oral Rehabil.* 2008; 35(4): 291-9.
5. Balkenhol M, Ferger P, Wostmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(6): 573-5.
6. Blatz MB, Sadan A, Burgess JO, Mercante D, Hoist S. Selected characteristics of a new polyvinyl siloxane impression material: a randomized clinical trial. *Quintessence Int.* 2005; 36(2): 97-104.
7. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(3): 219-23.
8. Endo T, Finger WJ. Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int.* 2006; 37(1): 47-51.
9. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 151-4.
10. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent.* 2004; 32(8): 603-9.
11. Chiayi S. In Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials.* 11th ed. St. Louis, MO: Elsevier; 2003. cap. 10; p. 205-54.
12. Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(3): 245-9.
13. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(1): 120-5.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

14. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res.* 1988; 2(1): 51-64.
15. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 161-5.
16. Wadhvani CPK, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(6): 530-9.
17. Morford HT, Tames RR, Zardiackas LD. Effect of vacuum and pressure on accuracy, reproducibility, and surface finish of stone casts made from polyvinyl siloxane. *J Prosthet Dent.* 1986; 55 (4): 466-70.
18. Raigrodski AJ, Dogan S, Mancl LA, Heindl H. A clinical comparison of two vinyl polysiloxane impression materials using the one-step technique. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(3): 179-86.
19. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 445-70.
20. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinylsiloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(4): 357-61.
21. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc.* 2005; 136(3): 343-6.
22. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-steps putty wash addition silicone technique. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5): 583-9.
23. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J.* 1998; 43(6): 428-34.
24. Chaimattayompol N, Park D. A modified putty-wash vinyl polysiloxane impression technique for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(6): 483-5.
25. Haim M, Luthardt RG, Rudolph H, Koch R, Walter MH, Quaas S. Randomized controlled clinical study on the accuracy of two-stage putty-and-wash impression materials. *Int J Prosthodont.* 2009; 22(3): 296-302.
26. Dounis GS, Ziebert GJ, Dounis KS. A comparison of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(2): 165-9.
27. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(4): 274-81.
28. Wu AY, Donovan TE. The use of vacuum-formed resin sheets as spacers for putty-wash impressions. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(1): 54-5.

29. Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos M da G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Braz Oral Res.* 2008; 22(4): 293-8.
30. Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(5): 535-41.
31. Lee IK, DeLong R, Pintado MR, Malik R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent.* 1995; 20(6): 246-52.
32. Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater.* 2006; 22(1): 69-76.
33. Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Taylor WG. Effect of impression tray design and impression technique upon the accuracy of stone casts produced from a putty-wash polyvinyl siloxane impression material. *J Dent.* 1991; 19(5): 283-9.
34. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(4): 228-39.
35. Gerrow JD, Price RB. Comparison of the surface detail reproduction of flexible die material systems. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(4): 485-9.
36. Mohammad HK, Afsaneh M, Ameneh E. The effect of disinfection with sodium hypochlorite 0.5% on dimensional stability of condensation silicone impression materials of Speedex and Irasil. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2014; 15(3): 98-103.
37. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric Impressions. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(4): 354-64.
38. Alcan T, Ceylanoglu C, Baysal B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *Angle Orthod.* 2009; 79(1): 30-6.
39. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wöstmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(5): 288-94.
40. Imbery TA, Nehring J, Janus C, Moon PC. Accuracy and dimensional stability of extended-pour and conventional alginate impression materials. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141(1): 32-9.
41. Martin N, Martin MV, Jedynekiewicz NM. The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dent Mater.* 2007; 23(6): 760-8.

42. Walker MP, Burckhard J, Mitts DA, Williams KB. Dimensional change over time of extended-storage alginate impression materials. *Angle Orthod.* 2010; 80(6): 1110-5.
43. Silva SC, Messias AM, Abi-Rached FO, de Souza RF, Reis JM. Accuracy of gypsum casts after different impression techniques and double pouring. *PLoS One.* 2016 ;11(10): e0164825.
44. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-base impression materials. *Dent Mater.* 1992; 8(2): 105-9.
45. Butta R, Tredwin CJ, Nesbit M, Moles DR. Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(6): 540-4.
46. Schelb E, Mazzocco CV, Jones JD, Prihoda T. Compatibility of type IV dental stones with polyvinyl siloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 1987; 58(1): 19 – 22.
47. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004; 7(1): 25-45.
48. Colpani JT, Borba M, Bona AD. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mat.* 2013; 29(2): 174-80.
49. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM – made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011; 27(12): 1273-8.
50. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaption of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(4): 239-47.
51. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent.* 2010; 104 (4): 216-27.
52. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of allceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(6): 441-7.
53. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(5): 577-80.
54. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(4): 249-55.
55. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011; 30(1): 97-102.

56. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(3): 129-34.
57. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2(2): 33-8.
58. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(4): 909-13.
59. Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 131(3): 107-11.
60. Avila ED, Moraes FD, Castanharo SM, Del Acqua MA, Mollo Junior FA. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. *J Oral Implantol.* 2014; 40(6): 633-9.
61. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(3): 165-72.
62. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: effect of implant angulation and connection type. *Int J Dent.* 2018; 4: 3761750.
63. Christensen G. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* 2009; 140(10): 1301-4.
64. Christensen G. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc.* 2008; 139(6): 761-3.
65. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204(9): 505-11.
66. Birnbaum N, Aaronson H. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent.* 2008; 29(8): 494, 496, 498-505.
67. Reich S. IDS-news: digital impression systems. *Int J Comput Dent.* 2007; 10(2): 195-7.
68. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(3): 313-320.
69. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(6): 1425-31.

70. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Part 1: general principles and definitions (ISO 5725e1:1994). Berlin: Beuth Verlag GmbH; 1997.
71. Holm C, Tidehag P, Tillberg A, Molin M. Longevity and quality of FPDs: a retrospective study of restoration 30, 20, and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(3): 283-89.
72. Ender A, Wiedhahn K, Mormann WH. Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new Cerec 3D software. *Int J Comput Dent*. 2003; 6(1): 89-94.
73. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013; 109(2): 121-8.
74. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010; 38(7): 553-9
75. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013; 17(7): 1759-64.
76. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*. 2014; 18(2): 515-23.
77. An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(5): 1171-5.
78. Khraishi H, Duane B. Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evid Based Dent*. 2017; 18(1): 24-5.
79. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous man- dibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014; 111(3): 186–94.
80. Winston WL, Chee BDS, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(5): 728-32.
81. Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(3): 289-92.
82. Cho GC, Chee WWL. Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(4): 354-8.

83. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(2): 112-7.
84. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane Impressions. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(1): 49-54.
85. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144(3): 471-8.
86. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Invest.* 2014; 18(6): 1687–94.
87. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(6): 755-9.
88. Park JM. Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont.* 2016; 8(5): 354-62.
89. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: an in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(1): 36-42.
90. Bohner LOL, De Luca Canto G, Marció BS, Laganá DC, Sesma N, Tortamano Neto P. Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(5): 617-23.
91. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: a novel in vivo analysis method. *J Dent.* 2018; 69: 110-8.
92. Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(4): 446-53.
93. Kahn RL, Donovan TE, Chee WWL. Interaction of gloves and rubber dam with poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(4): 342-6.
94. Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent.* 1986; 10(2):46-8.
95. Moher D, Schulz KF, Altman DG, Consort Group. The CONSORT statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomised trials. *Clin Oral Investig.* 2003; 7(1):2-7.

96. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *Prosthet Dent*. 2006; 95(3): 194-200.
97. Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *J Prosthet Dent*. 1979; 41(5): 517-21.
98. Chee WWL, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(5): 728-32.
99. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent*. 1995; 73(4): 333-40.
100. Garrofé AB, Ferrari BA, Picca M, Kaplan AE. Linear dimensional stability of elastomeric impression materials over time. *Acta Odontol Latinoam*. 2011; 24(3): 289-94
101. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1979; 42(2): 159-62.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 02 de Agosto de 2019.

AION MANGINO MESSIAS