



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto



MARIANNA SOARES NOGUEIRA BORGES

Modelo parcialmente dentado e Odontologia Digital: Estudo da acurácia

Ribeirão Preto

2022

MARIANNA SOARES NOGUEIRA BORGES

Modelo parcialmente dentado e Odontologia Digital: Estudo da acurácia

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a conclusão do curso de graduação em Odontologia.

Aluna:

Marianna Soares Nogueira Borges

Aluna de graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto -USP

Orientadora:

Profª. Drª. Camila Tirapelli

Professora Associada do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP

Ribeirão Preto

2022

MARIANNA SOARES NOGUEIRA BORGES

Modelo parcialmente dentado e Odontologia Digital: Estudo da acurácia

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a conclusão do curso de graduação em Odontologia.

Orientadora: ***Profª. Drª. Camila Tirapelli***

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Profª. Drª. Camila Tirapelli

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP

Prof(a). Dr(a).

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP

Prof(a). Dr(a).

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP



Este projeto de pesquisa foi realizado pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, irmã e namorado, que com muito amor e apoio incondicional, não mediram esforços para que eu chegasse até essa etapa da minha vida. Obrigada por todos os ensinamentos e por sempre me incentivarem a ser uma pessoa melhor. Sem vocês nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À ***Deus***, que iluminou os meus caminhos e me permitiu encerrar esse ciclo

À minha ***família*** pelo apoio, incentivo e suporte, esse sonho não seria possível sem vocês ao meu lado, serei eternamente grata.

À professora ***Camila Tirapelli***, por me ensinar tanto e acreditar em mim. Sou muito grata pelos ensinamentos, oportunidades e pela paciência ao partilhar tanto conhecimento. Você é um exemplo de profissional e ser humano.

Ao, ***José Fernando***, que esteve ao meu lado acreditando em mim, apoiando os meus sonhos, me incentivando e partilhando comigo a vida. Obrigada por tudo.

Aos meus ***amigos***, por estarem ao meu e por compartilharem tantos momentos ao longo da graduação e por se tornarem a minha família em Ribeirão. Em especial, às minhas irmãs do coração, ***Marcela Réa*** e ***Pâmela Paschoalotto***, obrigada por estarem sempre ao meu lado, amo vocês.

À ***Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto***, por me abrir tantas portas e me permitir viver tantas experiências ao longo desses anos de graduação, tenho muito orgulho em me formar pela FORP/USP.

Às entidades, ***Associação Acadêmica Atlética Carneiro Leão*** e ***Liga Acadêmica de Odontologia Digital***, as quais fiz parte ao longo desses anos e que contribuíram para minha formação como profissional e para o meu crescimento pessoal.

À ***FAPESP***, pelo apoio financeiro concedido através do processo 2021/05160-2, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

RESUMO

RESUMO

BORGES, MSN. **Modelo parcialmente dentado e Odontologia Digital: Estudo da acurácia.** Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a acurácia de modelos dentais digitais obtidos com diferentes métodos de aquisição de imagem e com presença de área edêntula. Um modelo mestre obtido através de impressão 3D, representando o arco dental superior com a classificação Classe IV de Kennedy foi medido utilizando um paquímetro digital e, posteriormente, foi digitalizado usando: scanner intraoral (IOS), scanner extraoral (EOS) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) (10 registros em cada instrumento para cada medida). Todos os arquivos foram convertidos para o formato STL (standard triangle language) e as seguintes medidas foram feitas: 1) rebordo edêntulo: distância entre caninos passando pela linha média (classe IV de Kennedy), 2) Interarcos: distância entre caninos, 1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar aos seus equivalentes, 3) Ocluso cervical: distância das pontas das cúspides do canino, 1º e 2º pré-molares, 1º e 2º molares direitos até as respectivas cervicais. As medidas dos modelos digitais foram realizadas com o software Ortho Viewer (3Shape). Considerando que a acurácia é representada pela veracidade e precisão, as mesmas foram calculadas respectivamente pelas médias dos valores de erro absoluto (EA) entre o modelo mestre e os modelos digitais e as médias do desvio-padrão entre as medidas. As comparações entre os grupos foram feitas usando ANOVA-one way e posterior teste de Tukey. Os resultados mostraram que o Erro Absoluto variou significativamente entre todos modelos para as medidas ocluso cervical, interarcos e área edêntula. O valor menos discrepante de EA foi encontrado na medida interarco na região de 2PM - IOS (-0,15 mm), e o valor mais discrepante de EA foi na medida de área edêntula no modelo digitalizado com TCFC - DICOM (-1,0 mm). Foi possível concluir que a veracidade de modelos digitais com presença de área edêntula varia significativamente dependendo da tecnologia de aquisição de imagem e da região de medida.

Palavras-chave: Odontologia. Arco dental. Acurácia.

ABSTRACT

ABSTRACT

BORGES, MSN. **Partially edentulous model and Digital Dentistry: Accuracy study**. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

The objective of this work was to evaluate the accuracy of dental models obtained with different image acquisition methods and with the presence of edentulous area. A master model obtained through 3D printing, representing the upper dental arch classified as Kennedy's Class IV, was measured using a digital caliper and, subsequently, it was digitized using: intraoral scanner, extraoral scanner and cone beam computed tomography (10 records in each instrument for each measurement). All files were converted to STL (standard triangle language) format and the following measurements were taken: 1) edentulous area: distance between canines passing through the midline (Kennedy class IV), 2) Interarchs: distance between canines, 1st premolar, 2nd premolar, 1st molar and 2nd molar to their opposite, 3) Cervical occlusion: distance from the tips of the canine cusps, 1st and 2nd premolars, 1st and 2nd right molars to the respective cervical cusps. The measurements of the digital models were made with the Ortho Viewer software (3Shape). Considering that accuracy is represented by trueness and precision, they were calculated respectively by means of the absolute error values between the master model and the digital models and the means of the standard deviation between the measurements. Comparisons between groups were made using ANOVA-one way and subsequent Tukey test. The results showed that the Absolute Error varied significantly between all models for the cervical occlusion, interarch and edentulous area measurements. The least discrepant AE value was found in the interarc measurement in the 2PM - IOS region (-0.15 mm), and the most discrepant AE value was found in the edentulous area measurement in the model scanned with CBCT - DICOM (-1.0 mm). It was possible to conclude that the trueness of digital models with the presence of edentulous area varies significantly depending on the image acquisition technology and the measurement region.

Keywords: Dentistry. Dental arch. Accuracy.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EA	Erro Absoluto
EOS	Scanner Extraoral
IOS	Scanner Intraoral
STL	Standard Triangle Language
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
3D	Três Dimensões

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1** - Fluxograma do estudo 23
- FIGURA 2** - Representação do modelo mestre Classe IV superior manipulado via Meshmixer, as áreas coloridas representam as regiões a serem removidas para permitir um melhor ajuste do paquímetro. 24
- FIGURA 3** - Representação das áreas a serem medidas nos modelos digitais Classe IV de Kennedy. A - Medida de área edêntula em classe IV; B - Medidas interarco; C - Medidas Ocluso cervical. Imagem própria produzida no software Meshmixer. 27
- FIGURA 4** - Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área ocluso cervical medida: C (lilás), 1PM (verde), 2PM (azul), 1M (amarelo) e 2M (cinza). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$) 30
- FIGURA 5** - Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área interarcada medida: C (rosa), 1PM (amarelo), 2PM (verde), 1M (azul) e 2M (lilás). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$) 31
- FIGURA 6** - Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área edêntula medida: IOS (verde), DICOM (azul), EOS (lilás). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$) 31

1. INTRODUÇÃO	16
1. INTRODUÇÃO	17
2. PROPOSIÇÃO	20
2. PROPOSIÇÃO	21
3. MATERIAIS E MÉTODOS	22
3. MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 Confeção do modelo mestre	23
3.2 Digitalização do modelo mestre com scanner intraoral	24
3.3 Digitalização do modelo mestre com scanner extraoral	24
3.4 Digitalização do modelo mestre com tomografia computadorizada de feixe cônico	25
3.5 Pontos de medição	25
3.6 No modelo classe IV de Kennedy, as medidas foram feitas nesta sequência:	25
3.6.1 Medida área edêntula (Figura 3-A):	25
3.6.2 Medida interarco (figura 3-B):	25
3.6.3 Medida ocluso cervical (figura 3-C):	26
3.7 Análise de dados	27
3.8 Desenho do estudo	28
4. RESULTADOS	29
4. RESULTADOS	29
5. DISCUSSÃO	32
5. DISCUSSÃO	33
7. CONCLUSÃO	36
6. CONCLUSÃO	37
REFERÊNCIAS	38
REFERÊNCIAS	39

1.INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de tecnologias voltadas para a Odontologia digital simplificou muitos processos e trouxeram mudanças para o fluxo de trabalho dentro dos consultórios odontológicos e laboratórios de prótese, possibilitando resultados mais rápidos e previsíveis. Os processos de digitalização são frequentemente usados para gerar um conjunto de dados virtuais tridimensionais (3D). Os modelos virtuais não só oferecem uma comunicação dos dados digitais entre os clínicos, mas também permitem uma documentação mais confortável para o paciente. (Emara *et al.*, 2020)

Neste contexto, o conceito de acurácia tem grande importância e de acordo com a International Standard Organization (ISO 5725-1), acurácia deve contemplar veracidade e precisão, sendo que o primeiro é a semelhança ao valor verdadeiro e o segundo é a capacidade de repetir o mesmo resultado. (Ender; Mehl, 2015)

Considerando o registro das superfícies orais a serem reabilitadas e o processo de produção de modelos de estudo e de trabalho, tecnologias como o escaneamento intraoral (IOS) e extraoral (EOS), a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), e a manufatura por adição (impressão 3D) vieram se juntar as moldagens com elastômeros, modelos em gesso, radiografias e fotografias bidimensionais, no processo de exame, diagnóstico, planejamento e plano de tratamento Odontológicos.

A TCFC é uma modalidade de aquisição de imagens já consolidada na Odontologia, sendo o padrão ouro para exame, diagnóstico e planejamento de tratamentos com implantes dentários e cirurgias ortognáticas (Fortes *et al.*, 2018). O tomógrafo funciona a partir de um tubo que contém elétrons de cargas opostas, onde uma corrente elétrica faz com que esses elétrons sejam liberados e em seguida colidam gerando calor e os raios x, que com o auxílio de um colimador, são direcionados até a região alvo, este processo ocorre com o auxílio de um braço (normalmente em formato de C) que gira em torno do paciente, formando assim uma imagem tridimensional, que é renderizada por um software de computador. Este tipo de tecnologia tem

como grande vantagem gerar imagens tridimensionais e precisas das áreas escaneadas, sem distorções. Dentre as desvantagens da TCFC, considera-se o custo e a dose de radiação ainda altos (Pauwels *et al.*, 2015). O scanner do tipo intraoral, funciona através de câmeras que com o auxílio de projeção de luz gravam em imagens individuais ou vídeos o registro da superfície. Sequentemente, através de um software as imagens capturadas são compiladas para o reconhecimento da região de interesse. Nos scanners intraorais, as coordenadas x e y de cada ponto são avaliadas sobre a imagem, e a terceira coordenada (z) é então calculada, utilizando a tecnologia que cada câmera possui, formando assim um arquivo STL (standard triangle language). Os scanners extraorais, conhecidos como “de bancada”, fazem o registro da superfície através de varredura a laser e após essa etapa, um programa de computador realiza a renderização dos dados obtidos e forma um arquivo STL, removendo as áreas indesejáveis e formando um objeto 3D. Os scanners extraorais ou de bancada vem se tornando comuns em laboratórios de prótese e são opção viável para o fluxo de trabalho digital no laboratório, também há relatos na literatura que mostram que o scanner extraoral possui melhor acurácia em relação aos scanners intraorais. (Wesemann *et al.*, 2017; Emara *et al.*, 2020). De qualquer modo, ambas as tecnologias têm condições de gerar imagens para o planejamento do caso em softwares específicos ou permitirem a produção dos modelos de trabalho ou estudo por manufatura aditiva.

Dentre os fatores que influenciam a acurácia no processo CAD / CAM, podemos citar principalmente: 1) as metodologias de escaneamento das superfícies (Richert *et al.*, 2017), 2) as características das superfícies escaneadas (Kernen *et al.*, 2021) e 3) o tipo de manufatura aditiva empregado (Mangano *et al.*, 2020).

Sobre as metodologias de escaneamento das superfícies (Wesemann *et al.*, 2017), utilizou um modelo em resina e comparou fluxos digitais, utilizando para registro das superfícies de interesse: moldagem convencional, TCFC e scanners intraorais. Três medições foram realizadas nos arquivos obtidos: entre caninos, entre molares e uma do arco total, em seguida um modelo digital foi escolhido e tido como base para impressão por manufatura aditiva e comparação com o original. Os resultados mostraram que, os modelos digitais obtidos a partir do scanner de bancada, possuíam maior acurácia seguido dos modelos produzidos a partir do

scanner intraoral e TCFC para medições de arcos completos. Ainda, Kulczyk *et al.* (2019), utilizando mandíbulas secas com caninos e molares em suas respectivas posições, compararam TCFC com scanner de bancada e a micro-CT e utilizando um software específico para a comparação das imagens. De acordo com as medidas feitas nas imagens, os autores observaram que as tomografias não provêm acurácia para trabalhos clínicos que demandam de mais detalhes e que os scanners de bancada possuíam melhor acurácia, neste quesito.

Em relação a área escaneada, Kihara *et al.* (2019), realizaram uma revisão sistemática da literatura com o objetivo de comparar a acurácia de vários scanners intraorais. Embora seu objetivo tenha sido comparar vários scanners e suas metodologias, seus resultados mostraram indiretamente que, quando se aumentava a região de escaneamento, a veracidade diminuía (com exceção de um estudo); e concluíram que para uma prótese planejada para repor até 2 elementos dentários ausentes, o valor de variação entre os scanners estudados chegava até 50 μm e que em reabilitações maiores, essa variação poderia ser de 50 a 250 μm , ultrapassando o limite aceitável, clinicamente.

Apesar do valor tecnológico agregado, ainda existem controvérsias sobre a acurácia e consequente limitação dos trabalhos odontológicos produzidos por diferentes métodos de aquisição de imagem e especialmente há poucos estudos avaliando a influência da área escaneada. Desta maneira, o objetivo deste trabalho é comparar a acurácia de modelos dentais, com presença de área edêntula, escaneados com diferentes métodos de aquisição de imagem: scanner intraorais, scanners extraorais e tomografia computadorizada de feixe cônico.

2. PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste trabalho é avaliar a acurácia de modelos digitais obtidos com diferentes métodos de aquisição.

Os objetivos específicos são:

- Comparar a acurácia considerando modelos com presença de área edêntula,
- Comparar a acurácia considerando diferentes métodos de aquisição de imagem: scanner intraoral, scanner extraoral e tomografia computadorizada de feixe cônico.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

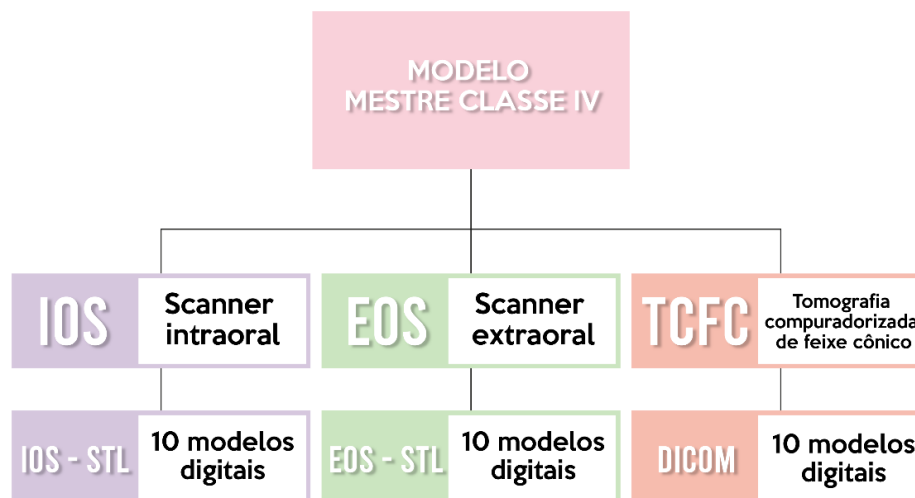


Figura 1: Fluxograma do estudo

3.1 Confeção do modelo mestre

Foi selecionado um modelo typodont, com regiões demarcadas, onde foi simulado classe IV de Kennedy de uma arcada superior. Este modelo foi escaneado, utilizando um scanner de bancada - 3D touch (UP 300) e, em seguida, o arquivo STL foi manipulado no software Meshmixer 3.5 (Autodesk, Inc.) onde foram realizadas operações booleanas para confecção de áreas que serviram como guias de medidas (Figura 2). Em seguida o arquivo foi enviado para uma impressora do tipo LCD Photon Zero (ANYCUBIC 3D Printing), onde realizou-se a impressão do mesmo.

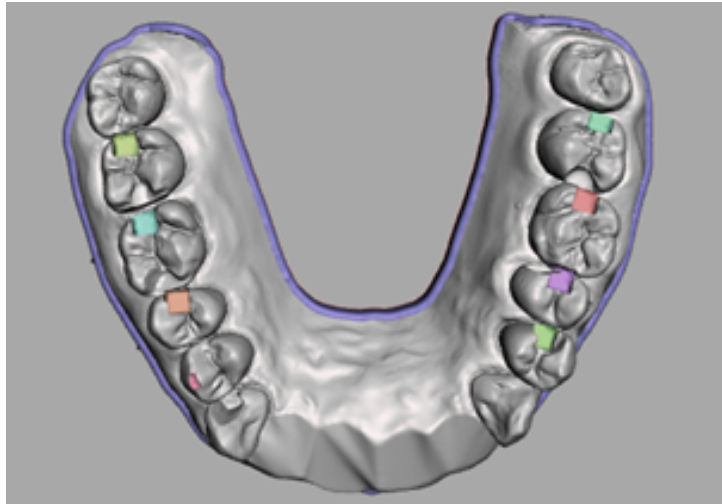


Figura 2: Representação do modelo mestre Classe IV superior manipulado via Meshmixer, as áreas coloridas representam as regiões a serem removidas para permitir um melhor ajuste do paquímetro.

3.2 Digitalização do modelo mestre com scanner intraoral

A arcada superior do modelo mestre foi digitalizada usando o dispositivo de scanner iTero Element® 2 (Align Technology Inc., Califórnia, EUA) de acordo com o fabricante. O escaneamento começa na região do segundo molar superior esquerdo, continuando para a região anterior. Em seguida, o quadrante superior direito foi escaneado, começando pelo segundo molar. Dez arquivos STL (Standard Tessellation Language) foram obtidos a partir do modelo mestre.

3.3 Digitalização do modelo mestre com scanner extraoral

A fim de simular o fluxo de trabalho frequente nos laboratórios de prótese, o registro da superfície do modelo mestre foi por meio do dispositivo de scanner extraoral (UP 3D) de acordo com o fabricante. O escaneamento começa com o posicionamento do modelo sobre a

base do scanner, em seguida são feitas movimentações pelo próprio aparelho, para realizar o escaneamento total do modelo.

3.4 Digitalização do modelo mestre com tomografia computadorizada de feixe cônico

O modelo mestre foi digitalizado usando TCFC (i-CAT FLX V17, Kavo Dental, CA, EUA) com os seguintes parâmetros de imagem: uma resolução espacial de 100 μ m, 14,0 segundos, 70 kVp e 16 mA. Dez arquivos DICOM foram obtidos.

3.5 Pontos de medição

O modelo mestre foi o controle para comparação da veracidade. Nele há pontos pré-definidos durante a sua criação no software de manipulação de STL, a fim de facilitar as medições (vide Figura 2). As medições foram feitas 3 vezes, pelo mesmo operador, com paquímetro digital 150mm Mitutoyo com exatidão de $\pm 0,02$. A média dessas medições foi o valor final de controle. Medidas da área edêntula, interarcos e ocluso cervical foram realizadas.

3.6 No modelo classe IV de Kennedy, as medidas foram feitas nesta sequência:

3.6.1 Medida área edêntula (Figura 3-A):

Distância entre os caninos (trajeto rebordo edêntulo, considerando a posição de “crista do rebordo”), que parte da região mais inferior da mesial do canino direito até a região correspondente à linha média, seguindo para a região mais inferior da mesial do canino esquerdo.

3.6.2 Medida interarco (figura 3-B):

- Distância entre os caninos (trajeto do palato), que vai da ponta da cúspide do canino direito até a ponta da cúspide do canino esquerdo
- Distância entre 1PMs, que vai da ponta da cúspide vestibular do 1PM direito até a ponta da cúspide vestibular do 2PM esquerdo.
- Distância entre 2PMs que vai da ponta da cúspide vestibular do 2PM direito até a ponta da cúspide vestibular do 2PM esquerdo.
- Distância entre 1MSs que vai da ponta da cúspide mésio-vestibular do 1MS direito até a ponta da cúspide mésio-vestibular do 1MS esquerdo.
- Distância entre 2MSs que vai da ponta da cúspide mésio-vestibular do 2MS direito até a ponta da cúspide mésio-vestibular do 2MS esquerdo.

3.6.3 Medida ocluso cervical (figura 3-C):

- Distância entre a ponta da cúspide vestibular do canino superior direito até a porção central inferior da cervical, limitada pelo “tecido gengival”.
- Distância entre a ponta da cúspide vestibular do 1PMS direito até a porção central inferior da cervical, limitada pelo “tecido gengival”.
- Distância entre a ponta da cúspide vestibular do 2PMS direito até a porção central inferior da cervical, limitada pelo “tecido gengival”.
- Distância entre a ponta da cúspide mésio-vestibular do 1MS direito até a porção central inferior da cervical, limitada pelo “tecido gengival”.
- Distância entre a ponta da cúspide mésio-vestibular do 2MS direito até a porção central inferior da cervical, limitada pelo “tecido gengival”.

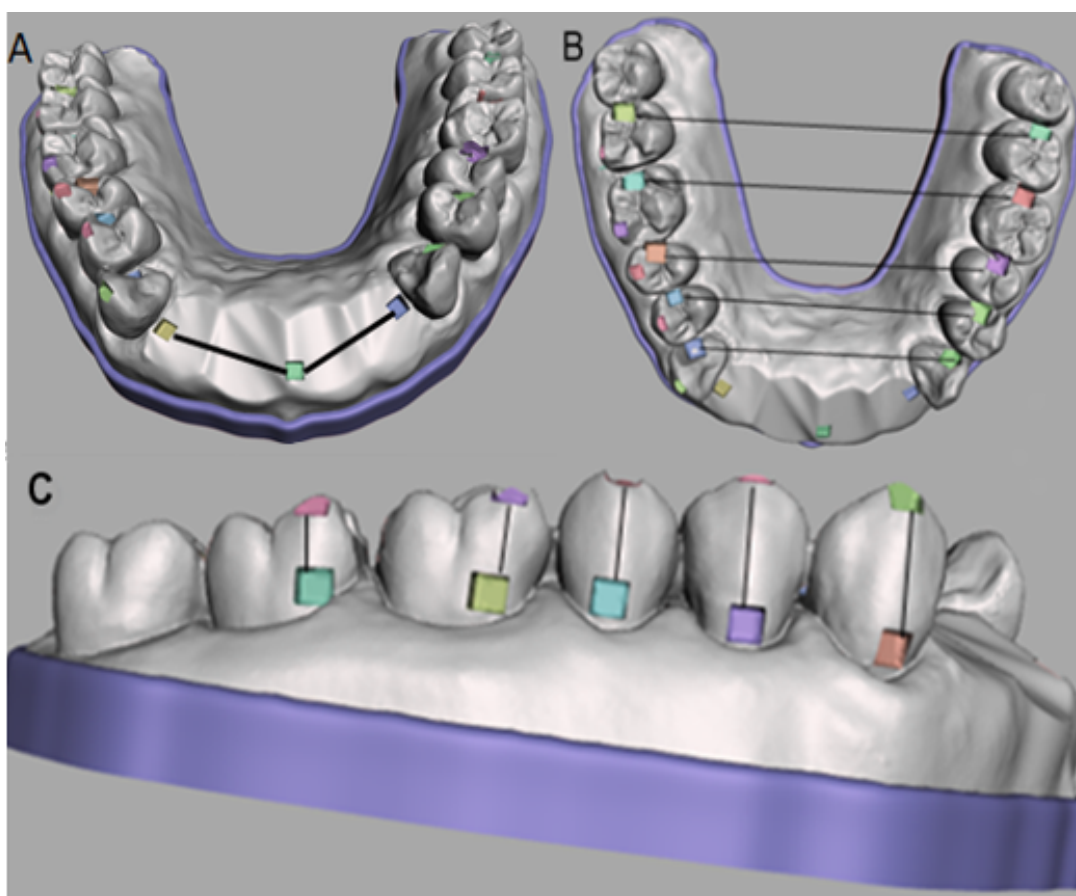


Figura 3 - Representação das áreas a serem medidas nos modelos digitais Classe IV de Kennedy. A - Medida de área edêntula em classe IV; B - Medidas interarco; C - Medidas Ocluso cervical. Imagem própria produzida no software Meshmixer.

3.7 Análise de dados

O erro absoluto, representando a veracidade, foi calculado considerando a diferença entre as medidas feitas no modelo mestre e nos modelos digitais em cada uma das áreas. A média dos erros absolutos foi comparada entre os grupos usando ANOVA One-way e posterior teste de Tukey. Para observar a precisão, considerou-se a média dos desvios-padrão das três

medidas feitas pelo examinador calibrado que foram comparadas entre os grupos usando ANOVA One-way e posterior teste de Tukey. Comparou-se: IOS vs EOS vs TCFC.

3.8 Desenho do estudo

Este estudo foi laboratorial, observacional e transversal. As variáveis foram a veracidade e precisão e os fatores de variação foram diferentes métodos de aquisição de imagem.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

Em relação às medidas do tipo ocluso cervical (Figura 4), interarcadas (Figura 5) e área edêntula (Figura 6) foram observadas diferenças significativas nas regiões analisadas dependendo do método de aquisição de imagem de escolha para a veracidade. Em relação a precisão, não houve diferença estatisticamente significativa quando o desvio-padrão entre os grupos foi comparado, indicando que houve reprodutibilidade entre as medidas.

O erro absoluto (EA) variou de 0,31mm (1PM- EOS) a 0,66 mm (2M-DICOM) nos modelos digitais. Ademais, é possível observar pelos resultados obtidos, que há uma menor discrepância do EA quando se utiliza o EOS como método de aquisição do modelo digital.

Ao avaliar os resultados obtidos das medidas intercardas (Figura 5) nota-se valores predominantemente negativos, indicando que as medições feitas no modelo de referência foram ligeiramente maiores considerando os modelos digitais experimentais. Além disso, observa-se uma diferença considerável dos EA, que variou de -0,15 mm (2PM-IOS) a -0,86 mm (1PM-IOS e 1M- DICOM), sendo o valor de -0,15 mm a menor variação de EA, quando se observa todos os EA obtidos.

Nos resultados obtidos da medida da área edêntula (Figura 6) também foi observado valores predominantemente negativos, e, nota-se que esses valores de EA são mais discrepantes, quando se observa todos os EA obtidos, variando de -0,59mm (EOS) a até -1,0mm (DICOM).

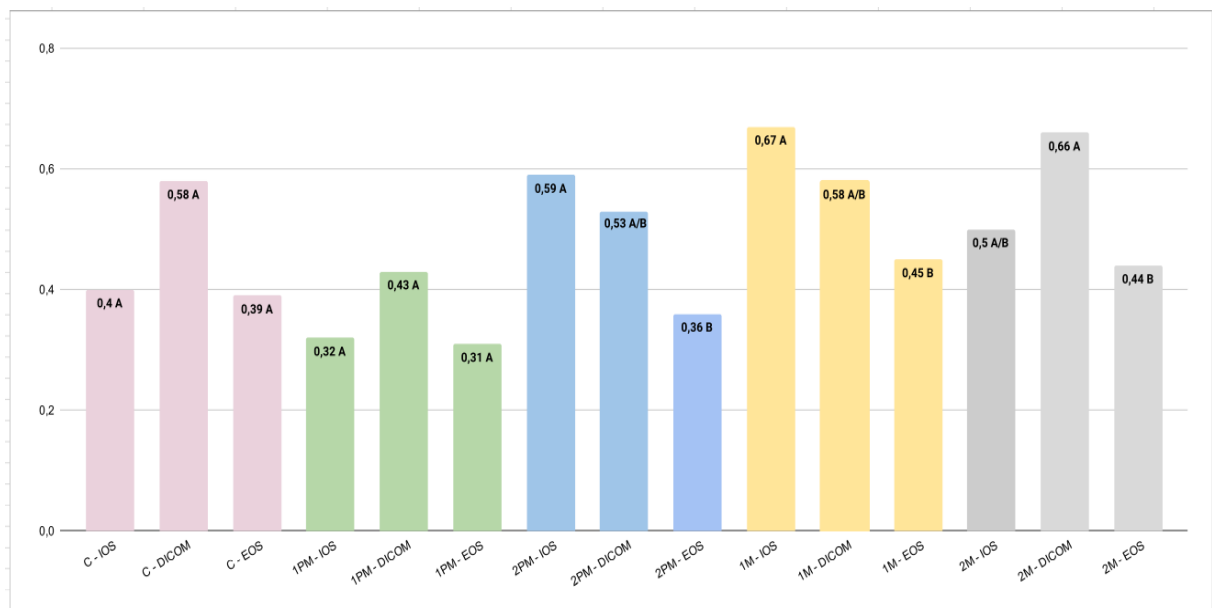


Figura 4: Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área ocluso cervical medida: C (lilás), 1PM (verde), 2PM (azul), 1M (amarelo) e 2M (cinza). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$).

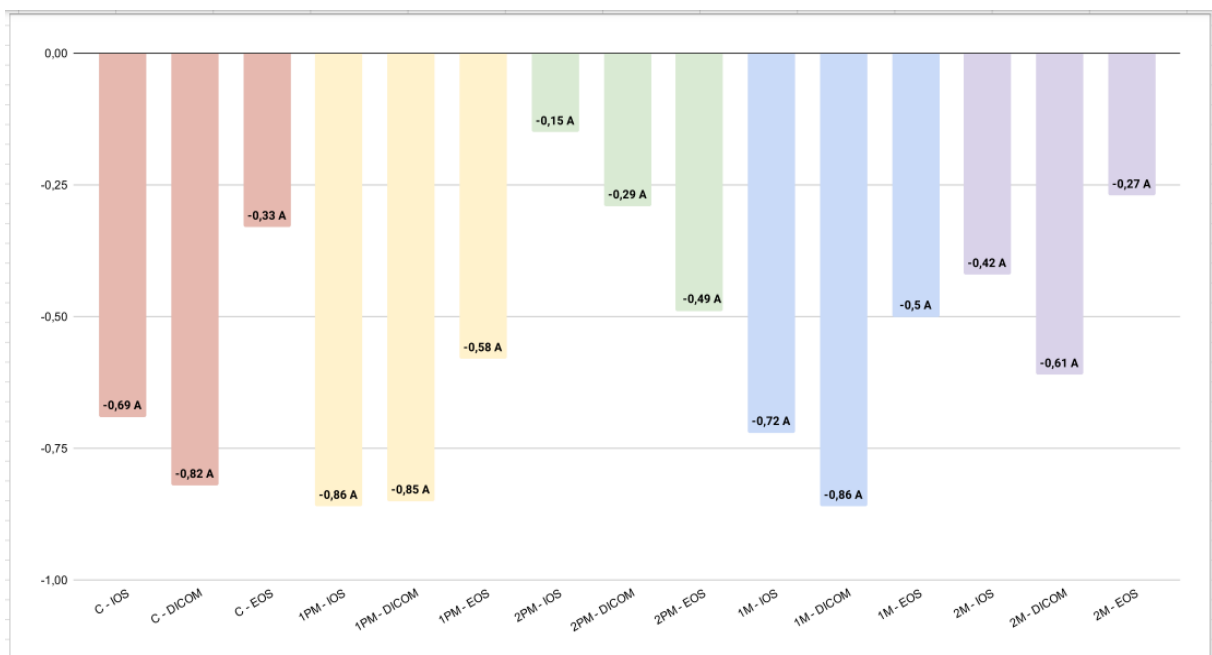


Figura 5: Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área interarcada medida: C (rosa), 1PM (amarelo), 2PM (verde), 1M (azul) e 2M (lilás). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$).



Figura 6: Ilustração gráfica contendo os valores médios de erro absoluto para cada área edêntula medida: IOS (verde), DICOM (azul), EOS (lilás). Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos testados, de acordo com One-way ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$).

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

Este estudo teve o objetivo de comparar a veracidade de modelos digitais com presença de área edêntula (classe IV de Kennedy) obtidos com diferentes métodos de aquisição de imagem: scanner intraoral, scanner extraoral e tomografia computadorizada de feixe cônico. Os resultados mostraram que a veracidade entre as medidas do modelo mestre e dos digitais variou dependendo do método de digitalização e que não foi observada diferença na precisão das medidas.

Discutindo o desenho do estudo, esta investigação abordou os métodos de aquisição de imagem: IOS, EOS e TCFC por representarem fatores de variação que têm estado sob crescente investigação. Em relação à acurácia o limite clinicamente aceito pode variar dependendo da aplicação clínica em Odontologia. Na literatura, é frequentemente visto o valor de 100µm como um limite clínico de discrepância, no entanto, esse valor é mais adequado no campo restaurador (Ender; Mehl, 2015; Jin *et al.*, 2019).

As técnicas de escaneamento permitem digitalizar estruturas orais criando um paciente virtual onde é possível realizar um planejamento reverso, a simulação de resultados e a sobreposição de dados adquiridos de diferentes dispositivos são possíveis. (Rekow, 2020; Conejo *et al.*, 2021). Entre as técnicas de escaneamento, o IOS foi rapidamente introduzido no consultório odontológico, devido a sua aplicação e seus benefícios, que se mostraram promissores. Neste estudo em questão, foi possível observar que os valores de veracidade pelo método IOS foram melhores, quando comparados com a TCFC, entretanto, quando se compara com EOS a veracidade obtida é inferior. Com ressalva para um único resultado na medida interarcada na região de 2PM, onde IOS foi de -0,15 mm e na mesma região o EA foi de -0,49 mm EOS, o que pode ser justificado por uma melhor qualidade de imagem obtida ou uma maior precisão pelo operador ao realizar a medida. Vale ressaltar que mesmo que a veracidade do IOS seja menor do que a do EOS, ele ainda é clinicamente aceitável.

Emara *et al.* (2020), investigou diferentes métodos de aquisição de imagens, sugerindo que o scanner extraoral é uma ferramenta de digitalização altamente confiável, não apresentando diferenças estatisticamente significativas entre as varreduras e confirmam que a precisão do EOS estava dentro de uma faixa aceitável para aplicação odontológica, o que se pode confirmar também ao observar os resultados de nosso estudo. Majoritariamente, em todas as medidas que foram analisadas os menores valores de EA, quando comparado o modelo digital ao modelo mestre, foram aqueles obtidos via EOS. O fato de o modelo ficar estático em uma plataforma quando vai ser digitalizado pode colaborar para uma maior estabilidade na varredura, não tendo influência do operador durante o escaneamento, assim, justificando os resultados obtidos.

Outra alternativa é obter o paciente virtual usando o conjunto de dados DICOM da varredura de TCFC. O conjunto de dados DICOM pode ser segmentado e convertido em dados STL sendo uma alternativa e/ou fornecer informações adicionais no planejamento do tratamento por software e possibilitar a impressão 3D (Ferreira *et al.*, 2017; Emara *et al.*, 2020; Kamio *et al.*, 2020). Neste estudo foi possível observar uma maior discrepância dos EA dos modelos digitais provenientes de DICOM. Pois o arquivo DICOM para que pudesse ser medido, precisou ser convertido de DICOM para STL, acredita-se que essa conversão diminua a precisão da imagem virtual.

Outra observação importante a ser analisada, apesar de não ter sido comparada estatisticamente neste estudo, são os resultados obtidos da medida da área edêntula, que apresentaram os maiores valores de EA observados. A presença de áreas edêntulas ainda é um problema da odontologia digital, isso porque essas áreas são difíceis de serem copiadas durante o processo de aquisição da imagem, sofrendo alterações tridimensionais de imagens e sobreposições durante a varredura, além de ser uma área mais difícil de ser mensurada.

A respeito dos resultados negativos, ele é visto como consequência da ferramenta utilizada para a obtenção das medidas. Nos modelos digitais, as medidas foram obtidas com a ferramenta de medição digital (disponível no software Ortho Viewer 3Shape), enquanto as dimensões do modelo de referência foram registradas com um paquímetro digital, que é uma

ferramenta manual. Ambas as ferramentas podem ser influenciadas pelo operador, mas a ferramenta digital permite uma expansão e melhor visualização da superfície e a colocação do ponto de medição em uma superfície; enquanto, manualmente no modelo físico, mesmo ao se aproximar do objeto, o paquímetro digital é apoiado em um determinado ponto, sem tecnologia de expansão de superfície.

Em relação à precisão, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos analisados, demonstrando boa repetibilidade entre as tecnologias, o que pode ser justificado pela presença de um examinador experiente e calibrado.

Neste estudo, as medidas lineares foram escolhidas por ser uma etapa recomendada no planejamento do tratamento e que pode influenciar na decisão do tratamento. Anteriormente, a experiência do operador era observada como um fator que afeta a consistência dos resultados e que intervalos de medição mais longos podem reduzir a confiabilidade, no entanto, Koretsi *et al.*, (2019) constataram que a confiabilidade intra-observador é um método confiável para medições no modelo. Assim, neste estudo, para controlar as questões dos examinadores em medidas lineares, foram aplicadas 3 repetições em cada medida de um examinador experiente e calibrado e marcações pré-definidas nos modelos.

Dentre os pontos fortes do estudo podemos citar a observação da área edêntula, onde se concentrou os maiores EA obtidos, sendo necessário maiores estudos para que se possa melhorar esse valor. Além disso, abordar diferentes métodos de aquisição de imagens colaborou para que fosse possível avaliar se a veracidade tem melhor desempenho em diferentes dispositivos. Entre as limitações deste estudo estão: o uso apenas de medição linear; ausência de interferências clínicas (língua, saliva, brilho natural das estruturas orais); ausência de tecidos na varredura TCFC.

6.CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

Assim, podemos concluir que existem diferenças significativas dos modelos digitais obtidos com: IOS, EOS, TCFC, sendo o EOS o dispositivo que apresentou melhor desempenho em termos de veracidade, seguido do IOS e TCFC.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹

1

Conejo J, Dayo AF, Syed AZ, Mupparapu M. The Digital Clone: Intraoral Scanning, Face Scans and Cone Beam Computed Tomography Integration for Diagnosis and Treatment Planning. *Dent Clin North Am* 2021;65(3):529-53. doi: 10.1016/j.cden.2021.02.011.

Emara, A., Sharma, N., Halbeisen, F. S., Msallem, B., & Thieringer, F. M. (2020). Comparative evaluation of digitization of diagnostic dental cast (plaster) models using different scanning technologies. *Dentistry Journal*, 8(3). <https://doi.org/10.3390/DJ8030079>

Ender, A., & Mehl, A. (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985), 46(1), 9–17. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a32244>

Ferreira JB, Christovam IO, Alencar DS, da Motta AFJ, Mattos CT, Cury-Saramago A. Accuracy and reproducibility of dental measurements on tomographic digital models: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 2017;46(7):20160455. doi: 10.1259/dmfr.20160455.

Fortes JH, de Oliveira-Santos C, Matsumoto W, da Motta RJG, Tirapelli C. Influence of 2D vs 3D imaging and professional experience on dental implant treatment planning. *Clin Oral Investig*. 2018;23(2):929-936.

Jin SJ, Kim DY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of Dental Replica Models Using Photopolymer Materials in Additive Manufacturing: In Vitro Three-Dimensional Evaluation. *J Prosthodont* 2019;28(2):e557-e562. doi: 10.1111/jopr.12928

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT NBR 6023).

Kamio T, Suzuki M, Asaumi R, Kawai T. DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy. *3D Print Med* 2020;6(1):17. doi: 10.1186/s41205-020-00069-2

Kernen, F., Schlager, S., Alvarez, S., Mehrhof, J., Vach, K., Kohal, R., & Nelson, K. (n.d.). Accuracy of intraoral scans : An in vivo study of different scanning devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.007>

Kihara, H., Hatakeyama, W., Komine, F., Takafuji, K., Takahashi, T., Yokota, J., Oriso, K., & Kondo, H. (2020). Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), 109–113. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.010>

Koretsi V, Kirschbauer C, Proff P, Kirschneck C. Reliability and intra-examiner agreement of orthodontic model analysis with a digital caliper on plaster and printed dental models. *Clin Oral Investig* 2019;23(8):3387-96. doi: 10.1007/s00784-018-2772-8.

Kulczyk, T., Rychlik, M., Lorkiewicz-Muszyńska, D., Abreu-Głowacka, M., Czajka-Jakubowska, A., & Przysańska, A. (2019). Computed tomography versus optical scanning: A comparison of different methods of 3d data acquisition for tooth replication. *BioMed Research International*, 2019, 9–11. <https://doi.org/10.1155/2019/4985121>

Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>

Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: State of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 1–20. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>

Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art - Is it disruptive or destructive? *Dent Mater.* 2020 Jan;36(1):9-24. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.103. Epub 2019 Sep 14. PMID: 31526522.

Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595. doi: 10.1155/2017/8427595. Epub 2017 Sep 5. PMID: 29065652; PMCID: PMC5605789.

Wesemann, C., Muallah, J., Mah, J., & Bumann, A. (2017). Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence International*, 48(1), 41–50. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a37130>



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Comissão de Graduação

Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEX-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 509ª Reunião Ordinária, realizada em 02 de maio de 2022, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA).**

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador) no formulário de indicação de orientador (conforme anexo).

Ribeirão Preto, 22 de junho de 2022.

Prof. Dr. Michel Reis Messori
Presidente da Comissão de Graduação
FORP/USP

Ilma. Sra.

Profa. Dra. Maria Cristina Borsato

Presidente da Subcomissão para Avaliação dos TCCs da FORP

FORMULÁRIO DE INDICAÇÃO DE ORIENTADOR(A)

<u>DADOS PESSOAIS</u>	
Nome: Marianna Soares Nogueira Borges	
Nº USP: 10294366	Período: 9º período
Telefone de contato: (16) 98828-5263	E-mail USP: marianna.snborges@usp.br
<u>INFORMAÇÕES SOBRE O TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO</u>	
Nome do Orientador(a): Camila Tirapelli	
Departamento: DMDP	
Área de conhecimento: prótese	
Subárea: imaginologia	
<u>MODALIDADE</u>	
Modalidade:	
Pesquisa Científica, Tecnológica e Educacional	
<u>ACEITE DO(A) ORIENTADOR(A)</u>	

Eu, Prof(a). Dr(a). Camila Tirapelli, aceito ser orientador(a) do(a) aluno(a) supracitado(a), comprometendo-me a orientar, acompanhar e avaliar o desenvolvimento de seu Trabalho de Conclusão de Curso em todas as suas etapas.

Declaramos ter pleno conhecimento do Regulamento dos Trabalhos de Conclusão de Curso da FORP, estando, portanto, cientes de que este TCC poderá ser incluído na Biblioteca Digital de trabalhos Acadêmicos (BDTA) da USP.



Marianna Soares Nogueira Borges



Camila Tirapelli