



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



**Layene Figueiredo Almeida**

**Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos**

**Araraquara**  
**2020**



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



**Layene Figueiredo Almeida**

**Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos**

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Ortodontia.

**Orientador: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins.**

**Coorientadores: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins e Dr. Leandro Fernandes.**

**Araraquara**

**2020**

Almeida, Layene Figueiredo

Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos / Layene Figueiredo Almeida .-- Araraquara: [s.n.], 2020.

67 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Coorientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Coorientador: Dr. Leandro Fernandes

1. Impressão tridimensional
  2. Estereolitografia
  3. Precisão da medição dimensional
  4. Propriedades físicas
- I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação

Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

**Layene Figueiredo Almeida**

**Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos**

**Comissão Julgadora**

**Tese para obtenção do grau de doutor em Ciências Odontológicas**

Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

Prof. Dr. Gelson Adabo

Prof. Dr. Alexandre Protásio Vianna

Prof. Dr. Ronald de Freitas Paixão

Araraquara, 27 de março de 2020

## **DADOS CURRICULARES**

**Layene Figueiredo Almeida**

**NASCIMENTO:** 29/06/1986-Feira de Santana-Bahia

**FILIAÇÃO:** Luiz Augusto Almeida Figueiredo  
Selma Figueiredo Almeida

**2006/2010:** Graduação em Odontologia – Universidade Estadual de Feira de Santana

**2010/2013:** Curso de Especialização em Ortodontia – União Metropolitana de Educação e Cultura – Lauro de Freitas/BA

**2013/2016:** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível Mestrado–  
Área de Ortodontia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP-  
Araraquara/SP

**2016/2020:** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível Doutorado–  
Área de Ortodontia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP-  
Araraquara/SP

À minha família, pai, mãe, irmã e amor,  
que são meu maior bem nesta vida, força,  
incentivo, alegria! Meu tudo!

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais Selma e Guto, por todo apoio nesses longos anos em que estive me dedicando à pós-graduação na cidade de Araraquara. Obrigada pelos grandes exemplos que são de força de vontade, empenho e amor. As palavras não seriam suficientes para expressar tudo e que vocês representam para mim. Tenham a certeza de que esse título não é só meu, é nosso! Gratidão! Amo vocês!

Ao meu amor, obrigada por estar sempre ao meu lado, mesmo com todas as adversidades que passamos. Obrigada por estar comigo mesmo com tantas mudanças que aconteceram, tantas transformações, agradeço por você ter aceitado mudar junto, e estar ao meu lado sempre. Que o nosso amor sempre cresça e amadureça mais e mais! Te amo! STTOD!

À toda minha família, que me apoiou durante esses anos, minha irmã por toda ajuda e compreensão, minha Lulu, que nasceu e já cresceu um monte e não pude acompanhar, desculpa a ausência da tia! Amo vocês! Minha Tia Selmira por todo apoio, e a todos os meus familiares por torcerem sempre pelo meu crescimento. Gratidão

À minha orientadora Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins, por todo seu cuidado e empenho por seus orientandos. Como já disse, você é minha mãezona aqui em Araraquara e agradeço por toda orientação, conselhos e cuidado que sempre teve comigo. Você é um grande exemplo de mulher, professora, pesquisadora e mãe! Muito obrigada por tudo!

Ao meu coorientador Prof. Dr. Renato Parsekian Martins, pela ajuda fundamental no desenvolvimento de todas as pesquisas que realizei durante minha pós-graduação. Pelos conselhos profissionais e por nunca desistir de fazer seus orientandos aprenderem a linguagem científica. Você é exemplo para muitos. Muito obrigada!

Ao meu coorientador Dr. Leandro Fernandes por sua ajuda incansável na execução dos testes mecânicos, por sempre estar disponível e por sua amizade. Muito obrigada!

Aos professores da área de Ortodontia João Gonçalves, Dirceu Raveli, Luiz Gandini, Ary dos Santos-Pinto e Maurício Sakima, por todo conhecimento doado nestes anos e pela amizade de sempre. É uma honra ter sido aluna de vocês. E um agradecimento especial ao Prof. Ary, por toda sua paciência e disposição sempre que

precisei nestes longos anos de pós-graduação, você é um exemplo de dedicação ao ensino e pesquisa. Muito obrigada!

Ao professor Gelson Adabo por toda sua colaboração em minha pesquisa. Obrigada por ter sido sempre solícito e atencioso! Gratidão.

Aos grandes amigos da pós-graduação que tive o prazer de conviver durante o doutorado: Patrícia Schneider, Priscila Ayub, Cibele Braga, Roberto Soares, Luís Lon, Talles Oliveira, João Paulo Schwartz, Wendel Shibasaki, Isabela Parsekian, Adriana Souza, Juliana Parizoto, Ingrid Ledra, Jonas Bianchi, Paulo Marchi, Eddy Navarro, Marlos Loiola e Bruno Minervino. Obrigada pela amizade de sempre e a mão estendida sempre que necessário.

Ao meu grande amigo Juan Mariscal, Pako, pelo grande apoio e grande ajuda na execução dos experimentos, sem você eu não teria finalizado esta tese. Obrigada por sempre me ouvir e por estar sempre à postos como um amigo muito especial. Amo você! Muito, muito, muito obrigada!

À minha amiga Tatyane Mesquita, por dividir comigo as alegrias e angústias de um doutorado! Conte comigo sempre!

Às minhas antigas colegas do apê 42, Kamila Figueiredo e Mari Pacetti, obrigada pelo companheirismo, resenhas e amizade. Levarei nossa amizade para onde for! Obrigada meninas!

Aos funcionários do departamento de Clínica Infantil por toda amizade, por tornar meus dias em Araraquara mais alegres e pelas resenhas das quintas. Obrigada Diego Pendenza, Flavia Annunzio, Dulce Oliveira e Antônio Cabrini.

Aos Funcionários Cristiano Afonso Lamounier e José Alexandre Garcia, por todo apoio, bom humor e incansáveis orientações aos alunos. Gratidão!

Ao meu grande amigo/amor Francisco Camargo, Fran, muita gratidão por você ter me recebido em seu lar com tanto amor e tanta luz. Você é um ser humano muito especial, com muita luz e amor que transborda com tanta naturalidade, que você nem percebe. Agradeço muito a Deus toda vez que ele põe no meu caminho pessoas que me transformam para melhor, e você entrou como um furacão de positividade! Não sei nem como agradecer! Te amo muito! Gratidão, Gratidão, gratidão!

À minha amiga Isabela Fátima, que se tornou minha companheira de pós e de vida, me apoiando e sempre me colocando para cima. A pessoa que dorme e acorda falando e que não deixa ninguém desanimado. Você é a pessoa mais de bem com a

vida que eu já conheci e é muito bom partilhar meu dia-a-dia com você. Obrigada por tudo parceirinha! Amo você!

Ao meu grande amigo Alexandre China, por toda amizade e companheirismo. Obrigada por ter tornado meus dias em Araraquara mais felizes, sempre com seu humor sem limites! Foi muito bom ter te conhecido! Gratidão.

E por fim, 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.

“Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como uma oportunidade invejável para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito, para seu próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer.” Albert Einstein

Almeida LF. Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

## RESUMO

**OBJETIVO:** Identificar e quantificar diferenças nas propriedades mecânicas de quatro resinas para impressão por estereolitografia em função do tempo de exposição à luz ultravioleta pós impressão e quantificar diferenças dimensionais em modelos odontológicos produzidos por estereolitografia em relação à inserção de barra estabilizadora transversal na região posterior, à orientação de impressão, vertical ou horizontal, tipo de modelo, oco ou maciço, e pós cura com luz ultravioleta ou não, por meio de medições lineares. **MÉTODOS:** 140 espécimes foram impressos em impressoras 3D do tipo SLA (estereolitografia a laser) e DLP (estereolitografia por processamento digital de luz) para cada teste mecânico realizado e foram divididos em 28 grupos, de acordo com a resina (4 tipos: Blue, Gray, Surgical Guide, Standard) e o tempo de pós cura com luz ultravioleta (7 tempos: 0, 5, 10, 15, 30, 60 e 120 minutos). Foram realizados os testes de microdureza Vickers, tração diametral e flexão três pontos. Os dados obtidos foram submetidos a uma ANOVA de dois níveis e ao pós teste de Tukey. Para a avaliação das alterações dimensionais de modelos odontológicos foram realizados dois experimentos distintos. No primeiro, 56 modelos odontológicos do arco maxilar em formato de ferradura foram impressos na impressora MoonRay S100 (SprintRay) com a resina Gray (SprintRay), variando a orientação de impressão, a presença de barra e o processo de pós cura. Depois de impressos foram escaneados em escâner de mesa R700 (3Shape) e então foram realizadas as medições transversais entre caninos, primeiros e segundos pré-molares e molares e de comprimento de arco no software VistaDent OC (Dentsply Sirona). No segundo, 56 modelos foram impressos com a mesma resina e impressora, variando o tipo de modelo, presença de barra e polimerização. Foram então escaneados com o escâner R700 e utilizado o software VistaDent para a realização das mesmas medidas da metodologia anterior. **RESULTADOS:** O tempo e a resina influenciaram os valores de microdureza, resistência à tração e à flexão ( $p < ,001$ ) e houve interação entre as duas variáveis para todos os testes ( $p < ,001$ ). As variáveis orientação de impressão, barra e polimerização influenciaram de maneira significativa as medidas obtidas dos modelos odontológicos ( $p < ,001$ ). Os modelos sofreram uma contração maior quando impressos verticalmente (0,1-0,2 mm), com barra (0,1-0,4 mm) e com polimerização (0,1 mm). As variáveis tipo de base, barra e polimerização influenciaram de forma significativa as medições dos modelos ( $p < ,001$ ). Os modelos sofreram uma redução maior das medidas quando impressos com base oca (0,1 mm), com barra (0,1-0,5 mm) e com polimerização com luz UV (0,1 mm). **CONCLUSÕES:** A resina Blue e Gray apresentaram suas características mecânicas máximas a partir de 10 minutos de exposição à luz UV, a resina Surgical Guide com o tempo de 5 minutos e a Standard apenas a partir dos 15 minutos. Em relação aos modelos odontológicos, houve uma maior alteração das medidas na impressão vertical, na presença de barra, no modelo oco, e com o procedimento de pós-cura.

**Palavras chave:** Impressão tridimensional. Estereolitografia. Precisão da medição dimensional. Propriedades físicas.

Almeida LF. Effect of complementary photocure in resins for stereolithography printers on their mechanical properties and different printing projects on dental models accuracy [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

## **ABSTRACT**

**OBJECTIVE:** To identify and quantify differences in the mechanical properties of four resins for stereolithography printing varying time of exposure to ultraviolet light and to quantify dimensional differences in dental models produced by stereolithography regarding the insertion of a transverse stabilizer bar in the posterior region, the printing orientation, vertical or horizontal, model type, hollow or solid, and post-cure with ultraviolet light or not, by means of linear measurements. **METHODS:** 140 specimens were printed by SLA (laser stereolithography) and DLP (digital light processing stereolithography) printers for each mechanical test performed and were divided into 28 groups, according to the resin (4 types: Blue, Gray, Surgical Guide, Standard) and the post-cure time with ultraviolet light (7 times: 0, 5, 10, 15, 30, 60 and 120 minutes). Vickers microhardness tests, diametrical traction and three point flexion were performed. The data obtained were submitted to a two-way ANOVA and the Tukey post-test. To evaluate the dimensional changes of dental models, two different experiments were carried out. In the first, 56 horseshoe-shaped dental models of a maxillary arch were printed on the MoonRay S100 (SprintRay) with Gray resin (SprintRay), varying the printing orientation, the presence of a bar and the post-curing process. After printing, they were scanned on a R700 table scanner (3Shape) and then measurements between canines, first and second premolars and molars and arch length were performed using VistaDent OC software (Dentsply Sirona). In the second, 56 dental models were printed with the same resin and printer, varying the type of base, presence of bar and polymerization. They were then scanned with the R700 scanner and the VistaDent software was used to perform the same measurements as the previous methodology. **RESULTS:** Time and resin influenced the microhardness, tensile and flexural strength values ( $p < .001$ ) and there was an interaction between the two variables for all tests ( $p < .001$ ). The impression orientation, bar and polymerization variables significantly influenced the measurements obtained from the dental models ( $p < .001$ ). The models suffered a greater contraction when printed vertically (0.1-0.2 mm), with bar (0.1-0.4 mm) and with polymerization (0.1 mm). The variables type of base, bar and polymerization significantly influenced the measurements of the models ( $p < .001$ ). The models suffered a greater reduction of the measurements when printed with hollow base (0.1 mm), with bar (0.1-0.5 mm) and with UV light polymerization (0.1 mm). **CONCLUSIONS:** The Blue and Gray resins showed their maximum mechanical characteristics after 10 minutes of UV light exposure, the Surgical Guide resin with exposure time of 5 minutes and the Standard only after 15 minutes. Regarding the dental models, there was a greater change in measurements in vertical printing, in presence of a bar, in the hollow model, and with the post-cure procedure.

**Keywords:** Printing, Three-Dimensional. Stereolithography. Dimensional Measurement Accuracy. Physical properties.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2.1 Objetivo Geral.....</b>	<b>16</b>
<b>2.2 Objetivos Específicos .....</b>	<b>16</b>
<b>3 PUBLICAÇÕES .....</b>	<b>17</b>
<b>3.1 Publicação 1 .....</b>	<b>17</b>
<b>3.2 Publicação 2 .....</b>	<b>32</b>
<b>3.3 Publicação 3 .....</b>	<b>49</b>
<b>4 CONCLUSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>66</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A impressão tridimensional (3D), também conhecida como manufatura aditiva, vem sendo bastante utilizada no diagnóstico e tratamento ortodôntico com o recente aumento do uso de alinhadores invisíveis nos consultórios destes profissionais. Para isso, a cavidade bucal do paciente deve ser escaneada, transformada em um modelo digital que é submetido a uma correção virtual dos posicionamentos dentários, gerando uma sequência de modelos que devem ser impressos, para a posterior confecção dos alinhadores.

Existem algumas razões que suportam o avanço mundial desta tecnologia, como a facilidade de criação de modelos físicos a partir de modelos virtuais, otimização do tempo e redução de custos com a utilização de um equipamento de bancada. Estas e outras vantagens acabaram por atrair diversos profissionais para a utilização da impressão 3D em seu dia-a-dia, desde joalheiros até médicos e dentistas.

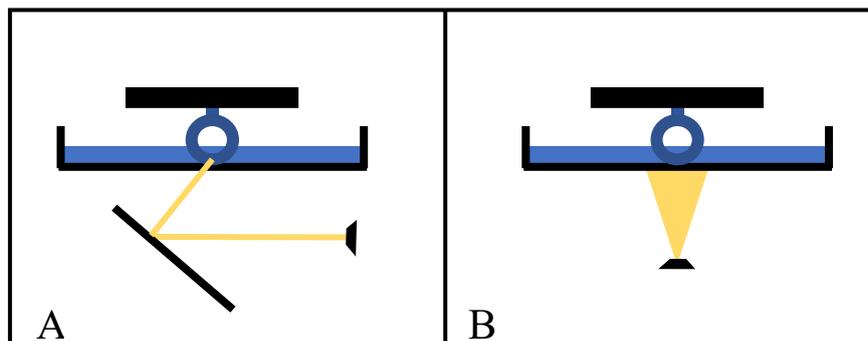
A primeira impressora 3D comercial foi baseada em uma técnica denominada estereolitografia, criada por Charles Hull em 1984, também conhecida por SLA (StereolithographyApparatus)<sup>1</sup>. No entanto, atualmente existem diferentes tecnologias de impressão 3D, sendo a estereolitografia por laser (SLA), a estereolitografia de processamento digital de luz (DLP) e a tecnologia de jato triplo (polyjet) as técnicas mais utilizadas para a impressão de modelos ortodônticos<sup>2-5</sup>. Nestas tecnologias, uma resina líquida é fotopolimerizada em camadas, dando forma ao material desejado<sup>1,6</sup>.

A tecnologia da estereolitografia produz objetos 3D a partir da fotopolimerização em camadas de uma resina líquida com propriedade autoadesiva que permite que as inúmeras camadas se unam formando um material único, o que resulta em um objeto com excelente precisão, rico em detalhes, com boa lisura superficial e uma alta resistência<sup>7</sup>. Algumas questões podem influenciar na precisão do produto final, como a espessura das camadas, a criação e a posterior remoção de estruturas para sustentar áreas sem apoio durante a impressão e a contração da resina no processo de polimerização pós impressão<sup>8,9</sup>. Na técnica polyjet o material é totalmente polimerizado durante a impressão, no entanto seu custo é mais elevado quando comparado com a SLA e DLP que necessitam de uma etapa adicional de polimerização por luz ultravioleta (UV) após a impressão.

O processo de cura camada-a-camada em um polímero líquido permitiu a criação das técnicas de impressão por SLA e DLP. Juntas, elas são as mais utilizadas para fins odontológicos por vantagens como resolução das camadas, possibilidade de usos diversos, resinas polimerizáveis disponíveis para o uso, facilidade de manuseio e custo razoável.

Em ambas impressoras SLA e DLP, existe uma bandeja onde a resina líquida é depositada e seletivamente exposta à luz (normalmente com comprimento de onda de 385nm ou 405nm), o que provoca a sua solidificação. Nas impressoras SLA a fonte de luz é um laser de luz UV que é direcionado para o tanque de resina por dois motores que são chamados de galvanômetros, um para o eixo X e outro para o Y. Onde a luz passa, a resina é solidificada, e assim que a camada é finalizada, o tanque de resina se movimenta para que uma nova camada do objeto seja formada (Fig. 1A). Já as impressoras DLP emitem a luz UV para a bandeja de resina líquida por meio de um projetor, que envia a imagem de cada camada a ser polimerizada (Fig. 1B). Da mesma forma, assim que cada camada vai sendo produzida o tanque de resina se movimenta para que a nova camada seja adicionada.

**Figura 1** - **(A)** Esquema de funcionamento de uma impressora SLA. **(B)** Esquema de funcionamento de uma impressora DLP.



Fonte: Elaboração própria.

As resinas utilizadas são compostas basicamente de monômeros multifuncionais de baixo peso molecular, alta ligação e com características de alta rigidez e friabilidade. O nível de cura durante a impressão está relacionado à composição da resina e os parâmetros do tipo de impressão utilizado<sup>10</sup>. É possível alcançar cerca de 80% apenas com o processo de manufatura, sendo necessária uma fotopolimerização pós impressão em forno de luz UV para alcançar uma cura superior

a 90%<sup>10</sup>. Em 2006, Chockalingam e colaboradores<sup>11</sup> afirmaram que é possível alcançar 95 a 98% de cura da resina em impressoras por estereolitografia. No entanto, uma porção de resina não curada fica retida entre as camadas de resina polimerizada, gerando uma estrutura heterogênea, com baixa resistência e baixa dureza.

As resinas utilizadas para a impressão por estereolitografia inicialmente foram resinas acrílicas com boa reatividade e velocidade, porém, a alta contração deste tipo de material levou a um objeto final com baixas propriedades mecânicas. Outras tentativas foram realizadas com resina epóxi, o que oferecia baixa contração, mas uma velocidade de impressão muito lenta. Optou-se, portanto, por resinas híbridas compostas de acrilatos e epóxi, ou com a adição de materiais inorgânicos para reduzir as características negativas de cada material<sup>12</sup>.

O tipo de fonte de energia utilizada e o tipo e quantidade de fotoiniciador presente na resina interferem de forma direta na velocidade de reação de fotopolimerização e na qualidade final do objeto produzido<sup>13</sup>. O mecanismo de cura em resinas fotopolimerizáveis é complexo, porém ela pode ser aproximadamente entendida como a taxa de consumo dos monômeros presentes em sua composição, tal processo depende da concentração de monômeros, da quantidade de fotoiniciador e da eficiência do processo. A fotopolimerização se dá pela sequência de três eventos, a iniciação, que é caracterizada pela geração de radicais livres pelos fotoiniciadores quando absorvem fótons da fonte energética, no caso da impressão por estereolitografia é a luz UV, a propagação, onde há um crescimento e um intercruzamento das cadeias poliméricas, processo facilitado pela presença dos radicais livres, e por fim a etapa de terminação, a polimerização termina por desproporção ou pela combinação de suas cadeias poliméricas a partir dos radicais de cada uma, não permitindo mais a propagação<sup>14</sup>.

As propriedades físicas e químicas da resina utilizada na impressão por estereolitografia, a velocidade e resolução da impressão, o comprimento de onda utilizado, o tipo de fonte luminosa e o processo de pós cura influenciam no desempenho e funcionalidade dos objetos produzidos<sup>15</sup>. Apesar da fotopolimerização pós impressão dos objetos ser uma etapa necessária e que influencia diretamente na qualidade final do objeto, não existe uma padronização para esta, e não são encontradas na literatura informações de como esta etapa pode influenciar nas propriedades mecânicas do material e na sua precisão relacionada a modelos odontológicos.

Inicialmente, realizar o tratamento ortodôntico por meio de alinhadores estéticos somente era possível terceirizando o processo de fabricação para empresas que oferecem este serviço por um alto custo. Ao longo dos anos o custo das tecnologias foi reduzindo, o que aumentou o interesse dos ortodontistas em fazer toda a fabricação dentro do próprio consultório. No entanto, a falta de informação de como padronizar os passos para a fabricação dos modelos e dos alinhadores acaba por dificultar a adesão dos profissionais a esta nova forma de trabalho.

Existem alguns estudos<sup>3,4,8,9,16</sup> que avaliam principalmente a precisão dos objetos criados por esta técnica destinados à Odontologia comparando-a com outras tecnologias, no entanto, não são encontrados estudos que avaliem a influência do processo de polimerização pós impressão na resistência mecânica e precisão destes objetos. Novas pesquisas que investiguem os melhores métodos para a fabricação dos alinhadores são necessárias e muito importantes também para o mercado, pois existe a tendência de mais profissionais aderirem a esta nova forma de tratamento ortodôntico. Portanto, o objetivo deste estudo é avaliar a influência da fotopolimerização pós impressão de modelos ortodônticos impressos por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e precisão.

## **2 PROPOSIÇÃO**

Serão descritos neste tópico os objetivos gerais e específicos deste trabalho científico.

### **2.1 Objetivo Geral**

Avaliar o efeito da fotopolimerização por luz ultravioleta pós impressão e diferentes formas de impressão de modelos odontológicos 3D impressos pelo método de estereolitografia (SLA e DLP) em suas propriedades mecânicas e precisão.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Avaliar o efeito de diferentes tempos de fotopolimerização de modelos 3D em relação a:

- Caracterização do material;
- Dureza superficial;
- Teste de tração diametral;
- Teste de flexão;

Identificar e quantificar alterações dimensionais em modelos odontológicos impressos por impressora DLP em relação às variáveis:

- Orientação de impressão, vertical ou horizontal;
- Presença ou não de barra transversal posterior;
- Exposição ou não à luz ultravioleta pós impressão;
- Tipo de modelo, oco ou maciço.

### **3 PUBLICAÇÕES**

Este trabalho de tese de doutorado foi subdividido em três artigos científicos que serão posteriormente publicados em periódicos da área.

#### **3.1 Publicação 1\***

## **EFEITO DA CURA ADICIONAL DE RESINAS PARA IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL POR ESTEREOLITOGRAFIA EM SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS**

---

\* Artigo elaborado segundo as normas e a ser submetido ao periódico *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.

## RESUMO

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi identificar e quantificar diferenças nas propriedades mecânicas de quatro resinas para impressão por estereolitografia em função do tempo de exposição à luz ultravioleta. **MÉTODOS:** 140 espécimes foram impressos em impressoras 3D do tipo SLA (estereolitografia a laser), com a resina Blue, e DLP (estereolitografia por processamento digital de luz), com as resinas Gray, Surgical Guide e Standard, para cada um dos três testes mecânicos realizados e foram divididos em 28 grupos, de acordo com a resina (4 tipos) e o tempo de pós cura com luz ultravioleta (7 tempos: 0, 5, 10, 15, 30, 60 e 120 minutos). Foram realizados os testes de microdureza Vickers, tração diametral e flexão três pontos. Os dados obtidos nos três testes mecânicos foram submetidos à análise de variância de dois níveis (ANOVA two-way) e ao pós teste de Tukey. **RESULTADOS:** O tempo e a resina influenciaram os valores de microdureza, resistência à tração e à flexão ( $p < ,001$ ) e houve interação entre as duas variáveis para todos os testes ( $p < ,001$ ). **CONCLUSÕES:** A resina Blue e Gray apresentaram suas características mecânicas máximas a partir de 10 minutos de exposição à luz UV e a resina Surgical Guide alcançou suas características mecânicas máximas com o tempo de 5 minutos e a Standard apenas a partir dos 15 minutos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Propiedades Físicas. Estereolitografia. Impressão Tridimensional.

## INTRODUÇÃO

A impressão tridimensional (3D) vem sendo cada vez mais utilizada na área odontológica por causa da sua recente popularização iniciada com a redução do custo dessa tecnologia. Um dos métodos de impressão mais utilizados atualmente na área odontológica é a estereolitografia, introduzida por Charles Hull em 1984<sup>1</sup>. Neste método, uma resina líquida fotopolimerizável é curada por luz ultravioleta (UV) em sucessivas camadas que se unem para formar o objeto final.

A impressão por estereolitografia pode ser por laser (SLA) e por processamento digital de luz (DLP) e a diferença entre elas é a forma que a luz UV é direcionada para o tanque de resina fotopolimerizável. Nas impressoras SLA a fonte luminosa é um laser de luz UV, que se movimenta para formar a imagem de cada camada da impressão, e na DLP tem-se um projetor de luz UV que emite a imagem de cada camada a ser impressa de uma única vez. Em ambas impressoras, assim que cada camada é polimerizada, ocorre um afastamento entre o tanque da resina e a plataforma de impressão, para permitir a adição de uma nova camada.

Alguns fatores como a espessura da camada de impressão<sup>2</sup>, o tipo de resina que está sendo utilizado<sup>3</sup>, a contração da resina que ocorre no processamento pós

impressão<sup>4</sup>, podem interferir na qualidade e precisão do objeto impresso. Os objetos produzidos por estereolitografia não são totalmente fotopolimerizados durante a impressão, e a presença de monômeros livres entre as camadas do objeto acabam por reduzir as suas propriedades mecânicas. Por isso, a etapa de cura pós impressão em fornos de luz UV se faz necessária para este tipo de manufatura aditiva. Apesar de importante, até o momento são encontrados poucos estudos que avaliam fatores que podem influenciar na qualidade final de objetos 3D<sup>2,5-7</sup> e nenhum até então, avaliou o efeito do tempo de cura pós impressão na qualidade mecânica dos objetos.

O objetivo deste estudo foi identificar e quantificar diferenças nas propriedades mecânicas de quatro resinas para impressão por estereolitografia em função do tempo de exposição à luz ultravioleta. As características mecânicas foram avaliadas por meio da dureza superficial, a resistência à tração diametral e à flexão três pontos.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

As resinas testadas neste estudo foram a Blue (XYZPrinting, Gotemburgo, SE), Surgical Guide (SprintRay, Los Angeles, EUA), Gray (SprintRay) e Standard (3DC Med, São Paulo, BR) e suas composições são apresentadas no quadro 1. Os espécimes utilizados nos testes mecânicos e de dureza superficial foram produzidos pelas impressoras Nobel 1.0A (XYZPrinting, Gotemburgo, SE), que é uma impressora SLA, e pela MoonRay S100 (SprintRay, Los Angeles, EUA), impressora que utiliza o processamento digital de luz (DLP).

Os grupos estudados foram definidos quanto ao tipo de resina e ao tempo de fotopolimerização pós impressão, onde foram testados os tempos de 0, 5', 10', 15', 30', 60' e 120'. A fotopolimerização foi realizada por forno fotopolimerizador Labflo UV® - Modelo para resina 3D (Labflo, São Paulo, BR) que emite um comprimento de onda de 405nm de luz UV, possui temporizador e potência de 60W. O número de amostras para cada teste foi calculado levando-se em consideração tamanhos de efeito de 0,4<sup>8</sup>, poder de 95% e significância de 5%. O número sugerido de espécimes foi de 5 por grupo. Considerando que foram 28 grupos (4 grupos de resina e 7 grupos de tempo), o número total de espécimes por teste foi de 140.

**Quadro 1** Composição das resinas testadas.

Resina	Composição	Impressora
<b>Blue (XYZPrinting)</b>	Uretano acrilado (30-50%); Monômero acrílico (55-60%); Diacrilato de 1,6-hexanodiol (5-15%); Fotoiniciador (0-5%)	Nobel 1.0A (XYZPrinting)
<b>Surgical Guide (SprintRay)</b>	Oligômero de metacrilato (30-80%); Monômero de metacrilato (20-60%); Óxido de fosfina- 2,4,6-trimetilbenzoílo (<3%)	MoonRay S100 (SprintRay)
<b>Gray (SprintRay)</b>	Oligômeros acrílicos*, fotoiniciadores*	MoonRay S100 (SprintRay)
<b>Standard (3DC Med)</b>	Monômeros Acrilados (>50%); Pigmentação ( $\leq 2\%$ ); Diacrilato glicol de tripropileno (<20%); Óxido de fosfina- 2,4,6-trimetilbenzoílo (<5%)	MoonRay S100 (SprintRay)

\* Indica que a identidade química específica e / ou a porcentagem exata (concentração) da composição foi retida como segredo comercial.

A dureza superficial das resinas foi avaliada por meio do ensaio de microdureza Vickers em amostras de formato retangular (20 mm x 10 mm x 4 mm) criadas em software de modelagem 3D Builder (Microsoft Corporation, Washington, EUA) e impressas nas 4 resinas avaliadas. Após a impressão, todos os espécimes foram submetidos a dois banhos consecutivos de 10 minutos em álcool isopropílico, com o intuito de remover os resíduos de resina líquida, como recomendado pelos fabricantes das resinas. Após a lavagem, foram secos com jato de ar, em temperatura ambiente e ao fim deste processo foram submetidos aos tempos de fotopolimerização com luz UV de acordo com o tempo de exposição do grupo ao qual pertenciam. Logo após a cura, foram armazenados em caixa escura, isolados da luz, até o momento do teste. O ensaio de microdureza foi realizado utilizando microdurômetro modelo 1600-6300 (Buehler, Illinois, EUA), com carga de 25 gf aplicada durante 15 segundos e foram realizadas 2 leituras em cada quadrante da amostra, totalizando 8 leituras por amostra, obtendo-se uma média final para cada espécime.

O teste de tração diametral foi realizado com espécimes com formato de disco com diâmetro de 8 mm e espessura de 4 mm. Os discos foram modelados no software

3D Builder e impressos nas diferentes resinas, lavados em dois banhos de álcool isopropílico durante 10 minutos cada e submetidos aos tempos de fotopolimerização com luz UV de 0, 5, 10, 15, 30, 60 e 120 minutos. Após a fotopolimerização os discos foram armazenados em caixa escura, isolados da luz até o momento da execução do teste.

O ensaio foi realizado na máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000® (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 2000N, onde cada corpo de prova foi comprimido a uma velocidade de 0,5 mm/min ao longo do seu diâmetro até a sua ruptura. Os valores de resistência à tração diametral foram calculados pela seguinte fórmula:

$$R = \frac{2L}{\pi Dh}$$

Em que:

R = Valor da tração diametral

L = Força aplicada

D = Diâmetro da amostra;

h = altura da amostra

Os corpos de prova para o teste de flexão três pontos foram também modelados no software 3D Builder e impressos nas diferentes resinas. Foram confeccionadas barras de 25 mm de comprimento, 2,0 mm de altura e 2,0 mm de largura, conforme as especificações da ISO 4049/2009 (Dentistry-Polymer-based restorative Materials) e ASTM D790, lavadas em álcool isopropílico por duas vezes, durante 10 minutos cada, e submetidas aos tempos de fotopolimerização com luz UV de 0, 5, 10, 15, 30, 60 e 120 minutos. Após a fotopolimerização, as barras foram armazenadas em caixa escura, isoladas da luz até o momento da execução do teste.

Antes da realização do ensaio, as dimensões dos corpos de prova foram verificadas com paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Mitutoyo Corporation®, Tokyo, JP). As mensurações foram realizadas tanto para altura quanto para largura, em três pontos equidistantes do corpo de prova a partir de 2,5 mm das extremidades, local onde foi apoiado no dispositivo para flexão. A média dessas medidas foi utilizada para aplicação na fórmula de resistência à flexão. O teste de flexão três pontos foi realizado de acordo com a ISO 4049/2009, onde foi utilizada uma base composta de

dois apoios de secção circular de 2mm de diâmetro, paralelos entre si e com distância de 20 mm entre seus centros. No mordente superior da máquina de ensaios foi encaixado um outro dispositivo com diâmetro de 2 mm que se movimentou em direção ao centro do corpo de prova que foi posicionado sobre os dois apoios da base. A célula de carga utilizada na máquina de ensaios EMIC DL 2000 foi a de 100N com uma velocidade de deslocamento de 0,75 mm/min, até a fratura da amostra. O cálculo da resistência à flexão (MPa) foi feito de acordo com a seguinte equação:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Onde:

F= a carga máxima (N);

L=distância (mm) entre os apoios;

b=largura do corpo-de-prova (mm);

h=a altura do corpo-de-prova (mm).

Os dados obtidos nos três testes mecânicos foram submetidos à análise de variância de dois níveis (ANOVA two-way) e ao pós teste de Tukey, ambos com nível de significância de 5%. Todas as análises foram realizadas em ambiente R v.3.6.2 (R Core Team, 2019).

## RESULTADOS

Os dados da microdureza apresentaram distribuição normal ( $D = 0.051346$ ,  $p\text{-value} = 0.4881$ ). O tempo e a resina influenciaram de forma significativa os valores de microdureza ( $p < ,001$ ). Houve efeito da interação entre tempo e resina nos valores de microdureza ( $p, .001$ ) (Tab. 1).

**Tabela 1** Resultados do teste ANOVA de dois níveis, onde a influência das variáveis tempo de polimerização e tipo de resina foram avaliadas na microdureza superficial de Vickers.

Fator	Média dos quadrados	Graus de liberdade	F	p
Tempo	61,08	6	104,438	<,001
Resina	61,87	3	211,564	<,001
Tempo*Resina	5,13	18	2,922	<,001

Os valores de microdureza obtidos a partir da interação resina e tempo mostram para todas as resinas diferença significativa no tempo 0 em relação aos demais tempos. Para as resinas Blue, Gray e Surgical Guide não houve diferença significativa a partir dos 5' até o último (120') (Tab. 2). Já para a resina Standard, somente a partir do tempo 15' não houve mais diferença até o tempo de 120' (Tab. 2). Em relação às resinas em função do tempo, a partir dos 5' de fotopolimerização adicional a resina Gray apresentou a maior média e teve comportamento distinto das demais, a resina Surgical Guide e Standard comportaram-se de forma semelhante em todos os tempos e a resina Blue foi semelhante às resinas Surgical Guide nos tempos de 0 e 5 minutos, e diferente e com médias inferiores às demais resinas nos tempos subsequentes (Tab. 2).

**Tabela 2.** Tabela da ANOVA de duas vias, demonstrando a influência das variáveis preditoras Tempo e Tipo de Resina na variável resposta Microdureza com média e erro padrão.

Tempo	Resina							
	Blue		Gray		Surgical Guide		Standard	
	Média (HV)	Erro padrão	Média (HV)	Erro padrão	Média (HV)	Erro padrão	Média (HV)	Erro padrão
0	0,32 <sup>Bb</sup>	0,03	2,07 <sup>Ab</sup>	0,12	1,76 <sup>ABb</sup>	0,05	0,88 <sup>ABc</sup>	0,07
5	3,70 <sup>Ba</sup>	0,04	7,59 <sup>Aa</sup>	0,22	4,60 <sup>Ba</sup>	0,32	3,33 <sup>Bb</sup>	0,10
10	3,90 <sup>Ca</sup>	0,10	8,18 <sup>Aa</sup>	0,28	5,24 <sup>Ba</sup>	0,22	4,10 <sup>Bb</sup>	0,21
15	3,77 <sup>Ca</sup>	0,08	7,74 <sup>Aa</sup>	0,30	5,36 <sup>BCa</sup>	0,19	6,30 <sup>ABa</sup>	0,85
30	3,10 <sup>Ca</sup>	0,09	8,09 <sup>Aa</sup>	0,34	5,54 <sup>Ba</sup>	0,01	6,23 <sup>Ba</sup>	0,42
60	3,97 <sup>Ca</sup>	0,09	7,81 <sup>Aa</sup>	0,29	5,50 <sup>Ba</sup>	0,19	5,92 <sup>Ba</sup>	0,65
120	4,35 <sup>Ca</sup>	0,14	8,27 <sup>Aa</sup>	0,27	5,93 <sup>BCa</sup>	0,38	6,49 <sup>Ba</sup>	0,69

\*Letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística entre as colunas, e letras minúsculas diferentes representam diferença estatística entre as linhas.

Os dados do teste de tração diametral não atenderam à premissa de normalidade, portanto, os valores da variável resposta foram logaritimizados para alcançar a normalidade ( $D = 0,074407$ ,  $p\text{-value} = 0,05547$ ). O tempo e a resina influenciaram de forma significativa os valores da tração diametral ( $p < ,001$ ). Houve

efeito da interação entre tempo e resina nos valores da tração diametral ( $p < ,001$ ) (Tab. 3).

**Tabela 3** Resultados do teste ANOVA de dois níveis, onde a influência das variáveis tempo de polimerização e tipo de resina foram avaliadas no teste de tração diametral.

Fator	Média dos quadrados	Graus de liberdade	F	p
Tempo	4,994	6	29,287	<,001
Resina	6,922	3	81,196	<,001
Tempo*Resina	2,154	18	4,211	<,001

Os valores de resistência à tração diametral obtidos a partir da interação resina e tempo mostram que para as resinas Blue e Gray, a partir de 10' não houve diferença significativa até o tempo de 120'. Para a resina Surgical Guide não houve diferença significativa para os tempos de 5', 60'e 120'. A resina Standard apresentou valores estatisticamente superiores a partir do tempo de 15' até o final (120') (Tab. 4). Em relação às resinas em função do tempo, a partir do tempo de 15 minutos todas as resinas apresentaram valor de resistência à tração diametral equivalentes, não evidenciando diferenças entre as resinas, exceto a resina standard que apresentou comportamento semelhante à Blue e Surgical Guide nos tempos de 15 e 30 e se iguala às demais a partir dos 60 minutos (Tab.4).

**Tabela 4.** Tabela da ANOVA de duas vias, demonstrando a influência das variáveis predictoras tempo e tipo de resina na variável resposta tração diametral, com média e erro padrão.

Tempo	Resina							
	Blue		Gray		Surgical Guide		Standard	
	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão
0	11,65 <sup>Cc</sup>	0,99	19,38 <sup>Ab</sup>	0,96	34,31 <sup>Ba</sup>	3,90	12,10 <sup>Cc</sup>	1,05
5	12,90 <sup>Cbc</sup>	0,33	21,34 <sup>ABb</sup>	2,85	24,38 <sup>Ac</sup>	1,75	14,33 <sup>BCbc</sup>	0,76
10	18,57 <sup>BCab</sup>	1,51	29,17 <sup>Aab</sup>	2,76	24,98 <sup>ABc</sup>	1,50	16,10 <sup>Cbc</sup>	0,56
15	19,94 <sup>ABa</sup>	0,54	27,86 <sup>Aab</sup>	2,51	24,83 <sup>ABc</sup>	2,48	17,55 <sup>Bab</sup>	0,51
30	22,28 <sup>ABa</sup>	1,27	33,17 <sup>Aa</sup>	1,72	24,28 <sup>ABc</sup>	1,20	19,12 <sup>Bab</sup>	0,28
60	25,40 <sup>Aa</sup>	0,95	28,70 <sup>Aab</sup>	4,71	36,67 <sup>Ab</sup>	1,77	24,88 <sup>Aa</sup>	0,51
120	23,31 <sup>Ba</sup>	2,11	33,54 <sup>ABa</sup>	3,41	36,34 <sup>ABab</sup>	0,95	24,90 <sup>ABa</sup>	1,15

\*Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística entre linhas, e letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística entre colunas.

Os dados do teste de flexão 3 pontos não atenderam à premissa de normalidade da variável resposta, a melhor transformação foi testada com o pacote "bestNormalize". Os valores normalizados pela transformação de Box-Cox ( $D =$

0,083603, p-value = 0,01797) foram utilizados no modelo. O tempo e a resina influenciaram de forma significativa os valores do teste de flexão 3 pontos ( $p < ,001$ ). Houve efeito da interação entre tempo e resina nos valores do teste ( $p < ,001$ ) (Tab. 5).

**Tabela 5** Resultados do teste ANOVA de dois níveis, onde a influência das variáveis tempo de polimerização e tipo de resina foram avaliadas no teste de flexão 3 pontos.

Fator	Média dos quadrados	Graus de liberdade	F	p
Tempo	61,08	6	104,44	<,001
Resina	61,87	3	211,56	<,001
Tempo*Resina	5,13	18	2,92	<,001

Os valores de resistência à flexão três pontos obtidos a partir da interação resina e tempo mostram que para as resinas Blue e Gray o tempo de 5' foi semelhante aos subsequentes até o tempo de 120' (Tab. 6). Para a resina Surgical Guide o tempo de 5' foi semelhante aos tempos de 15, 30, 60 e 120' (Tab. 6). Para a resina Standard os tempos de 10 até 120 minutos foram semelhantes. Em relação às resinas em função do tempo, a partir do tempo de 10 minutos as resinas Blue, Surgical Guide e Standard se comportaram de forma semelhante, já a resina Gray foi distinta de todas as outras a partir do tempo de 5 minutos e apresentou a maior média para os tempos de 5, 10, 15, 30 e 120 minutos.

**Tabela 6** Resultados do teste ANOVA de dois níveis, demonstrando a influência das variáveis preditoras tempo e tipo de resina na variável resposta flexão três pontos, com média e erro padrão

Tempo	Resina							
	Blue		Gray		Surgical Guide		Standard	
	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão	Média (MPa)	Erro padrão
0	2,84 <sup>Bb</sup>	0,14	16,08 <sup>Ab</sup>	1,39	15,17 <sup>Ac</sup>	0,99	2,68 <sup>Bc</sup>	0,13
5	20,16 <sup>Ca</sup>	0,46	48,51 <sup>Aa</sup>	4,26	31,42 <sup>Bab</sup>	0,84	20,82 <sup>Cb</sup>	0,94
10	24,06 <sup>Ba</sup>	0,63	51,58 <sup>Aa</sup>	2,41	28,11 <sup>Bb</sup>	0,90	28,80 <sup>Bab</sup>	0,46
15	22,69 <sup>Ba</sup>	0,72	50,98 <sup>Aa</sup>	0,88	30,58 <sup>Bab</sup>	3,87	27,50 <sup>Bab</sup>	1,56
30	26,94 <sup>Ba</sup>	0,60	49,63 <sup>Aa</sup>	3,96	37,33 <sup>Bab</sup>	1,25	27,65 <sup>Bab</sup>	0,28
60	25,68 <sup>Ca</sup>	2,33	47,54 <sup>Aa</sup>	4,33	38,79 <sup>ABa</sup>	1,41	28,79 <sup>BCab</sup>	2,38
120	29,13 <sup>Ba</sup>	1,11	57,37 <sup>Aa</sup>	1,70	33,24 <sup>Bab</sup>	2,45	31,00 <sup>Ba</sup>	0,90

\*Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística entre linhas, e letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística entre colunas.

## DISCUSSÃO

Houve interação entre as variáveis tempo e tipo de resina em relação aos valores de microdureza. É possível observar que nas resinas Blue, Surgical Guide e Gray, não ocorreram mudanças nos valores de microdureza a partir do tempo de 5 minutos, já a resina Standard necessitou de uma exposição de pelo menos 15 minutos. É possível observar que quando aumentamos o tempo de fotopolimerização o valor de microdureza também aumentou até um certo tempo. Isso já seria esperado pelo fato de o valor de microdureza de um polímero estar relacionado, mesmo que de forma indireta, ao grau de conversão dos monômeros em polímero, ou seja, um maior grau de conversão estaria associado a um maior valor de dureza<sup>9-11</sup>. Por isso, pode-se supor que para as resinas Blue, Gray e Surgical Guide após a exposição à luz UV por 5 minutos já estaria sendo alcançado o limite de polimerização, enquanto na resina Standard, isso apenas seria alcançado a partir dos 15 minutos. Esta necessidade de uma exposição maior à luz UV após a impressão para a resina Standard pode ser explicada por ela ser uma resina de impressão rápida, ou seja, durante a impressão cada camada de resina é exposta à luz por um tempo menor do que as demais. Esta característica é favorável por economizar tempo de trabalho da impressora, mas aumenta o tempo de exposição à luz pós impressão.

Apesar de dar uma estimativa sobre o grau de conversão das resinas, apesar de os componentes serem conhecidos para a maioria dos materiais, a concentração exata de cada componente monomérico não é informada, o que dificultaria uma discussão baseada apenas neste aspecto. No entanto, sabe-se que a composição das resinas tem relação direta com a cinética de fotopolimerização, como por exemplo o tipo de fotoiniciador utilizado, e qualquer modificação na composição química poderia influenciar nas características mecânicas de um polímero<sup>12,13</sup>, justificando as diferenças encontradas entre as resinas.

A resina Gray foi a que apresentou os maiores valores de microdureza, o que pode ser explicado, em parte, pelo fato de ela ser uma resina de impressão lenta, ou seja, ela já alcançaria um maior valor de conversão das camadas do objeto durante o processo de impressão, o que acabou por aumentar sua propriedade de dureza superficial, mas também pode estar relacionado com sua composição química. A microdureza superficial é uma característica que define o quanto o material vai suportar desgastes superficiais, as resinas testadas apresentaram valores bem baixos tendo a resina com o maior valor de média de 8,27 HV no tempo de 120 minutos. Se

for comparado com o ideal proposto para resinas compostas, utilizadas para restaurações dentárias, onde é recomendado um valor acima de 50 HV<sup>14</sup>, seria possível concluir que é um material de baixa resistência. No entanto, essas resinas normalmente são utilizadas para a confecção de modelos de estudo e modelos para a confecção de aparelhos ortodônticos ou guias cirúrgicos, o que não exigiria uma grande resistência superficial. Apenas na utilização da resina para a confecção de placas mio relaxantes que isso poderia se tornar um fator limitante. A escolha entre as resinas na verdade, deve se dar pelo objetivo de uso e os custos comerciais, a exemplo disso, temos a resina Surgical Guide que é a mais indicada para guias cirúrgicos, função que não poderia ser exercida pelas demais resinas testadas.

Foi observada interação entre as variáveis tempo e tipo de resina para o teste de tração diametral. Quanto maior o tempo de fotopolimerização pós impressão, maior foi a capacidade de resistir às forças de tração diametral de uma forma geral, com as resinas Blue e Gray mostrando comportamentos semelhantes com equivalência dos valores a partir do tempo 10 até 120 minutos. O comportamento de elevar os valores de resistência à tração de forma significativa dos tempos 0 até os 10 minutos pode ser explicado pelo fato de a polimerização não ser totalmente alcançada durante a impressão, ou seja, porções parcialmente polimerizadas ficam entre as camadas do objeto, reduzindo suas propriedades mecânicas, por isso, uma polimerização adicional acaba por melhorar suas características físicas<sup>9,15-19</sup>. Para a resina Standard, essa estabilização dos valores de resistência à tração ocorreu apenas no tempo de 15 minutos, o que também pode ser justificado por ela ser uma resina de impressão rápida. A resina Surgical Guide, por outro lado, apresentou um comportamento bem distinto das demais resinas em relação ao tempo, os tempos de 0, 60 e 120 minutos foram equivalentes e apresentaram os maiores valores de resistência à tração diametral, já nos tempos de 5 a 30 houve uma redução dos valores médios e uma equivalência entre eles, por isso, para esta resina avaliando apenas esta característica, seria mais favorável não submetê-la a uma exposição à luz UV pós impressão, ou fazer essa exposição por pelo menos 60 minutos. Esta característica distinta apresentada pela resina Surgical Guide necessitaria de uma avaliação da cinética de fotopolimerização ou outros testes mecânicos para poder justificá-la de forma adequada. É preciso chamar atenção, que não seria adequado definir o tempo de fotopolimerização a partir de apenas uma propriedade mecânica.

A menor média de tração diametral foi alcançada pela resina Blue no tempo 0 (11,65 MPa) e a maior pela Surgical Guide no tempo de 120' (36,67 MPa). Se estes valores forem comparados com uma média encontrada para o gesso, material comumente utilizado para a construção de modelos dentários, como mostrado no estudo de Cesero<sup>20</sup> que variou de 3,94 a 9,20 Mpa, pode-se observar que os materiais testados superam e muito o gesso odontológico comum neste aspecto. Isso nos faz supor também que uma cura pós impressão a partir de 5 minutos, já forneceria uma resistência à tração diametral superior àquela fornecida pelo gesso odontológico para todas as resinas.

Houve interação entre as variáveis tempo e tipo de resina também para os resultados do teste de flexão. As resinas Blue, Gray e Surgical Guide foram semelhantes, com os valores de resistência à flexão encontrados em 5 minutos de exposição equivalentes aos demais tempos. Para a resina Standard seria necessária uma exposição de pelo menos 10 minutos para alcançar um valor semelhante àqueles encontrados nos maiores tempos de exposição.

Em relação ao tipo de resina, a resina Gray se diferenciou das demais em quase todos os tempos, e apresentou as maiores médias dessa característica (16,08-57,37 MPa). Testes de flexão não são utilizados em caracterização mecânica de gessos de uso odontológico, o que dificulta uma comparação com esse material.

Levando em consideração as três propriedades mecânicas avaliadas, pode-se concluir que existe um tempo necessário mínimo de exposição à luz ultravioleta em forno de 60W para cada resina avaliada com o intuito de se alcançar suas melhores características mecânicas. Para as resinas Blue e Gray, com um tempo de exposição de pelo menos 10 minutos estariam sendo alcançadas as melhores características para as três propriedades, com a resina Surgical Guide o tempo de 5 minutos já traria condições ótimas e para a resina Standard seriam necessários pelo menos 15 minutos de exposição à luz UV.

## **CONCLUSÕES**

- O tempo e a resina influenciaram de maneira significativa os valores de microdureza, tração e flexão e houve interação das variáveis tempo e resina.
- A resina Blue e Gray apresentaram suas características mecânicas máximas a partir de 10 minutos de exposição à luz UV.

- A resina Surgical Guide alcançou suas características mecânicas máximas com o tempo de 5 minutos e a Standard apenas a partir dos 15 minutos.

## REFERÊNCIAS

1. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J.* 2009;15(3):216-225.
2. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;152(4):557-565.
3. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(1):108-115.
4. Camardella LT, Vilella O V, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models Genauigkeit von stereolitographisch gedruckten digitalen Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen. *J Orofac Orthop.* 2017;78:394-402.
5. Murugesan, K Anandapandian PA, Sharma SK, Vasantha Kumar M. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *J Indian Prosthodont.* 2012;12:16–20.
6. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(6):1178-1187.
7. Short MM, Favero CS, English JD, Kasper FK. Impact of Orientation on Dimensional Accuracy of 3D-Printed Orthodontic Models. *JCO.* 2018;2(1):13-20.
8. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.*; 1988.
9. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-14.
10. Albino LG, Rodrigues JA, Kawano Y, Cassoni A. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. *Braz Oral Res.* 2013;25(3):267-273.
11. Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater.* 2005;21(12):1098-1103.
12. Lee JH, Prud'homme RK, Aksay IA. Cure depth in photopolymerization: Experiments and theory. *J Mater Res.* 2001;16(12):3536-3544.
13. Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman C. The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. *Dent Mater.* 2014;30(6):605–612.

14. Sharkey S, Ray N, Burk F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quint Int.* 2001;32:401-405.
15. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986;20:121-131.
16. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 2020;2:349-354.
17. Vitale A, Cabral JT. Frontal conversion and uniformity in 3D printing by photopolymerisation. *Materials (Basel).* 2016;9:760.
18. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34(2):192–200.
19. Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ, McLeod RR. Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. *Adv. Eng. Mater.* 2018. *Adv Eng Mater.* 2018;20(12):1800876.
20. Cesero L, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. The influence of postpouring time on thoroughness, compressive strength, and diametric tensile strength of dental stone. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1573-1577.

### 3.2 Publicação 2\*

## **INFLUÊNCIA DA ORIENTAÇÃO DE IMPRESSÃO, BARRA ESTABILIZADORA E DA PÓS CURA NA PRECISÃO DE MODELOS ODONTOLÓGICOS IMPRESSOS POR ESTEREOLITOGRAFIA DLP**

---

\* Artigo elaborado segundo as normas a ser submetido ao periódico *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.

## RESUMO

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi quantificar diferenças dimensionais em modelos odontológicos produzidos por impressora por estereolitografia do tipo DLP (Digital Light Processing) em relação à presença de barra estabilizadora transversal na região posterior, à orientação de impressão, vertical ou horizontal, e pós cura com luz ultravioleta, por meio de medições lineares. **MÉTODOS:** Cinquenta e seis modelos odontológicos do arco maxilar em formato de ferradura foram impressos em impressora do tipo DLP MoonRay S100 (SprintRay) com a resina Gray (SprintRay), variando a orientação de impressão, se vertical ou horizontal, a presença ou não de barra na região posterior dos modelos e se submetido ou não a um processamento de pós cura. Os modelos impressos foram escaneados em escâner de mesa R700 (3Shape) e então foram realizadas as medições transversais entre caninos, primeiros e segundos pré-molares e molares e comprimento de arco. **RESULTADOS:** As três variáveis influenciaram de maneira significativa as medidas obtidas dos modelos odontológicos ( $p < ,001$ ) e não houve interação entre elas. Os modelos sofreram uma redução maior das medidas quando impressos verticalmente (0,1-0,2 mm), com barra (0,1-0,4 mm) e com polimerização (0,1 mm). **CONCLUSÕES:** A orientação de impressão causou uma maior redução das medidas nos modelos na impressão vertical, a presença de barra estabilizadora provocou uma redução das medidas e a fotopolimerização causou uma redução maior nos modelos que foram expostos à luz.

**PALAVRAS-CHAVE:** Impressão tridimensional. Estereolitografia. Precisão da Medição Dimensional.

## INTRODUÇÃO

O fluxo digital de trabalho em Odontologia faz necessária a impressão dos modelos advindos de escaneamento intraoral, seja para a confecção de trabalhos protéticos, guias cirúrgicos ou mesmo confecção de alinhadores ortodônticos. Existem disponíveis diferentes métodos de impressão tridimensional (3D) que são utilizados para este fim como as impressoras de jato triplo (Polyjet), as de deposição por fusão (FDM), e a estereolitografia, que por apresentar um bom custo-benefício vem se tornando bastante popular entre os dentistas.

Dentro do método de impressão por estereolitografia, existem as impressoras por processamento digital de luz (DLP), na qual o objeto é produzido por um projetor de luz ultravioleta (UV) que promove a fotopolimerização da resina líquida presente no tanque da impressora camada por camada, e a por laser (SLA), que polimeriza a resina com a movimentação de um laser de luz UV. Na impressão por estereolitografia é necessária uma etapa de fotopolimerização com luz UV adicional, pois nem toda a resina é curada durante a construção do objeto, o que acaba por reduzir as propriedades do material<sup>1,2</sup>.

A cura pós impressão pode causar alterações dimensionais dos modelos odontológicos. Quando os modelos superiores são impressos com palato e os inferiores são impressos com base a distorção é desprezível, mas quando as arcadas são impressas sem o palato ou sem base, em formato de ferradura, parece haver uma contração das regiões posteriores. A impressão geralmente é feita dessa forma para economizar resina durante a impressão, mas pode acarretar no efeito citado. A utilização de uma estrutura unindo ambos os processos alveolares como uma barra transversal na região posterior pode diminuir essa distorção<sup>3</sup>, mas não se sabe quantificar o quanto é a dimensão desse efeito em impressoras DLP, pois foi testada apenas com outros métodos de impressão e resinas, o que dificulta uma generalização dos resultados<sup>3</sup>.

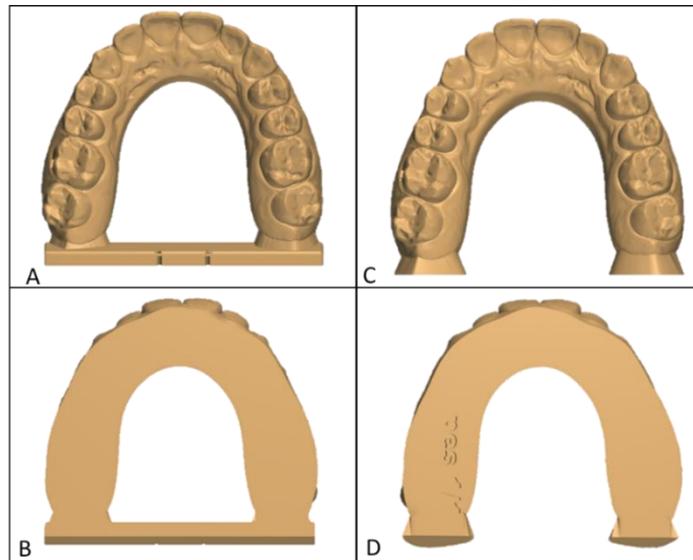
Outro fator que pode influenciar na confiabilidade de modelos impressos em 3D é a orientação da impressão. Existe pouca informação na literatura sobre o assunto, mas parece que a impressão vertical produz mais alterações nos modelos do que a horizontal<sup>4</sup>. Entretanto a extensão dessa alteração pode não ser um custo alto pelo benefício proporcionado na impressão vertical de se imprimir uma maior quantidade de modelos por impressão. Até o momento a extensão da alteração foi avaliada apenas por sobreposição de superfície de modelos digitais, o que não elucida com clareza diferenças dimensionais encontradas nesses modelos, pois ela confunde o efeito mensurado com diferenças de forma dos modelos. Adicionalmente, esta variável foi somente avaliada em impressoras com tecnologia SLA a laser e não DLP<sup>4</sup>.

Portanto, o objetivo deste estudo é quantificar diferenças dimensionais em modelos odontológicos produzidos por impressora DLP em relação à inserção de barra na região posterior desses modelos, à orientação de impressão tridimensional de modelos odontológicos, e da cura pós impressão por meio de medições lineares.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

A partir de um modelo virtual do arco maxilar foram confeccionados dois tipos de base de modelo para impressão, um maciço em formato de ferradura com barra transversal na região posterior e o outro maciço em formato de ferradura e sem barra na região posterior (Fig1). Esses diferentes tipos de base foram produzidos por meio do software Archform 1.8.1 (Martz Inc, Califórnia, EUA), onde é disponibilizada

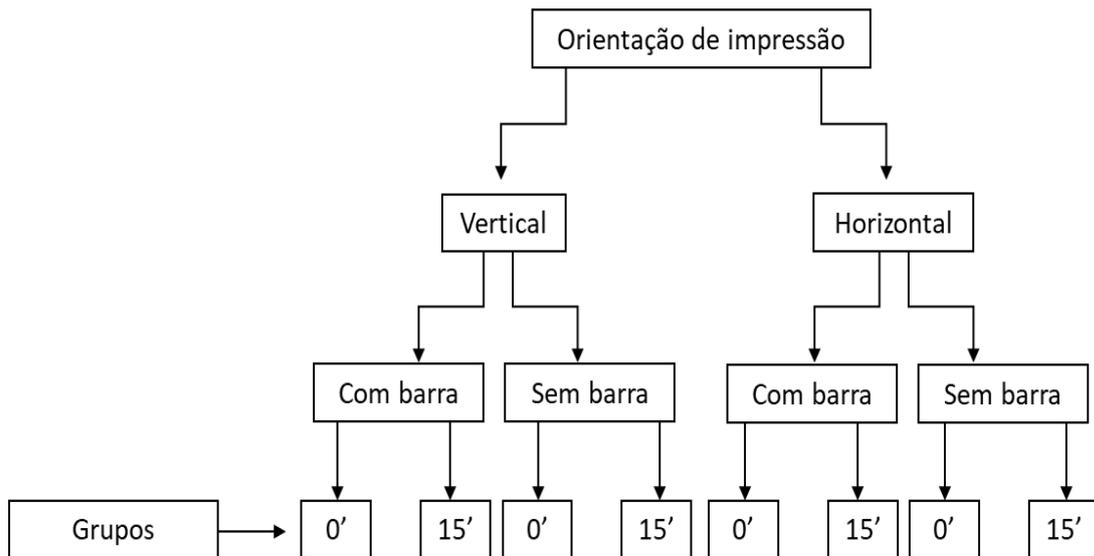
também a barra transversal que foi inserida na região posterior de alguns modelos, com as dimensões aproximadas de 57,5 x 10,2 x 2,77 mm.



**Figura 1** Tipos de base para impressão dos modelos; (A e B) Modelo tipo ferradura com barra e maciço (C e D); Modelo 1 tipo ferradura sem barra e maciço.

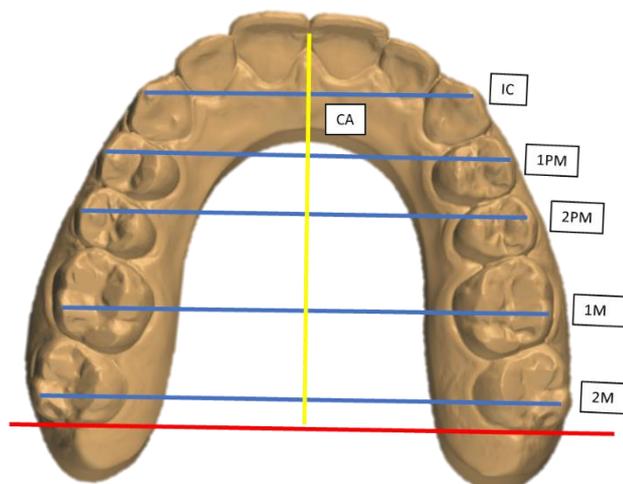
Foram ao todo 56 modelos, distribuídos em 8 grupos de 7 espécimes cada divididos de acordo com o tipo de base, orientação de impressão e se expostos à fotopolimerização complementar (Fig. 2). O número da amostra foi definido utilizando o software G\*Power versão 3.1.9.4 (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Dusseldorf, DE) para um tamanho de efeito de 0.16<sup>5</sup>, alfa de 0.05 e poder de 0.80, totalizando aproximadamente 6 espécimes por grupo, por segurança, optou-se por aumentar a amostra para 7 por grupo. Depois de modelados em ambiente virtual, os modelos foram impressos na impressora MoonRay S100 (SprintRay, Los Angeles, Estados Unidos) com a resina Gray (SprintRay) com espessura de camada de 100µm e então foram alocados em cada grupo a que pertenciam (Fig. 2).

Depois de impressos e antes do procedimento de pós-cura, todos os modelos foram submetidos a dois banhos consecutivos de 10 minutos cada em álcool isopropílico e secos com jato de ar, com o intuito de remover os resíduos de resina líquida, como recomendam os fabricantes. Os modelos pertencentes aos grupos com fotopolimerização foram submetidos à exposição à luz UV por quinze minutos em forno de luz UV de 60W Labflo UV® - Modelo para resina 3D (Labflo, São Paulo, BR). Após este processo foram armazenados em caixa escura, protegendo-os da luz até o momento do escaneamento.



**Figura 2** Delineamento dos grupos a serem estudados.

A digitalização dos modelos foi então realizada em um escâner de mesa R700 (3Shape, Copenhagen, DK), que foi inicialmente calibrado e onde todos os modelos foram posicionados da mesma maneira, gerando um modelo virtual de cada espécime em formato STL (Standard Triangle Language). Esses arquivos em STL foram levados ao software VistaDent OC (Dentsply Sirona, Woodbridge, CA) onde as medições lineares foram realizadas em cada um dos modelos. As medidas utilizadas foram da distância intercaninos (IC), a distância entre pré-molares (1PM), entre os segundos pré-molares (2PM), entre os primeiros molares (1M), entre os segundos molares (2M), além do comprimento do arco (CA). Como referência anatômica para a realização dessas medidas foram utilizadas as cúspides vestibulares e distais, para o caso dos molares. Já a distância do comprimento do arco foi realizada a partir de uma linha virtual criada na distal dos segundos molares, ligando essa linha ao ponto médio da face palatina dos incisivos centrais (Fig. 3). As mesmas medições foram realizadas no modelo mestre para servir como referência de como as alterações dimensionais ocorreram.



**Figura 3** Medidas lineares obtidas de todos os grupos testados.

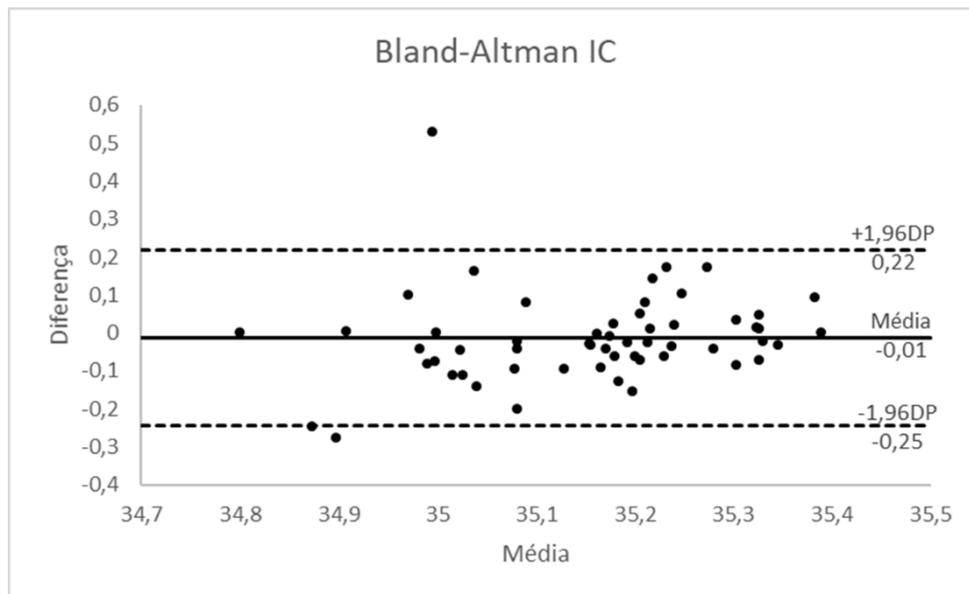
Todas as medidas foram realizadas por um único avaliador previamente treinado e foram repetidas com um intervalo de quinze dias, sendo utilizada a média das duas medidas. A reprodutibilidade do processo de mensuração das distâncias previamente estabelecidas foi avaliada utilizando-se o gráfico de Bland-Altman, estimado por meio de limites de concordância de 95%.

Foi realizada análise de variância multivariada (MANOVA) a partir da função “manova” do pacote *stats* em ambiente R 3.6.2 (R Core Team, 2019), uma vez que os dados atenderam às premissas estatísticas da análise de variância multivariada. O teste foi feito considerando os seguintes modelos: 1 - Orientação, vertical ou horizontal, 2 - Presença de barra: com e sem e 3 - Polimerização: com polimerização e sem. As variáveis resposta utilizadas foram as medidas dos dentes: IC, 1PM, 2PM, 1M, 2M, CA.

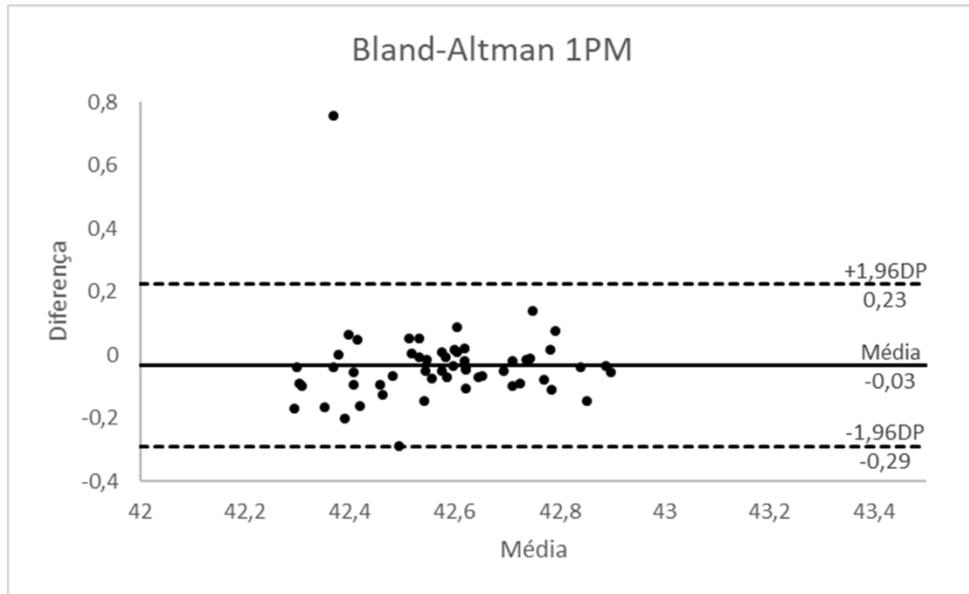
## RESULTADOS

A reprodutibilidade do processo de mensuração das distâncias previamente estabelecidas foi avaliada utilizando-se o gráfico de Bland-Altman, estimado por meio de limites de concordância de 95%. Para a distância IC o viés foi de -0,01 e os limites de concordância apontam que a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,22 e -0,25 mm (Fig. 4). Para a distância 1PM o viés foi de -0,03 e os limites de concordância variaram de 0,23 a -0,29 mm (Fig. 5). O viés para a medida 2PM foi de

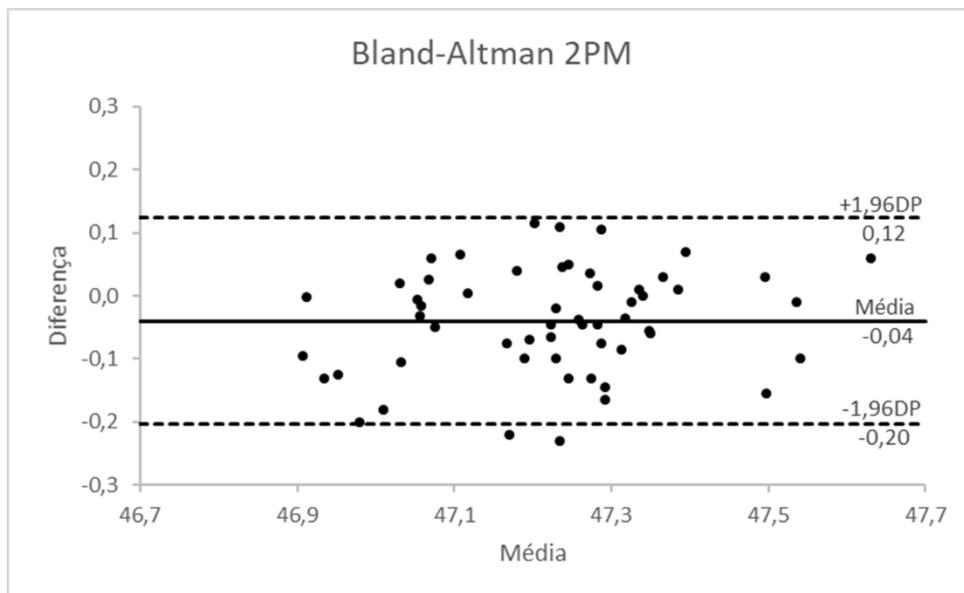
-0,04 e os limites de concordância variaram de 0,12 a -0,20 mm (Fig. 6). O viés para a distância do 1M foi de -0,05 e a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,11 e -0,22 mm (Fig. 7). Para a medida 2M o viés foi de 0,01 e os limites de concordância variaram de 0,17 a -0,16 mm (Fig. 8). E para a medida CA o viés foi de -0,16 e a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,10 e -0,43 (Fig. 9).



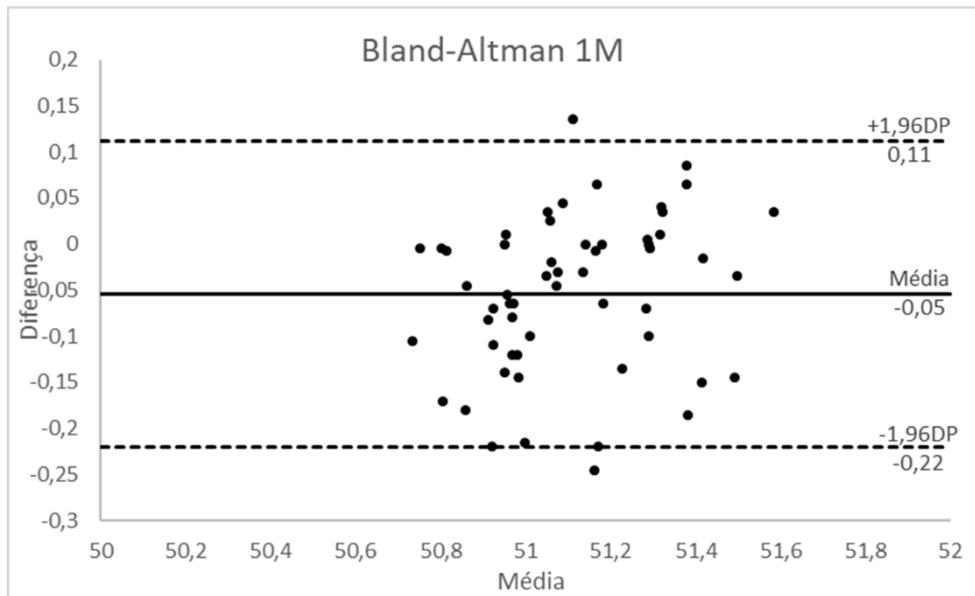
**Figura 4** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância intercaninos dos modelos com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



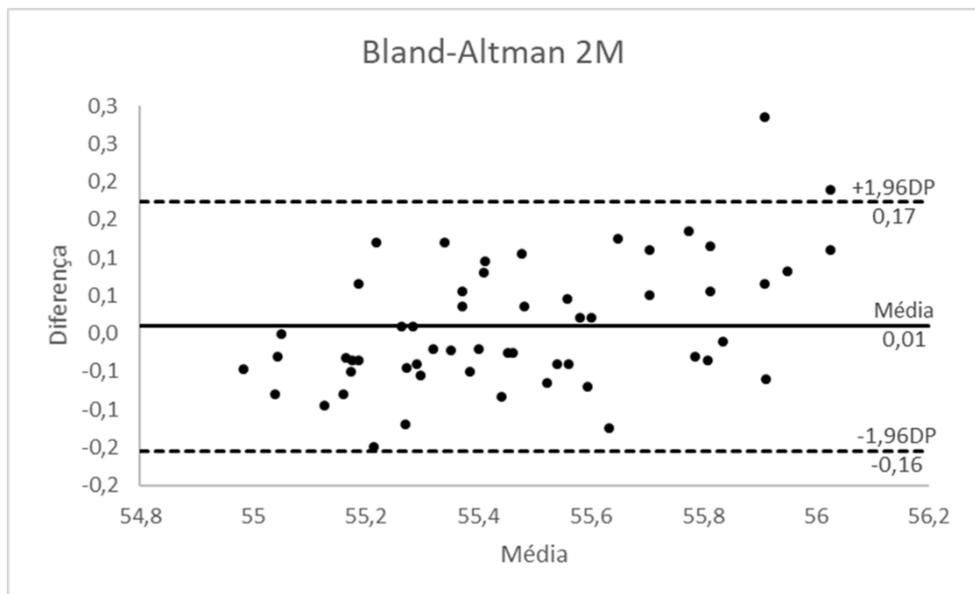
**Figura 5** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre primeiros pré-molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



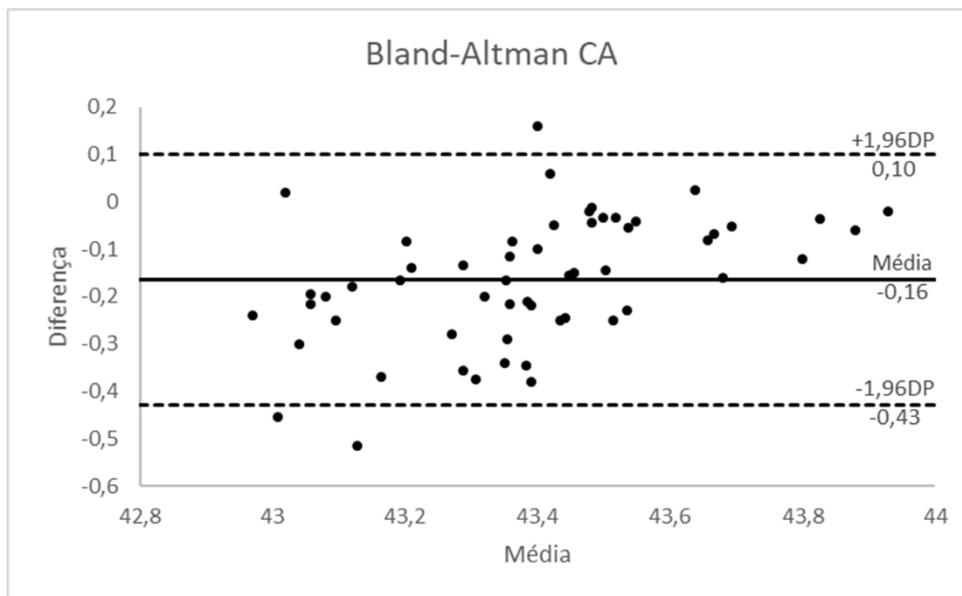
**Figura 6** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre segundos pré-molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 7** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre os primeiros molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 8** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre os segundos molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 9** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações do comprimento de arco com a média para avaliar sua reprodutibilidade.

Os modelos impressos foram influenciados de uma maneira geral por todas as variáveis independentes e não houve interação entre elas (Tab. 1). A distância IC sofreu influência da orientação e da polimerização, com a impressão vertical e os modelos polimerizados apresentando uma redução maior nesta medida (Tab. 1 e 2). A distância entre os 1PM sofreu alteração em relação às três variáveis, orientação, com medidas menores para vertical, barra, com os modelos com barra apresentando um menor valor e polimerização, com os modelos polimerizados apresentando um menor valor desta medida (Tab. 1 e 2). A distância entre os 2PM sofreu alteração das três variáveis, onde foram menores para impressão vertical, para os modelos com barra e para os modelos com polimerização (Tab. 1 e 2). A medida entre os 1M sofreu influência apenas para a barra, havendo redução desta medida nos modelos com a barra (Tab. 1 e 2). A distância entre os 2M sofreu influência das três variáveis, com diminuição da medida nos modelos impressos horizontalmente, com barra e com polimerização (Tab. 1 e 2). O comprimento do arco sofreu influência das medidas em relação à orientação do modelo e a presença de barra, com os modelos impressos horizontalmente e sem barra apresentando redução da medida (Tab. 1 e 2).

**Tabela 1.** Resultados da MANOVA para a resina Gray, levando em consideração as variáveis orientação, presença de barra e polimerização em função das distâncias IC, 1PM, 2PM, 1M, 2M e CA, com nível de significância de 5%.

<b>MANOVA Resina Gray</b>			
	<b>Pillai</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,666	15,648	<,001
<i>Barra</i>	,724	20,526	<,001
<i>Polimerização</i>	,434	6,012	<,001
<i>Orientação*barra</i>	,074	,575	,748
<i>Orientação*polimerização</i>	,127	11,043	,411
<i>Barra* polimerização</i>	,114	,920	,490
<i>Orientação*barra* polimerização</i>	,205	1,853	,111
<b>Anovas</b>			
<b>IC</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,279	23,060	<,001
<i>Barra</i>	,001	,052	,820
<i>Polimerização</i>	,053	4,405	,041
<b>1PM</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,501	39,965	<,001
<i>Barra</i>	,109	8,696	,005
<i>Polimerização</i>	,148	11,844	,001
<b>2PM</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,220	14,173	<,001
<i>Barra</i>	,257	16,590	<,001
<i>Polimerização</i>	,156	10,064	,003
<b>1M</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,001	0,026	,872
<i>Barra</i>	1,090	51,244	<,001
<i>Polimerização</i>	,065	3,044	,087
<b>2M</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,184	7,504	,008
<i>Barra</i>	2,502	101,791	<,001
<i>Polimerização</i>	,222	9,047	,004
<b>CA</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Orientação</i>	,511	15,374	<,001
<i>Barra</i>	,454	13,671	<,001
<i>Polimerização</i>	,110	3,321	,075

\*IC: distância inter caninos; 1PM: distância entre primeiros pré-molares; 2PM: distância entre segundos pré-molares; 1M: distância entre primeiros molares; 2M: distância entre segundos molares; CA: comprimento do arco.

**Tabela 2.** Valores das medições realizadas no modelo mestre para utilização como referência do sentido das alterações e valores de média (mm) e desvio padrão para cada medida avaliada em função das variáveis independentes orientação, barra e polimerização.

<i>Medidas do modelo mestre</i>		IC	1PM	2PM	1M	2M	CA
		35,42	42,99	47,55	51,66	55,84	43,37
<i>Resina Gray</i>		Média IC (DP)	Média 1PM (DP)	Média 2PM (DP)	Média 1M (DP)	Média 2M (DP)	Média CA (DP)
<i>Orientação</i>	Horiz	35,2 (0,11)	42,7 (0,14)	47,3 (0,16)	51,1 (0,22)	55,4 (0,27)	43,3 (0,20)
	Vert	35,1 (0,12)	42,5 (0,12)	47,2 (0,14)	51,1 (0,19)	55,5 (0,28)	43,5 (0,21)
<i>Barra</i>	Com	35,2 (0,15)	42,5 (0,15)	47,2 (0,14)	51,0 (0,12)	55,3 (0,14)	43,5 (0,20)
	Sem	35,1 (0,12)	42,6 (0,16)	47,3 (0,15)	51,2 (0,18)	55,7 (0,20)	43,3 (0,22)
<i>Polimerização</i>	Com	35,1 (0,14)	42,5 (0,15)	47,2 (0,14)	51,1 (0,19)	55,4 (0,25)	43,3 (0,21)
	Sem	35,2 (0,13)	42,6 (0,16)	47,3 (0,17)	51,1 (0,22)	55,5 (0,29)	43,4 (0,23)

\*IC: distância inter caninos; 1PM: distância entre primeiros pré-molares; 2PM: distância entre segundos pré-molares; 1M: distância entre primeiros molares; 2M: distância entre segundos molares; CA: comprimento do arco.

## DISCUSSÃO

Neste estudo foram comparadas as mensurações transversais do arco maxilar de canino a segundo molar e o comprimento do arco de modelos odontológicos impressos por uma impressora DLP em função das variáveis orientação, presença de barra e polimerização. Alguns estudos anteriores realizaram avaliações em relação à precisão de modelos produzidos por impressão 3D, mas a maioria deles avaliou a possibilidade de substituição dos modelos de gesso por modelos impressos tridimensionalmente<sup>3,6-13</sup>.

Para determinar em qual sentido as alterações dimensionais ocorreram, foi determinada qual medida estaria mais próxima do modelo original virtual, desta forma a deformação existente pelo próprio processo de impressão não estaria sendo adicionada à essas medidas, sendo de fato identificadas as alterações causadas pelas diferentes formas de impressão e pós-cura.

As três variáveis avaliadas influenciaram as dimensões dos modelos de maneira geral. De maneira mais específica, a orientação de impressão influenciou todas as medidas, exceto a distância entre os primeiros molares, sendo que a impressão vertical causou uma contração na região de caninos e pré-molares e um aumento na medida do comprimento do arco, e a impressão horizontal causou uma contração na região dos segundos molares. Apesar dessas diferenças terem existido e terem sido estatisticamente significantes, elas foram pequenas, com os valores

médios variando de 0,1 a 0,2 mm de uma para outra. Estes resultados concordam com os resultados de Short<sup>4</sup> que avaliaram a influência da orientação de impressão dos tipos horizontal, vertical e angulado 20°, tendo as maiores alterações na impressão vertical, mas também as alterações foram muito pequenas com média 0,17 mm para os modelos verticais. No entanto, não podemos tecer comparações diretas com esses resultados, pois foram avaliadas diferenças de superfície com algoritmos de melhor encaixe, não sendo possível especificar onde estas alterações acontecerem. Isso nos leva a pensar que mesmo adicionando a distorção da própria impressão, por serem muito pequenas, não ocorreriam diferenças clinicamente significantes entre a impressão vertical ou horizontal.

A presença ou não de barra estabilizadora na região posterior do modelo apenas não influenciou a distância entre os caninos. Os modelos com a presença da barra posterior apresentaram uma contração na dimensão transversal desde os primeiros pré-molares até os segundos molares, com diferenças variando de 0,1 a 0,4mm, com a maior alteração (0,4mm) ocorrendo nos segundos molares. Para a medida do comprimento do arco essa alteração foi no sentido oposto, onde os modelos com barra apresentaram um aumento dessa medida (0,2mm), o que faz sentido, se pensarmos que uma contração no sentido transversal na região posterior do modelo tende a aumentar a medida de comprimento de arco. Essas alterações transversais em modelos impressos por estereolitografia são explicadas pelo fato de as camadas de impressão não serem totalmente polimerizadas durante a impressão, por isso, os modelos precisam passar por uma pós cura com luz UV, o que acaba por alterar suas dimensões<sup>6,14</sup>.

A inserção de uma barra posterior foi inicialmente proposta para estabilizar o modelo em forma de ferradura e evitar essas alterações transversais. Em estudo prévio Camardella e colaboradores<sup>3</sup> avaliaram a inserção destas barras e obtiveram resultados distintos dos encontrados em nosso estudo, onde os modelos em formato de ferradura com a barra estabilizadora não apresentaram alterações transversais significantes, já os modelos sem barra apresentaram uma contração importante. Isso nos leva a supor que o tamanho e posicionamento da barra podem influenciar no controle das dimensões transversais dos modelos impressos por estereolitografia, o que exigiria um estudo mais específico, avaliando diferentes formatos e posicionamentos da barra para afirmar isto com precisão. Com os resultados obtidos neste experimento seria mais recomendada a impressão do modelo em ferradura sem

a barra, pois a contração na região dos segundos molares foi expressiva, o que poderia interferir clinicamente a depender de como o modelo seria utilizado.

A fotopolimerização influenciou de maneira significativa as medidas dos caninos, primeiros e segundos pré-molares e nos segundos molares, com diferenças médias de 0,1mm ocorrendo a contração nos modelos que foram submetidos à fotopolimerização por 15 minutos. Em estudo anterior, Camardella e colaboradores<sup>9</sup> verificaram que as alterações mais significantes que acontecem em relação aos modelos impressos por estereolitografia em comparação aos modelos convencionais de gesso, foram no sentido transversal, especialmente na distância intermolares. Isso justifica a nossa escolha em dar mais atenção às alterações nas dimensões transversais. Outros estudos<sup>3,6,14,15</sup> já haviam justificado essas alterações no sentido transversal como uma resposta ao efeito de polimerização pós impressão das porções de monômeros remanescentes entre as camadas do objeto, pois sua total cura não ocorre durante a impressão. As alterações encontradas em nossos resultados acabam por reiterar essas afirmações, pois os modelos que foram submetidos à fotopolimerização foram os que sofreram maior contração, no entanto, foi uma alteração bastante pequena. Isso nos leva a afirmar que as vantagens adquiridas com esse procedimento, que são características mecânicas do material melhoradas<sup>1,2,16,17</sup>, se sobrepõem às alterações dimensionais que ocorrem, pois elas não são clinicamente significantes.

Apesar de as três variáveis avaliadas causarem modificações significantes nos modelos, a maioria delas variou entre 0,1 e 0,2mm, exceto a variável presença de barra que foi responsável pela contração em média de 0,4 mm na distância inter segundos molares. Ou, seja, a maioria delas foi bem inferior a 0,5 mm, que é um limite visto como clinicamente aceitável de diferença entre o modelo mestre e o impresso. Este valor foi proposto pelo *American Board of Orthodontics* como referência para a classificação de modelos de gesso e já foi utilizado em estudo prévio para avaliar a qualidade de modelos odontológicos impressos tridimensionalmente<sup>18-22</sup>. Levando em consideração este valor como clinicamente aceitável, as variáveis estudadas não interfeririam na qualidade final dos modelos para uso odontológico, exceto a impressão com barra que estaria muito próximo desse limite. É importante chamar a atenção que todos os modelos impressos neste estudo foram maciços, e que modelos ocos talvez modifiquem estes resultados, necessitando que sejam realizados mais estudos sobre as diferentes possibilidades de impressão. Em resumo, a impressão

que causaria menores distorções seria com o modelo horizontal, sem barra e sem polimerização, no entanto, outros aspectos como tempo de trabalho, volume de modelos a serem impressos e características mecânicas devem ser consideradas ao definir a melhor forma de impressão de modelos 3D.

## **CONCLUSÕES**

- A orientação de impressão influenciou de maneira significativa nas medidas obtidas, com maior contração dos modelos ocorrendo na impressão vertical, mas as alterações não foram clinicamente significantes.
- A presença de barra estabilizadora influenciou de forma significativa as dimensões transversais dos modelos, havendo uma redução das medidas na presença da barra clinicamente significantes.
- A fotopolimerização influenciou as medidas transversais dos modelos, mostrando uma contração para os modelos que foram expostos à luz UV, mas as alterações não foram clinicamente significantes.

## REFERÊNCIAS

1. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34(2):192–200.
2. Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ, McLeod RR. Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. *Adv. Eng. Mater.* 2018. *Adv Eng Mater.* 2018;20(12):1800876.
3. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(6):1178-1187.
4. Short MM, Favero CS, English JD, Kasper FK. Impact of Orientation on Dimensional Accuracy of 3D-Printed Orthodontic Models. *JCO.* 2018;2(1):13-20.
5. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.*; 1988.
6. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(1):108-115.
7. Khalil W, Ezeldeen M, Van De Castele E, et al. Validation of cone beam computed tomography-based tooth printing using different three-dimensional printing technologies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016;121(3):307-315.
8. Lee KY, Cho JW, Chang NY, et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod.* 2015;45(5):217-225.
9. Camardella LT, Vilella O V, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models Genauigkeit von stereolithographisch gedruckten digitalen Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen. *J Orofac Orthop.* 2017;78:394-402.
10. Hassan WNW, Yusoff Y, Mardi NA. Comparison of reconstructed rapid prototyping models produced by 3-dimensional printing and conventional stone models with different degrees of crowding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151:209-218.
11. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;153:144-153.
12. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod.* 2018;88(3):363-369.

13. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;152(4):557-565.
14. Choi JY, Choi JH, Kim NK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002;31(1):23-32.
15. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008;35(3):191-201.
16. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 2020;2:349-354.
17. Vitale A, Cabral JT. Frontal conversion and uniformity in 3D printing by photopolymerisation. *Materials (Basel).* 2016;9:760.
18. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107-113.
19. Kim YK, Park H-S, Kim K-H, Kwon T-Y. Effect of adhesive resin flexibility on enamel fracture during metal bracket debonding: an ex vivo study. *Eur J Orthod.* 2014:1-6.
20. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124(1):101-105.
21. Garino F, Garino GB. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod.* 2002;3:250–254.
22. Grunheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;146:673–682.

### 3.3 Publicação 3\*

## **INFLUÊNCIA DO DESIGN DA BASE, BARRA ESTABILIZADORA E DA PÓS CURA NA PRECISÃO DE MODELOS ODONTOLÓGICOS IMPRESSOS POR ESTEREOLITOGRAFIA DLP**

---

\* Artigo a ser submetido ao periódico *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.

## RESUMO

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi quantificar diferenças dimensionais entre modelos impressos por impressora por estereolitografia do tipo DLP (Digital Light Processing) sob a influência da presença de barra transversal na região posterior, do tipo de base, oco ou maciço e da pós cura com luz ultravioleta na contração pós impressão. **MÉTODOS:** Foi utilizada a impressora MoonRay S100 (SprintRay) para a impressão de 56 modelos do arco superior em formato de ferradura com a resina Gray (SprintRay) variando a presença ou não de barra, se oco ou maciço e se exposto ou não à pós cura. Após impressos foram escaneados em escâner de mesa R700 (3Shape) e então foram realizadas medições lineares das distâncias entre caninos, primeiros e segundos pré-molares e molares e de comprimento de arco no software VistaDent OC ((Dentsply Sirona). **RESULTADOS:** As três variáveis influenciaram de forma significativa as medições dos modelos ( $p < ,001$ ). Os modelos sofreram uma redução maior das medidas quando impressos com base oca (0,1 mm), com barra (0,1-0,5 mm) e com polimerização com luz UV (0,1 mm). **CONCLUSÕES:** A maior contração dos modelos ocorreu na impressão com o modelo oco, com presença de barra e com polimerização com luz UV por 15 minutos, mas apenas a presença de barra gerou alterações clinicamente significantes.

**PALAVRAS-CHAVE:** Impressão tridimensional. Estereolitografia. Precisão da Medição Dimensional.

## INTRODUÇÃO

A introdução da impressão tridimensional (3D) na Odontologia, trouxe grandes possibilidades de avanço e economia de tempo no diagnóstico e confecção de dispositivos. Atualmente existem vários tipos de impressoras disponíveis e uma das mais utilizadas na odontologia tem sido a de impressão por estereolitografia, onde uma resina líquida é fotopolimerizada por luz ultravioleta (UV), camada por camada. Dentro deste tipo de impressora existe a de processamento digital de luz (DLP), em que a construção de sólidos ocorre por uma exposição seletiva de finas camadas de uma resina líquida fotorreativa à luz UV proveniente de um projetor digital. Por um manuseio mais fácil, e por uma constante redução de custos, este tipo de impressora tem se tornado bastante popular.

A diminuição dos custos de impressoras 3D tem possibilitado a confecção de modelos e diversos dispositivos no próprio consultório, incluindo os alinhadores ortodônticos. A qualidade desses dispositivos depende diretamente da precisão da impressão dos modelos, o que inclui fatores como a orientação de impressão<sup>1</sup>, o tipo de impressora<sup>2-10</sup> e desenho da base<sup>6</sup>.

O desenho da base em forma de ferradura é o ideal para a obtenção de alinhadores e mais vantajoso por gastar menos material, no entanto, observa-se uma importante contração pós-impressão na região posterior dos modelos<sup>6</sup>. Clinicamente, esta alteração transversal pode causar uma constrição nas arcadas além de outras movimentações indesejadas. A fim de diminuir a contração pós-impressão tem-se utilizado uma barra de estabilização na região posterior, conectando os segmentos direito e esquerdo, que foi proposta por Camardella em 2017<sup>6</sup>.

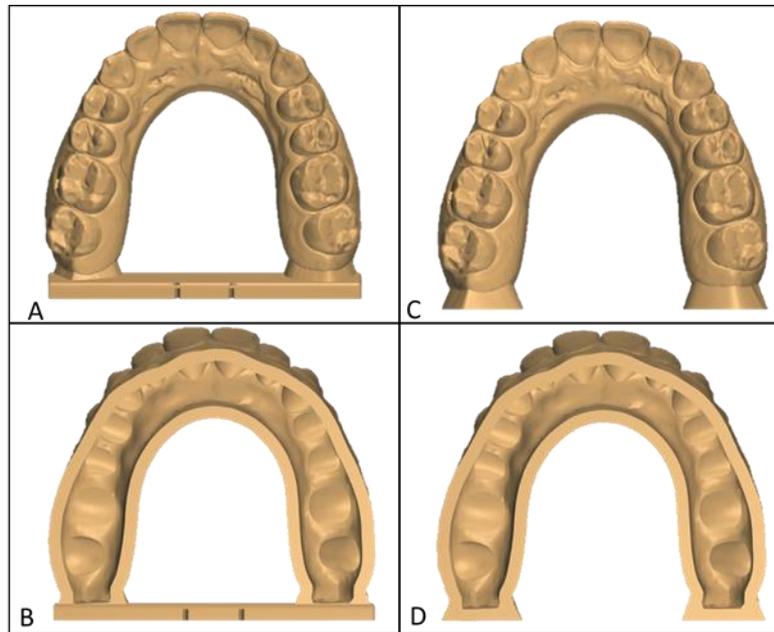
Outra modificação interessante é a impressão de modelos, pois traz a grande vantagem de economia de resina, o que acaba por reduzir os custos da impressão, no entanto, ainda não foi estudado como esta variável afeta as dimensões transversais desses modelos. Além disso, objetos produzidos por estereolitografia necessitam passar por uma cura por luz ultravioleta (UV) pós impressão, e este é considerado mais um fator que pode alterar as dimensões dos modelos odontológicos confeccionados por impressão 3D<sup>2,11</sup>.

Poucos estudos avaliaram as diferentes possibilidades de impressão, sendo que a maioria avalia o tipo de impressora utilizada<sup>2,3,7,8,10</sup>, apenas um até o momento avaliou a presença da barra estabilizadora<sup>6</sup>, e nenhum avaliou o tipo do modelo, se oco ou maciço, ou a influência da polimerização pós impressão nestas alterações dimensionais. Desta maneira, o objetivo desse trabalho é quantificar diferenças dimensionais entre modelos impressos por impressora DLP sob a influência da presença de barra, do desenho da base e da polimerização adicional na contração pós impressão.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

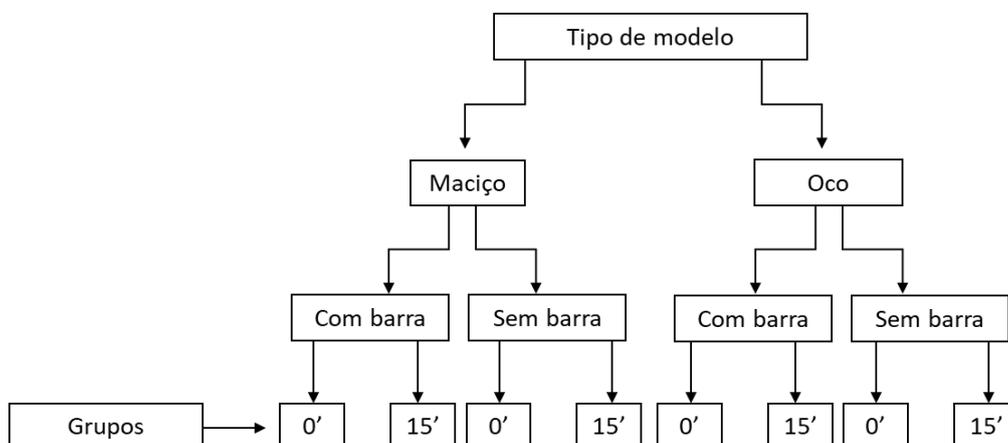
Foram confeccionados a partir de um modelo virtual de arco dentário superior 4 tipos de modelos para impressão: ferradura maciço com barra na região posterior, ferradura maciço sem barra, ferradura oco com barra e ferradura oco sem barra (Fig 1). A barra de estabilização adicionada na região posterior, foi a disponibilizada pelo software Archform 1.8.1 (Martz Inc, Califórnia, EUA), que tem o formato retangular e que adquiriu dimensões aproximadas de 57,5 x 10,2 x 2,77 mm quando adaptada ao modelo utilizado. A impressora utilizada foi a MoonRay S100 (SprintRay, Los Angeles, Estados Unidos) e os modelos foram impressos utilizando a resina Gray (SprintRay). As diferentes bases de impressão foram construídas pelo Archform 1.8.1 e todos os

modelos foram impressos com espessura de camada de 100µm, com orientação de impressão vertical e, parte deles, fotopolimerizados em forno de luz UV de 60W Labflo UV® - Modelo para resina 3D (Labflo, São Paulo, São Paulo).



**Figura 1** Tipos de base para impressão dos modelos; (A) Modelo tipo ferradura com barra maciço; (B) Modelo tipo ferradura com barra oco; (C) Modelo tipo ferradura sem barra maciço e (D) Modelo tipo ferradura sem barra oco.

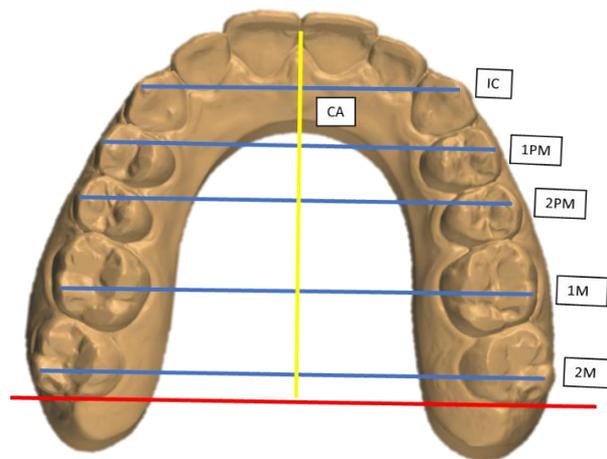
O número da amostra foi de 56 modelos, divididos em 8 grupos de 7 espécimes cada (Fig. 2) e este número foi definido por um cálculo de amostra realizado no software G\*Power versão 3.1.9.4 (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, DE), tendo como referência um tamanho de efeito de 0,16<sup>12</sup> poder de 0,80 e alfa de 0,05



**Figura 2** Delineamento dos grupos a serem estudados.

Após a impressão, todos os modelos foram submetidos a dois banhos com álcool isopropílico com duração de 10 minutos cada, com o objetivo de remover qualquer quantidade de resina residual não polimerizada da superfície do objeto. Após os banhos, os modelos foram secos com jato de ar e aqueles pertencentes aos grupos com polimerização foram levados ao forno de luz UV. Após a polimerização foram imediatamente levados para o escaneamento armazenados em caixa escura para protegê-los da luz.

Um escâner de mesa R700 (3Shape, Copenhagen, DK) foi utilizado para a digitalização dos modelos. O escâner foi inicialmente calibrado e todos os modelos foram posicionados da mesma maneira gerando um arquivo virtual em STL (Standard Triangle Language) de cada modelo impresso. Foram então realizadas medições lineares em cada modelo virtual utilizando o software VistaDent OC (Dentsply Sirona, Woodbridge, CA). As medidas realizadas foram: inter caninos (IC), entre primeiros pré-molares (1PM), segundos pré-molares (2PM), primeiros molares (1M) e segundos molares (2M) além do comprimento do arco (CA). Os pontos anatômicos utilizados como referência foram as cúspides vestibulares dos pré-molares e vestibulares e distais dos molares. Para a medida de comprimento do arco foi criada uma linha virtual de referência na distal dos segundos molares e a medição foi feita desta linha até o ponto médio das faces palatinas dos incisivos centrais superiores (Fig. 3). Um único avaliador treinado realizou as medições no software VistaDent OC e elas foram repetidas em um intervalo de 15 dias, sendo utilizada a média das duas avaliações. Além disso, esta repetição foi utilizada para a avaliação da repetibilidade do método com gráficos de Bland-Altman. As mesmas medições foram realizadas no modelo mestre para servir como referência de como as alterações dimensionais ocorreram.

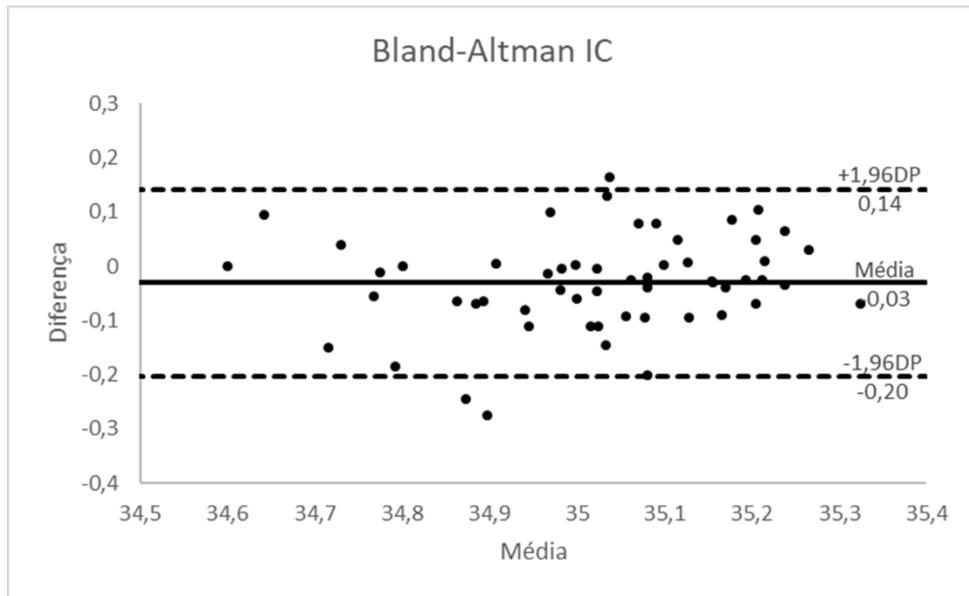


**Figura 3** Medidas lineares obtidas de todos os grupos testados.

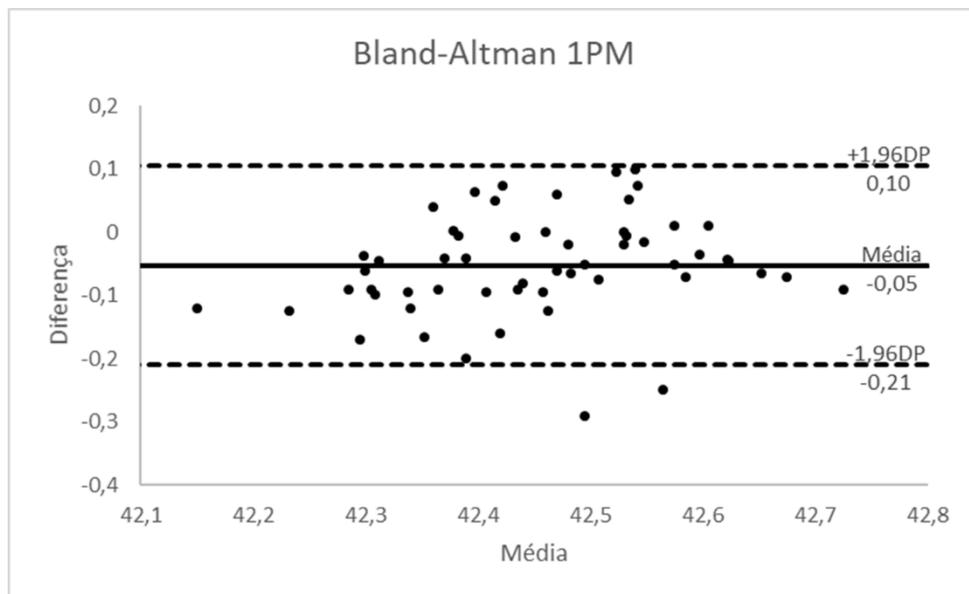
Na análise estatística foi utilizada uma MANOVA executada em software R 3.3.1 (R Core Team, 2019) com nível de significância de 5%, uma vez que os dados atendiam premissas estatísticas da análise de variância multivariada considerando as variáveis preditoras: tipo, presença de barra e polimerização. As variáveis resposta foram as medidas das distâncias: IC, 1PM, 2PM, 1M, 2M, CA.

## RESULTADOS

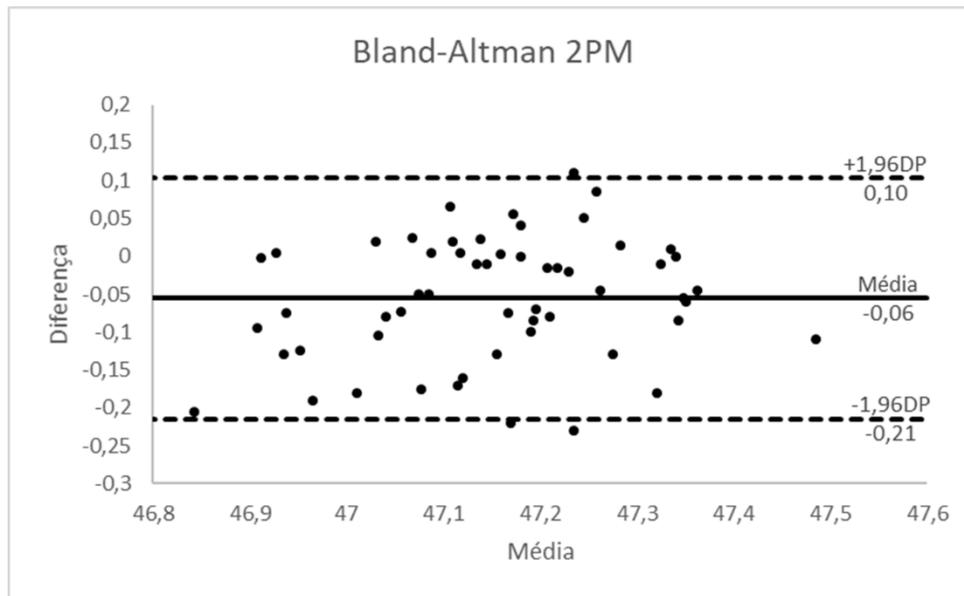
A avaliação da reprodutibilidade das mensurações das distâncias avaliadas neste estudo foi realizada por meio do gráfico de Bland-Altman, com limites de concordância de 95%. Para a distância IC o viés foi de -0,03 e os limites de concordância apontam que a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,14 e -0,20mm (Fig. 4). Para a distância 1PM o viés foi de -0,05 e os limites de concordância variaram de 0,10 a -0,21mm (Fig. 5). O viés para a medida 2PM foi de -0,06 e os limites de concordância variaram de 0,10 a -0,21mm (Fig. 6). O viés para a distância do 1M foi de -0,06 e a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,10 e -0,23mm (Fig. 7). Para a medida 2M o viés foi de -0,003 e os limites de concordância variaram de 0,19 a -0,18mm (Fig. 8). E para a medida CA o viés foi de -0,18 e a maioria das medidas apresentaram diferenças entre 0,09 e -0,45 (Fig. 9).



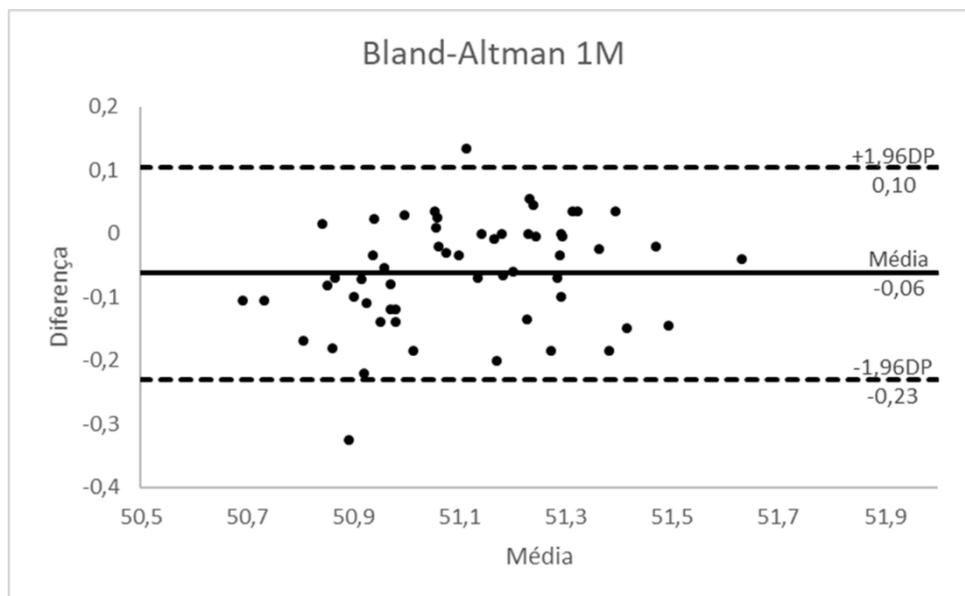
**Figura 4** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância intercaninos com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



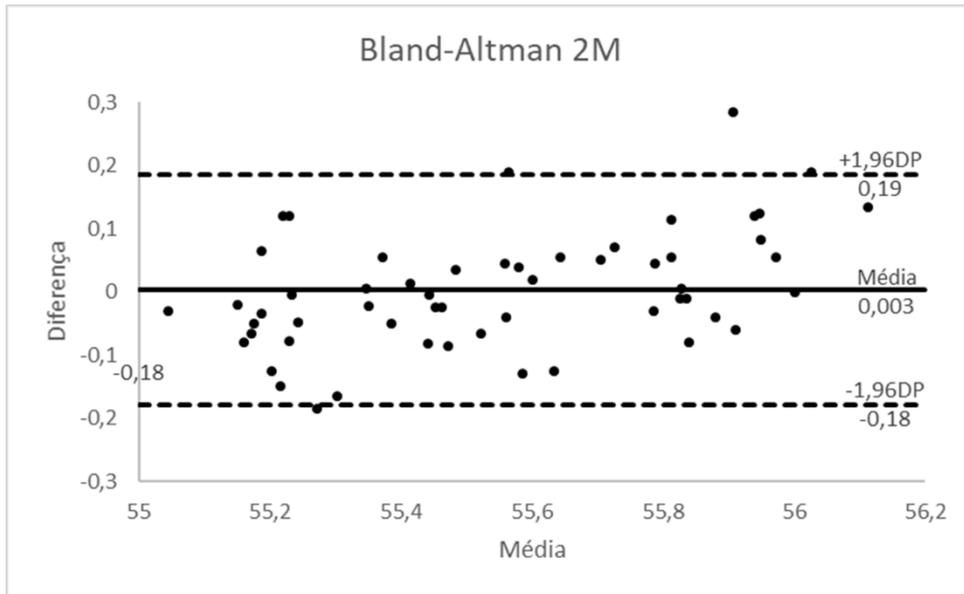
**Figura 5** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre primeiros pré-molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



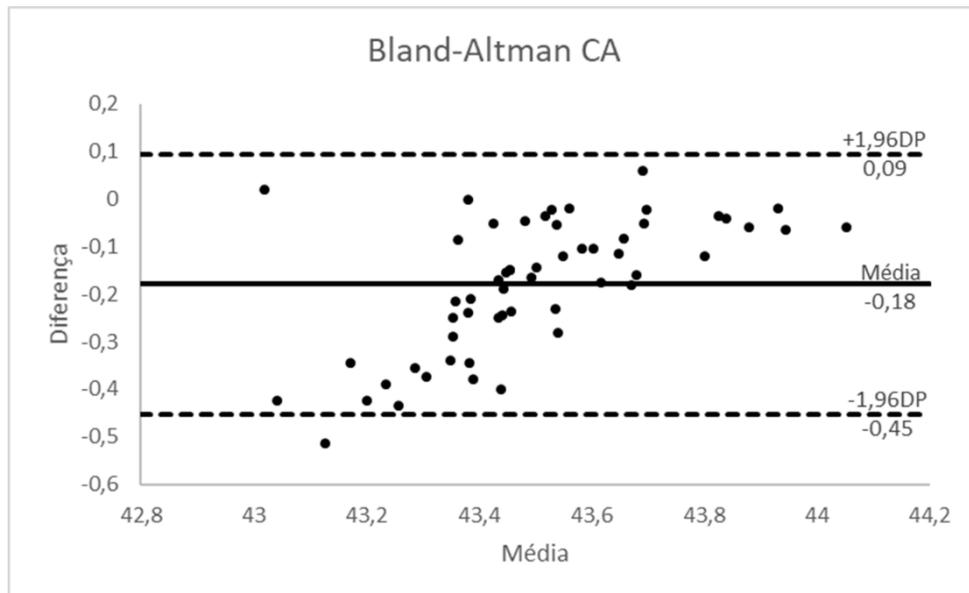
**Figura 6** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre segundos pré-molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 7** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre os primeiros molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 8** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações da distância entre os segundos molares com a média para avaliar sua reprodutibilidade.



**Figura 9** Gráfico de Bland-Altman que relaciona a diferença das duas mensurações do comprimento de arco com a média para avaliar sua reprodutibilidade.

Todas as variáveis preditoras influenciaram de forma geral nas medições realizadas nos modelos impressos com a resina Gray (Tab.1). A distância IC sofreu influência do tipo de modelo e da polimerização, com os modelos ocios e com polimerização apresentando redução desta medida (Tab. 1 e 2). A distância 1PM foi influenciada pelo tipo, presença da barra e polimerização, onde os modelos ocios, com barra e com polimerização apresentaram redução desta medida (Tab. 1 e 2). A distância 2PM foi influenciada pelas variáveis barra e polimerização, com os modelos com barra e com polimerização apresentando menor média (Tab. 1 e 2). A distância 1M foi influenciada apenas pela variável barra com os modelos com barra apresentando menor média do que os modelos sem barra (Tab. 1 e 2). A distância 2M foi influenciada pelas variáveis barra e polimerização, com os modelos com redução da medida nos modelos com barra e com polimerização (Tab. 1 e 2). A distância CA sofreu influência apenas da variável barra, com os modelos com barra apresentando um aumento desta medida (Tab. 1 e 2).

**Tabela 1.** Resultados da MANOVA para a resina Gray, levando em consideração as variáveis tipo de modelo, presença de barra e polimerização em função das distâncias IC, 1PM, 2PM, 1M, 2M e CA, com nível de significância de 5%.

<b>MANOVA Resina Gray</b>			
	<b>Pillai</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,286	2.867	<,001
<i>Barra</i>	,867	46.758	<,001
<i>Polimerização</i>	,397	4.728	<,001
<i>Orientação*barra</i>	,163	1,399	,237
<i>Orientação*polimerização</i>	,151	1,272	,290
<i>Barra* polimerização</i>	,100	,794	,580
<i>Orientação*barra* polimerização</i>	,230	2,147	,067
<b>ANOVAS</b>			
<b>IC</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,194	8,253	p<,001
<i>Barra</i>	,000	0,009	,923
<i>Polimerização</i>	,130	5,522	,023
<b>1PM</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,037	3,544	<,001
<i>Barra</i>	,063	6,082	,017
<i>Polimerização</i>	,147	14,150	<,001
<b>2PM</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,004	,283	,597
<i>Barra</i>	,263	19,083	<,001
<i>Polimerização</i>	,101	7,325	,009
<b>1M</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,000	,005	,944
<i>Barra</i>	1,516	115,837	<,001
<i>Polimerização</i>	,037	1,908	,100
<b>2M</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,025	1,234	,272
<i>Barra</i>	3,319	161,993	<,001
<i>Polimerização</i>	,112	5,470	,024
<b>CA</b>	<b>Quadrado médio</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<i>Tipo</i>	,009	,200	,657
<i>Barra</i>	,207	4,687	,035
<i>Polimerização</i>	,161	3,647	,062

\*IC: distância inter caninos; 1PM: distância entre primeiros pré-molares; 2PM: distância entre segundos pré-molares; 1M: distância entre primeiros molares; 2M: distância entre segundos molares; CA: comprimento do arco.

**Tabela 2.** Valores de média (mm) e desvio padrão para cada medida avaliada em função das variáveis independentes tipo de modelo, barra e polimerização da resina Gray.

<i>Medidas do modelo mestre</i>		IC	1PM	2PM	1M	2M	CA
		35,42	42,99	47,55	51,66	55,84	43,37
<i>Resina Gray</i>		Média IC (DP)	Média 1PM (DP)	Média 2PM (DP)	Média 1M (DP)	Média 2M (DP)	Média CA (DP)
<i>Tipo</i>	<i>Maciço</i>	35,1 (0,12)	42,5 (0,12)	47,2 (0,14)	51,1 (0,19)	55,5 (0,28)	43,5 (0,21)
	<i>Oco</i>	35,0 (0,18)	42,4 (0,11)	47,1 (0,14)	51,1 (0,22)	55,6 (0,30)	43,5 (0,23)
<i>Barra</i>	<i>Com</i>	35,0 (0,14)	42,4 (0,11)	47,1 (0,13)	50,9 (0,11)	55,3 (0,14)	43,6 (0,24)
	<i>Sem</i>	35,0 (0,18)	42,5 (0,12)	47,2 (0,11)	51,3 (0,13)	55,8 (0,17)	43,4 (0,17)
<i>Polimerização</i>	<i>Com</i>	35,0 (0,14)	42,4 (0,11)	47,1 (0,13)	51,1 (0,19)	55,5 (0,28)	43,4 (0,22)
	<i>Sem</i>	35,1 (0,18)	42,5 (0,10)	47,2 (0,13)	51,1 (0,22)	55,6 (0,29)	43,6 (0,21)

\*IC: distância inter caninos; 1PM: distância entre primeiros pré-molares; 2PM: distância entre segundos pré-molares; 1M: distância entre primeiros molares; 2M: distância entre segundos molares; CA: comprimento do arco.

## DISCUSSÃO

Todas as variáveis estudadas influenciaram de uma maneira geral nas dimensões dos modelos odontológicos impressos e não houve interação entre elas. O tipo de modelo, se oco ou maciço, apenas interferiu nas medidas intercaninos e entre primeiros pré-molares, ocorrendo uma maior contração dessas regiões do arco no modelo oco. Além de acontecer apenas nesta região de caninos e primeiros pré-molares, a diferença entre os dois tipos de impressão foi pequena, diferindo em média 0,1 mm. Esta é uma informação interessante, pois podemos concluir que na maioria das medidas não ocorreu diferença estatística entre elas, podendo as duas formas de impressão serem utilizadas. Nenhum outro estudo havia avaliado estes dois tipos de modelo para impressão 3D, o que impossibilita qualquer discussão acerca de resultados semelhantes.

A presença de barra influenciou de maneira significativa todas as medidas, exceto a distância inter caninos. O sentido da alteração foi de uma contração maior para os modelos na presença da barra nas medidas transversais de primeiros e segundos pré-molares e molares e um aumento da medida de comprimento de arco. Este aumento no comprimento do arco parece ser lógico, pois à medida que temos uma contração do arco dentário na região posterior, a tendência é ter um aumento dessa medida.

As diferenças entre os dois tipos de impressão, com barra e sem barra, variaram em média de 0,1 a 0,5 mm, e a maior alteração aconteceu na região dos segundos molares. A maior contração ocorreu nos modelos com barra, diferente dos resultados obtidos no estudo de Camardella<sup>6</sup>, onde a contração foi mais expressiva em modelos sem barra e em formato de ferradura. Esses resultados distintos podem ser consequência talvez do local de inserção e do tamanho da barra utilizada, necessitando de novos estudos mais específicos para esse questionamento. A magnitude das alterações dessa variável também foi importante, estando no limite do que seria considerado clinicamente aceitável, que seria uma diferença de 0,5 mm em relação ao modelo mestre. Se formos pensar que essa diferença está desconsiderando as alterações provocadas pelo próprio processo de impressão, se comparássemos essas medidas com o modelo virtual mestre, elas seriam ainda maiores. Isso nos leva a sugerir que é mais adequada a impressão dos modelos sem barra de estabilização na região posterior, pelo menos, se for utilizada uma barra semelhante e no mesmo local onde foi inserida neste estudo.

O processo de cura pós impressão alterou de maneira significativa as dimensões dos modelos nas medidas da distância inter caninos, entre primeiros e segundos pré-molares e entre segundos molares. Em todas elas, ocorreu uma redução nos modelos que passaram pela polimerização. Este resultado concorda com o que já havia sido proposto em estudos anteriores, de que o fato de existir resina não polimerizada entre as camadas do objeto produzido por estereolitografia, faz com que, ele necessite de uma cura pós impressão, e nesta etapa o objeto acaba sofrendo alterações dimensionais<sup>2,11,13</sup>. No entanto, apesar de essas diferenças terem sido significantes estatisticamente, elas parecem não ser clinicamente importantes, pois foram bem pequenas, em média variaram apenas 0,1 mm. Por isso, não seria interessante deixar de fotopolimerizar os modelos no intuito de evitar alterações dimensionais, pois elas se mostraram não relevantes clinicamente, e a polimerização acaba por melhorar as propriedades mecânicas da resina<sup>14-17</sup>.

Este limite de 0,5 mm de diferença como sendo considerada clinicamente relevante para modelos, foi inicialmente proposta pelo *American Board of Orthodontics* como referência para avaliação de modelos de gesso e já foi utilizado em estudos prévios para avaliar a qualidade de modelos odontológicos impressos tridimensionalmente e modelos virtuais obtidos por escaneamento<sup>18-21</sup>. Por isso, levando em consideração que ainda teríamos as distorções inerentes ao próprio

processo de impressão que estaria em torno de 0,35 mm em média a depender do método de impressão<sup>10</sup>, os modelos impressos com barra ultrapassariam esse valor, não sendo recomendada a impressão desta maneira. Em relação à impressão do modelo oco e com polimerização, essas diferenças foram em média bem pequenas, o que não causariam uma interferência nos resultados clínicos caso fossem utilizados como modelos de trabalho.

## **CONCLUSÕES**

- O tipo de modelo influenciou de maneira significativa as medidas obtidas, com maior contração dos modelos ocorrendo no tipo oco, mas não foram clinicamente significantes.
- A presença de barra estabilizadora influenciou de forma significativa as dimensões transversais dos modelos, havendo uma redução das medidas na presença da barra, com diferenças clinicamente significantes.
- A fotopolimerização influenciou as medidas dos modelos, mostrando uma contração para os modelos que foram expostos à luz UV, mas não foram clinicamente significantes.

## REFEFÊNCIAS

1. Short MM, Favero CS, English JD, Kasper FK. Impact of Orientation on Dimensional Accuracy of 3D-Printed Orthodontic Models. *JCO*. 2018;2(1):13-20.
2. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2014;145(1):108-115.
3. Lee KY, Cho JW, Chang NY, et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod*. 2015;45(5):217-225.
4. Khalil W, Ezeldeen M, Van De Castele E, et al. Validation of cone beam computed tomography-based tooth printing using different three-dimensional printing technologies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;121(3):307-315.
5. Camardella LT, Vilella O V, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models Genauigkeit von stereolitographisch gedruckten digitalen Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen. *J Orofac Orthop*. 2017;78:394-402.
6. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2017;151(6):1178-1187.
7. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2017;152(4):557-565.
8. Hassan WNW, Yusoff Y, Mardi NA. Comparison of reconstructed rapid prototyping models produced by 3-dimensional printing and conventional stone models with different degrees of crowding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2017;151:209-218.
9. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent*. 2018;21(2):107-113.
10. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018;88(3):363-369. doi:10.2319/071117-460.1
11. Choi JY, Choi JH, Kim NK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(1):23-32.
12. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*.; 1988.
13. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*. 2008;35(3):191-201.

14. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 2020;2:349-354.
15. Vitale A, Cabral JT. Frontal conversion and uniformity in 3D printing by photopolymerisation. *Materials (Basel).* 2016;9:760.
16. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34(2):192–200.
17. Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ, McLeod RR. Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. *Adv. Eng. Mater.* 2018. *Adv Eng Mater.* 2018;20(12):1800876.
18. Garino F, Garino GB. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod.* 2002;3:250–254.
19. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124(1):101-105.
20. Grunheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;146:673–682.
21. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;153(1):144-153.

## 4 CONCLUSÃO

Após a execução dos experimentos relatados anteriormente, foi possível concluir que:

- O tempo de polimerização complementar e a resina influenciaram de maneira significativa os valores de microdureza, de resistência à tração diametral e à flexão e houve interação das variáveis tempo e resina. A resina Blue e Gray apresentou suas características mecânicas máximas a partir de 10 minutos de exposição à luz UV, resina Surgical Guide com o tempo de 5 minutos e a Standard apenas a partir dos 15 minutos.
- A orientação de impressão dos modelos odontológicos influenciou de maneira significativa as medidas obtidas, com maior contração para os modelos impressos verticalmente, mas não foram clinicamente significantes.
- O tipo de modelo (oco ou maciço) influenciou de maneira significativa as medidas obtidas, com maior contração dos modelos ocorrendo no tipo oco, mas não foram clinicamente significantes.
- A presença de barra estabilizadora influenciou de forma significativa as dimensões transversais dos modelos, havendo uma redução das medidas na presença da barra, com diferenças clinicamente significantes.
- A fotopolimerização complementar influenciou as medidas dos modelos, mostrando uma contração para os modelos que foram expostos à luz UV, mas sem significância clínica.

## REFERÊNCIAS\*

1. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J.* 2009; 15(3): 216-5.
2. Lee KY, Cho JW, Chang NY, Chae, J-M. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod.* 2015; 45(5): 217-25.
3. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017; 152(4): 557-65.
4. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017; 151(6): 1178-87.
5. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018; 153(1): 144-53.
6. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent (Shiraz, Iran).* 2015; 16(1): 1-9.
7. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006; 29(3-4): 317-35.
8. Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee, J-K, Kim M-K et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31(1): 23-32.
9. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014; 145(1): 108-15.
10. Salmoria G V, Ahrens CH, Beal VE, Pires ATN, Soldi V. Evaluation of post-curing and laser manufacturing parameters on the properties of SOMOS 7110 photosensitive resin used in stereolithography. *Mater Des.* 2008; 30(3): 758–63.
11. Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyp J.* 2006; 12(2): 106–13.
12. Gibson I, Rosen D, Stucker B. Additive manufacturing technologies 3d printing, rapid prototyping and direct digital manufacturing. New York: Springer; 2015.
13. Lee JH, Prud'homme RK, Aksay IA. Cure depth in photopolymerization: experiments and theory. *J Mater Res.* 2001; 16(12): 3536-44.

---

\* 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. Neumann MG, Rodrigues MR. Fotopolimerização: princípios e métodos. *Polímeros Ciência e Tecnol.* 2003; 13 (4):10.
15. Kai CC, Fai LK, Sing L. *Rapid prototyping: principles and application.* 2nd ed. Danvers: World Scientific Publishing; 2003.
16. Khalil W, Ezeldeen M, Van De Castele E, Shaheen E, Sun Y, Shahbazian M et al. Validation of cone beam computed tomography-based tooth printing using different three-dimensional printing technologies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016; 121(3): 307-15.

**Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos**

**(Direitos de publicação reservado ao autor)**

**Araraquara, 27 de março de 2020**

**Layene Figueiredo Almeida**